



**PCEM1**

# **THÈME IV**

## **IMAGERIE MEDICALE**

### **BASES BIOPHYSIQUES**

ANNÉE UNIVERSITAIRE **2021-2022**

---

# INTRODUCTION A L'IMAGERIE MEDICALE

Le titre **IMAGERIE MEDICALE** désigne, comme son nom l'indique, l'utilisation en pratique médicale de tous les procédés permettant d'obtenir une image d'un « objet enfoui » dans le corps et non visible à l'œil nu. Cet objet peut être une petite lésion, un organe ou une région du corps. Parfois il peut s'agir d'un phénomène physiologique ou d'un comportement pathologique qu'on cherche à identifier. Dans tous les cas, l'image obtenue doit être fidèle à l'objet qui lui a donné naissance.

La première technique d'imagerie médicale, la **radiographie** est née à la fin du 19<sup>ème</sup> siècle à la suite des travaux d'un physicien allemand du nom de Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923). Dans l'obscurité de son laboratoire, il étudiait l'électricité dans un tube cathodique quand en interposant par hasard sa main devant le tube, il vit ses propres os. En plaçant derrière sa main, un papier recouvert d'une substance photographique, il pouvait même en obtenir un cliché. Comme on ne savait pas de quoi il s'agissait, on qualifia de « X » ces nouveaux « rayons de l'invisible » en référence à l'inconnue X en mathématiques. Ce procédé qui permettait de voir à l'intérieur du corps humain sans avoir à l'ouvrir marqua la découverte des rayons X. Cette découverte a valu à Röntgen de recevoir la médaille Rumford en 1896 et le premier prix Nobel de physique en 1901. Depuis, de nombreuses améliorations ont été apportées à ce principe révolutionnaire, pour aboutir à la radiologie telle que nous la connaissons aujourd'hui.

Quelques décennies plus tard, l'apport de l'informatique a aidé à la mise au point du **scanner ou Tomodensitomètre** par Allan Mc Cormack et Godfrey N. Hounsfield : Lors d'une sortie à la campagne, Sir **Godfrey Newbold Hounsfield**, un ingénieur britannique (1919 - 2004) a eu l'idée qu'on peut déterminer le **contenu d'une boîte** à partir de clichés radiographiques pris selon différents angles autour de la boîte. Il entama la construction d'un ordinateur qui prendrait comme données des clichés radiographiques pris selon différents angles d'un même objet pour reconstruire une image de l'objet en tranches. L'application de cette idée au domaine médical le conduisit à proposer ce que l'on appelle aujourd'hui la **tomodensitométrie** (en anglais CT-scan), appelée plus communément **scanner**. À ce moment, Hounsfield ignorait que **Allan MacLeod Cormack**, un physicien sud-africain (1924 -1998), devenu américain en 1966, avait établi la théorie mathématique décrivant un tel appareil. **Cormack et Hounsfield** seront récompensés pour cette découverte, par le Prix Nobel de physiologie ou médecine en 1979.

À côté des rayons X, d'autres principes physiques ont été découverts tout au long du XX<sup>ème</sup> siècle, inspirant de nouvelles techniques d'imagerie médicale. Ainsi, la propagation des ultrasons était utilisée par les SONAR (**SO**und **NA**avigation **R**anging) dès 1915 (pour détecter les icebergs suite au naufrage du Titanic...) ; c'est un demi-siècle plus tard (en 1955) qu'Inge Edler (1911-2001), un cardiologue suédois, a eu l'idée de mettre au point sur le même principe, l'**échographie** pour diagnostiquer les sténoses mitrales.

La résonance des noyaux des atomes (résonance nucléaire) soumis à un champ magnétique a été découverte en 1945 par Edward Purcell et Felix Bloch, tous deux prix Nobel en 1952. En 1973 le chimiste américain Paul Lauterbur obtient, chez un animal, le premier cliché en **imagerie par résonance magnétique (IRM)**. Indépendamment, mais en parallèle, Peter Mansfield propose une méthode ressemblante et introduit la technique d'imagerie écho-planaire (permettant la capture de nombreuses images en peu de temps) en 1977. Les premiers clichés **de tissus humains seront produits en 1975** par Mansfield et en **1977 la première image d'un corps humain vivant** sera réalisée par Raymond Vahan Damadian (il dirigera la fabrication des premiers appareils commerciaux).

En reconnaissance de « leurs découvertes concernant l'imagerie par résonance magnétique » ou IRM, Peter Mansfield et Paul Lauterbur furent récompensés par le Prix Nobel de physiologie ou médecine en 2003.

Enfin, la découverte de la radioactivité naturelle par Henri Becquerel, Pierre et Marie Curie, puis de la radioactivité artificielle par Irène et Frédéric Joliot-Curie en 1934 ont conduit au développement de la médecine nucléaire, avec la **scintigraphie planaire** dans les années 50 puis la **tomoscintigraphie par émission mono photonique (TEMP)** dans les années 70 et enfin avec la **tomographie par émission de positons (TEP)** dans les années 1990. En 2014, il est courant de parler d'imagerie moléculaire, d'imagerie multimodale ou d'imagerie hybride à travers la fusion de deux types d'images afin d'augmenter la puissance diagnostique de l'image finale ainsi obtenue. On parle de TEMP-TDM, de TEP-TDM et plus récemment de TEP-IRM.

Au cours des dix dernières années, l'imagerie médicale a bénéficié à la fois de l'évolution technologique et du formidable essor de l'outil informatique qui, par le biais de la numérisation de l'image, a permis de faciliter considérablement son utilisation (traitement de signal, amélioration du contraste, stockage, archivage, visualisation à distance, télé radiologie, télé médecine... etc.).

Il faut savoir que si certaines de ces techniques ne présentent aucun risque pour les patients explorés, comme c'est le cas de l'échographie et de l'IRM qui ne sont pas contre-indiquées chez la femme enceinte ; d'autres, par contre, utilisent les **rayonnements ionisants (RI)** et peuvent avoir des conséquences indésirables sur la santé du malade et parfois de l'utilisateur. Parmi ces techniques il y a la radiologie conventionnelle, le scanner, les techniques scintigraphiques et le PET-Scan qui doivent de ce fait, être utilisées avec beaucoup de précautions. L'augmentation des doses de radiation en imagerie médicale par scanner est devenue un sujet de préoccupation de beaucoup de professionnels de la santé à travers le monde.



**Wilhelm Conrad Röntgen**



**Henri Becquerel**



**Pierre Curie**



**Marie Curie**



**Frederic Joliot-Curie**



**Irene Joliot-Curie**



**Allan M Cormack**



**Godfrey N. Hounsfield**



**Felix BLOCH**



**Edward PURCELL**



**Peter Mansfield**



**Paul Lauterbur**

*De point de vue économique, le développement de toutes ces technologies présente un coût qui se répercute obligatoirement sur le coût final de l'examen. Le médecin prescripteur (médecin généraliste, médecin de famille, médecin référent, médecin traitant) devra raisonner en termes d'économie de santé. Il essaiera d'établir une stratégie d'exploration adaptée à chaque cas afin de parvenir à un diagnostic probant en évitant les indications abusives sources de gaspillage et d'irradiations inutiles.*

*Dans beaucoup de centres, la mise en place d'un système **PACS** (**P**icture **A**rchive and **C**ommunication **S**ystem) permet un archivage numérique de l'ensemble des examens réalisés par les différentes modalités d'imagerie que l'on peut ensuite intégrer directement dans le dossier informatisé du patient.*

*Un des défis de l'imagerie biomédicale en ce début de XXI<sup>ème</sup> siècle, est de concevoir des systèmes d'acquisition multimodaux simultanés, partageant un même champ de vue, dont les avantages seraient multiples puisqu'ils permettraient de corréler spatialement, en temps réel, les différentes informations recherchées.*

*Voici pour lecture un extrait de l'introduction à une conférence présentée sur le sujet par le Pr André SYROTA, directeur général de l'Institut National français de la Santé et de la Recherche Médicale (INSERM), ancien directeur des sciences*

du vivant au commissariat à l'Énergie Atomique (CEA) depuis 1993 et médecin spécialiste en Biophysique & Médecine Nucléaire et en Imagerie médicale. : « L'imagerie médicale a sans aucun doute entraîné ces vingt dernières années une transformation radicale dans la façon d'aborder le diagnostic et le suivi thérapeutique. Un diagnostic de localisation d'une lésion cérébrale qui nécessitait un examen clinique long et minutieux par un neurologue expérimenté se fait aujourd'hui avec une précision millimétrique grâce au scanner ou à l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Là où le maître entouré de ses élèves démontrait que la lésion ischémique ou tumorale devait siéger au niveau de tel noyau du thalamus (la vérification ayant lieu malheureusement souvent quelques semaines plus tard sur les coupes de cerveau), le neuro-radiologue parvient au même résultat en quelques minutes. On pourrait multiplier les exemples ; là où le cardiologue se fiait à son auscultation et à des clichés de thorax, l'échocardiographie montre en temps réel les mouvements des valves cardiaques et la dynamique de la contraction ventriculaire, la scintigraphie myocardique précise la localisation des zones de myocarde ischémique et les anomalies de sa contraction ; demain l'IRM permettra de voir la circulation coronaire et le tissu myocardique et remplacera l'angiographie par voie artérielle. On pourrait encore citer l'échographie en obstétrique, en hépatologie ou en urologie, la scintigraphie dans la détection des lésions de la thyroïde, des métastases osseuses ou de l'embolie pulmonaire. Aujourd'hui la tomographie par émission de positons (TEP) est en train de devenir la méthode incontournable en cancérologie, non pas tant pour le diagnostic du cancer que pour en préciser l'extension, l'existence de métastases, l'évolution sous traitement après chimiothérapie, chirurgie ou radiothérapie ou encore l'apparition de récives ou de métastases tardives. Au milieu du 19<sup>ème</sup> siècle, l'inventeur de la médecine expérimentale, Claude Bernard indiquait à Ernest Renan qui l'a relaté, que « l'on ne connaîtrait la physiologie que le jour où l'on saura décrire le voyage d'un atome d'azote depuis son entrée dans l'organisme jusqu'à sa sortie ». Ce qui était totalement hors de portée du savant de cette époque, connaît en ce début du 21<sup>ème</sup> siècle une pleine réalisation grâce à une série d'avancées techniques rendues d'abord possibles par la radioactivité et aussi dans une certaine mesure par l'IRM et de toute façon par la combinaison de plusieurs méthodes lorsqu'on aborde la pathologie. C'est certainement dans la description du voyage fait par le médicament dans le corps que réside aujourd'hui une des avancées les plus intéressantes dans le domaine pharmaceutique. Mais nous verrons aussi que quand nous écoutons, parlons, bougeons, réfléchissons... certaines aires de notre cerveau s'activent. Cette activation électrique et chimique des neurones se traduit par une augmentation du débit sanguin local dans les régions cérébrales concernées par cette activation. La TEP d'abord puis en utilisant les mêmes principes physiologiques, l'IRM aujourd'hui permet de produire des images sensibles au débit sanguin, et ce, sans recours à l'injection d'une substance ou molécule particulière. Il ne peut s'agir de décrire les principes physiques, les indications de toutes ces méthodes et les résultats qu'elles permettent d'obtenir en clinique. Par contre la comparaison de l'origine et de l'évolution de trois de ces méthodes, la radiologie, la médecine nucléaire et l'imagerie par résonance magnétique nucléaire est intéressante. La perspective historique permet en effet de mieux comprendre la genèse, l'évolution et les indications de ces différentes méthodes qui ont toutes leur point de départ dans la physique ».

**L'objectif** de ce thème consiste essentiellement à donner à l'étudiant du premier cycle des études médicales, d'abord quelques « outils de base » pour lui permettre de comprendre la formation des images radiologiques classiques encore utilisées en pratique médicale, depuis la genèse du signal primaire dans le corps humain jusqu'à l'obtention de l'image finale sur support matériel ou sous forme virtuelle. À partir de là, il s'emploiera dans une deuxième phase à assimiler le concept d'imagerie médicale dans son ensemble et à connaître le principe de réalisation de l'image à travers chaque technique utilisée.

L'immersion hospitalière qui accompagnera cet enseignement aura pour principal objectif de montrer à l'étudiant, l'aspect extérieur et la configuration des appareils utilisés dans les services d'imagerie médicale, de lui permettre d'assister en temps réel et dans la mesure du possible, au fonctionnement de ces appareils et à leur manipulation et de voir au moins une fois une image obtenue par chaque technique.

À la fin de ce thème, l'étudiant devra être capable de distinguer entre les différents concepts d'imagerie médicale et les différentes appellations qui signifient parfois une même et unique chose (imagerie morphologique, imagerie fonctionnelle, imagerie métabolique, imagerie moléculaire, imagerie hybride, imagerie multimodale, imagerie nucléaire, imagerie de fusion... etc.), et de saisir l'importance de la place qu'occupera cette notion au cours de son cursus d'études médicales.

**Pr Mohamed Faouzi BEN SLIMENE**

**Post-Scriptum** : Il y a lieu de rendre hommage à tout le corps enseignant et à tout le personnel technique et administratif de la section de Biophysique de la Faculté de Médecine de Tunis depuis sa création en 1964 jusqu'à ce jour pour leur contribution à l'élaboration de ce document qui garde et gardera la marque et la trace de leurs efforts conjugués au fil des années. Une pensée particulière va à nos prédécesseurs et pionniers de la Biophysique en Tunisie : le Pr Louis GOUGEROT en tant que missionnaire, le Pr Hosn El Akba EL GHARBI Past-président de la WFUMB (The World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology) ainsi que le Pr Mohamed Faouzi BEN SLIMENE et feu le Pr Sadok MTIMET, anciens chefs de service de Biophysique et Médecine Nucléaire au centre anti-cancer de Tunis, l'Institut Salah Azaiez.

# SOMMAIRE

L'enseignement de ce thème débutera avec une 1<sup>ère</sup> séance d'introduction sur la structure de l'atome suivie de 18 séances de 2h chacune, réparties comme suit :

<b>Cours 1</b>	<i>Introduction, Structure de l'atome</i>	<b>2h</b>	<b>6</b>
<b>Cours 2</b>	<i>Radioactivité</i>	<b>2h</b>	<b>13</b>
<b>Cours 3</b>	<i>Production des rayons X</i>	<b>2h</b>	<b>22</b>
<b>Cours 4</b>	<i>Interactions des rayonnements ionisants avec la matière</i>	<b>4h</b>	<b>30</b>
<b>Cours 5</b>	<i>Les détecteurs des rayonnements ionisants</i>	<b>2h</b>	<b>38</b>
<b>Cours 6</b>	<i>Formation de l'image radiologique</i>	<b>2h</b>	<b>46</b>
<b>Cours 7</b>	<i>Imagerie par tomodensitométrie</i>	<b>2h</b>	<b>53</b>
<b>Cours 8</b>	<i>Image Radiologique Numérique</i>	<b>2h</b>	<b>63</b>
<b>Cours 9</b>	<i>Imagerie par résonance magnétique (IRM)</i>	<b>2h</b>	<b>65</b>
<b>Cours 10</b>	<i>Médecine Nucléaire 1</i>	<b>2h</b>	<b>75</b>
<b>Cours 11</b>	<i>Tomographie par émission de positrons (TEP)</i>	<b>2h</b>	<b>85</b>
<b>Cours 11bis</b>	<i>Imagerie hybride multimodale (TEP-TDM/PET-SCAN)</i>		<b>91</b>
<b>Cours 12</b>	<i>Radiobiologie</i>	<b>2h</b>	<b>93</b>
<b>Cours 13</b>	<i>Ultrasons - Échographie et Doppler</i>	<b>4h</b>	<b>108</b>
<b>TP 1</b>	<i>Radioactivité/Techniques de détection</i>	<b>2h</b>	<b>120</b>
<b>TP 2</b>	<i>Interactions des rayonnements avec la matière</i>	<b>2h</b>	<b>121</b>
<b>TP 3</b>	<i>Image radiologique 1</i>	<b>2h</b>	<b>124</b>
<b>TP 4</b>	<i>Image radiologique 2</i>	<b>2h</b>	<b>126</b>
<b>Révisions</b>			<b>135</b>

Ce recueil comporte 143 pages réparties comme suit :

<b>1<sup>ère</sup> Partie :</b>	<b>Cours intégrés</b>	<b>de la page 6 à la page 119</b>
<b>2<sup>ème</sup> Partie :</b>	<b>Cours/TP</b>	<b>de la page 120 à la page 134</b>
<b>3<sup>ème</sup> Partie :</b>	<b>Révisions</b>	<b>de la page 135 à la page 145</b>



# CHAPITRE 1 : STRUCTURE DE L'ATOME

## INTRODUCTION :

Le mot **atome** vient du grec atomos (*A : privatif et Tomos : coupe*). Étymologiquement, atome signifie la plus petite particule qu'on ne peut plus couper. Maintenant, on sait que les atomes ne sont pas indivisibles... mais le nom est resté !

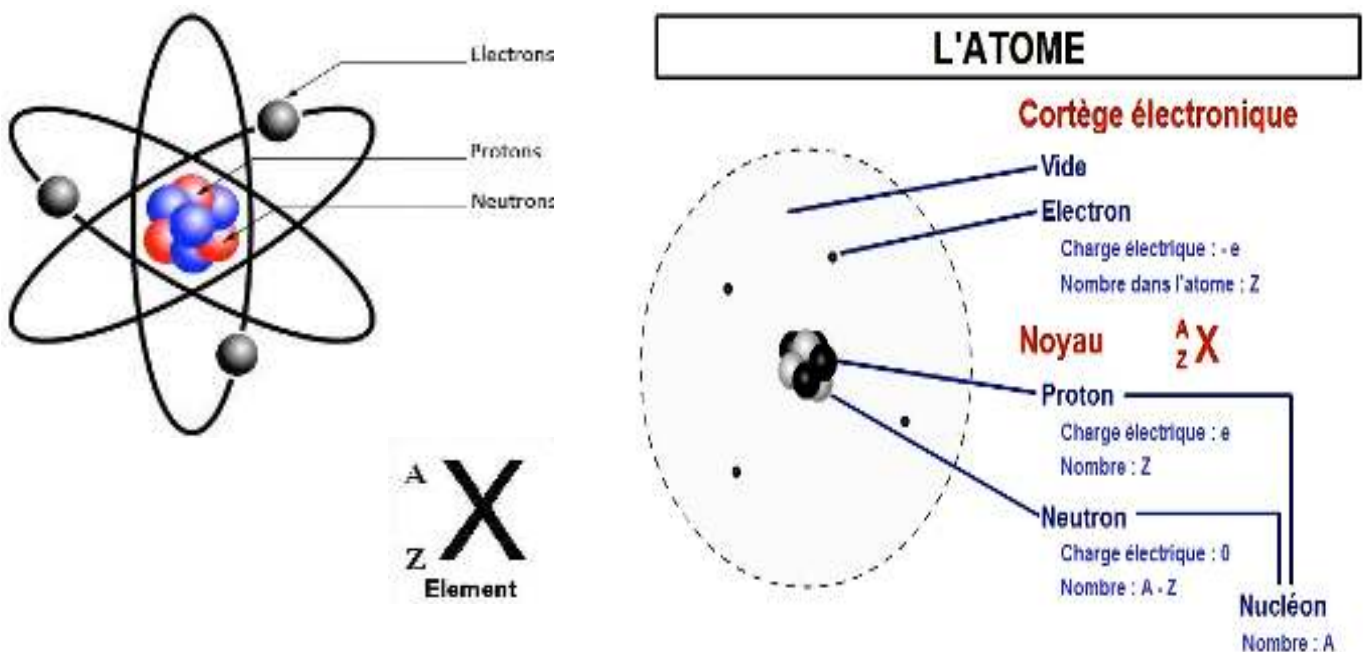
La structure des atomes était **totale**ment inconnue en 1895 ! C'est la **découverte des rayons X** par Röntgen en 1895 puis de la radioactivité par Henri Becquerel en 1896 et Pierre et Marie Curie à partir de 1898 qui a permis de commencer à comprendre la structure des atomes.

En 1897 les **électrons** ont été identifiés par J. J. Thomson, puis, en 1911, Ernest Rutherford met en évidence l'existence du **noyau atomique**. Après cette date, la notion de **proton** s'impose peu à peu et pendant plusieurs années, les physiciens pensaient que le noyau était formé de protons et d'électrons. Dans le même temps, pendant les années 1924-27, le développement de la mécanique quantique permet de décrire de manière précise le comportement des électrons des atomes. Le noyau lui restait inconnu...

En 1931, Irène et Frédéric Joliot-Curie observent les **neutrons**, mais sans comprendre leur nature. En 1932, James Chadwick montre que le neutron est un partenaire neutre du proton. La structure de l'atome dans son ensemble commençait à être enfin comprise... du moins pour un temps.

## 1 - STRUCTURE DE L'ATOME

Un atome est constitué d'un noyau autour duquel gravitent des électrons. Le noyau est constitué d'un assemblage de nucléons (protons+neutrons). L'atome est électriquement neutre, si bien que le nombre d'électrons (négatifs) qui gravitent autour du noyau sera le même que le nombre de protons (positifs) contenus dans le noyau.



Un atome a une taille de l'ordre de  $10^{-10}$  m, soit un dixième de milliardième de millimètre !

Le noyau atomique a une taille de l'ordre de  $10^{-15}$  m, soit cent mille fois plus petit que l'atome lui-même ! Un électron est théoriquement une particule ponctuelle, sa taille est inférieure à  $10^{-18}$  m, soit au moins cent millions de fois plus petit que l'atome !

- Un atome est donc très petit : il y a onze milliards de milliards d'atomes de fer dans un milligramme de fer !
- La masse d'un nucléon est de  $1,7 \cdot 10^{-27}$  kg, soit moins de deux millièmes de milliardièmes de milliardième de milligramme !
- Les protons et les neutrons ont quasiment la même masse.
- La masse d'un électron est de  $9,1 \cdot 10^{-31}$  kg, soit 1836 fois moins qu'un nucléon !

Il n'est pas nécessaire de retenir la valeur de la masse de l'électron. Par contre il est utile de savoir que cette masse est beaucoup plus petite que celle d'un nucléon (environ 2000 fois plus petite) ce qui nous autorise à négliger la masse des électrons devant celle des nucléons. Nous pouvons donc considérer avec une très bonne approximation que la masse de l'atome est pratiquement égale à la masse de son noyau.

Ainsi, **99,97% de la masse d'un atome est dans son noyau !** Comme le noyau est très petit, la masse d'un atome est donc très concentrée. Si on supprimait le vide qu'il y a autour des noyaux des atomes, la Terre pourrait tenir dans une sphère de seulement 180 m de rayon !

Les électrons autour du noyau n'ont pas une orbite elliptique comme un satellite autour de la Terre. Le mouvement des électrons obéit à la mécanique quantique et il n'existe pas de trajectoire de l'électron équivalente à la trajectoire d'un satellite. On peut seulement déterminer la probabilité de présence d'un électron à un endroit donné.

À l'heure actuelle, les physiciens et les chimistes pensent qu'un atome peut être modélisé par une structure présentant un noyau autour duquel existe une zone sphérique centrée sur le noyau et dans laquelle il y a une **certaine probabilité** de trouver les électrons : cette partie de l'atome est appelée **nuage électronique**.

On donne ci-contre un dessin d'un modèle probabiliste de l'atome d'hydrogène composé d'un noyau et d'un **unique** électron.

Le volume du noyau est **un million de milliards de fois plus petit** que celui de l'atome. Le volume de l'atome est défini comme le volume dans lequel on a une chance non négligeable de trouver un des électrons de cet atome.

Le noyau atomique a une charge électrique positive, grâce aux protons, alors que les électrons ont une charge électrique négative. Ainsi, parce que leurs charges électriques sont opposées, le noyau atomique et les électrons **s'attirent**, ce qui permet aux atomes de ne pas perdre leurs électrons. Les électrons et le noyau d'un atome sont liés par l'**interaction électromagnétique**.

Lorsque deux atomes sont suffisamment proches l'un de l'autre, ils peuvent échanger certains de leurs électrons, cet échange permet alors de lier ces deux atomes en un objet composite qui est une **molécule**. Ce processus est une **réaction chimique**.

Un **ion** est un atome ou une molécule dont on a **enlevé ou ajouté un ou plusieurs électrons**. Un ion positif est appelé **cation** et un ion négatif est appelé **anion**. L'**ionisation** de la matière consiste à arracher des électrons aux atomes. La grande majorité des systèmes de détection des particules est basée sur l'ionisation.

Il existe dans la nature une centaine de types d'atomes qui ont été regroupés selon leurs analogies chimiques par Mendeleïev en 1869 sur un tableau qui porte son nom.

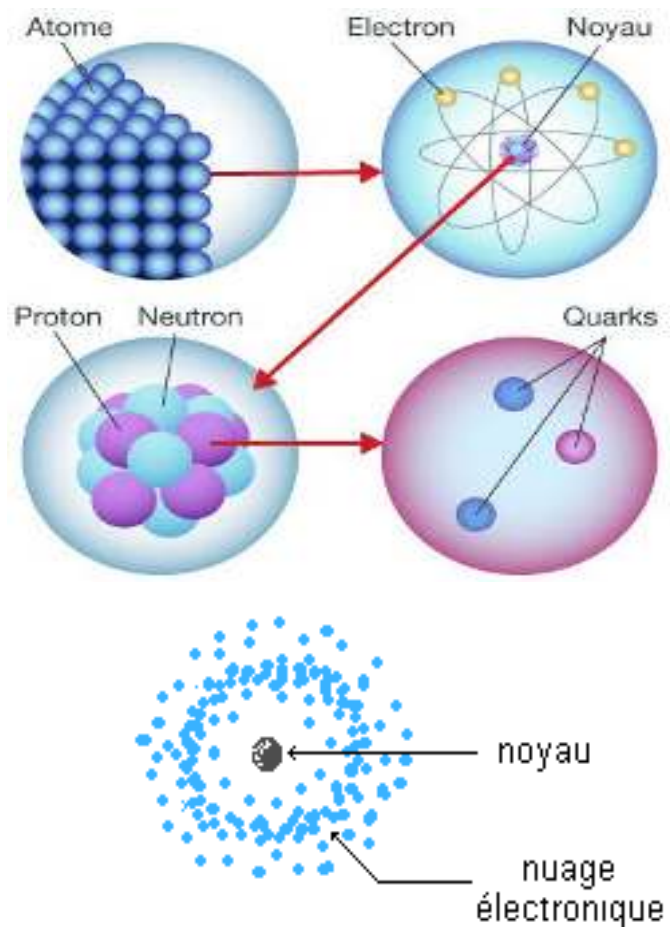
Selon le modèle atomique de Bohr, les électrons se répartissent sur différentes couches électroniques (couches K, L, M, N...) autour du noyau atomique, correspondant à des niveaux énergétiques déterminés donnés par la relation :

$$E_n = - \frac{13,6.Z^2}{n^2}$$

$n$  : nombre quantique principal ( $n$  est entier,  $n = 1, 2, 3, 4...$  correspondant respectivement aux couches K, L, M, N ...)

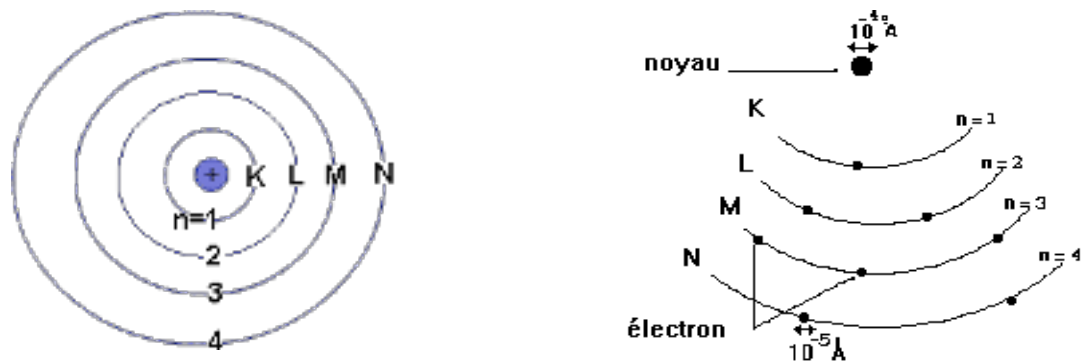
L'électron se trouvant sur une couche  $i$  a une énergie de liaison :

$W_i = - E_i$  ( $E_i$  niveau d'énergie de la couche  $i$ ).



**Représentation probabiliste  
d'un atome d'hydrogène**

Fig. 1 : Ordre de grandeur des diamètres d'un noyau et de l'électron



Les niveaux d'énergie de l'atome sont quantifiés.

- Si un électron gagne de l'énergie, il passe d'un niveau  $i$  à un niveau  $j$  tel que  $E_i > E_j$ . L'atome est alors dans un état **excité**.
- Il y a **ionisation**, lorsqu'un électron est arraché à l'atome, celui-ci est alors **ionisé**.

Lorsqu'un électron tombe d'un niveau supérieur  $E_j$  à un niveau inférieur  $E_i$ , il y a émission d'un photon d'énergie  $W = h\nu = hc/\lambda = (E_j - E_i)$  avec :

$h$  = Constante de Planck =  $6,62 \cdot 10^{-34}$  J.s

$c$  = célérité de la lumière dans le vide =  $3 \cdot 10^8$  m.s<sup>-1</sup>

$\nu$  = fréquence de l'onde associée au photon

$\lambda$  = longueur d'onde de l'onde associée au photon.

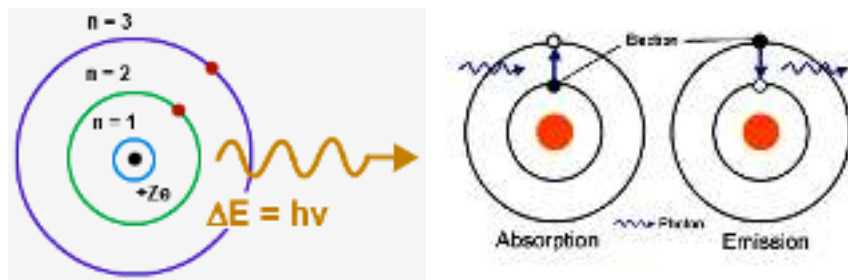


TABLEAU PÉRIODIQUE DES ÉLÉMENTS ou Tableau de Mendeleïev

1 H Hydrogène																	2 He Hélium														
3 Li Lithium	4 Be Béryllium																	5 B Bore	6 C Carbone	7 N Azote	8 O Oxygène	9 F Fluor	10 Ne Neon								
11 Na Sodium	12 Mg Magnésium																	13 Al Aluminium	14 Si Silicium	15 P Phosphore	16 S Soufre	17 Cl Chlore	18 Ar Argon								
19 K Potassium	20 Ca Calcium	21 Sc Scandium	22 Ti Titane	23 V Vanadium	24 Cr Chrome	25 Mn Manganèse	26 Fe Fer	27 Co Cobalt	28 Ni Nickel	29 Cu Cuivre	30 Zn Zinc	31 Ga Gallium	32 Ge Germanium	33 As Arsenic	34 Se Sélénium	35 Br Brome	36 Kr Krypton														
37 Rb Rubidium	38 Sr Strontium	39 Y Yttrium	40 Zr Zirconium	41 Nb Niobium	42 Mo Molybdène	43 Tc Technétium	44 Ru Ruthénium	45 Rh Rhodium	46 Pd Paladium	47 Ag Argent	48 Cd Cadmium	49 In Indium	50 Sn Étain	51 Sb Antimoine	52 Te Tellure	53 I Iode	54 Xe Xénon														
55 Cs Césium	56 Ba Baryum	57 La Lanthane	58 Ce Cérite	59 Pr Praseodyme	60 Nd Néodyme	61 Pm Prométhée	62 Sm Samarium	63 Eu Europée	64 Gd Gadolinium	65 Tb Terbium	66 Dy Dysprosium	67 Ho Holmium	68 Er Erbium	69 Tm Thulium	70 Yb Ytterbium	71 Lu Lutécium	72 Hf Hafnium	73 Ta Tungstène	74 W Wolfram	75 Re Rhenium	76 Os Osmium	77 Ir Iridium	78 Pt Platine	79 Au Or	80 Hg Mercure	81 Tl Thallium	82 Pb Plomb	83 Bi Bismuth	84 Po Polonium	85 At Astatine	86 Fr Francium
87 Fr Francium	88 Ra Radium	89 Ac Actinium	90 Th Thorium	91 Pa Protactinium	92 U Uranium	93 Np Neptunium	94 Pu Plutonium	95 Am Americium	96 Cm Curium	97 Bk Berkélium	98 Cf Californium	99 Es Einsteinium	100 Fm Fermium	101 Md Mendelevium	102 No Nobelium	103 Lr Lawrencium	104 Rf Rutherfordium	105 Db Dubnium	106 Sg Seaborgium	107 Bh Bohrium	108 Hs Hassium	109 Mt Meitnerium	110 Ds Darmstadtium	111 Rg Roentgenium	112 Unb Unbinilium	113 Uut Ununtrium	114 Uuq Ununquadium	115 Uup Ununpentium	116 Uuh Ununhexium	117 Uus Ununseptium	118 Uuo Ununoctium

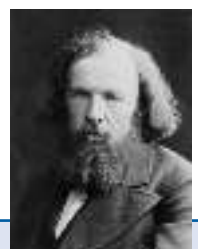
Numéro atomique

Masses atomiques

État

Électron(s)

Symbole atomique



**Dmitri Ivanovitch Mendeleïev**, (Tobolsk 1834-Saint-Petersbourg 1907). Chimiste russe, il a étudié la compression des gaz, l'air raréfié et l'isomorphisme, mais il est surtout l'auteur de la **classification périodique des éléments chimiques** (1869), dans laquelle il laissa des cases vides correspondant à des éléments qui ne furent découverts que par la suite.

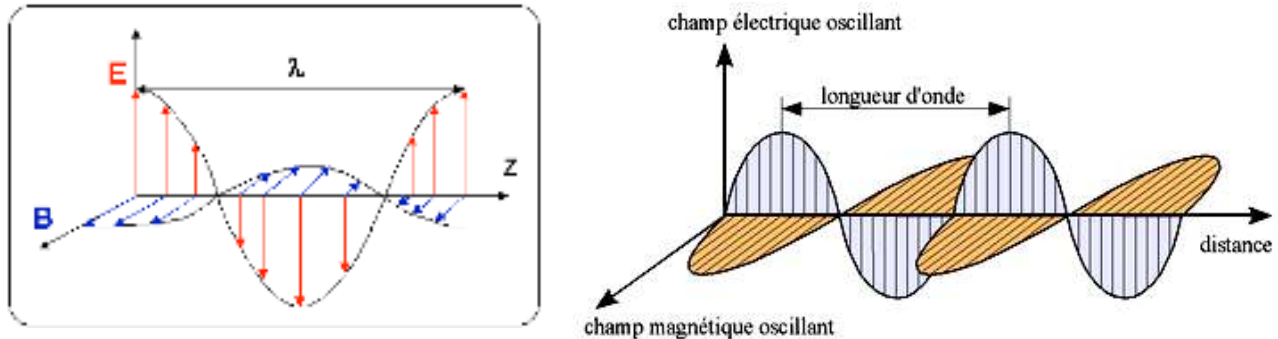


## 2 - RAYONNEMENT ÉLECTROMAGNÉTIQUE

### 2.1 - DÉFINITIONS :

#### 2.1.1 ONDE ÉLECTROMAGNÉTIQUE

Une onde électromagnétique comporte à la fois un champ électrique et un champ magnétique oscillant à la même fréquence. Ces deux champs, perpendiculaires l'un par rapport à l'autre se propagent dans un milieu selon une direction orthogonale (figure ci-dessous).



L'amplitude d'une onde électromagnétique varie de façon sinusoïdale au cours de sa propagation. La propagation de ces ondes s'effectue à une vitesse qui dépend du milieu considéré. Dans le vide, la vitesse de propagation est égale à  $3 \cdot 10^8 \text{ m.s}^{-1}$ .

**Une onde électromagnétique est caractérisée par plusieurs grandeurs physiques :**

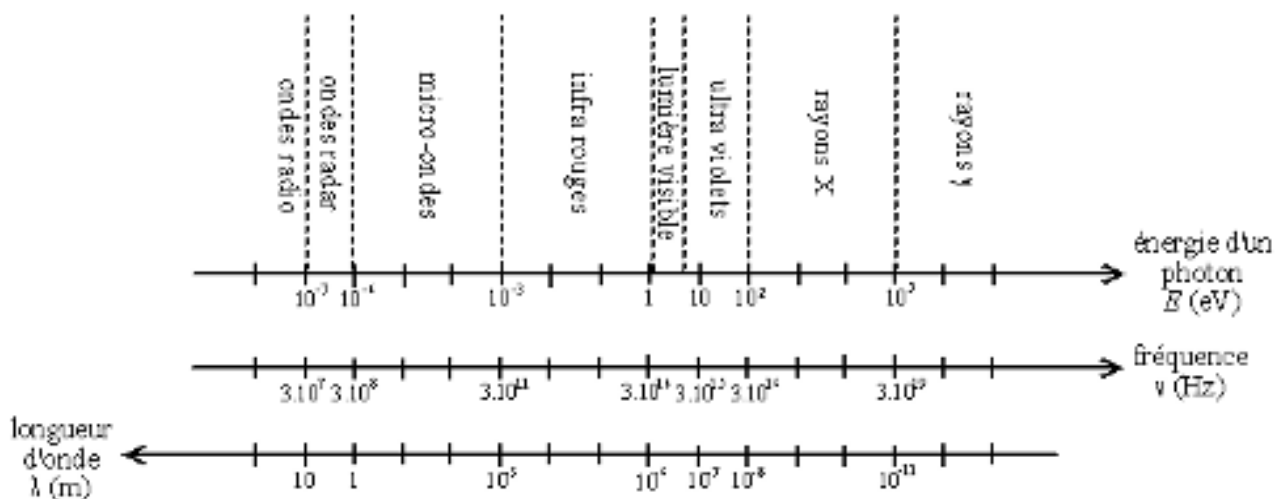
- **La longueur d'onde ( $\lambda$ )** : distance entre 2 maximum, elle exprime le caractère oscillatoire périodique de l'onde dans l'espace. C'est la distance séparant deux crêtes successives. Elle est mesurée en mètre ou en l'un de ses sous-multiples.
- **La période (T)** : elle représente le temps nécessaire pour que l'onde effectue un cycle. L'unité est la seconde.
- **La fréquence (n)** : inverse de la période, elle traduit le nombre de cycles par unité de temps. Elle s'exprime en Hertz (Hz) - un Hz équivaut à une oscillation par seconde - ou en multiples du Hertz.

**Longueur d'onde et fréquence sont unies par la relation :  $\lambda n = c$**

Où :  
-  $\lambda$  : longueur d'onde de l'onde électromagnétique  
-  $c$  : vitesse de la lumière ( $3 \cdot 10^8 \text{ m.s}^{-1}$ )  
-  $n$  : la fréquence de l'onde

Les ondes électromagnétiques peuvent être classées selon le schéma suivant :

**Spectre des ondes électromagnétiques**



#### 2.1.2 RAYONNEMENTS IONISANTS

Une onde électromagnétique est dite **ionisante** lorsque son énergie est suffisante pour arracher un électron à une structure moléculaire ou atomique. De ce fait l'énergie minimale E d'un rayonnement ionisant (RI) est  $E = 13,6 \text{ eV}$ , c'est le cas des rayons X, rayons γ, particules α, particules β. Par contre la lumière visible, les rayons ultraviolets, les rayons infrarouges et les ondes radio sont des rayonnements non ionisants.

## 2.2 - DUALITÉ ONDE - CORPUSCULE

Louis de Broglie a montré que la lumière est formée d'ondes et de corpuscules qui constituent deux aspects complémentaires des rayonnements électromagnétiques.

Ces corpuscules sont appelés photons d'énergie  $E$  et de longueur d'onde  $\lambda$ , tq :

$$E = (h\nu) = \frac{hc}{\lambda}$$

$h$  : constante de Planck =  $6,610^{-34}$  J.S

$c$  : vitesse de la lumière =  $3.10^8$  m/s

$E$  peut être exprimée en **électron-volt (eV)**. **1 électron Volt (eV)** : énergie acquise par un électron lorsqu'il est soumis à une différence de potentiel (d. d. p.) de 1 volt.

$1 \text{ eV} = 1,6 \times 10^{-19}$  Joule ;  $1 \text{ Kev} = 10^3 \text{ eV}$ .

Unités : Système international (SI) :	$E$ en Joule,	$\lambda$ en m,	$(hc = 1,98 \cdot 10^{-25} \text{ J.m})$
Système usuel (SU) :	$E$ en keV,	$\lambda$ en Å,	$(hc = 12,4 \text{ keV. Å})$

$$E \text{ peut s'écrire alors : } E (\text{keV}) = \frac{12,4}{\lambda(\text{Å})}$$

De même, on peut **associer** à toute particule (électron, proton) de masse  $m$  et de vitesse  $v$ , une onde dont la longueur d'onde est :

$$\lambda = \frac{h}{m \cdot v}$$

$h$  : constante de Planck,

$m$  : masse de la particule,

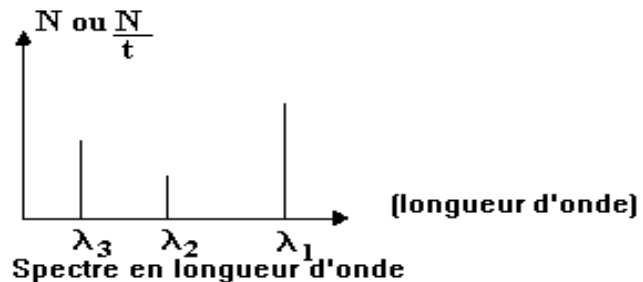
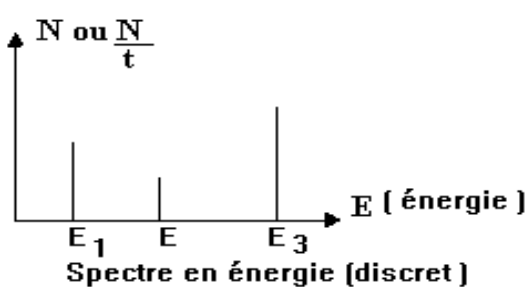
$v$  : vitesse de la particule

## 2.3- NOTION DE SPECTRE D'UN RAYONNEMENT

**a - Définition :** Le spectre d'un rayonnement est le graphique qui exprime l'importance relative des diverses radiations composant un rayonnement quelconque. Il traduit la distribution, en fonction de l'énergie ou de la longueur d'onde, des photons qui constituent le rayonnement électromagnétique.

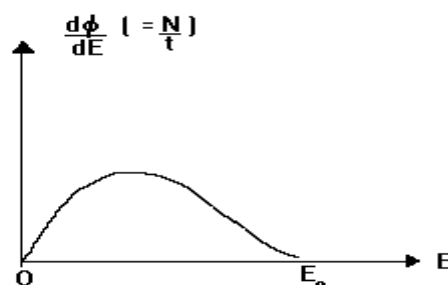
**b - Différents types de spectre :** On distingue deux types de spectres : les spectres de raies et les spectres continus.

\* **Spectre de raies :** On porte en abscisse l'énergie ou la longueur d'onde. En ordonnée, on porte généralement le nombre de photons  $N$  ou le nombre de photons par unité de temps.



\* **Spectre continu :** Si le rayonnement étudié est constitué de photons dont l'énergie varie entre 0 et  $E_0$ , on représente souvent en pratique  $N/t$  en fonction de  $E$

**Spectre continu en énergie**



### 3 - NUCLIDES – NUCLEIDES - NUCLEONS

**RAPPELS :** Le noyau est un assemblage compact de  $Z$  protons et de  $N$  neutrons, formant un système constitué par  $A$  nucléons, tels que :  $A = Z + N$

Il y a exactement le **même nombre** d'électrons et de protons dans un atome, un atome est donc **électriquement neutre**. Le nombre d'électrons (ou de protons) dans un atome détermine ses propriétés physiques et chimiques, c'est le **nombre atomique**.

Un nuclide ou nucléide représente le noyau atomique d'une espèce nucléaire donnée. Il existe 325 nuclides naturels, dont 274 stables et 51 nuclides instables. Depuis 1934, on est capable de produire d'autres nuclides, ce sont les nuclides artificiels. On en connaît plus de 1200.

- Le nuclide est représenté symboliquement par :  $X$  : symbole chimique

On écrit :  ${}^A_Z X^N$  ou  ${}^A_Z X$  avec :  $N$  : nombre de neutrons  
 $Z$  : nombre de protons ou numéro atomique.  
 $A$  : nombre de nucléons ou nombre de masses  $A = Z + N$

- Le proton ( ${}^1_1 p$ ) est le noyau de l'atome d'hydrogène de charge  $e = 1,6 \cdot 10^{-19}$  Coulomb et de masse  $m_p = 1,007275$  u.m. a. (unité de masse atomique)
- Le neutron ( ${}^1_0 n$ ) a une charge nulle et une masse  $m_n = 1,008665$  u.m. a., légèrement supérieure à celle du proton

#### REMARQUES :

- L'unité de masse atomique (u.m. a.) est par définition le  $1/12$ e de la masse de l'atome de carbone. (Masse molaire du carbone  $M = 12$  g).

$$1 \text{ u.m.a.} = \frac{1}{12} \cdot \frac{12}{N} = \frac{1}{N} = 1,66 \cdot 10^{-27} \text{ kg} \quad N = 6,23 \cdot 10^{23} \text{ (nombre d'Avogadro)}$$

Exemple :  $m_e = 0,00055 \text{ uma} = 9 \cdot 10^{-31} \text{ kg}$

- Les nucléons sont formés eux-mêmes de particules subnucléaires appelées : « quarks »  
Il y a deux types : « quarks up » (charge =  $+2/3$ ) et « quarks down » (charge =  $-1/3$ )

### 4 - ÉNERGIE DE LIAISON - DÉFAUT DE MASSE

Les nucléons sont soumis à trois types de forces :

- Les forces nucléaires attractives de très grande intensité qui assurent la cohésion du noyau. Ces forces intéressent aussi bien les protons que les neutrons.
- Les forces nucléaires répulsives qui empêchent l'interpénétration des nucléons.
- Les forces de répulsions électrostatiques dues aux forces de coulomb intervenant entre les protons et ayant un long rayon d'action.

Les forces nucléaires confèrent aux nucléons une énergie de liaison  $W$ , énergie qu'il faut dépenser pour les séparer complètement les uns des autres.

L'énergie  $W$  est donnée par la relation d'Einstein :  $W = \Delta M c^2$

c'est la vitesse de la lumière dans le vide

$\Delta M$  est par définition le défaut de masse. C'est-à-dire la différence de masse entre la masse globale du noyau  $m(A, Z)$  et la somme des masses des protons et des neutrons ( $Zm_p + Nm_n$ ) :  $\Delta M = Zm_p + Nm_n - m(A, Z)$

Les masses des nucléons peuvent être exprimées, soit en unités de masse atomique (u.m. a), soit en  $\text{MeV}/c^2$ .  $1 \text{ u.m.a} = 931,502 \text{ MeV}$

## EVALUATION FORMATIVE

### Test n° 1 :

Exprimer en Joules, en eV en kev et en Mev, l'énergie cinétique d'un électron accéléré par une d. d. p. égale à :

- 1 volt
  - 1000 volts
  - 100000 volts
- 

### Test n° 2 :

1 - Calculer la valeur de  $hc$  en  $\text{keV}\cdot\text{\AA}$

$c = 3.10^8 \text{ m/s}$ ,  $h = 6,62. 10^{-34} \text{ J.S.}$  (constante de Planck)

---

2 - Un élément radioactif émet un rayonnement monochromatique de photons d'énergie 2,48 Mev. Quelle est la longueur d'onde de ces photons en  $\text{\AA}$  ?

---

### Test n° 3 :

1 - Représenter sur deux schémas différents :

- a - Les niveaux d'énergie de l'atome d'Hydrogène pour :  $n = 1, 2, 3$ ,
- b - Les niveaux d'énergie de l'atome de Tungstène W pour :  $n = 1, 2, 3$ ,

2 - Dans quel domaine d'énergie se trouve la 1<sup>ère</sup> raie de la série L ?

a - dans le cas de l'Hydrogène

b - dans le cas du Tungstène

Les énergies de liaisons du Tungstène sont les suivantes :

$W_K = 69,51 \text{ keV}$ ,  $W_L = 10,2 \text{ keV}$ ,  $W_M = 1,8 \text{ keV}$

---

### Test n° 4 :

À partir des niveaux énergétiques du Tungstène (voir test 3)

1 - Calculer  $E_L - E_K$  ;  $E_\infty - E_L$  ;  $E_K - E_\infty$

---

Que représentent-ils ?

---

2 - Quelle est l'énergie (en keV) et la longueur d'onde en ( $\text{\AA}$ ) des raies d'émission K et L du Tungstène ? Les comparer aux raies de la série de L de l'Hydrogène :

$\lambda_\alpha = 6562 \text{ \AA}$  ;  $\lambda_\beta = 4861 \text{ \AA}$  ;  $\lambda_\gamma = 4340 \text{ \AA}$

---



# CHAPITRE 2 : LA RADIOACTIVITÉ

## Les objectifs éducationnels

Au terme de son apprentissage, l'étudiant devra être capable de :

1. Définir la radioactivité
2. Définir les noyaux isotopes.
3. Décrire les différents types de désintégration nucléaire.
4. Expliquer les lois de l'activité nucléaire.
5. Savoir calculer l'activité d'un échantillon
6. Expliquer le principe du générateur  $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ .

## Pré-requis :

- Cours : « Structure de l'atome ».

## 1 - INTRODUCTION :

En 1896, le physicien français Henri Becquerel a découvert que certains sels d'uranium provoquaient le noircissement de plaques photographiques entreposées à proximité. Il a conclu que ces sels émettent spontanément des rayonnements pénétrants. Il les appelle « rayons uraniques ». A la suite de cela, Pierre et Marie Curie parviennent, en 1898, à isoler d'autres éléments, le Polonium et le Radium, plus actifs que l'uranium et ils inventent le mot « radioactivité ».

La radioactivité est un phénomène physique au cours duquel les noyaux instables (radionucléides) se désintègrent d'une manière spontanée et aléatoire, en dégageant de l'énergie sous forme de rayonnement ionisants ( $\alpha$ ,  $\beta$  et  $\gamma$ ) pour se transformer en noyaux atomiques plus stables.

On distingue 2 sortes de radioactivité :

- la **radioactivité naturelle** qui concerne des éléments présents dans le sol, l'eau et l'air comme : l'uranium  $^{238}_{92}\text{U}$  et le radium  $^{226}_{88}\text{Ra}$ ,
- la **radioactivité artificielle** qui concerne les noyaux synthétisés dans les réacteurs comme le  $^{60}_{28}\text{Co}$ ,  $^{99}_{42}\text{Mo}$  etc.

→ On parle de « radioactivité artificielle » pour désigner la radioactivité due à des sources produites par l'homme. Depuis les années 40, 1500 éléments artificiels ont vu le jour. Ces éléments sont, pour la plupart, le fait de l'industrie nucléaire et d'essais militaires.

→ Deux domaines d'application sont directement concernés par les applications médicales de la radioactivité : il s'agit de la Radiothérapie d'une part et de la Médecine Nucléaire d'autre part. En imagerie, les applications de la radioactivité ne cessent de se développer par la mise au point de nouvelles techniques de détection comme la tomographie par émission de positrons (TEP), mais aussi par la découverte de nouvelles molécules traceuses ouvrant la voie à de nouvelles explorations dans des pathologies variées.

## 2- STABILITÉ - INSTABILITÉ

Sur 350 noyaux naturels, environ 60 sont instables, ainsi que presque tous les noyaux artificiels. Les noyaux stables gardent indéfiniment la même composition. En revanche, les noyaux instables (radioactifs) se désintègrent (se transforment) en émettant spontanément des particules alpha ( $\alpha$ ) ou beta ( $\beta$ ) souvent accompagnées d'un rayonnement gamma ( $\gamma$ )

Sur le diagramme (figure 1) représentant le nombre de protons (Z) en fonction du nombre de neutrons (N), on distingue:

- Les noyaux stables qui se trouvent dans une zone étroite proche de la bissectrice ( $N=Z$ ), appelée « vallée de stabilité »

Pour les éléments légers ( $Z < 20$ ), les noyaux stables ont un rapport  $N/Z$  proche de 1. Pour les éléments plus lourds,  $N/Z$

augmente et tend vers 1,5. Dans ce derniers cas, l'excès de neutrons a pour effet de contrebalancer la répulsion électrostatique entre les protons

- Les noyaux instables sont séparés en 3 zones:

**Zone I :** A gauche et au dessus de la vallée de stabilité figurent les noyaux ayant un **excès en neutrons**. Pour retrouver une certaine stabilité, ces radionucléides se désintègrent spontanément en émettant des électrons  $\beta^-$  : **c'est la radioactivité  $\beta^-$**

**Zone II :** A droite et en dessous de la vallée de stabilité figurent les noyaux **trop riches en protons**. Pour retrouver une certaine stabilité, ces radio-isotopes se désintègrent spontanément en émettant des positons ou positrons ( $\beta^+$ ) : **c'est la radioactivité  $\beta^+$**

**Zone III :** Concerne les noyaux lourds riches en neutrons et en protons ( $A > 170$ ). . Pour retrouver une certaine stabilité, ces radionucléide se désintègrent spontanément en émettant un noyau d'hélium (particule alpha) : **c'est la radioactivité  $\alpha$**

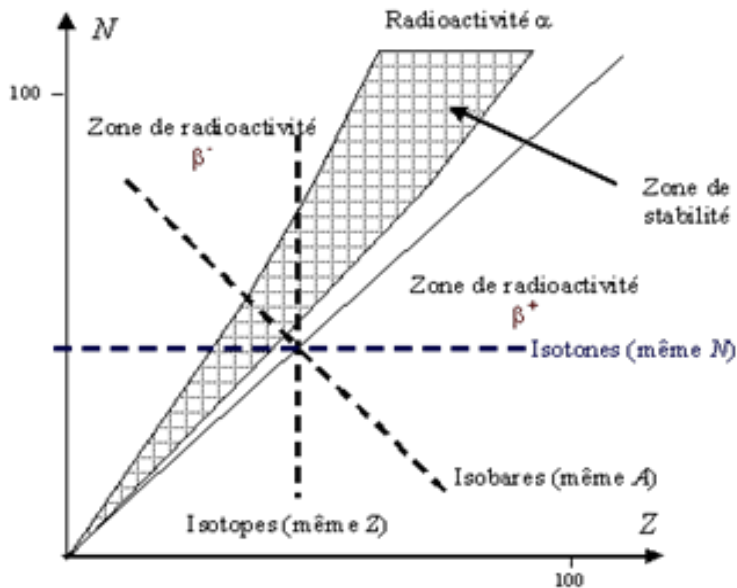


Figure 1 : Diagramme des Nucléides

### 3. NOMENCLATURE

- **Isobares** : noyaux ayant le même nombre de masse A, mais Z et N différents

Exemples :  $^{60}_{27}\text{Co}$ ,  $^{60}_{28}\text{Ni}$ , (A = 60)

- **Isotopes** : noyaux ayant le même Z, mais des A et N différents :

Exemples :  $^1_1\text{H}^0$ ,  $^2_1\text{H}^1$ ,  $^3_1\text{H}^2$  (Z = 1)

Les isotopes ont les mêmes propriétés chimiques et auront donc un comportement métabolique identique. C'est le principe de base de leur utilisation médicale.

- **Isotones** : noyaux ayant le même N, mais des A et Z différents :

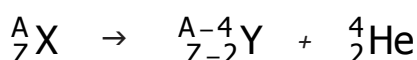
Exemples :  $^{16}_8\text{O}$ ,  $^{15}_7\text{N}$ ,  $^{14}_6\text{C}$  (N=8)

### 4 - TRANSFORMATIONS RADIOACTIVES

Lorsqu'on s'écarte de la vallée de stabilité, le noyau va se transformer de manière à revenir vers la zone de stabilité. Selon la région de départ, il existe différents types de désintégration.

#### 4.1 - DÉSINTÉGRATION $\alpha$ :

• Elle concerne les noyaux lourds ( $Z > 83$ ) : C'est l'émission spontanée d'un noyau d'hélium



- Le noyau lourd  ${}^A_ZX$  donne un nouveau noyau  ${}^{A-4}_{Z-2}Y$  et un noyau d'hélium  ${}^4_2\text{He}$  appelé particule ou rayonnement  $\alpha$ . Le noyau formé  ${}^{A-4}_{Z-2}Y$  peut être instable et se désintégrer à son tour par émission  $\alpha$  ou  $\beta$  ou gamma.

Figure 2 : Exemple de désintégration  $\alpha$   
: Transformation du Radium en Radon

- L'énergie libérée au cours de la désintégration est emportée par la particule  $\alpha$  sous forme d'énergie cinétique. (transformation monoénergétique).
- Le spectre d'émission  $\alpha$  est un spectre de raies centré sur l'énergie cinétique des particules,  $\alpha$ , car le rayonnement  $\alpha$  est monoénergétique. (figure 3)

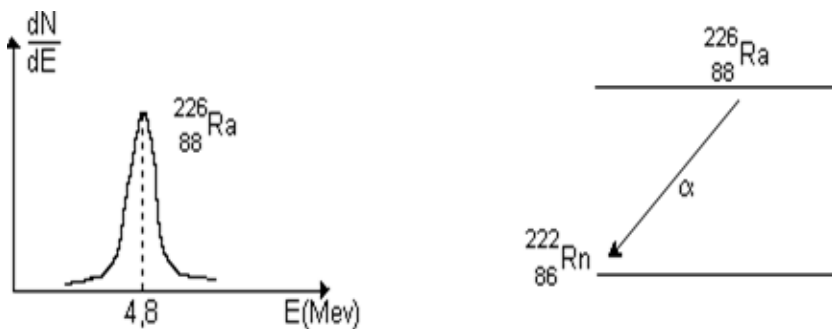
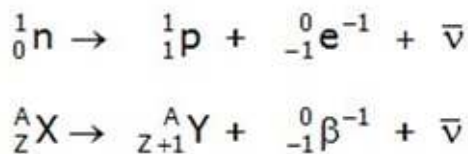


Figure 3 : Spectre d'émission  $\alpha$  du  ${}^{226}_{88}\text{Ra}$

## 4.2 - DÉSINTÉGRATION $\beta^-$ :

- La désintégration  $\beta^-$  concerne les nuclides instables de la Zone I, caractérisés par  $N > Z$ . Ces nuclides tendent à se stabiliser par transformation d'un neutron en proton. Le nuclide change de nature puisque  $Z$  change (figure 4).
- La transformation s'accompagne de l'émission d'une particule  $\beta^-$  (bêta moins) et d'un antineutrino  $\bar{\nu}$  :



$\beta^-$  est un électron d'origine nucléaire. On le représente par :  $\beta^- = {}_{-1}^0\beta^{-1}$

$\bar{\nu}$  est antineutrino de charge nulle et de masse négligeable. Il a été introduit et découvert par Pauli pour respecter la conservation de l'énergie.

- La désintégration  $\beta^-$  est une transformation isobarique (conservation de  $A$ ).
- Le spectre en énergie de  $\beta^-$  est continu, car l'énergie libérée au cours de la désintégration, va se répartir d'une façon aléatoire entre la particule  $\beta^-$  et l'antineutrino  $\bar{\nu}$ . Les particules  $\beta^-$  ont donc une énergie cinétique comprise entre 0 et  $E_{\max}$  (figures 5 et 6).  $E_{\max}$  représente la totalité de l'énergie fournie par la désintégration. La plupart des particules  $\beta^-$  ont, en moyenne, une énergie qui se situe vers  $E_{\max}/3$ .

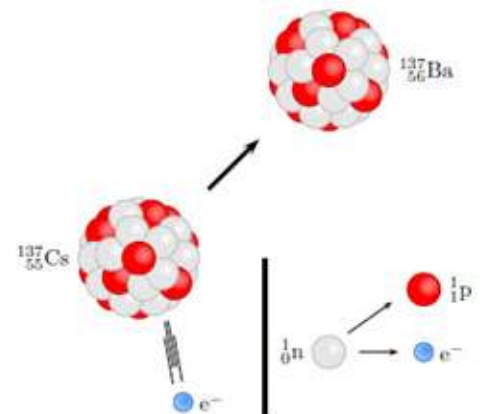


Figure 4 : Exemple de désintégration  $\beta^-$

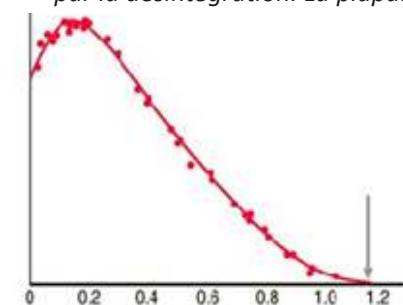


Figure 5 : Energie des électrons  $\beta^-$  (MeV)  
: Spectre continu

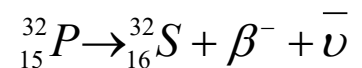
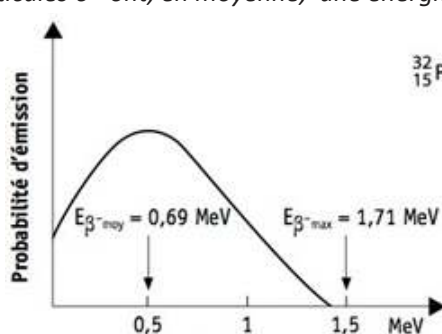
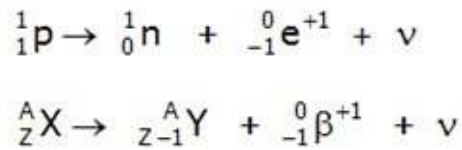


Figure 6 : Exemple de désintégration  $\beta^-$  du phosphore ( ${}^{32}\text{P}$ )

### 4.3 - DÉSINTÉGRATION $\beta^+$

- Les nuclides de la Zone II ont un excès de protons par rapport au critère de stabilité. Ils tendent à se stabiliser par transformation d'un proton en neutron. (figure 7).
- La transformation s'accompagne de l'émission d'un positron ( $\beta^+$ ) et d'un neutrino  $\nu$



$\beta^+$  est un électron de charge positive et d'origine nucléaire appelé positron ou positon

$\nu$  est un neutrino de charge nulle et de masse négligeable.

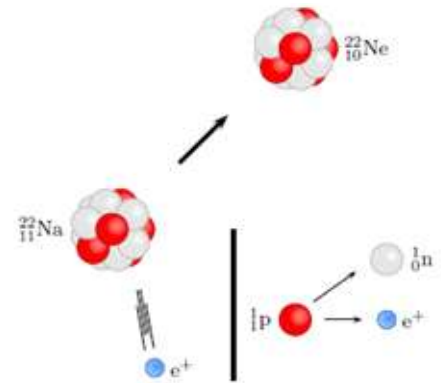


Figure 7 : Exemple de désintégration  $\beta^+$

- La désintégration  $\beta^+$  est une transformation isobarique avec changement de Z. C'est une **transmutation**.
- Le spectre de  $\beta^+$  est continu et passe par l'origine (figures 8 et 9), car l'énergie libérée est répartie d'une façon aléatoire entre la particule  $\beta^+$  et le neutrino  $\nu$ . Les particules  $\beta^+$  ont donc une énergie cinétique comprise entre 0 et  $E_{\max}$ .  $E_{\max}$  représente la totalité de l'énergie fournie par la désintégration. La plupart des particules  $\beta^+$  ont, en moyenne, une énergie qui se situe vers  $E_{\max}/3$ .

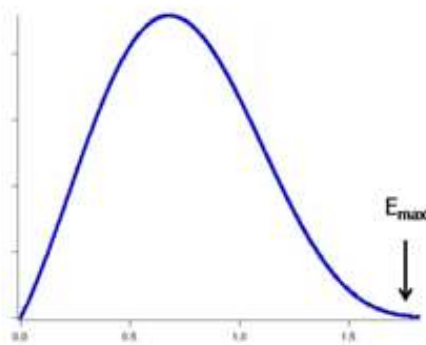


Figure 8 : Spectre en énergie des positrons  $\beta^+$  (MeV)

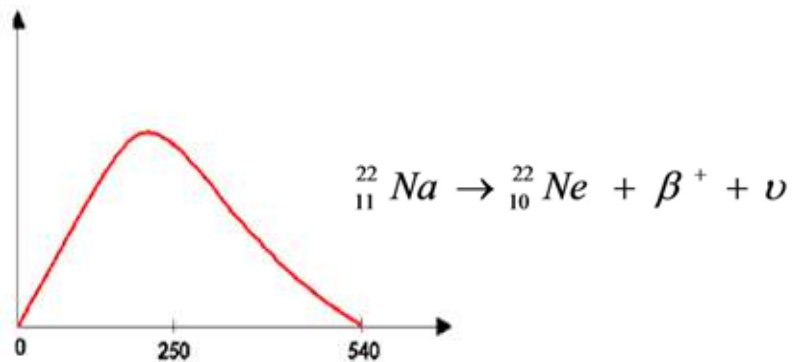


Figure 9 : Exemple de désintégration  $\beta^+$  du Sodium ( ${}^{22}\text{Na}$ )

: Spectre continu

- La particule  $\beta^+$  se combine, en fin de parcours, avec un électron. Le couple (électron-positron) se désintègre ou s'annihile, et donne naissance à deux photons  $\gamma$  de 0,511 KeV chacun, émis à  $180^\circ$  l'un de l'autre (photons en anti-coïncidence) (Figure 10).

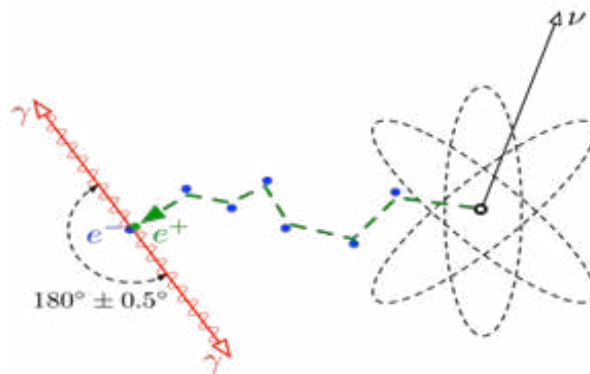
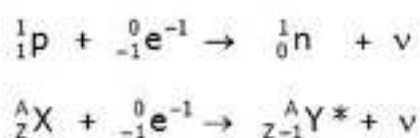


Figure 10 : Désintégration ou annihilation d'un couple ( $\beta^+$ ,  $e^-$ ) en 2 photons  $\gamma$

### 4.4 - CAPTURE ÉLECTRONIQUE (CE)

- Les nuclides de la zone II (excédentaire en protons) tendent, parfois, à se stabiliser par transformation d'un proton en neutron en capturant un électron de la couche K (proche du noyau), suivant la réaction :





- L'électron capturé laisse une lacune électronique. L'atome se retrouve dans un état excité. Il se désexcite par réarrangement du cortège électronique : un électron d'une couche externe vient occuper cette lacune, ce qui se traduit par l'émission de rayonnement X de fluorescence caractéristique du noyau final ou d'un électron Auger (figure 11).

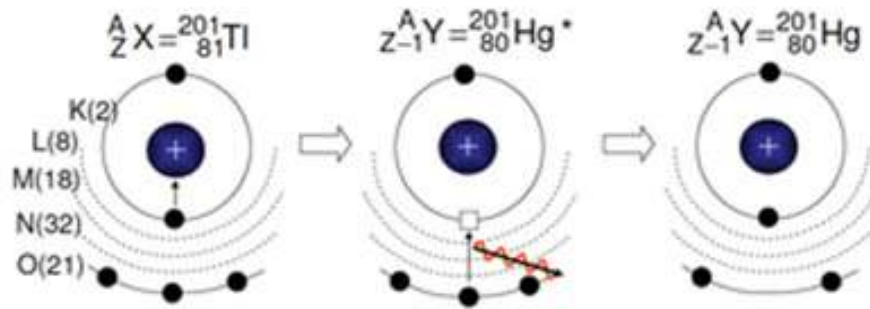
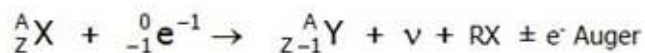


Figure 11 : Exemple de désintégration par CE du Thallium 201 ( $^{201}\text{Tl}$ )

- La réaction globale s'écrit alors :



- Notant que le processus de désintégration  $\beta^+$  est en compétition avec le processus de capture électronique. Les noyaux légers de la Zone II se transforment principalement par émission  $\beta^+$  et les éléments lourds par CE.

#### 4.5 - ÉMISSION GAMMA ( $\gamma$ )

- A la suite d'une désintégration  $\alpha$ ,  $\beta$  ou capture électronique, le noyau « fils » se trouve dans un état excité. Cet état est dû à un excédent d'énergie qui peut être éliminé par émission d'un photon  $\gamma$  (figure 12), suivant les réactions :

- ${}^{A'}_{Z'}\text{Y}^*$  est un noyau excité. Il revient à l'état fondamental (stable) soit directement, soit par passage à des niveaux intermédiaires avec l'émission de  $\gamma_i$

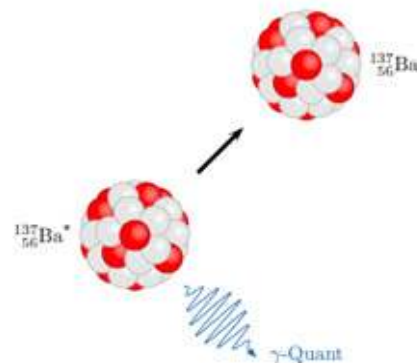
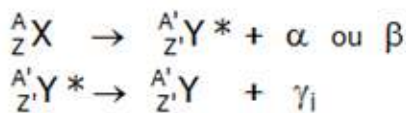


Figure 12 : Exemple de désexcitation Gamma ( $\gamma$ )

(Ba : Baryum)

**Remarques :** Pour un même nombre A et Z, un noyau peut exister sous plusieurs états qui correspondent à des niveaux d'énergie différents et quantifiés :

- L'état fondamental,  ${}^A_Z\text{X}$  noté correspond à l'état d'énergie minimale.
- L'état excité, noté  ${}^A_Z\text{X}^*$ , correspond à un état instable de courte durée ( $< 10^{-12}\text{s}$ ).
- L'état métastable, noté  ${}^{Am}_Z\text{X}$ , correspond à un état instable de durée  $> 10^{-12}\text{s}$ .

**Exemple** d'utilisation médicale: le technétium  ${}^{99m}_{43}\text{Tc}$  en Médecine Nucléaire.

## 5 - LOIS DE LA RADIOACTIVITÉ

### 5.1 - RELATION FONDAMENTALE

Soit un élément  $X$  qui se désintègre en  $X'$ .  $N_0$  : nombre de noyaux à l'instant  $t = 0$  et  $N$  : nombre de noyaux présents à l'instant  $t$ .

La variation du nombre de noyaux entre 0 et  $t$  s'écrit  $dN = N - N_0 < 0$

Le nombre de désintégrations est  $|dN| = -dN$

Soit  $\lambda$  la constante de désintégration ou constante radioactive.  $\lambda$  s'exprime en  $s^{-1}$ .  $\lambda$  est la probabilité par unité de temps pour que le noyau radioactif se transforme.

$$\lambda = \frac{|dN|}{N} \cdot \frac{1}{dt} \Rightarrow |dN| = \lambda \cdot N \cdot dt \Rightarrow \frac{dN}{N} = -\lambda \cdot dt$$

d'où en intégrant on trouve :  $N = N_0 e^{-\lambda t}$

C'est la loi fondamentale de la Radioactivité  $\Rightarrow N$  suit une loi exponentielle. (Fig 13)

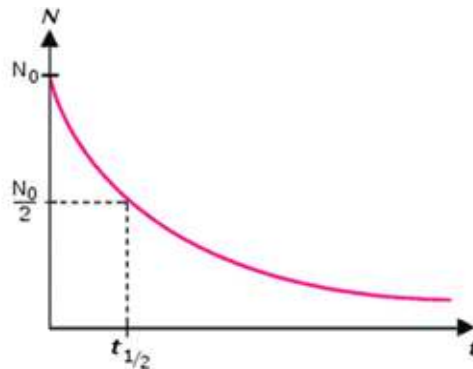


Figure 13 : Loi fondamentale : décroissance exponentielle du nombre d'atomes radioactifs

### 5.2 - PÉRIODE PHYSIQUE (T):

La période physique  $T$  ou demi-vie est le temps au bout duquel le nombre de noyaux radioactifs est réduit de moitié.

Pour  $t = T$ , on a donc  $N(T) = \frac{N_0}{2}$  Par ailleurs quelque soit  $t$ ,  $N(t) = N_0 e^{-\lambda t}$

On obtient alors pour  $t = T$   $\frac{N_0}{2} = N_0 \cdot e^{-\lambda \cdot T} \Rightarrow \frac{1}{2} = e^{-\lambda \cdot T} \Rightarrow \lambda \cdot T = \text{Log}2$

$$\text{D'où } T = \frac{\text{Log}2}{\lambda}$$

### 5.3 - ACTIVITÉ (A)

L'activité  $A$  d'un élément radioactif est égale au nombre de désintégrations nucléaires spontanées par unité de temps. L'activité  $A$  d'une source radioactive suit également une loi exponentielle (figure 14).

$$A = \frac{|dN|}{dt} = -\frac{dN}{dt} = \lambda \cdot N$$

Quelque soit  $t$ ,  $A(t) = \lambda \cdot N(t) = \lambda \cdot N_0 \cdot e^{-\lambda \cdot t} \Rightarrow A(t) = A_0 \cdot e^{-\lambda \cdot t}$

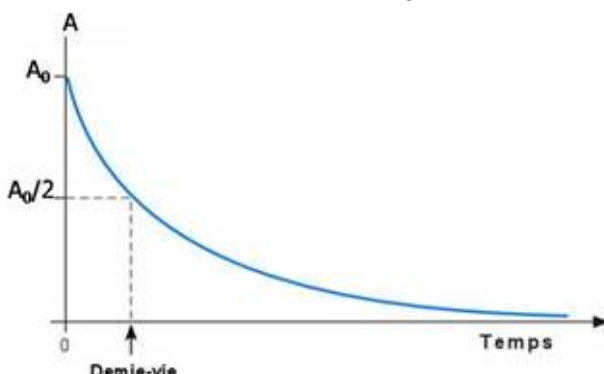


Figure 14 : Décroissance exponentielle de la radioactivité

**Unités : Le Bequerel (Bq) :** unité du système international.  $1 \text{ Bq} = 1 \text{ désintégration/sec}$

Les multiples :  $\text{MBq} = 10^6 \text{ Bq}$ ,  $\text{GBq} = 10^9 \text{ Bq}$

Le **Curie (Ci)** : c'est l'activité d'un gramme de  $^{226}\text{Ra}$ ,  $1 \text{ Ci} = 3,7.10^{10} \text{ Bq}$

Les sous multiples :  $\mu\text{Ci} = 10^{-6} \text{ Ci}$ ,  $\text{mCi} = 10^{-3} \text{ Ci}$ ,

## 6 - FILIATIONS RADIOACTIVES

Certains atomes radioactifs, après avoir émis une radiation, se transmutent en éléments radioactifs. Ces derniers se désintègrent à leur tour et ainsi de suite jusqu'à aboutir à un noyau stable. Ces noyaux sont physiquement liés constituent une filiation radioactive.

### GÉNÉRATEUR DE MOLYBDÈNE – TECHNÉTIUM :

Depuis quelques décennies, les explorations isotopiques dans les services de médecine nucléaire ont bénéficié de la commodité de l'utilisation du Générateur de Molybdène – Technétium. En effet, le Technétium, résultant de la transformation radioactive du Molybdène, possède un excès d'énergie lui conférant un état métastable (d'où son nom) et faisant de lui un émetteur gamma. Le passage de l'état énergétique « excité » à l'état énergétique stable se fait avec une période de 6 heures. C'est tout l'intérêt de son utilisation médicale puisque après la réalisation des images, il ne reste pratiquement plus de radioactivité dans le corps du patient.

Ainsi, le générateur de  $^{99}\text{Mo}$  (père) de période  $T_1 = 67 \text{ h}$ , permet de donner  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (fils) de période  $T_2 = 6 \text{ h}$  qu'on peut injecter aux patients.

Les calculs de décroissance radioactive montrent que pour un temps  $t = 24 \text{ h} \gg T_2 = 6 \text{ h}$ , l'activité du  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (fils) est maximale et égale à l'activité du  $^{99}\text{Mo}$  (père) (figure 15); c'est l'équilibre de régime. Le but étant d'utiliser une activité élevée de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ; C'est donc à ce moment que la séparation (élution) entre le  $^{99}\text{Mo}$  et le  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  doit se faire.

Il est possible d'extraire une deuxième activité de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  en procédant à une deuxième élution après le même intervalle de temps ( $t=24 \text{ h}$ ). (figure 16)

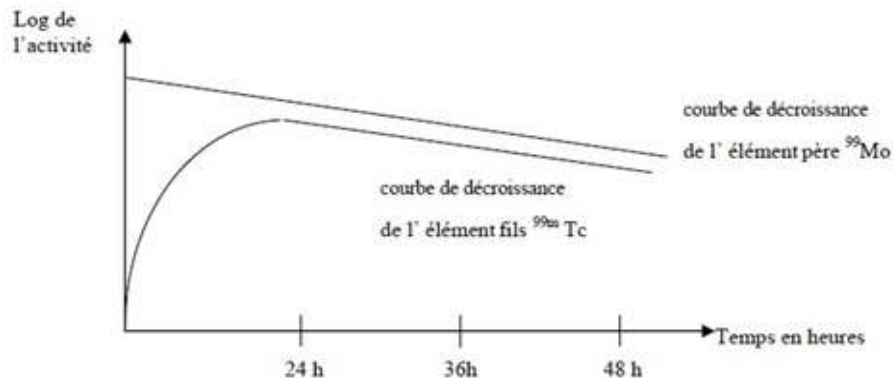


Figure 15 : Courbes d'activités dans un générateur  $^{99}\text{Mo}$  /  $^{99\text{m}}\text{Tc}$

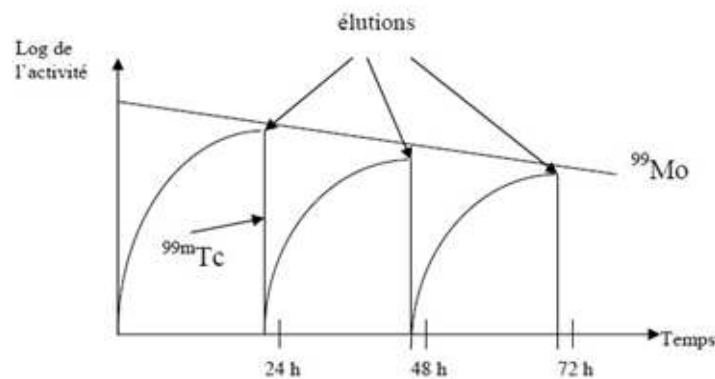


Figure 16 : Équilibre de régime avec élution chaque 24 heures.

# EVALUATION FORMATIVE

**Test n° 1 :** Ecrire les réactions de désintégration relatives aux processus  $\beta^-$ ,  $\beta^+$ , et  $\alpha$

**Test n° 2 :** Le césium  $^{137}_{55}\text{Cs}$  se désintègre en émettant une particule  $\beta^-$  et aboutit à un corps  $X1$ , qui émet un rayonnement  $\gamma$  pour aboutir à un corps stable  $X2$

Ecrire les réactions de désintégration sachant que :

Z	53	54	55	56
Élément	iode	Xénon	Césium	Baryum
Symbole	I	Xe	Cs	Ba

**Test n° 3 :**

On suppose que le  $^{226}_{88}\text{Ra}$  est un émetteur  $\alpha$  monoénergétique d'énergie 4,8 MeV

1 -Ecrire l'équation désintégration radioactive

2 -Tracer le spectre d'émission  $\alpha$  du Radium

3 -Calculer l'énergie cinétique et la vitesse des particules émises. On donne :

masse du proton en MeV = 938,21

masse du neutron en MeV = 939,51.

**Test n° 4 :** Déterminez les éléments auxquels aboutissent les transformations radioactives suivantes :

-  $^{99m}_{43}\text{Tc}$  émetteur  $\gamma$  (140 Kev)

-  $^{60}_{27}\text{Co}$  émetteur  $\beta^-$  (0,31 Mev) et  $\gamma$  (1,17 et 1,33 MeV)

-  $^{198}_{79}\text{Au}$  émetteur  $\beta^-$  (0,96 MeV),  $\gamma$  (0,41 MeV)  
et d'électrons de conversion interne (0,41 MeV)

-  $^{125}_{53}\text{I}$  émetteur  $\gamma$  et RX par capture électronique

-  $^{131}_{53}\text{I}$  émetteur  $\beta^-$  (608 et 340 KeV) et  $\gamma$  (364, 637 et 284 KeV)

-  $^{15}_8\text{O}$  émetteur  $\beta^+$

-  $^{210}_{84}\text{Po}$  émetteur  $\alpha$

-On donne

Z =	28	7	25	80	52	82
Élément :	Ni	N	Mn	Hg	Te	Pb

**Test n° 5 :** Citez les analogies et les différences entre :

1/ l'émission  $\beta^+$  et la capture électronique

**Test n° 6 :**

1/ Sachant que l'isotope radioactif du fer  $^{55}_{26}\text{Fe}$  se désintègre par capture électronique en aboutissant au manganèse Mn, écrire la réaction de désintégration.

2/ Sachant que le  $^{137}_{55}\text{Cs}$  est radioactif et se désintègre par émission gamma et bêta moins en aboutissant au baryum



(Ba), écrire la réaction de désintégration.

3/ Sachant que le baryum (Ba) produit par la réaction décrite ci-dessus est instable et se désexcite par conversion interne, écrire la réaction de désintégration.

---

---

---

---

**Test n° 7 :**

1/ Établir la loi de désintégration radioactive (en fonction du temps) qui régit une transformation radioactive unique aboutissant à un corps stable. Que représentent les différents paramètres de cette loi.

2/ Dédurre de cette loi :

- le nombre d'atomes désintégrés en fonction du temps
- l'activité en fonction du temps

---

---

---

---

**Test n° 8 :**

1/ Enoncer la loi d'évolution de l'activité d'un radioélément en fonction du temps. Faire un schéma de la courbe représentative de cette loi en mettant en évidence la période du radioélément (indiquer le système de coordonnées employé).

2/ Au bout de 10 jours l'activité d'un radioélément est réduite de 4 fois. Calculer sa période.

---

---

---

---

**Test n° 9 :** Un échantillon radioactif a une période de 8 jours. Au jour  $J=0$ , il a une activité de 64 millicuries.

1/ Déterminez son activité au jour  $J - 16$  ?

2/ Déterminez son activité au jour  $J + 48$  ?

---

---

---

---

**Test n° 10 :** Un échantillon radioactif de  $^{99m}\text{Tc}$  a une période de 6h et une activité de 64 millicuries :

1/ Calculer sa masse active en gramme

2/ Quelle était son activité avant 24h

3/ Quel est le temps nécessaire pour que 99,9% des atomes se désintègrent. On donne :  $N$  nombre d'Avogadro  $6,02 \cdot 10^{23}$

---

---

---

---

---

---

---

---

# CHAPITRE 3 : PRODUCTION DES RAYONS X

## 1 - HISTORIQUE

En 1895, Röntgen, étudiant les phénomènes de décharge électrique dans un tube contenant un gaz sous faible pression, remarque qu'un écran fluorescent placé à quelques mètres de ce tube et recouvert d'un revêtement opaque s'éclairait. Il attribua ce fait expérimental à une nouvelle radiation inconnue qu'il appela pour cela les « rayons X » (RX).

Trois mois après la découverte de Röntgen, les R.X étaient utilisés pour la première fois dans un hôpital de Vienne. Cette découverte de la physique fondamentale allait révolutionner la médecine en lui apportant de nouvelles méthodes diagnostiques par le biais de la radiologie et de nouveaux modes de traitement par le biais de la radiothérapie.

## 2 - PRINCIPE GÉNÉRAL

Les R.X utilisés en imagerie médicale sont généralement produits par des « tubes RX » à la suite de l'interaction d'électrons accélérés avec la matière.

Le mécanisme de production des rayons X est le suivant :

- un **filament F** émet des électrons par effet thermoélectrique,
- ces **électrons émis** sont **accélérés** par une **haute tension** d'un courant **continu** (différence de potentiel existant entre une cathode et une anode),
- les **électrons accélérés** viennent **heurter**, à une grande vitesse l'anode appelée aussi « l'anticathode » et **émettent** ainsi des **RX**

Soit  $E_c$ , l'énergie cinétique de ces électrons.  $E_c = eV$ , avec  $V$  : la différence de potentiel entre la cathode et l'anticathode et  $e$  : la charge d'un électron. Après le choc, l'énergie cinétique va disparaître pour réapparaître sous deux nouvelles formes :  $W$  et  $Q$ , avec :

$W$  est l'énergie rayonnée sous forme de RX

$Q$  est la chaleur dégagée au niveau de l'anode

Comme rien ne se perd, rien ne se crée, mais tout se transforme, la conservation d'énergie nous permet d'écrire :

$$E_c = W + Q \quad \text{ou encore : } W = E_c - Q \quad (\text{avec } W \ll Q)$$

**Remarque :** La majeure partie de l'énergie (99%) est perdue sous forme de chaleur  $Q$ . Le rendement des tubes à rayons X est donc très faible.

## 3-ASPECTS TECHNIQUES DE LA PRODUCTION DES RAYONS X

### 3.1 - TUBE À RAYONS X

Le tube à rayons X ou tube de Coolidge comprend (figure 1) :

- une ampoule où règne un vide poussé ( $10^{-6}$  mmHg)
- un circuit de chauffage comprenant essentiellement un **filament F** ou cathode.
- une cible ou anode ou **anticathode** portée à un potentiel  $+V$  par rapport à la cathode.
- un circuit de **haute tension (HT)** continue

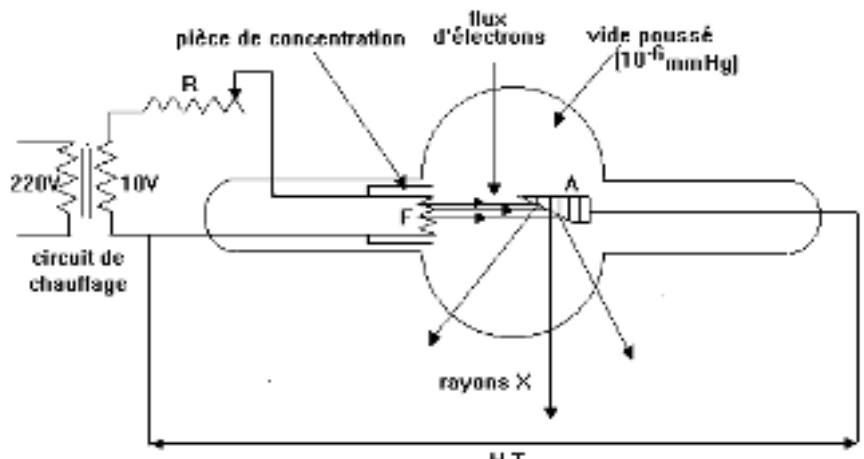


Fig 1 : Tube de Coolidge

### 3.2 - CIRCUIT DE CHAUFFAGE DU FILAMENT F

Ce circuit est alimenté par le secondaire d'un transformateur sous-volteur (#10 V) ; le primaire est sur le secteur (220 V, 50 Hz). (Fig 1).

Le filament est constitué de Tungstène recouvert d'oxyde de Césium

L'intensité varie de 15 à 500 mA pour la radiographie.

### 3.3 - ANODE OU ANTICATHODE

Il existe 2 types d'anodes :

- **Anode fixe**

- **Anode tournante**

L'anode fixe est constituée d'une plaque de Tungstène sertie dans un bloc de cuivre. Le tungstène est choisi en raison de sa température de fusion élevée. Le cuivre possède une excellente conductivité thermique. Compte tenu du faible rendement des tubes RX, la majeure partie de l'énergie se dissipe sous forme de chaleur. L'anode est refroidie par un circuit d'eau ou d'huile.

L'anode tournante est en forme de disque tournant à très grande vitesse. Cette rotation évite la surchauffe de l'anode. Actuellement, les tubes sont équipés d'anodes tournantes, car l'anode fixe n'accepte pas des puissances élevées.

### 3.4 - CIRCUIT DE HAUTE TENSION

Il est alimenté par le secondaire d'un transformateur survoltmètre ; le primaire est sur le secteur (220 V). En vue d'obtenir une tension continue, on redresse le courant alternatif du secteur à l'aide d'un pont à 4 diodes.

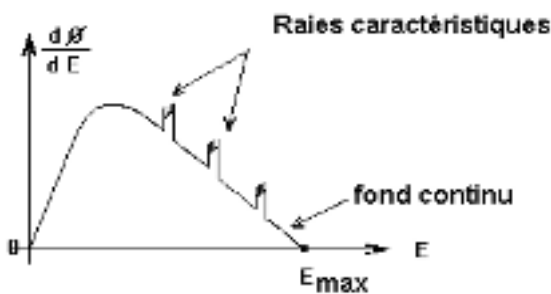
La haute tension est comprise entre 50 et 120 kV, et ce, selon l'examen radiologique.

### 3.5 – LE SPECTRE DE RX

**Définition** : Le spectre d'un rayonnement est le graphique qui exprime l'importance relative des diverses énergies (ou longueur d'onde) des photons (ou particules) composant un rayonnement électromagnétique. Dans le cadre de ce cours, nous nous intéressons uniquement au spectre en énergie.

À la sortie du tube, on obtient un faisceau de rayons X dont le spectre est représenté sur la figure.2

Fig.2. Spectre d'un faisceau de RX à la sortie d'un tube



Le spectre résultant de rayons X est formé par la superposition de deux spectres : un spectre continu sur lequel se greffe un spectre des raies (Fig. 2). Ce double aspect spectral est la conséquence de l'existence d'un double mécanisme de production des rayons X :

- 1- le rayonnement de freinage.
- 2- le rayonnement caractéristique

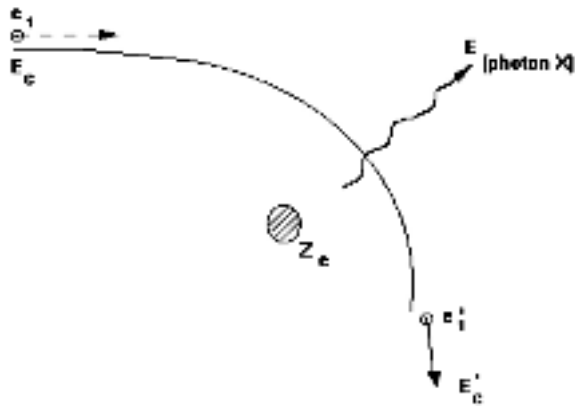
## 4- LE RAYONNEMENT DE FREINAGE

### 4.1 - PRINCIPE

Le rayonnement de freinage résulte de l'interaction des électrons accélérés avec les noyaux des atomes de la cible. Lorsqu'un électron d'énergie cinétique  $E_c$  s'approche d'un noyau de la cible (charge  $> 0$ ), il subit une attraction coulombienne et sa trajectoire s'incurve. Il perd de l'énergie sous forme de rayons X et aura une énergie  $E'_c$ .

L'énergie des photons émis est :  $E = E_c - E'_c = h\nu$  où  $\nu$  est la fréquence des RX

Fig 3 : Rayonnement de freinage



Trois possibilités peuvent se présenter :

- un électron accéléré peut subir un freinage complet en une seule rencontre sur un noyau et perd alors toute son énergie initiale.  $E_0 = eV$ . L'énergie du photon X est :  
 $E = E_0 = h\nu_0 = eV$   $E_0$  est l'énergie maximale des photons
- l'électron incident peut perdre seulement une partie de son énergie. Dans ce cas les photons auront alors une énergie  $E$  comprise entre 0 et  $E_0$  :  $0 < h\nu < E_0$
- l'électron provenant de la cathode peut passer sans perdre d'énergie. Sa trajectoire ne s'incurve pas et il n'y aura aucun photon X émis.

## 4.2 - SPECTRE CONTINU THÉORIQUE

### 4.2.1 SPECTRE EN ÉNERGIE

Le spectre théorique d'énergie du rayonnement de freinage est un spectre continu défini par la fonction :

$$\frac{d\phi}{dE} = f(E)$$

$f(E)$  est définie entre 0 et  $E_0$

$\Phi$  est le flux de RX exprimé en Watt

$E$  est l'énergie des photons X exprimée en keV

$\frac{d\phi}{dE}$  est une fonction linéaire de l'énergie (fig : 4)

$$\frac{d\phi}{dE} = k.I.Z(-E + E_0)$$

- $k$  : constante,
- $I$  : intensité du courant dans le tube RX,
- $Z$  : numéro atomique du matériau de l'anode.

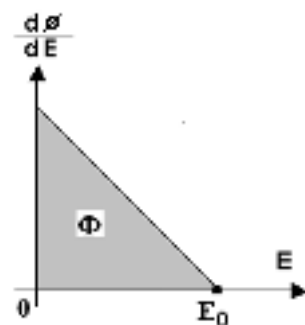


Fig 4 : Spectre en énergie théorique

Le flux total  $\Phi$  de l'énergie rayonnée par l'anode « par freinage » est égal à l'aire délimitée par la fonction  $\frac{d\phi}{dE}$  qui représente le spectre et l'abscisse qui exprime l'énergie  $E$ .

Cette aire est égale à l'intégrale de  $(\frac{d\phi}{dE} . dE)$  comprise entre 0 et  $E_0$ . Elle vaut :

$$\Phi = K.I.Z.V^2 : \text{flux total de l'énergie rayonnée}$$



#### 4.2.2 - VARIATION DU FLUX $\Phi$ EN FONCTION DE V, I ET Z

Le flux total  $\Phi$  dépend de trois paramètres :

- De l'énergie cinétique  $E_c$  des électrons émis, donc de la tension  $V$  appliquée au tube
- Du flux des électrons incidents, donc du courant  $I$  qui circule dans le tube.
- De la nature de la cible, c'est à dire de son numéro atomique  $Z$ .

#### 4.3 - SPECTRE CONTINU RÉEL

La différence entre le spectre théorique de la figure 4 et le spectre réel de la figure 5 se situe au niveau des faibles énergies.

Les photons X de faible énergie sont absorbés par :

- la cible elle-même : phénomène d'autoabsorption
- la paroi du tube RX et de son enveloppe

(Fig 5) : atténuation des photons X « mous »

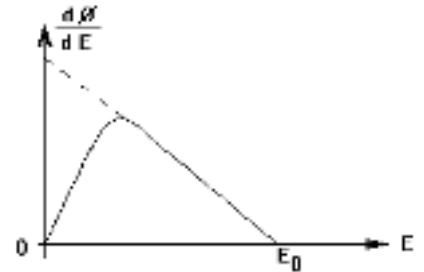


Fig 5 : Spectre continu réel

#### 4.4 - RENDEMENT D'ÉMISSION X DE FREINAGE

Le rendement d'émission X est le rapport entre la puissance dépensée et la puissance recueillie :

$$\rho = \frac{\Phi}{P} = \frac{K.I.Z.V^2}{I.V} = K.Z.V$$

$\Phi$  : flux de RX émis par le tube.

$P$  : puissance électrique dépensée.

**Exemple** : Un tube à anode en Tungstène ( $Z = 74$ ), fonctionnant sous une tension de 100 kilovolts, a un rendement très faible ; il est de l'ordre de 1%.

Pour augmenter le rendement d'un tube RX, on a deux solutions :

- soit choisir une anticathode de numéro atomique  $Z$  élevé ; mais on est limité par le point de fusion de celle-ci qui doit être élevé pour résister à une élévation thermique considérable consécutive au bombardement électronique. Le Tungstène ( $Z = 74$ ), dont le point de fusion est voisin de 3.000 °C se révèle être le meilleur élément.
- soit augmenter la tension d'utilisation  $V$  ; mais on sait qu'une augmentation de  $V$  déplace les spectres vers les hautes énergies, rendant le rayonnement X plus pénétrant et diminuant ainsi le contraste des images radiologiques. (voir chapitre 4, Thème 4).

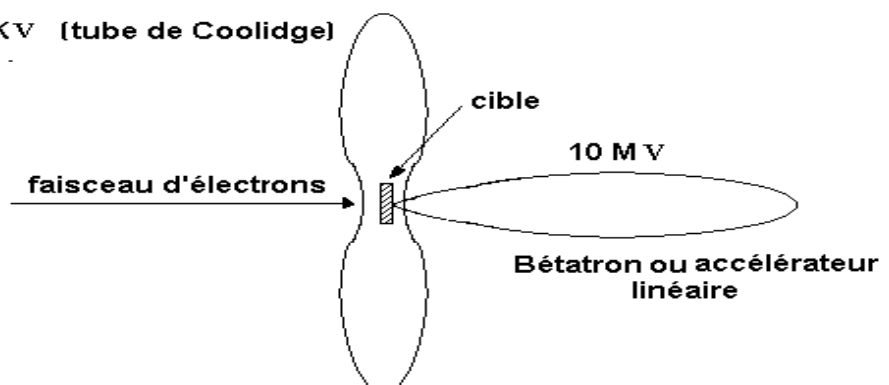
En pratique on adopte : une anticathode de Tungstène **tournante** afin de diluer la zone d'impact sur toute la surface de la couronne.

#### 4.5 – DIRECTION D'ÉMISSION DES RX

L'émission des rayons X s'effectue théoriquement dans toutes les directions de l'espace. Cependant en pratique on remarque que le flux de rayon X est orienté vers une direction privilégiée, et ce, selon la tension accélératrice (Fig 6) :

- Pour des tensions faibles ou moyennes (20 - 120 kV), les rayons X sont essentiellement perpendiculaires à la direction des électrons incidents.
- Pour des tensions élevées ( $E = 10$  MV), les rayons X sont émis dans la même direction que les électrons.

Fig 6 : Orientation des rayons X 50 KV (tube de Coolidge)



Pour les tubes à rayons X de radiographie et de radioscopie, la cible est inclinée d'un angle  $\vartheta$  de l'ordre de  $45^\circ$  par rapport à la direction des électrons incidents (Fig 7).

L'inclinaison  $\vartheta$  de la cible permet de diminuer l'atténuation des rayons X par la cible et d'augmenter la surface d'impact entre le faisceau d'électrons et la cible.

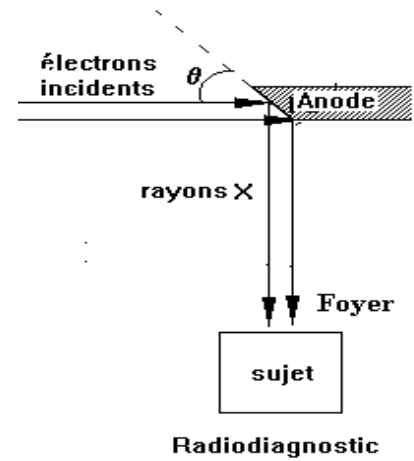


Fig7 : Angulation de la cible en radiodiagnostic

## 5 - RAYONNEMENT CARACTÉRISTIQUE

Ce type de rayonnement résulte de l'interaction des électrons incidents avec les électrons des atomes de la cible (cible).

- L'électron incident peut éjecter un électron d'un atome cible en, de son orbite, si son énergie cinétique est supérieure à l'énergie de liaison  $W_n$  de l'électron en.
- Ceci laisse une lacune électronique qui confère à l'atome un état instable (ion excité). Rapidement, un électron libre d'une couche plus périphérique ou un électron libre de la matière viennent combler cette lacune.
- Ce réarrangement du cortège électronique s'accompagne de l'émission, par l'atome, d'un rayonnement dit de fluorescence. (voir chapitre 4, Thème IV).
- Si l'atome cible suffisamment lourd et si l'électron éjecté en appartient à une couche profonde (K, L...), le rayonnement de fluorescence se situe dans la gamme des rayons X.
- Les raies X, ainsi émises, sont caractéristiques de l'atome cible. Elles constituent le **rayonnement caractéristique** de cet atome.

### EN CONCLUSION :

Pour qu'une série de raies  $X_i$  apparaisse, il faut que l'énergie cinétique  $E_0$  des électrons incidents soit supérieure ou égale à l'énergie de liaison  $W_i$  des électrons de la couche  $i$ . Or l'énergie cinétique des électrons incidents est directement liée à la tension accélératrice  $V$ .

$$E_c = e.V = \frac{1}{2} mV^2$$

Pour des valeurs de  $V$  trop faibles on n'aura qu'un fond continu. Le spectre de raies n'apparaît que pour des valeurs assez élevées de  $V$ .

Le spectre de raie n'a pas d'intérêt radiologique : le flux obtenu est très faible devant celui du spectre continu. Au contraire, on cherche à éliminer par filtrage les raies caractéristiques, pour améliorer la qualité de l'image radiologique.

## EVALUATION FORMATIVE

### Test N° 1 :

1 - Quelle est la longueur d'onde de la raie d'émission K pour : H, Al, Cu, W et Pb ?

On donne les énergies de liaisons de la couche K :

	Z	WK
H (hydrogène)	1	13,6 eV
Al (aluminium)	13	1,6 keV
Cu (cuivre)	29	9 keV
W (tungstène)	74	69,5 keV
Pb (plomb)	82	88 keV

2 - Quel est le domaine des longueurs d'onde correspondant ?

Test N° 2 : Un tube à R.X dont l'anticathode est en tungstène, est soumis à une d. d. p. de 62 KV.

1 - Déterminer l'énergie maximale des photons R.X émis

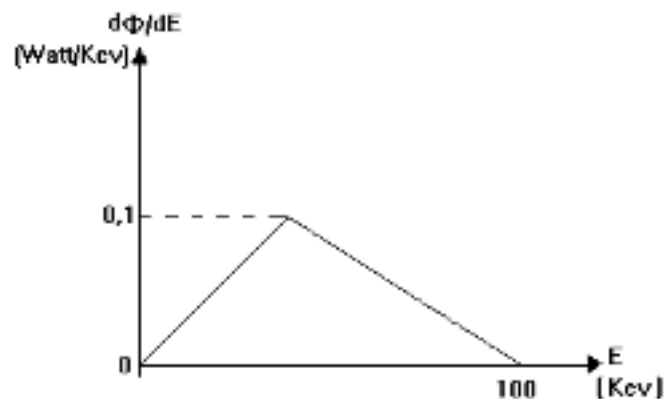
2 - Déterminer la longueur d'émission correspondante

3 - Préciser si le spectre d'émission contient des raies K et L

On donne WK = 70 keV ; WL = 10 keV

4 - Préciser si le spectre d'émission contient des raies K et L lorsque la ddp = 100 kV

Test N° 3 : À la sortie d'un tube à R.X, le spectre du faisceau émis a l'allure simplifiée, triangulaire suivante :



1 - Donner la valeur de la tension appliquée aux bornes de ce tube à R.X. Justifier votre réponse.

2 - Calculer la valeur de la longueur d'onde la plus courte transportée par ce faisceau.

3 - Sachant que le flux  $\Phi$  de R.X émis par le tube s'exprime en Watts, préciser l'unité de  $\frac{d\Phi}{dE}$ .

---

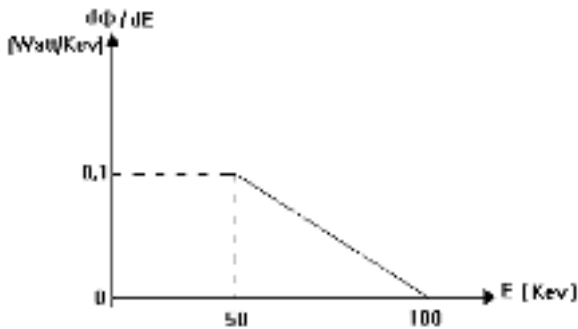
4 - Calculer la valeur du flux  $\Phi$  en Watts émis par le tube à R.X considéré.

---

5 - Calculer le rendement de ce tube lorsqu'il est parcouru par un courant  $I = 5 \text{ mA}$ .

---

**Test N° 4 :** On considère un rayonnement X ayant le spectre d'énergie suivant (les composantes inférieures à 62 KV ont été éliminées par filtration).



1 - Calculer le flux de ce rayonnement en Watts.

---

2 - Préciser la valeur de la tension d'alimentation du tube ayant produit ce rayonnement

---

3 - Le rendement de ce tube est de 1%, déterminer l'intensité circulant dans ce tube.

---

**Test N° 5 :**

Soit un tube à R.X dont l'anode est en Tungstène (l'énergie de liaison d'un électron de la couche K est de l'ordre de 70 keV) est soumis à une différence de potentiel  $V$  et est traversé par un courant électrique  $I$ .

1 -  $V_1 = 62 \text{ kV}$  ;  $I_1 = 0,5 \text{ mA}$ . Calculer la longueur d'onde minimale transportée par le faisceau de R.X émettant dans ces conditions un flux  $\Phi_1$

---

2 -  $V_2 = 62 \text{ kV}$  ;  $I_2 = 2 \text{ mA}$ . Calculer la longueur d'onde minimale transportée par le faisceau de R.X émettant dans ces conditions un flux  $\Phi_2$

---

3 - Calculer le rapport des flux émis  $\frac{\Phi_2}{\Phi_1}$

---

4 - Tracer sur le même graphique, tout en précisant les coordonnées, les spectres  $\frac{d\Phi_1}{dE}$  obtenus dans le cas 1 et 2.

---

5 -  $V_3 = 124 \text{ kV}$  ;  $I_3 = 0,5 \text{ mA}$  ;  $\Phi_3$  : flux émis dans ces conditions. Calculer le rapport des flux émis  $\frac{\Phi_3}{\Phi_1}$

---

6 - Tracer sur le même graphique, les spectres obtenus dans le cas 1 et 5.

**Remarque :** On considère le spectre théorique en énergie  $\frac{d\Phi}{dE} = f(E)$

---

---

---

---

---

---



# CHAPITRE 4 : INTERACTIONS DES RAYONNEMENTS IONISANTS AVEC LA MATIERE

## Les objectifs éducationnels

Au terme de son apprentissage, l'étudiant devra être capable de :

1. Expliquer la physique de l'interaction des rayonnements particulaires avec la matière
2. Comprendre la physique des rayonnements photoniques avec la matière
3. Déterminer les grandeurs utilisées pour caractériser les rayonnements ionisants et leurs effets sur la matière

## Connaissances préalables requises:

- Cours : « Structure de l'atome ».
- Cours : « Radioactivité ».
- Cours : « Production des Rayons X ».

Les 3 premiers chapitres nous ont permis de connaître l'origine d'un certain nombre de rayonnements ionisants utilisés en médecine. Il peut s'agir de :

→ Rayonnement particulaire ( $m$  différent de zéro) :

- particules chargées légères :  $\beta^-$ ,  $\beta^+$ ,  $e^-$ ,  $e^+$
- particules chargées lourdes :  $\alpha$ ,  $p$
- particules neutres :  $n$

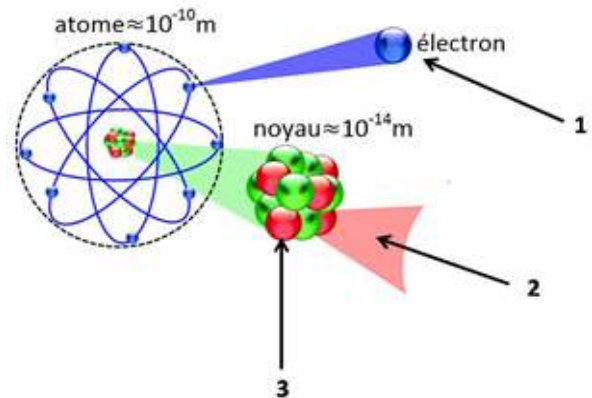
→ Rayonnement électromagnétique ( $m = 0$ ) :  $X$ ,  $\gamma$

## I - RAYONNEMENTS PARTICULAIRES

Lorsque ces rayonnements pénètrent dans la matière, ils peuvent interagir suivant trois possibilités (figure 1) :

Fig 1 : Trois possibilités d'interaction avec la matière

- 1 - Interaction avec les électrons
- 2 - Interaction avec le champ nucléaire
- 3 - Interaction avec le noyau



### 1.1 - PARTICULES CHARGÉES LÉGÈRES (ÉLECTRON, POSITRON)

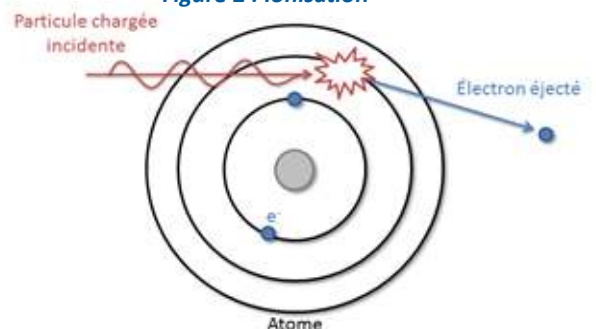
#### A - INTERACTION AVEC LES ÉLECTRONS

L'interaction des électrons (particules chargées) avec les électrons atomiques de la matière conduit à 2 types de résultats : l'ionisation et l'excitation.

**Ionisation** : Il se produit une ionisation lorsque l'électron cible est éjecté hors de l'atome. Cette interaction n'est possible que si l'énergie de l'électron incident  $E_c$  est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron cible. Si l'interaction s'effectue sur un électron de la couche K par exemple on doit avoir :  $E_c > W_K$  (figure 2).

**Excitation** : Lorsque l'énergie cinétique  $E_c$  de l'électron incident est inférieure à  $W_K$ , l'électron K ne peut plus être éjecté hors de l'atome, mais sera simplement déplacé sur une orbite plus périphérique de l'atome, l'orbite L par exemple (Fig 3). Dans ce cas  $E_c > (W_K - W_L)$

Figure 2 : Ionisation



## Excitation

Lorsque l'énergie cinétique  $E_c$  de l'électron incident est inférieure à  $W_K$ , l'électron K ne peut plus être éjecté hors de l'atome mais sera simplement déplacé sur une orbite plus périphérique de l'atome, l'orbite L par exemple (figure 3). Dans ce cas  $E_c > (W_K - W_L)$

## Conséquences

### \* Rayonnement de fluorescence

Dans les 2 cas de l'ionisation et de l'excitation, l'électron éjecté laisse une « place vide », une lacune électronique (trou) : L'atome est alors dans un état « excité » et va chercher à se stabiliser.

L'atome excité se stabilise lorsqu'un électron d'une couche électronique périphérique vient combler la lacune.

Le passage ou la transition de l'électron de la couche M par exemple vers la couche L s'accompagne d'une libération d'énergie avec émission d'un rayonnement électromagnétique dit rayonnement de fluorescence d'énergie  $E = h\nu = W_L - W_M$ . (figure 4)

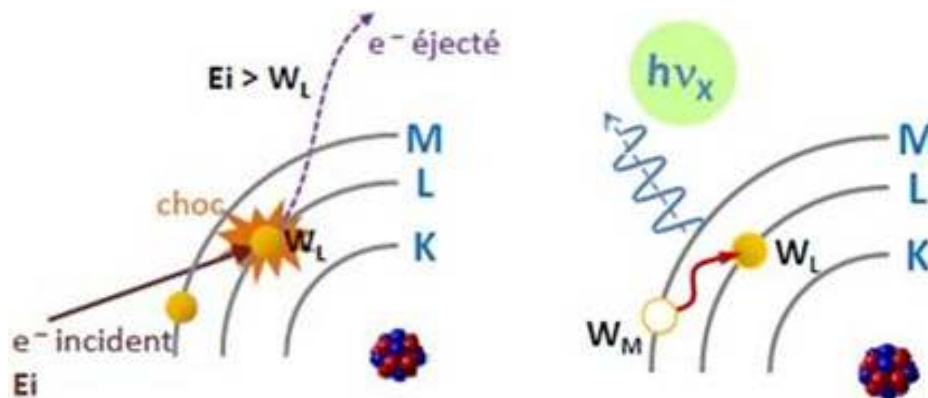


Figure 4 : Emission d'un rayonnement de fluorescence après une ionisation de la couche L.

L'électron M laisse lui aussi une case vide qui sera comblée par un électron encore plus périphérique, avec émission d'un rayonnement de fluorescence et ainsi de suite.

### \* Électrons Auger

L'énergie de désexcitation de l'atome est transmise à un électron périphérique conduisant à son éjection de l'atome : c'est l'émission d'électron Auger. Cet électron est alors expulsé avec une énergie cinétique  $E_c = \text{Energie initiale} - \text{Energie finale}$ . Dans le cas la figure 5 par exemple,  $E_c = (W_L - W_M) - W_N$

## B - INTERACTION AVEC LE CHAMP NUCLÉAIRE

Lorsqu'un électron passe au voisinage d'un noyau, porteur d'une charge électrique  $= +Ze$ , où  $Z$  est le nombre de protons et  $e$  la charge élémentaire d'un électron, il subit une force d'attraction (force de Coulomb) qui incurve sa trajectoire et freine son mouvement (figure 6).

Soit  $E_{c1}$  et  $E_{c2}$  respectivement les énergies cinétiques de l'électron avant et après freinage. La différence entre les énergies cinétiques apparaît sous forme de photons X, tels que :

$$E_{c1} - E_{c2} = h\nu.$$

Suivant la distance entre la trajectoire de l'électron et le noyau, on peut observer :

- Un freinage nul  $E_{c1} = E_{c2} \rightarrow h\nu = 0$
- Un freinage maximal  $E_{c2} = 0 \rightarrow h\nu = E_{c1}$
- Entre ces 2 extrêmes  $0 < h\nu < E_{c1}$

Le spectre du rayonnement de freinage est donc continu.

### Applications médicales :

- \* Production des rayons X à visée diagnostique : tube RX (Cf chap 3)
- \* Production des rayons X à visée thérapeutique : accélérateur linéaire, béatron

## C - INTERACTION AVEC LE NOYAU (NÉGLIGEABLE)

Aux énergies utilisées en médecine, cette interaction est négligeable.

Figure 3 : Excitation

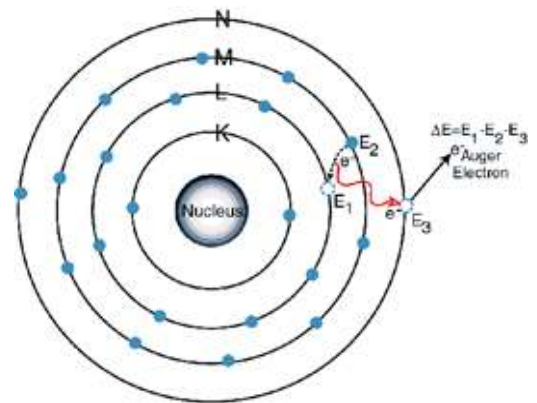
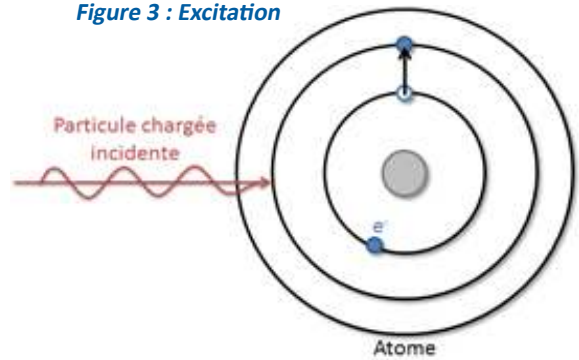


Figure 5 : Emission d'un électron Auger

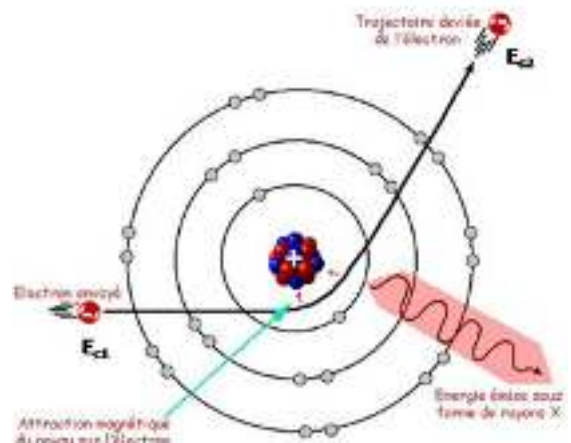


Figure 6 : Rayonnement de freinage

## D - CAS PARTICULIER DU POSITON

Le positon ( $\beta^+$ ) est une particule chargée légère qui subit les mêmes interactions que l'électron. A chaque interaction, le positon perd de l'énergie. En fin de trajectoire, son énergie est pratiquement nulle. Il s'associe alors avec un électron négatif de la matière pour disparaître dans une réaction d'annihilation (figure 7).

Cette réaction donne naissance à 2 photons  $\gamma$  de 0,511 MeV chacun. Les 2 photons sont émis à  $180^\circ$  l'un de l'autre. On vérifie que cette réaction obéit aux lois de la conservation de l'énergie, de la charge et de la quantité de mouvement.

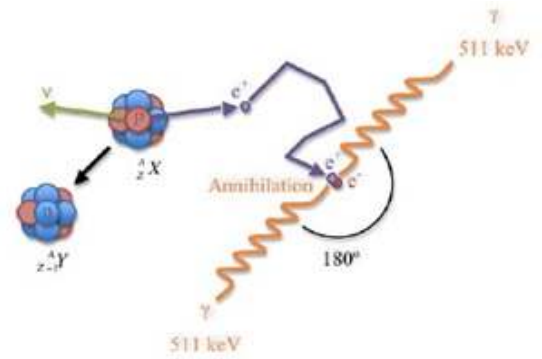


Figure 7 : Réaction d'annihilation entre un positron et un électron

## 1.2 - PARTICULES CHARGÉES LOURDES (PROTON, PARTICULE $\alpha$ )

### A- INTERACTIONS AVEC LES ÉLECTRONS ATOMIQUES

L'interaction des particules chargées lourdes avec la matière entraîne les mêmes phénomènes qu'avec les particules légères :

- Excitations
- Ionisations
- Rayonnements de fluorescence et électrons Auger

### B- INTERACTIONS AVEC LE CHAMP NUCLÉAIRE

Elles sont négligeables car la masse de ces particules est élevée.

### C- INTERACTIONS AVEC LES NOYAUX

Les réactions nucléaires sont rares.

## 1.3. QUANTIFICATION DE L'ENERGIE TRANSFEREE

### A. TRANSFERT LINÉIQUE D'ENERGIE (TLE) :

Le TLE représente la quantité d'énergie transférée au milieu cible par la particule incidente, par unité de longueur de trajectoire. Le TLE s'exprime usuellement en KeV/ $\mu\text{m}$ .

$$TLE = \frac{\Delta E}{\Delta X}$$

Par conséquent, plus le TLE est élevé, plus grande est la quantité d'énergie cédée sur une faible distance et plus la zone traversée subit d'ionisations.

### B. DENSITÉ LINÉIQUE D'IONISATION (DLI) :

La DLI représente le nombre de paires d'ions créés par la particule incidente, par unité de longueur de trajectoire. Elle s'exprime en (paires d'ions). $\mu\text{m}^{-1}$ . Si  $W_i$  est l'énergie moyenne transférée pour chaque ionisation.

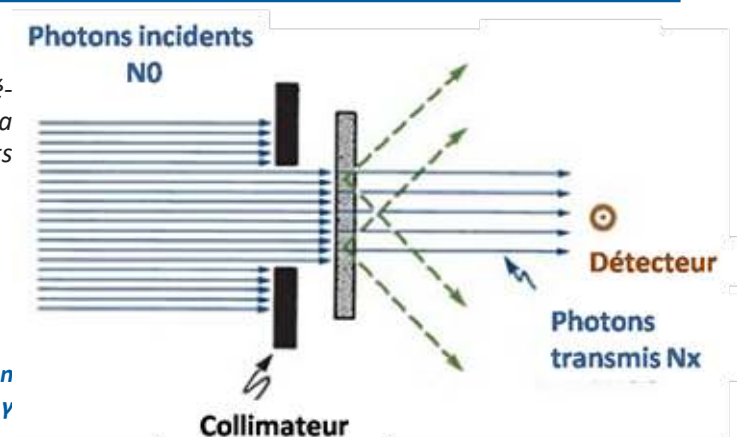
On a la relation : **TLE = DLI .  $W_i$**

## 2 - RAYONNEMENTS X ET $\gamma$

### 2.1 - EFFET GLOBAL :

Considérons un faisceau collimaté de rayons X ou  $\gamma$  mono-énergétiques et parallèles. Un détecteur, placé en face de la source, permet de compter le nombre  $N_0$  de photons incidents (figure 8).

Figure 8 : Atténuation d'un faisceau mono-énergétique X ou  $\gamma$



Si l'on interpose entre la source et le détecteur un écran homogène d'épaisseur  $x$ , on constate que le nombre de photons  $N_x$  comptés par le détecteur diminue au fur et à mesure que l'épaisseur  $x$  de l'écran augmente et ce, suivant la loi :

$$N_x = N_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (1)$$

Où  $\mu$  est une constante pour un écran donné et pour l'énergie considérée. Cette constante est appelée **coefficient d'atténuation linéique globale**. On définit également le **coefficient d'atténuation massique**  $\mu/\rho$  ( $\rho$  étant la masse volumique du matériau). La relation (1) peut s'écrire alors :

$$N_x = N_0 \cdot e^{-\mu x}$$

#### A - INTERPRÉTATION :

Soit  $dN = N_x - N_0 < 0$ . Le nombre de photons atténués par l'écran est :  $|dN|$ . Le rapport  $dN/N_x$  représente la probabilité pour qu'un photon soit atténué dans le matériau d'épaisseur  $dx$ . Cette probabilité est proportionnelle à  $dx$ . La constante de proportionnalité est par définition égale à  $\mu$ , d'où :  $dN/N_x = -\mu \cdot dx$ ,

Le signe moins symbolisant la disparition des photons atténués du faisceau.

Si l'on intègre la relation, on retrouve :  $\text{Log } N_x/N_0 = -\mu x$  d'où :  $N_x = N_0 e^{-\mu x}$

#### B - COUCHE DE DEMI-ATTÉNUATION (CDA)

La CDA est l'épaisseur de matériau qui réduit de moitié le nombre de photons incidents.

$$N_{\text{CDA}} = \frac{N_0}{2} = N_0 \cdot e^{-\mu \text{CDA}} \Rightarrow \frac{1}{2} = e^{-\mu \text{CDA}} \Rightarrow \text{CDA} = \frac{\text{Log} 2}{\mu}$$

$$\text{Pour } x = n \cdot \text{CDA} \quad N_x = \frac{N_0}{2^n}$$

#### C - REPRÉSENTATION GRAPHIQUE

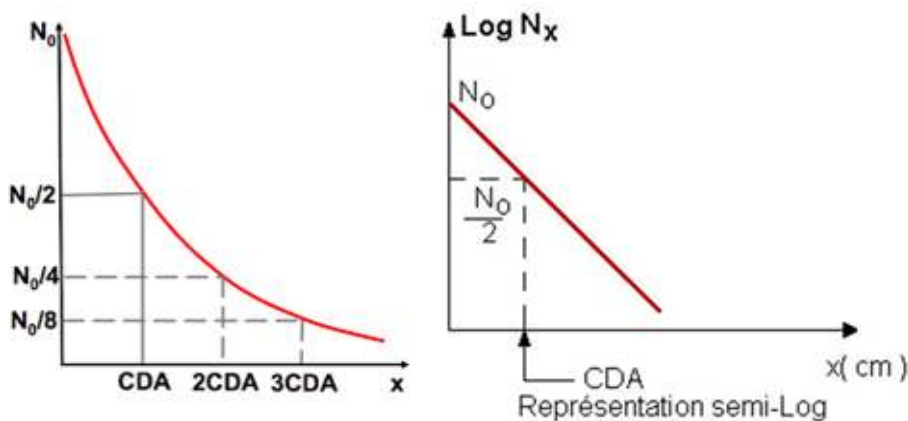


Figure 9 : Représentation de  $N$  et  $\text{Log } N$  en fonction de  $x$

## 2.2 - MÉCANISMES D'ATTÉNUATION

L'atténuation d'un rayonnement  $X$  ou  $\gamma$  par la matière peut se faire selon trois mécanismes distincts : l'effet photo-électrique, l'effet Compton et la production de paires d'électrons.

#### A - EFFET PHOTO-ELECTRIQUE (EPE)

C'est l'interaction d'un photon  $X$  ou  $\gamma$  incident avec un électron atomique d'une couche  $i$ . L'électron est nécessairement lié (contrairement à l'effet Compton). Au cours de cette interaction, l'énergie du photon incident est entièrement absorbée. L'électron de la couche  $i$  est éjecté hors de l'atome (Figure 10) avec une énergie cinétique  $E_c$  telle que :  $E_c = h\nu - W_i$ ,  $W_i$  = énergie de liaison de l'électron éjecté (photoélectron).

L'effet photo-électrique est le mécanisme d'absorption prépondérant pour les photons peu énergétiques.



## Conditions

- L'électron est nécessairement lié.
- $h\nu > w_i$

## Conséquences

- L'électron éjecté est animé d'une énergie cinétique  $E_c$ . Il s'agit d'une particule chargée légère qui va exciter et ioniser la matière suivant les mécanismes étudiés plus haut. Ainsi, les photons X et  $\gamma$  sont indirectement ionisants.
- L'électron éjecté va laisser une case vide sur la couche  $i$ . Cet état n'est pas stable. Un électron appartenant à une couche plus périphérique va venir combler la lacune. Ce réarrangement du cortège électronique s'accompagne de l'émission :
  - d'un rayonnement de fluorescence
  - d'électrons Auger

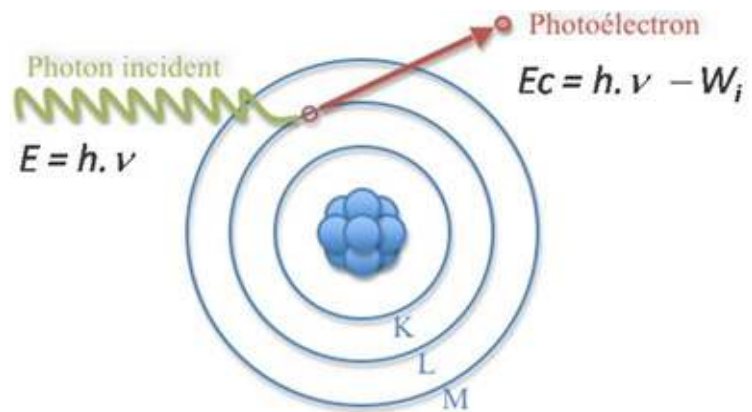


Fig 10 : Effet photo-électrique

## Probabilité de l'EPE

Le nombre  $|dN|$  de photons absorbés par effet photoélectrique seulement, pour un rayonnement X ou  $\gamma$  monochromatique, est donné par :

$$|dN| = -dN = -N \cdot \tau \cdot dx \quad \tau = -dN/Ndx$$

$\tau$  = coefficient d'atténuation linéaire par effet photoélectrique = Probabilité d'interaction par EPE par unité de longueur  
On peut, de même que précédemment définir :

$$\tau/\rho = \text{coefficient d'atténuation massique par effet photoélectrique}$$

Cette probabilité d'absorption dépend de l'énergie  $E$  des photons incidents et du numéro atomique  $Z$  du matériau selon une équation de la forme :

$$\tau/\rho = KZ^5/E^{3,5}$$

\* Pour une énergie donnée : la probabilité de l'EPE est d'autant plus importante que  $Z$  est élevé.

\* Pour un  $Z$  donné : la probabilité de l'EPE est d'autant plus importante que  $E$  est faible.

## B - EFFET COMPTON (EC)

L'effet Compton est une interaction d'un photon X ou  $\gamma$  avec un électron de la matière. Contrairement à l'effet photoélectrique, cette interaction intéresse seulement les électrons libres (ou très peu liés). Au cours de cette interaction, le photon incident, d'énergie  $h\nu_1$ , cède une partie de son énergie à l'électron qui est alors éjecté (électron de recul) avec une énergie cinétique  $E_c$ , le reste de l'énergie est diffusée sous forme d'un photon d'énergie  $h\nu_2$  (figure 11).

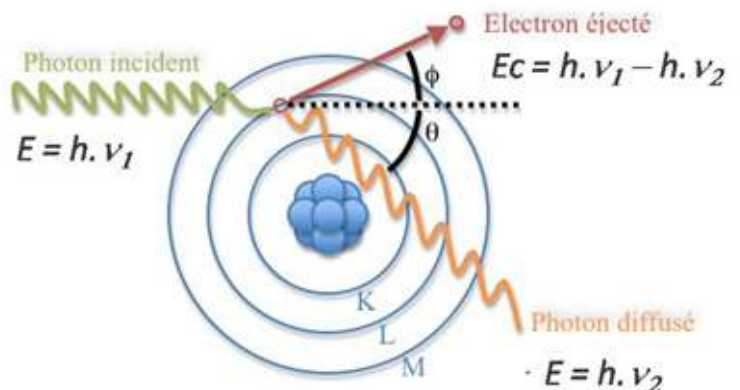


Figure 11 : Effet Compton

## Conséquences de l'EC

L'électron de recul est animé d'une énergie cinétique.

Il s'agit d'une particule chargée légère. Cette particule va exciter et ioniser la matière : Les photons X et  $\gamma$  sont indirectement ionisants.

## Probabilité de l'EC

La probabilité de l'EC ou coefficient d'atténuation linéaire par effet Compton est symbolisée par la lettre  $\sigma$ .

Le coefficient d'atténuation massique est peu dépendant de la nature du milieu et varie suivant la relation :

$$\frac{\sigma}{\rho} = K \frac{Z}{E}$$



Une partie de l'énergie du faisceau incident est enlevée au faisceau sous forme de photons diffusés l'autre partie est transférée à l'électron, donc directement absorbée par le milieu traversé.

### C - PRODUCTION DE PAIRES :

C'est la matérialisation d'un photon X ou  $\gamma$  sous forme d'une paire : électrons- positon, l'un est porteur d'une charge négative, l'autre d'une charge positive. Dans ce processus, le photon est totalement absorbé (figure 12).

Ce mécanisme s'explique par la relation masse-énergie :  $E = mc^2$  (relation d'Einstein). La masse d'un électron au repos est donc équivalente à une énergie de 0,511 MeV. Mais le photon est électriquement neutre, et l'électron est chargé. Or, les lois fondamentales de la physique impliquent la conservation de l'énergie, la conservation de la quantité de mouvement, la conservation de la charge. Un électron chargé négativement ne pourra apparaître que si, simultanément, un positon (électron chargé positivement) portant une charge de  $+1,60 \cdot 10^{-19}$  C apparaît. Les masses de l'électron et du positon correspondent chacune à 0,511 MeV.

Figure 12 : Production de paires

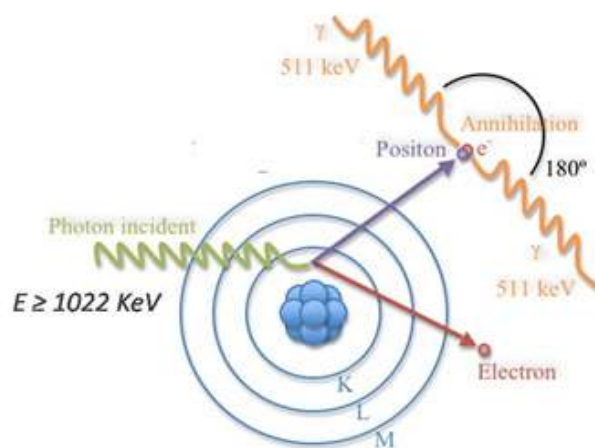
Au cours de ce phénomène, un photon d'énergie supérieure ou égal à  $2 \times 0,511 \text{ MeV} = 1,022 \text{ MeV}$  disparaît ; l'excédant d'énergie sera communiquée aux électrons sous forme d'énergie cinétique. Ce mécanisme d'atténuation ne peut avoir lieu que sous l'action du champ coulombien qui entoure le noyau de l'atome.

#### Probabilité de la production de paires

La probabilité de production de paires ou coefficient d'atténuation linéaire par production de paires est symbolisé par la lettre  $\pi$ . La production de paires est d'autant plus fréquente que le numéro atomique du milieu est élevé (dépendance en  $Z^2$ ) et que l'énergie des photons est grande ( $E > E_{\text{seuil}}$ ).

#### Conséquences

Les 2 électrons créés sont des particules légères. Elles vont interagir avec la matière suivant les mécanismes étudiés plus haut. Dans ce cas également, les photons X et  $\gamma$  sont indirectement ionisants par l'intermédiaire des électrons. Par ailleurs, le positron est une particule instable qui ne peut persister dans la matière que si son énergie est suffisante. Dès que cette énergie diminue, il rencontre un électron libre et il se produit alors un phénomène de dématérialisation avec émission de deux photons  $\gamma$  de 0,511 MeV à  $180^\circ$  l'un de l'autre.



## 2.3 - SYNTHÈSE DES TROIS MÉCANISMES D'ATTÉNUATION

### A - EXPRESSION DE $\mu$

L'effet photo-électrique, l'effet Compton et la production de paires sont 3 événements indépendants. La probabilité totale d'atténuation est donc la somme des probabilités. Ainsi :

$$\mu = \tau + \sigma + \pi \quad \text{On peut également écrire} \quad \mu/\rho = \tau/\rho + \sigma/\rho + \pi/\rho$$

### B - PRÉPONDÉRANCE DE L'UN DES EFFETS EN FONCTION DE Z ET E (FIGURE 13) :

- L'effet photoélectrique est prédominant aux basses énergies
- L'effet Compton est prédominant pour les énergies moyennes
- La production de paires d'électrons prédomine aux grandes énergies

### C - ATTÉNUATION D'UN FAISCEAU POLY-CHROMATIQUE

Pour un rayonnement X incident monochromatique, le coefficient global d'atténuation  $\mu$  est constant, comme nous venons de le voir. Le flux transmis à travers une épaisseur  $x$  d'absorbant est alors donné par la loi mono-exponentielle :

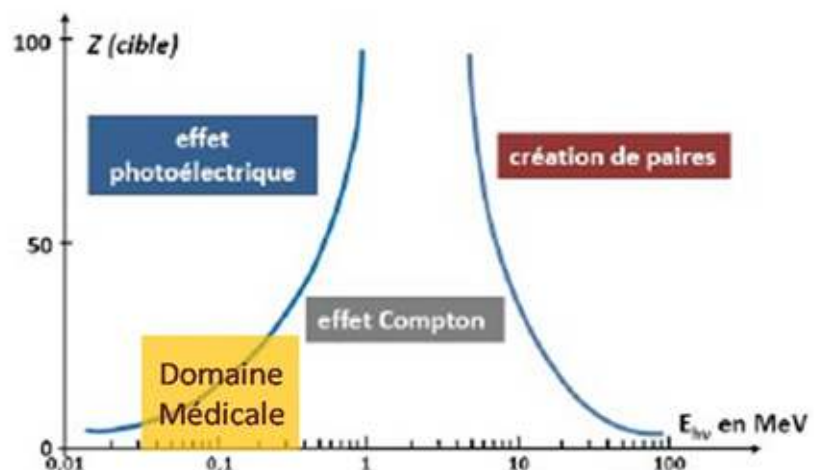


Figure13 : Prédominance des effet en fonction de Z (milieu) et de E (photon incident)

Au contraire si un rayonnement polychromatique traverse une épaisseur d'absorbant, à chaque valeur de l'énergie correspondra une valeur différente du coefficient d'atténuation  $\mu$ , d'autant plus grande que l'énergie considérée est plus grande. Plus l'épaisseur du matériau traversée est grande, plus les photons de faible énergie seront atténués et plus le faisceau s'enrichira en photons de grande énergie.

Quand l'épaisseur de l'écran augmente, les photons de faible énergie sont éliminés et le faisceau devient pratiquement monochromatique. C'est le principe de la filtration en radiologie.

#### Intérêt en imagerie médicale :

\* **Radiologie conventionnelle** : on cherche à éliminer les photons de faible énergie qui sont fortement absorbés dans la peau du patient. Du fait de cette absorption :

- ces photons n'atteignent pas le détecteur et ne participent donc pas à l'image
- ces photons peuvent occasionner des lésions au niveau de la peau.

\* **Scanner** : Les logiciels qui reconstruisent l'image en scanner supposent que le faisceau est monochromatique.

L'interposition d'une plaque d'aluminium ou de cuivre de 1 ou 2 mm d'épaisseur à la sortie du tube permet de «filtrer» le faisceau X.(Figure 14)

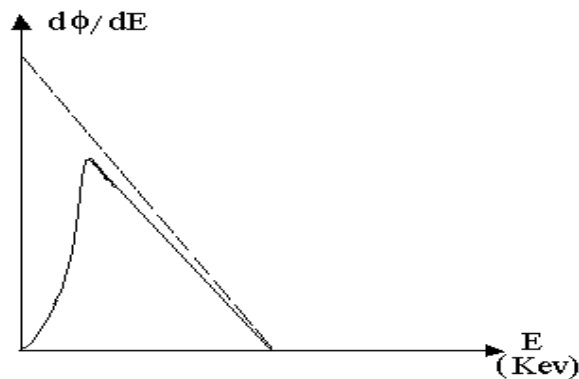


Figure 14 : Filtration d'un faisceau polychromatique.

## EVALUATION FORMATIVE

**Test 1 :** Citez le mécanisme d'atténuation très largement prédominant pour des photons de  $0,05 \text{ \AA}$  de longueur d'onde lors de leur interaction :

- a/ avec un écran de Pb
  - b/ avec un écran d'eau
- 

**Test 2 :** Faire les associations convenables

- A - Effet photoélectrique
- B - Effet Compton
- C - Effet de création de paires

prédomine pour

- 1 - une énergie comprise entre 1 et 5 MeV
  - 2 - une énergie supérieure à 20 MeV
  - 3 - une énergie inférieure à 50 keV
- 

**Test 3 :** Un faisceau composé de 106 photons ayant chacun la même énergie est atténué par un matériau de C.D.A = 2 mm

1 - Déterminez l'épaisseur de matériau pour qu'après traversée il ne reste plus qu'un seul photon.

---

2 - Déterminez cette épaisseur pour qu'il ne reste aucun photon (théoriquement). On donne :  $\log 2 = 0,3$

---

**Test 4 :** Soit un faisceau de R.X émis sous une d.d.p de 124 kVolts

1 - Calculez l'énergie en (eV) et la longueur d'onde des photons les plus énergétiques transportés par ce faisceau.

---

2 - Calculez les valeurs de cette énergie et de cette longueur d'onde après la traversée d'un écran de matériau donné et d'épaisseur égale à la CDA du faisceau

---

**Test 5 :** Soit une source radioactive émettant des photons  $\beta$ . Le débit d'exposition mesuré à 1 mètre de la source sans protection est de 16 mR/h.

1- On désire réduire le débit d'exposition à 1 m de la source à 4 mR/h en interposant un écran. Déterminez l'épaisseur de l'écran sachant que la CDA du matériau utilisé est de 2 mm.

---

2- Calculez le temps au bout duquel le débit d'exposition (sans écran protecteur) devient inférieur à 4 mR/h si la période de la source est de 8 jours.

---

# CHAPITRE 5 : LES DÉTECTEURS DES RAYONNEMENTS IONISANTS

## INTRODUCTION :

L'interaction d'un rayonnement X, gamma, alpha, bêta avec la matière entraîne l'ionisation directe ou indirecte du milieu traversé.

Cette ionisation donne lieu à :

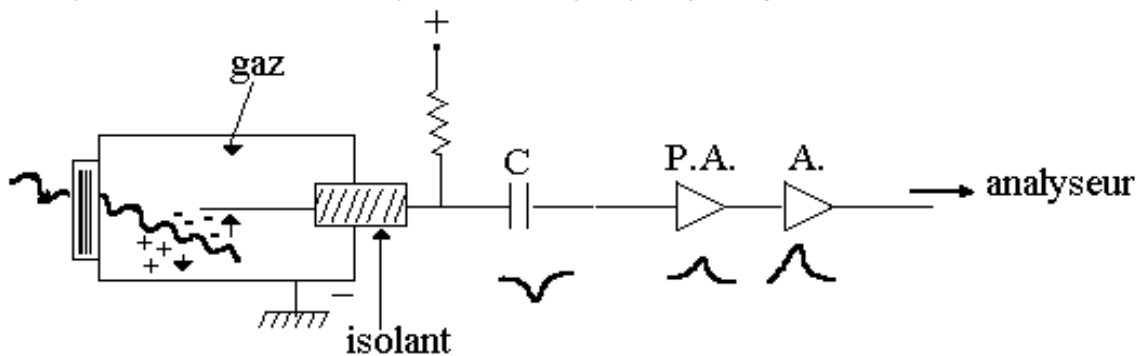
- des paires d'électrons et d'ions (cas d'un gaz)
- des paires d'électrons-trous (cas d'un semi-conducteur)
- des scintillations lumineuses (cas de cristaux)

## 1 - LES DÉTECTEURS A GAZ

### A - PRINCIPE (fig 1)

Fig 1 : Détecteur à gaz

- Un détecteur est composé d'un cylindre métallique rempli de gaz (Argon, Fluor) à la pression atmosphérique. Au centre de ce cylindre existe une électrode qui est reliée au pôle positif d'un générateur source de tension continue.



- Le rayonnement qui pénètre dans le cylindre ionise le gaz en créant des paires d'ions
- Les électrons (qui sont des charges négatives) seront attirés par l'électrode centrale positive alors que les ions positifs vont être attirés par l'enveloppe cylindrique reliée à la terre et donc de charge négative par rapport à l'électrode centrale. L'arrivée des charges sur les deux électrodes entraîne une diminution de la différence de potentiel entre les deux pôles entraînant une baisse de la tension pendant la détection des charges.
- Il y a ensuite une recharge lente par le générateur qui fonctionne en continu, ce qui explique l'allure du signal sous forme d'impulsion négative. Cette impulsion est alors renversée pour devenir positive avant traitement.
- Ensuite, il y a une pré amplification puis une amplification de cette impulsion.
- Le signal ainsi traité est enfin analysé par un compteur.

### B - LES DIVERS RÉGIMES DE FONCTIONNEMENT ET LES DIFFÉRENTS DÉTECTEURS

\* I -  $V < 100$  volts : il y a détection de quelques ions dont le nombre augmente avec la tension, mais il y a trop de recombinaisons, la tension n'est pas assez élevée pour collecter tous les ions formés.

\* II -  $100 < V < 300$  volts : c'est le palier de la chambre d'ionisation.

Le nombre de charges détectées = nombre d'ionisations créées par le rayonnement.

\* III -  $300 < V < 400$  volts : C'est le régime du compteur proportionnel ( $n$  collectés =  $k \cdot n$  créés).

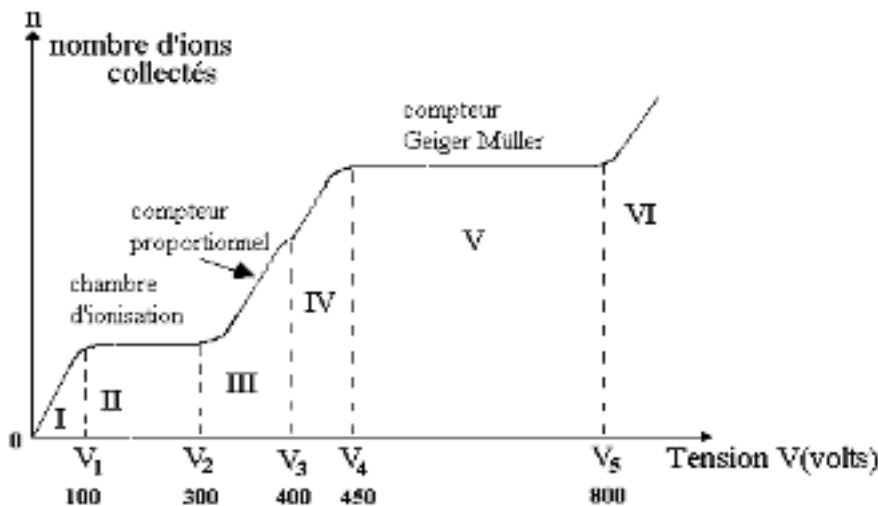
\* IV -  $400 < V < 450$  volts : C'est le régime semi-proportionnel (il n'y a plus de proportionnalité).

\* V -  $450 < V < 800$  volts : C'est le palier du compteur Geiger-Muller (région d'avalanche).

\* VI -  $V > 800$  volts : C'est le régime de décharge permanente. Cette région de fonctionnement est inutilisable, car aucune mesure n'est possible.

Fig 2 : Régime de fonctionnement d'un détecteur

### \*I - $V < 100$ VOLTS - PAS DE DÉTECTEUR



Il y a détection de quelques ions dont le nombre augmente avec la tension ; les électrons et les ions sont peu accélérés se recombinent, car la tension n'est pas assez élevée. Seule une partie des charges créées est collectée. Cette fraction augmente avec la tension. Aucun détecteur ne fonctionne dans ces conditions.

### \*II - $100 < V < 300$ VOLTS - CHAMBRE D'IONISATION

La tension est suffisante pour que les recombinaisons n'aient plus lieu ; toute la charge créée par ionisation est collectée. **Le nombre d'ionisations  $N$  créées par le rayonnement = au nombre de charges collectées.** Cette charge est indépendante de la tension appliquée et directement **proportionnelle à l'énergie cédée** par le rayonnement cédée dans le gaz. Cette plage de tension est appelée régime d'ionisation primaire sous lequel fonctionnent les chambres d'ionisation. La chambre d'ionisation permet de faire de la « dosimétrie »

Exemples : La babyline, le stylo-dosimètre, etc.

### \*III - $300 < V < 400$ VOLTS - COMPTEUR PROPORTIONNEL

Lorsque la tension devient assez forte pour communiquer aux électrons d'ionisation primaire une énergie suffisante pour qu'ils ionisent à leur tour tous les atomes du gaz (formation d'électrons secondaires) ; il y a **multiplicité des charges** par un coefficient  $m$  qui peut être très grand. C'est le régime du compteur proportionnel.

### \*IV - $400 < V < 450$ VOLTS - PAS DE DÉTECTEUR

Il n'y a plus de proportionnalité entre la quantité de charges collectées et l'énergie primaire cédée dans le gaz.

### \*V - $450 < V < 800$ VOLTS - COMPTEUR GEIGER-MULLER (GM)

Lorsque  $V$  augmente et dépasse 450 volts, les atomes ionisés se trouvent dans un état excité. La désexcitation donne des photons de fluorescence qui par effet photoélectrique sur la cathode entraîne l'apparition d'électrons qui vont s'ajouter aux  $m \times N$  électrons présents autour de l'anode. L'amplification devient énorme et appelée « **avalanche** » et la proportionnalité disparaît. La quantité de charges collectées est la même, quelle que soit l'ionisation primaire. C'est le palier du G.M.

Le GM ne permet pas de faire de la dosimétrie.

- Les avantages du compteur G.M sont son rendement élevé et le signal détecté est de grande amplitude ; il ne nécessite pas un traitement compliqué.
- Le principal inconvénient des G.M est le temps mort  $\tau$  qui représente le temps pendant lequel le détecteur est insensible.

### \*VI - $V > 800$ VOLTS : PAS DE DÉTECTEUR

C'est le régime de décharge permanente. Cette région de fonctionnement est inutilisable, car aucune mesure n'est possible.

## 2 - DÉTECTEURS A SCINTILLATIONS

### 2.1 - DÉTECTEUR À SCINTILLATEUR SOLIDE

Un détecteur à scintillations solide est composé de 4 parties : (Fig 3)

- \* un cristal scintillant
- \* un photomultiplicateur
- \* un amplificateur
- \* un sélecteur d'amplitude

#### 2.1.1 - LE CRISTAL

Il s'agit généralement d'un cristal NaI (TI) d'iodure de sodium activé au Thallium. L'interaction d'un rayonnement avec les atomes du cristal provoque des excitations. Les atomes excités reviennent à l'état fondamental par émission d'un rayonnement de fluorescence. Ces photons interagissent avec les atomes de Thallium pour donner des photons de scintillation (éclair) qui sont dans le visible ou l'ultraviolet.

Le nombre total (énergie totale) de photons de fluorescence est proportionnel à l'énergie déposée par le rayonnement incident dans le cristal.

### 2.1.2 - LE PHOTOMULTIPLICATEUR (PM)

Le rôle du PM est de transformer les photons lumineux émis par le cristal en impulsions électriques. C'est un tube cylindrique en verre dans lequel règne un vide très poussé.

Il comprend :

- \* une photocathode
- \* des dynodes
- \* une anode collectrice

→ La photocathode transforme, par effet photoélectrique, les photons lumineux émis par le cristal en électrons, dont le nombre est proportionnel au nombre des photons absorbés (en général, 1 électron pour 10 photons absorbés).

→ Les dynodes sont des électrodes portées à des potentiels positifs et croissants par rapport à la photocathode :

Exemple :  
 dynode 1 : 100 volts  
 dynode 2 : 200 volts  
 dynode 3 : 300 volts etc...

Un électron, arraché à la photocathode, est accéléré vers la première dynode. L'impact de cet électron au niveau de la dynode va provoquer l'arrachement de plusieurs électrons (3 à 6). Un électron éjecté de la première dynode va être accéléré vers la deuxième dynode et fera arracher à ce niveau 3 à 6 électrons. Les mêmes phénomènes se répètent entre les 2<sup>ème</sup> et 3<sup>ème</sup> dynodes, les 3<sup>ème</sup> et 4<sup>ème</sup> etc... Il existe en général 10 dynodes

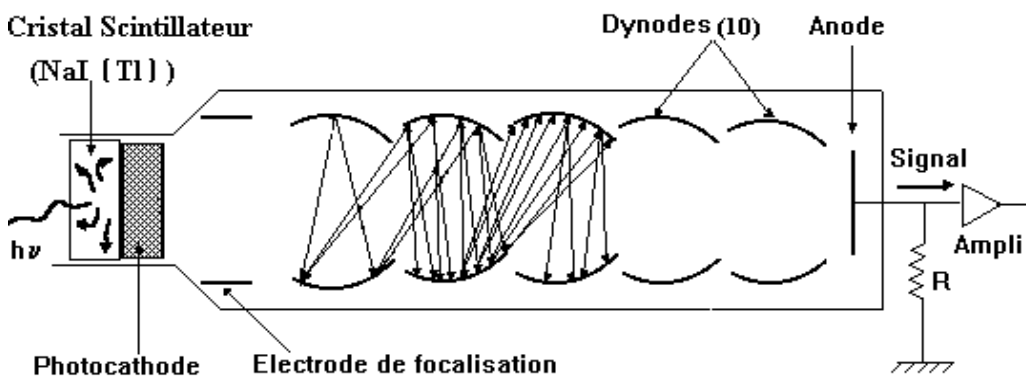
→ Les électrons émis par la dernière dynode sont collectés par l'anode collectrice. La charge collectée sur l'anode du PM est proportionnelle à l'énergie déposée par le rayonnement incident dans le cristal. À la sortie du PM, l'impulsion électrique est donc proportionnelle à cette énergie.

### 2.1.3 - L'AMPLIFICATEUR

Il permet d'amplifier le signal électrique issu du PM.

Fig 3 : Détecteur à scintillation

### 2.1.4 - LE SÉLECTEUR D'AMPLITUDE (Fig 3 bis)



C'est un dispositif électronique qui permet de ne laisser passer que les impulsions électriques dont l'amplitude  $V$  est comprise entre 2 valeurs seuils  $S_1$  (bas) et  $S_2$  (haut)

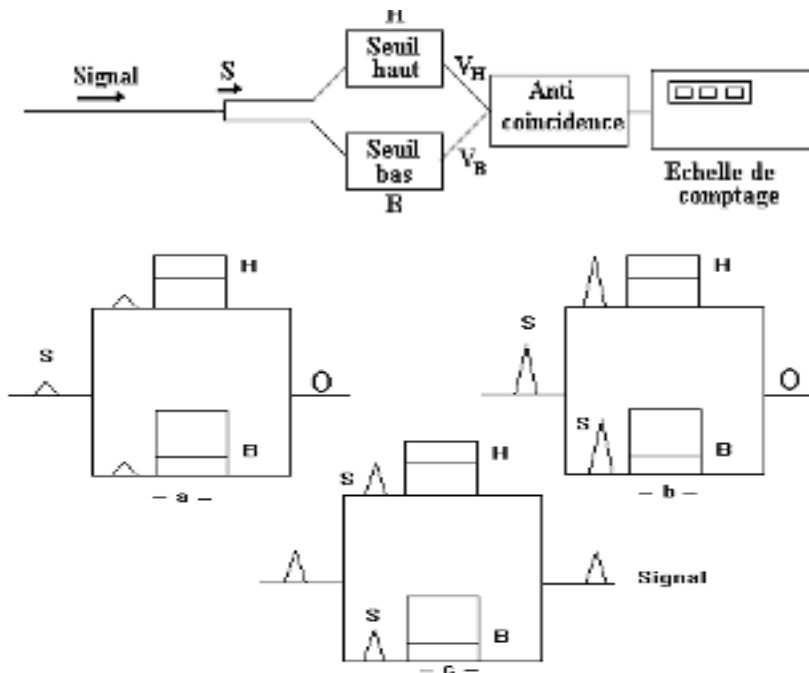
Si	$V < S_1 < S_2$	pas de signal
Si	$V > S_1 > S_2$	pas de signal
Si	$S_1 < V < S_2$	signal est pris en compte

Application : Détection et spectrométrie des photons gamma



Fig. 3 bis : Sélecteur d'amplitude

a :  $S < B < H$        $V_B = 0$        $V_H = 0$       sortie = 0



b :  $S > H > B$        $V_B = +1$        $V_H = +1$       sortie = 0  
c :  $B < S < H$        $V_B = +1$        $V_H = 0$       sortie = +1

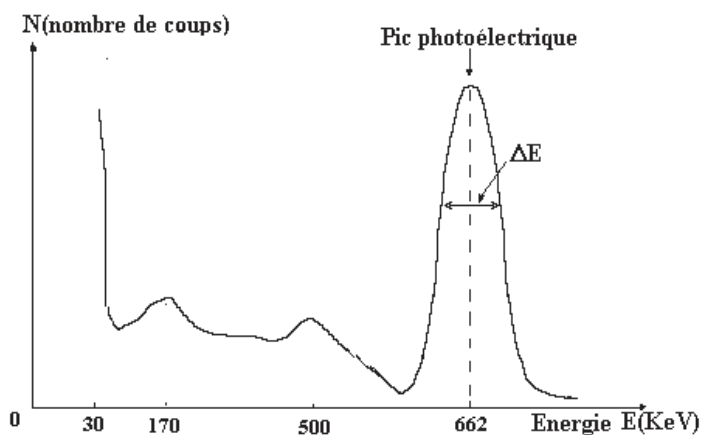
Les applications des détecteurs à scintillation se retrouvent essentiellement en médecine nucléaire à travers la spectrométrie des photons  $\gamma$  (compteurs gamma, gamma caméras...)

### 2.1.5 – SPECTROMÉTRIE

La spectrométrie  $\gamma$  consiste à étudier l'énergie des photons  $\gamma$  absorbée par le cristal ; elle permet ainsi de représenter le spectre en énergie d'une source  $\gamma$ .

Exemple : Césium 137 émetteur de photons  $\gamma$  662 keV. En faisant la spectrométrie d'une source de Césium 137, nous obtenons l'allure du spectre de la figure 4.

Fig 4 : Spectre du Césium 137



Le spectre de césium est formé essentiellement d'un pic à 662 Kev correspondant à l'absorption totale des rayons  $\gamma$  par effet photoélectrique

- L'étalonnage adéquat du système de détection permet d'identifier la nature d'un radioélément, connaissant son spectre.
- 2 paramètres sont importants :

La résolution  $R \cong 7\%$       et      L'efficacité ou rendement  $\varepsilon = \frac{N}{N_0}$

$N$  = nombre de photons détectés

$N_0$  = nombre de photons reçus

## 2.2 - DÉTECTEUR À SCINTILLATION LIQUIDE

Dans ce type de détecteur, le cristal est remplacé par un liquide scintillant. L'échantillon radioactif à compter est dissout dans ce liquide.

Application : comptage *in vitro* des particules bêta de faible énergie.

### 3-RENDEMENT D'UN DÉTECTEUR :

Tout détecteur est caractérisé par son

**rendement**  $\varepsilon = \frac{N}{N_0}$  (Fig 5)

$$N_0 = A.t. \frac{S}{S} = A.t. \frac{\pi r^2}{4\pi d^2}$$

*A* : activité de la source

*T* : temps de comptage

*S* : surface de la sphère centrée sur la source et de rayon *d*

*s* : surface d'entrée du détecteur

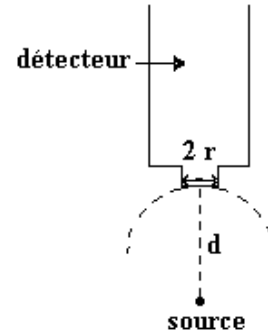


Fig 5 : Rendement d'un détecteur

### 4 - DÉTECTEURS A SEMI-CONDUCTEUR (Fig 5)

Ils sont constitués par l'accolement de deux semi-conducteurs, l'un de type P, l'autre de type N. Au niveau de la jonction P-N existe une zone dépeuplée de charges électriques. Le passage d'un rayonnement au niveau de cette jonction provoque des ionisations et l'apparition de charges électriques. Ces charges peuvent être collectées si on maintient entre P et N une d. d. p. constante. Ce type de détecteur fonctionne comme une chambre d'ionisation, l'ionisation s'effectuant dans un milieu solide.

**Exemple : Détecteur Germanium hyperpur (Fig 5)**

- Le détecteur Ge-hyperpur est utilisé pour détecter des Rayons X ou  $\gamma$ .

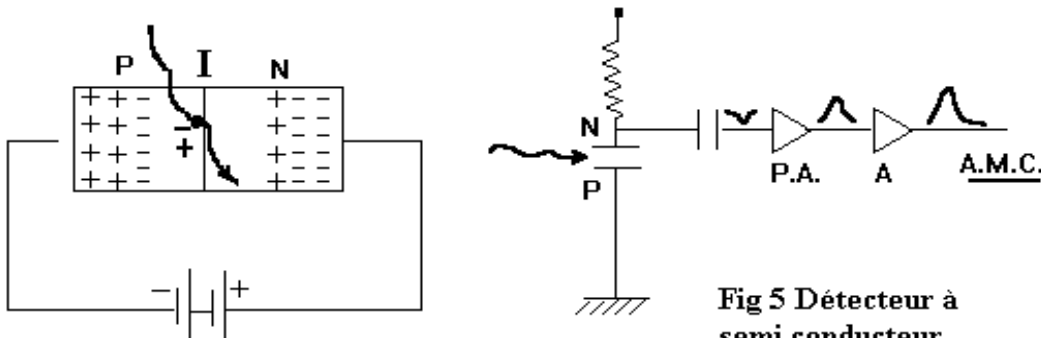


Fig 5 Détecteur à semi conducteur

- Le Germanium se trouve dans une enceinte où l'on a un vide poussé ;
- Le Ge est toujours refroidi pour augmenter la conductivité.
- Résolution : bonne :  $R \cong 2\%$

Exemple d'application des détecteurs à semi-conducteur en imagerie médicale : scanner X

### 5 - DÉTECTEUR A FILM PHOTOGRAPHIQUE

Le film photographique est constitué d'un support en polyester recouvert d'une émulsion photographique. L'émulsion est formée par des grains de bromure d'argent ( $Ag^+ Br^-$ ) enrobés dans de la gélatine (Figure 6)

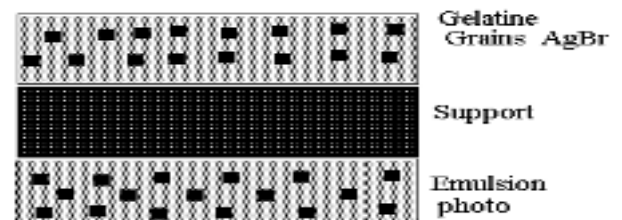
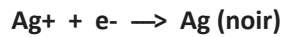


Fig. 6 : Détecteur à film

Les ionisations provoquées par le rayonnement dans l'émulsion font apparaître des électrons. Ces électrons réagissent avec les ions  $\text{Ag}^+$  suivant la réaction :



Ainsi, le film noircit sous l'action des rayonnements. Le noircissement sera d'autant plus important que les ionisations seront nombreuses.

Application : Film radiographique, Dosimètre à film.

## 6 - APPLICATIONS DE DÉTECTEURS DE RADIATION AU CONTRÔLE DE LA DOSE ABSORBÉE

La surveillance des doses reçues par les utilisateurs de radiations ionisantes nécessite l'utilisation de détecteur de radiations ou de dosimètres.

On distingue deux types de dosimètres :

- Le dosimètre à film
- Le dosimètre Radio-thermoluminescent (T.L.D)

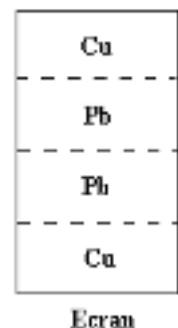
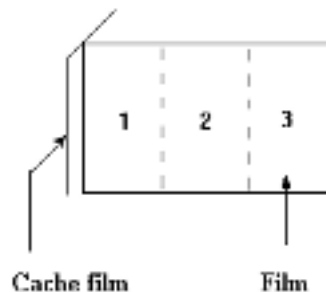
### 6.1 - DOSIMÈTRE À FILM (Fig 7)

Fig 7 : Dosimètre à film

#### PRINCIPE :

Le dosimètre à film ou dosimètre photographique est constitué d'un film photographique inséré dans un étui porte-écran et placé dans une pochette en matière plastique.

Les rayons X, g... noircissent le film. La mesure de la dose reçue s'effectue, après développement du film par comparaison avec des films étalons déjà irradiés, et au moyen d'un densitomètre optique.



Il y a deux types de films :

- Film type 1 : X, g (émulsion en Césium)
- Film type 2 : a, neutrons rapides... (émulsion en Américium + Bérilium)

Après développement du film, on distingue 3 régions différemment irradiées :

#### Exemple :

région 1 : a + b + g (ou X)

région 2 : g ou X mou (faible énergie)

région 3 : g ou X dur (grande énergie)

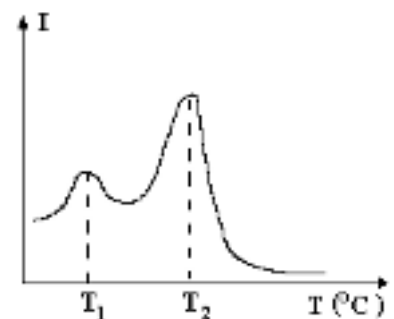
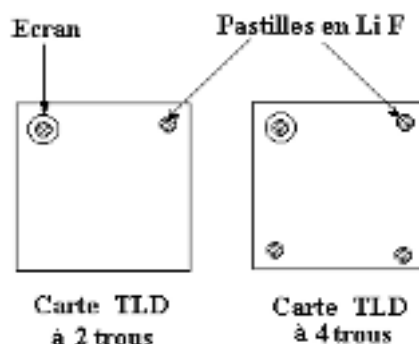
### 6.2 - DOSIMÈTRE RADIOTHERMO LUMINESCENT (TLD) (Fig 8)

Fig 8 : Dosimètre TLD

Le dosimètre TLD se présente sous la forme d'un boîtier contenant deux ou quatre pastilles de Fluorure de Lithium de quelques  $\text{mm}^2$  de surface.

L'énergie apportée par les RX,  $\gamma$ ,  $\alpha$  ou  $\beta$  piège des électrons dans le cristal semi-conducteur Li. En chauffant les pastilles, il y a libération de ces électrons, d'où l'émission d'une quantité de lumière proportionnelle à la dose reçue. Après étalonnage du système de mesure

et moyennant un logiciel d'acquisition et de traitement des données, on peut avoir l'équivalent de dose (en Sievert) reçu par le dosimètre donc par la personne exposée aux radiations ionisantes.

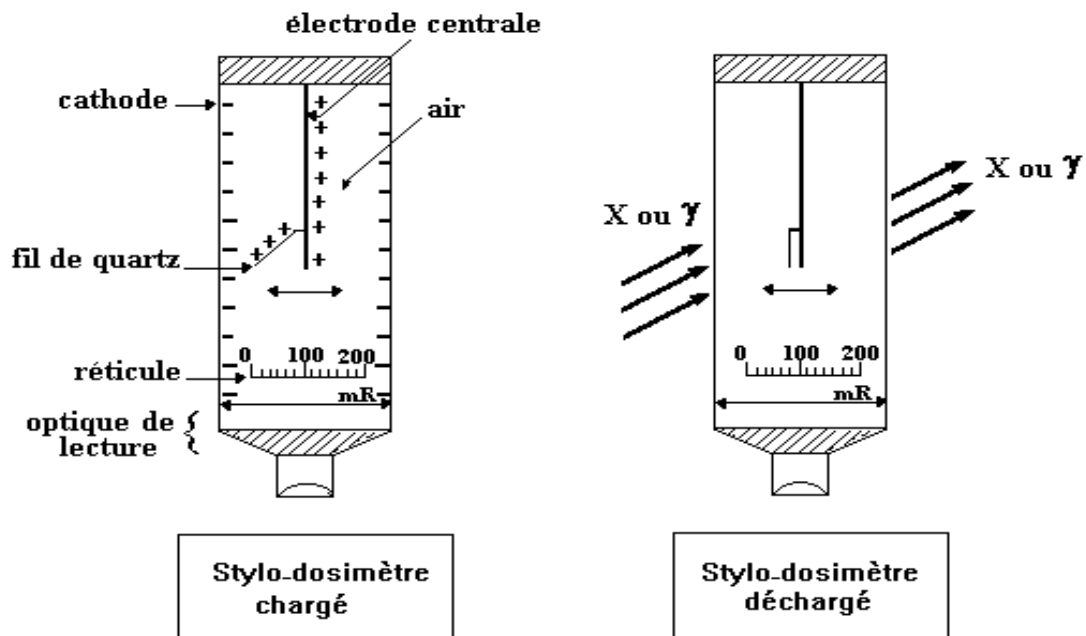


### 6.3 STYLO DOSIMÈTRE :

Le stylo-dosimètre permet de mesurer le débit d'exposition relatif à des rayons X ou  $\gamma$  d'énergie :

- 0 - 100 keV pour les rayons X
- 1 KeV - plusieurs MeV pour les rayons  $\gamma$

Fig 9 : Stylo-dosimètre



- Lors du passage d'un rayon X ou  $\gamma$  il y a ionisation de l'air qui se trouve à l'intérieur du dosimètre d'où une décharge progressive et proportionnelle à la dose absorbée. La fibre se déplace et donne l'exposition en mR.

## EVALUATION FORMATIVE

**Test 1 :** Expliquer le principe de fonctionnement d'une chambre à ionisation. Cas d'un stylo dosimètre.

---

**Test 2 :** Expliquer le principe de fonctionnement d'un compteur Geiger-Müller.

---

**Test 3 :** Expliquer le principe de fonctionnement d'un compteur à scintillateur solide.

---

**Test 4 :** Associer à chacune des définitions suivantes :

A) Fournit des impulsions électriques de hauteur proportionnelle à l'énergie dissipée par chaque rayonnement dans un gaz.

B) Fournit des impulsions électriques de hauteur proportionnelle à l'énergie dissipée par chaque rayonnement dans un solide.

C) Fournit des impulsions électriques dont le nombre n'est pas proportionnel au nombre de photons reçus.

Les appareils de détection suivants :

1) Chambre à ionisations

2) Compteur proportionnel

3) Compteur Geiger-Muller (G.M)

4) Compteur à scintillations

---

**Test 5 :** On a introduit simultanément à l'intérieur d'un compteur une activité initiale de 270 pCi de deux radioéléments émetteurs bêta moins. Ces 2 éléments ont des périodes respectives de 7 heures et 7 jours.

1) Calculez le nombre d'atomes initiaux de chaque élément

---

2) Calculez le nombre de coups enregistrés par le compteur dans la première minute après l'introduction des éléments.

---

3) Calculez le nombre de coups par minute (cpm) enregistrés par le compteur au bout de 14 jours.

---

**Test 6 :** Soit une source radioactive de 1 mCi de  $^{99m}\text{Tc}$ , élément émetteur gamma pur d'énergie égale à 140 KeV et de période égale à 6 heures.

1) Calculez le nombre de cpm enregistrés par un compteur G.M de surface d'entrée  $s = 1 \text{ cm}^2$ , de rendement = 10% et placé à un mètre de la source.

---

2) Calculez le nombre de cpm dans le cas où on interpose entre source et compteur un écran de plomb d'épaisseur égale à 2 C.D.A. pour ce type de rayonnement.

---

**Test 7 :** Une source radioactive gamma d'activité initiale égale à 20  $\mu\text{Ci}$ , de période = 8 jours, a été placée au centre d'une sphère plombée de densité égale à 10 et de 3 cm de rayon. Un compteur dont la fenêtre d'ouverture a une surface de  $10 \text{ cm}^2$ , et dont le rendement est de 10% est placé à 1 mètre du centre de la sphère. Le coefficient massique d'atténuation du plomb pour les photons considérés est de  $0,07 \text{ cm}^2$  par gramme.

1) Calculez le nombre de cpm enregistrés à  $t_0$

---

2) Calculez le nombre de cpm enregistrés au 64<sup>ème</sup> jour.

---

# CHAPITRE 6 : FORMATION DE L'IMAGE RADIOLOGIQUE

L'imagerie aux rayons X est à la base d'un grand nombre d'explorations radio-diagnostiques comme la radiologie standard osseuse et pulmonaire, la mammographie, l'angiographie, etc...

L'image radiologique est obtenue par un ensemble de techniques qui permettent d'obtenir les images des structures traversées par un faisceau de rayons X.

Dans ce mini-module d'auto-apprentissage, nous étudierons les facteurs qui influencent directement la qualité de l'image radiologique tels que les rayonnements diffusés et les différents types de flous et les moyens de les éviter.

## Les objectifs éducationnels

Au terme de son apprentissage, l'étudiant devra être capable de :

1. Définir les notions d'optique radiologique.
2. Définir les différentes causes de flou et les moyens de les prévenir.
3. Définir la notion d'image radiante.
4. Définir le contraste radiologique en précisant les paramètres qui l'influencent.
5. Décrire le rôle de la grille anti-diffusante.
6. Citer les capteurs de l'image radiante.
7. Décrire le principe de fonctionnement du film radiographique et des écrans renforçateurs.
8. Enumérer les quatre tonalités de l'image radiologique.
9. Expliquer l'intérêt des produits de contraste dans l'image radiologique.

## Pré-requis :

- Cours : « production des rayons X ».
- Cours : « Interaction des rayonnements avec la matière.
- Cours : « Détecteurs des rayonnements ionisants ».

## Activités d'apprentissage:

- Séance CIAP.
- Séance de Travaux pratiques.

## 1 - FORMATION DE L'IMAGE RADIOLOGIQUE

### 1.1 - SOURCE DE RAYONS X (RX)

En imagerie médicale, on produit des rayons X en bombardant une cible métallique par des électrons accélérés. La source principalement utilisée en radiodiagnostic est le tube à Rayons X. On peut utiliser:

- Soit un tube à anode fixe: c'est le cas de la radioscopie
- Soit un tube à anode tournante : c'est le cas de la radiographie

La filtration des RX est assurée par l'interposition d'une plaque d'aluminium ou de cuivre.

Ces filtres éliminent préférentiellement les photons de faible énergie. Le faisceau de rayons X obtenu est plus homogène.

Ces photons de faible énergie présentent deux inconvénients:

- Ils ne participent pas à l'image puisque, fortement atténués, ils ne peuvent atteindre le détecteur.
- La majeure partie de l'énergie de ces photons est absorbée au niveau de la peau du patient ; ce qui peut entraîner des lésions à type d'érythème.

### 1.2 - OPTIQUE RADIOLOGIQUE

#### A - DÉFINITION

Les rayons X issus du foyer vont se propager en ligne droite. Un diaphragme délimite le faisceau. Le **rayon central** est représenté par la perpendiculaire au plan du diaphragme passant par la source et le centre du diaphragme (figure 1).



L'angle du rayon central et du plan du détecteur est appelé **angle d'incidence**.

Le faisceau couvre une surface du détecteur appelée **champ**.

La distance qui sépare le foyer du détecteur est appelée **distance focale**.

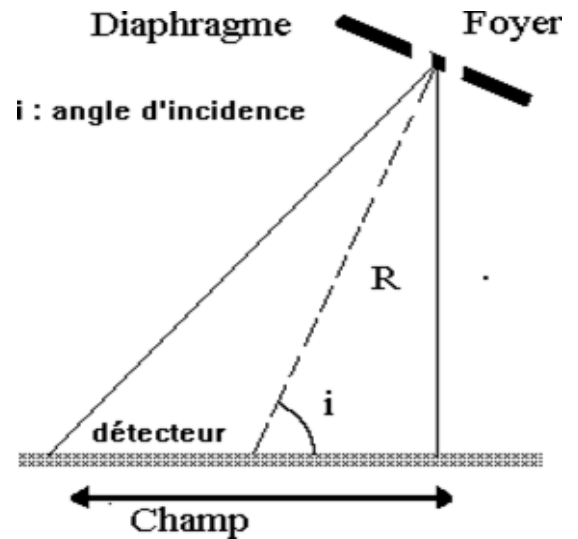


Fig 1 : FAISCEAU DE RX

## B - AGRANDISSEMENT

L'image radiologique d'un objet traversé par les rayons X et reçue par un détecteur est une projection conique. Cette projection entraîne un certain agrandissement de l'image (Figure 2). Le coefficient d'agrandissement est le rapport :

$$G = \frac{A'B'}{AB} = \frac{D}{D-d}$$

Où **D** représente la distance foyer-film et **d** la distance du plan objet au plan image.

Le coefficient d'agrandissement est différent pour des structures d'un même objet, situées dans des plans différents.

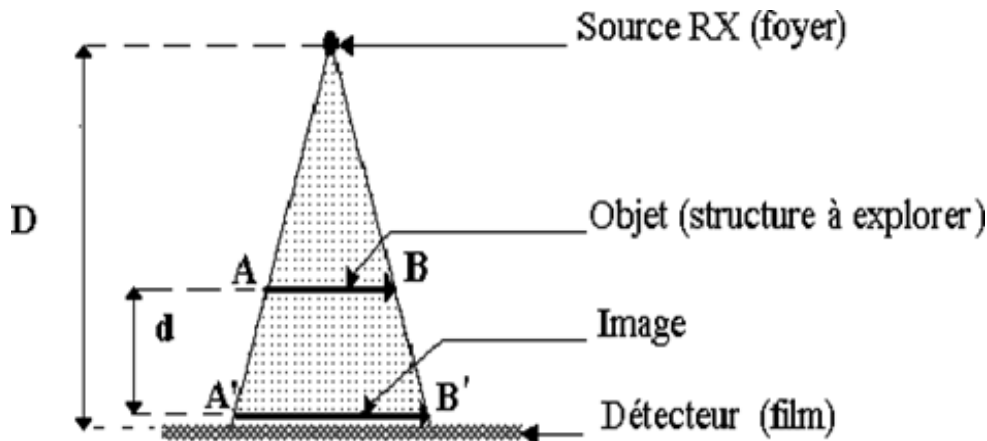


Fig 2 : AGRANDISSEMENT

## C - SUPERPOSITION DES PLANS

L'image radiologique est une représentation à deux dimensions d'un objet qui est un volume complexe, à trois dimensions. Les images des différents plans de l'objet, traversé par les rayons X et perpendiculaire à la direction du faisceau, sont superposées au niveau du plan image.

## D - FLOU GÉOMÉTRIQUE : (FIG 3)

Le flou géométrique est la pénombre **p** qui se forme autour de l'image de l'objet, quand la source n'est pas ponctuelle (source étendue). Si **f** est la dimension du foyer

$$\frac{p}{d} = \frac{f}{D-d} = G-1 \quad \text{d'où} \quad p = f \cdot (G-1)$$

Le flou géométrique augmente avec la taille du foyer et avec le coefficient d'agrandissement. Pour un objet circulaire par exemple, l'image est un cercle entouré d'une couronne de pénombre.

Le flou géométrique augmente avec la taille du foyer et avec le coefficient d'agrandissement. Pour un objet circulaire par exemple, l'image est un cercle entouré d'une couronne de pénombre.

## E- FLOU CINÉTIQUE (FIGURE 4)

Ce flou est en rapport avec le déplacement de l'objet au cours de l'exposition. La taille de ce flou est : **Pc = v.t.G**, où **v** est la vitesse de l'objet (l'objet est un organe en mouvement, exemple le cœur) au cours de l'exposition, **t** est le temps de pose et **G** l'agrandissement.

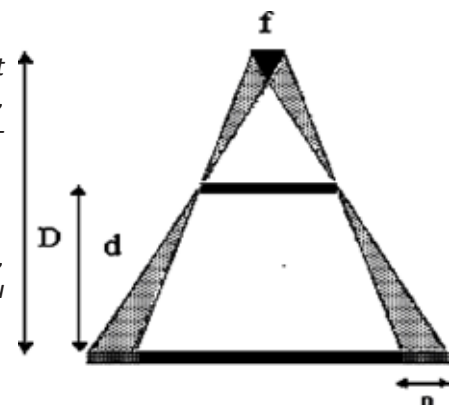


Fig 3 : FLOU GÉOMÉTRIQUE

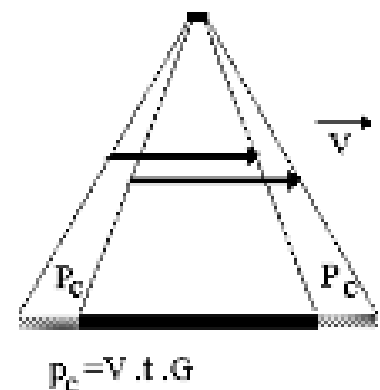


Fig 4 : FLOU CINÉTIQUE

## 1.3 - IMAGE RADIANTE

### A- FAISCEAUX INCIDENT ET TRANSMIS :

Lorsqu'un faisceau homogène  $\Phi_0$  de rayons X traverse un objet, le faisceau émergent présente une composition qualitative et quantitative non uniforme. Ce faisceau transmis contient une image «virtuelle» appelée image radiante, qui sera visualisée par un détecteur.

On distinguera dans ce faisceau émergent deux types de photons :

- **Les photons primaires**, formant le rayonnement utile : sont des photons issus du foyer qui n'ont subi aucune interaction dans le milieu traversé. Ils donneront une projection nette des structures traversées.

- **Les photons diffusés** : prennent naissance dans le milieu traversé par les rayons X. Ils ont une direction quelconque et constituent un rayonnement parasite qui détériore la qualité de l'image. l'apparition de ces photons diffusés est en rapport avec l'atténuation du faisceau incident.

Cette atténuation dépend essentiellement de trois paramètres :

\* l'épaisseur du matériau traversé  $x$

\* la nature du matériau traversé

\* l'énergie des rayons X utilisés : effet photoélectrique pour les basses énergies et effet Compton pour les moyennes énergies.

Dans le cas d'un faisceau monochromatique traversant un milieu homogène d'épaisseur  $x$ , le flux transmis est :

$$\Phi_x = \Phi_0 e^{-\mu x}$$

où  $\mu$  est le coefficient d'atténuation linéaire du matériau traversé et  $\Phi_0$  flux incident (Fig 5).

### B - CONTRASTE RADIOLOGIQUE

Soit un faisceau incident monochromatique traversant un objet constitué par deux zones 1 et 2 (Fig 6). Désignons par  $\Phi_1$  et  $\Phi_2$  les flux transmis par les zones 1 et 2, respectivement.

On appelle contraste radiologique le rapport :

$$C = \frac{|\Phi_1 - \Phi_2|}{|\Phi_1 + \Phi_2|}$$

$x_1$  et  $x_2$  sont les épaisseurs respectives des 2 zones 1 et 2 et  $\mu_1$ ,  $\mu_2$  les coefficients d'atténuation, on a :

$$\Phi_1 = \Phi_0 e^{-\mu_1 x_1} \quad \text{et} \quad \Phi_2 = \Phi_0 e^{-\mu_2 x_2}$$

Si  $x_1$  et  $x_2$  sont faibles, le contraste peut s'écrire :

$$C = \frac{|\mu_2 \cdot x_2 - \mu_1 \cdot x_1|}{2}$$

Pour  $x_1 = x_2 = x$

$$C = \frac{|\mu_2 - \mu_1|}{2} \cdot x$$

### C - MÉTHODE DE RÉDUCTION DU RAYONNEMENT DIFFUSÉ

Le champ des rayons X doit être limité au strict minimum par un **diaphragme** ou (et) par un **localisateur**.

Chaque fois que cela est possible, on doit **compresser** le patient. L'épaisseur du patient est réduite à l'endroit utile. La masse du tissu traversé par les rayons X est diminuée.

**Les grilles antidiffusantes** : Les grilles anti-diffusantes sont des plaques minces constituées par de très nombreuses lames de plomb fines et planes, perpendiculaires à la surface de la plaque et séparées par une feuille de papier ou d'aluminium.

L'empilement de ces lames est fait de telle sorte que le plan de chacune d'elles passe par le foyer du tube situé à une distance précise du plan de la grille.

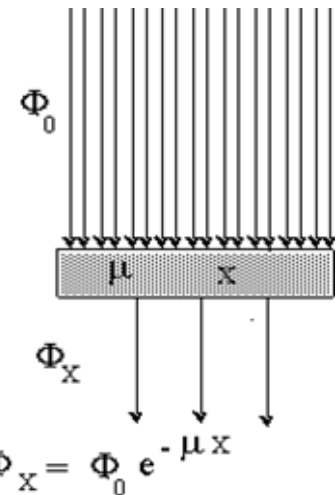


Fig 5 : Atténuation d'un faisceau monochromatique

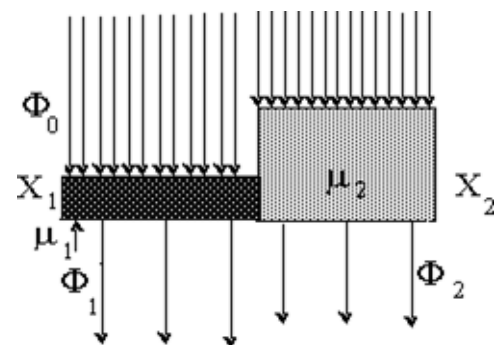


Fig 6 : Contraste radiologique

La grille est interposée entre le patient et la cassette portant le film. Les rayons utiles, ayant un angle nul ou faible avec les lames traversent sans absorption notable (Fig 7 - 8) les feuilles de papier intercalaires, 30 à 40 % seulement sont arrêtés par les lames de plomb. Mais la quasi totalité des rayons diffusés, dont les directions sont quelconques, est arrêtée par les lames de plomb. Ainsi on élimine le rayonnement diffusé générateur d'un flou au niveau de l'image radiologique.

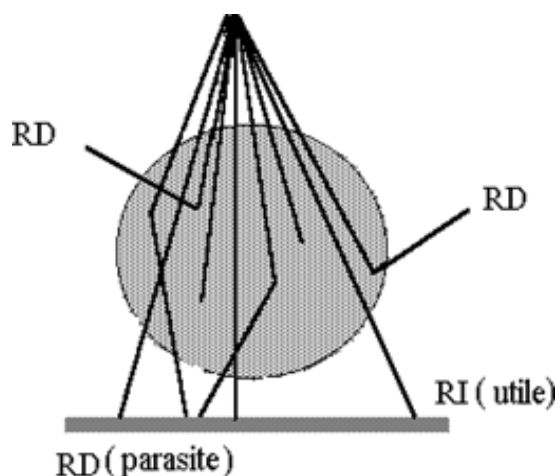


Fig 7 : Rayonnement primaire (RI) Rayonnement diffusé (RD)

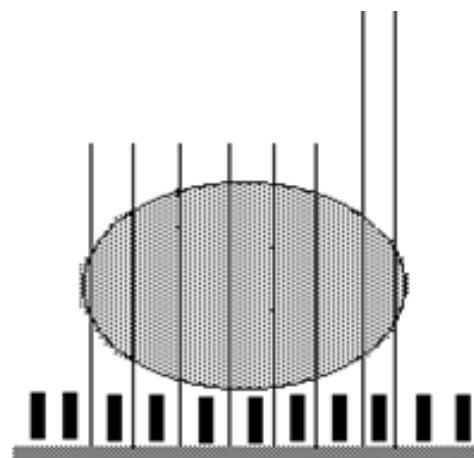


Fig 8 : Grille antidiffusante

## 2 - LES CAPTEURS DE L'IMAGE RADIANTE

L'image portée par le faisceau primaire, appelée image radiante, doit être traitée et réceptionnée pour pouvoir être affichée et interprétée. Le traitement consiste à éliminer, à l'aide d'une grille antidiffusante, une partie du rayonnement diffusé qui parasite l'image radiante et à réceptionner l'image radiante sur le film radiographique par l'intermédiaire d'un écran renforceur.

### 2.1 - L'ÉCRAN DE RADIOSCOPIE

Actuellement, l'écran de radioscopie n'est plus utilisé en raison de la mauvaise qualité de l'image, de la dose d'exposition élevée et de la perte des informations.

### 2.2- L'AMPLIFICATEUR DE LUMINANCE

La brillance des images radioscopiques pour les doses admissibles étant très faible, on les amplifie au moyen d'un amplificateur de luminance ou de brillance.

L'amplificateur de brillance est un tube cylindrique sous vide qui comporte 2 écrans :

- Un écran primaire de grand diamètre
- Un écran secondaire de petit diamètre.

L'écran fluorescent primaire est doublé d'une photocathode (Fig 9)

L'image radiante est reçue sur l'écran primaire. Les photons X qui composent cette image provoquent au niveau de l'écran l'apparition d'un rayonnement de fluorescence lumineux. Ce rayonnement lumineux va interagir par effet photoélectrique au niveau de la photocathode et arracher des électrons.

Les électrons qui apparaissent sur la photocathode sont accélérés par une tension de 25 KV et focalisés sur l'écran secondaire. L'impact des électrons au niveau de l'écran secondaire provoque une fluorescence jaune verte. L'image obtenue est très brillante, renversée et petite. Le rapport des brillances entre les 2 écrans peut atteindre 10.000.

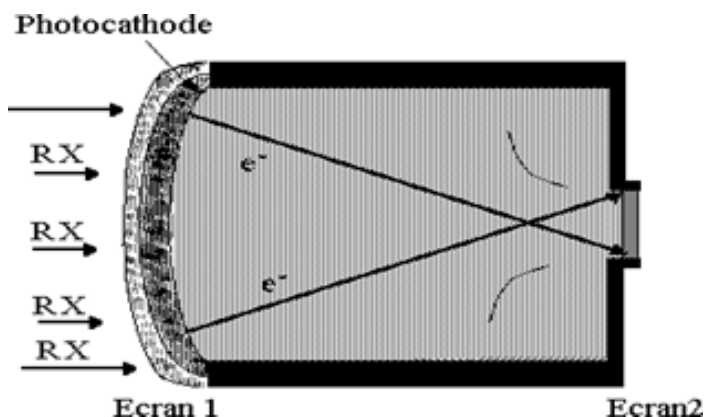


Fig 9 : Amplificateur de luminance

Cette augmentation de la brillance va permettre :

- L'observation directe en vision photopique
- L'utilisation de caméras : caméra photographique, caméra cinématographique, caméra vidéo.

## 2. 3– LA RADIOCINÉMATOGRAPHIE

C'est l'enregistrement cinématographique de l'image de l'écran secondaire de l'amplificateur de luminance. Cette technique est de plus remplacée par d'autres techniques d'imagerie (ex : échographie)

## 2. 4 – LA RADIOSCOPIE TÉLÉVISÉE

L'image de l'écran secondaire de l'amplificateur de luminance peut être saisie par une caméra de T.V et stockée dans un enregistreur magnétique. La radioscopie télévisée permet l'observation en vision photopique de l'examen radiologique en cours de réalisation.

## 2.5 - LE COUPLE FILM RADIOGRAPHIQUE/ÉCRAN RENFORÇATEUR

Le film radiographique est le détecteur le plus utilisé. Il est disposé entre 2 écrans renforçateurs dans une cassette radiologique. Néanmoins dans certains cas, le film peut être directement exposé aux rayons X (film sans écrans).

### A - FILM RADIOGRAPHIQUE

**Principe :** Le principe de l'émulsion photographique a été traité dans le chapitre 5 « Les détecteurs des rayonnements ionisants ».

**Traitement du film :** Après exposition aux RX le film est traité chimiquement. Le traitement consiste à le plonger successivement dans les 3 bains suivants :

- Révélateur (c'est l'opération de développement)
- Fixateur (c'est l'opération de fixage)
- Lavage (c'est l'opération de lavage)
- La dernière opération est le séchage du film.

Toutes ces opérations sont actuellement effectuées automatiquement. Le film est alors entraîné par des trains de rouleaux successivement dans les trois bains puis dans l'enceinte de séchage.

- **Noircissement d'un film - Densité optique :** Le noircissement est modulé par le relief du faisceau transmis. Ce noircissement dépend également de plusieurs facteurs (choix des paramètres radiologique): **la tension U** aux bornes du tube, **l'intensité I** qui traverse le tube, **le temps d'exposition t**, **la distance foyer-film**.

Lorsqu'on examine le film (développé) par transparence, une partie de la lumière est perdue par absorption et par diffusion. Si  $\Phi_0$  est le flux lumière incident et  $\Phi$  le flux lumière transmis à travers le film, on définit la densité optique (DO) par:

$$\log \frac{\Phi_0}{\Phi}$$

- **Courbe sensitométrique d'un film :** Elle représente la variation de la D.O en fonction de l'exposition. La courbe obtenue a une forme sigmoïde. L'ordonnée à l'origine représente la valeur du «voile» de fond. En effet, un film non exposé et développé présente toujours une densité optique non nulle «f» appelée voile de fond. Elle est due à la couleur du support (dont la D.O varie entre 0,1 et 0,2).

### B- LES ÉCRANS RENFORÇATEURS

Les écrans renforçateurs sont constitués d'une matière luminescente (la plus courante est le tungstate de calcium) qui a pour effet de convertir 1 photon X en un nombre N (très grand et qui dépend de la matière luminescente) de photons lumineux. Par ailleurs, il faut savoir que le noircissement du film radiologique nécessite un nombre « optimal » de photons X ou lumineux.

Supposons à titre d'exemple que ce nombre « optimal » est N ; nous constatons qu'en plaçant un écran devant un film nous pouvons obtenir N photons (lumineux) à partir d'un photon X, alors que sans l'utilisation de l'écran, les N photons sont des photons X provenant directement de la source à RX.

L'action directe des rayons X sur le film ne produit pas plus que 10% du noircissement, le reste est dû à la lumière émise par les écrans.

Les écrans renforçateurs sont contenus dans une cassette étanche à la lumière dont ils tapissent les 2 faces. Le film radiographique se place à l'intérieur de la cassette entre les 2 écrans (Fig 10).

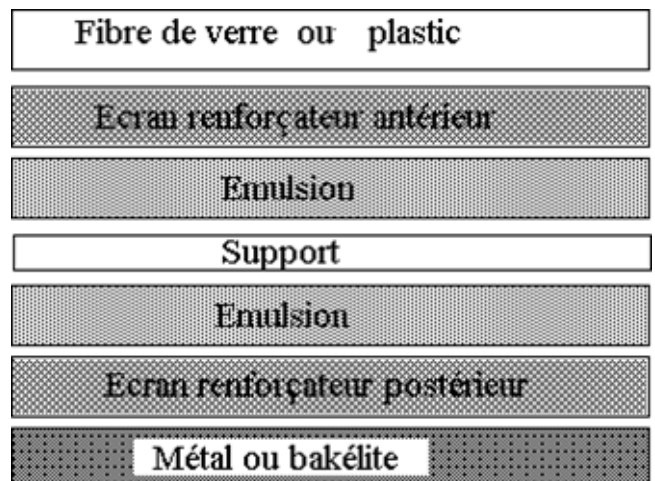


Fig 10 : Cassette chargée

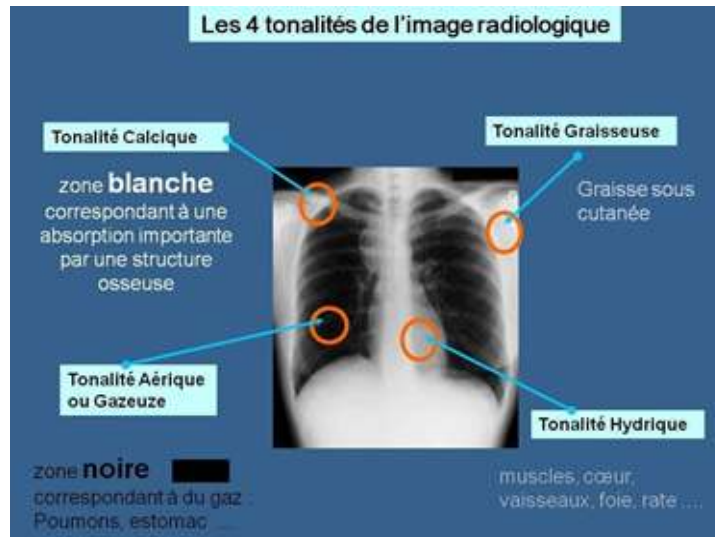


## 2.6 – LES TONALITÉS NATURELLES DE L'IMAGE RADIOLOGIQUE (FIG 11)

On observe sur une radiographie quatre tonalités naturelles :

- Une **tonalité calcique** : il s'agit d'une zone blanche correspondant à une absorption importante par une structure osseuse.
- Une **tonalité liquidienne** : tonalité correspondant aux muscles, cœur, vaisseaux, foie ..
- Une **tonalité grasseuse** : graisse sous cutanée
- Une **tonalité aérique ou gazeuse** : zone noire sur le film correspondant à du gaz.

*Annexe 1: Les quatre tonalités naturelles sur une image radiologique*



*Fig 11: Les quatre tonalités naturelles sur une image radiologique*

## 2.7 - UTILISATION DES PRODUITS DE CONTRASTE

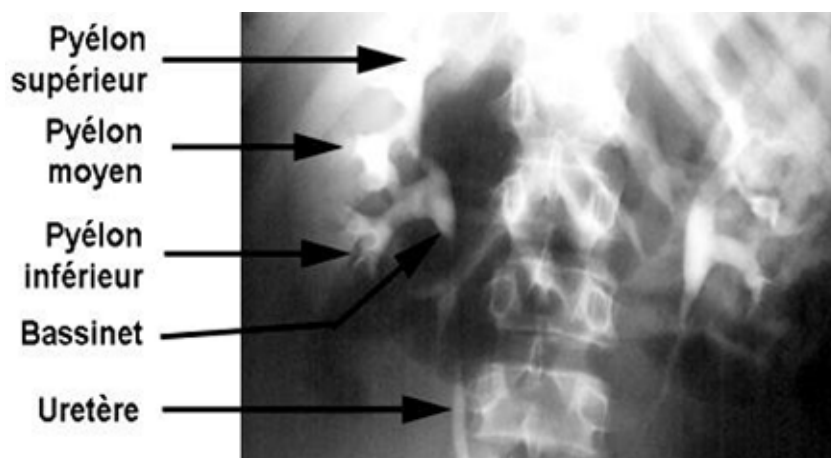
Le film radiologique est donc **un film en négatif** généralement, les contrastes entre les organes de même tonalité sont faibles et ne permettent pas toujours de les discerner.

Exemple : les vaisseaux, le rein et les voies rénales. Aussi, a-t-on recours aux produits de contraste. Ces produits se concentrent au niveau des structures que l'on désire explorer. Ils modifient localement l'atténuation des rayons X et créent ainsi un contraste artificiel.

Exemples de produits de contraste :

Le Sulfate de Baryum (Baryte) : est un produit de contraste positif très utilisé dans l'exploration du tube digestif.

Les produits hydrosolubles iodés : sont des molécules contenant de l'iode, élément qui absorbe fortement les rayons X. Ils permettent d'étudier les veines par phlébographie, les artères par artériographie, les reins et voies urinaires par Urographie intra- veineuse (Fig 12) .... etc.



*Fig 12 : Urographie intraveineuse*

## EVALUATION FORMATIVE

**Test 1 :** Citer les différentes causes de «flou» qui altèrent la qualité de l'image radiologique

---

**Test 2 :**

*En radiologie, le rayonnement diffusé peut être diminué :*

- A. Par compression ;
  - B. En interposant une grille antidiffusante ;
  - C. En diminuant la taille du foyer ;
  - D. En mettant le patient au plus près du détecteur ;
  - E. En ouvrant le diaphragme (qui limite géométriquement l'émission du tube).
- 

**Test 3 :** Définir la notion d'image radiante

---

**Test 4 :** Préciser les avantages et inconvénients des écrans renforçateurs

---

**Test 5 :** Le contraste radiologique :

- A. Diminue quand l'énergie du rayonnement augmente ;
  - B. Augmente quand l'énergie du rayonnement diminue ;
  - C. Est indépendant de l'énergie du rayonnement ;
  - D. Ne dépend pas des paramètres de détection ;
  - E. Dépend des paramètres de détection.
- 

**Test 6 :** Expliquer l'intérêt des grilles antidiffusantes

---

**Test 7 :** Citer les tonalités naturelles que l'on observe sur une radiographie

---

**Test 8 :** Expliquer l'intérêt des produits de contraste

---

**Test 9 :** Citer les techniques qui permettent de réduire le rayonnement diffusé

---



# CHAPITRE 7 : IMAGERIE PAR TOMODENSITOMETRIE (TDM OU SCANNER)

## 1 - INTRODUCTION

Parmi les inventions qui ont jalonné l'évolution de la médecine du 20<sup>ème</sup> siècle, la Tomodensitométrie par rayons X, Computed Tomography pour les Anglo-Saxons, est une de celles qui a été la plus révolutionnaire. La tomodensitométrie (TDM) ou scannographie, appelée aussi Tomographie Axiale Transverse ou parfois Tomographie Axiale Calculée par Ordinateur (TACO), est une méthode de diagnostic radiologique, permettant d'obtenir des coupes transversales, reconstruites à partir de la mesure du coefficient d'atténuation du faisceau de rayons X dans un volume donné.

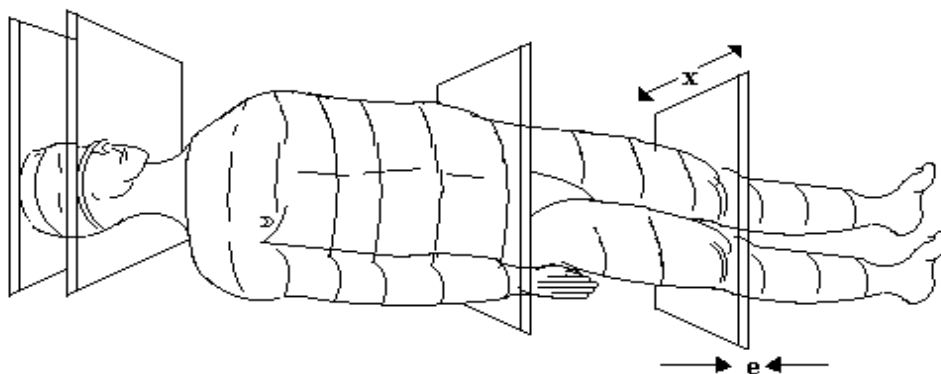
Nous avons vu qu'en radiologie conventionnelle (radioscopie, radiographie, tomographie) la formation de l'image fait appel toujours au même principe d'atténuation des Rx par les organes radiographiés (un faisceau de Rayons X traverse les tissus avant d'impressionner une plaque ou un film). Un des inconvénients de ce système réside dans le fait que les tissus qui absorbent les rayons X d'une façon **très voisine** ne se distinguent pas nettement les uns des autres, si bien qu'on ne parle que de 4 tonalités. Le mérite du scanner est d'avoir permis avec l'assistance d'un ordinateur, de visualiser les tissus avec une échelle de tonalités autrement plus importante et donc beaucoup plus riche en information. Cette méthode représente l'une des applications les plus réussies et les plus fécondes de l'application de l'informatique à la médecine et à l'imagerie médicale.

L'histoire de ce dispositif remonte à 1961, où OLDENDORF décrit un système permettant d'apprécier la topographie des éléments cérébraux sur la base de différences de densité tissulaire. Huit ans plus tard, HOUNSFIELD construit en Angleterre, dans les laboratoires de l'E.M.I., un prototype qui sera expérimenté au Atkinson Morley Hospital. Les premiers résultats de « l'EMI Scanner » sont alors présentés le 19 avril 1972 par James Ambrose, lors du congrès annuel du British Institute of Radiology. Une nouvelle technique venait de naître. Grâce à l'évolution technologique, on parle actuellement de scanner hélicoïdal, de scanner à 128 barrettes et même à 256 barrettes...

## 2 - PRINCIPE

Soit un objet tridimensionnel (le corps humain par exemple) (Fig 1), on peut considérer qu'il est théoriquement constitué par la superposition d'une infinité de plans parallèles d'épaisseur infiniment petites. En pratique, on considère un nombre fini de tranches d'épaisseur  $e$  et l'on suppose que toutes les tranches sont indépendantes. Ainsi pour explorer l'ensemble du corps humain, il suffira de l'explorer tranche par tranche, ce qui nous ramènera à un espace à deux dimensions. En tomodensitométrie : les coupes obtenues sont effectivement indépendantes les unes des autres puisqu'il s'agit de coupes axiales transverses (Tomographie Axiale Transverse) dont les images ne sont pas brouillées par les plans sus et sous-jacents, contrairement à la tomographie conventionnelle.

Fig 1 : coupes transversales (corps humain)



Il s'agit maintenant de réaliser l'image de la tranche de matière d'épaisseur  $e$ . Pour ce faire, il suffit de disposer d'un faisceau fin de Rayons X incident  $\Phi_0$ . Ce faisceau va traverser la tranche de matière d'épaisseur  $e$  pour sortir atténué selon la loi :

$$\Phi = \Phi_0 e^{-\mu \cdot x} \text{ où } \mu \text{ est le coefficient linéaire d'atténuation des photons X}$$

Un détecteur de photon X, placé de l'autre côté de l'objet, permet de déterminer le flux transmis  $\Phi$  avec précision.

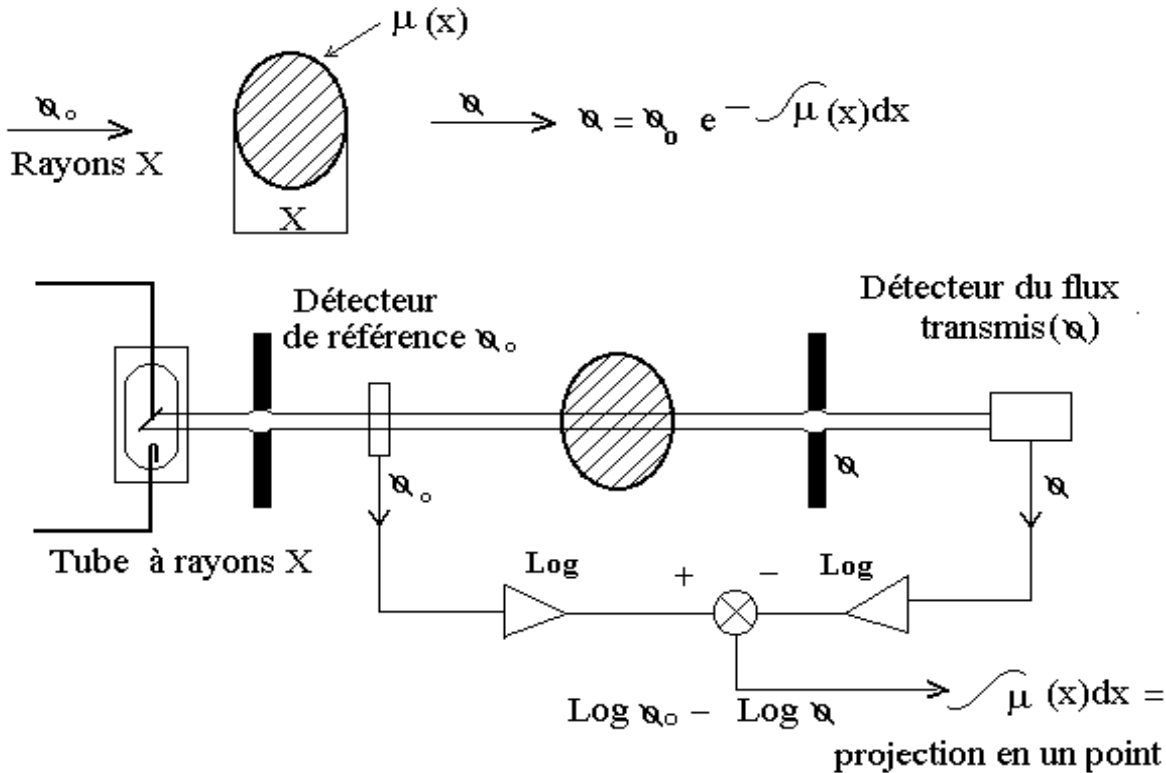
Par ailleurs, si l'objet à explorer est le corps humain, l'atténuation des photons X ne sera pas uniforme au sein de la tranche de matière d'épaisseur  $e$ , mais dépendra de la nature des tissus traversés. Ainsi  $\mu$  ne sera pas constant, mais sera fonction du siège de l'interaction photon matière : donc  $\mu = f(x)$  (Fig 2)

d'où  $\Phi = \Phi_0 \cdot e^{-\int \mu(x) dx}$  ou encore :  $\text{Log } \Phi_0 - \text{Log } \Phi = \int \mu(x) \cdot dx$

Dans cette équation, il s'agit de déterminer le coefficient d'atténuation  $\mu$  pour chaque  $x$ , autrement dit, il s'agit de dire qu'à telle profondeur  $x$ , l'atténuation se fait par un matériau dont le  $\mu$  est identique à celui de l'os par exemple ou à celui de l'eau (tissu musculaire) ou à celui de l'air ou autre ; et c'est lors de la reconstruction de l'image par ordinateur que l'on se rendra compte de la traduction de la « carte des  $\mu$  » sur le « territoire » de la tranche de matière d'épaisseur  $e$ .

L'image finale, reconstruite par l'ordinateur sur un écran de Télévision, sera donc une représentation homothétique, point par point, de la coupe anatomique qui a été traversée par le faisceau de Rayons X incident  $\Phi_0$ .

Fig 2 : Principe du Scanner



#### REMARQUES :

1 - Sachant qu'aux énergies utilisées, l'atténuation se fait essentiellement par effet photoélectrique, l'image d'une coupe axiale transverse en Tomographie X est appelée **Tomodensitométrie (TDM)**, car les tissus d'une même coupe se différencient selon leur numéro atomique  $Z$  (densité d'électrons).

En fait c'est la tomographie d'atténuation et c'est les  $\mu$  qu'on reconstruit, la fonction à chercher étant la fonction des  $\mu$ .

2 - Afin de permettre à l'ordinateur de résoudre le système d'équations des différents  $\mu$ , on augmente le nombre d'informations (donc le nombre d'équations) lors de l'acquisition, en multipliant le nombre d'incidences. Ceci est réalisé par la simple rotation de l'ensemble tube détecteur autour du malade ( $\theta$  variant de 0 à 180 °) (Fig 3)

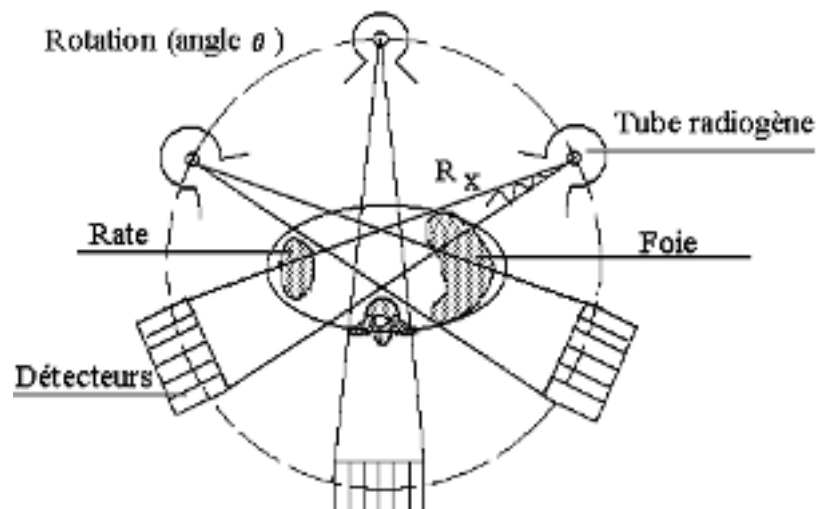
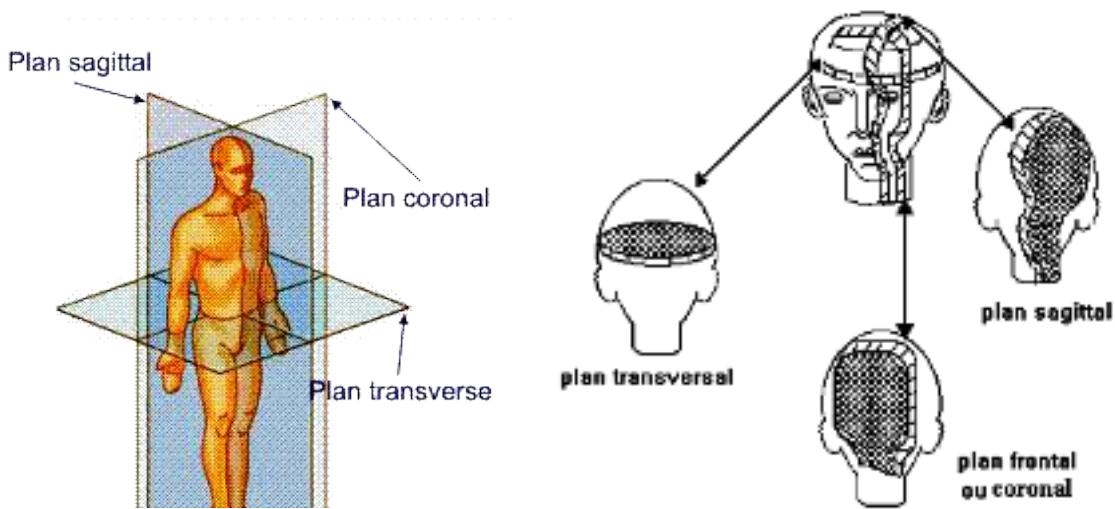


Fig 3 : Rotation tube – détecteur

3 - La scannographie permet de reconstituer l'image d'une tranche corporelle suivant trois plans de coupe (Fig 4)

- a - plan transversal
- b - plan frontal ou coronal
- c - plan sagittal

FIG. 4 Les trois plans de coupe en scannographie



### 3 - RECONSTITUTION DE L'IMAGE EN SCANNOGRAPHIE

#### 3.1 - NOTION DE « PIXEL », SURFACE ÉLÉMENTAIRE DE L'IMAGE 2D :

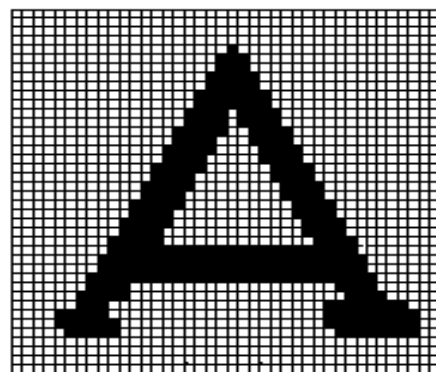
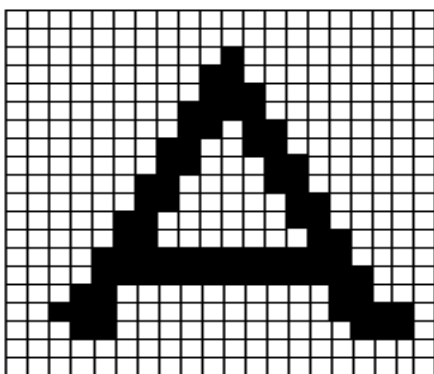
Pour résoudre le problème de la reconstitution d'une image, on utilise une matrice. C'est-à-dire un tableau carré composé de  $n$  colonnes et  $n$  lignes définissant un nombre ( $n \times n$ ) petits carrés élémentaires.

Dans cette matrice vient s'inscrire l'image de la tranche d'objet à analyser d'épaisseur  $e$  qui devient ainsi découpée en cellules élémentaires ou pixels (correspondant à la contraction du mot anglais : « picture – element »).

À chaque pixel on associe un coefficient correspondant au coefficient d'atténuation moyen des tissus « compris » dans la cellule.

Ainsi à chaque image réelle correspond une image matricielle. Cette image est d'autant plus précise que la matrice est fine.

Fig 5 : La précision du dessin croît avec la définition de la matrice



#### 3.2 - DÉTERMINATION DE LA MATRICE DES $\mu$

Voyons comment on peut déterminer les coefficients de la matrice.

Prenons le cas simple d'une matrice  $3 \times 3$ , c'est-à-dire un groupe de 9 cellules élémentaires.

Le long d'une ligne ou d'une colonne de la matrice, un faisceau RX traverse une succession de cellules.

Le coefficient d'atténuation total ( $\mu_t$ ) est alors la somme des coefficients des différentes cellules, soit :

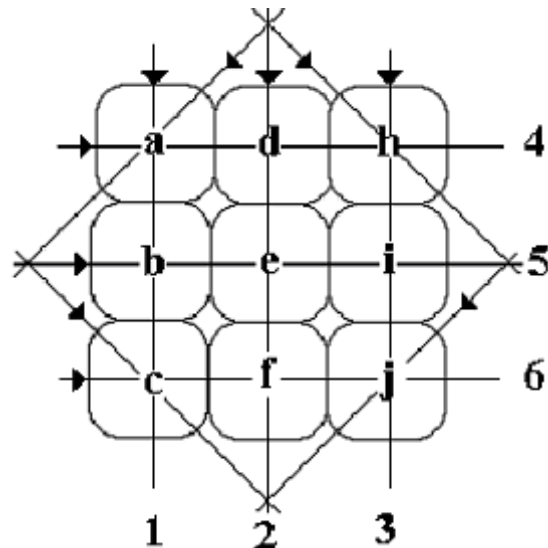
Fig 6 : Matrice des coefficients  $\mu$

par colonnes :

- (1)  $\mu_{t_1} = \mu_a + \mu_b + \mu_c$
- (2)  $\mu_{t_2} = \mu_d + \mu_e + \mu_f$
- (3)  $\mu_{t_3} = \mu_h + \mu_i + \mu_j$

par lignes :

- (4)  $\mu_{t_4} = \mu_a + \mu_d + \mu_h$
- (5)  $\mu_{t_5} = \mu_b + \mu_e + \mu_i$
- (6)  $\mu_{t_6} = \mu_c + \mu_f + \mu_j$



Par ailleurs, les coefficients des cellules  $a, h, j, c$  situées aux quatre extrémités de la matrice peuvent être déterminés directement par des mesures « inclinées » (Fig 6). Ainsi on aura directement  $\mu_a, \mu_h, \mu_j$  et  $\mu_c$ .

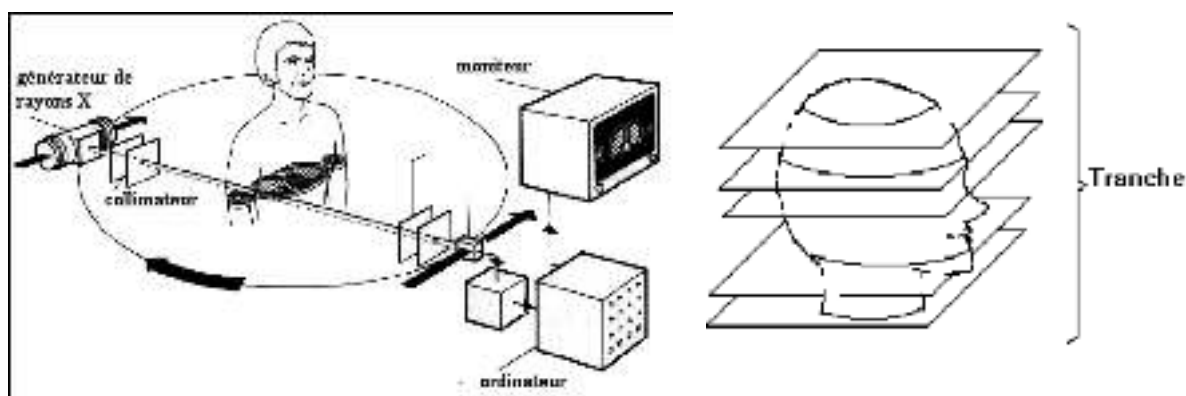
Au total, dans ce système de 6 équations à 9 inconnues, nous venons de trouver 4 inconnues, il suffira de calculer les 5 autres inconnues grâce à 5 des 6 relations proposées ci-dessus.

En réalité on a affaire généralement à des matrices 256 x 256 soit un total de 65.536 cellules élémentaires et donc autant d'inconnues. On comprend aisément maintenant qu'il faut obligatoirement faire **tourner** l'ensemble tube/détecteur, lors de l'acquisition, afin **d'augmenter le nombre d'équations** et qu'il faut par ailleurs recourir aux « services » de **l'ordinateur** pour résoudre ce système d'équations à 60.000 inconnues, en un temps compatible avec l'utilisation pratique quotidienne en milieu hospitalier (moins d'une minute par coupe).

### 3.3 - NOTION DE « VOXEL », VOLUME ÉLÉMENTAIRE DE L'IMAGE 3D :

L'acquisition des données se fait grâce à un tube à rayons X couplé à un ensemble de détecteurs, disposés en arc de cercle ou en éventail (fan Beam). L'ensemble tube/détecteurs est solidaire et animé d'un mouvement synchrone, circulaire, dans le même sens, selon un plan perpendiculaire à l'objet examiné. En fonction des chiffres périphériques d'absorption, l'ordinateur calcule les différentes densités rencontrées par le rayonnement dans chaque unité de volume (Voxel), la projection étant le pixel. Un volume numérique est constitué par un empilement de coupes planes parallèles (Fig 7). Chaque coupe représente une image numérique à deux dimensions. La méthode de reconstitution de l'image consiste à ramener le problème tridimensionnel à une suite de problèmes bidimensionnels.

Fig 7 : Tranches parallèles



Soit un point  $(x, y, z)$  appartenant à l'objet exploré. Ce point fait partie du volume élémentaire exploré  $(\Delta x, \Delta y, \Delta z)$  appelé voxel (Fig 8). En pratique, l'échantillonnage en volume se ramène à un traitement des voxels cubiques  $(\Delta x, \Delta y, \Delta z)$ ;  $\Delta x$  et  $\Delta y$  représentent les deux dimensions du pixel,  $\Delta z$  est l'intervalle entre deux coupes successives.

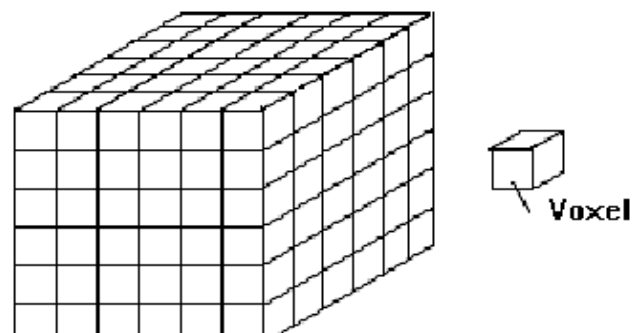


Fig 8 : Volume numérique et voxel

#### 4 - ÉCHELLE DES NOMBRES ( $\Delta$ ) : « NOMBRES DE HOUNSFIELD »

Le coefficient d'atténuation ou d'absorption  $\mu$  varie théoriquement entre 0 et l'infini.

$\mu = 0$  : pas d'absorption du tout  $\Longleftrightarrow \Phi = \Phi_0$

$\mu = \infty$  : absorption totale pour un corps très dense  $\Phi = 0$

La valeur de  $\mu$  pour l'eau distillée est  $\mu_e = 0,203 \text{ cm}^{-1}$  pour un rayonnement de 60 KeV.

Les tissus et les composants organiques rencontrés dans le corps humain ont un coefficient linéaire d'atténuation situé entre celui de l'os et celui de l'air.

Hounsfield a choisi une échelle qui affecte aux quatre densités fondamentales les valeurs suivantes

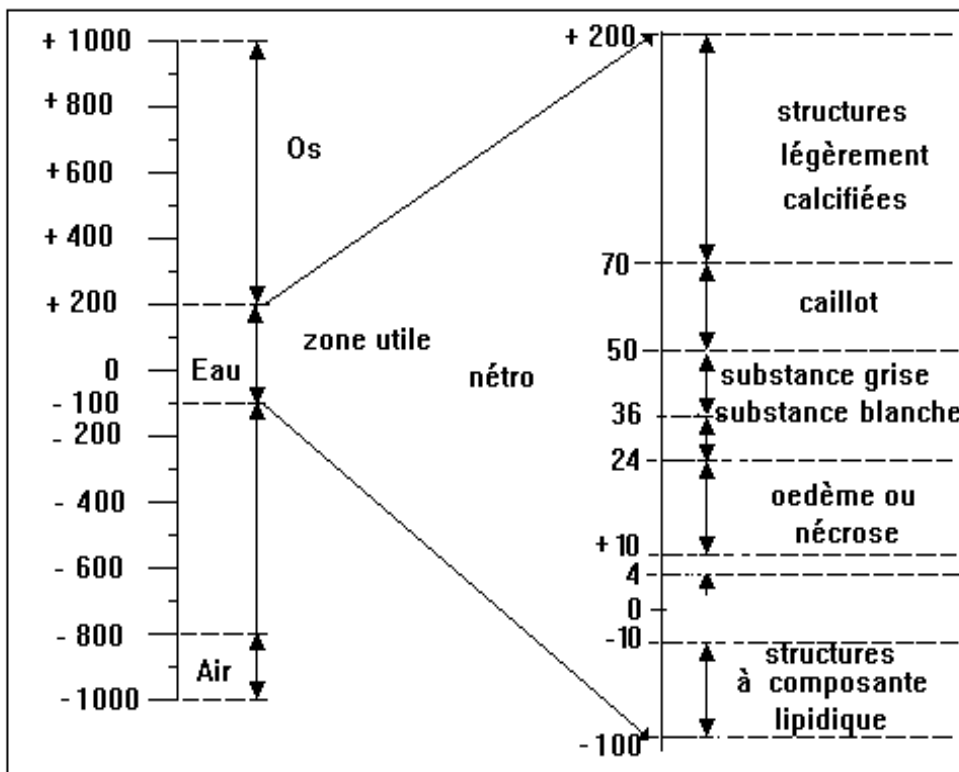
- Air = -1000
- Graisse = - 60 à - 120
- Eau = 0
- Os = + 1000

Ainsi, on définit l'indice Hounsfield (IH) par la formule mathématique suivante

$$I_H = \frac{\mu - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}}} \times 1000 \quad \text{ou encore} \quad \Delta = \frac{\mu - \mu_e}{\mu_e} \times 1000 \quad \mu_e : \text{coefficient d'atténuation de l'eau}$$

$\Delta$  est le coefficient d'atténuation massique relatif propre appelé nombre de HOUNSFIELD. L'échelle des nombres  $\Delta$  est donc une échelle d'atténuation relative (définie par rapport à l'eau) permettant de mieux représenter de faibles différences d'atténuation (Fig 9) :

Fig 9 : Nombres de HOUNSFIELD  $\Delta$



#### Remarques :

- 1- En radiologie conventionnelle nous ne pouvons voir que des différences d'absorption de l'ordre de 10%, tandis qu'en scannographie celles-ci seront inférieures à 1%. (On parle généralement de 4 tonalités en imagerie radiologique classique : tonalité hydrique, aérique, calcique et grasseuse alors qu'on parle, en scannographie, du nombre de Hounsfield qui varie théoriquement de -1000 à + 1000).
- 2- L'image de la coupe d'un objet irradié par un faisceau fin de RX est reconstituée à partir d'un grand nombre de mesures du coefficient d'atténuation, effectuées selon diverses incidences. On recueille ainsi toutes les données, qui proviennent des volumes élémentaires de matière, grâce aux détecteurs. À l'aide d'un calculateur, on attribue aux surfaces élémentaires de l'image reconstituée à partir des données projetées sur une matrice de reconstruction, une tonalité plus ou moins importante en fonction des coefficients d'atténuation. Le scanner X étudie l'atténuation d'un faisceau de rayons X, au cours de la traversée d'un segment du corps.

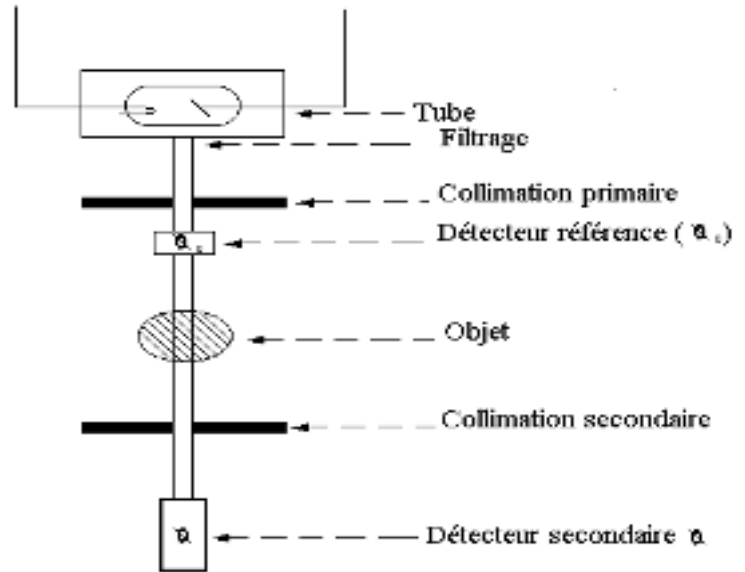


## 5 - SCHÉMA SYNOPTIQUE D'UN SCANNER

Le système comporte schématiquement : (Fig 10)

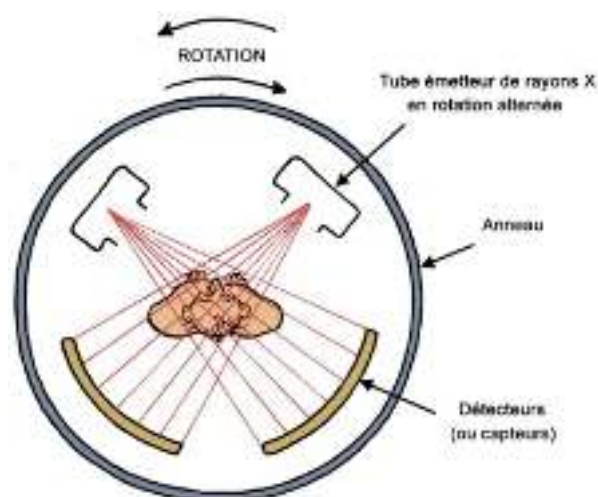
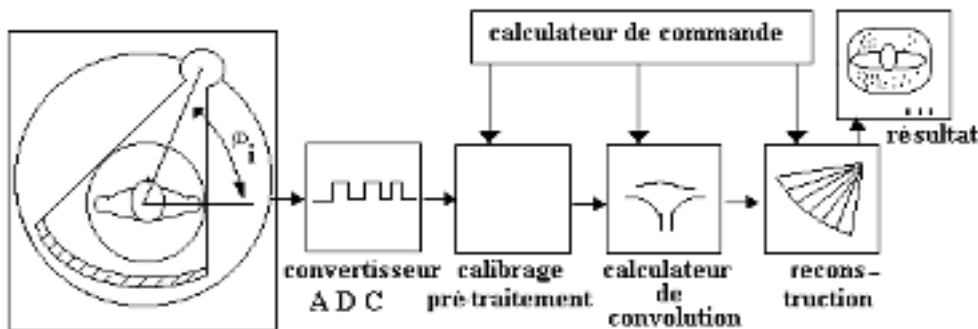
- Un tube Radiogène à anode tournante
  - $V = 120$  à  $140$  kv, réglée à  $+ 30$  Volts
  - $i < 100$  milliampères.
- Un filtre métallique de quelques millimètres d'épaisseur (lame de cuivre ou d'Aluminium), le filtrage permet d'avoir un spectre de rayonnement étroit (presque monochromatique) afin d'obtenir une mesure plus juste du coefficient d'atténuation, il supprime, par la même occasion, les rayons mous (de faible énergie), néfastes pour le patient.
- Un 1<sup>er</sup> collimateur (collimation primaire) qui supprime la dose inutile pour le patient.
- Un détecteur de référence pour la mesure précise du flux incident  $\Phi_0$ .
- Un deuxième collimateur, placé après le patient et juste avant le deuxième détecteur (collimation secondaire). Il élimine pratiquement la totalité du rayonnement secondaire diffusé par le patient et qui risque de fausser la mesure de  $\Phi$ .
- Un détecteur secondaire qui mesure le flux  $\Phi$  émergent, il peut s'agir selon le cas, d'un détecteur à scintillation ; d'une chambre d'ionisation ou d'un détecteur à semi-conducteur.

Fig 10 : Schéma synoptique d'un Scanner



Les informations recueillies (sous forme de signal analogique) par les détecteurs disposés en couronne sont alors envoyées par l'intermédiaire d'un convertisseur analogique digital (appelé aussi convertisseur analogique numérique CAN), à un ordinateur qui, en fonction d'un programme élaboré, utilisant un algorithme de reconstruction adéquat, permet le calcul des différents coefficients d'atténuation et leur retranscription sous forme matricielle sur un moniteur TV (Fig 11)

Fig 11 : Traitement du signal en Scannographie





## 6 - DOSIMÉTRIE ET FACTEURS DÉTERMINANTS EN SCANNOGRAPHIE

Les paramètres physiques déterminants en scannographie sont :

- 1 - **La résolution spatiale (RS)** : elle correspond à la capacité de détecter des éléments de petites dimensions. Elle sera fonction de la dimension de la matrice de visualisation et donc de la largeur du pixel.
- 2 - **L'épaisseur de coupe e** : correspond à l'épaisseur de la tranche explorée.
- 3 - **La résolution en densité (RD)** : elle correspond à la capacité de différencier deux tissus de  $\mu$  voisins.
- 4 - **La dose absorbée D** : La dose est un facteur non négligeable en scannographie. En effet, du fait de son innocuité relative et de sa précision anatomique, le scannogramme a tendance à être répété pour surveiller l'évolution d'une pathologie après traitement médical ou chirurgical, ce qui conduira inévitablement à un cumul de la dose reçue par le patient. Par ailleurs, à niveau d'informations égales, il existe de grandes différences de doses entre les appareils, selon le diamètre d'exploration, la distance foyer/peau, la collimation, le filtrage des rayons X... etc.

Pratiquement la dose varie entre  $10^{-3}$  Gy et  $10^{-1}$  rad selon le type de Scannographe et le mode de travail. Actuellement il est possible d'obtenir de très bonnes images avec des doses de l'ordre de  $5 \cdot 10^{-3}$  Gy délivrées au centre de l'organe.

Ces 4 facteurs sont reliés par la relation suivante :

$$D = \frac{\alpha \times [(RD)^3 - (RS)^2]}{e}$$

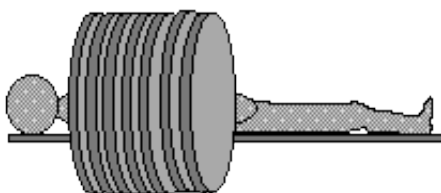
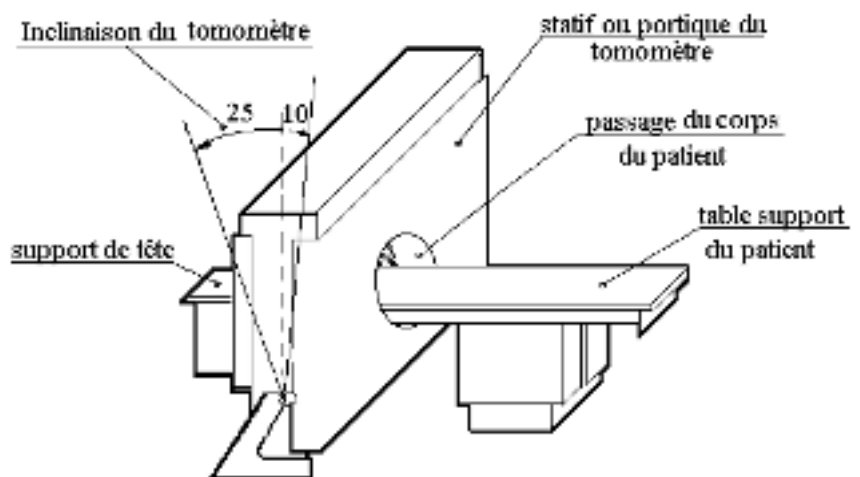
Où :  
 $D$  = la dose absorbée  
 $RD$  = résolution en densité  
 $RS$  = résolution spatiale  
 $e$  = épaisseur de coupe  
 $\alpha$  = facteur de qualité de la machine

## 7 – LE SCANNER HÉLICOÏDAL (FIG 12)

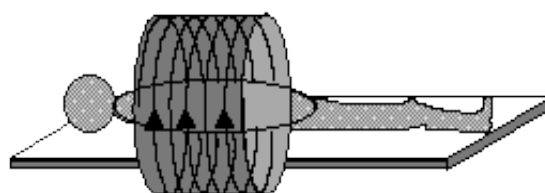
Les scanners classiques à rotation séquentielle ont été longtemps utilisés pour l'exploration du corps humain.

Avec les progrès technologiques et les recherches effectuées dans le domaine de l'informatique, de l'imagerie et de l'électronique, l'ensemble des constructeurs s'orientent vers le scanner hélicoïdal appelé aussi scanner à rotation continue. Le scanner hélicoïdal est caractérisé par la rotation continue du couple tube-détecteurs autour d'un lit d'examen, se déplaçant à vitesse constante durant l'acquisition. Le tube à rayons X réalise ainsi un déplacement en hélice, décrivant un cylindre, lorsqu'on se place dans un repère lié à la table. Les avantages de cette acquisition hélicoïdale volumique sont multiples et en particulier en ce qui concerne l'étude vasculaire en diagnostic.

Fig 12 : Schéma du scanner corps entier



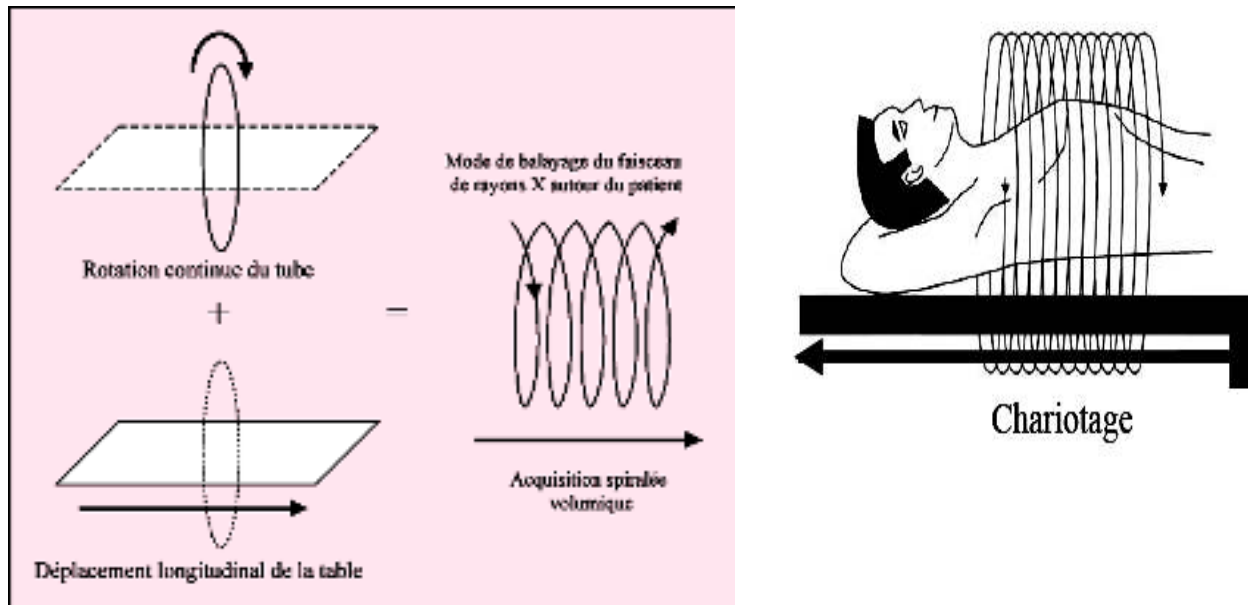
a) Le volume couvert par un scanner en mode séquentiel



b) Le volume couvert en mode hélicoïdales

Dans le scanner classique, le déplacement de la table d'examen par rapport à l'ensemble des détecteurs, disposés en couronne sur 360 ° autour du sujet examiné, se fait par saut selon un axe perpendiculaire à la surface de la couronne.

Dans le scanner hélicoïdal, le déplacement se fait selon le même axe, mais **en continu et non par saut**. Ainsi, l'acquisition au lieu de se faire par tranches de coupes axiales transverses d'épaisseur  $e$ , elle se fait en continu. La combinaison du mouvement de translation d'une part et de rotation d'autre part aboutit à un balayage hélicoïdal de la zone explorée, faisant qu'il n'y a plus de points entre les coupes qui ne soient pas traversés par le faisceau de rayons X.



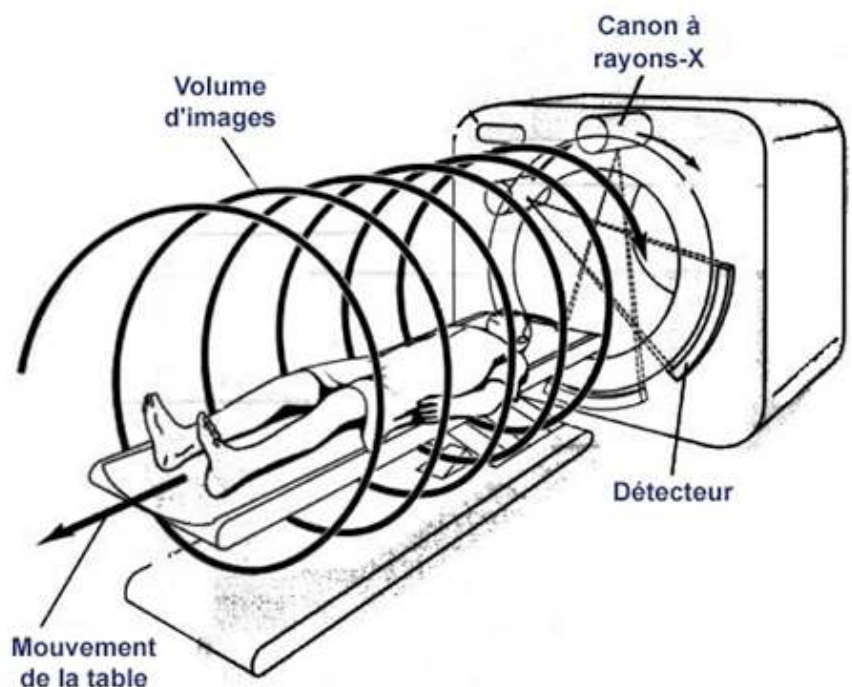
#### Le balayage hélicoïdal se fait à travers deux mouvements concomitants :

\* Le premier est représenté par la rotation continue d'un tube à rayons X. Elle est étroitement couplée à un système de détecteurs répartis en couronne autour du lit où repose le patient.

\* Le second par la progression à vitesse constante du lit.

Ce balayage **en continu** (to scan = balayer) confère au scanner hélicoïdal une **réelle** supériorité par rapport au scanner classique puisque lors de la reconstruction, les informations recueillies correspondent à des mesures réelles d'atténuations émanant de **tous les points** du volume exploré, contrairement au scanner classique où l'on ne dispose que des informations issues des points de la tranche explorée d'épaisseur  $e$ , mais pas des zones situées entre les coupes. Pour les besoins de la compréhension, imaginons par exemple, une lésion de 1 cm qui s'est trouvée **juste** entre deux plans de coupe séparés de 1 cm, le scanner classique « ne va pas la voir » et lors de la reconstruction, cette lésion n'apparaîtra sur aucune des images reconstruites. Cela peut se voir par exemple dans le cas d'une exploration avec des coupes non « serrées ». En pratique le médecin radiologue décide du nombre de coupes et de la distance entre les coupes afin que cela n'arrive pas.

Du fait de la rotation continue du tube à rayons X, celle-ci peut prendre différentes vitesses de rotation avec des valeurs comprises entre 0.6 s et 4 s par tour. Ainsi cette rapidité de rotation permet une acquisition hélicoïdale plus rapide, de l'ordre de 30 secondes, permettant en particulier son utilisation en pédiatrie. Le scanner hélicoïdal permet aussi de faire l'imagerie des parties du corps, qui sont en mouvement perpétuel comme les pics artériels, les retours veineux ou les temps d'équilibre. Cette imagerie est rarement possible avec un scanner planaire, car les mouvements involontaires du patient introduisent du flou dans l'image. Un autre avantage de ces scanners hélicoïdaux, c'est la parfaite continuité des différentes coupes transversales, du volume balayé. Le traitement secondaire des informations acquises, permet de faire des recons-



tructions, 2D multiplanaires (MPR Multiplanar Reconstruction), 3D surfacique, 3D volumique, MIP (Maximum Intensity Projection) ou bien encore de l'endoscopie virtuelle d'excellente qualité.

**REMARQUE :** Le reproche qui est fait actuellement à l'imagerie par tomodensitométrie concerne la dose reçue par le patient au cours de l'examen par Tomodensitométrie. Le radiologue qui décide du nombre de coupes et de la distance entre les coupes devra tenir compte de cette notion afin d'optimiser le rapport bénéfice de l'examen/risque dosimétrique, toujours au profit du patient. Pour une même longueur de déplacement de table, le volume irradié est plus important en hélicoïdal, qu'en imagerie séquentielle. La dose attribuée n'est pas forcément plus importante dans le cas du scanner hélicoïdal. Le mouvement continu, de l'ensemble tube détecteur et table, a permis aux constructeurs d'optimiser la dose reçue par le patient au cours de l'examen, néanmoins une attention particulière doit toujours être accordée à cette notion de dosimétrie additionnelle afin d'éviter au maximum les examens abusifs.

### Article 1 : Les scanners chez l'enfant augmentent le risque de cancer

(Article publié le : 11 juin 2012 par Dr Sophie Lemonier)

Depuis Marie Curie ou le sinistre épisode de la bombe d'Hiroshima, les scientifiques savent que les radiographies qui émettent des rayons nocifs peuvent être à l'origine de cancers. Le scanner est une super radiographie bien plus fine et plus précise qu'un simple cliché et il n'échappe donc pas à la règle. Une nouvelle étude vient de le confirmer : passer plusieurs scanners de la tête dans l'enfance expose à un risque accru de cancer du cerveau et de leucémie.

Menés au Royaume-Uni, ces travaux ont porté sur près de 180 000 enfants, adolescents et jeunes adultes. Ils ont eu des scanners avant l'âge de 22 ans entre 1985 et 2002. Ils ont été inclus dans l'étude avec la certitude qu'ils n'avaient pas développé un cancer.

Résultat, les enfants qui ont eu 2 à 3 scanners de la tête avaient 3 fois plus de risque de développer un cancer du cerveau, comme un gliome. Et ceux qui ont eu 5 à 10 scanners toujours de la tête avaient aussi 3 fois plus de risque de voir apparaître une leucémie. Ces chiffres surprenants sont cependant à pondérer.

Référence : Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours : a retrospective cohort study

Marie-Odile Bernier, épidémiologiste à l'Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire : « **Le risque est significatif, mais reste faible : sur les 180 000 enfants suivis en moyenne pendant 15 ans, 74 ont eu une leucémie et 135 une tumeur cérébrale.** »

### Article 2 : Il y a urgence à maîtriser les doses dues à l'imagerie médicale, selon l'ASN.

28/06/2013

Dans son dernier bilan portant sur l'année 2012, l'Autorité de sûreté nucléaire française (ASN) lance la sonnette d'alarme : « **Il devient urgent de prendre des mesures pour maîtriser l'augmentation des doses dues à l'imagerie médicale.** »

Les données disponibles en France comme au niveau international montrent une augmentation des doses moyennes délivrées aux patients du fait de la hausse du nombre des examens en radiologie conventionnelle ou interventionnelle et en scannographie. « **L'exposition d'origine médicale a augmenté de 50 % en l'espace de cinq ans (de 2002 à 2007)** », souligne Delphine Ruel, chef de la division de Paris de l'ASN. Plus d'un tiers de l'exposition moyenne d'un individu en France provient du domaine médical.

Cette explosion des chiffres est due à une meilleure performance diagnostique des appareils conventionnels, à l'utilisation de plus en plus fréquente du scanner qui permet d'obtenir des images très précises en trois dimensions, mais qui expose les patients à des doses plus élevées qu'en radiologie classique. Un scanner « corps entier » qui fait partie des nouveaux examens de plus en plus prescrits peut délivrer jusqu'à 20 millisieverts (mSv), ce qui correspond à la limite réglementaire annuelle autorisée pour un travailleur du secteur nucléaire. Le bilan de l'ASN montre que les examens les plus courants en 2012 ont été la coronarographie, l'angiographie vasculaire et l'imagerie par rayon X en cours d'intervention au bloc opératoire. L'année 2012 a été marquée par un « accident grave » en radiologie interventionnelle dans l'unité de coronarographie et d'angioplastie au centre hospitalier de Lagny-sur-Marne. La surexposition d'un patient qui a développé une « nécrose profonde » à la suite de six angioplasties coronaires itératives, particulièrement longues et complexes, échelonnées de mars à décembre 2011.

Principe d'optimisation des doses

Dans ses recommandations, l'ASN met particulièrement l'accent sur la radiologie interventionnelle où existent « **des disparités importantes dans la mise en œuvre de la radioprotection des patients et des travailleurs** ». La marge de progression est « **importante** » dans ce domaine, notamment au bloc où l'ASN a constaté une « **culture de la radioprotection très insuffisante** ».

D'une manière générale, « **il est constaté une trop faible application du principe d'optimisation des doses délivrées aux patients** ». ...

Dr LYDIA ARCHIMÈDE

## Scanner à rayons X, scanner corporel et scanner corporel à ondes millimétriques :

Un **scanner corporel** est un portail conçu pour être utilisé dans les **aéroports** afin d'inspecter les passagers et de détecter les objets interdits dissimulés sous les vêtements. Il permet d'éviter la palpation. Différents types de scanners corporels existent, les **scanners corporels à rayons X**, les plus anciens, et les **scanners utilisant la technologie des ondes dites millimétriques**, plus récentes et ayant l'avantage d'être a priori sans impact sur la santé.

Le **scanner à rayons X** est un **scanner** utilisant des **rayons X** utilisé principalement pour assurer la **sûreté dans les aéroports**, permettant de visualiser les objets contenus dans un bagage, ou cachés sous des vêtements.

C'est un des deux principaux types de **scanners corporels**, mais il est remplacé par le **scanner corporel à ondes millimétriques** qui a l'avantage d'être a priori inoffensif, car n'utilisant pas de rayons ionisants. En France, son utilisation est interdite, car on ne peut utiliser une machine à rayons X qu'à des fins médicales.

Un **scanner corporel à ondes millimétriques** est un type de **scanner corporel** destiné à assurer la **sûreté dans les aéroports** en permettant d'inspecter les passagers et de détecter les objets interdits dissimulés sous les vêtements sans avoir recours à la **fouille corporelle**. Il utilise la technologie des **ondes radio millimétriques** qui sont des rayonnements **térahertz** dénommés « rayons T ». Ils ont la propriété de pouvoir s'arrêter à la surface de la peau et de permettre de voir à travers les **vêtements**, faisant apparaître le corps en trois dimensions. Grâce à cette technologie, tout est visible et on distingue parfaitement la silhouette, les volumes et les formes.

Leur apparition dans les aéroports a provoqué l'inquiétude de certaines associations, jugeant que l'image très détaillée fournie par ce type de scanner est trop intrusive. Cependant, les ondes millimétriques s'arrêtant au niveau de la **peau**, un scanner corporel serait incapable de détecter un explosif caché à l'intérieur du corps, dans le **rectum** ou dans des **implants mammaires** par exemple

### Portique de sécurité.



### Tapis roulants



Dans les aéroports, les passagers doivent passer par des portiques de sécurité, des détecteurs qui repèrent la présence d'objets en métal grâce à un champ électromagnétique à basse fréquence.

L'exposition à de faibles niveaux, comme c'est le cas pour un détecteur de métal, est considérée comme sans risque pour tout le monde, y compris les femmes enceintes. Et c'est vrai aussi pour les détecteurs portatifs qu'on passe parfois le long du corps.

- **Question** : Bonjour... Est c q j peux vous demander un avis ? Ma femme est enceinte à 8 semaines. On doit partir en voyage dans quelques jours. Ya t-il un risque concernant les irradiations à l'aéroport ? Merci d'avance.
- **Réponse** : Non il n'y a aucun risque, car l'énergie utilisée n'est pas celle des Rx du radiodiagnostic. Les images formées se font par réflexion sur l'enveloppe et c'est leur rétrodiffusion par la peau qui est analysée. L'irradiation reste très faible, de l'ordre de 0.05  $\mu\text{Sv}$  à 0.1  $\mu\text{Sv}$  par examen, ce qui est 1000 fois moins que lors d'une simple radiographie du thorax. Bon voyage ... and no stress !



## CHAPITRE 8 : IMAGE RADIOLOGIQUE NUMERISEE OU NUMERIQUE

L'idée de base est fortement inspirée des acquis technologiques du scanner, puisque par rapport à l'image radiologique conventionnelle, l'image radiologique numérisée utilise l'**ordinateur** et substitue le **détecteur** numérique (tel que celui utilisé en T.D.M) au film radiographique classique.

Le patient est disposé comme pour réaliser une radiographie classique entre un tube à Rayons X et un détecteur (à la place du film). Le détecteur permet de faire des mesures quantitatives qui sont converties en chiffres, lesquels chiffres sont à leur tour stockés sous forme d'une matrice numérique. À l'instar de l'appareil photographique numérique, **sans film**, la radiologie numérique a révolutionné la radiologie conventionnelle, mais reste comparable à celle-ci puisqu'elle repose sur les mêmes principes d'absorption des rayons X, avec les mêmes contrastes naturels de l'air, de l'os et des parties molles. Elle comporte toutefois tous les avantages du « traitement d'image » par des logiciels informatiques, avec des fonctionnalités de réglage des contrastes pour davantage de détails des parties molles, ou des os par exemple, d'agrandissement, de restitution dans l'espace 3 D, d'annotations, de reproduction sur films ou sur papier, d'enregistrement sur support informatique (CD-ROM), de transmission à distance par réseau (interne ou externe et par Internet).

La première technique de radiologie numérique assistée par ordinateur a été l'**angiographie numérisée**, qui a apporté à la radiologie vasculaire de nouvelles fonctionnalités comme la soustraction des images non vasculaires avec la réduction des doses de produit de contraste injecté. En pratique en **angiographie numérisée**, il suffit de faire une première image (1) (du thorax par exemple), sans aucune injection de produit de contraste puis de faire dans **les mêmes conditions géométriques** une deuxième image (2) après injection du produit de contraste dans le **compartiment vasculaire**.

La soustraction **2 - 1** va faire sortir, par simple différence, tout le réseau **vasculaire** du parenchyme pulmonaire en éliminant théoriquement les images communes aux deux matrices 1 et 2 (côtes, vertèbres, sternum, bronches, bronchioles... etc.). En réalité, si cette technique paraît séduisante et atraumatique, elle reste « entachée » d'un certain nombre d'inconvénients ou de contraintes telles que l'immobilité presque absolue du malade lors de l'examen ou la nécessité souvent d'injecter le produit de contraste par cathétérisme et non par simple injection intraveineuse **théoriquement** suffisante.

L'évolution de la médecine et de la technologie permettront une amélioration constante et incessante de toutes ces techniques d'imagerie. Aujourd'hui, la plupart des examens radiologiques sont réalisables par une technique numérique. Le « tout numérique » s'applique aussi à la photographie, à l'échographie, au scanner à rayons X, aux examens de médecine nucléaire, ce qui favorise le développement de la « télémedecine ».

## EVALUATION FORMATIVE

**Test 1 :** Quelles sont les précautions à prendre vis-à-vis d'un patient qui va bénéficier d'un examen TDM.

---

**Test 2 :** Indiquez dans ce qui suit, la ou les propositions exactes. La tomодensitométrie est une technique d'imagerie :

A – basée sur la transmission d'un faisceau de RX à travers le corps

B – basée sur la réflexion des RX sur les différentes structures à explorer

C – donnant une image en coupe

D – permettant d'apporter des renseignements de type morphologique

E – basée sur l'émission de rayons gamma issus des structures à explorer

F – basée sur l'atténuation d'un faisceau de RX à travers le corps

---

**Test 3 :**

1 - Quels sont les paramètres physiques dont dépend l'image Scannographique

---

2 - Écrire la relation qui relie ces paramètres.

---

3 - Pour améliorer la qualité de l'image au niveau du détail, sur quel (s) paramètre (s) peut-on agir.

---

**Test 4 :**

1 - Sachant que le principe de base de l'image radiologique numérisée (IRN) repose sur la possibilité de soustraire deux images numérisées. Citer 3 applications médicales de cette soustraction.

---

2 - Quel est le deuxième apport de l'IRN par rapport à la radiologie conventionnelle.

---

**Test 5 :** Expliquer brièvement la différence fondamentale qui existe entre :

1 – Le Scanner X utilisé en imagerie médicale

---

2 – Le Scanner utilisé pour la sécurité aux aéroports

---

3 – Le scanner utilisé comme périphérique d'un PC pour scanner des documents ou des images aux fins d'archivage par exemple

---



# CHAPITRE 9 : IMAGERIE PAR RESONNANCE MAGNETIQUE (IRM)

## INTRODUCTION

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une technique d'imagerie médicale permettant d'obtenir des vues 2D ou 3D de l'intérieur du corps de façon non invasive avec une résolution relativement élevée.

Sachant que toute masse chargée électriquement et présentant un mouvement de spin génère un champ magnétique (avec un moment magnétique élémentaire ' $\mu$ '), l'IRM repose sur le principe de la résonance magnétique nucléaire (RMN). L'IRM nécessite un champ magnétique puissant et stable produit par un aimant supraconducteur qui crée une magnétisation des tissus par alignement des moments magnétiques de spin. Des champs magnétiques oscillants plus faibles sont alors appliqués de façon à modifier légèrement cet alignement et produire un phénomène de précession qui donne lieu à un signal électromagnétique mesurable.

La spécificité de l'IRM réside dans le fait qu'on arrive à localiser dans l'espace l'origine de ce signal RMN en appliquant des champs magnétiques non-uniformes, des « gradients », qui vont induire des fréquences de précession légèrement différentes en fonction de la position des atomes dans ces gradients. La relaxation des protons sera alors modifiée par la variation du champ magnétique. Des techniques de traitement du signal utilisant les algorithmes de transformées de Fourier rapides permettent alors de localiser l'évènement. Sur ce principe qui a valu à ses inventeurs, Paul Lauterbur et Peter Mansfield le Prix Nobel de physiologie ou médecine en 2003, il est possible de reconstruire une image en 2 dimensions puis en 3 dimensions de la composition chimique et donc de la nature des tissus biologiques explorés.

Le nom complet de l'IRM est en fait imagerie par résonance magnétique nucléaire (ou IRMN). Le 1er appareil fut construit en 1976 à New York. La résolution spatiale est essentiellement liée à l'intensité du champ magnétique et à la durée de l'acquisition (en général une dizaine de minutes). On atteint actuellement une résolution de l'ordre du millimètre. L'atome le plus abondant dans l'organisme est l'hydrogène, notamment par l'eau ( $H_2O$ ) qui compose majoritairement l'organisme humain. En IRM, on utilisera donc le signal des atomes d'hydrogène pour former l'image correspondant aux éléments anatomiques.

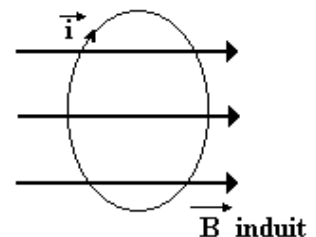
Pour une bonne compréhension de la technologie de l'IRM et de ses applications, il est nécessaire de comprendre quelques bases de physique fondamentale liées à ce phénomène.

## 1 - RAPPELS

### 1.1 - CHAMP MAGNÉTIQUE INDUIT :

Lorsqu'un fil conducteur est parcouru par un courant électrique  $i$ , il apparaît à son voisinage immédiat un champ magnétique induit dont les lignes de force sont perpendiculaires au sens du déplacement de  $i$  (Fig 1).

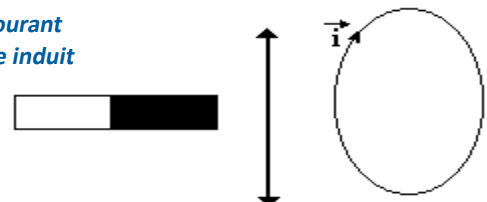
Fig. 1 Champ magnétique induit



### 1.2 - COURANT ÉLECTRIQUE INDUIT :

Inversement, la variation d'un champ magnétique induit un courant électrique dans un fil conducteur placé à son voisinage (Fig 2).

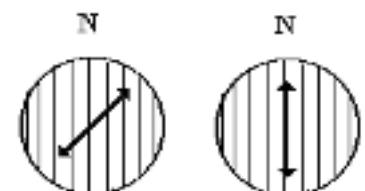
Fig. 2 Courant électrique induit



### 1.3 - BOUSSOLE :

Placée dans une direction quelconque, une aiguille aimantée s'aligne sur la direction des lignes du champ magnétique terrestre (Fig 3).

Fig. 3 Boussole



## 2 - AIMANTATION NUCLÉAIRE - NOTION DE SPIN

Le noyau d'un atome est constitué d'un certain nombre de protons et de neutrons (nucléons) animés d'un mouvement collectif complexe comportant en particulier une rotation individuelle autour d'un axe passant par leurs propres centres (c'est le spin)

Une particule qui tourne induit autour d'elle un moment cinétique ou « spin » aligné sur son axe de rotation. Les protons sont chargés positivement et une charge qui tourne induit autour d'elle un champ magnétique appelé « moment magnétique ». Celui-ci est représenté par un vecteur d'aimantation  $\mu$ . Bien qu'électriquement neutres, les neutrons possèdent aussi un moment magnétique. Cela est dû au fait que les nucléons sont constitués de sous-particules en rotation : les quarks, dont la distribution des charges va induire un moment magnétique que l'on peut présenter comme un dipôle magnétique.

La résonance magnétique nucléaire (RMN) consiste à étudier les modifications d'aimantation des noyaux d'une substance sous l'action conjointe de deux champs magnétiques : un champ magnétique principal statique et élevé ( $B_0$ ) et un champ électromagnétique tournant ou onde de radiofréquence ( $B_1$  ou RF). En raison de la rotation intrinsèque des noyaux (rotation autour d'eux même), il y a apparition d'un moment cinétique  $\delta_i$  appelé « moment cinétique de spin » ou spin tout court. Cette rotation des noyaux entraîne l'apparition d'un courant électrique et d'un faible moment magnétique  $\mu_i$  (appelé également spin) proportionnel à  $\delta_i$  :

$$\vec{\mu}_i = \gamma \cdot \vec{\delta}_i$$

$\gamma$  est par définition le rapport gyromagnétique caractéristique de chacune des espèces nucléaires en rotation.

Les noyaux atomiques possédant un nombre de masses  $A$  pair (protons + neutrons) n'ont pas de propriétés magnétiques. Seuls les noyaux atomiques possédant un nombre de masses  $A$  impair peuvent avoir des propriétés magnétiques et donc avoir un intérêt en IRM.

Exemple :  $^{13}\text{C}$   $^{31}\text{P}$   $^{19}\text{F}$   $^{23}\text{Na}$   $^1\text{H}$

Le plus simple de tous est le noyau d'hydrogène qui ne comporte qu'un seul proton et qui de surcroît possède un moment magnétique intrinsèque élevé qui donne lieu à un phénomène de résonance très net. Comme le proton est le noyau le plus répandu dans l'organisme, puisque 70% du corps humain est formé d'eau ( $\text{H}_2\text{O}$ ), l'IRM actuelle est basée exclusivement sur la résonance magnétique de l'hydrogène.

À l'état fondamental, la distribution et la direction des moments sont désordonnées et aléatoires. Leur valeur résultante est nulle (Fig 4). Donc le corps humain ne présente aucun magnétisme spontanément détectable.

Si par contre, on applique un champ magnétique  $\vec{B}_0$  extérieur puissant, les spins s'alignent parallèlement à la direction du champ  $\vec{B}_0$  (à la manière de la boussole). La résultante macroscopique  $\vec{M}$  ( $\vec{M} = \sum \vec{\mu}_i$ ) des spins devient positive et de même direction que  $\vec{B}_0$  (Fig 5).

Fig. 4 Moment résultant = 0

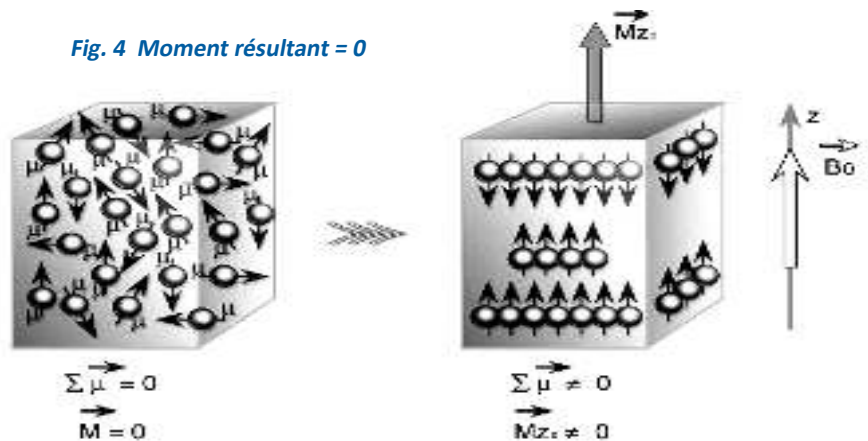
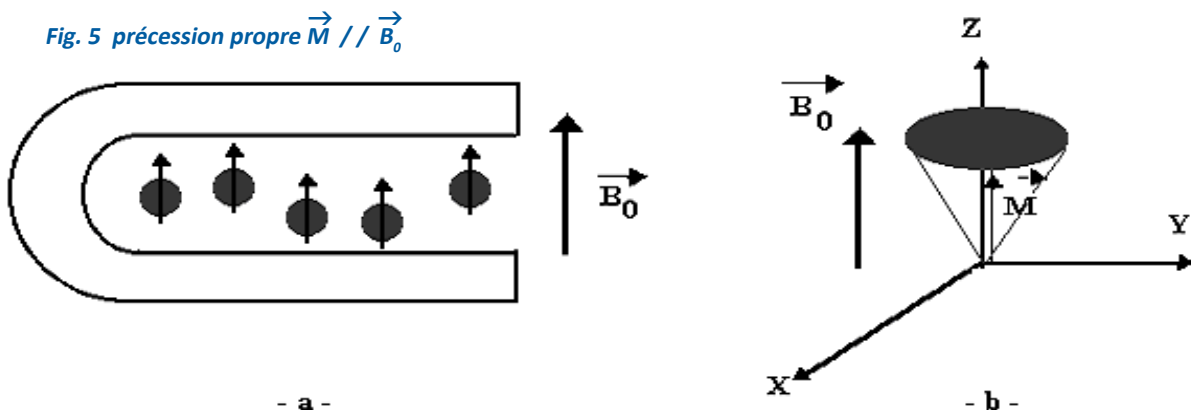


Fig. 5 précession propre  $\vec{M} // \vec{B}_0$



Le champ  $\vec{B}_0$  appelé champ principal est produit par un courant électrique circulant dans un bobinage au centre duquel est placé le patient à examiner. Ce champ est homogène, longitudinal et fixe.

## 3 - PRECESSION NUCLEAIRE

### 3.1 - PRÉCESSION PROPRE

En présence du champ  $\vec{B}_0$  les noyaux tournent avec une vitesse angulaire  $\omega$  fixe proportionnelle à  $B_0$  :  $\omega = \gamma \cdot B_0$   
 $\gamma$  = constante gyromagnétique caractéristique du noyau atomique

$$f_0 \text{ (Hz)} = \omega / 2\pi = \gamma \cdot B_0 / 2\pi \quad f_0 = \text{fréquence de rotation ou fréquence de LARMOR.}$$

Les noyaux sont animés d'un moment de précession propre. La direction, les dimensions et la position du moment magnétique  $\vec{M}$  des noyaux sont déterminées dans l'espace par des coordonnées sur trois axes perpendiculaires :  $ox$ ,  $oy$  et  $oz$ . Par convention  $oz$  correspond à l'axe de  $\vec{B}_0$ .

### 3.2 - PRÉCESSION ENTRETENUE

Le mouvement de précession propre des noyaux est normalement amorti par les frottements. Néanmoins, il peut être entretenu en permanence, si l'on applique un deuxième champ magnétique  $\vec{B}_1$  (de faible intensité) tournant dans un plan perpendiculaire à  $\vec{B}_0$ . Ce champ est appliqué à l'aide d'une bobine entourant le système étudié, reliée à une source de courant électrique alternatif de fréquence radio  $f_1$ .

Quand la fréquence  $f_1$  est égale à la fréquence propre  $f_0$  des noyaux :  $f_1 = f_0 = \omega / 2\pi$ , les noyaux sont alors animés d'un mouvement de précession entretenu qui s'effectue en phase.

Quand le champ magnétique  $\vec{B}_1$  est appliqué, le vecteur moment magnétique résultant  $\vec{M}$  s'écarte de la direction du vecteur  $\vec{B}_0$  d'un angle  $\vartheta$ . ( $M_z$  diminue alors que  $M_{xy}$  augmente) (Fig 6)

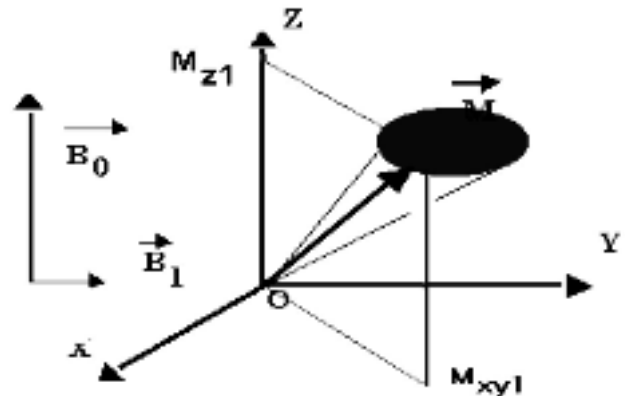
$$\theta = \gamma \cdot B_1 \cdot t_1 \text{ avec } t_1, \text{ le temps pendant lequel le champ est maintenu.}$$

Le mouvement de précession entretenu par  $\vec{B}_1$  se traduit quantiquement par une absorption d'énergie  $\Delta E = h\nu_0$  ( $\nu_0 = f_0$  est la fréquence de résonance de LARMOR) par les noyaux.

Fig. 6 précession entretenu

$$\Delta E = h \cdot f_0 = h \cdot \gamma \cdot B_0 / 2\pi = h \cdot \omega / 2\pi$$

Au total, le mouvement d'un noyau s'apparente à celui d'une toupie qui tourne à la fois sur elle-même tout en décrivant une trajectoire circulaire avec un certain angle autour d'un axe vertical (Fig 6). La fréquence  $f_0$  de précession est la même pour des noyaux identiques.



## 4 - SIGNAL RMN :

La **résonance magnétique nucléaire** (RMN) consiste à étudier les modifications d'aimantation des noyaux d'une substance sous l'action conjointe de deux champs magnétiques : un champ magnétique principal statique et élevé ( $B_0$ ) et un champ électromagnétique tournant ou onde de radiofréquence ( $B_1$  ou RF). Lorsqu'un proton est soumis à un champ magnétique externe tel que  $B_0$ , il aura tendance à s'orienter dans la direction de celui-ci ; mais, contrairement aux aimants à mémoire permanente, les protons ne vont pas tous s'orienter dans le même sens (nord-sud et sud-nord) en tournant autour de  $B_0$  avec un certain angle de **précession**. Les deux populations ainsi formées vont se répartir de façon soit **parallèle** (dans le même sens que  $B_0$ ) soit **antiparallèle** (dans le sens opposé)

### 4.1 - LA RELAXATION

À l'arrêt de l'impulsion radio (champ  $\vec{B}_1$  ou RF), le vecteur  $\vec{M}$  tourne alors « librement » (mouvement de précession libre des noyaux) et il y a retour à l'état d'équilibre qui se traduit par un réalignement de  $\vec{M}$  avec  $\vec{B}_0$  et la restitution de l'énergie absorbée. Cette énergie représente le signal RMN.

Le vecteur moment magnétique  $\vec{M}$  revient à sa position d'équilibre avec deux constantes de temps caractéristiques des noyaux étudiés appelés temps de relaxation  $T_1$  et  $T_2$ .

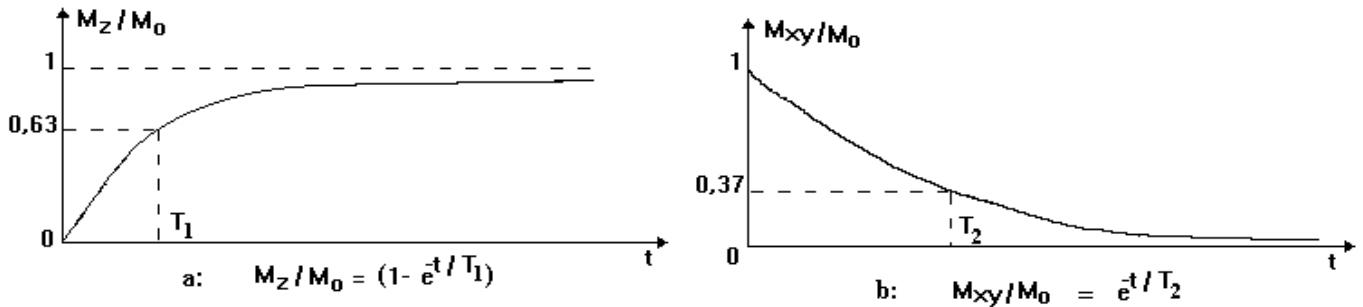
## 4.2 - TEMPS DE RELAXATION T1 « SPIN RÉSEAU »

On appelle  $T_1$ , temps de relaxation longitudinale ou temps de relaxation « spin-réseau », la constante de temps avec laquelle la composante  $M_z$  revient à sa valeur initiale.

$$M_z = M_0 \text{ avant l'application de } \vec{B}_0 \text{ avec } M = M_0 (1 - e^{-t/T_1})$$

Ceci se traduit par un retour à l'état d'équilibre qui dépend essentiellement du réseau c'est-à-dire des noyaux du milieu environnant. Ce retour à l'équilibre se traduit en pratique par un échange d'énergie entre le noyau et les moments magnétiques des tissus ou liquides environnants. Cet échange d'énergie ne peut se produire qu'à la fréquence de résonance, en conséquence, l'état vibratoire des molécules dans le réseau affectera l'importance de l'échange.

Fig. 7 Temps de relaxation longitudinale ( $T_1$ ) et transversale ( $T_2$ )



Les caractéristiques physiques de l'échantillon, comme la température, la viscosité, et les structures moléculaires, vont affecter  $T_1$ . Ces facteurs aboutiront à :

- un allongement de  $T_1$  pour les solides (os) et les liquides purs (eau ou liquide céphalo-rachidien)
- un raccourcissement de  $T_1$  par les liquides « impurs » (contenant des macromolécules tel que le sang)

## 4.3 - TEMPS DE RELAXATION T2 « SPIN - SPIN »

On appelle  $T_2$ , temps de relaxation transversale ou temps de relaxation « spin-spin », la constante de temps avec laquelle la composante transversale  $M_{xy}$  de  $M$  revient à zéro (Fig 7b)

$M_{xy} = M_0 e^{-t/T_2}$ ,  $T_2$  reflète la désynchronisation des spins après la résonance.

Cette désynchronisation provient du fait que les protons ne perçoivent pas tous de la même façon le champ magnétique externe ; ils subissent individuellement un « effet d'écran » dû aux spins des autres protons.

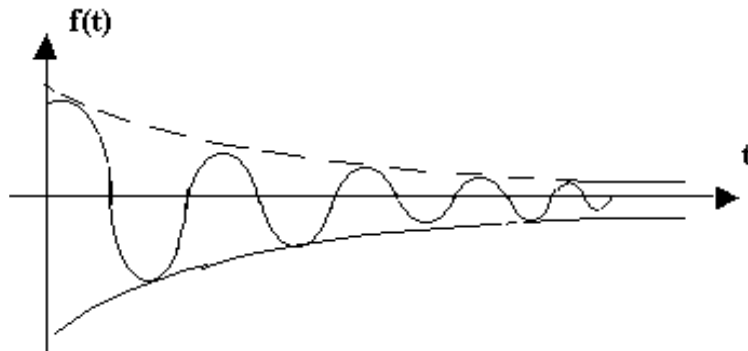
**Les solides ont un important effet d'écran :  $T_2$  court**

**Les liquides ont moins d'effet d'écran, car les molécules sont plus mobiles :  $T_2$  long.**

Au cours de la relaxation, les variations des coordonnées  $\vec{M}$  entraînent une fluctuation du champ magnétique suffisante pour induire un courant électrique détectable par une antenne de réception : c'est le signal RMN. Ce signal doit être amplifié.

Le signal RMN est représenté par une courbe sinusoïdale amortie à décroissance exponentielle dont la fréquence est celle de LARMOR (signal de précession libre) (Fig. 8)

Fig. 8 Signal RMN



## 5 - IMAGERIE PAR RMN

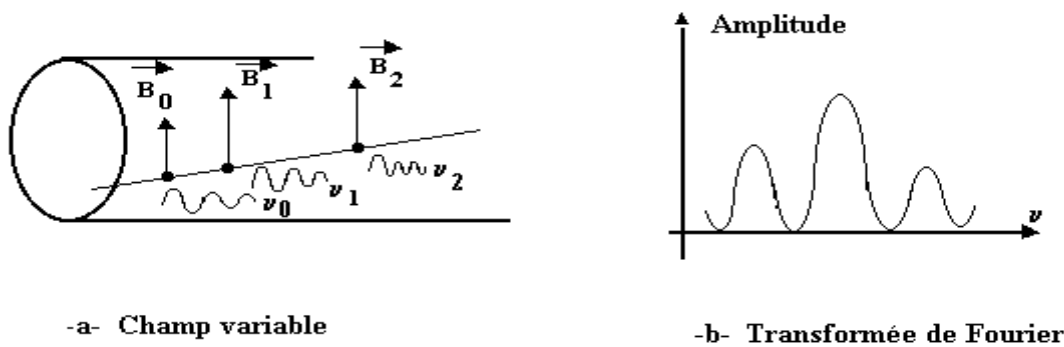
Le signal acquis en imagerie RMN contient 3 types d'information : la concentration des noyaux, le temps de relaxation  $T_1$  et le temps de relaxation  $T_2$ . Une image RMN reflète l'un ou l'autre de ces 3 paramètres.

**GENÈSE DU SIGNAL RMN** : Un volume soumis à un champ magnétique statique  $\vec{B}_0$  et à une onde radiofréquence ( $w = w_0$ ) entraîne l'apparition d'un signal de résonance RMN. Ce signal a lieu à la même fréquence de résonance pour tous les protons. Le signal global sera la superposition (c'est-à-dire la résultante en terme mathématique) de tous les petits signaux émis par chacun des noyaux. Comme les signaux ne se distinguent pas les uns des autres, il n'y a pas d'image. Il est donc nécessaire de singulariser chaque signal, c'est-à-dire de mettre en évidence la part que chaque noyau apporte au signal.

En imagerie, le champ magnétique tournant (ou onde de radiofréquence) est appliqué pendant un temps très court de l'ordre de quelques millisecondes (ms) de telle sorte que  $\vec{M}$  bascule d'un angle de  $90^\circ$  ou  $180^\circ$ . Pour mieux représenter cette réalité, on ne parle plus de l'application d'un « champ électromagnétique tournant », mais plutôt « d'impulsion de radiofréquence » ou encore « d'impulsion d'excitation ».

Le principe de la détection de l'image RMN est de faire correspondre à chaque point de l'objet une fréquence de résonance du proton bien déterminée en utilisant un champ magnétique  $\vec{B}_0$  en gradient, dont la valeur dépend de la position du point dans l'objet examiné.

**Fig. 9 L'onde de résonance RMN est fonction de la position du proton dans l'objet**



L'onde radiofréquence balaie alors une gamme de fréquences dont chacune d'elle fait résonner un volume élémentaire déterminé. L'onde de résonance émise (ou signal RMN) est donc fonction de la position du proton à l'intérieur de l'objet (Fig 9).

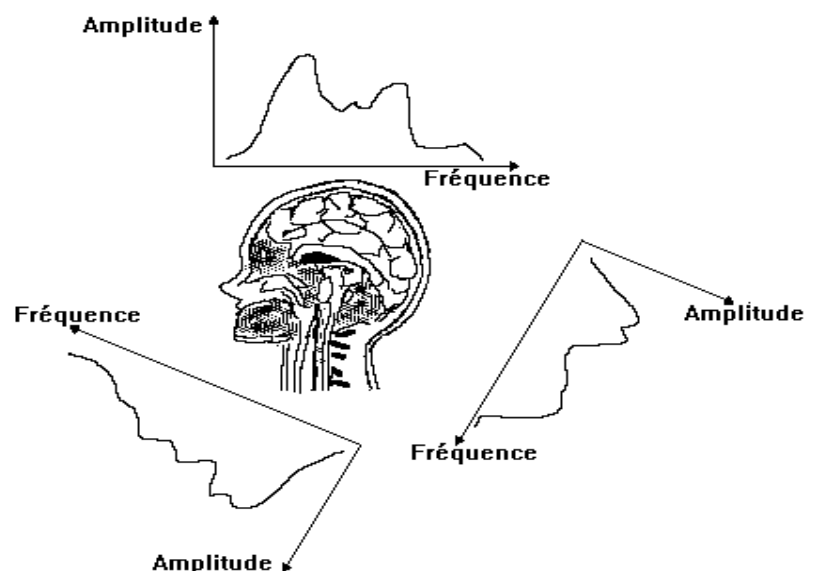
Chaque composante du spectre possède une fréquence qui définit la position du point à l'intérieur de l'objet examiné, et une amplitude qui dépend des caractéristiques physico-chimiques des protons situés en ce point.

En répétant l'analyse selon diverses directions de l'espace, et en utilisant un ordinateur pour le traitement des signaux, on construit l'image de la totalité de l'objet (Fig 10).

La mise en résonance des atomes d'hydrogène dépend de la fréquence de Larmor qui est spécifique du type d'atome étudié (ici l'hydrogène), mais aussi du champ magnétique appliqué à cet atome. Si on ajoute à  $B_0$ , un champ  $B(x, y, z)$  dont on connaît la position spatiale, alors à une fréquence d'excitation donnée correspondra la relaxation de l'atome située à l'endroit de coordonnées  $x, y, z$ . Des techniques de traitement du signal utilisant les algorithmes de **transformées de Fourier rapides** permettent de localiser l'évènement.

La résolution spatiale (ou pouvoir séparateur de la technique) est liée à l'intensité du champ magnétique et à la durée de l'acquisition (en général une dizaine de minutes). On atteint actuellement une résolution de l'ordre du **millimètre**.

**Fig. 10 Reconstitution de l'image selon 3 dimensions**





## 6 - APPAREILLAGE ET TECHNIQUE D'IMAGERIE RMN

L'élément essentiel de l'appareillage est l'aimant qui crée l'induction  $\vec{B}_0$ . Il faut que  $\vec{B}_0$  soit important pour augmenter le rapport signal/bruit de l'image obtenue. La fréquence limite de Larmor étant de 15 MHz (au-delà de laquelle il y a absorption du signal émis), le module de l'induction correspondante est  $B_0 = 0,35$  tesla. (Fig 11)

Les intensités de champs magnétiques utilisées dans le domaine de l'imagerie médicale, sont comprises entre 0,1 et 3 Tesla, avec des intensités allant jusqu'à 11,7 Tesla pour les études précliniques et cliniques sur l'Homme.

À titre de comparaison, 1,5 T équivaut à 30 000 fois le **champ magnétique terrestre**.

**Remarque importante :** on parle de la « ligne des 0,5 mT » ou « des 5 Gauss ». C'est la limite au-delà de laquelle il y a dysfonctionnement ou dérèglement d'un pacemaker.

On définit 3 zones d'intensité de champ :

**Bas Champ :** < à 0,5 T

\* **Moyen Champ :** entre 0,5 et 1 T

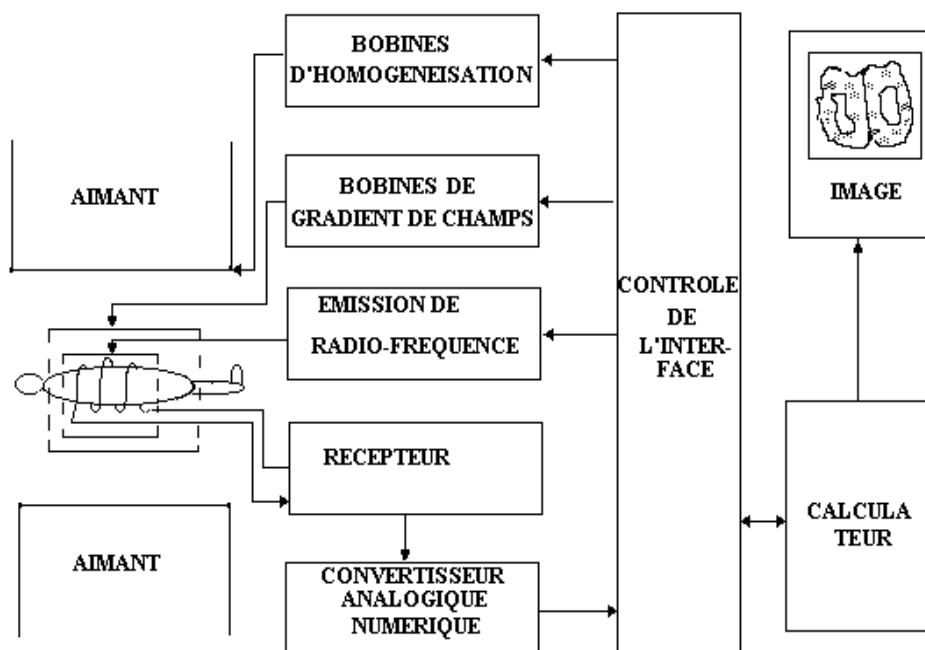
\* **Haut Champ :** > à 1 T

Il existe 2 types d'aimant :

- Les aimants à température ambiante
- Les aimants supraconducteurs refroidis à l'hélium dont l'avantage est qu'ils donnent des champs magnétiques, stables et intenses.

Le dispositif des gradients de champ est constitué par des aimants fournissant un champ variable suivant des directions différentes. L'intensité des gradients est importante. Les bobines d'émission et de réception de l'onde radiofréquence entourent le sujet (Fig 11)

**Fig. 11 Représentation schématique d'un système d'imagerie par RMN**



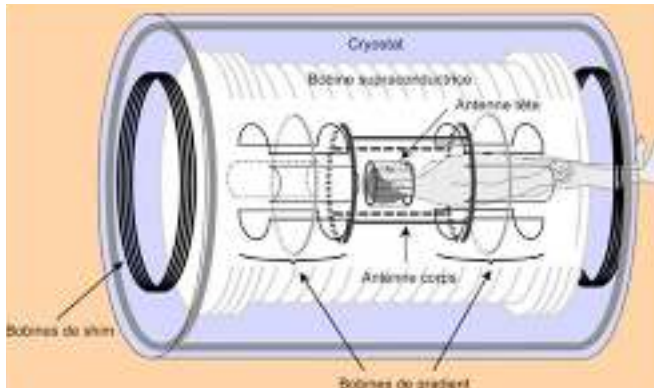
Un appareil d'IRM se compose de 4 éléments essentiels : l'aimant crée le champ magnétique nécessaire à l'alignement des noyaux d'hydrogène et donc à l'apparition de l'aimantation. Le système RF sert à basculer l'aimantation et à recueillir le signal induit par l'aimantation lors de son retour. Les bobines de gradient permettent d'établir la relation entre distance et fréquence de résonance à l'origine de la formation de l'image. Un système informatique est nécessaire pour le contrôle de l'acquisition et le traitement de signal de l'image.

## 7 – DÉROULEMENT DE L'EXAMEN IRM

Le patient est allongé sur une table d'examen motorisée. Au cours de l'acquisition, il ne doit pas bouger : la table se déplace automatiquement pour le faire passer dans l'antenne. Les seules gênes sont le bruit fort et la sensation d'enfermement pouvant poser quelques problèmes chez certains **claustrophobes**.

En général, le **manipulateur en électroradiologie médicale** reste en contact constant avec le patient qui peut même faire une petite sieste (tout en restant à peu près immobile).





L'examen se réalise sur un patient en pyjama, sans montre-bracelet, bijoux, clés, carte de crédit à puce ou magnétique, etc. Les accompagnants (parents s'il s'agit d'enfants) doivent aussi se déshabiller pour pénétrer dans la salle de l'appareil d'imagerie.

L'IRM n'utilise pas de radiations ionisantes et ne comporte pas d'effets biologiques à risque.

Cependant cette méthode est contre indiquée dans 4 situations :

- les patients porteurs de pacemakers
- certaines valves cardiaques
- certains clips intracrâniens (risque de déplacement).
- les corps étrangers métalliques intraoculaires

La contre-indication devient relative chez les patients porteurs de prothèses métalliques, car si le matériel de prothèse et d'ostéosynthèse moderne ne présente en général aucun risque de mobilisation, les alliages utilisés n'étant pas ferromagnétiques ; ces matériaux peuvent cependant être responsables d'importants artefacts sur l'image dans leur voisinage immédiat, artefacts qui rendront l'examen ininterprétable et donc inutile.

Il faudra dans tous les cas prendre des précautions lors de l'installation du patient dans la machine en ayant effectué un interrogatoire minutieux afin d'éviter tout risque de mobilisation : sonde métallique endocavitaire, clip vasculaire, matériel étranger, appareil dentaire inamovible, prothèse auditive... etc.

## 8 - RÉSULTATS

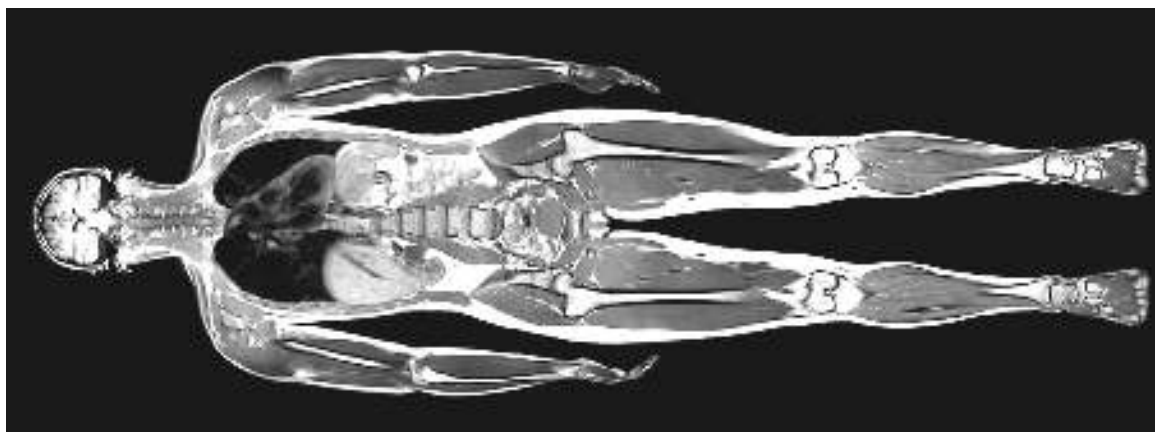
En utilisant des séquences d'impulsion variées, l'imagerie RMN permet l'obtention d'images bien contrastées avec des plans de coupes transversales, sagittales, coronales et obliques.

Les structures anatomiques intracrâniennes sont mieux vues en IRM qu'au Scanner.

- Le rachis, la moelle et les racines nerveuses sont directement visibles.
- Le contraste entre la substance grise et la substance blanche est très élevé

En outre, les temps de relaxation T1 et T2 sont allongés pour les tumeurs malignes et bénignes. T1 est plus long dans les tumeurs malignes. La RMN serait plus sensible que la TDM pour la mise en évidence des processus tumoraux...

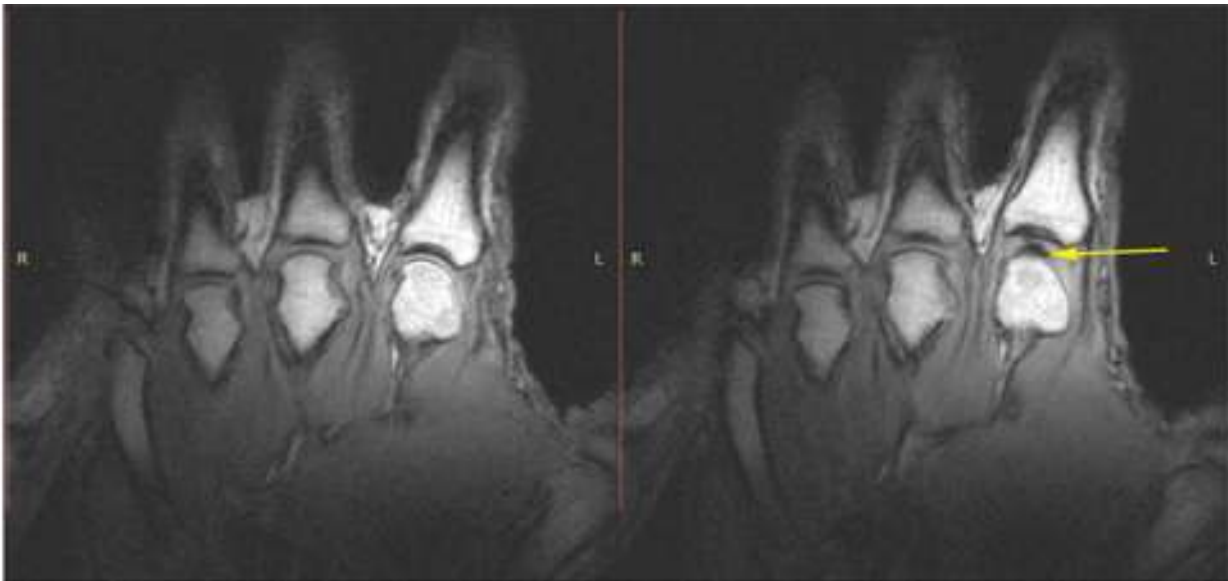
Dans l'abdomen, l'image est équivalente à celle donnée par scannographie. Le pancréas, les reins, le foie et les voies biliaires sont bien visibles.



On parle actuellement d'imagerie **multimodale en IRM** (IRMa/IRMf/IRMd) avec l'IRM anatomique (IRMa), l'IRM fonctionnelle (IRMf) et l'IRM de diffusion (IRMd) comme méthodes d'imagerie fonctionnelle et outils de modélisation en neurochirurgie.

## POUR LECTURE : L'ORIGINE DU CRAQUEMENT DES DOIGTS RÉVÉLÉE PAR L'IRM (PAR MARC GOZLAN)

Ce phénomène provient de la création d'une cavité au sein du liquide synovial qui sert de lubrifiant naturel entre deux zones cartilagineuses.



« Arrête de craquer tes doigts ! C'est vraiment insupportable pour les autres. » Qui n'a jamais tenu ces propos devant un craqueur décidément incorrigible ? Mais sait-on vraiment ce qui se passe quand on fait craquer ses articulations dites métacarpo-phalangiennes ? C'est à cette question, maintes fois débattue, qu'ont voulu répondre des spécialistes canadiens et australiens en décidant d'avoir recours à l'imagerie par résonance magnétique (IRM) pour visualiser, pour la première fois et en temps réel, ce phénomène finalement très banal.

Les chercheurs viennent de rapporter dans la revue *PLoS One* que l'origine du bruit du craquement des doigts n'est pas, comme beaucoup avaient fini par l'admettre, l'explosion de microbulles d'air contenues dans les articulations, mais la création d'une sorte de cavité, un espace « vide », au sein du liquide synovial qui sert de lubrifiant naturel entre deux zones cartilagineuses.

Les images obtenues en IRM indiquent donc qu'une cavité se crée rapidement au moment de la séparation des surfaces articulaires produisant un bruit de craquement. À raison de 3,2 images par seconde, les chercheurs ont pu filmer des séquences vidéo montrant la survenue d'une « zone claire » (apparaissant en noir sur les clichés) au moment du craquement, dont ils estiment la durée à moins de 320 millisecondes.

## EVALUATION FORMATIVE

**Test 1 :** Expliquez comment il est possible d'obtenir une aimantation corporelle.

---

---

**Test 2 :** Citez les 3 types de champ magnétique utilisés en imagerie par RMN

---

---

---

**Test 3 :** Expliquez l'intérêt des gradients de champ magnétique

---

**Test 4 :** Donnez la relation qui lie la fréquence de Larmor au champ  $B_0$

---

**Test 5 :** Citez les grandeurs contenues dans un signal RMN

---

---

**Test 6 :** Faire un schéma d'une installation d'IRM

---

---

---

---

**Test 7 :** Citez les contre-indications de l'imagerie par RMN

---

---

**Test 8 :**

**1 -** Faire le schéma commenté d'un appareil RMN

---

---

---

---

**2 -** Sachant que l'amplitude du signal de résonance obtenue par RMN est de la forme  $S = K \rho (T_1/T_2)^{1/2}$ , Comparez le contraste obtenu en imagerie par RMN (IRM) pour les liquides d'une part ( $T_1 = T_2$ ) et les solides d'autre part ( $T_1 \gg T_2$ )

---

---

**3 -** Que devient l'amplitude du signal pour les espaces aériens.

---

**Test 9 :**

**1 -** Comparez l'origine du contraste en radiologie conventionnelle et en IRM.

---

**2-** Comparez la tomodensitométrie et l'IRM du point de vue énergie d'irradiation, contraste, résolution et dangers éventuels.

---

**Test 10 :** On soumet une solution d'acide phosphorique à l'action d'un champ magnétique statique  $B_0$  de 1 Tesla ( $= 10^4$  Gauss) - sachant qu'il s'agit ici du phosphore 31 :

**1 -** Calculer en eV, l'écart énergétique  $\Delta E$  entre les différents états quantiques créés par  $B_0$ , pour chacun de ces deux noyaux, comparez ce résultat à l'énergie moyenne des R.X utilisés en radiodiagnostic qui est de l'ordre de  $10^4$  eV.

---

**2 -** Sachant qu'il faut en moyenne 34 eV pour créer une ionisation que peut-on dire des techniques de RMN.

On donne :  $h = \text{cte de Planck} = 6,625 \times 10^{-34} \text{ J.S}$

$\gamma = 42,6 \text{ MHz/Tesla}$  pour le proton

$\gamma = 17,3 \text{ MHz/Tesla}$  pour le noyau du 31 P

---

**3 -** Calculer la fréquence de précession du LARMOR pour le proton et pour le phosphore 31.

---

**Test 11 :**

En vous basant sur la différence du signal RMN entre l'oxyhémoglobine et la dé-oxyhémoglobine contenue dans les globules rouges du sang, expliquer le principe de base de l'utilisation de l'IRM fonctionnelle (IRMf) en neurophysiologie.

---

---

---

# CHAPITRE 10 : MEDECINE NUCLÉAIRE

## Les objectifs éducationnels

Au terme de son apprentissage, l'étudiant devra être capable de :

1. Comprendre les principes de base de la médecine nucléaire.
2. Savoir quand, pourquoi et comment prescrire une scintigraphie.
3. S'initier à la sémiologie scintigraphique.

## Pré-requis :

- Radioactivité
- Interaction avec la matière
- Détecteurs
- Tomodensitométrie

## INTRODUCTION :

La médecine nucléaire couvre le champ d'une pratique médicale utilisant les ressources de la science physique, ses machines et ses produits nucléaire (relatif au noyau de l'atome) pour agir dans un but à la fois diagnostique et thérapeutique.

## 1. PRINCIPES DE BASE DE LA MEDECINE NUCLEAIRE

### 1.1. OBJECTIFS DE LA MEDECINE NUCLEAIRE

#### a. Objectifs diagnostiques

La médecine nucléaire se propose d'observer in-vivo le métabolisme d'un radio-isotope qui se dirige vers un tissu biologique ou un organe qu'elle reconnaît sélectivement. Il s'agit donc d'une technique visant à réaliser des «cartographies de radioactivité» représentatives de l'état de fonctionnement d'un organe. Ces cartographies appelées scintigraphies constituent donc une imagerie fonctionnelle, atraumatique, réalisée dans des conditions physiologiques. D'une certaine façon, on peut dire que l'imagerie scintigraphique est à la physiologie ce que la radiologie est à l'anatomie. Les doses de rayonnement absorbées lors de ces examens sont strictement anodines, y compris pour les plus petits enfants. On ne contre-indique ainsi ces examens, par principe, que chez la femme enceinte et lorsque le pronostic vital n'est pas engagé (en cas de suspicion d'embolie pulmonaire chez la femme enceinte, par exemple, la scintigraphie pulmonaire trouve une excellente indication, bien moins irradiante qu'une tomodensitométrie).

#### b. Objectifs thérapeutiques

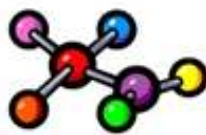
L'administration de certains radio-isotopes (émetteurs  $\beta^-$  en particulier) à des doses convenables permet d'assurer une irradiation sélective et prolongée au sein d'un tissu pathologique donné. On parlera alors d'irradiation métabolique interne (pathologies thyroïdienne, synoviorthèses, métastases...).

### 1.2. RADIOPHARMACEUTIQUE

La réalisation d'une scintigraphie nécessite d'administrer à un organe donné une certaine quantité de radioactivité sous la forme d'un radiopharmaceutique ou radiotraceur.

Le terme radiotraceur retransmet à la fois la notion de très faibles quantités de matière (traces) mise en œuvre et l'avantage permettant de suivre (à la trace) la distribution de la molécule dans l'organisme.

C'est un radionucléide utilisé à l'état élémentaire ou couplé à une molécule appelée traceur ou vecteur biologique dont le choix est basé sur la nature du rayonnement émis, de ses propriétés physiques, énergie et période, et de ses propriétés chimiques.



VECTEUR

+



MARQUEUR RADIOACTIF

→ RADIOPHARMACEUTIQUE

### a. Traceur ou vecteur

Un traceur est une molécule d'intérêt biologique appelée aussi vecteur biologique. Elle est non radioactive et a la propriété de se fixer de manière élective sur l'organe exploré sans perturber son métabolisme.

Exemple: figure 1

- Le **MDP** (méthylène diphosphate) qui se fixe sur le collagène des structures osseuses, permettant ainsi l'exploration de l'os.
- Le **MAG3**: (Mercaptoacétyltriglycine) qui est un vecteur rénal, ce qui permet d'estimer la répartition fonctionnelle, d'étudier le transit intra tubulaire de chaque rein et d'évaluer de la vidange des cavités pyélo-calicielles.
- La **MIBG** (meta-iodo-Bebzylguanidine) qui se fixe sur les récepteurs adrénergiques de la médullosurrénale, ce qui permet de détecter les tumeurs surrénaliennes.

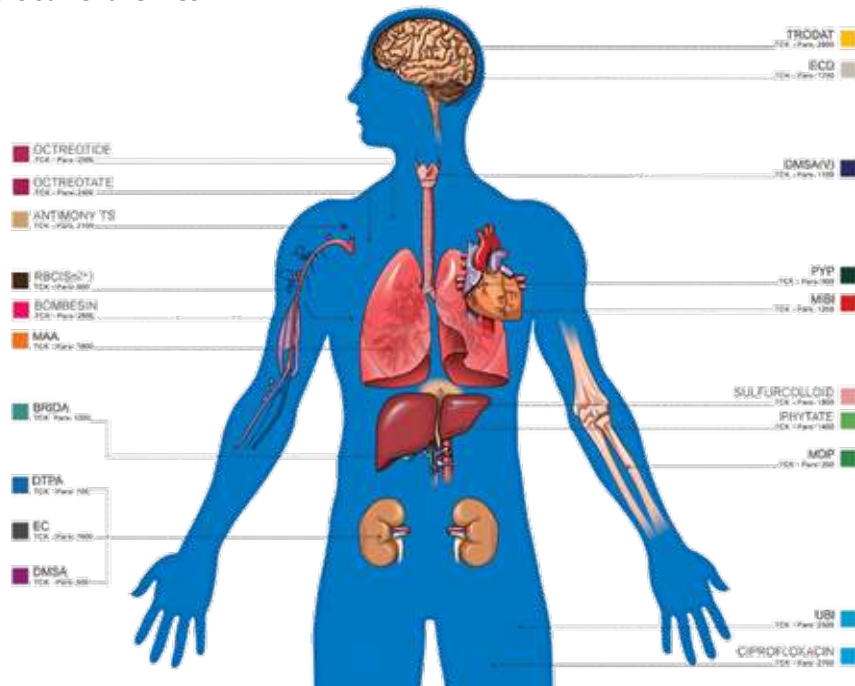


Figure 1 : L'organe à explorer détermine le choix du vecteur

### b. Marqueur :

C'est un isotope radioactif qui, couplé au traceur, permet sa détection dans l'organisme grâce au rayonnement gamma émis.

L'isotope le plus utilisé en imagerie en médecine nucléaire est Le technétium 99 métastable ( $Tc^{99m}$ )

$Tc^{99m}$  = marqueur émetteur gamma pur avec une Energie de 140 Kev adaptée aux détecteurs utilisés. Il est disponible sous forme de Générateur Molybdène-  $Tc^{99m}$  permettant une utilisation quotidienne.

### c. Différents types de radiotraceurs :

Le radiotraceur est disponible sous différents types :

- \* Le marqueur se comporte comme un traceur  $^{123}I$ ,  $^{131}I$  : l'exploration de la glande thyroïde.

- \* Le marqueur est associé à un vecteur non biologique : C'est le cas de la majorité des radiopharmaceutiques utilisés :  $MDP-Tc^{99m}$ ,  $MAG3-Tc^{99m}$ , ....

- \* Le marqueur est associé à un vecteur biologique :

$Tc^{99m}$  et GR : recherche de saignement occulte

$Tc^{99m}$  et PNN : recherche d'infections bactériennes

Ces radiotraceurs sont administrés par voie intraveineuse (voie la plus fréquente), voie orale, voie inhalatrice.....

### d. Production des radiotraceurs

Les radiotraceurs sont produits au sein:

- \* Des générateurs de radionucléides:  $Mo^{99} \longrightarrow Tc^{99m} + \beta^- + \nu$

- \* Des réacteurs nucléaires (Fission nucléaire ou Capture de neutrons):  $I^{131}$ ,  $Cs^{137}$

- \* D'un Cyclotron (accélérateur circulaire): Bombardement avec des particules chargées :  $I^{123}$ ,  $F^{18}$ ,  $In^{111}$ ,  $Ga^{67}$



### 1.3. DETECTION :

Pour produire une scintigraphie, on utilise un gamma caméra. La gamma caméra sert à l'acquisition des images à partir des rayons gamma émis par le produit radioactif afin de suivre leur distribution provenant de la zone explorée.

La quasi-totalité des organes peuvent être explorés par cette technique non invasive.

#### a. La Gamma caméra classique : (figures 2- 6)

Une gamma caméra classique (de type ANGER) comporte :

\* **une tête de détection** : elle est formée de :

- Un collimateur : c'est le premier composant de la chaîne de détection. Il est situé en avant de scintillateur bloc de plomb ou de tungstène percés de canaux permettant de diriger les photons émis et d'en sélectionner que ceux qui sont parallèles à ces canaux et d'éliminer les autres par absorption.

Il y'a 3 types de collimateur qui dépendent de l'énergie du radiotraceur : basse ( $Tc^{99m}$ ), moyenne ( $In^{111}$ ) et haute ( $I^{131}$ ).

Pour les petites structures (thyroïde, mains ...) on utilise un collimateur sténopé : le pinhole qui donne une image agrandie, fine et renversée.

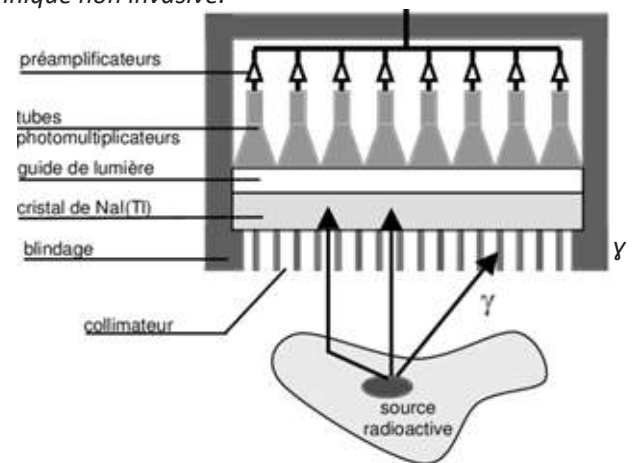


Figure 2 : Éléments composant une tête de détection de gamma-caméra.

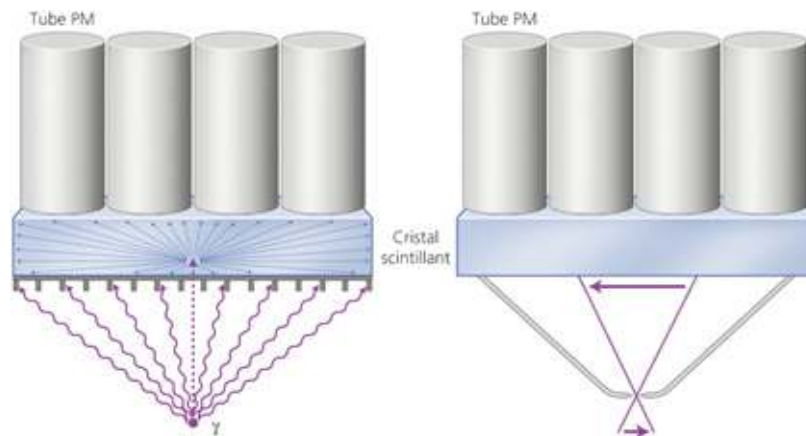
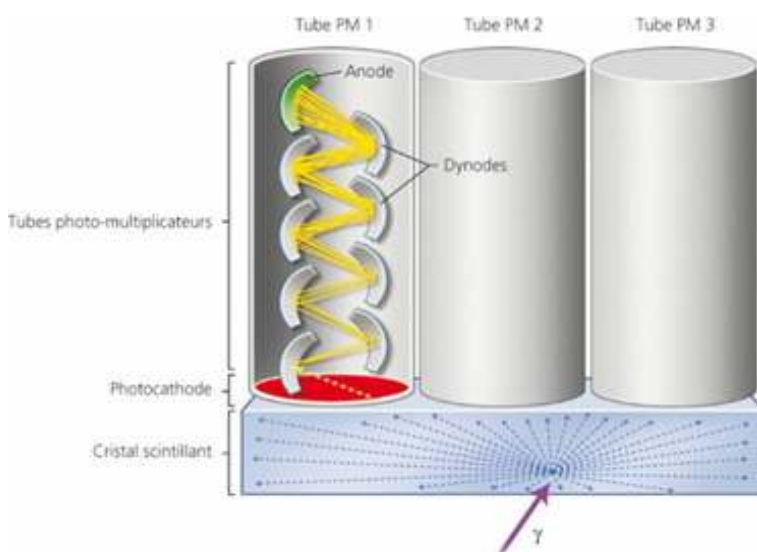


Figure 3: Collimateurs parallèle (gauche) et pinhole (droite)

- Un cristal scintillateur : de grand champ. C'est un cristal de  $[NaI(Tl)]$  qui a pour rôle de recueillir les photons  $\gamma$  ayant traversé le collimateur et de les transformer en rayons lumineux

- Un guide de lumière

- Un ensemble de photomultiplicateurs : ils assurent l'amplification et la transformation du signal lumineux en signal électrique.



- Un système électronique comprenant :

• **Un circuit de positionnement** : permet d'affecter à chaque signal électrique reçu ces coordonnées (x et y) correspondant à la position du rayon qui lui a donné naissance, c'est-à-dire le lieu de son interaction au sein du cristal.

• **Une spectrométrie**

- La console : reliée à la tête de détection. Elle permet de visualiser l'image scintigraphique sur un écran d'oscilloscopie.

- Un système informatique : les signaux analogiques (impulsionnels) peuvent être convertis en données numériques par un convertisseur analogique digital (CAD) ou numérique (CAN). L'image obtenue sur l'écran est présentée par une matrice (ensemble de pixels). Chaque pixel est affecté par un nombre proportionnel à l'activité

Figure 4: Détection des photons  $\gamma$  par un cristal scintillant couplé à des tubes PM

enregistrée dans la zone élémentaire correspondante. Pour la visualisation, on affecte à chaque pixel une tonalité dans une échelle de gris ou de couleur.

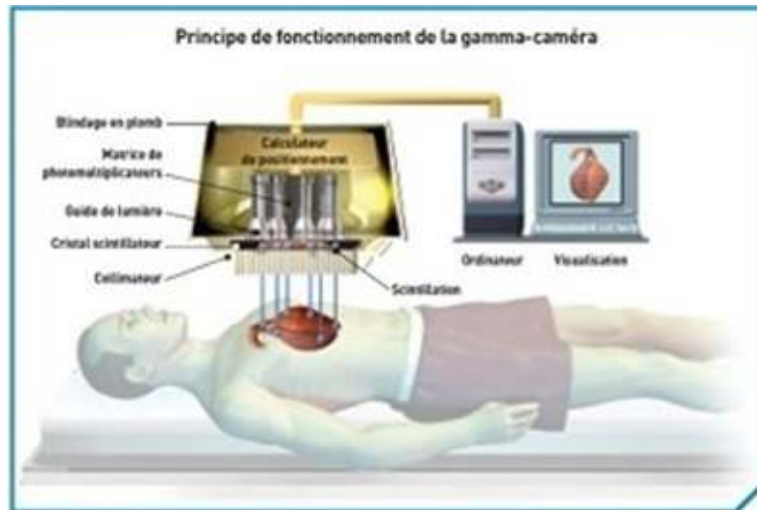


Figure 5 : gamma caméra classique



Figure 6 : gamma caméra double tête

#### b. La tomographie par émission de photons (TEMP) (figure 7)

La tomographie par émission de photons (TEMP), ou SPECT en anglais consiste à déterminer la distribution topographique des rayonnements gamma émis par l'organe exploré et à obtenir des images en coupes, après administration d'un radio-pharmaceutique.

##### \* Principe :

La gamma caméra enregistre des rayons gamma émis par le patient depuis plusieurs angles différents grâce à un bâti permettant de la faire tourner autour du patient. Ces données de projection sont utilisées pour reconstruire des images. Les images TEMP produisent des images en 3D 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. Elle est indiquée comme complément d'une étude nucléaire. Les images sont par la suite traitées pour obtenir une série de coupes tomographiques dans n'importe quelle direction (sagittale, frontale, transversale..).

##### \* Avantages par rapport à la scintigraphie planaire :

- Etude précise d'un volume de distribution radioactive avec une meilleure localisation et résolution spatiale
- Elle peut analyser des images scintigraphiques à faible contraste en se dégageant des superpositions indésirables.

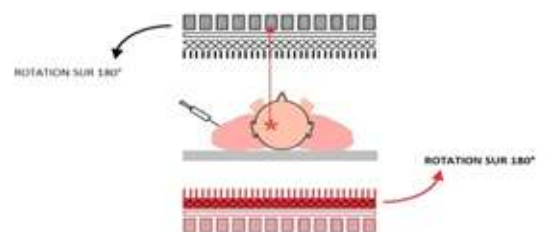


Figure 7 : Tomographie d'émission monophotonique (TEMP) ou Tomoscintigraphie

## 1.4. FORMATION DE L'IMAGE

L'objectif est de représenter sous la forme d'une image numérique la distribution de la radioactivité présente au sein d'un organe.

### a. Spectrométrie :

Elle permet de sélectionner les impulsions électriques provenant des rayons ayant interagi par effet photoélectrique (EPE) et donc d'éliminer les rayons diffusés ayant interagi par effet Compton (EC)

### b. Artefacts d'acquisition :

Réponse impulsionnelle de la gamma caméra : déconvolution logicielle.

Auto-atténuation : correction à l'aide d'une image d'atténuation.

Diffusion : Collimateur, spectrométrie et acquisition en fenêtres multiples.

### c. Modes d'acquisition :

Elles peuvent être selon le l'indication des acquisitions statiques, dynamique, balayage corps-entier ou Tomographie.

### d. Le traitement d'image

Ce qui permet :

- \* L'analyse de régions d'intérêt : comparaison.
- \* L'étude des courbes d'évolution temporelle et la quantification de cinétiques.
- \* La reconstruction tomographique et la visualisation 3D et 4D.

## 1.5. DOSIMETRIE

Rappelons que la dose efficace est une valeur synthétique qui permet de comparer les risques encourus par un patient lorsqu'il est susceptible de subir diverses explorations (isotopique ou radiologique). Cette grandeur est cumulative (elle s'ajoute lorsqu'un patient subit deux examens différents).

Exemples :

Type de scintigraphie	Dose administrée (MBq )	Dose équivalente Corps Entier (mSv)
* Osseuse au Tc-HMDP	666	3,7
* Thyroïde au Tc	148	1,8
* Rénale au DMSA	55,5	0,5
au MAG 3	55,5	4

Nous rappelons que la dose efficace corps-entier délivrée en moyenne par irradiation naturelle s'élève en France à 2,4 mSv / an. En résumé, un examen de médecine nucléaire entraîne l'administration d'une dose équivalente en moyenne de 0,3 à 6 mSv, soit l'équivalent d'un mois à 2 ans d'irradiation naturelle.

## 2. GAMMA CAMERA HYBRIDE TEMP-TDM

Les nouvelles caméras de médecine nucléaire combinent un système de détection des photons  $\gamma$  et une TDM : ce sont des appareils hybrides « gamma-caméra-TDM » dont l'intérêt est double :

• Ils permettent de combiner les données fonctionnelles de la médecine nucléaire (tomoscintigraphie) aux données morphologiques de la TDM. Les images fonctionnelles (représentées en couleur) et les images morphologiques (représentées en noir et blanc) sont fusionnées, permettant une localisation anatomique précise des sites de fixation scintigraphique. (Figure 9)

• La TDM permet en outre de corriger les images de médecine nucléaire de l'atténuation des photons. Les photons  $\gamma$  sont en effet atténués par diffusion Compton par effet photoélectrique, ce phénomène étant d'autant plus important que les photons sont émis dans des régions profondes. Pour éviter de sous-estimer la fixation de ces régions, il faut corriger l'activité mesurée en chaque point du corps en estimant l'atténuation des photons  $\gamma$  émis depuis ce point. Or la TDM, par construction, représente l'atténuation des photons X en chaque point du corps. On peut facilement extrapoler l'atténuation des photons  $\gamma$  et effectuer une correction d'atténuation des images de tomoscintigraphie.

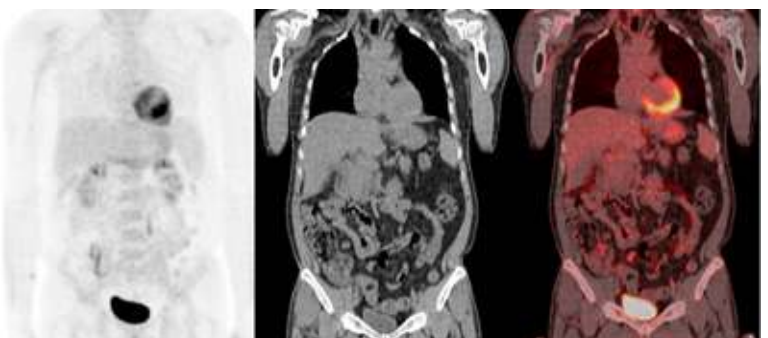


Figure 9 : Acquisition sur caméra hybride TEMP-TDM

### 3. EXEMPLES DE DIAGNOSTIC FONCTIONNEL ISOTOPIQUE :

#### \* Pathologie thyroïdienne (figure 10)

- Vecteur : *Pertechnétate Tc O<sub>4</sub>- / <sup>123</sup>I / <sup>131</sup>I*
- Marqueur : *Identique au vecteur.*
- Principe : *Le technétium est capté par la thyroïde suivant le même mécanisme actif que l'iode, mais il n'est pas métabolisé. L'iode 123 ou 131 permet en plus de visualiser l'organification des iodures.*
- L'acquisition se fait en mode statique , face antérieure
- Indications principales : *Exploration d'une hyperthyroïdie, d'une ectopie ou agénésie thyroïdienne; d'une dyshormonogénèse*

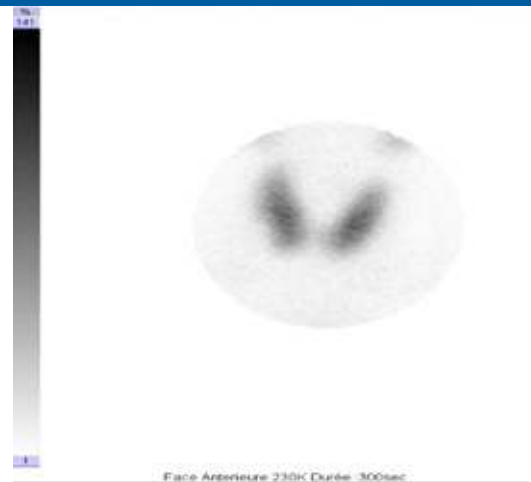


Figure 10 : scintigraphie thyroïdienne normale faite par un collimateur pinhole

#### \* Pathologie parathyroïdienne (figure 11)

- Vecteur : *MIBI (méthoxy isobutyl isonitrile).*
- Marqueur : *<sup>99m</sup>Tc*
- Principe : *Le MIBI se fixe initialement sur le tissu thyroïdien et parathyroïdien, mais présente une clairance thyroïdienne plus rapide (le MIBI est séquestré dans les mitochondries des parathyroïdes).*
- L'acquisition se fait en mode statique, face antérieure à différents délais de l'injection complétée par des acquisitions TEMP couplée au scanner
- Indications : *Recherche d'adénome, d'hyperplasie/d'ectopie parathyroïdienne*

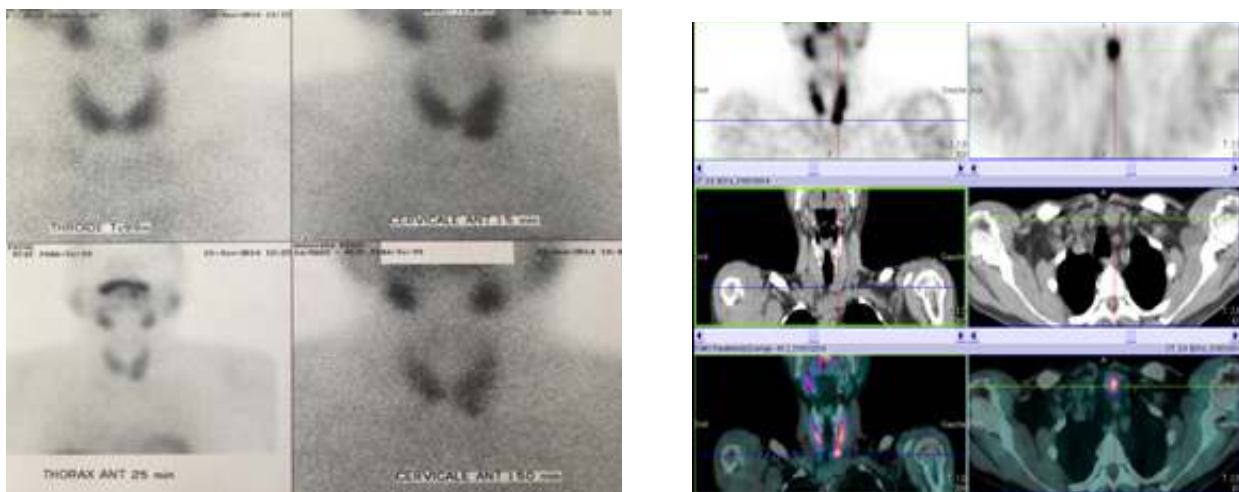


Figure 11 : scintigraphie parathyroïdienne (images statiques planaires complétée par une TEMP/TDM montrant un adénome parathyroïdien inféro-postérieur gauche)

#### \* uro-néphrologie nucléaire (figure 12)

- Vecteurs : *3 sont classiquement utilisés à ce jour :*
  - Le DMSA : *acide dimercapto-succinique.*
  - Le DTPA : *acide diéthylène-triamino-penta-acétique.*
  - Le MAG 3 : *mercapto-acetyl-triglycine.*
- Marqueur : *<sup>99m</sup>Tc*
- Principe :
  - DMSA : *Captation tubulaire proximale sans excrétion significative. L'intensité de la captation est un reflet de la masse fonctionnelle corticale droite et gauche.*
  - DTPA : *Filtration glomérulaire puis excrétion*
  - MAG 3 : *Extraction tubulaire puis sécrétion vers la lumière urinaire.*

Ces deux derniers vecteurs permettent d'analyser une phase angiographique (cinétique de l'arrivée de l'embolo radioactive au niveau des reins) et une phase d'excrétion.

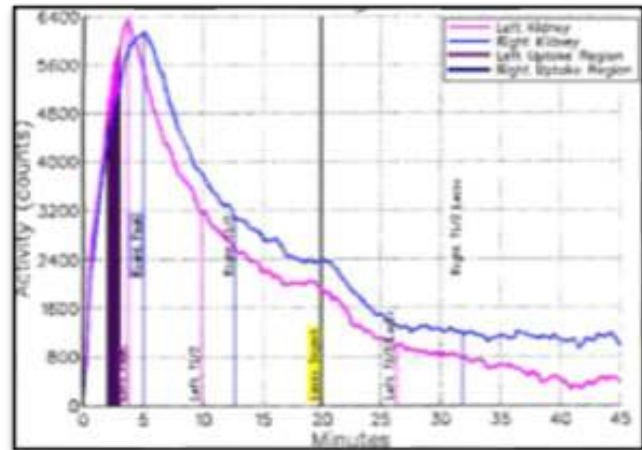
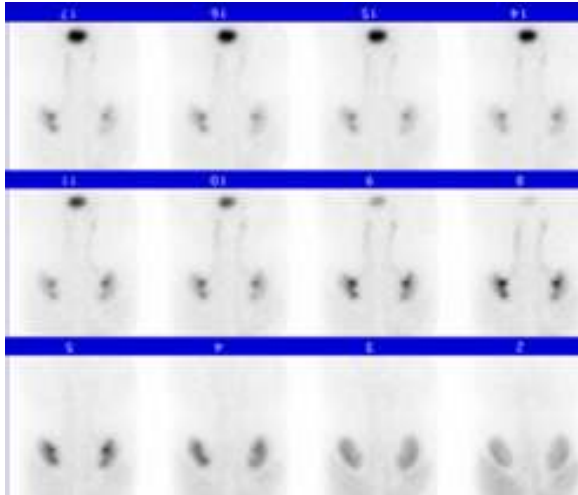
Ces 3 marqueurs permettent aussi l'estimation relative de la masse fonctionnelle.

- L'acquisition pour le DTPA et le MAG 3 se fait en mode dynamique, en face postérieure (+/- antérieure) et pour le DMSA, elle se fait en mode statique selon différentes incidences.



- Principales indications :

- Diagnostic de pyélonéphrite aiguë (DMSA)
- Evaluation des fonctions rénales séparées (DMSA ou MAG3)
- Syndrome de jonction pyélo-urétérale et méga-uretère (MAG3)
- Etiologie d'une insuffisance rénale (MAG3)
- Suivi précoce d'une greffe rénale (MAG3)
- Recherche d'une origine rénovasculaire d'une HTA (MAG3 ou DTPA).



**Figure 12 : scintigraphie rénale au Mag3 montrant une perfusion, une captation et une élimination normales sur les images séquentielles et sur le néphrogramme isotopique.**

**\* Explorations osseuses (figures 13, 14)**

- Vecteur : Diphosphonate.

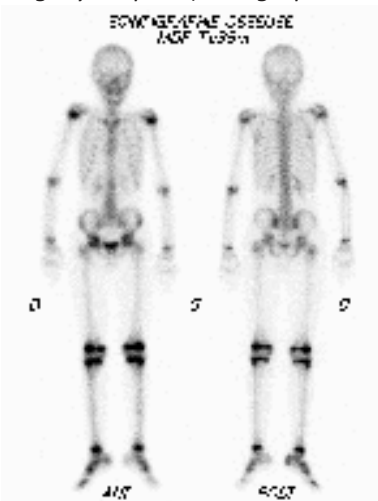
- Marqueur : Technétium  $^{99m}\text{Tc}$

- Principe : Les diphosphonates ont une très forte affinité pour le cristal osseux. Il s'en suit une hyperfixation non spécifique, précoce, secondaire à toute agression osseuse (traumatique, tumorale, vasculaire ou infectieuse). La connaissance du contexte radio-clinique est donc indispensable à l'interprétation.

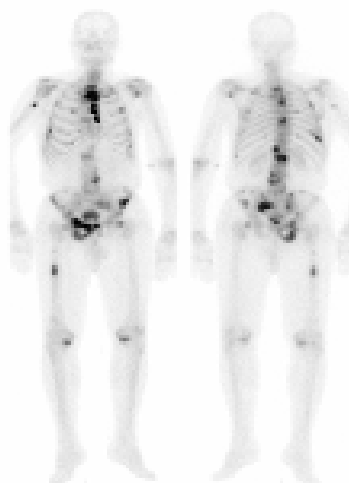
- Les acquisitions comportent des balayages corps entier en face antérieure et postérieure complétées si besoin par des acquisitions statiques.

- Indications principales :

- Pathologie néoplasique (métastases de cancer ostéophile, cancer primitif osseux)
- Infection et inflammation
- Fissure osseuse et traumatismes
- Descellement de prothèse
- Algodystrophie (scintigraphie osseuse en trois temps).....



**Figure 13: scintigraphie osseuse normale**



**Figure 14 : scintigraphie osseuse montrant des hyperfixations multiples et diffuses en rapport avec des métastases osseuses**

## 4. RADIOTHERAPIE METABOLIQUE

*Les effets ionisants des rayonnements peuvent tout naturellement servir à la thérapie par destruction des cellules anormales. Quand un radionucléide est fixé à une substance qui préfère se concentrer dans un certain type de cellules, il détruira ces mêmes cellules. C'est le principe simplifié de la radiothérapie interne vectorisée.*

*La propriété d'un radiopharmaceutique à se concentrer dans un tissu ou un organe particulier, sa spécificité, est due non seulement au marqueur (notamment le  $\beta^-$ ) mais aussi à la qualité du vecteur.*

*La radiothérapie métabolique fonctionne sur le même principe qu'un examen isotopique. Elle consiste à injecter un produit radioactif qui va se fixer de manière spécifique sur les cellules et «aimer», diriger les rayons sur ces mêmes cellules.*

### **Exemples :**

*\* Iode 131 : destruction des cellules thyroïdiennes hyperfonctionnelles dans l'hyperthyroïdie ou cancéreuses dans les cancers thyroïdiens différenciés.*

*\* Samarium 153Sm : traitement palliatif des métastases osseuses douloureuses (effet antalgique).*

*\* Yttrium 90Y ou Rhénium 186Re : pour traiter les arthropathies dégénératives rebelles au traitement conventionnel (synoviorthèses).*



## IMAGERIE HYBRIDE MULTIMODALE (TEMP-TDM/SPECT-CT)

*L'acquisition par le service de Médecine Nucléaire du Centre de Lutte contre le Cancer de Tunis, l'Institut Salah Azaiez, d'un appareil d'imagerie hybride (TEMP –TDM Symbia T2) qui combine une gamma camera pour les scintigraphies et un scanner intégré pour les coupes constitue une évolution dans les explorations carcinologiques par le couplage de ces deux techniques qui améliore la précision de localisation des lésions tumorales. La scintigraphie, technique d'imagerie fonctionnelle, permet d'étudier le fonctionnement des organes grâce à la détection externe d'un traceur radio-pharmaceutique préalablement administré au patient (par inhalation, injection ou ingestion). Les désintégrations des atomes radioactifs du produit radiopharmaceutique vont permettre d'obtenir des images caractérisant des processus biochimiques et physiopathologiques. Le scanner apporte une information anatomique.*

*Aujourd'hui, ses applications dépassent le champ de la cancérologie. Utilisé également en rhumatologie ou pour des pathologies traumatiques, il permet d'augmenter les performances du scanner en facilitant la détection de certaines lésions de faible taille. En réalisant deux examens en un, un grand nombre de patients évite le recours à d'autres explorations.*



## EVALUATION FORMATIVE

**Test 1 :** Sachant que la glande thyroïde présente une affinité particulière pour l'iode et pour le Technétium, quel corps doit-on utiliser préférentiellement pour réaliser une scintigraphie thyroïdienne ? Pourquoi ?

On donne :  $^{99m}\text{Tc}$  :  $T = 6h$  émetteur  $\gamma$  pur

$^{123}\text{I}$  :  $T = 13h$   $\text{CE} + \gamma$

$^{125}\text{I}$  :  $T = 60j$   $\text{CE} + \gamma$

$^{131}\text{I}$  :  $T = 8,04j$   $\beta^- + \gamma$

**Test 2 :** Indiquer la réponse juste

La tomographie par émission  $\gamma$  :

A - est réalisée à l'aide d'émetteur  $\gamma$

B - est réalisée avec une caméra tournante

C - nécessite la proximité d'un cyclotron

D - fournit des images selon un seul plan de coupe

E - donne une image en 2D

**Test 3 :** Définir le radiopharmaceutique. Citer les différentes applications de la médecine nucléaire. Donner à chaque fois le type d'émetteur utilisé avec un exemple.

**Test 4 :** Décrire en 20 mots, le principe de la réalisation d'une scintigraphie planaire bidimensionnelle.

**Test 5 :** Décrire en 20 mots, le principe de la réalisation d'une tomoscintigraphie.

# CHAPITRE 11 : TOMOGRAPHIE PAR ÉMISSION DE POSITONS (TEP)

## Les objectifs éducationnels

Au terme de son apprentissage, l'étudiant devra être capable de :

1. Définir le principe et la conséquence de l'émission de positron.
2. Expliquer le principe de la détection en coïncidence.
3. Décrire les différents types de détection en coïncidence.
4. Définir le fonctionnement des détecteurs TEP.
5. Citer les avantages de la TEP-TDM.
6. Expliquer la pharmacocinétique du  $^{18}\text{F}$ FDG.
7. Décrire le déroulement d'un examen TEP-TDM au  $^{18}\text{F}$ FDG.
8. Enumérer les indications de la TEP au  $^{18}\text{F}$ FDG en oncologie.

## Connaissances préalables :

- Cours : « Interaction des rayonnements avec la matière.
- Cours : « Détecteurs des rayonnements ionisants ».
- Cours : « Scanner à Rayons X ».
- Cours : « Médecine Nucléaire ».

## 1. INTRODUCTION :

La tomographie par émission de positron (TEP) est une modalité d'imagerie fonctionnelle qui se différencie des systèmes d'imagerie morphologique tels que la Tomodensitométrie (TDM) ou l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) anatomique. Elle permet la détection in-vivo de la désintégration d'un radiotracer émetteur de positons dans l'organisme. Ce radiotracer est généralement constitué de l'association d'une molécule vectrice et d'un isotope radioactif (radionucléide).

La molécule vectrice est choisie pour son tropisme particulier pour un organe, une fonction physiologique ou une pathologie. Après incorporation du radionucléide sur la molécule vectrice, on obtient une molécule radiomarquée appelée radiopharmaceutique.

Développée dans les années 70 pour l'étude du cerveau et du cœur la TEP est aujourd'hui principalement indiquée en cancérologie et le radiopharmaceutique le plus utilisée est le Fluorodeoxyglucose marqué au fluor 18 ( $^{18}\text{F}$ FDG).

Depuis l'an 2000, les caméras TEP nouvelle génération sont couplées à un scanner X (caméra hybride TEP-TDM) permettant l'acquisition des deux signaux au cours du même examen, augmentant ainsi la précision diagnostique.

## 2. PRINCIPE ET FONCTIONNEMENT DE LA TOMOGRAPHIE PAR EMISSION DE POSITONS

### 2.1. LES EMETTEURS DE POSITON : PRINCIPES PHYSIQUES

Lorsqu'un noyau instable possède un excès de protons ils peut se désintégrer de deux manières: soit par émission de positon selon la désintégration élémentaire suivante :  $p \rightarrow n + \beta^+ + \nu$

Avec  $p$  correspondant à un proton,  $n$  à un neutron,  $\beta^+$  à un positon, antiparticule de l'électron, de masse égale à celle d'un électron mais de charge opposée et  $\nu$  à un neutrino, particule élémentaire de charge électrique nulle et de masse négligeable. Appliquée au fluor 18 ( $^{18}\text{F}$ ) élément instable de nombre de masse  $A=18$  et de numéro atomique  $Z=9$ , la désintégration s'écrit :  $^{18}_{9}\text{F} \rightarrow ^{18}_{8}\text{O} + \beta^+ + \nu$

Isotopes	$E_{\max} \beta^+$ (Mev)	$R_{\text{moy}}$ dans l'eau (mm)	Période (min)
$^{11}\text{C}$	0.96	0.9	20
$^{15}\text{O}$	1.73	2.4	2
$^{18}\text{F}$	0.64	0.6	110
$^{64}\text{Cu}$	0.65	0.7	762
$^{68}\text{Ga}$	1.90	2.8	68

Tableau I : Caractéristiques physiques des principaux isotopes émetteurs de  $\beta^+$ ;

$E_{\max} \beta^+$  = Energie maximale de l'émission  $\beta^+$ ,  $R_{\text{moy}}$  = libre parcours moyen

### a. Réaction d'annihilation :

Une fois émis, le positon parcourt quelques millimètres dans les tissus, au cours desquels il perd toute son énergie cinétique par suite de collisions avec les électrons du milieu.. Quand le positon est au repos, il se recombine avec un électron du milieu, de charge opposée. La paire électron / positon ainsi formée va alors s'annihiler et produire simultanément 2 photons gamma ( $\gamma$ ) de 511 keV émis dans des directions quasiment opposées avec un angle de  $180 \pm 0.5^\circ$  (figure 1).

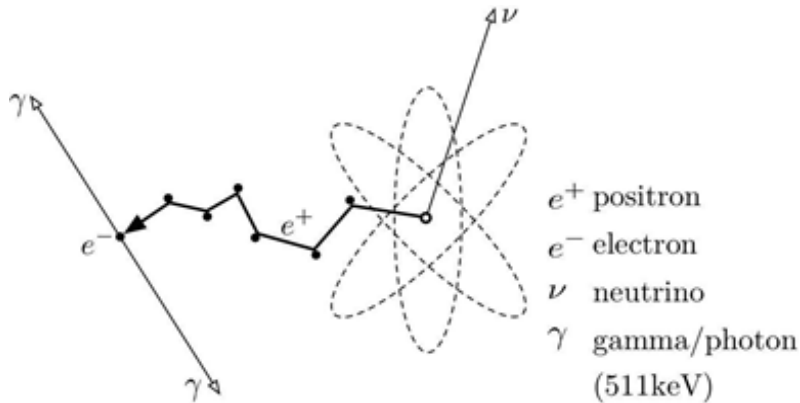


Figure 1: Désintégration et annihilation du positon

### b. Parcours des photons dans les tissus :

Les 2 photons gamma de 511 keV émis lors de la réaction d'annihilation se propagent dans la matière. Environ 40% de ces photons s'échappent du corps humain sans avoir interagi. Les autres photons interagissent dans les tissus selon deux effets principaux : L'effet photoélectrique et L'effet Compton.

## 2.2. CARACTERISTIQUES DES DETECTEURS DE LA TEP

### a. Principes de la détection des photons coïncidents

L'annihilation du positon se caractérise par l'émission de deux photons gamma de 511 keV dans des directions opposées. Cette propriété est utilisée par la TEP pour déterminer le site de l'annihilation au moyen de deux détecteurs qui détectent quasi simultanément les deux photons opposés. Notant que l'information mesurée correspond au lieu d'annihilation et non à celui de l'émission du positon.

L'appariement des paires de photons détectés par l'électronique de détection (circuit de coïncidence) du système TEP peut correspondre à plusieurs types de coïncidences (fig2).

Les coïncidences vraies : Elles correspondent à la détection de 2 photons de 511keV provenant d'une même annihilation et qui sont détectés à  $180^\circ$  l'un de l'autre de façon quasi simultanée

Les coïncidences fortuites : Elles correspondent à l'enregistrement de deux photons issus de deux annihilations différentes mais qui arrivent simultanément sur des détecteurs opposés. Le taux de coïncidences fortuites dépend de la taille de la fenêtre temporelle et croît comme le carré de la radioactivité présente dans le champ de vue du système de détection.

Les coïncidences diffusées : Outre les coïncidences fortuites, les principales sources de biais et d'altération du rapport signal sur bruit de l'image proviennent de l'enregistrement de coïncidences diffusées. Dans ce cas, le (ou les) photon(s) d'annihilation change(nt) de direction après une ou plusieurs interactions Compton.

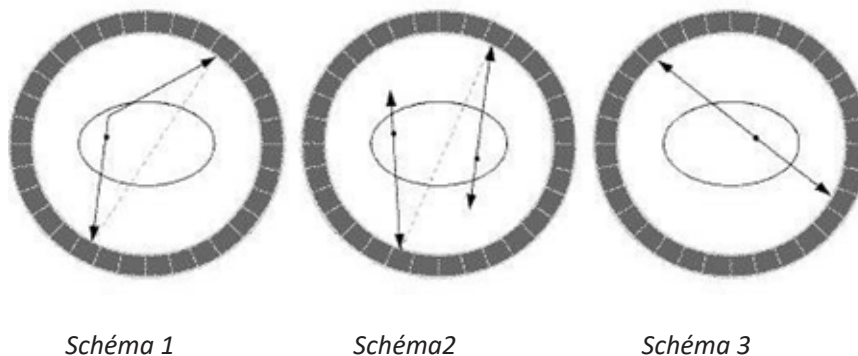


Figure 2 : Différents types de coïncidence : Schéma1--> Coïncidence diffusée. Schéma2 --> Coïncidence fortuite. Schéma 3 --> Coïncidence vraie.

L'électronique de détection des photons coïncidents doit pouvoir appairer correctement les photons issus de coïncidences vraies, déterminer le plus précisément le lieu de l'annihilation des 2 photons coïncidents dans le champ de vue de la TEP, tout en limitant la détection des coïncidences fortuites et diffusées. Pour cela, l'électronique de détection utilise une **fenêtre temporelle** et une **fenêtre en énergie**.

## b. Résolution temporelle et énergétique des détecteurs

Toute détection de photon enregistrée par le détecteur est individuellement analysée (énergie déposée par le photon et instant  $t$  de détection). Ces coïncidences sont détectées dans un intervalle de temps appelé de manière conventionnelle  $\tau$ , qui correspond à la fenêtre temporelle du système.

Les imperfections des résolutions énergétique et temporelle des détecteurs utilisés ont plusieurs conséquences :

- La détection de coïncidences diffusées et fortuites qui dégrade le rapport signal sur bruit de l'image et l'exactitude de la quantification de l'activité de la source.
- La détection des coïncidences vraies permet de définir les lignes de réponses (LDR) dans le champ de vision de la caméra TEP. Cependant, le lieu exact de l'annihilation sur cette ligne est inconnu.

## c. Le « temps de vol » en TEP

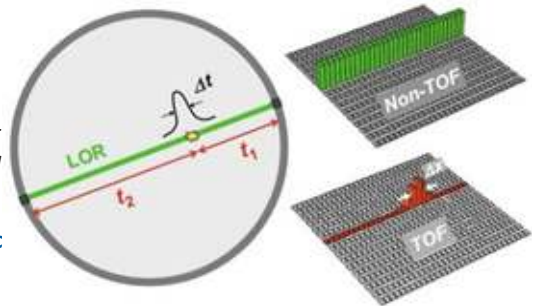
Le rapport signal sur bruit de l'image peut être amélioré si le lieu de l'annihilation du positon est localisé plus précisément sur la ligne de réponse en TEP. Ceci est possible grâce à l'information « temps de vol » des TEP de dernière génération.

Connaissant la vitesse de la lumière ( $c$ ) et le décalage entre les temps d'arrivée des 2 photons gamma sur les deux détecteurs ( $\Delta t = t_1 - t_2$ ), il est possible de réduire l'incertitude sur le lieu d'annihilation des photons sur la LDR, et ce d'autant plus précisément que la résolution temporelle du système TEP est élevée.

$$\Delta x = \frac{c \times \Delta t}{2}$$

Une précision temporelle ( $\tau$ ) de 500 ps, ce qui correspond à l'ordre de grandeur des systèmes TEP temps de vols actuels, permet de localiser le lieu d'annihilation du positon avec une précision  $\Delta x$  de 7,5 cm sur la LDR.

Figure 3: principe de la réduction de l'incertitude sur le lieu d'annihilation avec la mesure de temps de vol



## 2.3. FONCTIONNEMENT DES DETECTEURS TEP

Les systèmes TEP utilisés sont constitués d'une couronne de détecteurs élémentaires répartis en anneau autour du patient. Ces détecteurs sont composés de 2 éléments principaux : le **cristal scintillant** et le **photomultiplicateur**. Le cristal permet la détection des photons gamma : ils interagissent avec les électrons du cristal en cédant leur énergie et générant des scintillations. L'énergie lumineuse ainsi créée est ensuite dirigée vers le photomultiplicateur, qui la convertit en impulsion électrique mesurable.

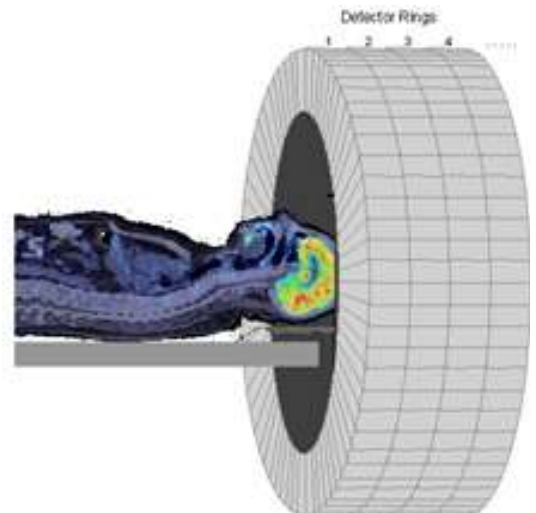
### a. Description du scintillateur

Le cristal scintillant idéal, c'est-à-dire le cristal qui permet d'obtenir à la fois une bonne résolution spatiale et une bonne efficacité de détection, doit posséder les propriétés suivantes :

- une densité et un coefficient d'atténuation linéaire élevés pour maximiser la probabilité que les photons de 511 keV.
- une photo-fraction élevée pour que le maximum de photons dépose la totalité de leur énergie par effet photoélectrique.
- La résolution en énergie du détecteur est important pour séparer les coïncidences vraies des coïncidences diffusées.

Comparativement au cristal utilisé dans les Gamma Caméra conventionnelles (le NaI(Tl)), les cristaux BGO, LSO et LYSO sont des cristaux de densité élevée, avec un fort pouvoir d'arrêt des photons de 511 KeV et sont utilisés dans les machines TEP.

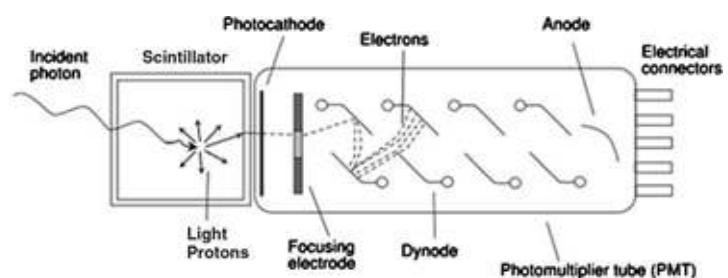
Figure 4 : Système TEP constitué d'une couronne de détecteurs élémentaires répartis en anneau autour du patient



### b. Les photo-multiplicateurs

Les photons de scintillations vont ensuite interagir avec un photomultiplicateur qui va amplifier et convertir ce signal lumineux en un signal électronique.

Figure 5 : Schéma du photo-détecteur standard en TEP, composé d'un photomultiplicateur couplé à un cristal scintillateur.





## 2.4. MODE D'ACQUISITION ET RECONSTRUCTION TOMOGRAPHIQUE

Les paires de photons détectées en coïncidence vont être reconstituées et stockées sous la forme d'un sinogramme. Un sinogramme contient tous les éléments de projection d'une coupe de l'objet. Les données de ces sinogrammes vont ensuite pouvoir être traitées afin d'obtenir une cartographie de la radioactivité au sein du volume étudié : c'est ce qu'on appelle la reconstruction tomographique. En imagerie TEP, les reconstructions itératives (par exemple la méthode OSEM) sont actuellement la référence.

## 2.5. CORRECTION DE L'ATTENUATION

Les photons gamma émis lors de l'annihilation subissent une atténuation dans la matière.. Afin de corriger cette atténuation (Figure 6), les TEP sont couplées à un scanner (TDM) dont le rayonnement X, détecté à sa sortie après avoir traversé les tissus, donne une cartographie précise des coefficients d'atténuation, variables en fonction des différents tissus traversés (os, graisse, air...). Il est alors possible de connaître pour chaque coupe, et, pour chaque point de cette coupe, l'atténuation qu'auront subi les photons lors de la réalisation des images d'émission TEP. L'apport de cette acquisition TDM permet en outre une **localisation anatomique** précise des lésions, aidant l'interprétation des images scintigraphiques. Le couplage TEP/TDM (Figure 7) est un outil intéressant en pratique clinique.

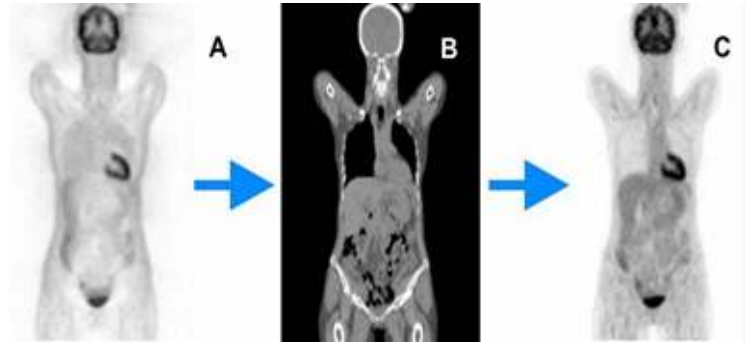


Figure 6 : images TEP non corrigée d'atténuation (A), image TDM pour calcul de la carte d'atténuation de l'image (B), image TEP corrigée de l'atténuation (C).

## 3. LE FLUORO-2-DEOXY-D-GLUCOSE MARQUE AU FLUOR 18 ( $^{18}\text{F}$ -FDG)

### 3.1. METABOLISME GLUCIDIQUE CELLULAIRE

#### a. Métabolisme glucidique des cellules normales

Le glucose est le principal substrat énergétique de l'organisme. Dans la cellule normale, il franchit la membrane cellulaire grâce à un transporteur spécifique dénommé GLUT (Glut 1, 2, 3,...13)

#### b. Métabolisme glucidique des cellules tumorales

L'augmentation de la glycolyse anaérobie dans la cellule tumorale a été décrite initialement par Warburg en 1924. En effet, le métabolisme glucidique des cellules tumorales est profondément perturbé, menant à une augmentation de la captation cellulaire du glucose, son hyperconsommation et la production de lactates. Cette reprogrammation du métabolisme glucidique n'est pas une propriété spécifique des cellules tumorales, mais reproduit les mécanismes physiologiques d'adaptation métabolique des tissus sains.

### 3.2. LE $^{18}\text{F}$ -FDG

Le  $^{18}\text{F}$ -FDG est un radiopharmaceutique émetteur de positons et un analogue du

2-déoxy-glucose. Il est utilisé en TEP pour étudier in vivo les premières étapes du métabolisme glucidique des cellules normales ou tumorales.

#### a. Structure chimique de la molécule de $^{18}\text{F}$ -FDG

Un atome de fluor radioactif est introduit en position 2 de la molécule de glucose en remplacement d'un groupement hydroxyle (figure 8).

**b. Pharmacocinétique:** Le  $^{18}\text{F}$ -FDG est un analogue du glucose et, comme lui, il pénètre dans la cellule par diffusion facilitée grâce aux transporteurs GLUT. Il est ensuite phosphorylé en  $^{18}\text{F}$ -FDG-6P par une hexokinase.

Figure 9: Transport et métabolisme du  $^{18}\text{F}$ -FDG dans une cellule normale et cancéreuse



Figure 7 : Machine hybride TEP-TDM

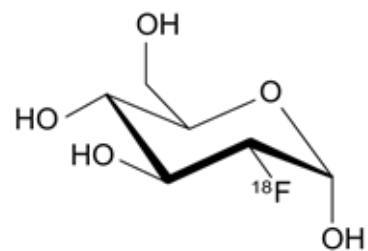
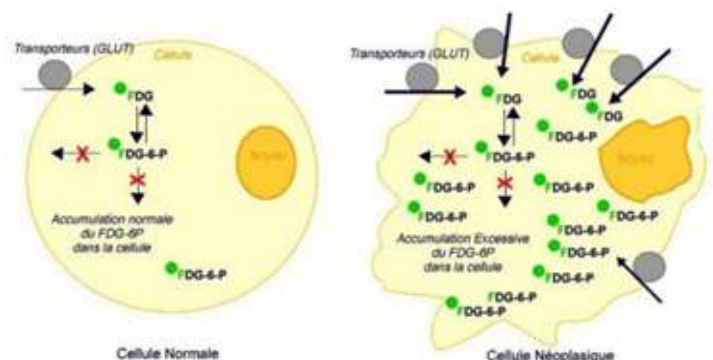


Figure 8 : structure chimique de la molécule de  $^{18}\text{F}$ -FDG





Celui-ci n'étant ni métabolisé, ni déphosphorylé, il est bloqué dans la cellule et s'y accumule.

Ce phénomène se produit dans la cellule normale mais est nettement plus marqué dans la cellule tumorale (Figure 9).

Le  $^{18}\text{F}$ -FDG s'accumule naturellement dans différents tissus : le cerveau (substance grise), les reins et la vessie en raison de l'élimination urinaire du radiotraceur. Une concentration plus modérée est observée dans le foie et l'intestin. Il existe également une accumulation dans les muscles striés et lisses, les glandes lacrymales, le nasopharynx ou encore la moelle hématopoïétique (Figure 10). Sur le myocarde, la fixation est plus variable, elle est fonction de l'état métabolique du patient.

Figure 10 : Image TEP : répartition physiologique du  $^{18}\text{F}$ -FDG dans l'organisme.



#### 4. COMMENT SE DEROULE UN EXAMEN TEP-TDM AU 18FDG ?

L'examen se déroule en deux temps. A son arrivée, le patient (étant à jeun depuis au moins 6 heures, bien hydraté et sa glycémie  $< 7,5$  mmol/l) est installé sur un lit et doit se reposer pendant 45 à 60 min. Le technicien injecte en IVD, une activité de 18FDG calculée en fonction du poids du patient. Ensuite, il se repose au calme encore durant une heure. Ce temps permet au produit de bien se répartir dans l'organisme et d'être capté par les tissus cancéreux. Enfin, on réalise l'examen TEP-TDM au  $^{18}\text{F}$ FDG après avoir installé le patient sur un lit de la machine qui se déplace à l'intérieur d'un anneau de détecteurs TEP puis le scanner à rayon X.

On obtient ainsi une imagerie hybride TEP-TDM du corps entier : fusion entre les images métaboliques de la TEP et les images morphologiques du TDM. L'enregistrement des images dure de 15 à 30 minutes selon les machines. Au total, le patient doit prévoir de rester dans le service environ 3 heures pour l'ensemble de l'examen

**Contre indications et précautions :** En raison de l'activité des radionucléides injectés, cet examen est contre indiqué chez la femme enceinte. En cas d'allaitement, il faut suspendre provisoirement l'allaitement pendant au moins 12 heures après l'injection du radiopharmaceutique et le lait produit pendant cette période doit être éliminé. De même les contacts avec les jeunes enfants et les femmes enceintes sont à éviter pendant la journée de l'examen.

#### 5. APPLICATIONS CLINIQUES DE LA TEP AU $^{18}\text{F}$ FDG :

Les applications cliniques du  $^{18}\text{F}$ FDG sont multiples et intéressent plusieurs domaines médicaux, mais l'oncologie reste de loin le domaine où le  $^{18}\text{F}$ FDG est le plus utilisé.

##### 5.1. ONCOLOGIE :

Le  $^{18}\text{F}$ FDG présente un intérêt majeur en cancérologie. Sa polyvalence permet de détecter du tissu tumoral en reflétant la viabilité cellulaire, l'index de prolifération, l'augmentation du métabolisme énergétique et l'inflammation péri tumorale. Ses indications dans ce domaine sont réactualisées en fonction des données des études cliniques et précisées dans des standards, options et recommandations (SOR).

Les principales indications de la TEP au  $^{18}\text{F}$ FDG sont :

- \* la caractérisation d'une masse tumorale suspecte de néoplasie
- \* l'évaluation du stade d'un cancer primitif avant décision thérapeutique
- \* la recherche de récurrence, en cas de signe clinique, des images douteuses sur l'imagerie conventionnelle/ou par l'élévation d'un marqueur tumoral.
- \* l'évaluation précoce ou en fin du traitement de l'efficacité thérapeutique

Ces indications concernent essentiellement les lymphomes, les cancers broncho-pulmonaires, les cancers gynécologiques, les cancers digestifs...

##### 5.2. NEUROLOGIE :

Des études ont démontré l'efficacité de la TEP au  $^{18}\text{F}$ FDG pour le diagnostic de pathologies cérébrales, en particulier les tumeurs, la maladie d'Alzheimer et certaines formes d'épilepsie. La consommation du glucose est reconnue comme un indicateur de la fonction cérébrale. La TEP mesure la quantité de  $^{18}\text{F}$ FDG accumulée dans les neurones. Elle permet de mettre en évidence une diminution focale du métabolisme cérébral, considéré comme un élément d'orientation.

##### 5.3. CARDIOLOGIE :

la TEP au  $^{18}\text{F}$ FDG est indiquée dans la recherche de viabilité myocardique dans l'insuffisance cardiaque post infarctus. Le  $^{18}\text{F}$ FDG peut également être utilisé pour détecter une augmentation de l'activité métabolique associée aux atteintes inflammatoires du myocarde, aux infections cardiovasculaires, et aux tumeurs cardiaques primitives.

## EVALUATION FORMATIVE

**Test 1 : Citez sans les décrire les six étapes de la réalisation d'une tomographie par émission de positrons.**

---

---

---

---

**Test 2 : La tomographie par émission de positrons :**

- A - est réalisée à l'aide de radiopharmaceutiques émetteur gamma
- B - est réalisée avec une caméra tournante
- C - nécessite la proximité d'un cyclotron
- D - fournit des images selon un seul plan de coupe
- E - est réalisée à l'aide de radiopharmaceutiques émetteur de positrons

---

**Test 3 : Concernant le 18FDG utilisé pour la réalisation d'une Tomographie par Emission de Positron :**

- A- La production du 18FDG nécessite un cyclotron
- B- Le patient doit avoir une glycémie élevée avant l'injection du 18FDG.
- C- Le cerveau fixe le 18FDG d'une manière élective et constante
- D- Les cancers fixent davantage le 18FDG que les tumeurs bénignes
- E- Les tumeurs bénignes fixent davantage le 18FDG que les tumeurs malignes

---

**Test 4 : Lors de l'effet de matérialisation,.**

- A- Le photon incident se matérialise en donnant naissance à un électron et un neutron.
- B- Le photon incident se matérialise en donnant naissance à un électron et un proton.
- C- Le photon incident se matérialise en donnant naissance à une paire d'électrons négatifs
- D- Le photon incident se matérialise en donnant naissance à une paire électron-positon
- E- Le photon incident se matérialise en donnant naissance à une paire de photons de 511 keV chacun.

---

**Test 6 : La tomographie par émission de positrons :**

- A- est réalisée à l'aide de radiopharmaceutiques émetteur gamma
- B- Peut être réalisée avec une caméra SPECT
- C - nécessite la proximité d'un cyclotron
- D- fournit des images selon un seul plan de coupe
- E.-est réalisée à l'aide de radiopharmaceutiques émetteur de positrons

---

**Test 7 : Le 18FDG est un traceur habituellement utilisé dans le diagnostic :**

- A- du cancer Pulmonaire.
- B- des valvulopathies.
- C- des lymphomes de Hodgkin
- D- des cancers digestifs
- E- des infections urinaires basses

---

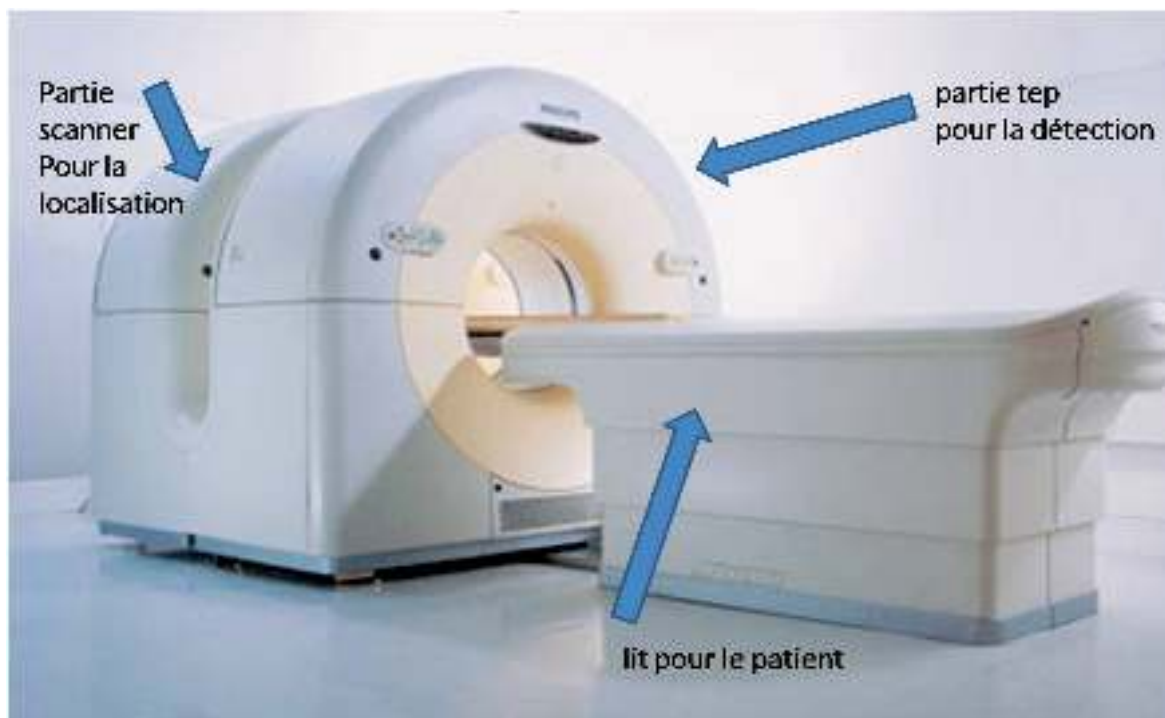
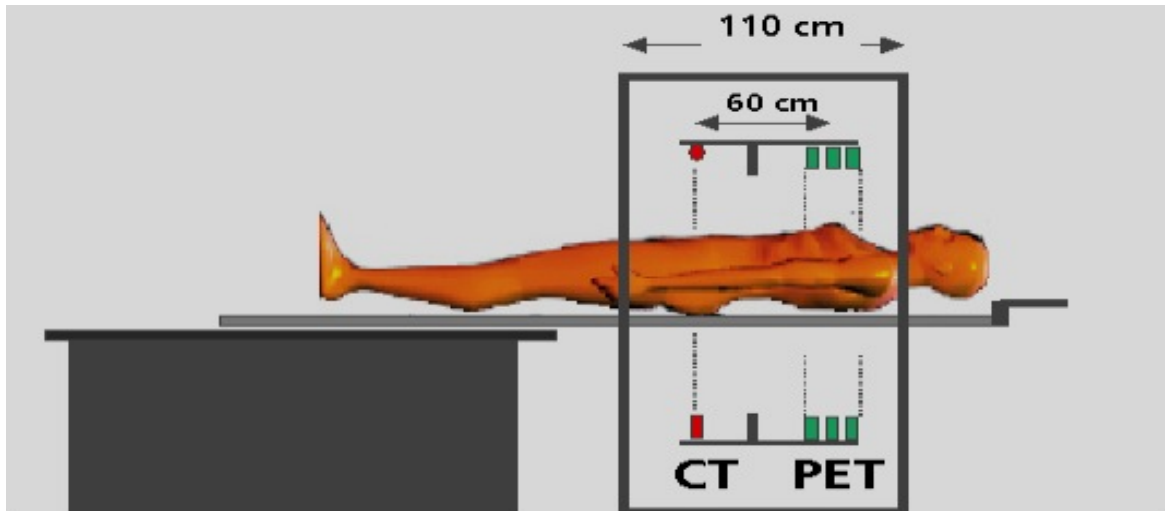
## BIBLIOGRAPHIE

- EGENOD T. Apport pronostique de la TEP-TDM au 18FDG. 2011
- SORET M. Principe et technique de la tomographie d'émission de positrons couplée à la tomodensitométrie en particulier les tumeurs, la maladie d'Alzheimer et certaines formes d'épilepsie. La con. EMC 2010.
- AURENGO A. Imagerie scintigraphique. Biophysique 2006.

## CHAPITRE 11 BIS : IMAGERIE HYBRIDE MULTIMODALE (TEP-TDM/PET-SCAN)

**Appareillage :** Une caméra TEP est un appareil qui a l'aspect d'un « scanner », mais son principe de fonctionnement est différent. Aujourd'hui, la plupart des caméras TEP sont couplées à un scanner « classique » à rayons X (CT - computed tomography), ce qui permet de superposer l'image fonctionnelle (Image TEP) à sa localisation anatomique précise dans le corps (Image CT).

### PET- Scan ou TEP-TDM



Le couplage d'une caméra TEP avec un Tomodensitomètre permet de réaliser une fusion entre les images morphologiques du TDM et les images métaboliques de la TEP. On parle d'imagerie de fusion, d'imagerie hybride bimodale ou encore d'imagerie multimodale.

## EVALUATION FORMATIVE

**Test 1 :** Citez sans les décrire les six étapes de la réalisation d'une tomographie par émission de positrons.

---

---

---

**Test 2 :** Quelles sont les précautions à prendre vis-à-vis d'un patient qui va bénéficier d'un examen TEP.

---

---

**Test 3 :** Quels sont les conseils qu'un médecin généraliste peut prodiguer à l'entourage d'un patient qui vient de bénéficier d'un examen TEP.

---

---

**Test 4 :** La tomographie par émission de positrons :

A - est réalisée à l'aide de radiopharmaceutiques émetteur gamma

B - est réalisée avec une caméra tournante

C - nécessite la proximité d'un cyclotron

D - fournit des images selon un seul plan de coupe

E - est réalisée à l'aide de radiopharmaceutiques émetteur de positrons

Indiquer la ou les réponse(s) juste(s).

---

**Test 5 :** Décrire en 20 mots le principe de la Tomographie par émission de positrons.

---

---

---

**Test 6 :** Donnez quelques exemples des différentes modalités d'imagerie :

*imagerie morphologique, imagerie fonctionnelle, imagerie métabolique, imagerie moléculaire, imagerie hybride, imagerie multimodale, imagerie nucléaire, imagerie de fusion... etc.*

---

---

---

---

---

# CHAPITRE 12 : RADIOBIOLOGIE

## Les objectifs éducationnels

*Au terme de son apprentissage, l'étudiant devra être capable de :*

- 1. Définir les mécanismes directs et indirects de l'action des rayonnements ionisants au niveau moléculaire.*
- 2. Connaître les effets des rayonnements ionisants au niveau cellulaire, tissulaire ainsi que sur l'organisme humain.*
- 3. Citer les facteurs influençant la radiosensibilité cellulaire.*
- 4. Définir les courbes de survie et les différents types rencontrés.*
- 5. Prévoir les effets des R.I. sur l'embryon afin de conseiller une femme dont la grossesse est méconnue exposée à un rayonnement ionisant.*

## Pré-requis :

- Cours : « Interaction des rayonnements ionisants dans la matière ».
- Cours : « Dosimétrie ».

## PLAN :

- 1- INTRODUCTION
- 2- GRANDEURS ET UNITÉS DOSIMÉTRIQUES
- 3- EFFETS MOLÉCULAIRES – RADIOCHIMIE
- 4- LÉSIONS MOLÉCULAIRES AU NIVEAU CELLULAIRE
- 5- EFFETS CHROMOSOMIQUES DES RAYONNEMENTS IONISANTS
- 6- EFFETS CELLULAIRES
- 7- FACTEURS DE RADIOSENSIBILITÉ CELLULAIRE
- 8- EFFETS TISSULAIRES D'UNE IRRADIATION
- 9- ACTION DES RAYONNEMENTS IONISANTS CHEZ L'HOMME
- 10- CAS DE L'EMBRYON

## 1- INTRODUCTION

Dès leur découverte à la fin du dix-neuvième siècle, on s'est aperçu rapidement des effets néfastes des rayonnements ionisants au plan des individus, d'autant plus qu'à cette époque, on ne prenait, par ignorance, aucune précaution lors de leur utilisation.

Les premières lésions cutanées, ont été décrites en 1896, par Leppin, Daniel et Stevens.

En 1902, Bergonié et Tribondeau, énoncent la loi générale de la radiosensibilité cellulaire.

La radiobiologie est l'étude des **effets biologiques des rayonnements ionisants** sur les organismes vivants et leurs constituants ainsi que sur les mécanismes qui les régissent.

Ces effets biologiques résultent d'une chaîne de phénomènes dont l'étape initiale est représentée par les ionisations et les excitations des molécules situées sur le trajet du rayonnement ionisant.

A ces phénomènes physiques d'excitation et d'ionisation provoqués par les rayonnements dans les tissus vivants s'ajoutent des phénomènes chimiques et biologiques cellulaires.

Les phénomènes physiques et chimiques ne durent qu'une fraction de seconde, les réactions biologiques cellulaires peuvent se poursuivre très longtemps et induire des radiolésions au niveau des cellules, des tissus et des organes qui peuvent n'apparaître qu'après des mois voire des années ou des générations plus tard, au niveau de l'organisme.

## 2- GRANDEURS ET UNITÉS DOSIMÉTRIQUES :

Pour quantifier les expositions aux rayonnements ionisants et prévoir leurs effets biologiques, différentes grandeurs dosimétriques ont été définies. Elles permettent de corréler des mesures physiques aux effets des irradiations.

### 2.1 LA DOSE ABSORBÉE

Elle est définie par la relation :

$$D_a = \frac{dE}{dm}$$

où  $dE$  est la quantité d'énergie moyenne transférée par le rayonnement ionisant à la matière dans un élément de volume et  $dm$  la masse de matière contenue dans cet élément de volume.

---

L'unité dans le SI est le Joule par kg ou le Gray (Gy).

---

1 Gy = l'énergie de 1 joule absorbée par 1 kg de matière irradiée.

Ancienne unité de  $D_a$  : le Rad (1 rad = 100 erg/g =  $10^{-2}$  J/kg (S.I) =  $10^{-2}$  Gy)

### 2.2 LA DOSE EQUIVALENTE ( $H_T$ ) :

A dose absorbée égale, la gravité des lésions induites par les rayonnements ionisants diffère selon le type du rayonnement. La dose absorbée ne rend pas compte donc des dégâts biologiques.

Pour cela, les doses dues à chaque type de rayonnement sont affectées un facteur **WR** dite facteur de pondération radiologique, qui est le reflet de la nocivité plus ou moins importante du rayonnement. Ainsi, pour une même dose absorbée, les rayons  $\alpha$  sont 20 fois plus destructeurs que les rayons X ou  $\gamma$

$$H_T = D_a \cdot W_R$$

---

L'unité dans le SI de l'équivalent de dose est le Sievert (Sv)

---

### 2.3 LA DOSE EFFICACE (E) :

La probabilité d'apparition d'effets stochastiques dépend non seulement de la quantité d'énergie absorbée et de la nature du rayonnement mais aussi la sensibilité intrinsèque de chaque organe. À chaque tissu ou organe est ainsi affecté un facteur de pondération ( $W_T$ ) qui prend en compte la probabilité de cancer radio-induit pour cet organe. Ce facteur permet de calculer la dose efficace E.

$$E = \sum H_T \cdot W_T$$

---

L'unité dans le SI de l'équivalent de dose est le Sievert (Sv)

---

## 3 - EFFETS MOLECULAIRES - RADIOCHIMIE

Les milieux biologiques sont constitués de 80% d'eau et on peut considérer que la cellule est une solution aqueuse de macromolécules.

Les rayonnements ionisants ont, une action sur cette cellule en faisant appel à deux mécanismes fondamentaux:

- **Effet direct** : C'est une attaque directe des macromolécules par les rayonnements ionisants. Cet effet est classiquement considéré comme relativement peu important (15 à 20% des lésions),
- **Effet indirect** : C'est une attaque de l'eau, aboutissant à sa radiolyse avec la création de radicaux très réactifs donnant lieu à de nouvelles molécules. Cet effet est prépondérant en biologie (80% des lésions).

### 3.1 - EFFET DIRECT

Sous l'action directe d'un rayonnement, une molécule M d'intérêt biologique subit une ionisation ou une excitation. Dans tous les cas, la molécule agressée a un excès d'énergie qui sera expulsée:

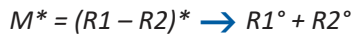


- Soit par émission de photons de fluorescence et il y a retour à l'état initial selon la réaction suivante :

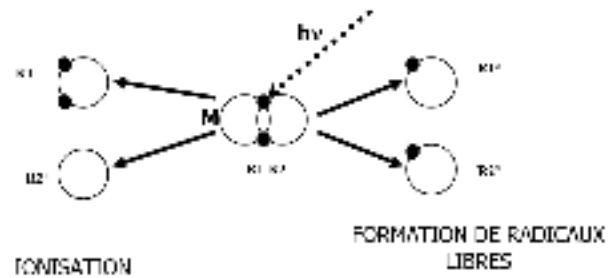


- Soit par rupture d'une liaison covalente de M, provoquant la scission de la molécule en deux fragments, pouvant donner lieu à deux ions (ionisation), ou à deux radicaux libres qui sont très réactifs (formation de radicaux libres).

En effet, chaque fragment emporte un électron célibataire et constitue le radical libre.



Ainsi, la molécule est non seulement devenue incapable d'assumer sa fonction mais elle est responsable d'altérations secondaires indirectes du fait de la réactivité chimique de radicaux formés.

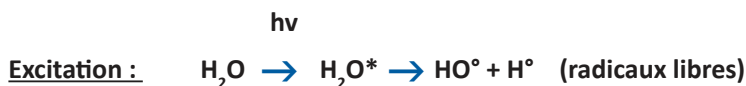


### 3.2 - EFFET INDIRECT- RADIOLYSE DE L'EAU

#### a. Formation de radicaux libres

La molécule M peut être altérée de façon indirecte par l'intermédiaire des produits de radiolyse de l'eau.

La radiolyse de l'eau peut se faire soit par excitation, soit par ionisation qui aboutit à la formation de radicaux libres, selon les réactions suivantes :



#### b. Devenir des radicaux libres formés

Ces radicaux libres formés par radiolyse de l'eau peuvent se recombiner entre eux en donnant des composés inertes :



Ils peuvent donner naissance à des peroxydes (eau oxygénée  $H_2O_2$ ,  $R-O-O-H$ ) qui sont des oxydants très puissants.



Le taux de formation de ces oxydants dépend du TLE de la radiation et de la quantité d'oxygène dissous dans le milieu.

## 4 - LÉSIONS MOLECULAIRES AU NIVEAU DE LA CELLULE

On rappelle que la cellule est constituée par:

- Le cytoplasme avec ses organites,
- La membrane cytoplasmique,
- Le noyau.

Les effets des rayonnements ionisants s'exercent sur les différents constituants mais ne revêtent pas la même importance.

Il s'agit de lésions nucléaires, cytoplasmiques et membranaires. Ces deux dernières n'ont lieu que pour les fortes doses et se traduisent par un phénomène de type inflammatoire.

### 4.1- LÉSIONS NUCLEAIRES

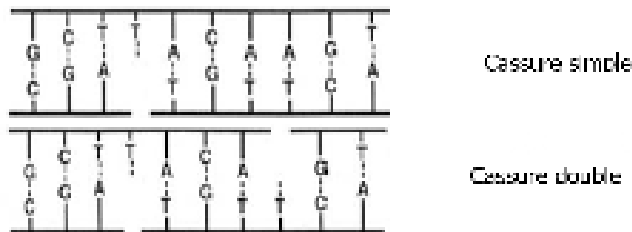
#### a. Action sur l'ADN

L'ADN est la cible critique des rayonnements, d'une part à cause de sa sensibilité, d'autre part à cause de son importance dans la vie cellulaire (transmission de l'information et du patrimoine).

Les principales radiolésions de l'ADN sont :

- **Les modifications des bases** : adénine, cytosine, guanine et surtout thymine. Les lésions peuvent concerner une ou plusieurs paires de bases qui seront alors absentes, dupliquées ou remplacées par d'autres.
- **L'atteinte des glucides** : rupture des liaisons avec groupement phosphoré ou avec la base correspondante.
- **Les changements de conformation de l'ADN** :
  - o Rupture d'un des deux brins et ouverture de la chaîne (dénaturation).
  - o Rupture des deux brins (dégradation).

Ces lésions ne sont pas spécifiques des rayonnements ionisants. Elles existent pour de nombreux agressifs chimiques ou physiques (UV...), et apparaissent spontanément au cours de la vie de la cellule (stress oxydatif, vieillissement...)



### Action des Rayonnements Ionisants sur l'ADN

#### b. Notion de réparation de l'ADN

Les mécanismes de réparation, normalement présent dans les cellules, éliminent les lésions (radioinduites ou non) et reconstituent la structure de l'ADN en faisant intervenir des enzymes spécifiques de réparation.

L'augmentation du taux de survie cellulaire est un moyen de mesurer l'importance de ces phénomènes de réparation.

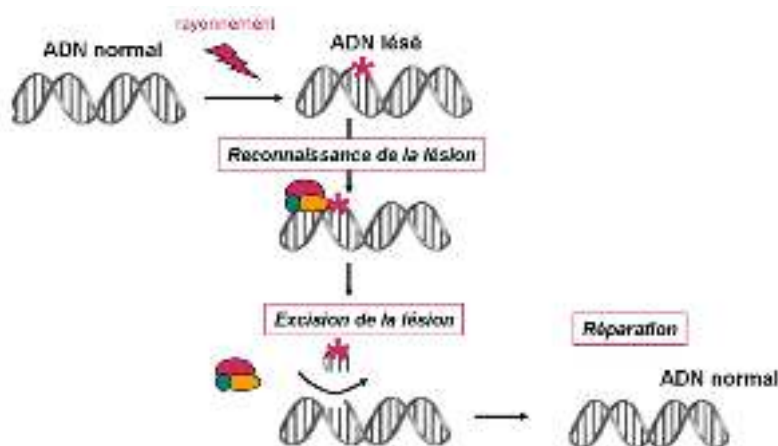
La survie peut se développer dans 2 conditions:

- Reconstitution **intégrale** de l'ADN. On parle de **réparations fidèles**,
- Reconstitution d'un ADN viable mais **modifié**. On parle de **réparations fautives** et on se trouve face à la gestion de mutations.

#### Réparation fidèle

Deux mécanismes sont mis en jeu :

- o L'excision resynthèse : qui comporte les étapes suivantes :
  - reconnaissance et incision de l'anomalie localisée d'une des deux chaînes de l'ADN par une endonucléase (enzyme de reconnaissance)
  - excision de la partie lésée par une exonucléase
  - synthèse d'un nouveau fragment en prenant comme modèle l'autre brin de l'ADN grâce à l'ADN polymérase
  - suture de la partie néoformée à ses deux extrémités à la place de la partie excisée par une polynucléotide ligase
- o Recombinaison – réparation post répllicative : Il s'agit d'un mécanisme de réparation fidèle qui concerne les cellules en cours de répllication (phase S).



#### Réparation fidèle de l'ADN

## Réparation fautive

La principale est : **La réparation SOS (Save Our Synthesis)** : elle intervient en particulier lorsque l'ADN en voie de réplication se trouve lésée. La réparation se fait sans modèle, « au hasard » et même si elle permet une division cellulaire, elle introduit des informations inexactes se traduisant par des mutations.

## 5- EFFETS CHROMOSOMIQUES DES RAYONNEMENTS IONISANTS

Les lésions créées sur l'ADN constituent les lésions primaires. La plupart du temps, les réparations fidèles, amènent à un bilan lésionnel nul. Les réparations fautives amènent à des remaniements des chromosomes.

On distingue:

- les lésions survenues au cours de l'interphase du cycle cellulaire sont à l'origine d'anomalies chromosomiques
- les lésions survenant durant les phases S ou G2 du cycle cellulaire (période de synthèse de l'ADN en préparation à la mitose) qui provoquent des anomalies chromatidiques.

### 5.1- LESIONS CHROMOSOMIQUES:

Elles peuvent être:

#### o des délétions :

- terminales : elles donnent des fragments
- interstitielles : elles donnent des anneaux acentriques

#### o des échanges interchromosomiques :

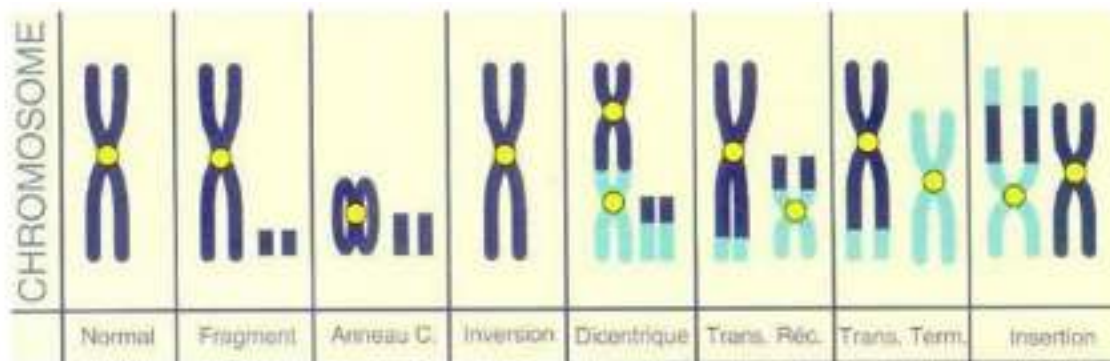
- asymétriques : elles donnent des anneaux dicentriques
- symétriques : elles donnent des translocations

#### o des échanges intrachromosomiques :

- asymétriques : elles donnent des anneaux centriques
- symétriques : elles donnent une inversion péri ou para centriques

### 5.2- LESIONS CHROMATIDIQUES :

Font l'objet de la même classification mais ne concernent qu'un seul brin du chromosome.



### Aberrations Chromosomiques Radioinduites

## 6- EFFETS CELLULAIRES

Les effets cellulaires sont très différents selon le tissu, selon que la cellule est susceptible de se diviser ou non et selon la phase du cycle cellulaire. On identifie deux types d'effets :

- Les modifications létales, qui aboutissent à la mort cellulaire selon divers mécanismes
- Les modifications viables, qui provoquent des mutations sans mort cellulaire, pouvant conduire notamment à une cancérisation.

### 6.1 - MORT CELLULAIRE RADIOINDUITE

#### a. Mort immédiate :

- Il s'agit d'une mort par **nécrose cellulaire**, avec **arrêt des fonctions cellulaires** et **cytolysse**.
- Elle survient pour des **doses importantes**, de l'ordre de 1000 Gy.
- C'est un phénomène **rare**.
- 2 types cellulaires font exception et meurent pour des doses moindres (de l'ordre de 1 Gy), les **lymphocytes** et les **ovocytes**.

## b. Mort mitotique :

- C'est le **cas général** de mort cellulaire radioinduite.
- Les cellules irradiées semblent normales du point de vue morphologique et fonctionnel. Ce n'est qu'au moment de la mitose que s'exprimeront les lésions. C'est la mort différée.
- Elle se définit comme la **perte irréversible de la capacité de prolifération de la cellule**. Cette perte peut avoir lieu à la première mitose ou après quelques mitoses efficaces. Le résultat est l'extinction de la lignée cellulaire normalement issue de la cellule irradiée.

On considère qu'il n'y a pas mort mitotique quand la cellule lésée a pu franchir 6 divisions.

## c. Apoptose ou mort génétiquement programmée :

Elle est considérée comme un mode essentielle de mort cellulaire. Tout se passe comme si chaque cellule contient un programme suicidaire, dans un état inhibé quand la cellule et son environnement sont normaux, et activé dès que la cellule présente une anomalie ou son environnement perturbé.

L'apoptose intervient en radiopathologie par l'élimination de cellules porteuses d'anomalies viables après réparation fautive. Il s'agit alors d'un mécanisme de contrôle important de la cancérisation en éliminant un maximum de cellules douteuses.

## 6.2 - COURBES DE SURVIE

Considérons une population de cellules cultivées en laboratoire qu'on irradie par une dose de rayonnements ionisants, une partie de ces cellules vont mourir.

Soit : -  $N_0$  le nombre de cellules vivantes à l'instant  $t=0$  (temps du début de l'observation).

-  $N$  le nombre de cellules survivantes dénombrées dans la population à l'instant  $t$ .

La survie de cette population s'appellera  $S$ . 
$$S = \frac{N}{N_0}$$

Les courbes de survie sont donc les courbes de variation de  $\log_{10}S$  en fonction de la dose absorbée.

Ces courbes ont des formes différentes selon la nature du rayonnement et le type des cellules.

### a. Aspect expérimental

Pour les cellules mammifères, il existe deux courbes de survie:

- La courbe de survie est **linéaire** après une irradiation par des particules fortement ionisantes à **TLE élevé** :  $S$  diminue donc de manière exponentielle avec la dose absorbée.

- La courbe de survie **avec épaulement**, est plus complexe pouvant être observée après une irradiation par les **RX** ou **gamma**, ou les **électrons à faible TLE**. Elle peut être décomposée en 3 parties :

- o pente initiale négative plus ou moins prononcée
- o une incurvation appelée « épaulement »
- o une partie terminale plus ou moins rectiligne

### b. Modèles cellulaires

La théorie de la cible permet d'expliquer l'allure des courbes de survie : On considère qu'il y a dans chaque cellule une ou plusieurs zone (s) sensible (s) au rayonnement : la (ou les) **cible (s)**. La mort cellulaire est le résultat de l'atteinte d'une seule cible dite **létale** ou, de l'atteinte simultanée ou successive de plusieurs cibles dites **sublétales**.

#### Modèle à cible létale unique :

Dans ce modèle cellulaire, nous supposons l'existence d'une cible sensible aux rayonnements ionisants dans la cellule :

- Si la cible est touchée par les rayonnements ionisants, il s'en suit la mort de la cellule
- Si la cible n'est pas touchée, il y aura alors survie de la cellule.

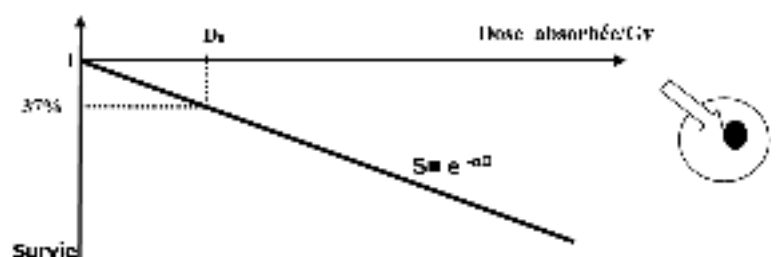
La variation de la survie en fonction de la dose sera de la forme :

$$S = N/N_0 = e^{-D/D_0} = e^{-\alpha D}$$

$\alpha$  représente la probabilité d'atteinte d'une cible létale par unité de dose absorbée, elle est souvent notée

$$1/D_0.$$

La courbe de survie est une droite décroissante.



COURBE DE SURVIE : modèle à cible létale unique

$D_0$  représente la dose absorbée donnant une survie de  $1/e$  ( $=0,37$ ).  $D_0$  est d'autant plus élevé que les cellules sont radio-résistantes.

On appelle dose létale  $DL_{50}$  la dose qui laisse 50% de cellules survivantes ( $S=0,5$ ).

Pour l'homme, la dose LETALE  $DL_{50/30}$  est la dose qui entraîne la mort de 50% de la population irradiée après 30 jours. Elle est de 3,5 Gy.

### Modèle par accumulation de deux lésions sublétales

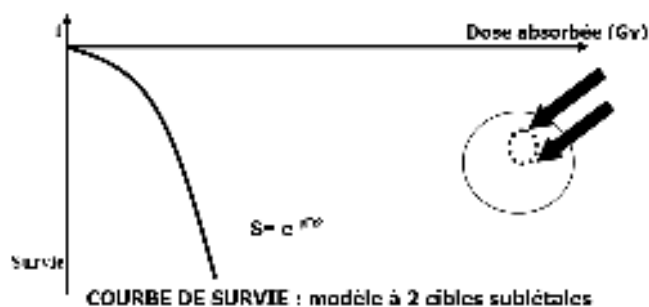
Dans ce cas, la mort cellulaire est le résultat d'une atteinte en deux temps d'une cible sublétale.

Sachant que la probabilité d'atteinte d'une cible sublétale est proportionnelle à la dose  $D$ , la probabilité d'une double atteinte de cette cible est donc proportionnelle à  $D^2$ .

$$S = N/N_0 = e^{-\beta D^2}$$

$\beta$  : probabilité d'atteinte d'une cible sublétale par unité de dose absorbée

La courbe de survie obtenue est de forme parabolique dont la tangente initiale est horizontale – c'est-à-dire qu'une très petite dose entraîne une mortalité quasi nulle.



### Modèle quadratique linéaire

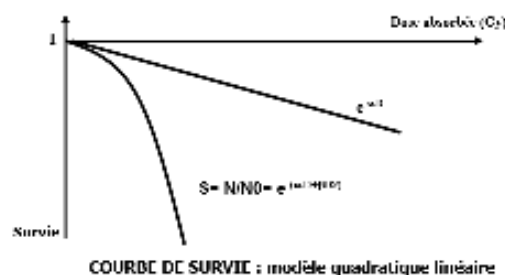
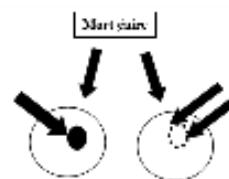
Pour rendre compte à la fois de la pente initiale de la courbe de survie et de son incurvation observée pour les cellules de mammifères, ce modèle suppose que la mort cellulaire peut résulter aléatoirement de l'un ou de l'autre des deux mécanismes précédents, chacun ayant sa propre probabilité. La survie est donnée par la relation quadratique linéaire suivante :

$$S = N/N_0 = e^{-(\alpha D + \beta D^2)}$$

## 6.3 - AUTRES EFFETS CELLULAIRES : MUTATIONS, CANCÉRISATION

Ces effets apparaissent chez l'homme à fortes doses lorsque la radiolésion de l'ADN est mal réparée et devient « indélébile » dans la descendance de la cellule atteinte.

Les mécanismes de la carcinogenèse seront présentés dans le chapitre consacré aux effets stochastiques.



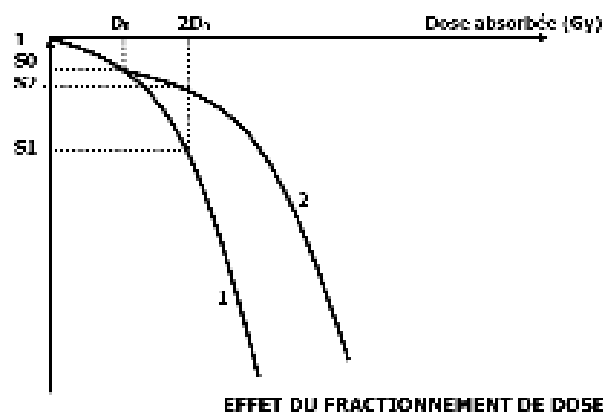
## 7 - FACTEURS DE RADIO SENSIBILITE CELLULAIRE

Ces facteurs peuvent être liés à la cellule ou au rayonnement (sans compter l'environnement cellulaire).

### 7.1 LE TYPE CELLULAIRE

Plus une cellule est jeune, peu différenciée, à forte activité mitotique, plus elle est radiosensible. Exemple : Les cellules pluripotentes de la moelle osseuse ; Les spermatogonies, avec des courbes de survie à faible épaulement.

D'autres cellules, enfin, sont plus radiorésistantes (courbe avec un épaulement très marqué). Exemple : Les fibroblastes, l'endothélium vasculaire.



### 7.2 FRACTIONNEMENT DE DOSE

Si on compare le taux de survie d'une population cellulaire soumise à une dose unique d'irradiation à la survie d'une population analogue soumise à la même dose fractionnée dans le temps, on observe une survie plus importante pour la population soumise à l'irradiation fractionnée.

On interprète ce résultat comme étant lié à la réparation par la cellule, entre les séances d'irradiation, des lésions sublétales.

Ce phénomène est appliqué en radiothérapie pour préserver les cellules saines.

### 7.3 - DEBIT DE DOSE

De même si la dose d'irradiation est administrée de façon continue mais à un débit de dose suffisamment faible, les phénomènes de réparation sont plus rapides que l'irradiation et réparent les cibles touchées.

### 7.4 - TYPE DE RAYONNEMENT, EFFICACITE BIOLOGIQUE RELATIVE

On étudie les courbes de survie :

- D'une population cellulaire soumise à une irradiation d'un rayonnement de référence à **TLE faible** (exemple : rayon  $\gamma$ )
- Et de la même population cellulaire soumise à un autre type de rayonnement à **TLE élevé** (exemple : neutron)

On constate que, pour obtenir le même effet biologique (même taux de survie), il faut une dose plus faible dans le cas du rayonnement à **TLE élevé**.

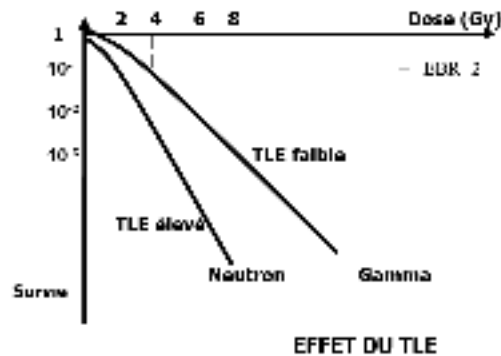
Ainsi, pour comparer deux rayonnements, on utilise le rapport des doses nécessaires dans chaque cas pour obtenir le même effet. Ce rapport est appelé **EBR (efficacité biologique relative)**.

$$EBR = D_{\text{référence}} / D_{\text{étudié}}$$

Exemple : dans le cas illustré ci-dessus, l'**EBR** =  $D_{\gamma} / D_{\text{neutron}} = 4/2 = 2$

De façon générale, plus un rayonnement a un fort TLE, plus son EBR est élevée.

Remarque : l'EBR est une notion de base en radiobiologie. Elle permet de déduire les valeurs des facteurs de pondération de la qualité du rayonnement  $W_r$  (voir Thème IV).



### 7.5 EFFET OXYGENE

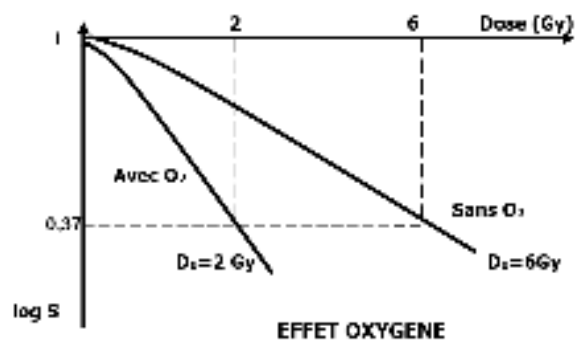
On étudie les courbes de survie :

- D'une population cellulaire à oxygénation normale soumise à une irradiation
- Et de la même population cellulaire en anoxie soumise à la même irradiation

On constate que pour obtenir le même effet (même taux de survie), il faut une dose plus importante lorsque les cellules sont en anoxie.

L'anoxie augmente donc la radiorésistance des populations cellulaires.

L'**oxygène** joue le rôle de **sensibilisateur** aux effets des rayonnements ionisants.



## 8 - EFFETS TISSULAIRES D'UNE IRRADIATION

De nombreux facteurs conditionnent les effets des rayonnements ionisants sur les tissus. Parmi eux, l'organisation tissulaire revêt une importance particulière

### 8.1 - TYPE ET ORGANISATION TISSULAIRES

On oppose deux types de tissus en fonction de leur organisation, du point de vue de la reproduction cellulaire :

- Des tissus compartimentaux, à renouvellement rapide, ou « hiérarchisés »,
- Des tissus non compartimentaux, à renouvellement lent, non hiérarchisés

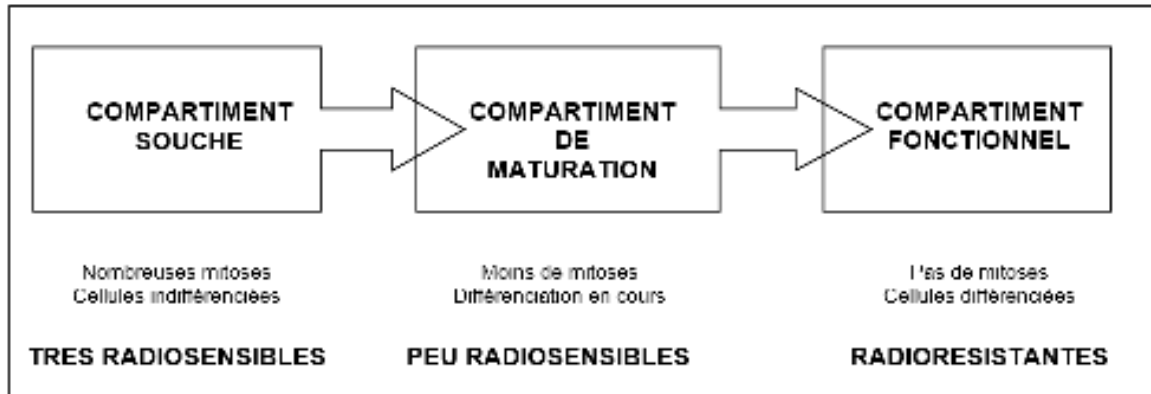
Cette distinction est fondamentale pour la compréhension des conséquences de la mort cellulaire radioinduite sur les tissus ou organes.



## 8.2 - TISSUS COMPARTIMENTAUX

### a. Définition :

Ce sont des tissus à renouvellement rapide. Ils sont composés d'au moins 3 compartiments de maturation cellulaire successifs, parcourus dans le temps par leurs cellules constitutives.



### RENOUVELLEMENT DES TISSUS COMPARTIMENTAUX

- Le compartiment souche est formé de cellules très peu différenciées, jeunes, à activité mitotique importante. Ces cellules sont les plus radiosensibles.
- Le compartiment de maturation est composé de cellules issues du compartiment souche. Ces cellules commencent à se différencier en même temps que se perd ou s'amoindrit leur capacité de reproduction. Il présente une radiosensibilité intermédiaire.
- Le compartiment fonctionnel est celui des cellules adultes, opérationnelles sans mitoses. Ces cellules sont de plus en plus radioresistantes à deux exceptions près, les ovocytes et les lymphocytes.

### b. Exemples de tissus compartimentaux

- La moelle hématopoïétique,
- Les épithéliums,
- Le tissu séminifère.

### c. Effets de l'irradiation

Pour une dose modérée, les cellules **souches** sont les cellules lésées.

Les cellules adultes, pour leur part, continuent leur évolution normale jusqu'à leur mort par sénescence.

Elles seront alors remplacées tout à fait normalement par les cellules du compartiment de maturation. Mais ce dernier compartiment n'est plus alimenté par le compartiment souche, victime de l'irradiation.

L'effet de l'irradiation se fera donc, après une période de latence correspondant au temps de transit cellulaire entre les compartiments souche et fonctionnel, sous la forme d'une **aplasie** ou d'une **hypoplasie**.

Pour une dose plus importante, les cellules du compartiment de **maturation**, qui ont gardé une certaine sensibilité, sont également atteintes. La latence sera donc un peu plus courte.

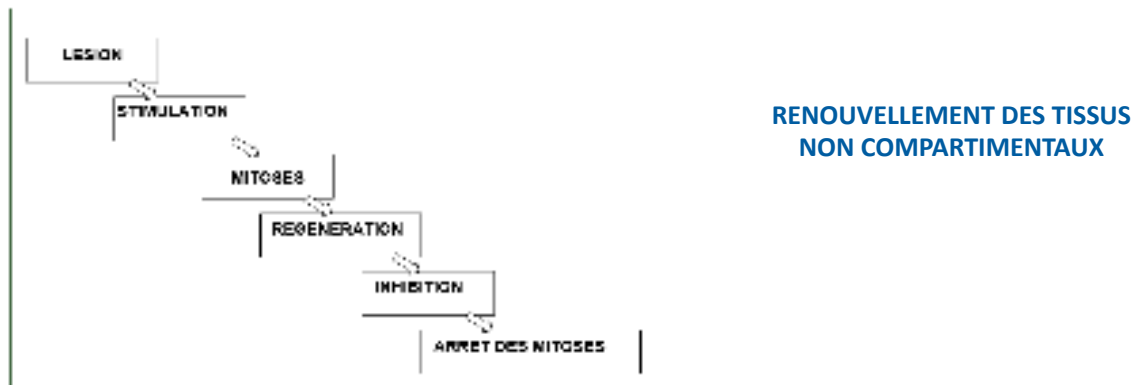
### 8.3 - TISSUS NON COMPARTIMENTAUX

#### a. Définition

Ce sont les tissus pour lesquels on ne peut pas individualiser de compartiment cellulaire spécialisé dans leur propre reproduction.

Le renouvellement se fait, à la demande, par mitoses de cellules fonctionnelles, selon un schéma du type :

Les tissus intéressés sont à renouvellement lent. Leurs cellules ont une vie longue et leur taux de renouvellement reste faible.



#### b. Exemples de tissus non compartimentaux

- tissu hépatique
- tissu rénal

#### c. Effets de l'irradiation

Le peu de mitoses, la différenciation des cellules, la durée de vie longue qui laisse le temps aux réparations de se faire, expliquent la faible radiosensibilité de ces tissus, ainsi que l'expression tardive des lésions (fibrose, insuffisance tissulaire, nécrose...).

## 9 - ACTIONS DES R.I. CHEZ L'HOMME

### 9.1 - EFFETS NON STOCHASTIQUES OU DETERMINISTES

#### a. Définition

Ce sont des effets qui apparaissent chez toute personne à partir d'une valeur de dose reçue, « dose seuil » et sont liés à la mort cellulaire.

#### b. Caractéristiques

- Effets à seuil : seuls les sujets ayant reçu une dose suffisante présenteront la maladie.
- Ne se produisent qu'à fortes doses.
- Effets précoces ou à moyen terme : apparition dans un délai rapproché après l'irradiation (quelques minutes à quelques semaines)
- A caractère obligatoire
- De gravité proportionnelle à la dose reçue
- Généralement réversibles.

#### c. Syndrome d'irradiation globale aiguë

Il résulte d'une exposition de l'organisme entier de manière relativement homogène à une forte irradiation. Il évolue selon les descriptions habituelles en 4 phases pour une gravité moyenne :

Après exposition de l'homme à une dose de 3,5 Gy (= 350 rads = DL 50/30), la symptomatologie clinique évolue comme suit :

- Phase initiale : asthénie, céphalées, fièvre, nausées vomissement... Le délai d'apparition, l'intensité et la durée des symptômes sont fonctions de la dose (seuil 1 Gy).
- Phase de latence (dose <10 Gy) : les manifestations cliniques s'atténuent voire disparaissent pendant 3 à 7 jours.

- Phase d'état.
- Phase de restauration.

Durant la phase d'état on distingue 3 grands syndromes en fonctions de la dose et de la radiosensibilité des tissus :

#### **Syndrome hématologique (dose > 1 Gy)**

Caractérisé par un effondrement de toutes les lignées globulaires (hypoplasie ou aplasie médullaire). Les signes sont constitués de troubles de la coagulation et des troubles infectieux. Le traitement est purement symptomatique et influence le pronostic : transfusion du plasma, antibiotiques, vitamines, cortisol, etc. ...

C'est la zone de la DL50/30 (4 Gy) : dose pour laquelle 50% des victimes meurent en 30 jours, au terme de l'évolution spontanée de la maladie.

#### **Syndrome intestinal (dose > 6 Gy)**

Six Gy est le seuil de radiosensibilité de la muqueuse intestinale. Les manifestations cliniques seront essentiellement digestives : anorexie, diarrhée, hémorragie, perforation, infection...

#### **Syndrome nerveux central (dose > 10-20 Gy)**

Les signes sont constitués de trouble de l'activité motrice, signes méningés, altérations sensorielles précèdent un coma profond. La mort survient dans un délai de 2 à 7 jours.

### **d. Irradiations aiguës localisées**

#### **Radiodermites**

- érythème : 5 à 12 Gy
- épidermite sèche : 12 à 14 Gy
- épidermite exsudative : entre 15 et 20 Gy
- nécrose : à partir de 20 Gy.

#### **Baisse de la fécondité après irradiation des gonades**

Les testicules sont plus sensibles que les ovaires. On observe une dépression de la spermatogenèse pour des doses de quelques dixièmes de Gy et une stérilité par azoospermie pour quelques Gy. Chez la femme il faut des doses deux fois plus élevées que chez l'homme pour provoquer la stérilité.

ORGANES SEXUELS	HOMME	FEMME
STERILITE PROVISoire	0, 3 Gy	3 Gy
STERILITE DEFINITIVE	5 Gy	7 Gy

#### **SEUILS POUR LES EXPOSITIONS LOCALISEES**

#### **Cataracte radio-induite**

La cataracte est une opacification du cristallin qui peut apparaître après des irradiations de 10 à 20 Gy de rayons X ou γ. Contrairement aux autres effets non stochastiques, elle n'apparaît que 10, voire 20 ans ou plus après l'irradiation.

## **9.2 - EFFETS STOCHASTIQUES**

### **a. Définition**

Ces effets apparaissent au hasard et sont :

- les cancérisations, en cas de mutation de cellule somatique
- les effets génétiques, en cas de mutation de cellule germinale

Leur apparition dépendra surtout de facteurs individuels, mais leur probabilité d'apparition sera liée également à la dose reçue. Ces pathologies probabilistes sont dues aux lésions de l'ADN mal réparé qui va entraîner des mutations non létales chez certaines cellules pouvant donner naissance à un clone cellulaire anormal ayant des capacités de division non contrôlées et donc de prolifération. Si de plus le système immunitaire est pris en défaut et n'élimine pas les cellules anormales, on peut avoir l'apparition d'un cancer. L'émergence de cette pathologie se verra dans les années voire les décennies qui suivront l'irradiation. La probabilité de ces pathologies dépend de la dose efficace reçue. Ceci a pu être mis en évidence pour des doses efficaces élevées supérieures à 200 mSv.

Cette pathologie restera suspectée pour les faibles doses bien que aucune étude n'ait pu mettre en évidence cela.

### **b. Caractéristiques**

Les caractéristiques des effets stochastiques sont au nombre de 4 :

- pas de seuil

- existence d'effets tardifs
- à caractère aléatoire
- existence d'une relation dose- effet
- la gravité de la réponse est indépendante de la dose reçue

## 10 – EFFETS DES RAYONNEMENTS IONISANTS SUR L'EMBRYON

Dès la découverte des rayonnements ionisants au début du siècle, les expériences de laboratoire ont mis en évidence la grande sensibilité de l'œuf fécondé chez diverses espèces animales ; elles ont abouti à l'arrêt de la gestation ou également à des monstruosité.

L'embryon par sa spécificité, se trouve doublement vulnérable face à une agression par les R.I :

- Dans l'irradiation du bassin ou de l'abdomen maternel, l'embryon est à chaque fois pris dans sa totalité dans le faisceau du rayonnement. Il subit de ce fait une irradiation totale, ce qui représente un facteur de gravité quant aux effets généraux immédiats d'une part, et expose aux radiations tous les tissus embryonnaires d'autre part.
- Lors de l'embryogenèse les cellules sont jeunes, peu différenciées, et l'activité cellulaire est très importante. Toute perturbation, à quelque niveau que ce soit, peut avoir des conséquences irréversibles à ce stade de développement.

### Grossesse et R.I.

L'irradiation de femmes au cours de la grossesse, bien qu'elle soit rare, existe et cette situation pose des problèmes particuliers, en ce sens que la «sensibilité » du produit de conception aux R.I., semble être supérieure à celle des adultes. Les effets tératogènes (déterministes ou stochastiques) des R.I. sont bien connus.

La radiosensibilité de l'embryon et du fœtus a fait l'objet de nombreuses études qui ont permis de bien connaître les risques encourus, lorsqu'il s'agit de fortes doses d'irradiation, (supérieures à 200 mGy), et d'en extrapoler les effets vers les faibles doses.

Les travaux récents portant sur les effets de l'irradiation in utero à faibles doses, inférieures à 100mGy, confirment les résultats de cette extrapolation qui se résument comme suit :

1. Le risque fœtal ou embryonnaire induit par une irradiation in utero dépend de l'âge gestationnel au moment de l'irradiation.

Trois périodes de la vie intra-utérine au cours desquelles les effets des rayonnements ionisants sont différents et sont à distinguer :

- La période de pré-implantation (0 à 8 jours), durant laquelle les effets sont de type «tout ou rien » ; il y a soit avortement spontané, soit poursuite de la grossesse avec une croissance normale de l'embryon.
- L'organogenèse (9 à 60 jours) : C'est la période où la radiosensibilité est maximale (phase critique). Le risque d'anomalies graves, létales ou non, est important.
- Et la période fœtale (60 à 270 jours) : une irradiation peut provoquer des défauts de croissance, des malformations du système nerveux central et augmente la fréquence des cancers de l'enfant. Ces effets diminuent et ce, au fur à mesure que la grossesse évolue vers le terme.

Ainsi, la nature des effets radio-induits, que ce soit mortalité, anomalies morphologiques et/ou fonctionnelles, dépend de la date de l'irradiation.

2. Le système nerveux paraît le plus sensible aux effets des rayonnements ionisants :

Parmi les malformations décrites, la **microcéphalie** est la plus fréquemment observée. Elle est généralement associée à un **retard mental**.

Néanmoins, le risque d'effet malformatif paraît être faible et c'est plutôt une déficience du développement psychomoteur qui est le plus souvent notée.

3. La gravité et la fréquence d'une anomalie varient avec la dose reçue :

La relation dose- effet est linéaire pour les doses supérieures à 5cGy mais reste inconnue pour des doses inférieures à cette valeur.

Dans l'hypothèse la plus défavorable de la relation dose-effet, sans seuil, et dans le respect des doses admissibles en radiodiagnostic, le risque de malformations congénitales, de leucémie et de cancer se confond avec le risque général de ces affections.

*L'avis médical qu'on peut donner à une femme enceinte qui s'inquiète pour sa grossesse parce qu'elle vient de subir des examens radiologiques doit tenir compte à la fois de l'âge de la grossesse lors de l'irradiation et la dose estimée qu'elle aurait reçue et qui varie en fonction du type d'examen.*

La prévention ne peut, en réalité, se concevoir sans une bonne sensibilisation des professionnels de la santé en particulier et du public en général.

Nous retiendrons les recommandations suivantes :

- A- Proscrire toute exposition inutile chez une femme en âge de procréer, en ayant un entretien avec la patiente, tout en précisant la date des dernières règles.
- B- Limiter toute irradiation d'une grossesse diagnostiquée. Dans le cas de force majeure, prendre les précautions nécessaires pour réduire la dose et ne pas englober si c'est possible, le contenu utérin dans le faisceau direct.
- C- Proposer pour une femme enceinte dont la grossesse est méconnue et exposée aux rayons X :
  1. La poursuite de la grossesse quand l'examen est sus-diaphragmatique avec une dose estimée inférieure à 200mGy et ceci quel que soit l'âge gestationnel au moment de l'irradiation. Tranquilliser dans ce cas la patiente, tout en l'informant sur le risque encouru.
  2. L'interruption de la grossesse lorsque la dose reçue par le produit de conception excède 200mGy au cours de l'organogenèse, et lorsque l'examen radiologique a intéressé l'étage sous-diaphragmatique.

## EVALUATION FORMATIVE

### Test1 :

Le  $^{222}\text{Rn}$  (gaz) est un émetteur alpha dont l'énergie est de 5,5 MeV ; le  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (en solution) est émetteur  $\gamma$  pur dont l'énergie est de 140 KeV.

Quelle est (à activités égales) des 2 sources radioactives celle qui détermine l'irradiation la plus grave :

a/ par irradiation externe

b/ après injection ou inhalation

.....

### Test 2 :

Le  $^{222}\text{Rn}$  est un émetteur alpha dont l'énergie est 5,49 MeV, le  $^{32}\text{P}$  est émetteur bêta moins dont l'énergie maximale est de 1,7 MeV.

1) A activités égales, quelle est des deux sources radioactives celle qui détermine l'irradiation la plus grave :

a/ par irradiation externe

b/ après injection ou inhalation

.....

2) Quelle est, des deux sources, celle qui vous semble la plus indiquée pour détruire une tumeur cutanée localisée (type angiome).

.....

.....

### Test 3 :

Qu'entend-on par « effet direct » et « effet indirect » des rayonnement ionisants ?

.....

.....

### Test 4 :

Un manipulateur a avalé accidentellement 100 mCi de  $^{131}\text{I}$  (émetteur  $\gamma$  de 364 KeV et  $\beta^-$  de 608 KeV). Sachant que l'iode se concentre au niveau de la thyroïde, quels sont les risques que court le sujet et son entourage. Justifier votre réponse.

.....

.....

### Test 5 :

Une dose absorbée de 4 Gy a-t-elle les mêmes effets biologiques dans le cas d'une irradiation externe accidentelle par une source de cobalt :

a. au niveau de la main

b. au niveau de l'organisme entier

.....

.....



**Test 6 :**

On observe l'effet de rayonnements sur des cellules en culture. Un rayonnement  $\gamma$  à la dose de 5 Gy, provoque la mort de 50% des cellules. Le taux de mortalité serait-il différent si cette dose de 5 Gy correspondait à un rayonnement  $\alpha$  ?

.....  
 .....

**Test 7 :**

On a vu apparaître la cataracte radio-induite par des doses au cristallin de l'ordre de 20 à 25 rads, délivrées par des neutrons et par des doses de 200 rads, délivrées par des photons X de 250 KV. Expliquer pourquoi ?

.....  
 .....

**Test 8 :** Définition des doses  $D_0$  et  $DL_{50/30}$ .

.....  
 .....

**Test 9 :** Associer les valeurs des Doses reçues par un adulte en irradiation totale (représentées par les lettres) à leurs effets (représentés par les chiffres) :

A : 15 Gy

B : 3,5 Gy

C : 0,05 Gy

D : 100 Gy

E : 55 Gy

1 - mort probable par atteinte hématopoïétique

2 - mort probable par atteinte gastro-intestinale

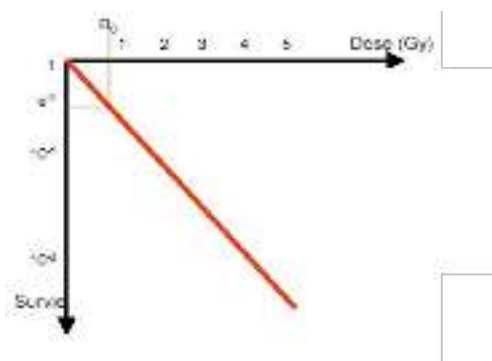
3 - mort certaine par atteinte neurologique

4 - mort probable par atteinte neurologique

5 - dose maximale admissible pour les travailleurs sous rayonnements.

.....  
 .....

**Test 11 :** De quelle forme est la courbe de survie cellulaire  $S$  représentée ci-après ? Précisez son équation.

**Test 12 :**

Conduite à tenir en cas d'irradiation de l'embryon ou du fœtus

A- à 0,4 Gy

B- à 0,09 Gy

.....

# CHAPITRE 13 : ULTRASONS, ÉCHOGRAPHIE ET DOPPLER

## A- LES ULTRASONS

Les explorations du corps humain par les techniques ultrasonores ne cessent d'évoluer en raison de l'innocuité des ultrasons et de la qualité des renseignements obtenus. Les progrès technologiques réalisés au niveau des sondes utilisées en pratique médicale ont largement contribué à cet essor.

### 1- DÉFINITION

Les ultrasons sont des **ondes mécaniques** résultant des **vibrations d'un milieu matériel**. Ces vibrations se propagent de proche en proche dans ce milieu qui leur sert de support.

→ Une vibration est un **déplacement périodique** des particules d'un milieu matériel. Ce déplacement est donné en un point par la formule :  $x = a \sin \omega t$

Avec :  $a$  = amplitude maximale de déplacement

$\omega$  représente la pulsation, qui vaut  $2\pi f$ ,

$f$  étant la fréquence caractéristique de l'ultrason considéré.

L'inverse de la fréquence est la période  $T = \frac{1}{f}$ .

La période se mesure en secondes et la fréquence en hertz (Hz) :  $1 \text{ Hz} = 1 \text{ s}^{-1}$ .

En ce même point, la vitesse  $V$  de la particule est donnée par la dérivée  $\frac{dx}{dt}$ .

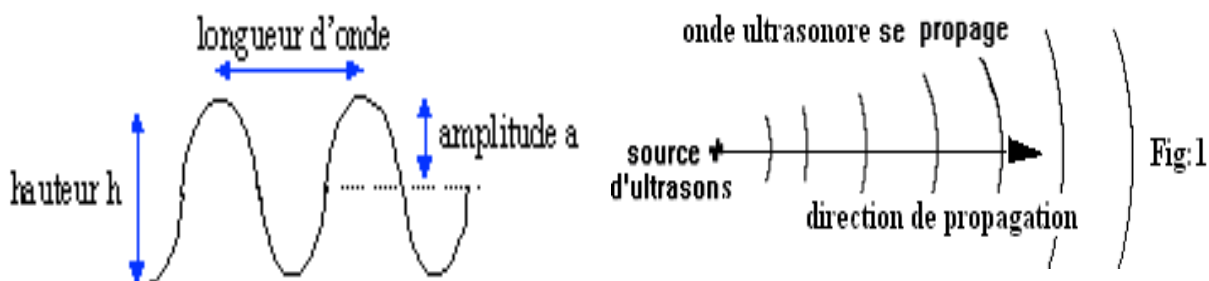
→ Ces ondes acoustiques sont classées selon leur fréquence :

- Les fréquences inférieures à 20 Hz correspondent aux **infrasons**.
- Entre 20 Hz et 20 KHz, ce sont les **sons audibles**.
- Les fréquences supérieures à 20 KHz correspondent aux **ultrasons**
- L'**usage médical** se situe entre **2 et 20 MHz**.
- Entre 20 et 200 MHz, ce sont les **hypersons**.

### 2- PROPRIÉTÉS

#### 2.1- LA PROPAGATION DES ULTRASONS

En l'absence de tout obstacle, la propagation des ultrasons se fait en ligne droite. Les vibrations ultrasonores sont longitudinales c'est-à-dire, elles se font suivant la direction de propagation de l'onde. (Fig : 1)

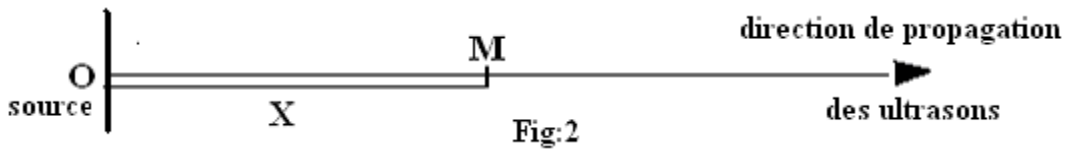


##### 2.1. 1- Vitesse de propagation

- Les ultrasons se propagent dans un milieu matériel (exemple : **tissus biologiques**) à une vitesse qu'il ne faut pas confondre avec la vitesse des particules ; pour éviter toute confusion, nous appelons la vitesse de propagation de l'onde ultrasonore « **célérité C** ». Elle dépend de l'élasticité et de la masse volumique du milieu ; **C dépend donc du milieu** dans lequel se propage l'onde.
- À l'exception de l'os et du cristallin, les ultrasons se propagent dans les tissus mous du corps humain avec une célérité  $C$  de l'ordre de 1500 m/s. ( $C$  voisine de celle de l'eau en raison de la forte proportion d'eau contenue dans l'organisme)
- La célérité est plus lente dans les tissus adipeux et plus rapide dans le tissu hépatique et musculaire.

## 2.1. 2- Notion de pression acoustique

Une onde ultrasonore issue d'un point O appelée « source » se propage avec une célérité C ; l'onde atteint un point M distant de X du point O avec un certain retard. À ce retard près, le déplacement des particules au point M est le même qu'au point O (Fig : 2).



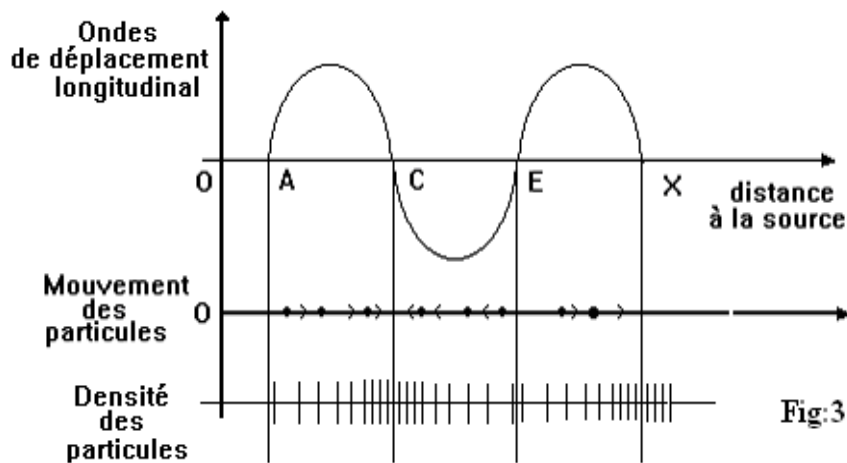
En se propageant, l'onde engendre à chaque instant t, deux phénomènes : (Fig : 3)

- Un phénomène de **surpression** dans les régions où il y a **accumulation** de particules ; ces régions correspondent à un déplacement positif des particules, autrement dit lorsqu'elles s'éloignent de la source.
- Et un phénomène de **dépression** dans les régions où il y a **raréfaction** de particules ; ces régions correspondent à un déplacement négatif des particules, autrement dit lorsqu'elles s'approchent de la source.

Ces variations de pression représentent la **pression acoustique p**. En chaque point du milieu, la pression totale est la somme de la pression atmosphérique  $p_0$  et de la pression acoustique **p**.

La pression acoustique **p** est proportionnelle à la vitesse de déplacement **v** ;

$p = v \cdot \rho \cdot C$  où  $\rho$  est la masse volumique du milieu et **C** célérité de l'ultrason dans le milieu.



### 2.1.3 - Impédance acoustique

L'impédance acoustique **Z**, par analogie à l'impédance électrique, caractérise la **résistance** d'un milieu (**tissu**) à la propagation des ultrasons et donc traduit le comportement d'un milieu (**tissu**) à l'égard des ultrasons. Cette impédance est égale au rapport entre la pression et la vitesse :

$$Z = \frac{p}{v} = \frac{v \cdot \rho \cdot C}{v} = \rho \cdot C$$

Elle dépend de  $\rho$  : masse volumique du milieu et de **C** : célérité de l'ultrason dans le milieu ; elle est donc différente d'un tissu à un autre, de sorte que la limite entre deux tissus constitue une « **interface** ». (Fig : 4)

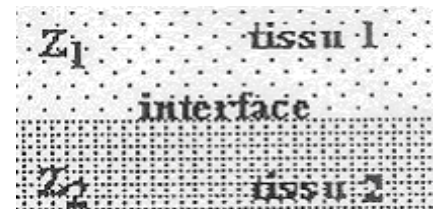


Fig : 4

### 2.1. 4- Puissance acoustique

Au cours de sa propagation, l'onde ultrasonore met en jeu de l'énergie. La puissance acoustique **W** est la quantité d'énergie acoustique transportée par unité de temps et unité de surface. Elle s'exprime en milliwatts/cm<sup>2</sup>

$$\text{Elle vaut : } W = v \cdot p = \frac{p^2}{\rho \cdot C} = \frac{p^2}{Z} \quad \text{W est proportionnel à } p^2$$

## 2.1 5- Onde acoustique sphérique

Une source d'onde acoustique située à l'air libre émet des **ondes sphériques**. Lorsque l'onde se propage, l'énergie ultrasonore se répartit sur des sphères de rayon de plus en plus grand. Comme la surface d'une sphère croît comme le carré du rayon, la puissance surfacique **W** décroît en  $\frac{1}{r^2}$  au fur et à mesure qu'on s'éloigne de la source.

### 2.1. 6- Niveau de puissance acoustique.

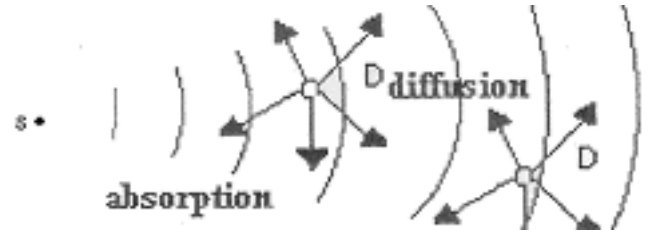
Le niveau de puissance acoustique **I** d'une onde de puissance acoustique **W** est donné par l'expression :

$$I = 10 \log \frac{W_1}{W_0} \quad \text{I s'exprime en décibel (dB)} \quad W_0 = 10^{-16} \text{ Watt/cm}^2$$

### 2.1. 7- Atténuation

Au cours de la propagation de l'onde ultrasonore, sa puissance acoustique est **atténuée**. Cette atténuation est due aux phénomènes d'**absorption** par les tissus et de **diffusion** par des cibles de petites dimensions. (Fig : 5)

Fig : 5



Une onde acoustique de puissance acoustique **W<sub>0</sub>** qui se propage dans une direction **Ox**, va avoir une puissance acoustique à une position **x** atténuée ; elle est donnée par la relation :

$$W = W_0 e^{-mx} \quad \text{avec } m \text{ coefficient d'atténuation linéaire.}$$

Cette **atténuation** est **proportionnelle** à la **fréquence f** de l'onde ultrasonore.

**Conséquences :**

- Les ultrasons sont atténués au fur et à mesure qu'ils pénètrent dans les tissus.
- L'atténuation est plus élevée dans les tissus que dans l'eau, avec des valeurs importantes pour l'os et les poumons, qui sont **très opaques aux ultrasons**.

## 2.2- RÉFLEXION - RÉFRACTION D'UNE ONDE ULTRASONORE.

Lorsqu'une onde ultrasonore de puissance acoustique **W<sub>i</sub>** arrive au niveau d'une interface (surface de séparation entre 2 milieux de Z différents), une partie **W<sub>t</sub>** de cette puissance est transmise ou réfractée (réfraction = transmission avec changement de direction) et le reste **W<sub>r</sub>** est réfléchi. (Fig : 6)

La proportion de puissance réfléchie est :  $R = \frac{W_r}{W_i}$  ;

dans le cas d'une incidence normale c. à. d,  $i = 0$ ,

$$R = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

La proportion de puissance transmise est :

$$T = \frac{W_t}{W_i} = 1 - R$$

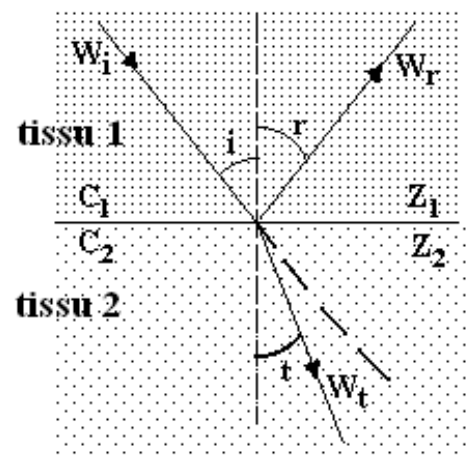


Fig : 6 Réflexion et réfraction d'une onde ultrasonore

**Conséquences :**

- La proportion d'énergie réfléchie dépend de la différence d'impédance acoustique des tissus de part et d'autre de l'interface.
- Une interface est d'autant plus réfléchissante que la différence d'impédance acoustique des tissus en présence est importante. Cette qualité plus ou moins réfléchissante de l'interface est appelée « **échogénicité** » ; on parlera ainsi d'interfaces plus ou moins « **échogènes** »

- À l'inverse, si  $Z_1 \approx Z_2$ , la proportion d'énergie réfléchie sera pratiquement nulle ; on dit qu'il y a **adaptation d'impédance** avec une transmission sans perte.
- Pour que les ultrasons puissent passer à l'intérieur du corps humain, à travers la peau, il faut les produire dans un milieu d'impédance acoustique voisine de celle des tissus dans lesquels ils vont pouvoir se propager sans se réfléchir. Il faut donc interposer entre la source de l'onde ultrasonore et la peau du sujet, un gel d'impédance voisine de celle de la peau, pour qu'il n'y ait pas de variation d'impédance acoustique importante et que l'onde puisse être transmise dans les tissus. Le gel permet d'**adapter les impédances**.

### 3- APPLICATIONS MÉDICALES DES ULTRASONS

Les deux principales applications médicales des ultrasons sont l'**échographie** et le **Doppler**. Ils reposent sur la bonne directivité du faisceau ultrasonore et sur sa capacité de se réfléchir chaque fois qu'il rencontre une interface séparant deux milieux d'impédances acoustiques différentes. Les puissances acoustiques utilisées sont faibles. Les effets thermiques et mécaniques sont négligeables.

#### 3.1- PRINCIPE GÉNÉRAL DE L'ÉCHOGRAPHIE

Lorsqu'une onde ultrasonore se propage dans un milieu biologique composé de plusieurs tissus, la différence d'impédance acoustique entre les différents tissus donne naissance à des ondes réfléchies par les différentes interfaces rencontrées par le faisceau. L'onde réfléchie est appelée **écho**. La proportion transmise permet l'exploration des tissus situés en profondeur. Tous les échos sont captés par un récepteur-transducteur qui transforme ces ondes ultrasonores en impulsions électriques afin de les visualiser sur l'écran d'un moniteur sous forme d'image (en grec, image = **graphos** => le mot : **Échographie**). (Fig : 7)

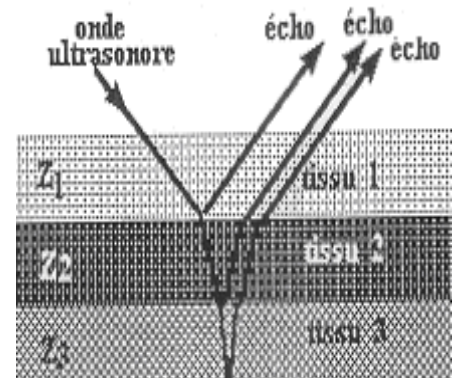


Fig : 7

#### 3.2-PRODUCTION D'UNE ONDE ULTRASONORE.

Les ultrasons (US) sont produits par une **sonde** comportant un ou plusieurs **transducteurs**. Ces transducteurs sont des **matériaux piézo-électriques** comme le quartz par exemple.

La **piézo-électricité** est la propriété que possèdent certains matériaux qui, lorsqu'ils sont soumis à des contraintes mécaniques, il y a apparition de charges électriques à leur surface. La figure 8 montre que :

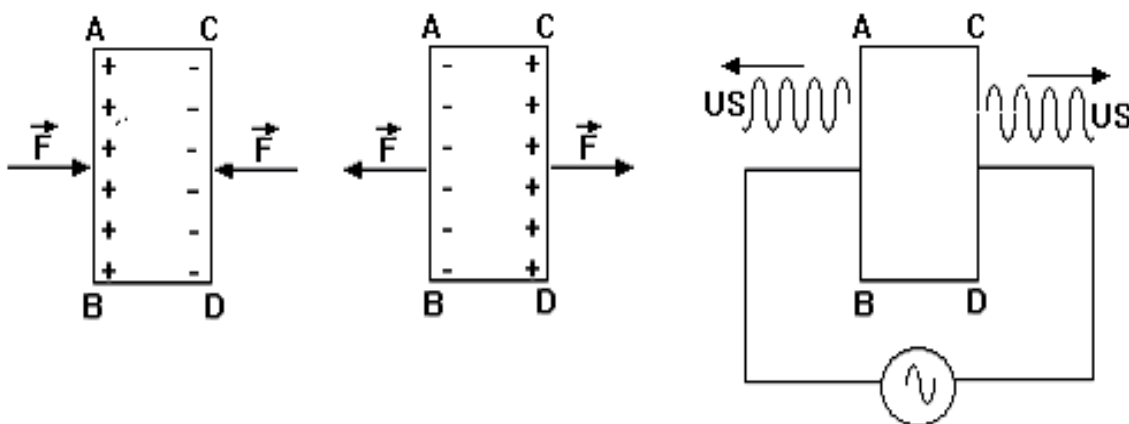
- Si on applique des forces, sur deux faces parallèles AB et CD, convenablement choisies d'un matériau piézo-électrique tel que le quartz, il y a apparition de charges électriques.
- Si on change le sens des forces, le signe des charges s'inverse.

Ce phénomène est réversible, c'est à dire lorsqu'on applique des charges sur les deux faces parallèles d'un transducteur en les reliant à un générateur de courant, le matériau se déforme.

Si la tension du courant est sinusoïdale, le matériau va se **comprimer** et se **dilater** et ses faces vont faire vibrer l'air à leur contact, donc créer des ondes qui vont se propager.

Si la fréquence du courant est grande et  $> 20$  kHz, les **ondes produites** sont des **ultrasons**. (Fig : 8)

Fig. 8 : Piézo-électricité



#### 3.3- SONDE

Une sonde ultrasonore a pour but d'**émettre** les ultrasons et de les **recevoir**. Ainsi, lorsqu'on soumet un transducteur, contenu dans une sonde, à une différence de potentiel alternative pendant un temps bref  $\tau$ , la sonde **émet** pendant ce temps des ondes ultrasonores qui vont se propager ; ces ondes seront atténuées au cours de leur propagation et une partie de leur puissance acoustique sera réfléchie chaque fois qu'elles rencontreront une interface séparant deux milieux

d'impédances acoustiques différentes. La sonde s'arrête d'émettre, pour se comporter comme un **récepteur** des ondes réfléchies par les différentes interfaces qu'elles ont rencontrées, et ce, pendant un temps différent de  $\tau$ . Ces échos détectés par la sonde donnent des **impulsions électriques** qui seront visualisées sur un écran de TV.

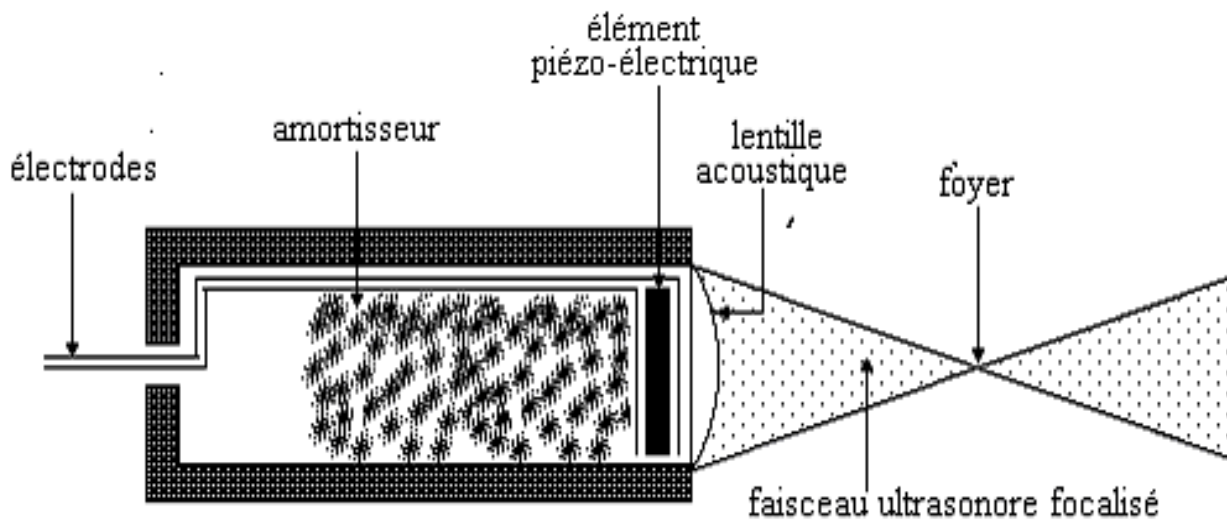
**Remarque :** Les ultrasons sont atténués dans les milieux qu'ils traversent. En raison de cette atténuation, les ondes réfléchies par les structures profondes ont des intensités beaucoup plus faibles que celles réfléchies par les structures superficielles. On doit donc **amplifier** les échos profonds.

### 3.3. 1- Éléments principaux d'une sonde ultrasonore

Une sonde ultrasonore est constituée essentiellement (Fig 9) :

- **d'un transducteur** : c'est l'élément actif de la sonde ; c'est une petite pastille piézo-électrique (de 1 à 19 mm de diamètre et de 0,2 à 2 mm d'épaisseur). Deux électrodes très minces sont déposées séparément sur chaque face du transducteur et sont reliées aux deux pôles d'un générateur de tension alternative.
- **d'un amortisseur** : son rôle est d'amortir les mouvements du transducteur.
- **d'une lentille acoustique** : elle fait converger le faisceau ultrasonore au niveau d'un foyer qui n'est pas ponctuel, comme en optique, mais il est constitué d'une zone dite « focale ».

Fig.9 : Constitution d'une sonde ultrasonore



### 3.2. 2- Le faisceau ultrasonore

Le transducteur, placé dans la sonde émet les ultrasons sous la forme d'un **faisceau** dont la géométrie dépend :

- De la fréquence d'émission,
- Du diamètre et de la forme du transducteur

### 3.4- RÉOLUTION SPATIALE

C'est l'aptitude à discerner 2 structures très proches topographiquement :

- quand ces 2 structures sont dans un même plan de coupe, on parle de **résolution latérale**.
- quand ces 2 structures sont sur l'axe du faisceau, on parle de **résolution axiale** ou **résolution en profondeur**.

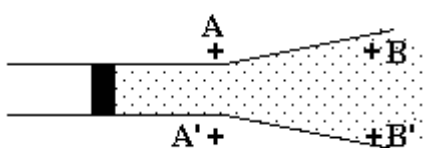
#### • Résolution latérale.

Pour discerner deux structures voisines latérales très proches, il faut que le faisceau ultrasonore ne les couvre pas en même temps ; ce faisceau doit donc être le plus mince possible.

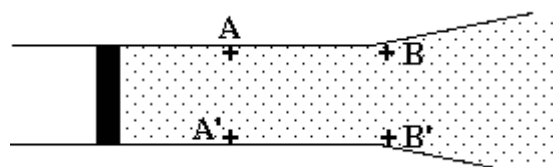
Pour cela, on peut trouver trois solutions :

- Diminution de la taille du transducteur :

Cette solution est mauvaise, car le faisceau ultrasonore diverge très rapidement.



Le transducteur de petite taille distingue A et A' mais confond B et B', car le faisceau diverge rapidement



Le transducteur de grande taille confond A et A', ainsi que B et B'

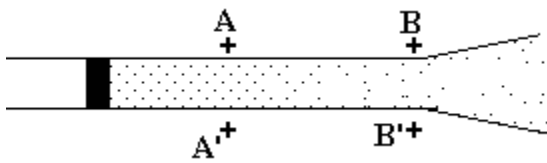


### - Utilisation d'une fréquence élevée :

Le faisceau diverge moins rapidement et reste plus longtemps cylindrique ; cependant, ces ultrasons à fréquence élevée sont absorbés de façon très importante, ils ne seront donc pas utilisables pour les structures profondes.

Les ultrasons de hautes fréquences (7 à 10 MHz) sont utilisés pour l'exploration des **organes superficiels**.

Les ultrasons basses fréquences (3 à 4 MHz) permettent d'explorer les **organes profonds**.



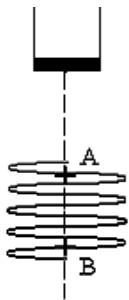
En augmentant la fréquence des US on peut les faire diverger plus loin et séparer A et A' ainsi que B et B', mais les US à fréquence élevée sont absorbés de façon très importante

- **Focalisation** : La résolution latérale peut être améliorée par tout procédé aboutissant à la diminution de la largeur du faisceau : c'est la « focalisation ».

Cette technique est réalisée en utilisant soit des lentilles acoustiques collées sur la face avant du transducteur, soit des barrettes de multitransducteurs.

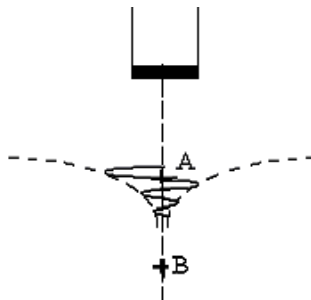
### • Résolution axiale ou Résolution en profondeur

Pour discerner deux structures profondes, c. à d. très proches l'une de l'autre et se trouvant sur l'axe, il ne faut pas que le faisceau ultrasonore les couvre, en même temps ; le faisceau doit donc atteindre les structures séparément, pour cela, il faut amortir le signal issu du transducteur. L'amortissement améliore la **résolution en profondeur** (Fig 10).



a/ L'onde US couvre A et B en même temps; elle va se réfléchir. L'analyse de l'onde réfléchie ne permet pas de faire la différence entre ces deux points.

Fig: 10



b/ L'onde qui atteint A a une amplitude pratiquement nulle en B. elle va donc se réfléchir en A et donnera de nouveau une onde réfléchie lorsqu'elle atteindra B. On fera donc la différence entre ces deux points.

## 3.5- RÉOLUTION DE CONTRASTE

C'est l'aptitude de l'appareil à détecter et à distinguer des structures d'échogénicité différente. Elle dépend des qualités acoustiques de la sonde et des réglages de l'électronique.

## B- L'ÉCHOGRAPHIE

L'échographie est basée sur l'analyse des échos réfléchis et la mesure du temps qui s'écoule entre le moment de l'émission d'une onde ultrasonore et celui de sa réception, lorsqu'elle a été réfléchi (en partie) par une interface séparant deux structures anatomiques d'impédances acoustiques différentes ; elle permet également de connaître la profondeur de ces structures réfléchissantes.

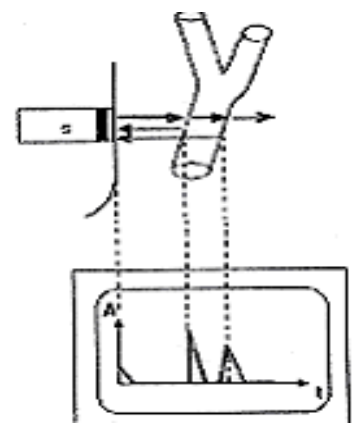
Il existe différentes techniques de représentation des échos réfléchis : l'échographie en mode A, l'échographie en mode B, l'échographie en mode TM.

### 1-LES TECHNIQUES ÉCHOGRAPHIQUES.

#### 1.1- ÉCHOGRAPHIE A.

C'est la représentation sur l'écran d'un oscilloscope, de la puissance acoustique réfléchi par les interfaces que rencontre le faisceau ultrasonore, en fonction du temps. (Fig 11).

Fig :11



À chaque puissance réfléchie ou « **écho** » correspond un **pic d'amplitude** proportionnel à l'amplitude de l'écho. Cette amplitude de l'écho est, elle-même, déterminée par l'atténuation que subissent les ultrasons dans leur traversée des tissus et par l'importance de la réflexion. (**échogénicité**)

Chaque fois qu'un écho parvient à la sonde, il donne lieu à une impulsion qui sera amplifiée et visualisée sur un écran de TV, et ce, en fonction du temps ; c'est l'**échographie en mode A**.

## 1.2- ÉCHOGRAPHIE B.

Si l'on représente l'amplitude des **échos** non plus par l'amplitude de déflexion verticale sur la trace d'un oscilloscope, mais par la **brillance d'un point**, l'on réalise une **échographie en mode B**.

Les interfaces **peu échogènes** se signalent par des points de **faible brillance** (noir, gris sombre), tandis que les interfaces **plus échogènes** se signalent par des points de **forte brillance** (gris clair, blanc). La répartition des niveaux de brillance permettant de représenter autant de niveaux d'échogénicité constitue ce que l'on appelle une **échelle de gris**. (Fig : 12)

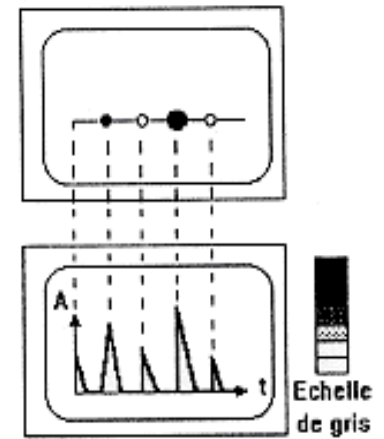


Fig : 12

### 1.2. 1- Balayage

L'échographie telle que nous l'avons envisagée jusqu'ici n'explorait qu'une dimension de l'espace ; une ligne représentant la direction du faisceau ultrasonore. Si l'on déplace la sonde, l'on explore une autre ligne : autant de positions de la sonde autant de lignes explorées. Lorsque, dans un même plan, l'on juxtapose ainsi un grand nombre de lignes d'exploration, en déplaçant ou « **balayant** » la sonde, l'on réalise (Fig13) une coupe ou une **échotomographie**. L'image est bidimensionnelle.

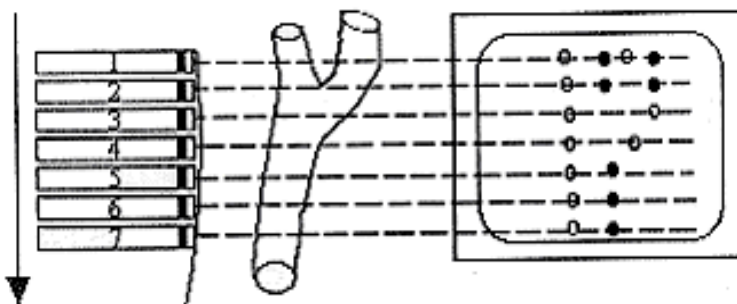


Fig : 13

### 1.2. 2- Le mode de balayage

Le déplacement (ou **balayage**) de la sonde peut être effectué de façon **mécanique** ou **électronique**.

#### 1.2. 2.1- Balayage mécanique

Le transducteur est mis en mouvement par un moteur qui lui donne un mouvement soit alternatif, soit rotatif et l'image construite est en forme de secteur de cercle (**balayage sectoriel**) (Fig 14).

Si le transducteur, animé du même mouvement oscillatoire, est placé au foyer d'un miroir parabolique, le faisceau réfléchi par le miroir, balaye un champ rectangulaire (**balayage linéaire**)

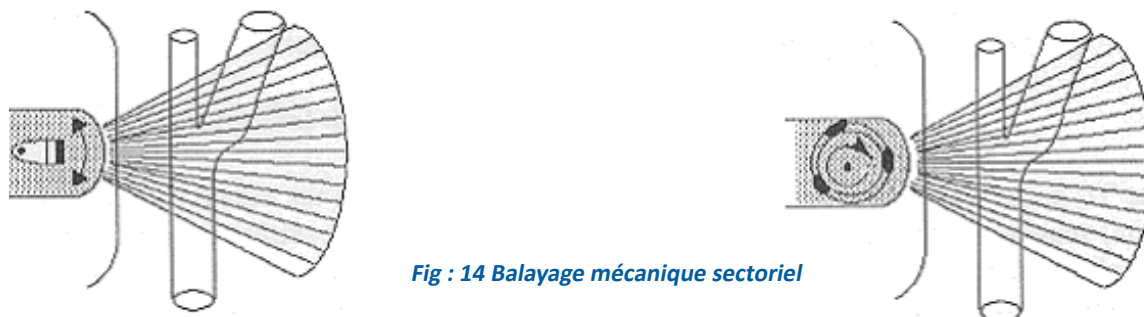


Fig : 14 Balayage mécanique sectoriel

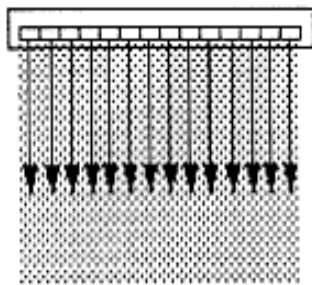
## 1.2- BALAYAGE ÉLECTRONIQUE

Lorsque le balayage est électronique, plusieurs transducteurs sont en fait juxtaposés et le balayage consiste en une commutation activant successivement chaque transducteur élémentaire. L'image construite est de forme rectangulaire si les transducteurs sont alignés (**sonde type barrette, balayage linéaire**).

(Fig : 15) Une sonde de même type, mais de forme convexe donne un **balayage sectoriel**.

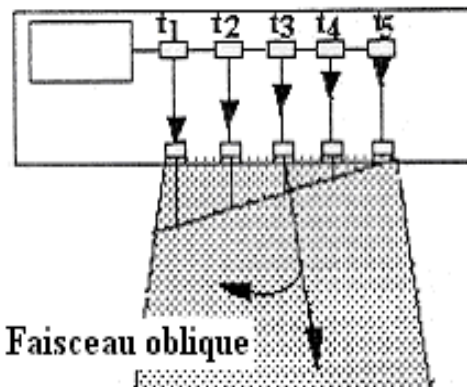
Un déphasage de l'émission par les transducteurs voisins, associés en groupe permet soit :

- de focaliser le faisceau ultrasonore ainsi produit ; c'est la **focalisation électronique**
- de donner au faisceau ultrasonore une **obliquité**. (Fig : 15)



Sonde barette

Fig : 15  
Balayage électronique linéaire



Faisceau oblique

## L'ECHOGRAPHIE TM (TIME MOTION OU TEMPS-MOUVEMENT)

Elle a un intérêt historique. Elle a été utilisée au début essentiellement en cardiologie. Actuellement elle est remplacée par l'Échographie mode B couplée au Doppler couleur.

## 2- ORGANES NON EXPLORABLES

Certains organes de l'organisme ne sont pas explorables par les ultrasons :

- Les **poumons** à cause de l'air qu'ils contiennent.
- Le **tube digestif** qui lui aussi contient des gaz.
- Le **squelette** : les ultrasons sont entièrement réfléchis par l'interface tissu-os.
- Le **cerveau** après fermeture de la fontanelle ; car pour atteindre le cerveau, il faudrait traverser l'os du crâne.

## 3- ORGANES EXPLORABLES

On peut explorer, à l'aide des ultrasons, tous les organes que le faisceau peut atteindre sans traverser de régions contenant du gaz ou de l'os.

- Le **cerveau chez le nourrisson** à travers la fontanelle tant qu'elle n'est pas fermée.
- La plupart des organes de l'abdomen sont accessibles : le **foie** et le **carrefour hépatovésiculaire**, la **vésicule biliaire** et les **voies biliaires** ainsi que le **pancréas**.
- Le **cœur** peut être étudié à travers le gril costal.
- Le **rein** peut être abordé sur un sujet en explorant la partie sous-costale postérieure.
- On peut également explorer la **thyroïde**, le **sein**, les **testicules**, le **globe oculaire**.
- L'**ovaire** et l'**utérus** peuvent être explorés à travers une vessie pleine.
- En **obstétrique**, le mode **B** précise la position, la morphologie et éventuellement les anomalies du placenta, de l'embryon et du fœtus. On peut aussi déterminer les mensurations des organes du fœtus.

### 3.1- EXEMPLES D'APPLICATION.

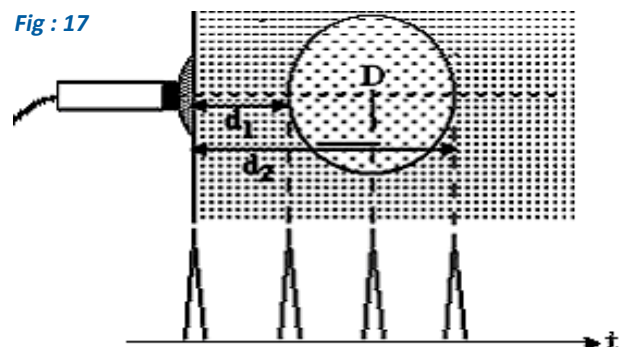
#### 3.1. 1- échographie en mode A.

Cette méthode est utilisée en ophtalmologie pour déterminer les dimensions du globe oculaire. (Fig 17). On mesure le temps que met l'onde US pour faire un aller-retour. Cette méthode de mesure est aussi appliquée en obstétrique à travers l'échographie mode B pour déterminer les mensurations du fœtus. Si C est la célérité de l'onde, on peut écrire :

$$d_1 = \frac{1}{2} \cdot C \cdot t_1 \text{ et } d_2 = \frac{1}{2} \cdot C \cdot t_2$$

$$\text{or } D = d_2 - d_1 = \frac{1}{2} \cdot C \cdot (t_2 - t_1)$$

$$\text{donc } D = \frac{1}{2} \cdot C \cdot \Delta t$$

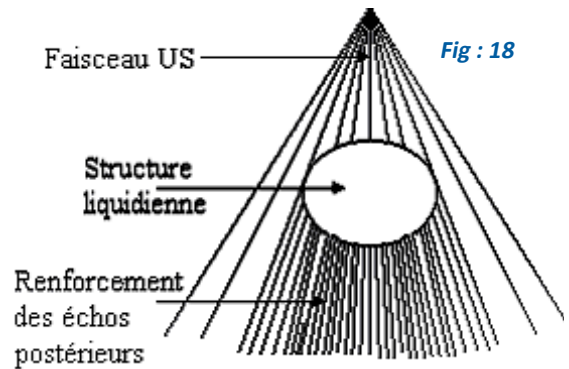


### 3.1. 2- Echographie en mode B

- Image d'une formation liquidienne

Exemple : Vessie pleine, vésicule à jeun, kyste hydatique... (Fig 18).

La formation liquidienne est « **transsonore** » : elle est vide d'écho ou « **anéchoïque** » ; compte tenu de l'amplification de l'appareil des échos profonds, on observera un **renforcement des échos postérieurs**.

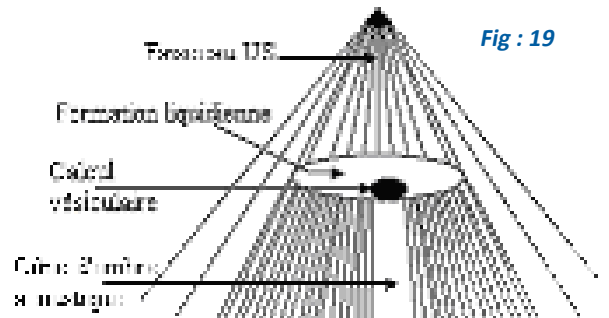


- Image d'une formation calcique

- Calcul vésiculaire.

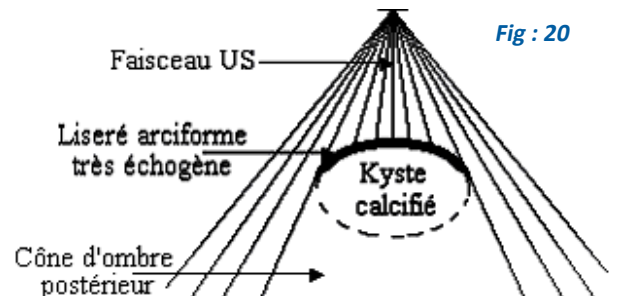
L'image de la vésicule biliaire est anéchogène avec un renforcement des échos postérieurs.

Le calcul est une structure très échogène, il lui correspond un **cône d'ombre postérieur** (Fig 19).



- Kyste calcifié.

Le kyste calcifié est une structure très échogène, on observe un liseré derrière lequel se trouve un **cône d'ombre postérieur**, le reste de la structure ne se voit pas (Fig 20).



## CONCLUSION

L'échographie est une technique, non invasive et qui n'utilise pas de rayonnements ionisants. Elle permet d'explorer plusieurs organes au cours d'une même séance. L'examen peut être répété. Cette technique est devenue l'examen de première intention dans beaucoup de cas en particulier pour l'exploration de l'abdomen et du pelvis.

## C – DOPPLER

L'application de l'effet Doppler à l'étude de la circulation sanguine à travers le mouvement des globules rouges a permis de développer les techniques ultrasonographiques dans les explorations cardiovasculaires.

### 1- DÉFINITION DE L'EFFET DOPPLER

L'EFFET DOPPLER, traduit la variation  $DF$  entre la fréquence d'une onde émise  $F_e$  et l'onde reçue  $F_r$  lors d'un déplacement relatif du récepteur par rapport à l'émetteur.

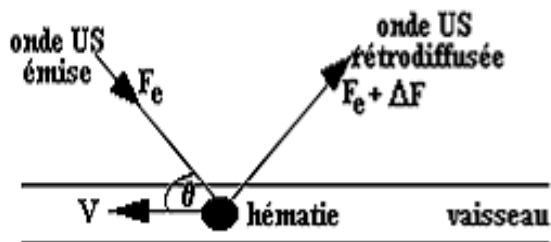
Ce phénomène est observé pour toutes les ondes qu'elles soient électromagnétiques comme celles utilisées dans les radars ou mécaniques à l'instar des ultrasons, utilisés en pratique médicale.

### 2. PRINCIPE GÉNÉRAL DE LA MÉTHODE

Cette méthode est basée sur « l'effet Doppler », qui traduit la variation  $DF$  entre la fréquence d'une onde ultrasonore  $F_e$  émise en direction de particules en mouvement (hématies) dans une veine liquide (vaisseau) avec une vitesse  $V$  et celle de l'onde  $F_r$  réfléchi (rétro diffusée) par ces particules. Cette différence de fréquence  $DF$ , appelée fréquence Doppler  $F_D$  (ou signal Doppler) est donnée par la relation :

$$\Delta F = \frac{2 \cdot F_e \cdot V \cos \theta}{C}$$

Fig : 21



$\Delta F$  : fréquence Doppler

$V$  : vitesse de la particule

$C$  : vitesse de l'onde ultrasonore dans le milieu

$\theta$  : angle entre le faisceau ultrasonore et la direction de l'écoulement

#### Conséquences :

1. La mesure de la variation de fréquence permet donc la mesure de la vitesse.
2. En tenant compte des fréquences d'émission utilisées en médecine (2 à 20 MHz) et des vitesses des écoulements sanguins dans les vaisseaux, la fréquence Doppler  $F_D$  se trouve dans la gamme des fréquences audibles. ( $100 \text{ Hz} < F_D < 20\,000 \text{ Hz}$ )
3.  $F_D$  est proportionnelle à  $F_e$ , fréquence d'émission et à  $V$  vitesse de l'écoulement dans le vaisseau exploré. L'obtention d'un signal Doppler va dépendre de ces 2 paramètres.
4.  $F_D$  est proportionnelle à  $\cos \vartheta$ . Le signal Doppler dépend donc de l'orientation de l'émetteur, c'est-à-dire de la sonde.  $F_D$  est maximale si  $\vartheta = 0$  et minimale si  $\vartheta = 90^\circ$
5. Il existe deux types de vélocimétrie Doppler : **Doppler à émission continue** et **Doppler à émission pulsée**. Chaque technique a ses avantages et ses inconvénients.
6. Le signal Doppler est constitué d'un ensemble de fréquences audibles. Il peut être analysé soit directement par une oreille « expérimentée », soit à travers un écran de visualisation en analysant les courbes de vitesses et les spectres de fréquences.

### 3. LE COUPLAGE ECHO-DOPPLER

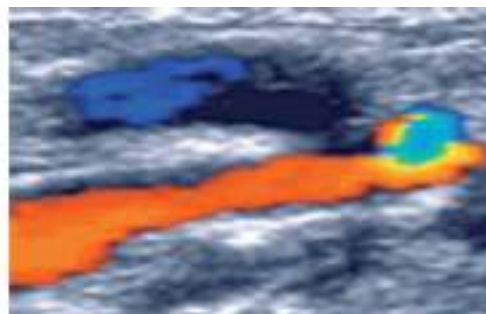
Utilisé en cardiologie, le couplage du Doppler à l'échographie permet de visualiser à la fois le contenant (le vaisseau) et d'analyser le comportement du contenu (circulation sanguine), ceci dans le but :

- de faire une étude anatomique des vaisseaux
- de déterminer les vitesses circulatoires
- et de mesurer les débits sanguins

### 4. DOPPLER COULEUR

Le Doppler couleur correspond à une image **dynamique des flux** représentés en **différentes couleurs**, superposée à une **image échotomographique** classique en échelle de gris. Un codage des couleurs permet d'avoir des renseignements supplémentaires par l'image Doppler :

- le sens circulatoire est codé en « **rouge** » et le sens inverse en « **bleu** »
- la vitesse circulatoire est codée par la « désaturation » de la couleur fondamentale (vitesses lentes en **sombre** - vitesses rapides en **clair** - vitesses très rapides en **blanc**).





## EVALUATION FORMATIVE

**Test 1.** Définir la piézo-électricité.

---

---

**Test 2.** Représenter par un schéma une sonde ultrasonore à balayage manuel

---

---

---

---

**Test 3.** Décrire les deux procédés de focalisation

---

---

**Test 4.** Résumer l'intérêt de la focalisation d'un faisceau ultrasonore

---

---

**Test 5.** Résumer l'intérêt de l'amortisseur dans une sonde ultrasonore

---

---

**Test 6.** Résumer l'intérêt de l'amplification des échos des structures anatomiques profondes

---

---

**Test 7.** Énoncer le principe du fonctionnement des différents modes échographiques A, B et TM.

---

---

**Test 8.** Décrire une image liquidienne à l'échographie.

---

---

**Test 9.** Décrire l'image échographique d'un calcul vésiculaire.

---

---

**Test 10.** Préciser l'intérêt de l'interposition d'un gel entre la sonde ultrasonore et la peau du malade lors d'un examen échographique.

---

---



**Test 11.** On se propose de mesurer le diamètre bipariétal (Bip) d'un fœtus à l'aide d'une sonde ultrasonore fonctionnant en mode B. Le premier écho (correspondant à la réflexion de l'onde sur l'os pariétal proximal du fœtus) est réceptionné 40  $\mu$ s après l'émission de l'onde. Le deuxième écho (correspondant à la réflexion de l'onde sur l'os pariétal distal) est réceptionné 120  $\mu$ s après l'émission de l'onde. Sachant que la célérité des ultrasons dans les milieux biologiques est de 1500 m/s, le Bip du fœtus est de :

A- 6 cm ; B- 7 cm ; C- 8 cm ; D- 9 cm ; E- 10 cm : Indiquer la réponse exacte.

**Test 12.**

On considère une cuve contenant deux milieux successifs différents séparés par une interface. Les deux milieux ont la même épaisseur  $x$ , des impédances acoustiques  $Z_1$  et  $Z_2$  et des coefficients d'atténuation linéique  $\mu_1$  et  $\mu_2$ .

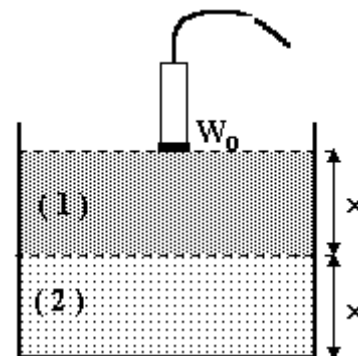
On place une sonde ultrasonore au contact du premier milieu (voir figure). Cette sonde émet une puissance ultrasonore  $W_0$ .

Retrouver que la puissance réfléchie par l'interface 1-2 et reçue par la sonde s'écrit sous la forme :

$$W = \left( \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \cdot W_0 \cdot e^{-2\mu_1 \cdot x}$$

Application numérique :

$W = 10^{-2}$  Watt/cm<sup>2</sup>,  $R = 10^{-1}$ ,  $x = 5$  cm,  $\mu = 0,23$  cm<sup>-1</sup>.



On supposera parfaite l'adaptation des impédances entre la sonde et le milieu 1.

**Test 13.** Une onde ultrasonore a une fréquence de 6 MHz, sa célérité dans l'eau est  $C = 1500$  m/s. Calculer :

1- L'impédance acoustique  $Z$  de l'eau.

2- Le coefficient de réflexion en amplitude  $R$  de l'onde perpendiculaire à l'interface entre l'eau et un milieu de masse volumique 1,05 g/cm<sup>3</sup> et dans lequel la célérité des ultrasons est de 1400 m/s.

On donne : Masse volumique de l'eau = 1 g/cm<sup>3</sup>

# ANNEXE I – TRAVAUX PRATIQUES

## TRAVAUX PRATIQUES N° 1 : RADIOACTIVITÉ - TECHNIQUES DE DÉTECTION

### TRAVAUX DIRIGÉS :

**TEST N° 1 :** Le carbone 14, de période 5.600 ans, est spontanément produit dans l'atmosphère du fait de l'irradiation par les rayons cosmiques, il est absorbé par les êtres vivants en donnant 10 désintégrations par minute et par gramme de carbone. À la mort l'absorption de cet élément est définitivement arrêtée. Du carbone extrait du bois d'une tombe égyptienne manifeste une activité de 7,60 désintégrations par minute et par gramme de carbone.

Déterminez l'âge de la tombe

On prendra :  $\log 7,6 = 2$ ,  $\log 2 = 0,7$

**TEST N° 2 :** Un échantillon radioactif de  $^{99m}\text{Tc}$  a une période de 6h et une activité de 64 millicuries :

1/ Calculer sa masse active en gramme

2/ Quelle était son activité avant 24h

3/ Quel est le temps nécessaire pour que 99,9% des atomes se désintègrent. On donne : N nombre d'Avogadro  $6,02 \cdot 10^{23}$

### TRAVAUX PRATIQUES :

#### 1 - PRINCIPE

Au cours de ce T.P on se propose d'étudier :

- le bruit de fond
- la zone de fonctionnement du compteur Geiger-Muller (G.M)
- le pouvoir de pénétration des radiations  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ .
- la C.D.A d'un matériau
- la loi de décroissance du nombre de coups détecté en fonction de la distance source-détecteur.

#### 2 - ÉQUIPEMENT

- sources radioactives :  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ .
- un compteur Geiger Muller (G.M) avec un système de comptage
- un chronomètre
- des écrans de différents matériaux et épaisseurs (Pb, Cu, Al, papier...).

#### 3 - MANIPULATION

##### 3.1 - Détermination de la zone de fonctionnement d'un GM

- Déterminer le taux de comptage par minute (Nombre de coups détecté pendant une minute : Ncpm) en fonction de la tension appliquée.  
[Augmenter la tension de 25 volts en 25 volts sans dépasser 550 volts].
- En déduire :
  - le palier du G.M
  - le point de fonctionnement du G.M (milieu du palier)
  - la pente de ce palier  $\alpha$  ( $\alpha$  doit être inférieure à 5 %).

##### 3.2 - Détermination du bruit de fond

Le bruit de fond est dû aux rayons cosmiques (uranium, potassium...) et aux différentes radiations émises par les sources qui se trouvent dans la salle.

- Fixer la tension du G.M au point de fonctionnement.
- Déterminer le bruit du fond NBF en coups par minute

##### 3.3 - Comparaison du pouvoir de pénétration des radiations $\alpha$ , $\beta$ , $\gamma$ .

On considère trois sources  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  placées chacune à une distance de 2 cm du GM.

Source  $\alpha$  : Américium 243 :  $^{243}_{95}\text{Am}$       Source  $\beta$  : strontium 90 :  $^{90}_{38}\text{Sr}$       Source  $\gamma$  : cobalt 60 :  $^{60}_{27}\text{Co}$

Déterminer le nombre de coups par minute pour les différents cas suivants (voir tableau). Attention : Ne pas oublier de choisir des écrans de même épaisseur et de soustraire le bruit de fond après chaque mesure.

source écran	$\alpha$	$\beta$	$\lambda$
Air			
Papier			
Al			
Pb			

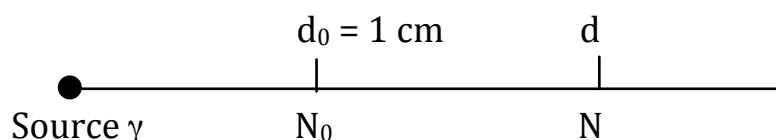
Comparer les différentes valeurs de N. Conclusions.

### 3.4 - Détermination de la CDA

- Placer la source de  $^{60}\text{Co}$  à 3 cm du GM.
- Placer entre la source et le compteur des écrans de différentes épaisseurs  $x$  relatives à un matériau donné (Ex. : Pb). Construire la courbe  $\text{Log } N=f(x)$  sur papier semi-log.
- Déduire la CDA et le coefficient d'atténuation  $\mu$  du plomb

### 3.5 - Décroissance de N en fonction de la distance d

On considère la source  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$ .



- Déterminer le nombre de coups  $N_0$  détectés à une distance  $d_0 = 1 \text{ cm}$  de la source.
- Déterminer le nombre de coups  $N$  détectés à une distance  $d$  variant de 2 à 10 cm, par pas = 2 cm. On adoptera des durées de comptage d'une minute.
- Tracer la courbe  $\log N = f(\log d)$  sur du papier log – log.
- La loi  $\frac{N}{N_0} = \frac{d_0^2}{d^2}$  est-elle vérifiée ?
- Conclusion.

## TRAVAUX PRATIQUES N° 2 : INTERACTIONS DES RAYONNEMENTS AVEC LA MATIÈRE

### A - MÉTHODE PAR SIMULATION

Cette séance de TP consiste en une simulation sur micro-ordinateur des différentes manipulations anciennement réalisées au cours des séances de travaux pratiques.

Le matériel utilisé est disponible dans la salle de TP et on peut l'utiliser pour assimiler le fonctionnement réel d'un compteur Geiger Muller, mais la contrainte du temps nous a incité à opter pour cette solution moderne de simulations.

**I) TRANSCRIVEZ DANS LE TABLEAU CI-DESSOUS LES VALEURS RETROUVÉES AU COURS DE LA SIMULATION. ON SUPPOSERA QUE L'ON DISPOSE DE 4 SOURCES DE RAYONNEMENT MONO ÉNERGÉTIQUE A, B, C ET D.**

	A	B	C	D
Air				
Papier				
Aluminium				
Plomb				
Eau				
Paraffine				

- Déterminer la nature des rayonnements A, B, C et D.
- Justifiez votre réponse.

## II) AU COURS DE CETTE MANIPULATION, ON SE PROPOSE DE DÉTERMINER LA CDA DU PLOMB, EN UTILISANT UNE SOURCE DE COBALT 60 ( $^{60}\text{Co}$ ).

- Définir la CDA d'un matériau pour un rayonnement mono énergétique donné.
- Utilisez le papier semi-Log pour déterminer la CDA du plomb.
- Citer l'intérêt de la détermination de ce coefficient de demi-atténuation en radioprotection.

## III) ON SE PROPOSE D'ÉTUDIER LA DÉCROISSANCE DE N EN FONCTION DE LA DISTANCE.

- Tracer la courbe  $\log N$  en fonction de  $\log d$  sur papier log-log.
- La loi  $N_1/N_2 = d_2^2/d_1^2$  est-elle vérifiée ?
- Conclusion.

Copies d'écran des différentes manipulations

**Comparaison du pouvoir de pénétration des radiations**


Matériau	Rayonnement			
	A	B	C	D
Air	(AIR)	(B-AIR)	(C-AIR)	(D-AIR)
Papier	(P-PAPER)	(B-PAPER)	(C-PAPER)	(D-PAPER)
Aluminium	(A-ALUMINUM)	(B-ALUMINUM)	(C-ALUMINUM)	(D-ALUMINUM)
Plomb	(A-PLOMB)	(B-PLOMB)	(C-PLOMB)	(D-PLOMB)
Eau				(E-AU)
Paraffine				(D-PARAFFINE)

Détermination de la CDA

QUITTER


**Détermination de la Couche de Demi Atténuation C.D.A**

$^{60}\text{Co}$



Source Gamma

00000



Détecteur GM

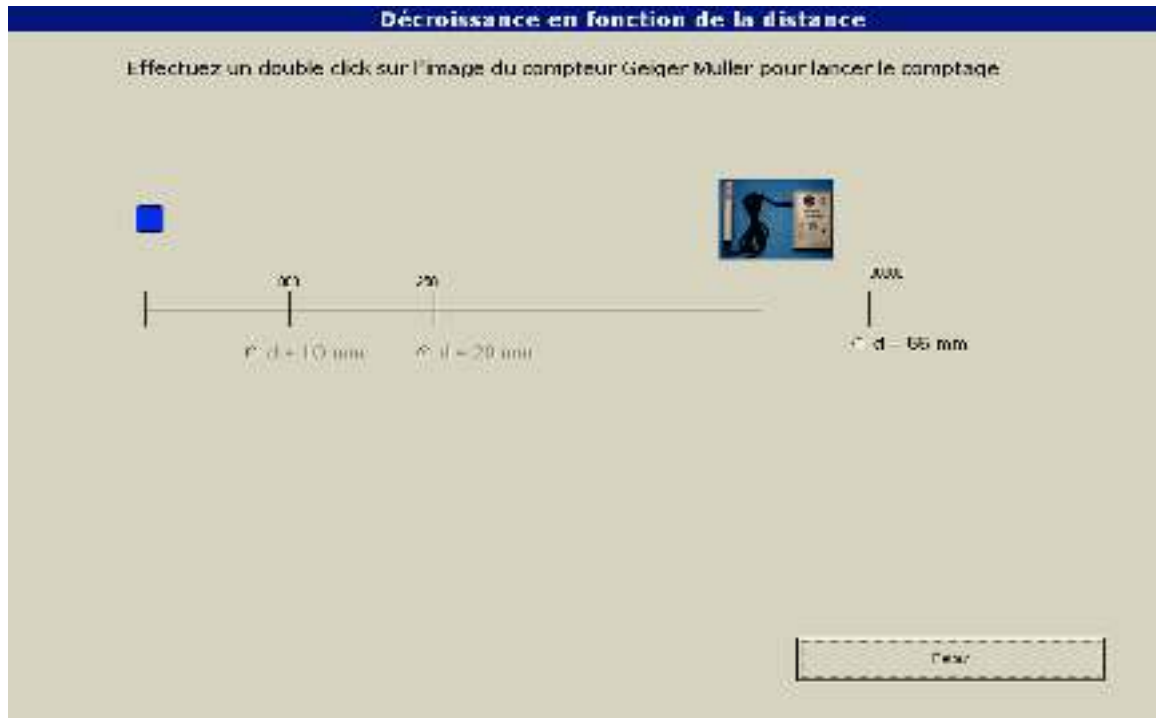
**Épaisseur de l'écran**

Sans écran : 0 mm

**cpm**

Décroissance en fonction de la distance d

Retour

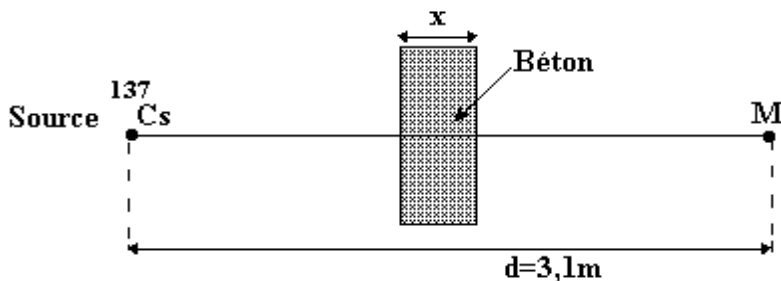


## B – RADIOBIOLOGIE/RADIOPROTECTION :

**Test 1 :** Soit une source de Cobalt 60 d'activité  $A = 18,5 \cdot 10^{10}$  Bq.  
Quel est le débit de dose à 1 m ( $k=1,3$  R/h/Ci à 1 m)

**Test 2 :** On désire qu'à 3,1 mètres de distance d'une source de césium 137 d'une activité de 25 Ci ; le débit d'équivalent de dose n'excède pas 1 mRem/h.

- 1) Exprimer ce débit d'équivalent de dose dans le système international.
- 2) Quelle épaisseur devra avoir le mur de béton que l'on veut interposer entre la source S et le point de mesure M ?



On donne :

Constante spécifique du césium :  $K= 0,35$  R/h/ci à 1 m  
C.D.A. du béton pour le  $^{137}\text{Cs}$  : 8 cm

**Test 3 :** Soit une source d'Iridium 192 d'activité  $A = 2$  Ci

- 1) Calculer le débit de dose  $D$  délivré par cette source à 1 m
- 2) Calculer le débit de dose  $D$  en un point M situé à 10 m de la source
- 3) On interpose entre la source et le point M un écran de plomb afin que le débit de dose au niveau de ce point ne dépasse pas 2,5 m Rad/h

Calculer l'épaisseur minimale que doit avoir l'écran de plomb.

On donne :

- \* C.D.A du plomb pour l'iridium 192 : 4 mm
- \* constante spécifique de l'iridium 192 ;  $k = 0,5$  R/h/ci à 1 m

**Test 1 :** Sur le film a été radiographié trois fois le même objet. Les images obtenues sont notées A, B et C.

1/ A quoi correspondent les rapports :

longueur de l'image B  
Longueur de l'image A  
longueur de l'image C  
Longueur de l'image A

2/ Calculer la distance objet-film dans les cas B et C.

---

---

---

3/ La dimension du foyer utilisé est de 1,5 mm. Donner la raison pour laquelle :

- Les contours de l'image A sont nets
- Les contours des images B et C sont moins nets que ceux de A.

---

---

---

4/ On veut obtenir une image du même objet de même dimension que C, avec des contours plus nets. Choisir, parmi les propositions suivantes, celles qui permettent d'obtenir cette image :

a- on rapproche l'objet du film

---

---

b- on augmente le temps d'exposition du film

---

---

c- on diminue la surface du foyer

---

---

d- on augmente l'énergie des RX

---

---

**Test 2 :**

**I – Sur le film ont été radiographiés deux objets identiques A et B.**

1/ Pour passer de A à B, quels paramètres a-t-on changé ?

---

---

2/ Expliquer les différents noircissements observés sur chaque image.

---

---



## II- a- La radiographie comporte deux parties A et B.

*Laquelle présente le meilleur contraste ?*

---

*b- Pour passer des conditions expérimentales de A à celles de B, on a :*

*– Varié la position des objets par rapport au film ?*

---

*– Augmenté l'énergie des RX ?*

---

*– Varié le temps d'exposition du film ?*

---

**\* La distance [foyer-film] est égale à 1 m pour tous les tests**

**Test 3 :** *Un même objet a été radiographié dans les mêmes conditions physiques : une fois avec un foyer de 0,15 mm, une fois avec un foyer de 1,5 mm*

*1- Comparer la netteté des images obtenues*

---

*2- Quelle est la nature du flou qu'on constate sur l'une des deux images ?*

---

*3- De quel facteur dépend-il ?*

---

*4- Pour visualiser un petit trait de fracture, quel foyer a-t-on intérêt à utiliser ?*

---

**Test 4 :**

*1- De quelle nature est le flou constaté sur le cliché radiographique ?*

---

*2- Comment peut-on le réduire ?*

---

**Test 5 :** *Sur le film, on a radiographié 3 objets creux identiques plongés dans un récipient plein d'eau. Un des objets est rempli d'eau. Le 2<sup>ème</sup> est rempli d'air. Le 3<sup>ème</sup> est rempli d'une suspension de sulfate de baryum.*

*1- Par quel produit est rempli l'objet qui présente le plus mauvais contraste avec le fond ?*

---

2- L'un des objets paraît plus sombre et l'autre plus clair que le fond. Par quel produit est rempli chacun d'eux ?

---

---

---

3- Ces produits ont-ils un intérêt en radiodiagnostic ? Citer quelques exemples.

---

---

---

**Test 6 :** Les deux images A et B appartiennent à la même personne. L'une est obtenue sans grille anti diffusante et l'autre avec grille.

Comment reconnaître chacune d'elles ?

---

---

---

---

## TRAVAUX PRATIQUES N° 4 : IMAGE RADIOLOGIQUE II

### RAPPEL :

Il est d'usage de parler de trois catégories d'imagerie médicale :

- On parle d'imagerie **morphologique** ou **anatomique** lorsqu'on cherche à visualiser la morphologie d'un organe ou d'une lésion donnée et ses rapports anatomiques. Ceci peut être obtenu par la radiologie conventionnelle, la tomodensitométrie, l'échotomographie et l'imagerie par résonance magnétique nucléaire (IRM anatomique).
- On parle d'imagerie **métabolique** ou **fonctionnelle** lorsqu'on cherche à étudier la fonction d'un organe et son comportement dans des situations variées ou lorsqu'on cherche à analyser dans le temps, l'évolution d'une lésion suspecte ou pathologique. Ceci peut être obtenu par l'échotomographie seule ou couplée à l'écho Doppler, par l'imagerie par résonance magnétique (IRM fonctionnelle) et par l'ensemble des explorations isotopiques au sein des services de Médecine Nucléaire.
- Enfin, on parle d'imagerie **moléculaire** dans le cas où l'on cherche à déterminer le fonctionnement cellulaire et moléculaire d'un organe de l'organisme ou d'une lésion de petite taille, en détectant au niveau de cette lésion, le trajet d'une molécule qui s'insère dans son métabolisme. Complémentaire de l'imagerie anatomique qui ne visualise que la structure des tissus ou des organes, l'imagerie moléculaire étudie directement le rôle des molécules dans le fonctionnement des cellules en utilisant les techniques des radioéléments, mais également les procédés optiques, magnétiques ou acoustiques. L'imagerie moléculaire trouve sa place tant en oncologie que dans les autres grands domaines de la médecine, comme la neurologie, la cardiologie ou l'endocrinologie.

Schématiquement on peut dire que :

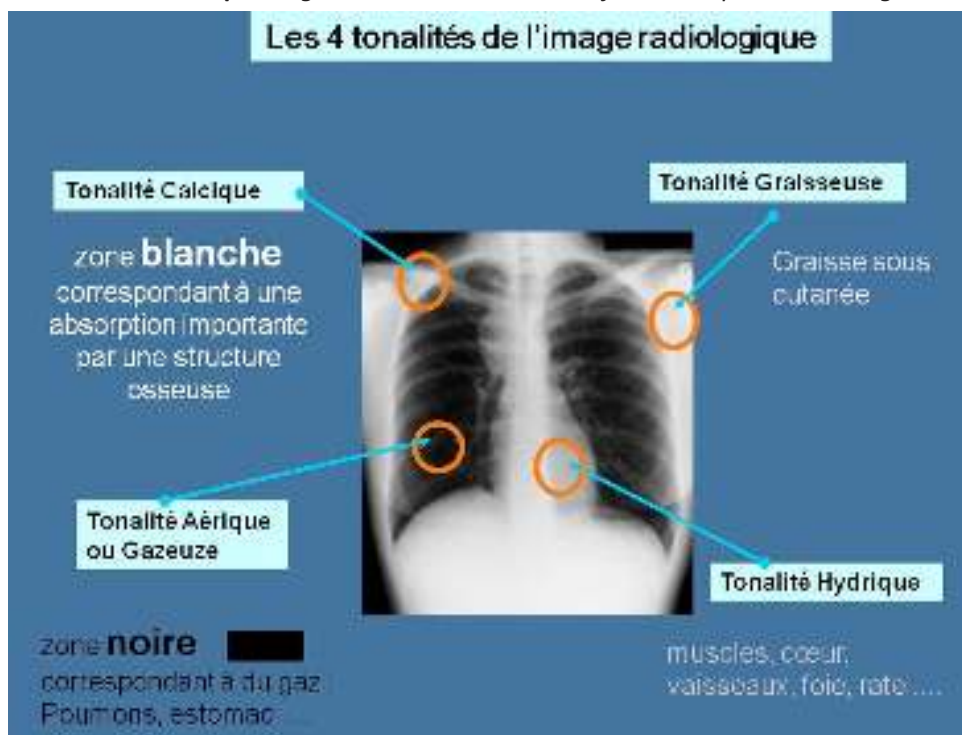
- La radiologie conventionnelle et la tomodensitométrie (scanner X) sont basées sur la transmission d'un faisceau de rayons X à travers le corps.
- La scintigraphie et la tomoscintigraphie sont des images réalisées grâce à l'émission gamma d'éléments radioactifs concentrés dans les organes à explorer.
- L'échotomographie est basée sur la réflexion d'ondes ultrasonores sur les différentes interfaces qui séparent des milieux de composition physico-chimiques différentes et donc d'impédance acoustique différente.
- L'imagerie par résonance magnétique nucléaire (IRM ou RMN) exploite la résonance magnétique des protons qui se trouvent dans le corps lorsqu'ils sont soumis à des champs magnétiques intenses.

- La Tomographie par Émission de Positrons (TEP), couplée au Tomodensitomètre (TDM) est la technique la plus récente. La TEP-TDM ou PET-Scan pour les Anglo-saxons, est basée sur la fusion d'images en coupe obtenues à la fois par Tomodensitométrie et par Tomographie par Émission de Positrons (TEP), après injection au patient de radio pharmaceutiques émetteurs de positrons (ou positons), généralement à durée de vie très courte (de quelques secondes à quelques heures).

## COMMENCEZ PAR OBSERVER LES CLICHÉS Rx MIS À VOTRE DISPOSITION

On observe sur une radiographie 4 tonalités naturelles :

- une **tonalité calcique** : il s'agit d'une zone blanche correspondant à une absorption importante par une structure osseuse.
- une **tonalité liquidienne** : tonalité correspondant aux muscles, cœur, vaisseaux, foie ..
- une **tonalité grasseuse** : graisse sous-cutanée
- une **tonalité aérique ou gazeuse** : zone noire sur le film correspondant à du gaz.



## UTILISATION DES PRODUITS DE CONTRASTE

Le film radiologique est un **film en négatif** généralement, les contrastes entre les organes de même tonalité sont faibles et ne permettent pas toujours de les discerner..

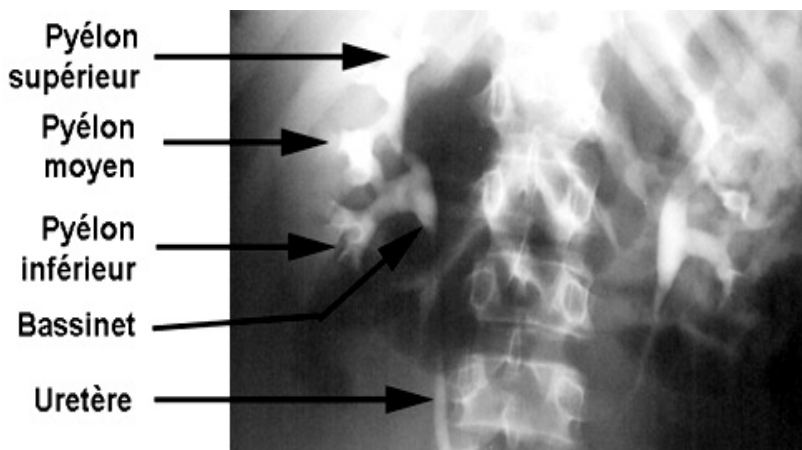
**Exemple** : les vaisseaux, le rein et les voies rénales. Aussi, a-t-on recours aux produits de contrastes. Ces produits se concentrent au niveau des structures que l'on désire explorer. Ils modifient localement l'atténuation des rayons X et créent ainsi un contraste artificiel.

### Exemples de produits de contraste :

Le Sulfate de Baryum (Baryte) ; c'est un produit de contraste positif très utilisé dans l'exploration du tube digestif. Les produits hydrosolubles iodés ; ce sont des molécules contenant de l'iode, élément qui absorbe fortement les rayons X. Ils permettent d'étudier les veines par phlébographie, les artères par artériographie, les reins et voies urinaires par Urographie intra- veineuse... etc.)

**Rappel utile** : Les allergies à l'iode n'existent pas.

L'iode est un élément naturel de notre environnement. Nous en ingérons quotidiennement dans le fromage, le lait, les crustacés, etc. Les allergies ne sont pas dues à l'iode en soi, mais aux produits iodés, c'est-à-dire aux molécules qui contiennent de l'iode. C'est l'expression « allergie à l'iode » qui est fausse. Il faudrait plutôt parler d'allergie aux produits iodés.



## TRAVAUX PRATIQUES :

**Test 1 :** Quelles sont les 4 tonalités qu'on peut observer sur une radiographie standard ? Retrouver ces 4 tonalités sur l'une des images proposées.

**Test 2 :** Vous disposez d'un certain nombre d'images utilisées en pratique médicale : images obtenues par Tomodensitométrie, par Résonnance magnétique, par scintigraphie et par échographie. Identifiez chaque type d'images. Observez les différences et les similitudes. Commentez :

**Test 3 :** Quels sont les différents paramètres affichés sur les clichés scannographiques ? À quoi servent-ils ? Comparez avec les paramètres inscrits sur les clichés d'IRM.

**Test 4 :** Considérons :

- Un faisceau parallèle de RX et un ensemble de 16 détecteurs disposés comme sur le schéma ci-après. Le tube à RX et l'ensemble des détecteurs sont solidaires.
- Soit une matrice carrée comportant normalement 256 x 256 pixels, mais réduites, pour les besoins de l'exercice, à 16 x 16 petits carreaux (chaque carreau équivaut à 256 pixels)
- Cette matrice représente, en fait, un milieu hétérogène et chaque pixel sera caractérisé par son coefficient d'atténuation massique relatif propre  $\Delta$  (coefficient de HOUNSFIELD).

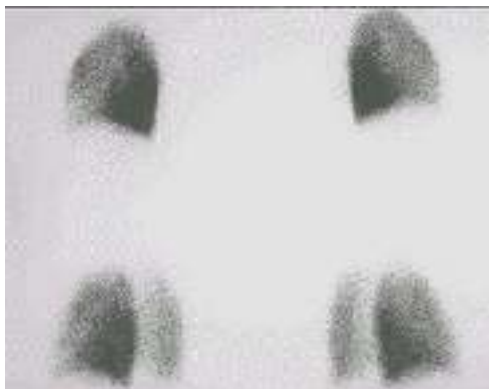
- 1 - Comment a-t-on pu calculer les différents coefficients d'atténuation massiques relatifs de la matrice ?
- 2 - Pouvez-vous expliquer l'image obtenue par cette matrice sachant que le coefficient de HOUNSFIELD est nul pour l'eau, maximum pour l'os (+ 100) et minimum pour l'air (- 100)
  - a - Cette image « matricielle » vous paraît-elle correspondre d'une façon satisfaisante à une image réelle ? Sinon comme l'améliorer ?
  - b - Le malade étant toujours sur la table, on procède à une nouvelle acquisition de même épaisseur de coupe. Sur quel(s) paramètre(s) peut-on agir afin d'améliorer la qualité de l'image finale ? Discuter chaque suggestion.

FAISCEAU RX																
	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
1	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20
2	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20
3	20	0	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20
4	20	20	20	20	20	20	20	20	0	0	0	20	20	20	20	20
5	20	20	20	20	20	20	20	0	0	0	0	0	20	20	20	20
6	20	20	20	20	20	20	0	0	0	0	0	0	0	20	20	20
7	20	20	20	20	20	20	0	0	0	0	0	0	0	20	20	20
8	20	20	20	20	20	20	0	0	0	0	0	0	0	20	20	20
9	20	20	20	20	20	20	20	0	0	0	0	0	20	20	20	20
10	20	20	20	20	20	20	20	20	0	0	0	20	20	20	20	20
11	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20
12	20	80	85	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20
13	20	90	90	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20
14	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	0	20	20	20	20
15	20	20	20	20	20	20	0	20	20	20	20	20	20	20	20	20
16	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
DETECTEURS																

## 5 – QUELQUES EXEMPLES (POUR OBSERVATION) :

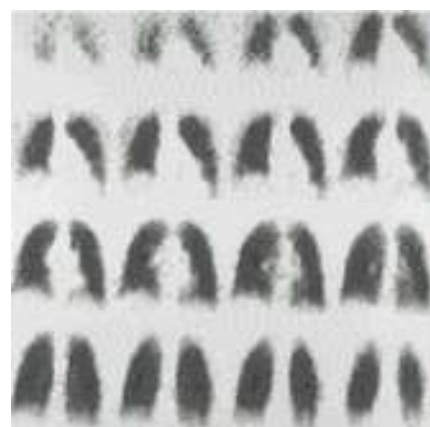
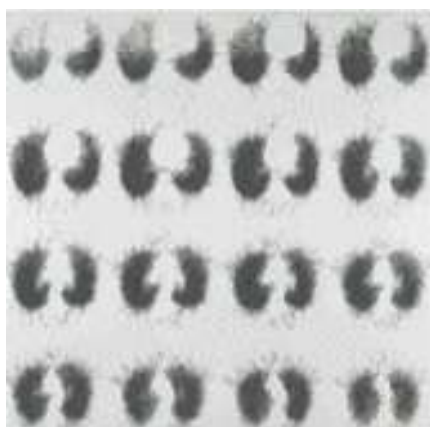
### 5-1 EXPLORATIONS FONCTIONNELLES ISOTOPIQUES EN PNEUMOLOGIE

- Étude de la perfusion pulmonaire
- Étude de la ventilation pulmonaire
- Étude de la clairance alvéolo-capillaire

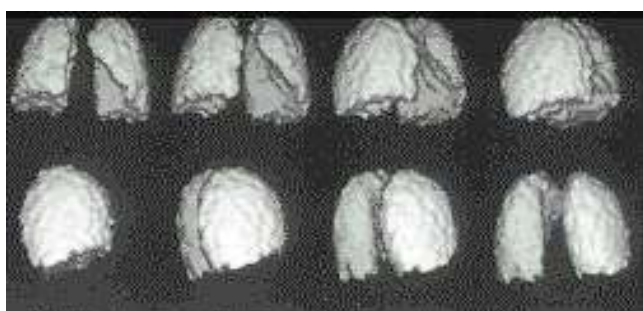


*Scintigraphie pulmonaire de perfusion normale : mode planaire 8 incidences*

### Scintigraphie pulmonaire de perfusion normale : mode tomographique



### Représentation en 3D



## 5 – 2 EXPLORATIONS ISOTOPIQUES EN CANCÉROLOGIE :

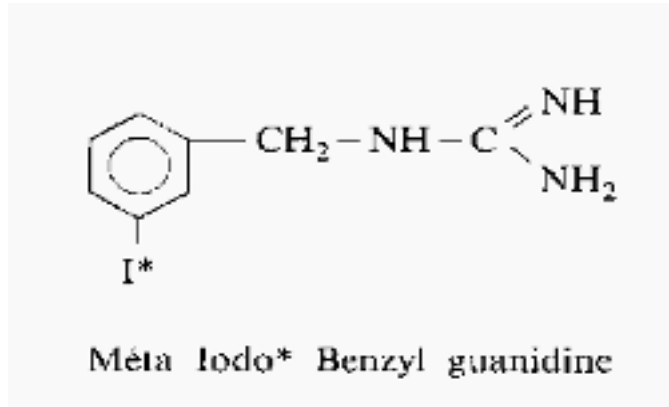
*Leur apport peut se résumer en 4 points :*

- Diagnostic différentiel entre tumeur bénigne et tumeur maligne
- Bilan d'extension
- Évaluation de la réponse au traitement
- Recherche de récive



### Exemple d'utilisation de traceurs qui sont des analogues hormonaux :

MIBG = metaiodobenzylguanidine analogue de la noradrénaline marqué à l'iode 131 ou l'iode 123 pour l'exploration des tumeurs de la médullosurrénale et les neuroblastomes.



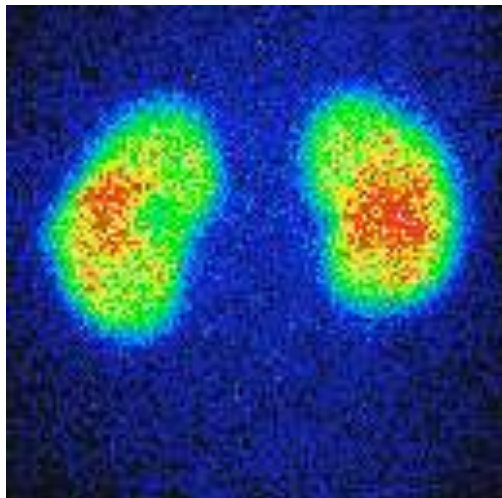
La scintigraphie montre une image anormale avec un foyer fixant le radiopharmaceutique au niveau de la glande surrénalienne droite.

Il s'agit d'un Phéochromocytome surrénalien droit.

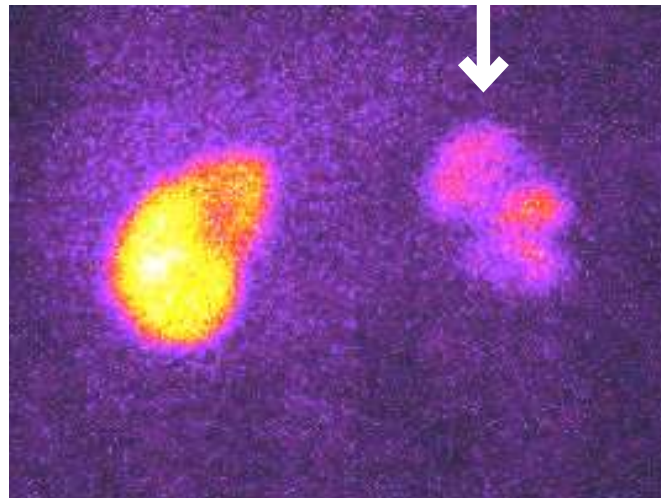
### 5 – 3 EXPLORATIONS ISOTOPIQUES EN NÉPHROLOGIE : SCINTIGRAPHIE RÉNALE

La scintigraphie rénale consiste à injecter dans une veine du bras un produit de faible radioactivité, qui va être filtré par le rein et passer dans les urines, montrant au passage la qualité de la fonction rénale dans son rôle d'épuration du sang. Il s'agit d'un examen fonctionnel qui révèle l'irrigation sanguine, la fonction et l'excrétion de chacun des deux reins. C'est en particulier le meilleur examen pour déceler des cicatrices rénales chez l'enfant.

#### Examen normal



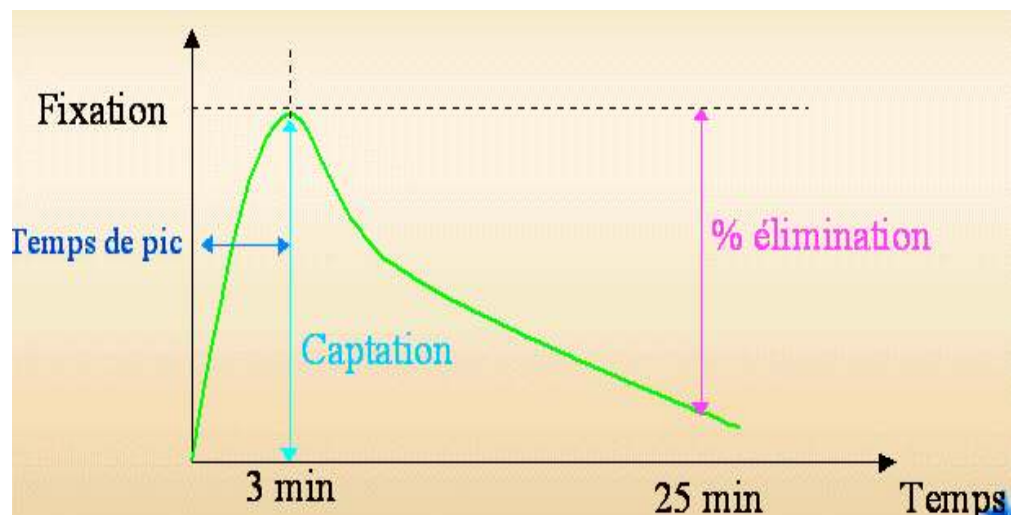
#### Cicatrices de pyélonéphrites du rein droit



### Étude du transit rénal (néphrogramme isotopique) :

Cet examen permet d'explorer la Filtration Glomérulaire et d'étudier la fonction de chaque rein d'une manière séparée.

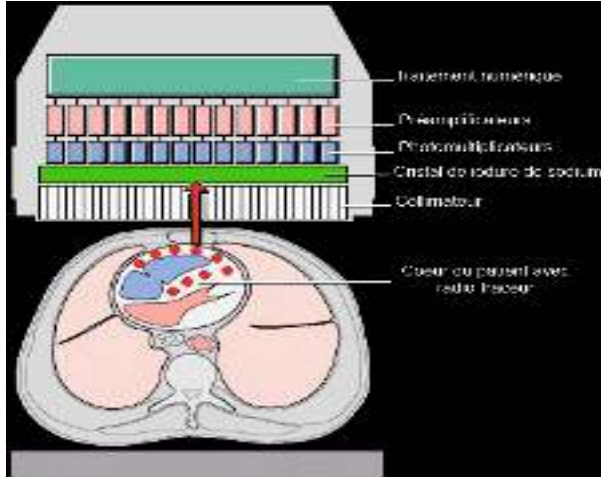
#### Néphrogramme isotopique normal





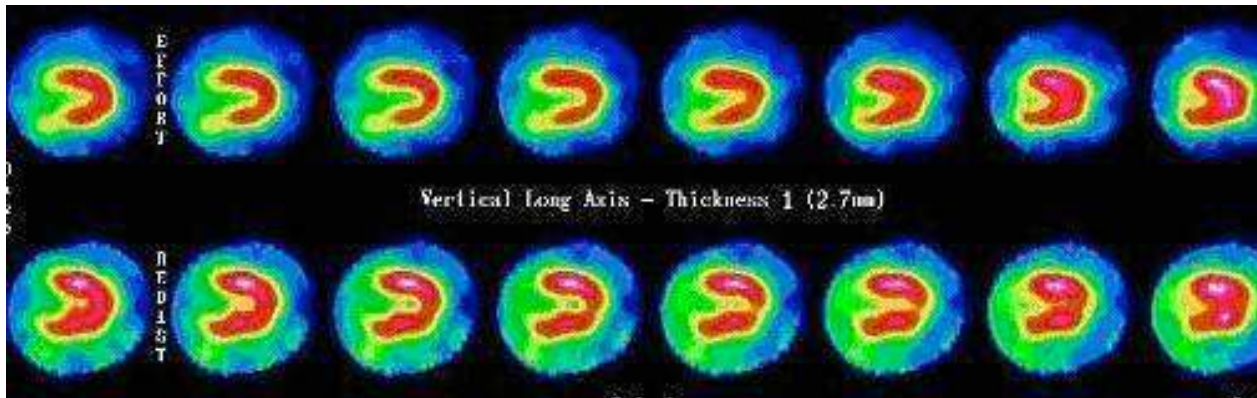
## 5 – 4 EXPLORATIONS ISOTOPIQUES EN CARDIOLOGIE

**But :** Étude de la perfusion myocardique et donc du retentissement des pathologies des artères coronaires avec étude du métabolisme cellulaire (viabilité cellulaire), par l'injection intraveineuse d'un traceur qui se distribue dans le myocarde en fonction du débit sanguin régional au moment de l'injection. Le muscle cardiaque (myocarde) est irrigué par les artères coronaires qui apportent l'oxygène nécessaire à son fonctionnement normal. En cas de rétrécissement d'une artère coronaire, il existe un manque d'oxygène dans le territoire concerné, survenant plus volontiers à l'effort, du moins au début : on parle d'ischémie, dont le signe le plus fréquent est l'angine de poitrine. Lorsque l'une de ces artères est totalement occluse, le manque d'oxygène peut entraîner la nécrose d'une partie de celui-ci : on parle de nécrose ou d'infarctus.



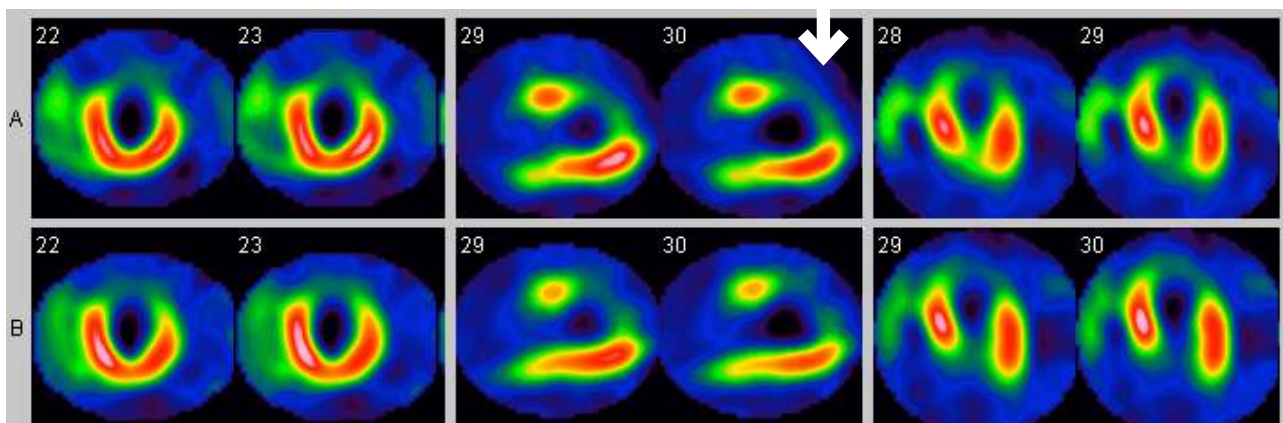
**Réalisation de l'épreuve d'effort pour augmenter les besoins cellulaires en O<sub>2</sub> du myocyte :** Le cardiologue monte progressivement la charge de l'effort par paliers. L'injection du traceur radioactif se fait au maximum de l'effort (1 min avant la fin de l'effort). C'est à ce moment-là que les besoins cellulaires en O<sub>2</sub> sont maximums.

### Scintigraphie normale



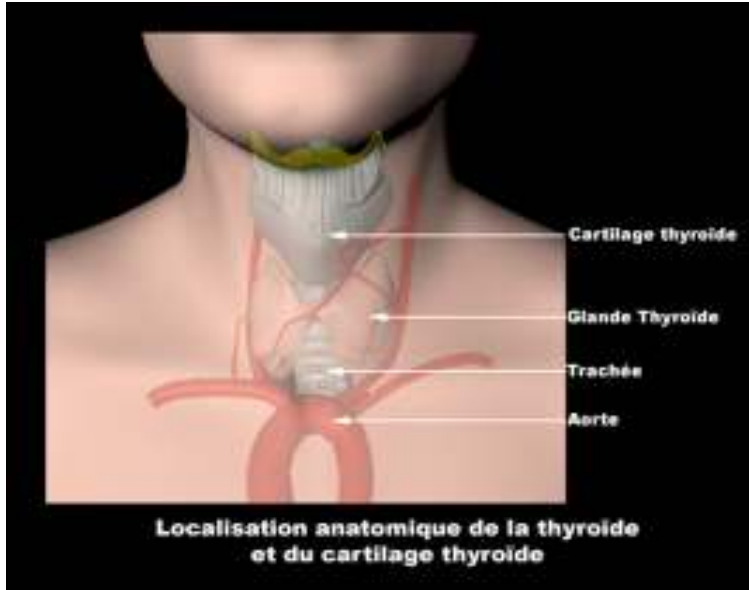
La scintigraphie myocardique permet de visualiser de façon indirecte la vascularisation et le fonctionnement du muscle cardiaque : en cas de mauvaise irrigation, elle mettra en évidence une zone d'« hypofixation » du traceur ; celle-ci peut être permanente (séquelles d'infarctus) ou transitoire (simple ischémie). La comparaison de la fixation du radio traceur dans le muscle cardiaque entre deux examens un à l'effort et un au repos, permet de distinguer entre ischémie et nécrose.

### Scintigraphie myocardique anormale montrant une zone mal vascularisée



## 5 – 5 EXPLORATION ISOTOPIQUE DE LA THYROÏDE

La scintigraphie thyroïdienne est un examen qui permet de voir le fonctionnement de la glande thyroïde. Elle est souvent réalisée en complément d'un bilan hormonal et d'une échographie thyroïdienne.



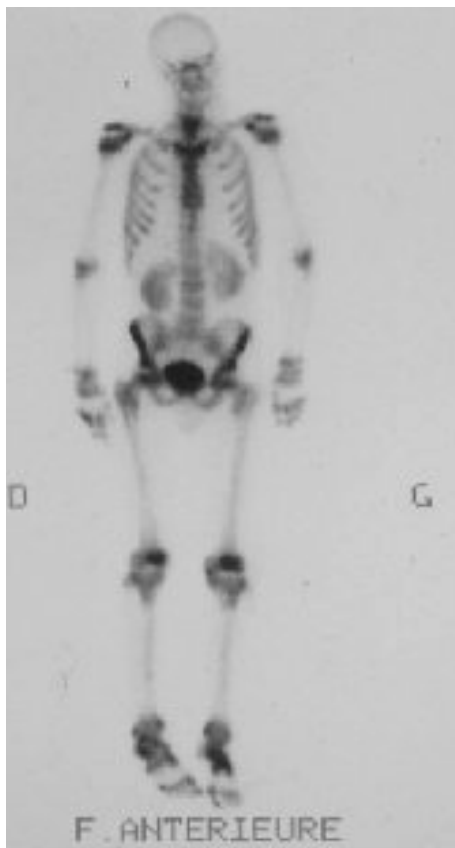
Scintigraphie thyroïdienne normale



## 5 – 6 : EXPLORATION SCINTIGRAPHIQUE OSSEUSE

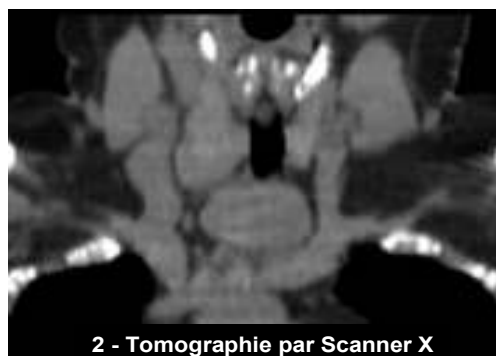
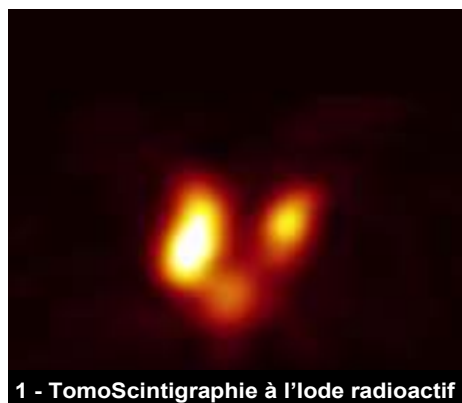
**Imagerie** : La fixation scintigraphique traduit une activité d'ostéogenèse → La scintigraphie osseuse = Imagerie fonctionnelle de l'os. C'est un examen **très sensible**, mais **non spécifique** d'une maladie.

Scintigraphie osseuse normale

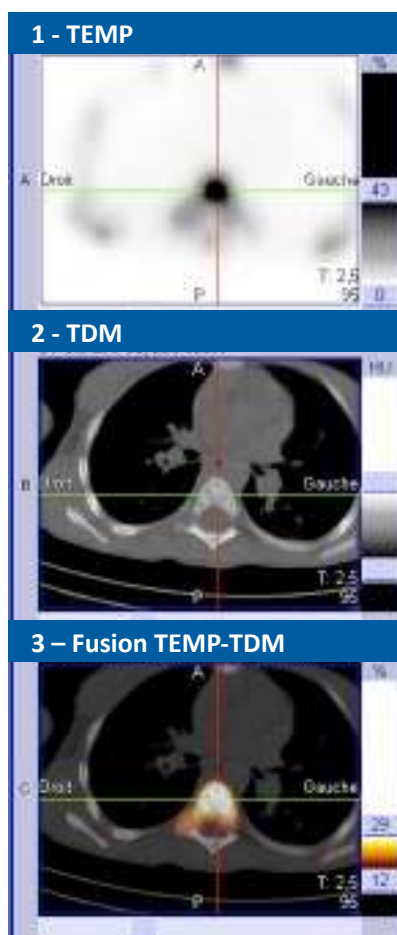


Infection osseuse au niveau de la cheville gauche chez un enfant

3  
1 H 2



Imagerie hybride  
TEMP-TDM  
d'un Goitre  
Retrosternal



Mise en évidence de métastases osseuses par imagerie hybride obtenue après fusion des images tomoscintigraphiques TEMP et des images scanographiques TDM.

(Gamma Caméra SPECT-CT / Service de Médecine Nucléaire, Institut Salah Azaiez –Tunis)



## ANNEXE II – PHOTOS D'ARCHIVES FACULTÉ DE MÉDECINE DE TUNIS

*Section de Biophysique/ Département des sciences de base A*



## ANNEXE III - REVISIONS

### EXAMEN DE LA SESSION DE JANVIER 2012/60 QCM (90 MN)

Indiquez à chaque fois la (ou les) proposition(s) exacte(s).

#### QCM 1- Les rayons X :

- A. *Sont des ondes électromagnétiques*
  - B. *Sont des ondes mécaniques*
  - C. *Sont produits dans le noyau atomique*
  - D. *Sont produits dans le cortège électronique de l'atome*
  - E. *Peuvent se déplacer dans le vide*
  - F. *Aucune de ces propositions n'est exacte*
- 

#### QCM 2 - Les rayons Gamma :

- A. *Sont des ondes électromagnétiques*
  - B. *Sont des ondes mécaniques*
  - C. *Sont produits dans le noyau atomique*
  - D. *Sont produits dans le cortège électronique de l'atome*
  - E. *Peuvent se déplacer dans le vide*
  - F. *Aucune de ces propositions n'est exacte*
- 

#### QCM 3- Les ultrasons :

- A. *Sont des ondes électromagnétiques*
  - B. *Sont des ondes mécaniques*
  - C. *Sont produits dans le noyau atomique*
  - D. *Sont produits dans le cortège électronique de l'atome*
  - E. *Peuvent se déplacer dans le vide*
  - F. *Aucune de ces propositions n'est exacte*
- 

#### QCM 4- Un photon X est caractérisé par :

- A. *Une masse = 0, une charge = 0*
  - B. *Une masse = 0, une charge = +1*
  - C. *Une masse = 0, une charge = + 4*
  - D. *Une masse = 1 uma, une charge = + 1*
  - E. *Une masse = 1 uma, une charge = - 1*
  - F. *Aucune de ces propositions n'est exacte*
- 

#### QCM 5- Un photon gamma est caractérisé par :

- A. *Une masse = 1 uma, une charge = 0*
  - B. *Une masse = 0, une charge = +1*
  - C. *Une masse = 0, une charge = + 4*
  - D. *Une masse = 1 uma, une charge = + 1*
  - E. *Une masse = 1 uma, une charge = - 1*
  - F. *Aucune de ces propositions n'est exacte*
- 

#### QCM 6- Les photons X et les photons Gamma :

- A. *Sont des rayonnements directement ionisants*
  - B. *Ne sont pas de même nature physique*
  - C. *Ont la même origine au sein de l'atome*
  - D. *À énergie égale, ils n'ont pas les mêmes effets sur la matière vivante*
  - E. *Sont des particules chargées légères*
  - F. *Aucune de ces propositions n'est exacte*
-

**QCM 7 - La quantité d'électricité qui traverse un tube RX pendant une durée de temps  $t$  :**

- A. S'exprime en coulomb
  - B. S'exprime en mAs
  - C. Ne dépend pas du chauffage du filament de la cathode
  - D. Est entièrement convertie en RX
  - E. Est égale au produit  $i \cdot t$
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 8 – Les paramètres qui interviennent dans la quantité d'énergie transportée par un faisceau de Rayons X produit dans un tube RX sont :**

- A. L'intensité  $i$  du courant qui traverse le tube
  - B. La tension d'accélération entre l'anode et la cathode
  - C. La forme de l'anode
  - D. Le N° atomique du métal qui constitue l'anode
  - E. La température de l'anode
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 9 – Un tube de Rx porte les indications suivantes : intensité électrique maximale = 1000 mA ; tension maximale = 130 KV. La puissance électrique  $P$  du tube est égale à :**

- A.  $P = 130\,000\text{ w}$
  - B.  $P = 13\,00\text{ w}$
  - C.  $P = 13\text{ w}$
  - D.  $P = 65\text{ w}$
  - E.  $P = 6,5\text{ w}$
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 10 – Soit un rayonnement électromagnétique de 150 KeV, la longueur d'onde correspondante exprimée en angström est :**

- A. 150
  - B. 15
  - C. 7,5
  - D. 0,75
  - E. 0,08
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 11 – Dans l'effet photoélectrique :**

- A. L'interaction se produit avec un électron atomique libre.
  - B. L'absorption est totale.
  - C. L'électron emporte l'énergie sous forme cinétique.
  - D. L'ionisation de la matière est directe.
  - E. Il est prédominant aux basses énergies.
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 12 – Effet photoélectrique :**

- A. L'effet photoélectrique est une interaction entre un électron incident et un électron lié de l'atome cible.
  - B. L'effet photoélectrique est une interaction entre un photon incident et un électron lié de l'atome cible.
  - C. Un photon incident X peut provoquer un effet photoélectrique si son énergie est supérieure à l'énergie de liaison d'un électron K de l'atome cible.
  - D. La probabilité d'interaction par effet photoélectrique est plus importante si l'énergie du photon incident X est égale à la différence des énergies de liaison  $E_K - E_L$  des électrons de l'atome cible
  - E. La probabilité d'interaction par effet photoélectrique est plus importante si l'énergie du photon incident X est inférieure à l'énergie de liaison d'un électron K de l'atome cible
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
-



**QCM 13 – Effet Compton :**

- A. L'électron Compton est toujours projeté vers l'avant et le photon diffusé est toujours projeté vers l'arrière.
  - B. L'électron Compton est toujours projeté vers l'arrière et le photon diffusé est toujours projeté vers l'avant.
  - C. Le photon incident transmet une partie de son énergie sous forme d'énergie cinétique à l'électron.
  - D. Le photon incident transmet une partie de son énergie à l'électron et change de direction.
  - E. Si le transfert d'énergie du photon incident à l'électron est maximal (choc frontal), le photon est dit rétrodiffusé.
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 14 – Lors de l'effet de matérialisation,**

- A. Le photon incident se matérialise en donnant naissance à un électron et un neutron.
  - B. Le photon incident se matérialise en donnant naissance à un électron et un proton.
  - C. Le photon incident se matérialise en donnant naissance à une paire d'électrons négatifs
  - D. Le photon incident se matérialise en donnant naissance à une paire électron-positon
  - E. Le photon incident se matérialise en donnant naissance à une paire de photons de 511 keV chacun.
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 15 – CDA :**

- A. La CDA représente l'épaisseur de matériau qui divise par dix le nombre initial de photons.
  - B. La CDA représente la profondeur au bout de laquelle le nombre initial de photons est divisé par  $\ln 2$ .
  - C. La CDA représente l'épaisseur de matériau qui divise par deux l'énergie des photons incidents.
  - D. La CDA représente l'épaisseur de matériau qui divise par deux le nombre initial de photons.
  - E. La couche de demi-atténuation (CDA) s'exprime en  $m^{-1}$ .
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 16 – Pour un photon  $\gamma$  de faible énergie, l'interaction prédominante avec la matière se fait par :**

- A. Effet photoélectrique
  - B. Effet Compton
  - C. Effet de production de paires
  - D. Effet piézo-électrique
  - E. Diffusion Thomson Rayleigh
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 17 – Les techniques de réalisation d'une image radiologique conventionnelle :**

- A. Utilisent des ondes sonores
  - B. Utilisent des ondes infrarouges
  - C. Utilisent des ondes mécaniques
  - D. Utilisent des ondes ultrasonores
  - E. Utilisent des ondes de radiofréquences
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 18 – Le principe de réalisation d'une image radiologique conventionnelle :**

- A. Est basé sur la transmission d'un faisceau de rayons X à travers le corps.
  - B. Est basé sur l'émission gamma d'éléments radioactifs concentrés dans les organes à explorer.
  - C. Est basé sur la réflexion d'ondes ultrasonores sur les différentes interfaces qui séparent des milieux de composition physico-chimique différente.
  - D. Est basé sur l'obtention d'images en coupe après injection au patient de radio pharmaceutiques émetteurs gamma.
  - E. Est basé sur la réflexion d'un faisceau de rayons X sur les différentes interfaces qui séparent des milieux de densités électroniques différentes.
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
-

**QCM 19 – En radiodiagnostic, les moyens de réduction du rayonnement diffusé font intervenir :**

- A. L'utilisation de grilles anti-diffusantes.
  - B. L'immobilisation du patient et l'arrêt de la respiration.
  - C. Le recours à la compression du patient lorsque c'est possible.
  - D. La limitation du champ par l'utilisation de diaphragme.
  - E. L'utilisation d'écrans renforçateurs ayant des grains de petite taille.
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 20 – En imagerie médicale conventionnelle :**

- A. Le contraste de l'image radiologique ne dépend pas de la valeur des coefficients d'atténuation  $\mu$  des tissus traversés.
  - B. L'atténuation des rayons X à travers le corps ne dépend pas de l'énergie des rayons X.
  - C. Les particules chargées sont indirectement ionisantes.
  - D. Les neutrons et les photons sont des particules directement ionisantes.
  - E. Les neutrons déposent leur énergie par l'intermédiaire des électrons du milieu cible.
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 21 – En imagerie médicale conventionnelle :**

- A. Le patient est interposé entre la source et le détecteur.
  - B. Le film radiologique est interposé entre le tube à rayons X et le patient.
  - C. La grille anti-diffusante est interposée entre le patient et la cassette.
  - D. Le diaphragme est interposé entre le patient et la cassette.
  - E. On augmente la sensibilité des films radiologiques en le plaçant entre deux écrans renforçateurs.
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 22 – L'image radiologique classique :**

- A. Résulte de l'atténuation d'un faisceau de rayons X après traversée d'un objet.
  - B. Est une représentation bidimensionnelle d'un objet tridimensionnel.
  - C. Le flou géométrique est indépendant de la taille du foyer du tube à Rx.
  - D. Elle peut être réalisée avec et sans injection de produit de contraste.
  - E. L'atténuation des rayons X ne dépend pas de la nature des organes traversés.
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 23 – Image radiologique classique :**

- A. Les images obtenues comprennent 4 tonalités.
  - B. La taille de l'objet radiographié est identique à sa taille réelle lorsque la distance film-objet est minimale.
  - C. L'atténuation des rayons X ne dépend pas de leur énergie.
  - D. L'atténuation des rayons X à travers le corps ne dépend pas de l'épaisseur de matière traversée.
  - E. Le flou de diffusion altère la qualité de l'image.
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 24 – La tomodensitométrie est :**

- A. Une tomographie par émission de photons X,
  - B. Une tomographie par émission de photons gamma,
  - C. Une tomographie par émission de positrons,
  - D. Une tomographie par réflexion de photons X,
  - E. Une tomographie par réflexion d'ondes ultrasonores,
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
-

**QCM 25 – Le principe de réalisation d’une image par tomодensitométrie :**

- A. Est basé sur la transmission d’un faisceau de rayons X à travers le corps.
  - B. Est basé sur l’émission gamma d’éléments radioactifs concentrés dans les organes à explorer.
  - C. Est basé sur la transmission d’ondes ultrasonores à travers des milieux de compositions physico-chimiques différentes.
  - D. Est basé sur la résonance d’ondes ultrasonores à l’intérieur de cavités acoustiques différentes.
  - E. Est basé sur la réflexion d’un faisceau de rayons X sur des milieux de densités électroniques différentes.
  - F. Aucune de ces propositions n’est exacte
- 

**QCM 26 – En tomодensitométrie :**

- A. Il s’agit d’une tomographie axiale transverse avec reconstruction informatique d’images.
  - B. L’épaisseur des coupes n’influe pas sur la dose absorbée reçue par le patient.
  - C. Les paramètres physiques déterminants sont : la résolution spatiale, la résolution en densité et l’épaisseur de coupe.
  - D. Le couple tube-détecteurs se déplace à vitesse constante au cours de l’acquisition
  - E. Le scanner hélicoïdal permet l’acquisition d’un volume par chariotage continu.
  - F. Aucune de ces propositions n’est exacte
- 

**QCM 27 – La tomодensitométrie est :**

- A. Une tomographie par réflexion de photons gamma sur des surfaces séparant deux milieux de densités électroniques différentes,
  - B. Une tomographie par réflexion d’ondes mécaniques sur des surfaces séparant deux milieux d’impédances acoustiques différentes,
  - C. Une tomographie par résonance des noyaux d’hydrogène en fonction de leur environnement moléculaire immédiat,
  - D. Une tomographie par transmission de photons X,
  - E. Une tomographie par atténuation de photons X à travers des milieux de densités électroniques différentes,
  - F. Aucune de ces propositions n’est exacte
- 

**QCM 28 – Le coefficient de Hounsfield est un chiffre tel que :**

- A. Sa valeur est de -1000 pour l’eau
  - B. Sa valeur est de +1000 pour l’air
  - C. Les structures osseuses ont des valeurs de Hounsfield voisines de zéro
  - D. Les structures liquidiennes ont les valeurs de Hounsfield les moins élevées
  - E. Les structures aériques ont les valeurs de Hounsfield les plus élevées
  - F. Aucune de ces propositions n’est exacte
- 

**QCM 29 – Le scanner hélicoïdal (TDM hélicoïdal)**

- A- Il est caractérisé par la rotation du couple tube-détecteurs autour du lit d’examen
  - B- Le tube à Rayons X réalise un déplacement en hélice autour de la table d’examen
  - C- Le scanner hélicoïdal est aussi appelé scanner spiralé (TDM hélicoïdal ou spiralé)
  - D- La résolution spatiale des images s’améliore en augmentant l’épaisseur des coupes
  - E- La résolution en densité des images s’améliore en diminuant l’épaisseur des coupes
  - F- Aucune de ces propositions n’est exacte
- 

**QCM 30 – La réalisation d’une image par tomодensitométrie :**

- A. Est contre-indiquée chez la femme enceinte
  - B. Est contre-indiquée chez les personnes qui portent un stimulateur cardiaque
  - C. Est contre-indiquée chez les personnes qui portent une prothèse métallique
  - D. Est contre-indiquée chez les patients porteurs de clips intracrâniens.
  - E. Est contre-indiquée chez les patients porteurs de pacemakers
  - F. Aucune de ces propositions n’est exacte
-

**QCM 31 – Les techniques de réalisation d’une image par Échographie :**

- A. *Utilisent des ondes ultrasonores*
  - B. *Utilisent des ondes infrarouges*
  - C. *Utilisent des ondes mécaniques*
  - D. *Utilisent des ondes électromagnétiques*
  - E. *Utilisent des rayonnements non ionisants*
  - F. *Aucune de ces propositions n’est exacte*
- 

**QCM 32 – L’Échotomographie est :**

- A. *Une tomographie par émission de photons X,*
  - B. *Une tomographie par émission de photons gamma,*
  - C. *Une tomographie par émission de rayons bêta,*
  - D. *Une tomographie par réflexion de neutrons,*
  - E. *Une tomographie par réflexion d’ondes alpha,*
  - F. *Aucune de ces propositions n’est exacte*
- 

**QCM 33 – En imagerie médicale par échographie :**

- A. *On produit des ultrasons par effet piézo-électrique.*
  - B. *Une interface sépare deux milieux de même impédance acoustique.*
  - C. *Les cristaux de quartz sont à la fois émetteurs et récepteurs d’ondes ultrasonores.*
  - D. *Il n’y a jamais d’écho lors du franchissement d’une interface par des ultrasons.*
  - E. *Une sonde de 7,5 MHz est particulièrement conseillée pour les explorations hépatiques.*
  - F. *Aucune de ces propositions n’est exacte*
- 

**QCM 34 – En échographie mode B :**

- A. *Les ondes ultrasonores peuvent se propager dans le vide*
  - B. *Dans l’eau les ondes ultrasonores se propagent à la vitesse de 1500 m/s environ.*
  - C. *Dans le vide la propagation des ultrasons se fait à la vitesse de la lumière.*
  - D. *Le contraste en échographie repose sur la différence d’impédance acoustique des tissus.*
  - E. *Lorsqu’il existe une interface tissu-air, l’air a pour effet de bloquer les ultrasons, agissant comme un « miroir acoustique ».*
  - F. *Aucune de ces propositions n’est exacte*
- 

**QCM 35 – Le principe de réalisation d’une image par Échographie :**

- A. *Est basé sur la transmission d’un faisceau de rayons X à travers le corps.*
  - B. *Est basé sur l’émission gamma d’éléments radioactifs concentrés dans les organes à explorer.*
  - C. *Est basé sur la réflexion de rayons gamma sur les différentes interfaces qui séparent des milieux de composition physico-chimique différente.*
  - D. *Est basé sur la réflexion d’ondes ultrasonores sur les différentes interfaces qui séparent des milieux de même impédance acoustique.*
  - E. *Est basé sur la réflexion d’un faisceau de rayons X sur les différentes interfaces qui séparent des milieux de densités électroniques différentes.*
  - F. *Aucune de ces propositions n’est exacte*
- 

**QCM 36 – L’imagerie par Échographie est classée dans la catégorie :**

- A. *Imagerie morphologique,*
  - B. *Imagerie métabolique,*
  - C. *Imagerie anatomique*
  - D. *Imagerie moléculaire,*
  - E. *Imagerie fonctionnelle,*
  - F. *Aucune de ces propositions n’est exacte*
-

**QCM 37 – L'imagerie par Echo-Doppler est une :**

- A. *Imagerie hybride,*
  - B. *Imagerie multimodale,*
  - C. *Imagerie nucléaire,*
  - D. *Imagerie de fusion*
  - E. *Imagerie irradiante*
  - F. *Aucune de ces propositions n'est exacte*
- 

**QCM 38– L'imagerie par Échographie :**

- A. *Est contre-indiquée chez la femme enceinte*
  - B. *Est contre-indiquée chez les personnes qui portent un stimulateur cardiaque*
  - C. *Est contre-indiquée chez les personnes qui portent une prothèse métallique*
  - D. *Est contre-indiquée chez les patients porteurs de clips intracrâniens.*
  - E. *Est contre-indiquée chez les patients porteurs de pacemakers*
  - F. *Aucune de ces propositions n'est exacte*
- 

**QCM 39– Radioactivité :**

- A. *La radioactivité est un phénomène aléatoire.*
  - B. *La radioactivité change le comportement métabolique de l'atome radioactif.*
  - C. *Les rayons Alpha prennent naissance dans le cortège électronique.*
  - D. *Les rayons Beta prennent naissance dans le cortège électronique.*
  - E. *Les rayons Gamma prennent naissance dans le cortège électronique.*
  - F. *Aucune de ces propositions n'est exacte*
- 

**QCM 40 – Soit l'élément radioactif  $^{235}_{92}\text{U}$ ,**

- A. *235 représente le nombre de neutrons.*
  - B. *235 représente le nombre de protons.*
  - C. *92 représente le nombre de nucléons.*
  - D. *92 représente le nombre de protons.*
  - E. *143 représente le nombre d'électrons.*
  - F. *Aucune de ces propositions n'est exacte*
- 

**QCM 41 – Les détecteurs :**

- A. *Le tube de Coolidge est un détecteur de rayonnement.*
  - B. *Le compteur Geiger-Müller est un détecteur à gaz*
  - C. *Le compteur Geiger-Müller ne permet pas la détection des rayonnements Gamma.*
  - D. *Dans un compteur Geiger-Müller, la tension est plus élevée que dans une chambre d'ionisation.*
  - E. *La chambre d'ionisation permet de mesurer l'activité d'une source radioactive.*
  - F. *Aucune de ces propositions n'est exacte*
- 

**QCM 42 – Pour déterminer une source radioactive inconnue par spectrométrie Gamma, on utilise :**

- A. *Les détecteurs à semi-conducteur*
  - B. *Le compteur Geiger Muller*
  - C. *Le Compteur à scintillation*
  - D. *Le film photographique*
  - E. *Le compteur proportionnel*
  - F. *Aucune de ces propositions n'est exacte*
-

**QCM 43 – Une gamma caméra classique :**

- A. Comprend un seul photomultiplicateur
  - B. Comprend deux photomultiplicateurs
  - C. Comprend un cristal NaI (TI) où le rayonnement gamma dépose son énergie
  - D. Ne nécessite pas l'utilisation d'un collimateur
  - E. Sert à détecter les Rayons Alpha de l'atmosphère
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 44 – Les techniques de réalisation d'une image par scintigraphie planaire :**

- A. Utilisent des ondes sonores
  - B. Utilisent des ondes infrarouges
  - C. Utilisent des ondes mécaniques
  - D. Utilisent des ondes ultra sonores
  - E. Utilisent des ondes du spectre de la lumière visible
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 45 – Les techniques de réalisation d'une image par scintigraphie planaire :**

- A. Utilisent des rayons X
  - B. Utilisent des rayons gamma
  - C. Utilisent des Ultraviolets
  - D. Utilisent des Ultrasons
  - E. Utilisent des rayonnements ionisants
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 46 – Le principe de réalisation d'une image par scintigraphie planaire :**

- A. Est basé sur la transmission d'un faisceau de rayons X à travers le corps.
  - B. Est basé sur l'émission gamma d'éléments radioactifs concentrés dans les organes à explorer.
  - C. Est basé sur la réflexion de rayons gamma sur les différentes interfaces qui séparent des milieux de composition physico-chimique différente.
  - D. Est basé sur la réflexion d'ondes ultrasonores sur les différentes interfaces qui séparent des milieux d'impédances acoustiques différentes.
  - E. Est basé sur la réflexion d'un faisceau de rayons X sur les différentes interfaces qui séparent des milieux de densités électroniques différentes.
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 47 – En scintigraphie thyroïdienne :**

- A. Le  $^{99m}\text{Tc}$  est capté et organifié par la glande thyroïde.
  - B. L' $^{131}\text{I}$  est capté et organifié par la glande thyroïde.
  - C. Le  $^{99m}\text{Tc}$  et l' $^{131}\text{I}$  sont captés par les glandes salivaires et l'estomac.
  - D. Les périodes respectives du  $^{99m}\text{Tc}$  et de l' $^{131}\text{I}$  sont de 6 heures et 8 jours.
  - E. Les périodes respectives du  $^{99m}\text{Tc}$  et de l' $^{131}\text{I}$  sont de 16 heures et 18 jours.
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 48 – La tomoscintigraphie est :**

- A. Une tomographie par émission de photons X,
  - B. Une tomographie par émission de photons gamma,
  - C. Une tomographie par émission de positrons,
  - D. Une tomographie par transmission de photons X,
  - E. Une tomographie par réflexion d'ondes ultrasonores,
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
-



**QCM 49 – La tomoscintigraphie est :**

- A. Une tomographie par réflexion de photons gamma sur des surfaces séparant deux milieux de densités électroniques différentes,
  - B. Une tomographie par réflexion d'ondes mécaniques sur des surfaces séparant deux milieux d'impédances acoustiques différentes,
  - C. Une tomographie par résonance des noyaux d'hydrogène en fonction de leur environnement moléculaire immédiat,
  - D. Une tomographie par transmission de photons X,
  - E. Une tomographie par atténuation de R X à travers deux milieux de densités électroniques différentes,
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 50 – La scintigraphie rénale avec comme traceur le Technétium 99m :**

- A. Est un examen contre-indiqué chez l'enfant.
  - B. Est un examen fonctionnel.
  - C. Est un examen morphologique.
  - D. Est un examen fonctionnel et morphologique.
  - E. Permet de déterminer séparément la valeur fonctionnelle de chaque rein.
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte.
- 

**QCM 51 – L'imagerie par scintigraphie planaire est actuellement classée dans la catégorie :**

- A. Imagerie morphologique,
  - B. Imagerie métabolique,
  - C. Imagerie anatomique
  - D. Imagerie moléculaire,
  - E. Imagerie fonctionnelle,
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 52 – La Tomographie par émission mono photonique (TEMP) est :**

- A. Une tomographie par émission de Rayons Alpha,
  - B. Une tomographie par émission de Rayons Beta,
  - C. Une tomographie par émission de Rayons X,
  - D. Une tomographie par émission de Rayons Infrarouges,
  - E. Une tomographie par émission de Rayons Ultraviolets,
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 53 – Le principe de réalisation d'une image au moyen d'une Tomographie par émission mono photonique (TEMP) :**

- A. Est basé sur la transmission d'un faisceau de rayons X à travers le corps.
  - B. Est basé sur l'émission gamma issus d'éléments radioactifs concentrés dans les organes à explorer.
  - C. Est basé sur la réflexion de rayons gamma sur les différentes interfaces qui séparent des milieux de composition physico-chimique différente.
  - D. Est basé sur la réflexion d'ondes ultrasonores sur les différentes interfaces qui séparent des milieux d'impédances acoustiques différentes.
  - E. Est basé sur la réflexion d'un faisceau de rayons X sur les différentes interfaces qui séparent des milieux de densités électroniques différentes.
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
-

**QCM 54 – Le principe de réalisation d’une image au moyen d’une Tomographie par émission mono photonique (TEMP) :**

- A. Est basé sur l’obtention d’images en coupe après injection au patient de radio pharmaceutiques émetteurs de photons gamma.
  - B. Est basée sur l’obtention d’images en coupe après injection au patient de radio pharmaceutiques émetteurs de positrons.
  - C. Est basé sur l’obtention d’images planaire après atténuation d’un faisceau de rayons X à travers les structures anatomiques du corps.
  - D. Exploite la résonance magnétique des protons qui se trouvent dans le corps lorsqu’ils sont soumis à des champs magnétiques.
  - E. Est basé sur l’obtention d’images en coupe après atténuation d’un faisceau de rayons infrarouges à travers les structures anatomiques du corps.
  - F. Aucune de ces propositions n’est exacte
- 

**QCM 55– L’imagerie par Tomoscintigraphie (TEMP) est actuellement classée dans la catégorie :**

- A. Imagerie morphologique,
  - B. Imagerie métabolique,
  - C. Imagerie anatomique
  - D. Imagerie nucléaire,
  - E. Imagerie fonctionnelle,
  - F. Aucune de ces propositions n’est exacte
- 

**QCM 56 – L’imagerie par Tomoscintigraphie couplée au scanner (TEMP-TDM) :**

- A. Est contre-indiquée chez la femme enceinte
  - B. Est contre-indiquée chez les personnes qui portent un stimulateur cardiaque
  - C. Est contre-indiquée chez les personnes qui portent une prothèse métallique
  - D. Est contre-indiquée chez les patients porteurs de clips intracrâniens.
  - E. Est contre-indiquée chez les patients porteurs de pacemakers
  - F. Aucune de ces propositions n’est exacte
- 

**QCM 57 – Les techniques de réalisation d’une image au moyen d’une Tomographie par émission de positrons (TEP) :**

- A. Utilisent des rayons X
  - B. Utilisent des rayons gamma
  - C. Utilisent des Ultraviolets
  - D. Utilisent des Ultrasons
  - E. Utilisent des rayonnements ionisants
  - F. Aucune de ces propositions n’est exacte
- 

**QCM 58 – Le principe de réalisation d’une image au moyen d’une Tomographie par émission de positrons (TEP) :**

- A. Est basé sur la transmission d’un faisceau de rayons X à travers le corps.
  - B. Est basé sur l’émission gamma issus d’éléments radioactifs concentrés dans les organes à explorer.
  - C. Est basé sur la réflexion de rayons gamma sur les différentes interfaces qui séparent des milieux de composition physico-chimique différente.
  - D. Est basé sur la réflexion d’ondes ultrasonores sur les différentes interfaces qui séparent des milieux d’impédances acoustiques différentes.
  - E. Est basé sur la réflexion d’un faisceau de rayons X sur les différentes interfaces qui séparent des milieux de densités électroniques différentes.
  - F. Aucune de ces propositions n’est exacte
-

**QCM 59 – 18FDG utilisé pour la réalisation d'une Tomographie par Émission de Positron :**

- A. La production du 18FDG nécessite un cyclotron
  - B. Le patient doit avoir une glycémie élevée avant l'injection du 18FDG.
  - C. Le cerveau fixe le 18FDG d'une manière élective et constante
  - D. Les cancers fixent davantage le 18FDG que les tumeurs bénignes
  - E. Les tumeurs bénignes fixent davantage le 18FDG que les tumeurs malignes
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**QCM 60 – La Tomographie par Émission de Positrons couplée au scanner (TEP-TDM) est une :**

- A. Imagerie hybride,
  - B. Imagerie multimodale,
  - C. Imagerie moléculaire,
  - D. Imagerie de fusion,
  - E. Imagerie non irradiante,
  - F. Aucune de ces propositions n'est exacte
- 

**Question 1-ADE, 2-ACE, 3-B, 4-A, 5-F, 6-F, 7-ABE, 8-ABD, 9-A, 10-E, 11-BCE, 12-BC, 13-CDE, 14-D, 15-D, 16-AE, 17-F, 18-A, 19-ACDE, 20-F, 21-ACE, 22-ABD, 23-ABE, 24-F, 25-A, 26-ADE, 27-DE, 28-F, 29-ABC, 30-A, 31-ACE, 32-F, 33-AC, 34-BDE, 35-F, 36-ACE, 37-BD, 38-F, 39-A, 40-D, 41-BDE, 42-B, 43-C, 44-F, 45-BE, 46-B, 47-BCD, 48-B, 49-F, 50-BE, 51-BDE, 52-F, 53-B, 54-A, 55-BDE, 56-A, 57-BE, 58-B, 59-ACD, 60-ABCD.**

**Responses:**