



Master : Physique Médicale Semestre : S3 Enseignant : Dr. YAHIAOUI Mohamed Laid

Matière : **Imagerie médicale et instruments de diagnostic**

2024/2025

I. Imagerie par les Rayons X

1. Introduction

1.1 La nature des rayons X

Les rayons X sont une forme de rayonnement électromagnétique, semblable à la lumière visible mais avec une longueur d'onde beaucoup plus courte, ce qui leur donne des propriétés pénétrantes. Leur longueur d'onde se situe entre 0,01 nm et 10 nm ce qui correspond à des fréquences très élevées (de l'ordre de $3 \cdot 10^{16}$ à $3 \cdot 10^{19}$ Hz).

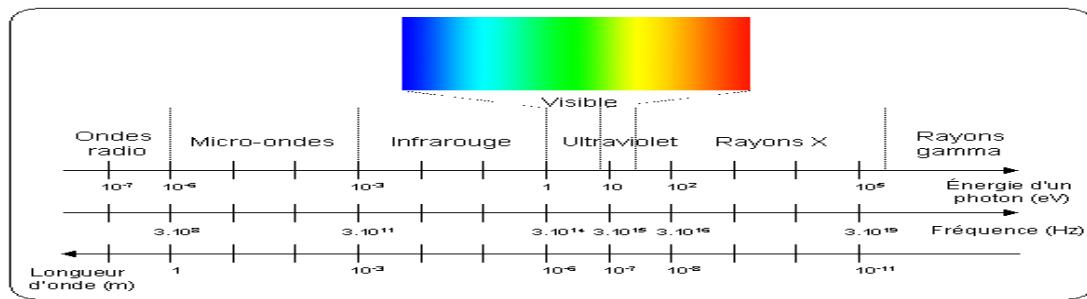


Figure (I.1) : Spectre de rayonnement électromagnétique.

1.2 Caractéristiques des Rayons X

- **Nature Électromagnétique** : Comme la lumière visible, les rayons X sont composés de photons, mais leur énergie est bien plus élevée. L'énergie d'un photon X est donnée par la relation de Planck-Einstein :

$$E = h\nu$$

où E est l'énergie du photon, h est la constante de Planck ($6,626 \cdot 10^{-34}$ Js), et ν est la fréquence du rayonnement.

- **Longueur d'Onde et Fréquence** : La relation entre la longueur d'onde (λ), la fréquence (ν) et la vitesse de la lumière (c) est donnée par :

$$v = \frac{c}{\lambda}$$

où c est la vitesse de la lumière dans le vide ($3 \cdot 10^8 \text{ m/s}$).

1.3 Génération des Rayons X

Les rayons X sont produits lorsqu'un faisceau d'électrons, issu d'un filament chauffé, est accéléré à travers une différence de potentiel élevée et projeté sur une cible métallique, généralement en tungstène. Ce processus se déroule dans un tube à rayons X sous vide, afin d'éviter l'interaction des électrons avec des particules d'air.

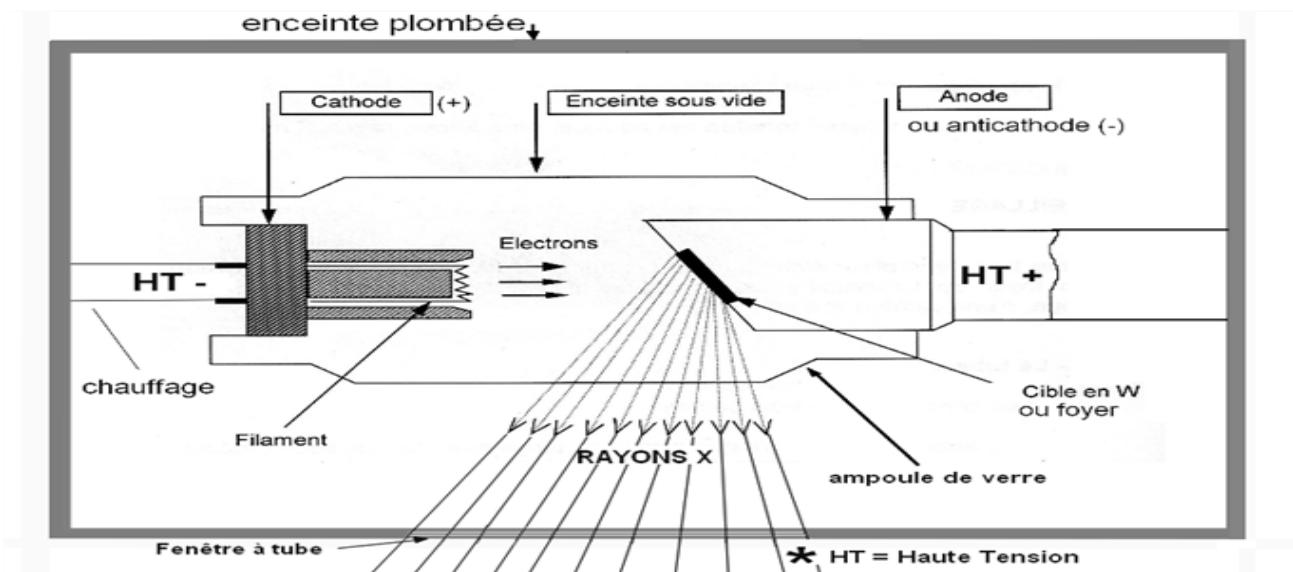


Figure (I.2): Tube à rayons x

- **Tube à Rayons X :** Le cœur de la production est un tube à rayons X composé de deux électrodes principales : la cathode (chargée négativement) et l'anode (chargée positivement).
- **Filament de la Cathode :** Lorsqu'on applique un courant électrique, le filament de la cathode est chauffé, ce qui provoque l'émission d'électrons par effet thermoïonique.
- **Accélération des Électrons :** Les électrons émis sont ensuite accélérés grâce à une différence de potentiel élevée entre la cathode et l'anode. Cette tension peut atteindre plusieurs milliers de volts, ce qui leur permet de gagner une grande quantité d'énergie.
- **Collision avec l'Anode :** Les électrons sont dirigés vers une cible, généralement en tungstène, qui est l'anode. Lorsque les électrons entrent en collision avec l'anode, leur

énergie cinétique est convertie en rayonnement électromagnétique, qui est en grande partie de la chaleur, et une petite partie est convertie en rayons X.

- **Filtration des Rayons X :** Les rayons X émis sont partiellement filtrés pour éliminer les rayons de faible énergie qui ne contribuent pas utilement à l'imagerie et qui augmentent l'exposition du patient aux radiations.

2. Mécanismes de Production des Rayons X :

2.1 Rayonnement de Freinage (Bremsstrahlung) :

Le rayonnement de freinage est produit lorsque les électrons accélérés sont déviés par le champ électromagnétique du noyau de l'atome de tungstène. La décélération rapide des électrons entraîne une perte d'énergie sous forme de rayonnement électromagnétique, les rayons X.

Le rayonnement de freinage génère un spectre d'énergie continu, car la décélération des électrons n'est pas quantifiée. L'énergie d'un photon X émis est prélevée sur l'énergie cinétique E_c (*éincident*) de l'électron, telle que :

$$E_c(\text{éfreiné}) = E_c(\text{éincident}) - h\nu$$

Toutes les distances entre l'électron incident et le noyau étant possibles, toutes les valeurs de $h\nu$ sont possibles :

- Depuis : $h\nu = 0$ lorsque l'électron incident passe loin du noyau
- Jusqu'à : $h\nu = E_c(\text{éincident}) = E_{max}$ lorsque toute l'énergie cinétique de l'électron incident est transférée au photon

Si l'électron est accéléré par une différence de potentiel V et que toute son énergie se transforme en rayonnement :

$$eV = h\nu_{\max} = \frac{hc}{\lambda_{\min}}$$

Pour la longueur d'onde minimale du spectre :

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eV}$$

$$\lambda_{\min}(nm) = \frac{1240}{V} \text{ (Loi de Duane et Hunt)}$$

Ces relations décrivent le spectre continu produit par le rayonnement de freinage, avec l'énergie maximale des photons dépendant de la tension appliquée au tube.

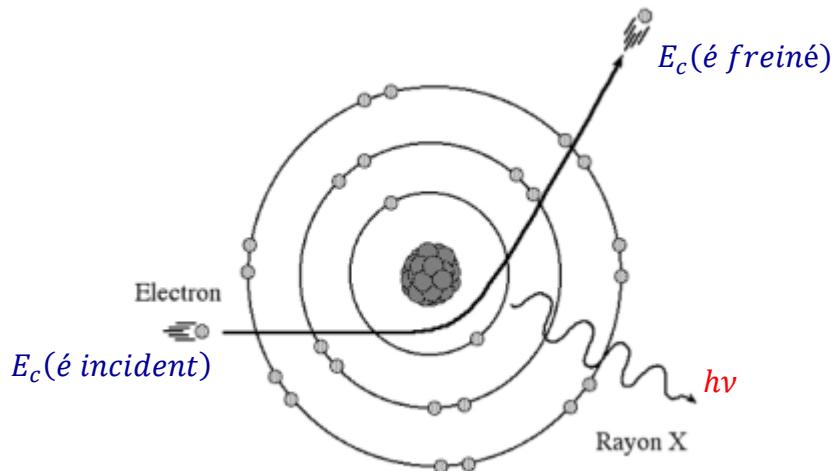


Figure : Rayonnement de freinage.

Le spectre de photons ainsi émis est un spectre continu dont l'énergie maximale est égale à l'énergie cinétique des électrons incident.

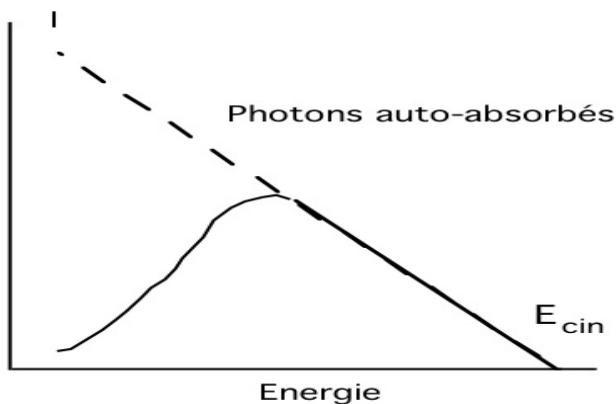


Figure : Spectre continu d'un tube à rayons X

2.2 Rayonnement Caractéristique :

Lorsqu'un électron incident possède une énergie suffisamment élevée, il peut éjecter un électron des couches internes de l'atome cible (couche K ou L). Cela crée une lacune qui est comblée par un électron provenant d'une couche supérieure.

Le passage de l'électron d'une couche plus externe à une couche plus interne s'accompagne de l'émission d'un photon X dont l'énergie est égale à la différence des niveaux d'énergie entre les deux couches. Cette énergie est caractéristique de l'élément cible, d'où le nom de **rayonnement caractéristique**.

$$E = E_i - E_f$$

où E est l'énergie du photon émis, E_i est l'énergie initiale de l'électron (couche supérieure), et E_f est l'énergie finale (couche inférieure).

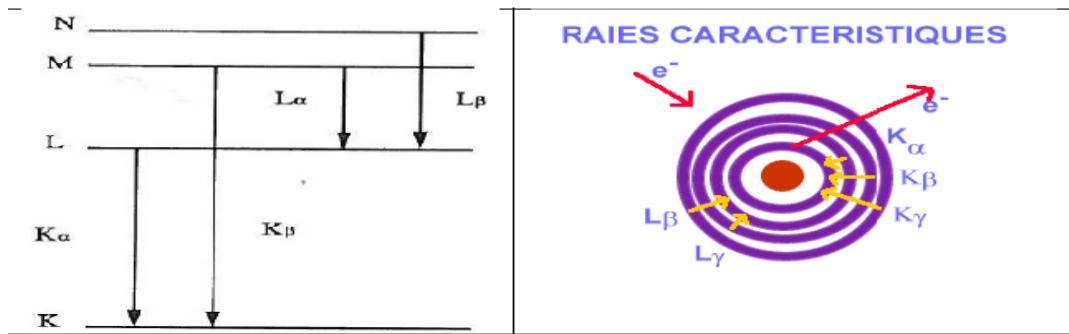


Figure : Rayonnements caractéristiques

Le spectre résultant est **discret** et se superpose au spectre continu du rayonnement de freinage. Le rayonnement caractéristique est spécifique au matériau de la cible (par exemple, le tungstène produit des raies caractéristiques autour de 59 keV).

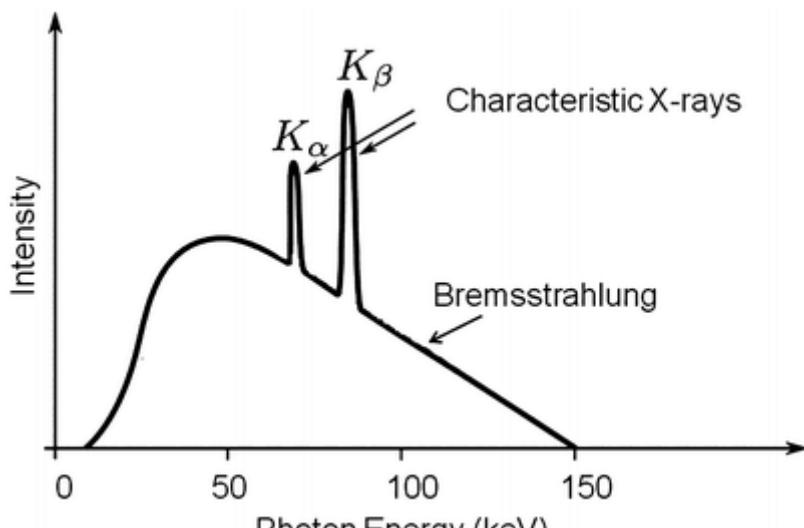


Figure : Spectre total des rayons X

3. L'interaction rayonnement X - matière

Lorsque les rayons X traversent la matière, on constate une diminution du nombre de photons. Ce processus est appelé atténuation et c'est la principale conséquence des interactions entre les photons et les électrons.

On connaît quatre types d'interaction entre le rayonnement et la matière :

- Effets photoélectrique

- La diffusion Compton
- La diffusion Rayleigh
- Création de paires

Les deux phénomènes physiques qui ont un impact sur l'atténuation et qui présentent un intérêt dans le domaine d'énergie utilisé dans le domaine médical sont l'absorption photoélectrique et la diffusion Compton.

3.1 Effet photoélectrique : L'interaction d'un photon avec un électron des couches internes de l'atome est dominant aux faibles énergies. Il y a absorption totale de l'énergie du photon dans la matière, L'énergie E du photon incident est transférée à l'électron qui est éjecté de sa couche. Une partie de cette énergie est utilisée pour "extraire" l'électron interne Si l'énergie du photon incident est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron à lieu l'effet photoélectrique. Lorsque le photon incident a été absorbé, l'atome se trouve dans un état ionisé Un électron éjecté d'une couche intérieure laisse une vacance qui est rempli immédiatement Par un électron à partir d'un niveau d'énergie plus éloigné du noyau. Ce n'est que rarement Un trou rempli par un électron de l'extérieur de l'atome du noyau. Au lieu de cela, les électrons Des niveaux d'énergie supérieurs à inférieurs et produire un certain nombre d'un photon de **fluorescence**, soit un électron **Auger**.

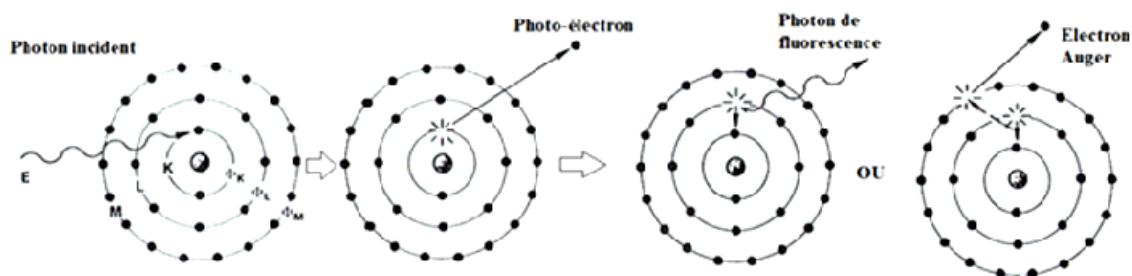


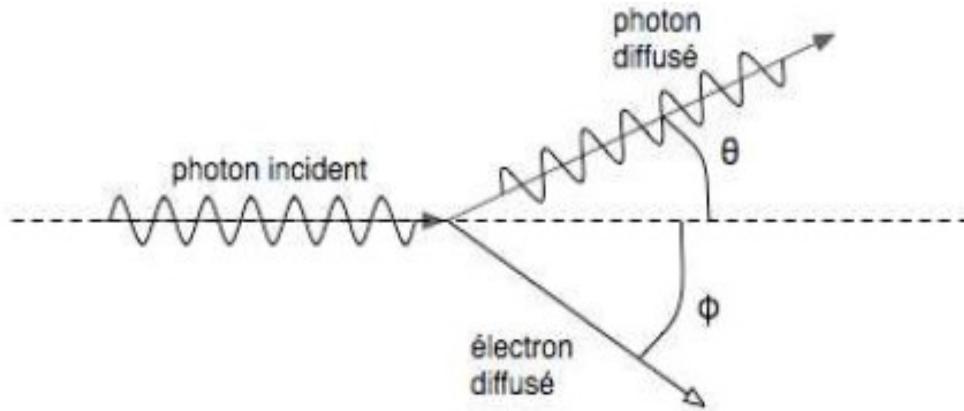
Figure : Effet photoélectrique

3.2 diffusion Compton : le photon incident d'énergie $h\nu$, en collision avec un électron libre ou faiblement lié auquel il cède une partie de son énergie, est diffusé avec énergie $h\nu'$ inférieur à $h\nu$. Bien que le photon puisse être dispersé sous n'importe quel angle φ avec respect À son sens d'origine, l'électron de Compton est confiné à un angle θ , qui est 90 degrés ou moins par rapport au mouvement du photon incident. L'énergie E du photon diffusé est égale à

$$E = \frac{E_0}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \quad (\text{I .3})$$

Où E_0 est l'énergie du photon incident,

$$\alpha = \frac{E_0}{m_e c^2}, \text{ avec } m_e c^2 = 0,511 MeV \text{ et } \theta \text{ l'angle de diffusion.}$$



I.2.1.

I.2.2. **Figure (I.7)** : Diffusion Compton

3.3 Loi d'atténuation de rayonnement x

Le nombre de photons atténués dans un milieu dépend du nombre de photons Traversé. Si tous les photons possèdent la même énergie (c'est-à-dire que le faisceau est monoénergétique) frappe une cible d'un corps simple, on constate que son affaiblissement dépend :

- de l'épaisseur de l'écran percuté par les photons.
- de la nature et de l'état physique du milieu considéré.
- de l'énergie et du nombre des photons incidents.

La loi exponentielle peut expliquer l'atténuation de l'intensité du faisceau de rayonnement.
La dérivation mathématique est donnée :

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

I : Nombre de photons après la traversée de la matière.

I_0 : Nombre initial de photons.

μ : Coefficient linéique global d'atténuation.

x : épaisseur traversée.

4. Formation de l'Image Radiologique

La formation de l'image radiographique repose sur l'interaction des rayons X avec le corps du patient. Lorsqu'un faisceau de rayons X traverse le corps, il subit une atténuation différenciée selon les tissus rencontrés. Les rayons X qui ne sont pas absorbés frappent le récepteur (film ou détecteur numérique) et forment une image.

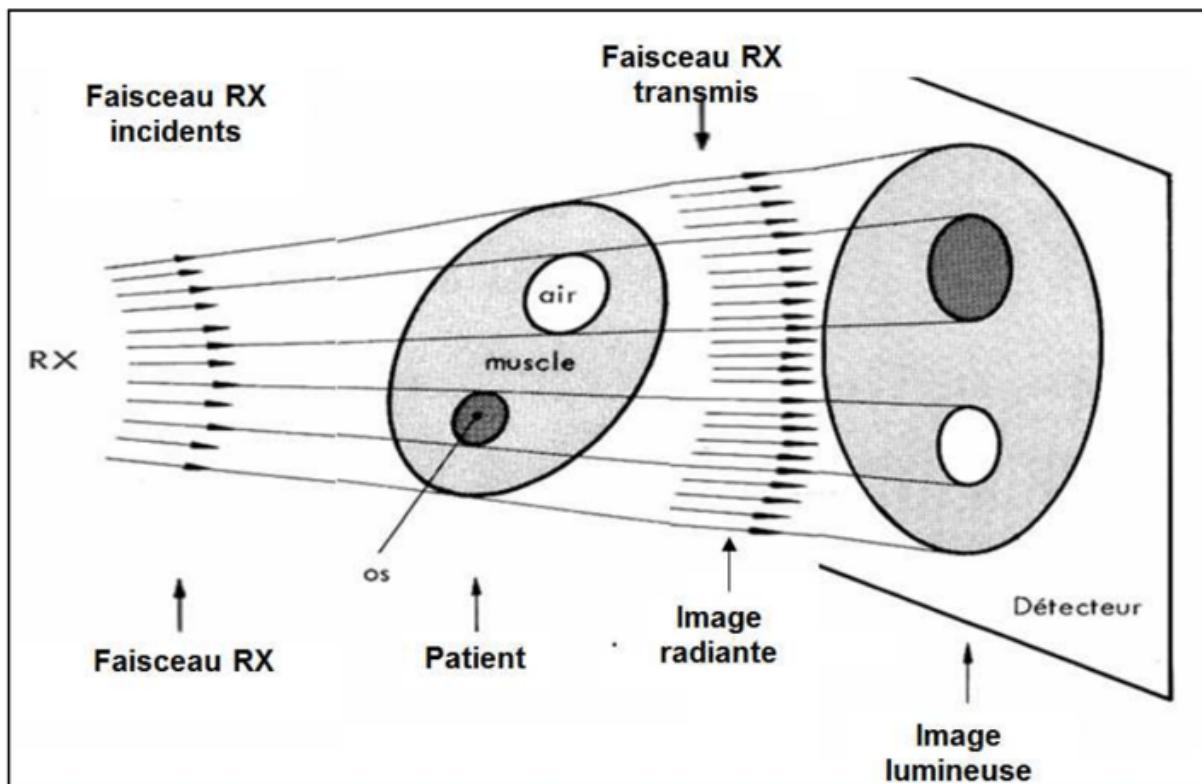


Figure 1 : Illustration de l'atténuation des rayons X en radiographie

Les structures de forte densité, telles que les os, absorbent davantage les rayons X et apparaissent blanches sur l'image, tandis que les tissus moins denses, comme les poumons remplis d'air, apparaissent plus sombres. Cette atténuation est due à des processus tels que l'effet photoélectrique et la diffusion Compton.

4.1 Composants de l'Équipement de Radiographie

Une installation de radiographie conventionnelle comprend plusieurs éléments clés :

- **Tube à Rayons X** : Il génère les rayons X en utilisant des électrons qui percutent une cible en métal lourd (généralement du tungstène).
- **Collimateurs** : Dispositifs qui limitent la taille et la forme du faisceau de rayons X afin de réduire l'exposition aux zones non pertinentes du patient.

- **Récepteur de Rayons X** : Traditionnellement, un film photographique était utilisé, mais il est souvent remplacé aujourd'hui par un capteur numérique qui permet d'obtenir une image plus rapidement.

4.2 Atténuations des Rayons X :

Le faisceau de rayons X est progressivement atténué lors de son passage à travers la matière. Trois phénomènes peuvent se produire :

- 1) **Rayons X traversant sans être affectés** : Ils forment les parties les plus noires de l'image radiographique.
- 2) **Rayons X arrêtés** : La proportion de rayons X arrêtés détermine le niveau de gris visible sur l'image radiographique.
- 3) **Rayons X déviés** : Ils forment le rayonnement diffusé, créant un voile uniforme sur l'image radiographique (flou appelé voile de diffusion), ce qui a des conséquences sur la radioprotection.

Le faisceau de rayons X peut traverser ou interagir avec les différents tissus en fonction de ses propres caractéristiques et de celles des tissus exposés. Une fraction du faisceau est arrêtée par le tissu (on dit que le faisceau est atténué). Il existe cinq contrastes naturels en imagerie radiologique standard : **l'air, la graisse, l'eau (tissus mous/liquides), les os et le métal**. Des agents de contraste artificiels peuvent également être introduits.

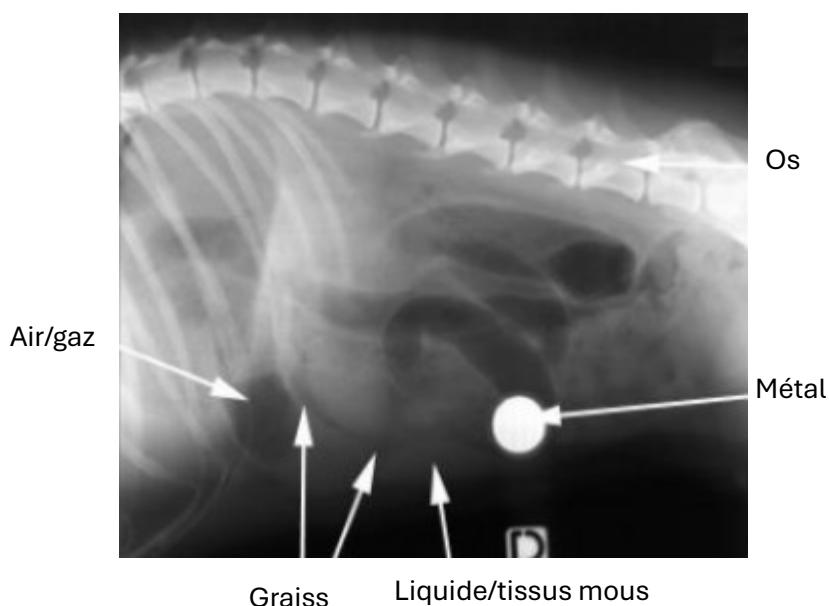


Figure : Image radiographique illustrant les contrastes

Le faisceau homogène (I) est inégalement atténué par l'organisme, devenant hétérogène avec des intensités différentes (I_1 et I_2) selon les milieux traversés. Il constitue l'image radiante (virtuelle), non visible à l'œil nu.

- L'atténuation des rayons X dépend de l'épaisseur à radiographier, mais aussi de la composition des structures à radiographier, en particulier la densité (masse volumique) et le numéro atomique des atomes constituants.
- L'atténuation dépend également fortement de l'énergie des rayons X impliqués. Plus les rayons X sont énergétiques, moins l'atténuation est importante, ce qui les rend plus "pénétrants".
- L'atténuation globale du faisceau de rayons X est responsable du noircissement ou de la brillance globale de l'image radiographique.

Le niveau de gris visible dans une zone correspond à la somme des atténuations élémentaires engendrées par les corps successivement traversés.

- Les différences d'atténuation entre les régions sont responsables des différences de niveau de gris sur le film radiographique.

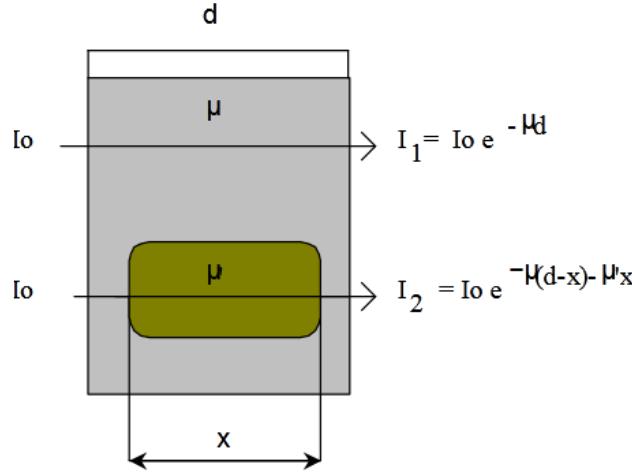
Cependant, le manque de résolution en contraste est l'un des principaux inconvénients de la radiologie conventionnelle. L'introduction de produits de contraste radiographiques permet d'améliorer la résolution en contraste.

5. La qualité de l'image radiante : Contraste et flous.

5.1 Le contraste :

On appelle **contraste** la variation relative de la luminosité entre différents points d'une image. En radiologie, le contraste entre deux points de l'image radiante, ayant des intensités respectives I_1 et I_2 , est défini par la relation suivante :

$$C = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2}$$



5.2 Facteurs de contraste

a) Différence d'épaisseur

Lorsqu'un faisceau de rayons X traverse deux épaisseurs, a et b , d'un même matériau de coefficient linéaire d'atténuation μ , on définit h comme étant la différence entre les deux épaisseurs, soit ($h = a - b$).

Par définition du contraste, celui-ci est donné par :

$$C = \frac{e^{-\mu a} - e^{-\mu b}}{e^{-\mu a} + e^{-\mu b}}$$

Lorsque h est relativement petit, le contraste peut être approximé par :

$$C \approx \frac{1}{2} \mu h$$

b) Différence de nature des milieux

Lorsqu'un faisceau de rayons X traverse une même épaisseur x de deux substances différentes ayant des coefficients d'atténuation linéaires μ_1 et μ_2 , le contraste entre ces deux substances est donné par l'expression suivante :

$$C = \frac{e^{-\mu_1 x} - e^{-\mu_2 x}}{e^{-\mu_1 x} + e^{-\mu_2 x}}$$

Approximation pour une faible épaisseur x

Lorsque x est relativement petit, nous pouvons utiliser une approximation similaire à celle développée précédemment. En appliquant l'approximation de Taylor, nous obtenons :

$$C \approx \frac{1}{2}(\mu_1 - \mu_2)x$$

Cela signifie que, pour de petites épaisseurs, le contraste est directement proportionnel à l'épaisseur x et à la différence des coefficients d'atténuation linéaires μ_1 et μ_2 .

Influence des éléments constituant les tissus

À l'exception de l'os, qui est principalement constitué de calcium (numéro atomique $Z = 20$), la plupart des constituants anatomiques du corps humain sont formés d'éléments avec des numéros atomiques voisins tels que l'hydrogène ($Z = 1$), le carbone ($Z = 6$), l'azote ($Z = 7$) et l'oxygène ($Z = 8$). En conséquence, le contraste obtenu dépend principalement de la différence de densité et de l'épaisseur des tissus et des organes traversés, puisque les variations dans les numéros atomiques sont faibles entre ces éléments.

c) Variation du contraste avec la tension accélératrice

Dans les organismes vivants, l'effet photoélectrique et l'effet Compton sont les deux principaux mécanismes d'interaction des rayons X avec la matière, mais leur importance varie en fonction de la tension appliquée au tube à rayons X :

- **Basses tensions (50-70 kV) : Effet photoélectrique prépondérant**

À des basses tensions, l'effet photoélectrique est dominant. Cet effet produit un contraste relativement élevé, car il est sensible à la fois aux différences de densité des tissus traversés et aux différences de numéro atomique des éléments qui les composent. Les structures avec des numéros atomiques plus élevés (comme les os riches en calcium) apparaissent donc beaucoup plus claires que les tissus mous, offrant un bon contraste.

- **Hautes tensions (> 100 kV) : Effet Compton prépondérant**

À des hautes tensions, l'effet Compton devient le principal mécanisme d'interaction. Le contraste produit par l'effet Compton est faible, car cet effet ne dépend que de la densité des tissus et non de leur numéro atomique. En outre, une grande quantité de rayonnement diffusé se superpose à l'image, créant un voile uniforme et dégradant encore le contraste.

d) Relation entre tension et contraste de l'image

Le contraste de l'image radiographique est directement influencé par la tension appliquée par l'opérateur :

- **Basse tension (< 70 kV)** : Les images radiographiques sont plus contrastées car l'effet photoélectrique est dominant.

- Haute tension (> 100 kV)** : Le contraste diminue progressivement avec l'augmentation de la tension, en raison de la prédominance de l'effet Compton et de l'augmentation du rayonnement diffusé.

5.3 Flou

a) Le flou de grandissement :

En radiographie, l'image obtenue est une projection conique, ce qui entraîne une superposition des éléments anatomiques qui peuvent apparaître déformés. Le grandissement (G) est une mesure de cette déformation et peut s'exprimer par la relation suivante :

$$G = \frac{II''}{OO''} = \frac{II'}{OO'}$$

En utilisant la trigonométrie et les relations géométriques du schéma, nous avons :

$$\sin(OSO'') = \frac{II''}{SI} = \frac{OO''}{SO}$$

Le grandissement (G) peut alors être exprimé sous une forme plus simplifiée :

$$G = \frac{SI}{SO}$$

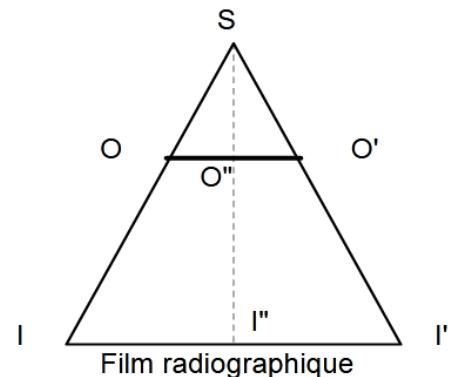
Ainsi, le grandissement augmente globalement lorsque l'on éloigne le film de la source de rayons X (lorsque SI augmente).

Influence de la distance sur le grandissement

Il est également important de noter que le grandissement n'est pas identique pour toutes les structures au sein d'un même organe. Les structures plus proches du film radiographique subissent un grandissement moindre (car SO augmente).

b) Le flou géométrique :

Le flou géométrique est lié à la disposition géométrique des éléments participant à la formation de l'image radiographique. Il résulte de plusieurs facteurs comme la taille de la focale (source de rayonnement), le grandissement de l'image, et le décalage par rapport au rayon directeur.



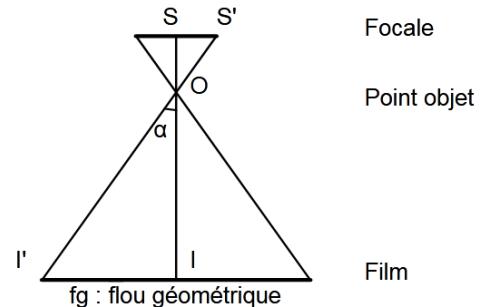
En réalité, le foyer géométrique (ou optique), c'est-à-dire la source du rayonnement X, n'est pas un point strictement ponctuel, mais une surface étendue notée F . Les rayons X sont donc émis par une surface étendue, ce qui crée un flou appelé flou géométrique.

Calcul du flou géométrique

À partir du schéma, nous avons les relations trigonométriques suivantes :

$$\tan(\alpha) = \frac{II'}{OI} = \frac{SS'}{OS}$$

D'où :



$$\frac{fg}{OI} = \frac{F}{OS}$$

Par ailleurs, le grandissement G est donné par :

$$G = \frac{SI}{SO} = 1 + \frac{OI}{SO}$$

Ce qui implique :

$$\frac{OI}{SO} = G - 1$$

En substituant cette expression, nous obtenons :

$$fg = F \cdot \left(\frac{OI}{OS} \right) = (G - 1) \cdot F$$

Cette relation montre que le flou géométrique (fg) dépend de la taille de la focale F et du grandissement G . Plus la focale F est grande, plus le flou géométrique augmente. En pratique, l'usure d'un tube de Coolidge peut provoquer une augmentation de F , ce qui entraîne une augmentation du flou géométrique et, par conséquent, une diminution de la netteté de l'image.

c) Flou de mouvement

Le flou de mouvement peut se produire pour trois raisons principales :

- 1) Mouvement de l'objet :

Les mouvements internes et involontaires du patient (comme la respiration, les battements cardiaques ou les mouvements digestifs) peuvent provoquer un flou important dans l'image radiographique. Ces mouvements sont difficiles à maîtriser, notamment lorsque l'exposition dure trop longtemps. Par exemple, un organe peut se déplacer à une vitesse instantanée de 100 à 200 mm par seconde, et la distance parcourue dépend du temps d'exposition. Ce type de flou est particulièrement préoccupant car il affecte la netteté des structures anatomiques mobiles.

2) Mouvement de la focale radiogène :

Le mouvement de la focale est souvent dû à des vibrations mécaniques de l'appareil. Cela peut provenir d'un plateau d'anode en rotation ou d'un mécanisme de suspension défectueux. Ces vibrations entraînent un mouvement de la focale, ce qui augmente la dimension apparente de la source de rayons X. Le problème est accentué pour des petites focales qui sont conçues pour offrir une meilleure netteté, mais les vibrations peuvent rendre leur avantage inutile. En tomographie, où des mouvements mécaniques précis sont nécessaires, ces vibrations limitent l'utilisation de petites focales (moins de 0,6 mm).

3) Mouvement du récepteur :

Ce type de flou est lié aux défaillances mécaniques du système de réception de l'image. Par exemple, une cassette supposée immobile peut être entraînée par les vibrations d'une grille mobile, ou bien le délai entre le lancement de l'anode et la prise d'image peut entraîner des mouvements indésirables de la cassette. Si le cliché est pris alors que la cassette est encore en mouvement ou en vibration, cela entraîne un flou. De plus, dans des sériographies rapides, un déplacement prématué du film lors de l'exposition peut également créer un flou.

d) Flou du récepteur

Le récepteur de l'image a une structure granuleuse, comme les grains de bromure d'argent pour le film, ou les grains luminescents pour les écrans renforçateurs et les amplificateurs de luminance. Dans les systèmes numérisés, cette granularité peut provenir de la matrice des détecteurs. Une ligne idéale droite se traduira par une ligne irrégulière sur l'image, ce qui entraîne une imprécision des contours. La qualité de résolution spatiale du récepteur détermine donc le degré de netteté de l'image.

e) Flou de forme

Le flou de forme est lié à la nature et à l'épaisseur des objets traversés par les rayons X. Les objets avec des contours imprécis ou des variations d'épaisseur créent un flou sur l'image. Un

objet aux contours bien définis produira une image plus nette. Ce flou de forme est également influencé par la loi des tangences, qui stipule que les contours tangents aux rayons X sont mieux visualisés que ceux perpendiculaires. Par exemple, pour la boîte crânienne, les corticales périphériques sont mieux visualisées que les parties centrales, car les rayons X sont tangents aux contours périphériques.

5.4 Bruit en radiographie

En radiographie X, le bruit est une variation aléatoire des niveaux de gris qui n'a pas de correspondance avec les structures anatomiques réelles. Il peut masquer les détails importants et affecter la qualité de l'image, influençant ainsi le diagnostic.

Types de bruit en radiographie

1) Bruit quantique :

Ce type de bruit est causé par les fluctuations statistiques du nombre de photons X détectés. Le bruit quantique augmente lorsque le nombre de photons incidents est faible, comme lors de l'utilisation de faibles doses de rayonnement. Plus la dose est élevée, plus le bruit quantique est faible, mais cela doit être équilibré avec l'exposition aux rayons X pour des raisons de radioprotection. Ce bruit se manifeste par une texture granuleuse et irrégulière sur l'image.

2) Bruit électronique :

Il provient des composants électroniques du système de détection (amplificateurs, circuits de lecture) qui introduisent un bruit supplémentaire lors de la lecture des signaux. Ce bruit est dû aux limitations physiques des capteurs et des circuits électroniques.

3) Bruit de structure :

Il est dû aux caractéristiques physiques des récepteurs d'image, comme les grains de bromure d'argent dans les films ou les pixels des capteurs numériques. Les irrégularités de ces composants peuvent introduire des variations indésirables dans l'image.

Impact du bruit

Le bruit réduit la résolution de contraste et nuit à la distinction entre les différents niveaux de gris de l'image, rendant difficile la détection des détails fins. La mesure clé utilisée pour évaluer la qualité de l'image est le rapport signal/bruit (SNR), ainsi que le rapport contraste/bruit (CNR), qui représente la différence de contraste par rapport au bruit dans l'image.

Techniques de réduction du bruit

Il existe plusieurs techniques pour réduire le bruit dans les images radiographiques, notamment:

- **Augmentation du nombre de photons** : En augmentant la dose de rayons X, plus de photons sont détectés, ce qui réduit le bruit quantique. Cependant, cette approche doit être utilisée avec précaution pour limiter l'exposition du patient.
- **Collimation et grilles anti-diffusion** : Pour réduire le bruit dû aux rayons diffusés, des dispositifs de collimation et des grilles anti-diffusion sont souvent utilisés. Ils limitent la quantité de rayonnement dispersé atteignant le détecteur, améliorant ainsi la qualité de l'image.
- **Optimisation des détecteurs** : Les détecteurs modernes utilisent des matériaux comme l'iodure de césum, qui réduit la dispersion latérale de la lumière par rapport aux détecteurs en gadolinium, augmentant ainsi la netteté des images.
- **Filtrage et post-traitement numérique** : Les systèmes modernes de radiographie numérique utilisent des algorithmes de filtrage pour réduire le bruit tout en préservant les détails anatomiques importants.

6. Les Systèmes de Récepteurs

- **Films Radiographiques** : Les premiers films étaient constitués de cristaux de bromure d'argent qui réagissaient aux rayons X pour former une image visible après traitement chimique.
- **Radioscopie** : Utilise des écrans luminescents (comme le sulfure de zinc) pour convertir les rayons X en lumière visible. Cette méthode permet d'observer des organes en mouvement, mais n'offre pas la possibilité de conserver une image.
- **Amplification de Brillance** : Cette technique transforme les rayons X en électrons, qui sont ensuite accélérés et convertis en une image lumineuse visible. Cela permet au médecin d'obtenir une image dynamique tout en réduisant la dose de rayonnement administrée au patient.

7. Radiographie Numérique

La radiographie numérique remplace le film photographique traditionnel par un détecteur numérique qui capture l'image radiographique sous forme de données numériques. Ces données peuvent être traitées, optimisées et archivées de manière électronique, offrant de nombreux avantages par rapport aux méthodes conventionnelles.

La technologie de radiographie numérique repose sur deux approches principales :

- Radiographie Computérisée (CR) : Utilise des plaques radio-luminescentes à mémoire, appelées ERLM, qui capturent l'image avant qu'elle ne soit numérisée par un lecteur.
- Radiographie Numérique Directe (DR) : Utilise des capteurs plans qui transforment directement les rayons X en signal électrique, qui est ensuite numérisé pour produire une image. Cette technique est plus rapide et offre une meilleure qualité d'image que la radiographie computérisée.

7.1 Composants d'un Système Numérique

- Capteur Plan : Ce dispositif est constitué de plusieurs couches, dont une couche sensible aux rayons X qui transforme ces derniers en charges électriques. Ces charges sont ensuite converties en données numériques qui peuvent être traitées par ordinateur.
- Station de Traitement d'Image : Permet de traiter, améliorer et manipuler l'image. Les logiciels de traitement d'image permettent des ajustements du contraste, de la luminosité, et offrent des options pour des mesures précises ou des annotations cliniques.
- Serveur PACS (Picture Archiving and Communication System) : Le système PACS permet de stocker et de distribuer les images numériques, facilitant l'accès des professionnels de santé aux informations, quel que soit leur lieu d'exercice.

7.2 Avantages de la Radiographie Numérique

- Qualité d'Image Supérieure : La radiographie numérique offre une meilleure résolution de contraste et une plus grande précision par rapport aux films radiographiques traditionnels, permettant un diagnostic plus précis.
- Réduction de l'Exposition aux Rayonnements : Les détecteurs numériques sont plus sensibles, ce qui permet d'obtenir des images diagnostiques avec une dose de rayonnement réduite, améliorant ainsi la radioprotection des patients.
- Traitement d'Image et Post-traitement : Les images numériques peuvent être ajustées (par exemple, améliorer le contraste ou zoomer sur une zone d'intérêt), ce qui permet de mieux analyser certaines anomalies qui pourraient être manquées avec les films traditionnels.
- Archivage et Distribution : Les images numériques peuvent être facilement archivées dans des bases de données et partagées via des réseaux numériques, ce qui facilite la collaboration entre spécialistes et évite la perte d'informations.

- Réduction des Coûts Opérationnels : L'élimination des films, des produits chimiques de développement et des espaces de stockage physiques se traduit par des coûts d'exploitation moindres.
- Accès Rapide et Mobilité : L'accès à l'image est quasi-immédiat après l'exposition, et elle peut être consultée sur différents appareils, que ce soit dans une salle de radiologie, un cabinet médical, ou même à distance pour des consultations télémédicales.