

**Imagerie et agent de
contraste**

Chapitre II: Imagerie et agent de contraste

Introduction :

Les examens d'imagerie médicale regroupent les moyens d'acquisition et de reconstitution d'images du corps humain à partir de différents phénomènes physiques telle que (radiographie, tomodensitométrie, scintigraphie et tomographie par émission de positon), la résonance magnétique nucléaire (imagerie par résonance magnétique), la réflexion d'ondes ultrasons (échographie) [8].

L'imagerie médicale est non seulement un outil de diagnostic puisqu'elle apporte des informations anatomiques et fonctionnelles, mais elle est aussi un outil de surveillance et de suivi thérapeutique.

I. Les rayons X

1. Historique :

Les rayons X constituent un rayonnement de courte longueur d'onde, entre 0,1 et 100 Å, découvert en 1895 par l'Allemand W.C. Röntgen (Prix Nobel 1901). Bien que ce tube fut enchâssé dans un boîtier de carton noir, Röntgen nota qu'un écran de Platinocyanure de Baryum, placé par hasard à proximité, émettait une lumière fluorescence lorsque le tube fonctionnait. Après avoir effectué d'autres expériences, il conclut que cette fluorescence était causée par un rayonnement invisible d'une nature plus pénétrante que le rayonnement ultraviolet.

Comme il ne trouva pas de dénomination adéquate pour ces rayons, Röntgen les baptisa «Rayons X». Notons au passage que ce rayonnement est encore souvent appelé en Allemagne Bremsstrahlung. Peu après la découverte des rayons X, leur capacité à traverser le corps humain fut mise en évidence et donnèrent naissance aux premières images médicales.

Le premier cliché est celui de la main d'Anna Bertha Röntgen (22 décembre 1895); il s'agit de la première radiographie, la radiologie est née (Figure II.2) [9]



Figure (II.1) : Une des premières radiographies prise par Wilhelm Röntgen.

2. Production des rayons X :

La théorie du rayonnement électromagnétique prévoit que lorsqu'une particule chargée subit une modification de sa trajectoire, elle rayonne de l'énergie. Ainsi, une particule accélérée ou décélérée subit une perte de son énergie sous forme de rayonnement électromagnétique. Ce processus porte le nom de rayonnement de freinage ou Bremsstrahlung. Cette perte d'énergie par rayonnement de freinage dépend en partie de la masse de la particule incidente.

Ce processus est important pour les particules légères comme les électrons et il est pratiquement négligeable pour les particules lourdes. La production des rayons X s'effectue sur la base de ce processus en créant un faisceau de particules chargées que l'on freine ensuite dans un matériau cible, c'est le principe du tube à rayon X. [10]

3. Principe d'un tube à rayons X :

Pour disposer de faisceaux de rayons X utilisables, le procédé technologique consiste à créer des électrons et à les envoyer sur une cible pour obtenir des rayonnements de freinage en grand nombre. Un courant électrique circule dans un filament et crée des électrons par chauffage (effet thermo-ionique). Ce filament constitue la cathode du tube à rayons X ; il est porté à un potentiel négatif.

Les électrons formés sont accélérés par une haute tension appliquée entre la cathode et une cible, ou anode (parfois aussi appelée anticathode), qui est portée à un potentiel

Chapitre II: Imagerie et agent de contraste

fortement positif pour attirer les électrons. L'ensemble est placé dans une ampoule en verre dans laquelle est réalisé un vide poussé pour éviter la dispersion des électrons.

Pour favoriser la production de rayonnement de freinage, l'anode est constituée d'un matériau de numéro atomique élevé résistant à la chaleur. Le tungstène, de numéro atomique 74 (et de symbole chimique W) répond bien à ces deux exigences et constitue très souvent la cible des tubes à rayons X. Selon les applications envisagées, celle-ci peut être également en molybdène, or, cuivre, fer, cobalt. . .

Le rendement de la cible en rayonnement de freinage reste toujours limité (2 %). Les nombreuses ionisations et excitations créées par les électrons dans la cible produisent une importante élévation de température. Celle-ci est donc souvent enchâssée dans du cuivre pour assurer la diffusion de la chaleur et nécessite un refroidissement par air, huile ou eau.

L'anode est le plus souvent inclinée par rapport à la direction des électrons et les rayons X sont émis préférentiellement dans un cône dont l'axe dépend de la pente de l'anode. Les rayons X traversent la paroi du tube et sortent par une fenêtre en matériau léger (béryllium ou aluminium) aménagée dans la gaine plombée qui entoure le tube. Cette fenêtre va arrêter une partie des rayons X, en particulier ceux qui auront une énergie faible. De plus, pour limiter le faisceau à sa partie utile, un collimateur est placé après la fenêtre de sortie. [10]

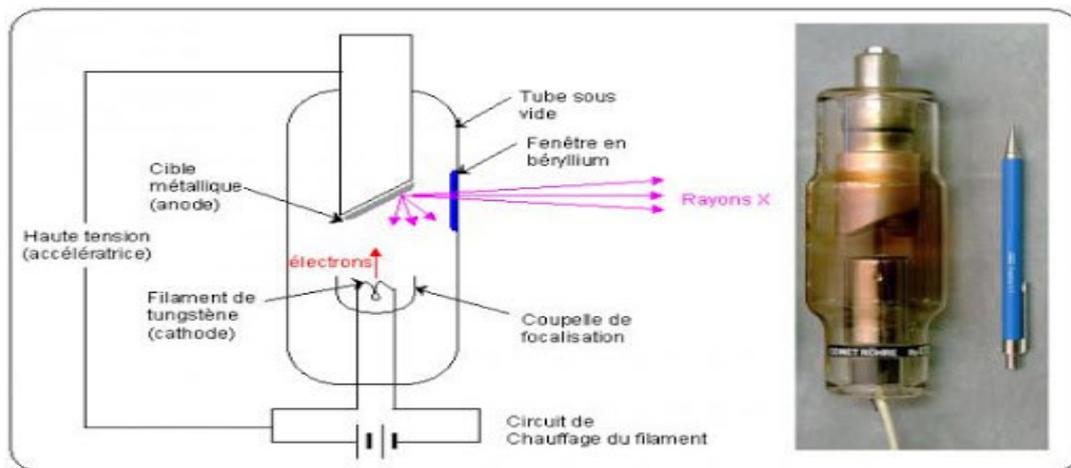


Figure (II.3) : Dispositif de production des rayons X (tube de Coolidge).

4. Spectre de rayons X :

Le spectre en énergie des rayons X émis par l'anode est le résultat de la superposition de deux spectres indépendants :

- le spectre continu des rayonnements de freinage, de 0 à E_{\max} .
- le spectre de raies caractéristiques liées au réarrangement du cortège électronique.

Ce spectre global peut être représenté de deux manières :

- en fonction des longueurs d'onde comme sur la Figure(II.4), le spectre présentera alors une longueur d'onde minimale

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{E_{\max}} \quad (\text{II.1})$$

- en fonction de l'énergie, comme sur la Figure(II.5) Dans ce cas, l'énergie des rayons X ne pourra pas dépasser une valeur maximale correspondant à la haute tension appliquée. En aucun cas l'énergie du photon X de freinage ne peut être supérieure à celle de l'électron qui lui a donné naissance :

$$E_{\max} = e.V \quad (\text{II.2})$$

Ou, plus simplement : $E_{\max}(\text{en keV}) = \text{haute tension (keV)}$.

La forme exacte du spectre émis par un tube à rayons X dépend de nombreux paramètres tels que la nature de l'anode, la valeur de la haute tension et la filtration totale. L'intensité électrique du courant parcourant le filament permet de modifier le nombre d'électrons émis, donc celui de rayons X produits par le tube. [10]

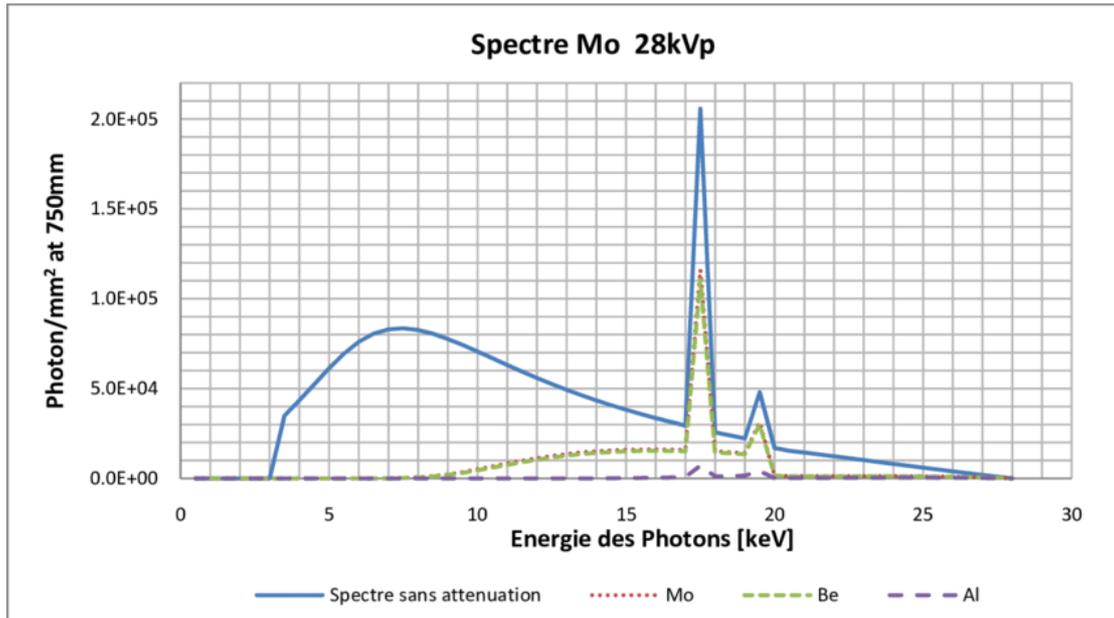


Figure (II.3) : Spectre des RX calculé par différents matériaux.

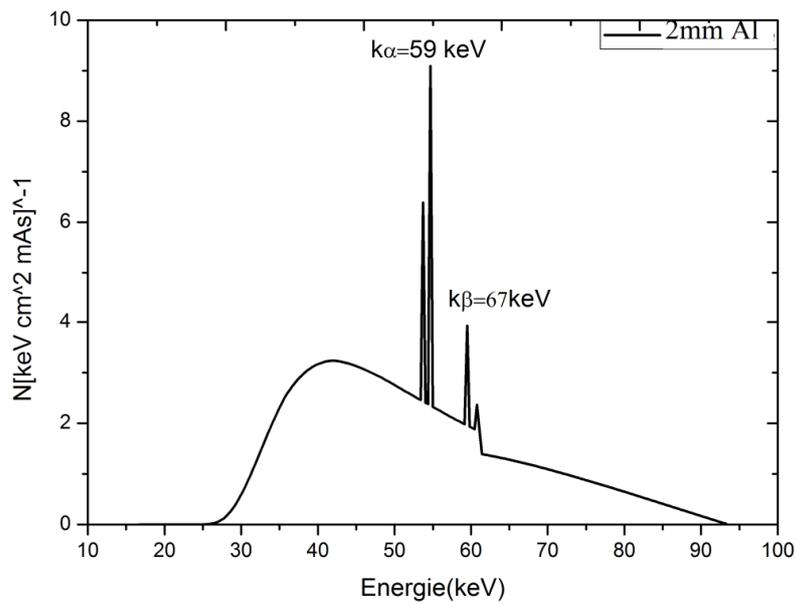


Figure (II.4) : Exemple d'un spectre de rayons X, pour une haute tension de 100 KV

II. Le principe d'imagerie médicale :

Le corps humain étant opaque à la lumière visible, le principe général consiste à recourir à des rayonnements physiques pouvant le traverser et donner une information sur le trajet parcouru. Le fait qu'un faisceau de rayons X homogène est plus ou moins absorbé en fonction des structures anatomiques rencontrés. Suivant la densité des tissus que le faisceau rencontre, on observe une différence d'atténuation des rayons X avec une modification du faisceau de rayons. Les rayons ainsi modifiés produisent une image radiante des tissus rencontrés, l'image est ensuite formée sur le film photographique. Pour améliorer la sensibilité du film, il peut être couplé à des écrans renforçateurs constitués de sels fluorescents qui convertissent les rayons X en photons lumineux, les écrans étant de part et d'autre du film [11].

En imagerie, les doses reçues par le patient lors d'un examen sont dites "faibles", c'est-à-dire en dessous de 100 mGy.

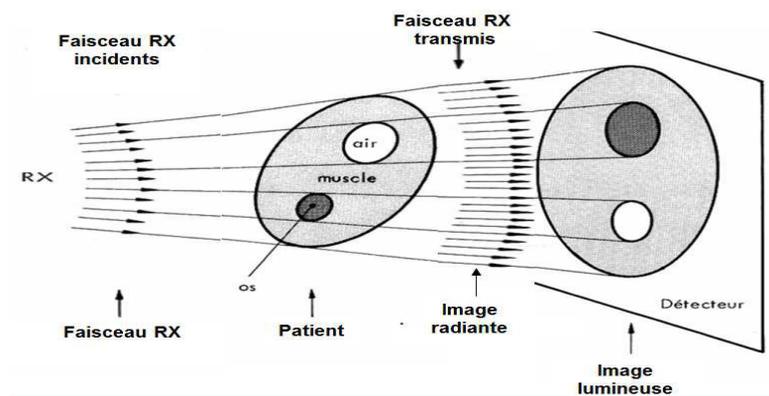


Figure (II.1) : Illustration de l'atténuation des rayons X en radiographie.

III. Le but de l'imagerie médicale :

Le but de l'imagerie médicale est de créer une représentation visuelle intelligible d'une information à caractère médical. Cette problématique s'inscrit plus globalement dans le cadre de l'image scientifique et technique, l'objectif est en effet de pouvoir représenter sous un format relativement simple une grande quantité d'informations issues d'une multitude de mesures acquises selon un mode bien défini.

L'image obtenue peut être traitée informatiquement pour obtenir par exemple :

- Une reconstruction tridimensionnelle d'un organe ou d'un tissu.
- Un film ou une animation montrant l'évolution ou les mouvements d'un organe au cours du temps.
- Une imagerie quantitative qui représente les valeurs mesurées pour certains paramètres biologiques dans un volume donné.

Dans un sens plus large, le domaine de l'imagerie médicale englobe toutes les techniques permettant de stocker et de manipuler ces informations. Ainsi, il existe une norme pour la gestion informatique des données issues de l'imagerie médicale : la norme DICOM (Digital International Communication) [12].

IV. La dosimétrie en radiographie :

La dosimétrie est la mesure des doses de rayonnement ionisant, fait partie des outils de la radioprotection. Elle a pour objet de mesurer au mieux les rayonnements en un lieu ou sur une personne, pour fournir une estimation de l'équivalent moyen de dose et de dose efficace. La grande variété des situations et des rayonnements a conduit à une grande diversité de ces détecteurs qui doivent en outre s'adapter régulièrement aux changements des limites réglementaires. C'est parfois même leurs améliorations qui permettent de définir de nouvelles limites.

Dans domaine d'énergie de la radiologie entre 20 et 150 kV (énergie moyenne 15 à 60 keV) et Comme tout type d'imagerie médicale utilisant les rayons X, il y a le phénomène d'irradiation du patient qui est incontournable. Il faut limiter la dose d'irradiation que le patient reçoit. Un tube à rayon X n'émettant jamais à un seul niveau d'énergie, le patient reçoit un spectre plus ou moins étalé dont certains niveaux énergétiques (en particulier les niveaux de très basses énergies) vont être entièrement absorbés par le corps. Certains de ces niveaux peuvent cependant être inutiles pour l'examen car non détectés au niveau du détecteur. Dans ce cas-là, on utilise un filtre pour éviter cette exposition aux très basses énergies. Le plus grand danger de l'irradiation est celui de développer un cancer.

Lors du calcul de la dose, il faut donc faire un compromis entre le contraste de l'image (plus la dose est élevée, plus l'image sera nette et contrastée) et le risque d'irradiation (plus la dose est élevée, plus le risque est élevé)[13].

V. Les Différentes techniques d'imagerie médicale

V.1 La radiographie numérique :

Depuis quelques années, la radiologie a amorcé son virage vers le tout numérique avec l'avènement des premiers détecteurs plats. La société Trixell joue un rôle moteur dans le développement de cette technologie. Les principaux avantages de ces détecteurs numériques plats, face aux radiographies à base de film, sont :

- une dose d'exposition plus faible du patient aux rayons X, à qualité d'image identique : les détecteurs numériques ont une sensibilité supérieure, ce qui permet de réduire la dose. Ceci est une caractéristique particulièrement stratégique pour les détecteurs numériques, notamment lorsque l'on considère une utilisation dans le cadre d'une intervention chirurgicale, où le patient et le médecin peuvent être exposés à une dose de rayonnement cumulée relativement importante si la sensibilité du matériel d'acquisition est insuffisante,
- une facilité de transmission et de stockage : les clichés radiographiques sont conservés directement sur support informatique, ce qui permet une transmission rapide des données et un stockage plus pratique, et surtout moins polluant, comparé aux traditionnels films,
- les multiples traitements d'image disponibles qui permettent de faciliter le diagnostic : les outils de réglage de contraste permettent au médecin de pouvoir instantanément visualiser plusieurs types d'organes (tissus mous et os), alors qu'avec un film classique, il aurait fallu faire plusieurs clichés en adaptant la dose d'exposition. Le fait de disposer directement de la source numérisée de l'examen a également permis de développer les techniques d'amélioration d'image (débruitage, rehaussement de contours notamment) ou de post-traitement avancé (reconstruction 3D, visualisation couleur par acquisition en «Dual Energy»).

Les multiples avantages des détecteurs numériques leur permettent de prendre petit à petit le dessus vis-à-vis des systèmes à film, qu'ils sont amenés à remplacer dans des contextes où le coût des systèmes n'est pas une contrainte trop [14].

L'imagerie numérique ne cesse de se développer permet au médecin :

- un diagnostic plus fiable.

- de disposer de l'information tout moment sur place et à distance, archivé et enregistré sur support (disque dur, USB, CD)... transmise via réseaux sécurisés ou consultée directement sur écran : ce qui est rapide, économique et écologique.
- réduire les gestes invasifs : « explorer l'intérieur depuis l'extérieur »
 - de réduire l'exposition aux rayonnements ionisants d'où minimiser l'irradiation et respecter les normes de radioprotection. [15]



Figure (II.6) : La radiographie numérique.

V.2 La radiographie conventionnelle :

le terme « Radiographie » peut désigner l'ensemble des techniques permettant de réaliser les clichés des structures internes d'un patient ou d'un composant mécanique à l'aide des rayons X .l'application la plus courante est la radiographie médicale dans laquelle les clichés traduisent l'opacité plus ou moins marquée des tissus ou des organes par une teinte plus ou moins claire.

Sachant que le corps est composé de tissus mous comme la peau, les muscles qui sont peu opaques aux rayons X et des os qui sont plus opaque. Le procédé de la radiographie consiste à faire traverser un corps étudié par un faisceau de rayons X. l'image est créée par la différence d'opacité des tissus due aux rayons X.

Les procédés d'acquisitions radiographiques mesurent la quantité de rayons X parvenant sur les détecteurs selon le coefficient d'atténuation des rayons X de chaque tissu.la radiographie est encore le plus souvent réalisée sur film qui est disposé dans une cassette protectrice derrière ou sous le corps étudié [12].

IV.1.1 Principe de la radiographie conventionnelle :

La radiologie conventionnelle réalise une image en projection du corps humain par transillumination. Un faisceau de rayons X, émis par collision d'un faisceau d'électrons avec une cible matérielle, est envoyé sur le patient, et recueilli de l'autre côté sur une surface sensible au rayonnement X: plaque photographique, combinaison d'un écran fluorescent et d'un amplificateur de brillance ou d'une émulsion photographique. Une grille en plomb ou en acier permet de limiter les effets du rayonnement diffusé sur l'image radiographique. Cette grille est composée de lamelles arrangées en peigne, la hauteur et la distance des lamelles définissant le pouvoir anti diffusant de la grille. Elle est utilisée, en pratique, lorsque l'épaisseur des tissus dépasse 10 cm.

L'image obtenue en radiologie conventionnelle est une projection intégrée sur toute l'épaisseur du patient. Cette méthode ne permet donc pas de faire de l'imagerie en trois dimensions. De plus les zones entourées de tissus denses (os notamment) ne sont pas visibles.[14]

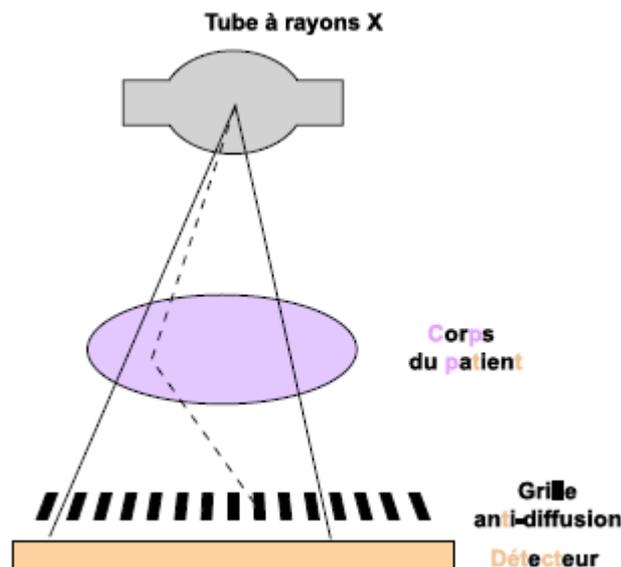


Figure (II.7) : Schéma de principe de la radiographie conventionnelle.

V.3 la mammographie :

La mammographie est examen radiographique qui utilise des rayons X de basse énergie (environ 30 kVp) puisque les tissus biologiques présentent une plus grande atténuation des photons X à ces faibles énergies. Cela permet ainsi d'augmenter les contrastes entre les différents tissus mous comme présenté en Figure (II.8) car on remarque que les différences entre les coefficients d'atténuation linéiques pour les tissus adipeux et fibro-glandulaires sont plus élevées aux basses énergies, il est également possible d'injecter un produit de contraste pour augmenter cette atténuation et mieux visualiser la vascularisation (angio-mammographie).

La résolution spatiale atteinte par les systèmes de mammographie est généralement comprise entre 50 et 100 μm ce qui permet la détection de micro calcifications.

Cette résolution spatiale était d'abord atteinte par des plaques de détection formées de couples écran films contenant une émulsion de bromure d'argent (BrAg) par transfert d'un électron de l'ion Br^- vers un ion Ag^+ afin de former un atome de Br et d'Ag sous l'action d'un photon X incident. L'avantage des films réside dans leur souplesse et leur résistance aux chocs. En revanche, leur efficacité quantique de détection des photons X est de l'ordre de 20 % et ils nécessitent une étape de développement du film [17].

La mammographie nécessite une compression des seins afin de réduire leur volume et avoir une bonne qualité image.

Il y a 2 types de mammographie, chacun étant réalisé pour des raisons différentes :

- La mammographie de dépistage.
- la mammographie diagnostique.

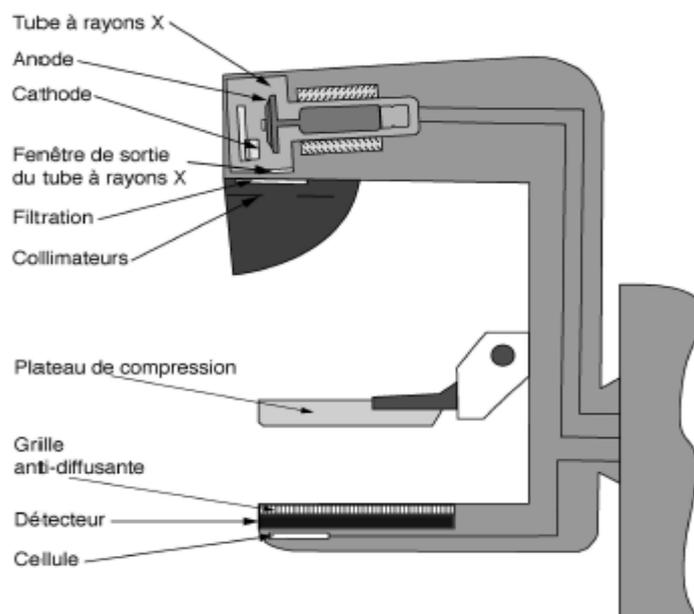


Figure (II.8) : Représentation schématique d'une installation mammographique.

V.4 Le scanner X :

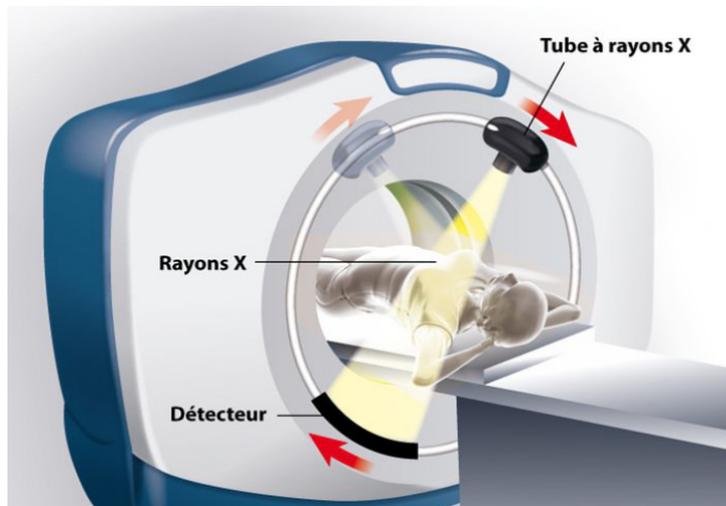
Depuis les années 1970 s'est développé un autre outil utilisant les rayons X: le scanner à rayons X, encore appelé scanographe, scanner X, scanneur, tomodensitomètre ou en anglais CT pour Computerized Tomographie. Le premier prototype industriel a été présenté en 1972 par G.N. Hounsfield (Prix Nobel 1979) au Congrès Annuel du British Institute of Radiologie.

La tomodensitométrie, est une tomographie axialetransverse obtenue également à partir de l'atténuation des rayons X par le corps humain.

L'ensemble des détecteurs est alors disposé en couronne en opposition au tube à rayons X.

Le dispositif est constitué d'une source de rayons X, ou générateur, d'un couple émetteur détecteur et d'un appareil de balayage, le tout étant relié à un système de traitement informatique et à une console permettant de visualiser et, éventuellement, d'archiver les images. Le détecteur est composé d'un scintillateur et d'un photomultiplicateur ; dans les premiers équipements, on employait des cristaux d'iodure de sodium, remplacés aujourd'hui par un gaz rare, comme le xénon, placé

dans une chambre d'ionisation. Il existe différents systèmes de balayage. Dans l'un d'eux, le couple émetteur-détecteur effectue un mouvement de translation, puis une rotation d'un angle a , ceci jusqu'à $na = 180^\circ$ (n étant le nombre de rotations). Les densités ensuite déterminées sont converties en « unités Hounsfield ».[18]



Figure(II.9) :Le Scanner X.

V.4.1 Principe de l'imagerie scénographique :

Au contraire de la radiographie conventionnelle, qui ne permet pas de faire de l'imagerie en trois dimensions. Le scanner X réalise au contraire de fines sections en deux dimensions (2D), d'épaisseur typique 1mm. Pour cela, un fin pinceau de rayons X, issu d'une source collimatée, balaye le corps du patient et réalise une première image en 2D (figure II.10-a et -b). Le même processus est répété après que le système a été tourné, pour obtenir un nouvel angle de projection (figure II.10-c et -d). En partant des données mesurées en projection, des algorithmes de reconstruction permettent de calculer les valeurs du coefficient d'atténuation en chaque point de la section. Quatre générations de scanners X se sont succédé avec des géométries sources-détecteurs différentes, réduisant progressivement les temps d'acquisition. Actuellement, les appareils de cinquième génération acquièrent une image 2D en quelques millisecondes seulement, permettant une véritable imagerie temps réel, et les scanographe à acquisition hélicoïdale rapidement réalisent des images en trois dimensions [14].

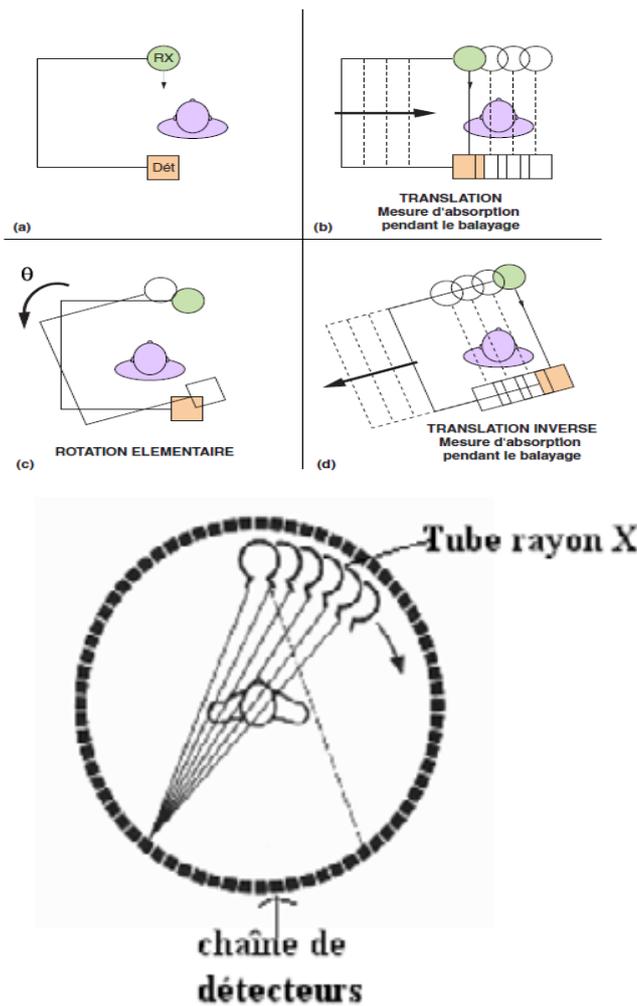


Figure (II.10) : Schéma de principe du scanner X de troisième génération..

La tomodensitométrie (TDM) repose sur deux propriétés essentielles :

- La mesure de la densité radiologique des volumes élémentaires d'une coupe à partir de l'absorption d'un faisceau de rayons X, ce qui permet d'accroître la résolution en densité de l'image d'une coupe de corps d'un facteur 100 par rapport à ce qu'elle est en radiologie conventionnelle.
- La reconstitution d'une image en coupe du corps humain à partir des différentes projections transversales obtenue par le système constituant l'appareillage.

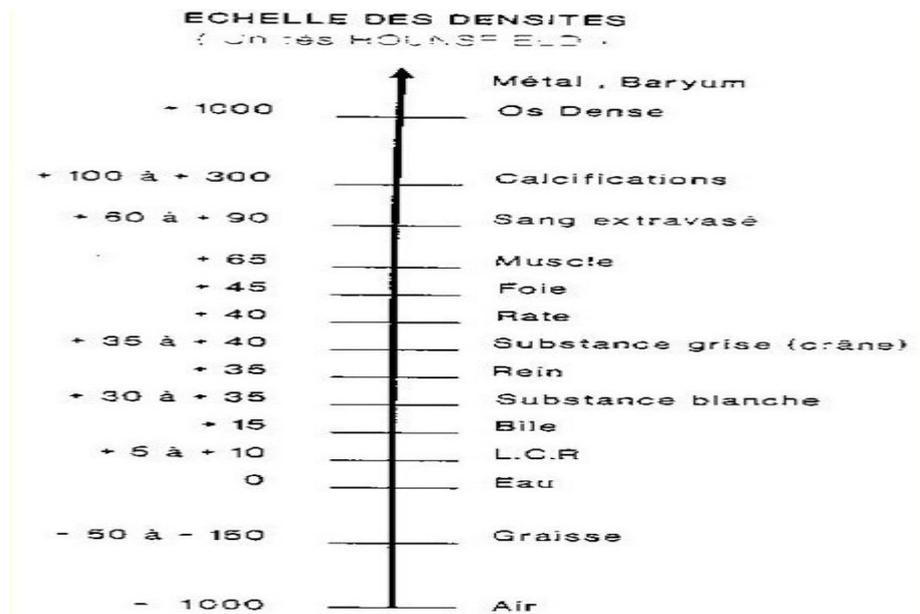
HOUNSFIELD a créé une échelle (Figure II.11). Dans celle-ci, la densité de l'eau est fixée à 0, celle de l'air à -1000 et celle de l'os dense a +1000. Elle est appelée

Chapitre II: Imagerie et agent de contraste

échelle de densité Hounsfield. A chaque partie anatomique du corps est associée une valeur sur cette échelle de densité exprimée en unité Hounsfield (UH). A chaque unité correspond une densité de gris sur l'image, soit 2000 paliers de densités. Rappelons que l'œil humain ne distingue que 16 niveaux de gris. [19]

$$HU = \frac{\mu - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} 1000 \quad (II.3)$$

μ : le coefficient d'atténuation linéaire.



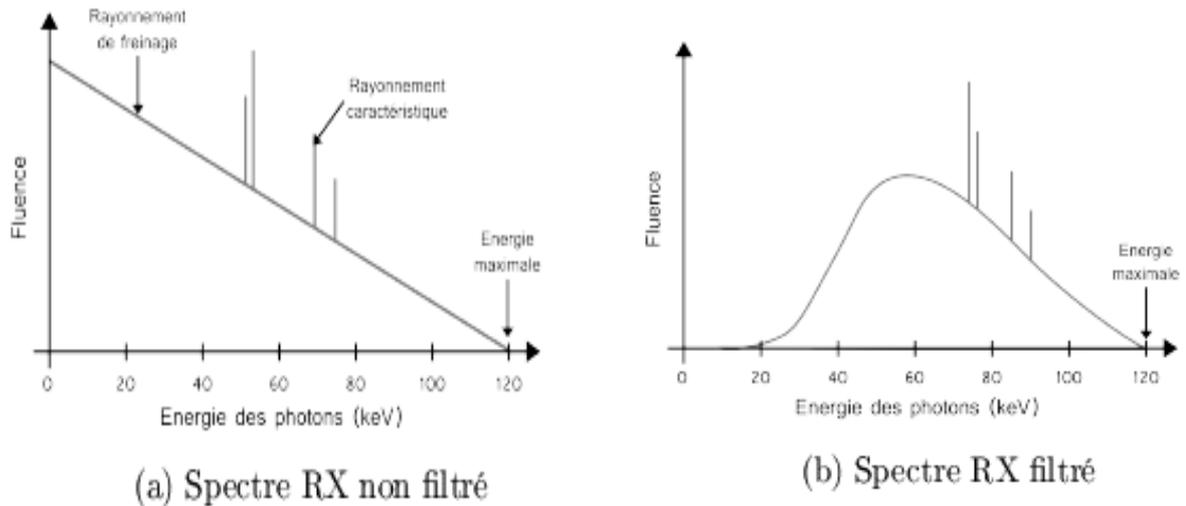
Figure(II.11) : Echelle des densités (unités Hounsfield : UH).

• Utilisation du spectre des tubes X

En imagerie scénographique, la filtration totale de spectre du tube est importante, de l'ordre de quelques millimètres d'aluminium, entraînant une modification du spectre (Figure II.13b). Elle permet, en particulier, de supprimer les photons de basses énergies qui ne contribuent pas à la formation de l'image et qui augmentent la dose à la peau du patient.

La plupart des scanners actuels sont des scanners multi-barrettes. Une barrette de détecteurs est composée de 800 à 900 détecteurs disposés en éventail. Pour les scanners multi barrettes, plusieurs sont juxtaposées les unes à côté des autres le long de l'axe longitudinal.

Les scanners multi-barrettes permettent l'acquisition simultanée de plusieurs coupes par rotation, le nombre de coupes pouvant être acquises en une rotation dépendant du nombre de barrettes du scanner. [20]



Figure(II.12) : Différents spectres des rayons X.

V.5 IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) :

L'imagerie par résonance magnétique est une technique récente qui permet de produire des images anatomiques dans des plans multiples et qui peut fournir des informations sur la composition des tissus. La première acquisition d'IRM a été produite en 1973 par Lauterbur et Damadian. Cette technique a permis d'arriver à des avancées technologiques et scientifiques majeures notamment pour le dépistage des pathologies.[21]

V.5.1 Principe de la Résonance magnétique :

L'IRM est une technique d'investigation très performante, parfaitement indolore et sans danger. L'IRM n'utilise pas de rayons X, elle est basée sur le principe de la résonance magnétique des protons du corps humain au sein d'un champ électromagnétique (de 1 à 7 tesla). Ce dernier est créé par un aimant géant en forme de tunnel au sein duquel le patient est placé.

Des ondes électromagnétiques provoquent une aimantation spécifique des noyaux d'hydrogène présents en proportions diverses dans les tissus selon leur teneur en eau. Le signal émis par les protons, lors de leur retour à leur état de base, est à l'origine de

Chapitre II: Imagerie et agent de contraste

la création des images. Les images obtenues sont traitées par de puissants logiciels qui permettent de reconstruire les différentes coupes. Ces images sont visualisées sur un écran puis transformées en clichés radiographiques (Figure II.13). [21]



Figure (II.13) : Acquisition par IRM.

VI. La qualité d'image radiographique :

- **Le contraste de l'image :**

Le contraste de l'image radiante dépend du coefficient d'atténuation, l'épaisseur des structures rencontrées et de l'énergie des photons incidents

- **Le bruit de l'image :**

Il correspond à la non-uniformité de l'image lorsque le détecteur est directement irradié par un faisceau homogène de photons, cela produit alors des "grains"

- **La netteté de l'image :**

Elle s'oppose au flou. On distingue plusieurs origines de flou : le flou du foyer (géométrique), le flou du détecteur et le flou cinétique [22]

VII. Le contraste :

C'est l'opposition marquée entre deux régions d'une image, plus précisément entre les régions sombres et les régions claires de cette image. Le contraste est défini en fonction des luminances de deux zones d'images radiante d'intensité respective I_1, I_2 par le rapport [18] :

$$C = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2} \quad (\text{II.4})$$

Donc :

$$C = \frac{e^{-\mu_1 x} - e^{-\mu_2 x}}{e^{-\mu_1 x} + e^{-\mu_2 x}} \quad (\text{II.5})$$

μ_1, μ_2 : les coefficient d'atténuation des deux milieu.

x : l'épaisseur de milieu traversée.

Le contraste est influé par deux paramètres, l'épaisseur et la nature des milieux : [3]

- Une différence d'épaisseur pour un même tissu (même μ): soient X_A et X_B deux épaisseur d'un même tissu telles que $\Delta X = X_B - X_A$ on à:

$$C_R = \frac{\exp(-\mu X_A) - \exp(-\mu X_B)}{\exp(-\mu X_A) + \exp(-\mu X_B)} \longrightarrow C_R = \frac{1}{2} * \mu * \Delta X \quad (\text{II.6})$$

- Une différence de nature de tissu: soit une même épaisseur x de tissu composé de deux parties de coefficient d'atténuation μ_A et μ_B différents, on a:

$$C_R = \frac{\exp(-\mu_A X) - \exp(-\mu_B X)}{\exp(-\mu_A X) + \exp(-\mu_B X)} \longrightarrow C_R = \frac{1}{2} * (\mu_A - \mu_B) * X \quad (\text{II.7})$$

VII.1 Le produit de contraste :

C'est une substance injectable ou ingérable qui améliore la visualisation des organes explorés. Il existe plusieurs catégories de produit de contraste. Les plus utilisés actuellement sont les produits de contraste iodés (PCI) et les produits de contraste gadolinés (PCG) utilisés en IRM. Depuis peu un produit de contraste gazeux est utilisé en échographie. Les plus anciens de ces produits de contraste sont ceux utilisés pour l'exploration du tube digestif à base de sulfate de baryum.

Chapitre II: Imagerie et agent de contraste

Les produits de contraste sont utilisés pour opacifier ou majorer le contraste naturel des compartiments dans lesquels ces produits sont distribués ou éliminés. [11]

Le nombre d'examens de radiologie réalisés va croître en raison de l'exigence des consommateurs (médecins et malades), mais aussi de la sophistication graduelle des techniques d'exploration. Au rendement du recueil d'images brutes sans préparation, s'est ajouté le bénéfice de l'injection de produits de contraste (PC), permettant en outre la mise en évidence de la vascularisation d'une lésion ou la réalisation d'interventions endo-vasculaires. [23]

VII.1.1 Les produits de contraste iodé PCI :

Il existe plusieurs catégories de produit de contraste. Les plus anciens sont ceux utilisés pour l'exploration du tube digestif à base de sulfate de baryum. Les plus utilisés actuellement sont les produits de contraste iodés (PCI) en scanographie qu'ils augmentent le contraste naturel de leurs compartiments de distribution ou d'élimination. Leur efficacité est proportionnelle à leur teneur en iode qui atténue les rayons X par effet photo-électrique, sans créer de diffusion du rayonnement.

Le bénéfice attendu de ces médicaments étant d'ordre diagnostique et non pas thérapeutique, il importe que la toxicité soit minimale pour que le rapport bénéfice-risque soit favorable au patient [11].

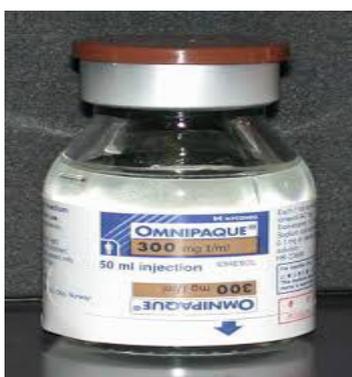


Figure (II.15) : Produit de contraste iodée (PCI).

- **Propriétés physico-chimiques :**

Les PCI sont des molécules de faible taille, ce qui leur permet de franchir l'endothélium vasculaire là où il est fenêtré et de ne pas imposer le réseau capillaire. Leur masse moléculaire est comprise entre 600 et 1650 unités de masse moléculaire

exprimée en daltons (Da). Ces produits sont incolores, hydrosolubles et stables dans de bonnes conditions de conservation, c'est à dire à l'abri de la chaleur mais également de la lumière et des rayons X.

La structure de base des PCI est un composé organique de type cycle benzénique sur lequel sont fixés trois atomes d'iode en position 2, 4 et 6 et porteur en position 1 d'une fonction acide. Les atomes de carbone en position 3 et 5 sont porteurs de radicaux qui font la spécificité du produit. La fixation de l'iode est donc, sur cette catégorie de produit de contraste, covalente et de ce fait solide.[11]

VII.1.2 Les produits barytés :

Ils sont plus ou moins dilués dans de l'eau, utilisés pour le contraste digestif, avec une précaution essentielle, la certitude qu'il n'existe pas une fuite possible en péritoine libre ou dans le médiastin.

Dans le cadre d'une stratégie d'exploration faisant appel à différents examens, il ne faut pas oublier que le contraste baryté laisse la présence de résidus très opaques intra-digestifs pendant une durée variable, qui peuvent rendre impossible d'autres examens radiologiques comme la TDM ou l'UIV. [24]

VII.1.3 Les produits de contraste échographiques :

Ces produits de contraste sont faits de micro-bulles de gaz en suspension dans une solution aqueuse qui est injectée par voie veineuse.

Le produit est totalement éliminé en quelques minutes par la respiration. Cette injection est très bien tolérée et n'a aucun effet toxique [24]

VII.1.4 Les produits de contraste gadolinés :

Ils sont également utilisés par injection intraveineuse dans une veine périphérique du bras.

Le contraste est apporté ici par le gadolinium qui est spontanément visible en IRM. Comme les PCI, les PCG peuvent être à l'origine de réactions allergiques vraies, également bien connues et prises en charge par l'unité d'IRM ; et comme pour les PCI des tests allergologiques peuvent et doivent être réalisés afin d'éliminer ultérieurement l'utilisation de produit que vous ne supportez pas.

Les PCG peuvent également avoir un effet nocif sur les reins, le risque n'existe qu'en cas d'insuffisance rénale avérée, et le plus souvent chez des patients dialysés ou suivis en néphrologie.

C'est la raison pour laquelle, en présence de facteurs de risques, il peut vous être demandé de pratiquer une prise de sang avant l'examen et en cas de doute le radiologue [24].

VII.1.5 Produit de contraste (K-edge) :

Pour pousser les investigations cliniques, il est également possible de réaliser des mammographies avec injection d'un produit de contraste iodé. L'iode, qui est plus dense et plus lourd que les tissus biologiques (densité = 4.93 g.cm⁻³, $Z_{\text{eff}} = 53$), va apporter un surplus d'atténuation aux zones les plus vascularisées et est utilisé en cas de lésions suspectées sur une mammographie conventionnelle. Cette technique nécessite l'acquisition de deux images, à deux énergies différentes. Une sous le K-edge de l'iode (33,2 keV) et l'autre à une énergie supérieure. Ces deux images sont ensuite soustraites l'une à l'autre pour mettre en évidence les zones d'hyperfixation.

L'un des inconvénients de cette approche, hormis l'utilisation d'un produit de contraste iodé qui peut entraîner une réaction allergique, est le laps de temps qui s'écoule entre les deux acquisitions. La patiente peut avoir légèrement bougé entre les deux images ce qui va induire un artefact de bougé. [17]

Le contraste en mammographie ne nécessite pas une grande énergie pour différencier entre les composants de sains parce qu'elles ne contiennent que des muscles.

- **Gamme de concentration :**

L'expression de la concentration en iode de ces produits fait référence à la quantité d'iode contenue par volume de solution (exprimée en mg d'iode /ml). Les présentations proposent souvent différentes concentrations pour chacun des produits, en fonction de l'indication.

Exemple : concentrations de 350 à 370 mg d'iode /ml pour les urographies intraveineuses, 240 à 300 mg d'iode /ml pour les scanners...

La concentration est à adapter en fonction du territoire exploré et du type d'examen réalisé [11].

VII.2 Effet de rayonnement de Diffusion sur contraste de l'image :

Le rayonnement diffusé constitue l'élément principal de la dégradation de l'image radiologique et nécessite un accroissement de l'irradiation pour en limiter l'influence. Sa diminution est obtenue par le système de collimation. Le faisceau de rayons X est limité à un éventail de 1 mm d'épaisseur devant le patient. Seule la région anatomique explorée est irradiée. A l'entrée du détecteur, un deuxième collimateur élimine les rayons diffusés ayant perdu leur trajectoire initiale. La proportion du rayonnement diffusé est limitée à un niveau de 1% du faisceau principal alors qu'elle est de l'ordre de 90% en l'absence de collimation.

Outre la diminution de l'irradiation, la suppression du rayonnement diffusé entraîne une amélioration de la qualité de l'information obtenue : les faibles contrastes ne sont plus noyés dans le bruit de fond. En sortie de détecteur, l'information concernant chaque point exploré est codée sur 64 000 niveaux de gris (16 bits).

Une telle quantité d'informations offre une visualisation des très faibles contrastes accessibles du fait de la suppression du rayonnement diffusé. En outre, ces faibles niveaux de contrastes peuvent être distingués dans une palette plus large de niveaux de gris du fait de la dynamique du détecteur [25].

En traversant le corps, les rayons X sont en partie déviés du faisceau primaire et peuvent produire un rayonnement diffusé. L'importance et la direction de la diffusion dépendent de l'intensité du faisceau et de la densité anatomique. La diffusion réduit le contraste des images. S'il est trop important, les structures anatomiques seront moins nettement définies.

a. Réduction du rayonnement diffusé et grilles

Il existe plusieurs moyens de réduire le rayonnement diffusé. Le faisceau de rayons X doit toujours être circonscrit à la région d'intérêt. Plus l'aire du faisceau est petite, moins il produira de photons diffusés. Pour les plus grandes régions anatomiques, comme l'abdomen, le bassin ou le rachis, il faut utiliser une grille anti diffusante.

Celle-ci ne laisse passer que le rayonnement primaire vers la cassette, et filtre les rayonnements déviés de façon aléatoire qui peuvent brouiller l'image. Une grille est

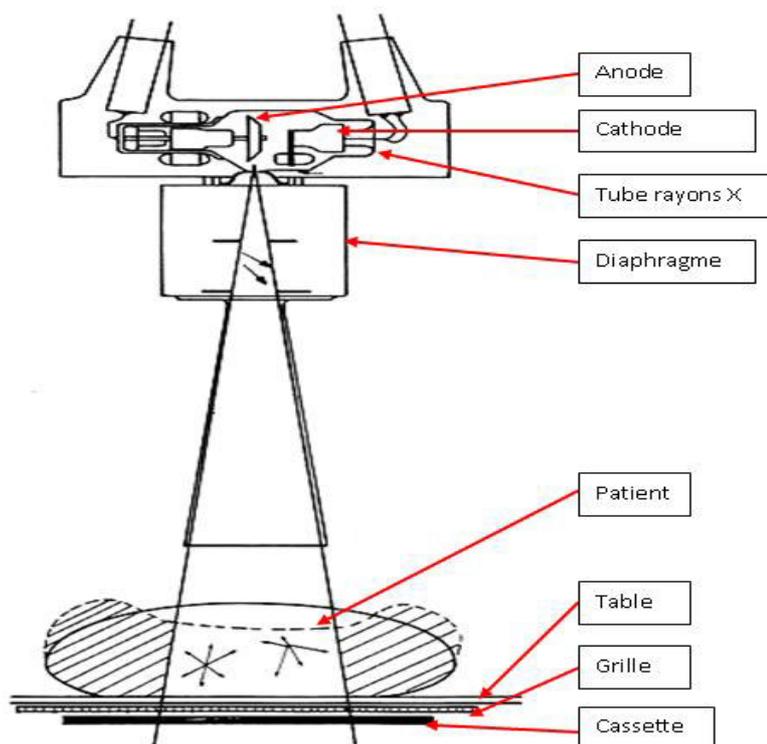
une mince feuille de métal, des mêmes dimensions qu'un film radiographique, composée de nombreuses bandes de plomb séparées par des bandes radio transparentes. Elle se place par-dessus la cassette de film, sous le patient.

L'utilisation d'une grille augmente le contraste mais peut aussi arrêter une partie des rayons X contribuant à la densité de l'image. Il faudra donc augmenter l'exposition quand on utilise une grille[26].

b. Collimateur/Essai d'alignement du faisceau de rayons X:

Le collimateur (aussi appelé le diaphragme du faisceau lumineux) est la partie de l'appareil à rayons X qui offre une méthode de contrôle exacte de la taille du champ des rayons X et qui est placée sur la zone d'intérêt. Le but de la lumière dans le collimateur est de fournir une collimation du faisceau de rayons X en centrant le champ de rayons X à l'aide de la lumière projetée sur le patient, avant l'exposition. Par conséquent, la lumière doit coïncider avec le faisceau de rayons X. Dans le cas contraire, les zones d'intérêt peuvent être exclues du champ, ou alors, une zone trop importante peut être irradiée pendant l'exposition.

Le collimateur est beaucoup utilisé et est souvent heurté dans le cadre de tâches ordinaires, le rendant susceptible à l'inexactitude de la correspondance entre le faisceau de lumière et le faisceau des rayons X, aux ampoules éclatées et aux problèmes techniques. [26]



Figure(II.16) : La réduction de rayonnement diffusé en imagerie médicale.

VII.3. Risques spécifiques associés aux produits de contraste iodés

L'ordre de grandeur du risque de décès est de 1 sur 100 000 examens (0,001%), celui des accidents majeurs (définis par la nécessité d'une intervention thérapeutique) de 1 sur 2000 (0,05 %) et celui des incidents mineurs de 1%.

Les réactions indésirables représentent de 2 à 8 % des cas d'utilisation des PCI ioniques hyperosmolaires.

- **Les manifestations allergiques :**

Tous les PCI sans exception sont susceptibles de générer des réactions adverses de type allergique.

- **Présentation clinique des manifestations allergiques :**

Dans leurs formes aiguës, il s'agit le plus souvent d'une réaction anaphylactoïde (RA) immédiate, associant hypotension artérielle (collapsus, voire état de choc), angiooedème extensif pouvant atteindre le larynx, contraction des fibres musculaires lisses (broncho- et laryngospasmes) et urticaire diffuse. Au cours d'une

coronarographie, un vasospasme, voire un infarctus du myocarde peuvent également être observés.

Des réactions retardées sont également rapportées, une heure à une semaine après l'injection de PCI. Il peut s'agir de nausées et vomissements, de céphalées, d'éruptions cutanées (exanthèmes maculeux prurigineux), de douleurs musculaires et/ou d'une fièvre. Un travail portant sur 7505 utilisations d'un PCI hypo-os molaire non ionique a montré que les facteurs de risque de survenue d'un effet secondaire retardé sont : un antécédent d'allergie, la saison pendant laquelle l'examen est réalisé (un rôle des pollens a été évoqué), le protocole radiographique utilisé, l'âge du patient, un acte invasif concomitant, et un traitement médicamenteux associé. La prévalence des réactions retardées était de 2,8 % (vs 5 % pour les effets immédiats). [23]

VII.4 Effets indésirables

- Effets cardio-vasculaires et rhéologiques
- Effets neurologiques
- Toxicité rénale

Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons présenté les différents types d'imagerie médicale, et les types de différents agents de contrastes et leurs effets secondaires utilisés en imagerie.

Le chapitre suivant, nous allons parlerons sur les nouveaux agents de contrastes et l'effet des spectres des RX sur le contraste.