

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

UNIVERSITÉ MOHAMED BOUDIAF- M'SILA  
FACULTÉ DES SCIENCES  
DÉPARTEMENT DE PHYSIQUE



جامعة محمد بوضياف - المسيلة  
كلية العلوم  
قسم الفيزياء

Support de cours du module

---

# Physique des RX

---

**Présenté par : Bounab Sabrina**

Destiné Aux Etudiants Master 2

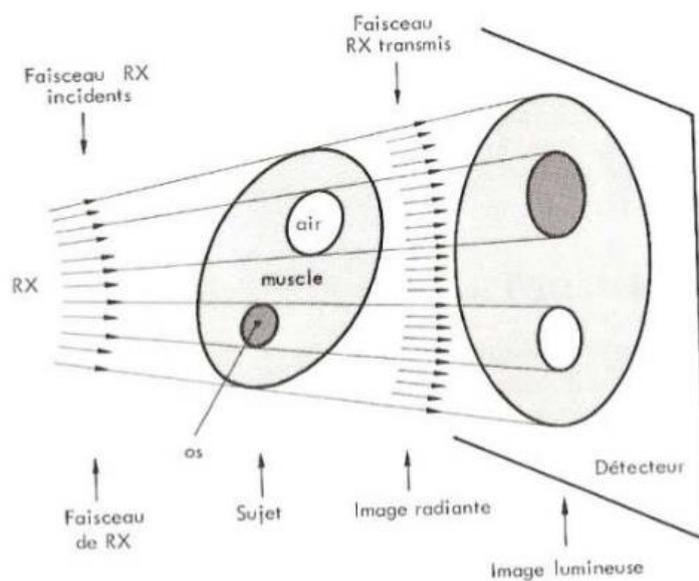
Physique Médicale

# Chapitre 2      Formation de l'image

## 2.1 Introduction

La radiographie par projection, la première procédure d'imagerie radiologique réalisée, a été initiée par la radiographie de la main de Mme Roentgen en 1895. La radiographie a été optimisée et la technologie a été considérablement améliorée au cours des cent dernières années, et par conséquent la qualité d'image des radiographies actuelles est exceptionnelle. Peu de dispositifs médicaux disposent de l'étendue diagnostique du système radiographique, où les fractures osseuses, le cancer du poumon et les maladies cardiaques peuvent être évidents sur la même image. Bien que l'équipement utilisé pour produire le faisceau de rayons X soit technologiquement mature, les progrès de la science des matériaux ont conduit à des améliorations des performances des récepteurs d'images ces dernières années.

La formation de l'image radiographique est la résultante de la propagation rectiligne des RX et leur atténuation par les différents organes traversés (Fig.2.1). L'atténuation des RX par la matière organique varie en fonction de l'épaisseur des objets, de leur composition physique et chimique et de l'énergie incidente des RX. Elle est augmentée par l'augmentation de la densité et de l'épaisseur des organes.



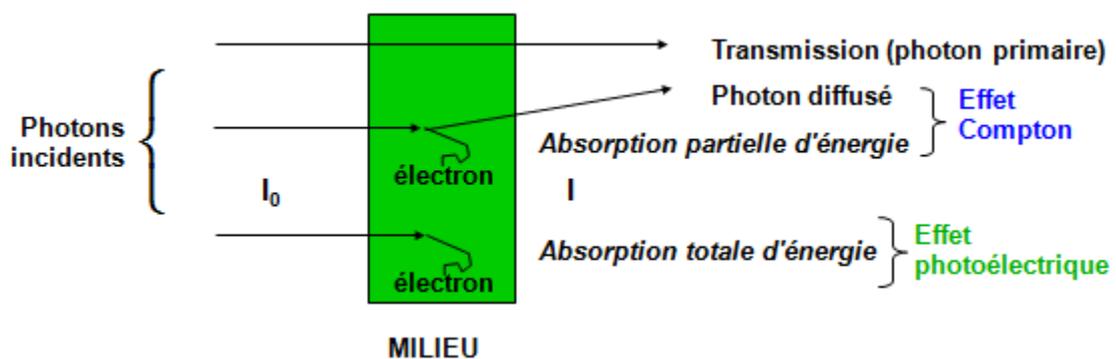
**Figure 2.1:** Formation d'une image radiographique

- L'image radiante (virtuelle) sera traduite sur le détecteur par: une image radiologique.
- La formation de l'image radiologique fait appel à des notions de géométrie simples (projection, agrandissement et flou cinétique)

## 2.2 Atténuations des Rayons X

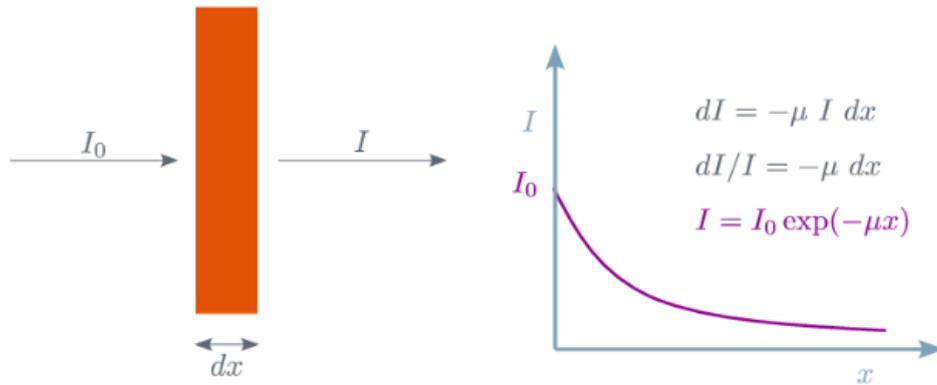
Quand un faisceau de rayons X traverse un milieu matériel, il subit différents types d'interaction(Fig2.2):

- Absorbés par les atomes : le photon transmet toute son énergie à un électron et disparaît : effet photo-électrique.
- Transmis sans changer de direction et sans perte d'énergie (n'interagissent pas avec la matière).
- Transmis en changeant de direction ou diffusés ; la diffusion pouvant se faire :
  - sans perte d'énergie : on parle alors de diffusion élastique: diffusion Thomson-Rayleigh
  - avec perte d'énergie (une partie de l'énergie est cédée à un électron) : on parle alors de diffusion inélastique: l'effet Compton.



*Figure 2.2:* Interaction rayonnement –matière

A la suite de ces différentes interactions entre les rayons X et la matière, l'énergie initiale que possède chaque photon diminue « **atténuation** » ; la dissipation de cette énergie est représentée par l'équation :



$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.1)$$

Où  $I$  est le nombre de photons transmis,  $I_0$  est le nombre de photons incidents,  $\mu$  le coefficient linéaire d'atténuation dépend de du matériau absorbant.

Si le faisceau traverse plusieurs milieux de coefficients d'atténuation linéaire différents  $\mu_1, \mu_2, \dots \dots \mu_n$  sur des épaisseurs  $x_1, x_2, \dots \dots x_n$ , la loi d'atténuation s'écrit :

$$I(x) = I_0 e^{-\sum_i \mu_i x_i} \quad (2.2)$$

Pour un milieu non homogène :

$$I(x) = I_0 e^{-\int \mu(x) dx} \quad (2.3)$$

### 2.2.1 Coefficient d'atténuation linéaire

Le coefficient d'atténuation linéique (linéaire) est défini comme la réduction de l'intensité du rayonnement par unité de longueur de trajet et son unité est le  $cm^{-1}$ . Il fait référence à la fraction de photons retirée d'un faisceau de rayonnement monochromatique. L'équation (2.1) peut être simplifiée et réécrite comme suit :

$$\mu = -\frac{1}{x} \ln \frac{I(x)}{I_0} \quad (2.2)$$

Le coefficient d'atténuation linéique dépend de l'énergie des photons et de la densité du matériau. Par conséquent, le coefficient d'atténuation linéaire varie avec la densité pour le même matériau. Pour les tissus mous, varie de  $\mu$  0,35 à 0,16  $cm^{-1}$ .

### 2.2.2 Coefficient d'atténuation de masse

Le coefficient d'atténuation massique est obtenu en divisant le coefficient d'atténuation linéaire par la densité ( $\rho$ ) (masse volumique) et porte le symbole  $\frac{\mu}{\rho}$  et l'unité  $cm^2/g$ . Le coefficient d'atténuation de masse est indépendant de la densité. Il est utilisé pour quantifier l'atténuation des matériaux indépendamment de leur état physique. Le produit ( $\rho x$ ) est appelé épaisseur de masse, et il est exprimé en  $g/cm$

**Exemple :** Calculez le coefficient d'atténuation linéaire d'un matériau d'épaisseur  $1.8\text{ mm}$ , ce qui réduit l'intensité à 50 %.

**Solution :**

$$\text{Ici } x = 1,8\text{ mm}, \frac{I}{I_0} = 0,5 \Rightarrow \mu = -\frac{1}{x} \ln \frac{I}{I_0} = \mu = \frac{1}{1,8} \ln 2$$
$$\mu = 0,38\text{ cm}^{-1}$$

### 2.2.3 Couche de demi-Atténuation

La couche de demi-atténuation (CDA), en anglais c'est le Half Value Layer (HVL), est l'épaisseur nécessaire pour réduire l'intensité du faisceau à la moitié de sa valeur d'origine ( $I = \frac{I_0}{2}$ ). Le coefficient d'atténuation linéaire est lié au terme couche de demi-atténuation comme suit :

$$CDA = \frac{0,693}{\mu}$$

CDA est une mesure indirecte des énergies des photons. Il fait référence à la qualité du faisceau. Le CDA est mesuré par l'épaisseur de l'aluminium dans les rayons X de diagnostic et il est indiqué pour son énergie effective. Pour les énergies des faisceaux de rayons X diagnostiques, le CDA pour les tissus mous varie de 2,5 à 3,0 cm.

Il existe un autre terme appelé couche de dixième valeur (TVL), qui donne l'épaisseur du matériau qui atténue un faisceau de rayons X de 90 %. Cette quantité est très utile dans les calculs de barrière ou de blindage de pièce. Le TVL et le CDA peuvent être liés en utilisant l'équation :

$$TVL = 2,303/\mu$$
$$= 2,303/(0,693/CDA)$$
$$TVL = 3,32\text{ CDA}$$

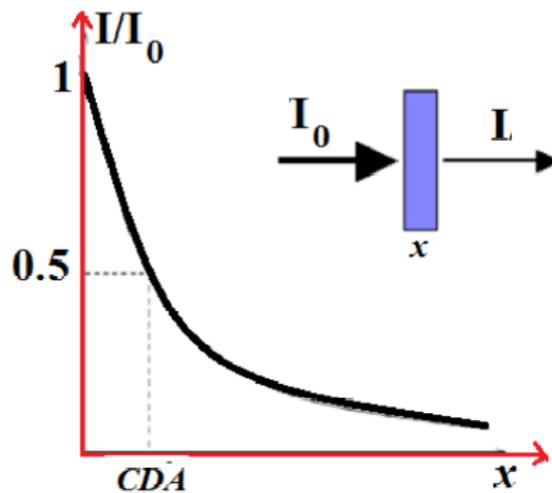


Figure 2.3: Atténuation d'un rayonnement

**Exemple 1:**

Calculer le CDA(HVL) d'un faisceau de rayons X qui traverse un absorbeur dont le coefficient d'atténuation linéaire est de  $0,35 \text{ cm}^{-1}$ .

**Solution :**

$$\mu = 0,35 \text{ cm}^{-1} \Rightarrow CDA = 0,693/0,35 = 1,98 \text{ cm}$$

**Exemple 2:**

Un faisceau de rayons X traverse un absorbeur d'épaisseur 2 mm avec une transmission de 25%. Calculez le CDA du faisceau.

**Solution :**

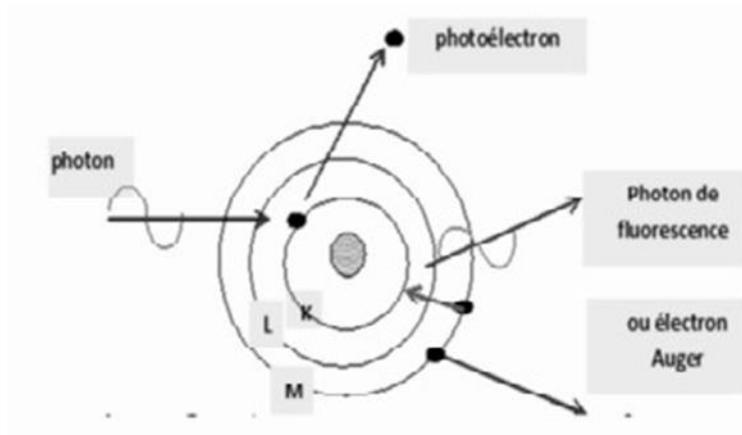
Ici,  $x = 2 \text{ mm} = 0,2 \text{ cm}$ ,  $I/I_0 = 1/4 = 0,25$

$$\mu = -\frac{1}{x} \ln \frac{I}{I_0} \Rightarrow \mu = \frac{1}{0,2} \ln 4 = 6,931 \text{ cm}$$

$$CDA = \frac{0,693}{\mu} = 0,693/6,93 \Rightarrow CDA = 0,1 \text{ cm}$$

### 2.3 Effet Photoélectrique

Dans l'effet photoélectrique (PE), un photon d'énergie E entre en collision avec un atome et éjecte l'un des électrons liés des couches K ou L (Fig. 2.4). L'électron éjecté est appelé photoélectron et il a une énergie cinétique égale à l'énergie de liaison orbitale E. Dans ce processus, toute l'énergie des photons incidents est transférée à l'électron. Le photon incident doit avoir une énergie égale ou supérieure à l'énergie de liaison orbitale de l'électron pour produire un effet photoélectrique.



**Figure 2.4:** L'Effet Photoélectrique

Après l'effet photoélectrique, l'atome est dit ionisé et il y a un vide dans la coquille. Cette lacune est comblée par un électron d'énergie de liaison inférieure provenant d'une orbite supérieure. Cela créera une cascade d'événements de transition électronique de l'orbite externe à l'orbite interne. La différence d'énergie de liaison est libérée sous forme de rayons X caractéristiques ou d'électrons Auger. L'effet photoélectrique implique des électrons étroitement liés. Les électrons étroitement liés sont principalement disponibles dans la couche K et, par conséquent, la plupart des interactions photoélectriques se produisent au niveau de la couche K.

**Relation de Bragg et Pierce :**

La fraction de photons incidents non arrêtés par phénomène photoélectrique est donnée par la loi exponentielle (2.4) :  $\frac{I}{I_0} = e^{-\tau \cdot x}$ .

Le coefficient d'atténuation due à l'effet photoélectrique  $\tau$  dépend au du numéro atomique  $z$  du milieu et de l'énergie des photons incidents, il est défini par la relation de **Bragg et Pierce** :

$$\tau = k \cdot \rho \left( \frac{z}{h\nu} \right)^3 \tag{2.14}$$

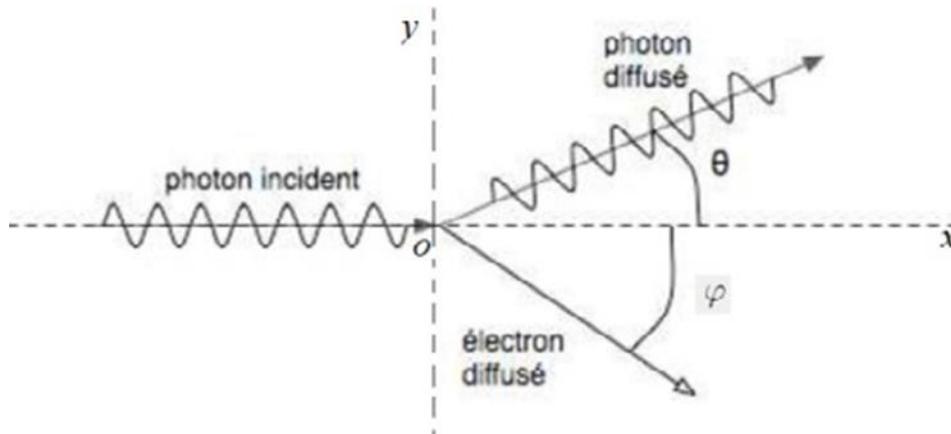
Où  $k$  constante dépend de la couche de l'électron et  $\rho$  est la masse volumique de la cible.

**2.4 Effet COMPTON (Diffusion Incohérente)**

Dans la diffusion Compton, un photon interagit avec les électrons des couches externes (faiblement liés) de l'atome, il produit également une ionisation de ces atomes (Fig. 2.5). Ces électrons sont considérés au repos car leurs énergies de liaisons ainsi que leurs énergies cinétiques sont négligeables devant l'énergie du photon incident. Après le choc « Photon—électron » :

- L'électron absorbe une partie de l'énergie incidente du photon, et éjecté avec une énergie cinétique ( $E_c$ )

- Le photon est diffusé avec un changement d'énergie et changement de direction (diffusion incohérente)



**Figure 2.4:** L'Effet Compton

Le photon diffusé aura une longueur d'onde plus longue ( $\lambda'$ ) que le photon incident ( $\lambda$ ). L'énergie du photon incident  $E_0$  est égale à la somme de l'énergie du photon diffusé ( $E'$ ) et l'énergie cinétique de l'électron éjecté.

En utilisant le principe de conservation de l'énergie et le principe de conservation de la quantité du mouvement, on obtiendra la relation de Compton-Debye :

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \theta)$$

D'où on trouve la relation suivante :

$$E' = \frac{E_0}{1 + (E_0(1 - \cos \theta) \div 511KeV)}$$

Où,  $\theta$  est l'angle du photon diffusé. À mesure que l'énergie des photons incidents augmente, les photons et les électrons sont diffusés vers l'avant. La fraction d'énergie transférée au photon diffusé diminue avec l'augmentation de l'énergie du photon incident, pour un angle de diffusion donné.

- En cas de choc frontal  $\theta = 180^\circ$ , l'électron Compton est éjecté de la même direction que le photon incident avec une énergie maximale, et les photons diffusés sont réémis dans une direction proche de leur direction d'origine avec une énergie minimale.
- Pour une diffusion tangentielle le photon diffusé ira vers l'avant  $\theta = 0^\circ$ , et l'électron sera émis à angle droit ( $\varphi = 90^\circ$ ). Dans cette collision, l'électron reçoit une énergie minimale et le photon diffusé reçoit une énergie maximale.

La diffusion Compton implique une interaction entre un photon et un électron libre, résultant de l'ionisation de l'atome. L'énergie du photon incident est partagée entre le photon diffusé et l'électron éjecté. La probabilité de diffusion Compton dépend de la densité électronique (nombre d'électrons par gramme×densité) dans le milieu. À l'exception de l'hydrogène, la densité électronique est constante pour les tissus et elle est indépendante du numéro atomique (Z). La probabilité d'interaction Compton diminue avec l'augmentation de l'énergie des rayons X et elle est de  $\propto \frac{1}{E}$ . La probabilité par unité de volume est proportionnelle à la densité du matériau. Les matériaux hydrogènes ont une probabilité plus élevée de diffusion Compton. La diffusion Compton se produit dans toutes les énergies dans les tissus, ce qui est important en imagerie par rayons X. Il s'agit d'une interaction prédominante dans la gamme d'énergie diagnostique avec les tissus mous (100 keV-10 MeV). Les rayons X diffusés ne fournissent aucune information utile, réduisent le contraste de l'image et créent des risques de rayonnement en radiographie et en fluoroscopie. En fluoroscopie, une grande quantité de rayonnement est diffusée par le patient et contribue à l'exposition professionnelle aux rayonnements.

## **2.5 Diffusion Cohérente Ou Rayleigh**

Le photon interagit avec l'électron d'un atome et met l'atome dans un état excité. L'atome excité libère un excès d'énergie sous forme de rayons X diffusés dont la longueur d'onde est égale à celle des photons incidents. Le rayonnement émis aura la même énergie que le photon incident. Mais la direction du photon diffusé est différente de celui du photon incident. Ainsi, en diffusion cohérente, le photon incident absorbé par l'atome cible est réémis sans changement de son fréquence dans toutes les directions, cette diffusion est connue sous le nom de « Diffusion Cohérente Ou Rayleigh » (Fig. 2.5).

Dans ce processus, aucune énergie n'est transférée et aucune ionisation ne se produit et la plupart des photons sont diffusés vers l'avant. L'angle de diffusion augmente à mesure que l'énergie des rayons X diminue. Cette interaction se produit principalement dans les photons de basse énergie, peut-être en mammographie (15-30 keV).

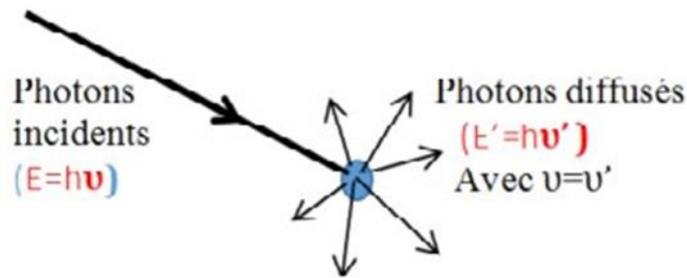


Figure 2.5: Diffusion Cohérente

## 2.6 Effet de création des paires

Lorsqu'un photon ayant une énergie  $> 1,02 \text{ MeV}$  passe près du noyau d'un atome, il sera soumis à un fort champ nucléaire (Fig. 2.6). Le photon peut soudainement disparaître (se matérialiser) et devenir une paire de positron (électron positif) et d'électron. Pour chaque particule, une énergie de  $0,511 \text{ MeV}$  est nécessaire et l'énergie excédentaire  $> 1,02 \text{ MeV}$ , serait partagée entre le positon et l'électron sous forme d'énergie cinétique. En fait, l'interaction se situe entre un photon très énergétique ( $h\nu = 2m_0c^2 = 1.022 \text{ MeV}$ ) et le noyau.

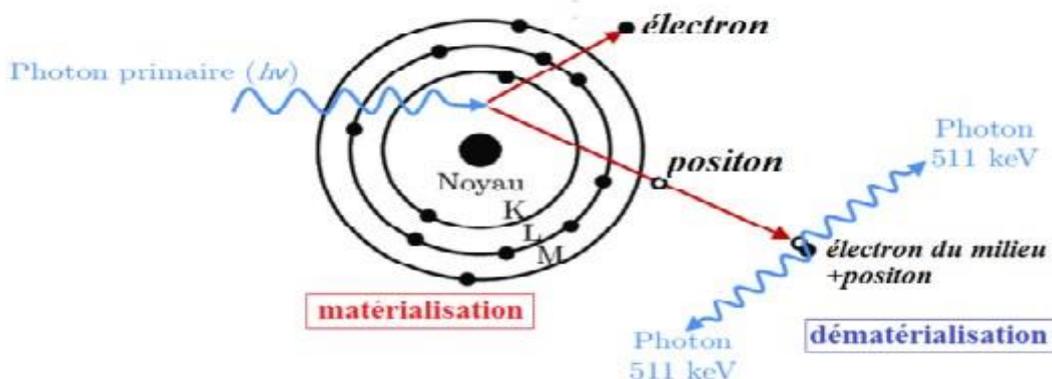


Figure 2.6: Effet de création des paires (électron-positron)

- L'électron perd de l'énergie par excitation et ionisation et comble les lacunes dans les couches orbitales.
- Le positon se déplace dans le milieu et perd son énergie par processus d'ionisation, d'excitation et de Bremsstrahlung. Enfin, le positon se combine avec un électron libre et produit (l'annihilation ou la dématérialisation) deux photons de chaque énergie de  $0,511$

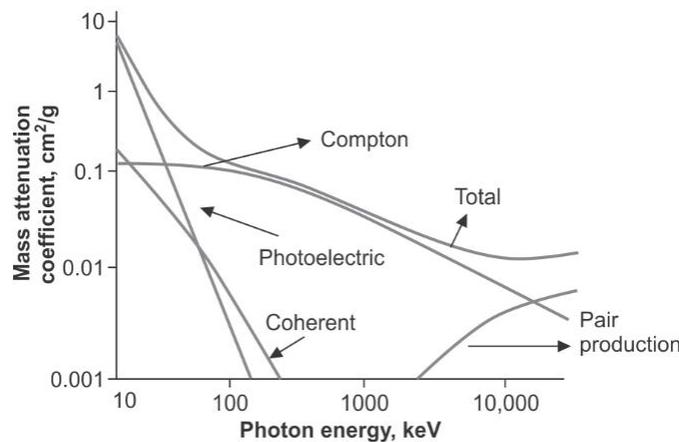
MeV qui sont éjectés dans des directions opposées pour conserver l'impulsion. La production de paires est une véritable absorption car toute l'énergie du photon original est transformée.

## 2.7 Importance Relative Du Processus D'atténuation

Le coefficient d'atténuation total dans un tissu pour une énergie donnée est la capacité du tissu à éliminer les photons des faisceaux de rayons X. Cela est dû au coefficient d'absorption photoélectrique ( $\tau$ ), au coefficient d'atténuation Compton ( $\sigma$ ) et au coefficient de production de paires ( $\pi$ ). Le coefficient d'atténuation linéaire total dans les tissus ( $\mu_{Tot}$ ) reçoit la relation :

$$\mu_{Tot} = \mu_{\tau} + \mu_{\sigma} + \mu_{\pi}$$

La figure 2.7 montre les coefficients d'atténuation de masses individuelles et totales pour les tissus mous en fonction de l'énergie.



**Figure 2.7:** Coefficient d'atténuation de masse pour tissus mous en fonction de l'énergie des photons X

- À faible énergie photonique (<26 keV), le processus photoélectrique domine l'atténuation dans les tissus mous.
- À mesure que l'énergie augmente, l'absorption photoélectrique diminue. On sait que l'absorption photoélectrique varie avec  $Z^3$ . Par conséquent, l'absorption photoélectrique est plus importante que la diffusion Compton, dans les matériaux à  $Z$  élevé et dans les photons de rayons X de faible énergie. C'est le principal mode d'interaction avec les os, les matériaux de contraste et les luminophores des écrans.
- Le processus Compton est présent à toutes les énergies et il est très important que

l'absorption photoélectrique, avec des matériaux à faible Z et dans les photons de rayons X à haute énergie.

- Les deux processus sont tout aussi importants à une énergie de 30 keV pour l'air, l'eau et les tissus mous, à une énergie de 50 keV pour les os et à une énergie de 300 keV pour les contrastes d'iode et de baryum.
- La production de paires n'est pas très importante en radiologie diagnostique, mais elle est importante en radiothérapie méga-voltée.

Globalement, en termes d'énergie diagnostique des rayons X, l'effet Compton domine dans l'air, l'eau et les tissus mous. L'absorption photoélectrique domine dans les systèmes de produits de contraste, de plomb et de film-écran, alors que ces deux processus sont importants dans les os.

## **2.8 Importance De L'interaction Dans Les Tissus**

### ***2.8.1 Absorption différentielle***

Lorsque les rayons X traversent le corps humain, (i) ils interagissent en partie avec le corps humain par diffusion Compton et effet photoélectrique et (ii) se transmettent en partie à travers le corps sans interaction. Les rayons X diffusés par l'effet Compton ne fournissent pas d'informations utiles pour la formation d'images. Mais cela crée du bruit, en dégradant l'image diagnostique. Par conséquent, des techniques appropriées sont utilisées pour réduire les rayonnements diffusés qui atteignent le détecteur.

L'effet photoélectrique fournit des informations de diagnostic et aide le détecteur à former des images. Les structures anatomiques semblables aux os sont radio-opaques et présentent des caractéristiques d'absorption élevées, ce qui entraîne des zones claires (blanches) sur les radiographies. Les rayons X transmis à travers le corps sans interaction atteignent le détecteur, entraînant des zones sombres (noires) sur la radiographie. Les structures anatomiques semblent radio-transparentes au-dessus des rayons X.

L'image radiographique est donc due à la différence entre les rayons X absorbés par processus photoélectrique et ceux transmis sans interaction. Cette différence est appelée absorption différentielle.

### ***2.8.2 Numéro atomique***

La probabilité d'absorption photoélectrique est  $\propto Z^3$  des tissus mous. Le numéro atomique des os et des tissus mous est respectivement de 13,8 et 7,4. La probabilité d'un effet photoélectrique dans

l'os est de 7 fois  $\left(\frac{13,8}{7,4}\right)^3$  plus que dans les tissus mous. Cette probabilité diminue avec l'augmentation de l'énergie. Par conséquent, lorsque l'énergie des rayons X est élevée, seules quelques interactions se produisent et davantage de rayons X sont transmis sans interaction. La diffusion Compton est indépendante de Z du tissu. La probabilité de diffusion Compton est égale dans les os et les tissus mous et diminue avec l'augmentation de l'énergie. Cette diminution est lente comparée à l'absorption photoélectrique, qui diminue rapidement. Par conséquent, la diffusion Compton domine aux énergies photoniques élevées.

### 2.8.3 Densité de masse

L'interaction des rayons X avec les tissus est proportionnelle à la densité de masse, quel que soit le type d'interaction. La masse volumique est la quantité de matière par unité de volume exprimée en  $kg/m^3$ . Il est lié à la masse de chaque atome et nous indique à quel point les atomes sont serrés. Le numéro atomique et la densité de masse de divers tissus sont donnés dans le tableau 2.1. Si la densité de masse augmente, le nombre d'électrons augmente, ce qui explique une interaction plus élevée. En plus de l'effet photoélectrique lié au Z, la densité de masse contribue également à l'absorption différentielle. Les rayons X sont absorbés et diffusés 2 fois ( $1850/1000 = 1,85$ ) dans les os que dans les tissus mous. La densité de masse aide à l'imagerie des poumons en radiographie. Dans le cas de l'air ( $Z = 7,6$ ) et des tissus mous ( $Z = 7,4$ ), les numéros atomiques sont presque les mêmes. Mais une cavité de tissu mou remplie d'air peut être imagée, en raison de leur différence de densité de masse.

**Tableau 2.1 :** Numéro atomique et Densité de masse des tissus et contraste

Substance	Numéro atomique effectif, Z	Densité de masse, $kg/m^3$
Poumon	7.4	320
Graisse	6.3	910
Tissus mous, muscles	7.4	1000
Os	13.8	1850
Air	7.6	1.3
Baryum	56,0	3500
Iode	53,0	4930

Les agents de contraste baryum et iode ont un numéro atomique élevé et une densité de masse

élevée. Par conséquent, ils peuvent être utilisés avec une technique à faible kVp pour voir les organes internes. Cependant, l'utilisation d'une technique à kVp élevé aidera à visualiser la lumière de l'organe. Dans ce cas, les rayons X pénètrent dans le contraste et contribuent à délimiter l'organe.



**Tableau 2.1**

Proportionnalité des coefficients d'atténuation linéique dans le domaine d'énergie des rayonnements X de la radiologie (10 à 100 keV)

Coefficient d'atténuation linéique	Masse volumique	Numéro atomique	Énergie
Photoélectrique	$\rho$	$Z^3$	$1/E^3$
Compton	$\rho$	$Z^0$ (indépendant)	$E^0$ (indépendant)
Thomson-Rayleigh	$\rho$		$1/E^{1,2}$

**Tableau 2.2**

Proportion relative des effets photoélectrique et Compton en fonction du domaine d'énergie de la radiologie considéré

Énergie	Absorption photoélectrique	Diffusion Compton
25 keV (mammographie)	50 %	50 %
60 keV (radiologie)	7 %	93 %

Dans le domaine du radiodiagnostic, les énergies ne dépassent pas 150 keV.

Alors que l'énergie des électrons photoélectriques est entièrement retenue par l'objet — les électrons ne se propagent pas dans la matière —, celle que la diffusion disperse reste efficace et agit, nuisiblement, sur le noircissement et la qualité de l'image reçue.

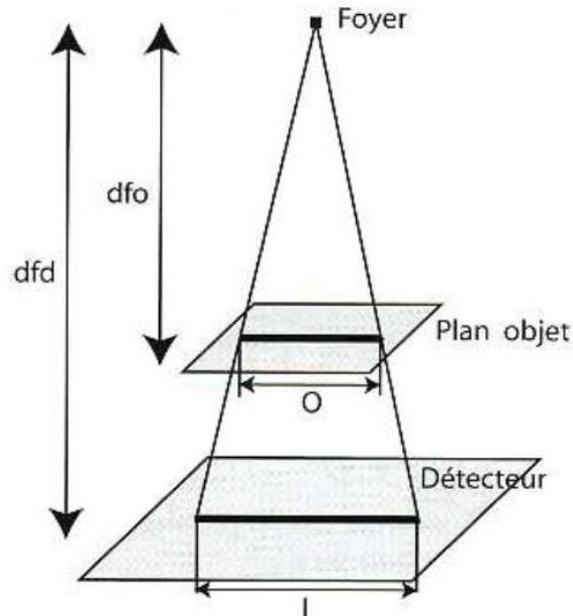
Le **tableau 2.1** donne les relations de proportionnalité des coefficients d'atténuation linéique dans le domaine d'énergie des rayonnements X de la radiologie (10 à 100 keV) en fonction de la masse volumique, du numéro atomique et de l'énergie.

Le **tableau 2.2** décrit la proportion relative des effets photoélectrique et Compton en fonction du domaine d'énergie de la radiologie considéré.

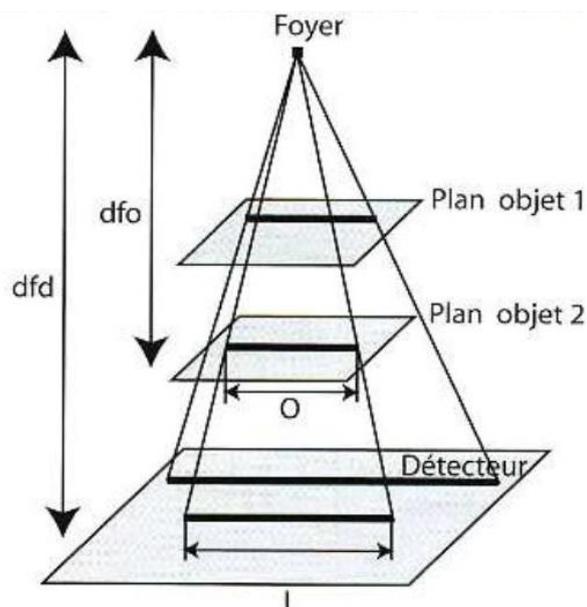
## 2.9 Règles géométriques de la formation de l'image radiante

L'image radiologique est l'ombre projetée d'une structure anatomique plus ou moins opaque à la radiation qui l'éclaire. La projection de l'image radiologique obéit à des lois géométriques simples. Voici 6 règles d'optique radiologique :

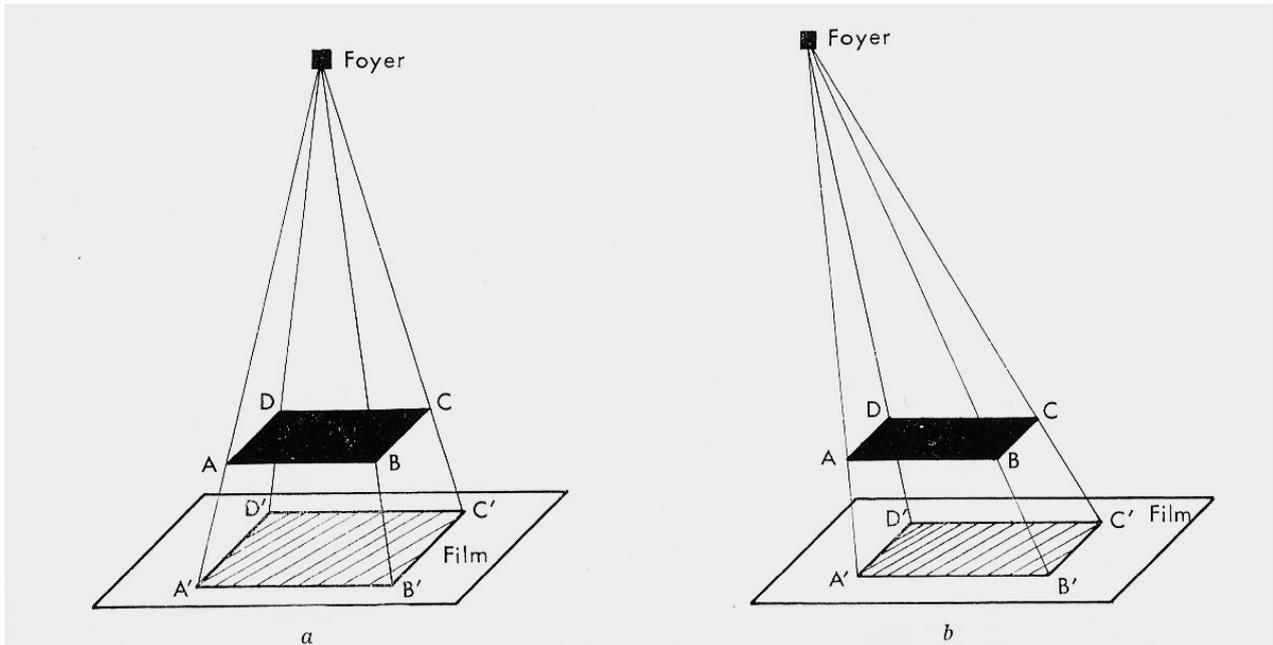
**Règle 1 :** La projection forme une ombre qui est généralement plus grande que l'objet, c'est l'agrandissement (distorsion de taille).



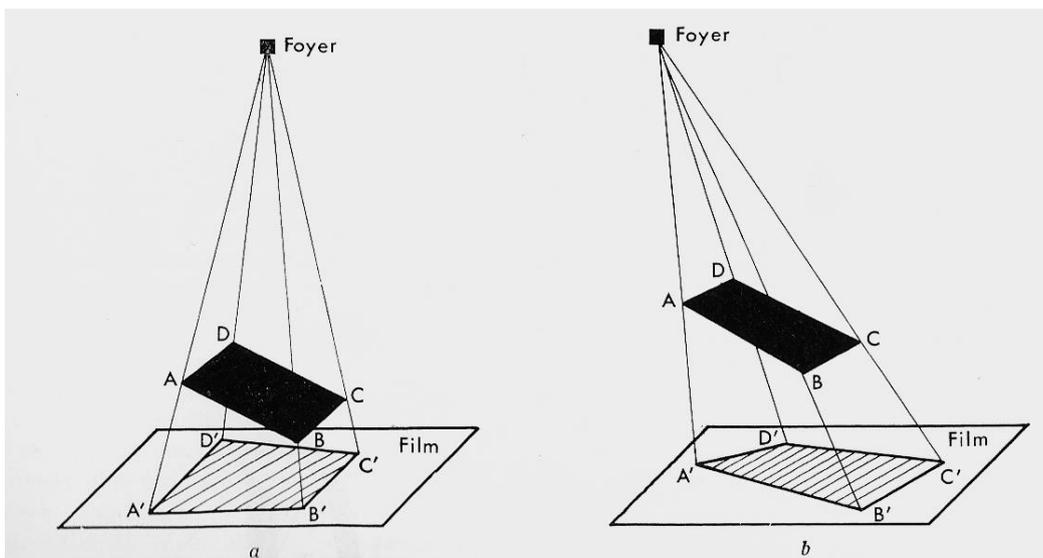
**Règle 2 :** Deux objets égaux (o) à des distances différentes du détecteur et du foyer forment des images inégales. Le plus éloigné du détecteur donne l'image la plus grande.



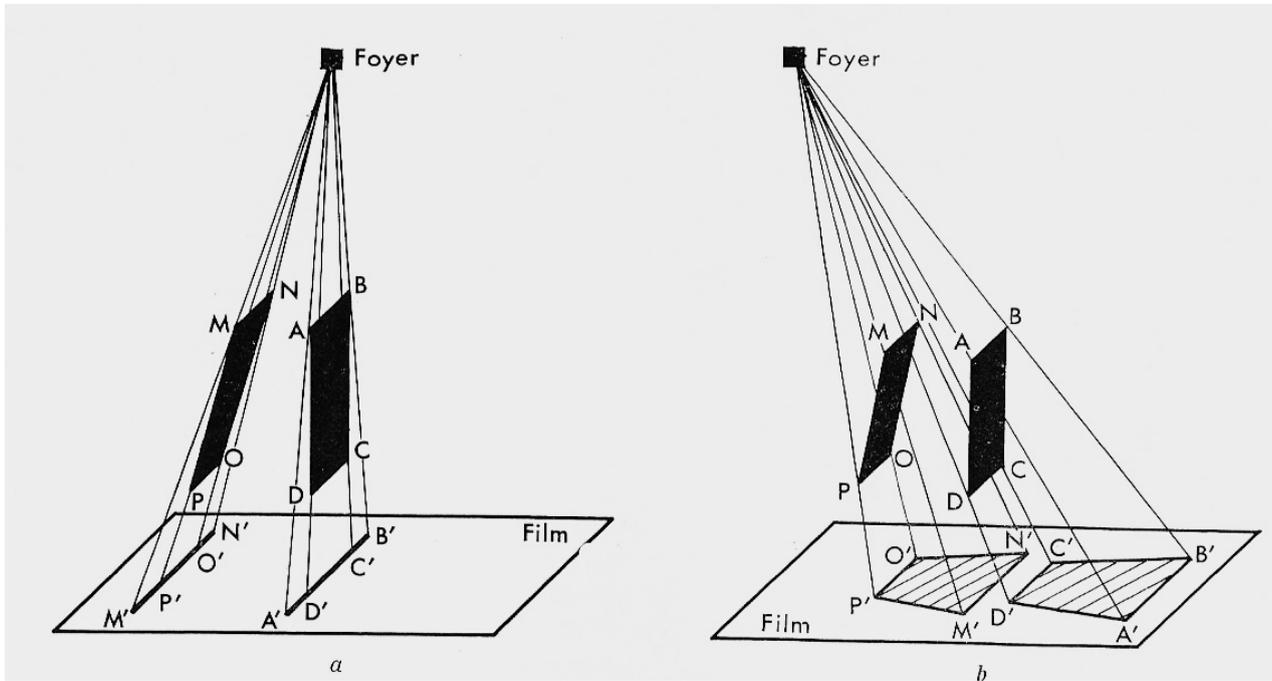
**Règle 3 :** Une projection perpendiculaire agrandit mais ne modifie pas la forme d'un objet parallèle au plan du détecteur mais une projection oblique non perpendiculaire au plan du capteur, modifie dans tous les cas la forme de l'objet (distorsion de forme).



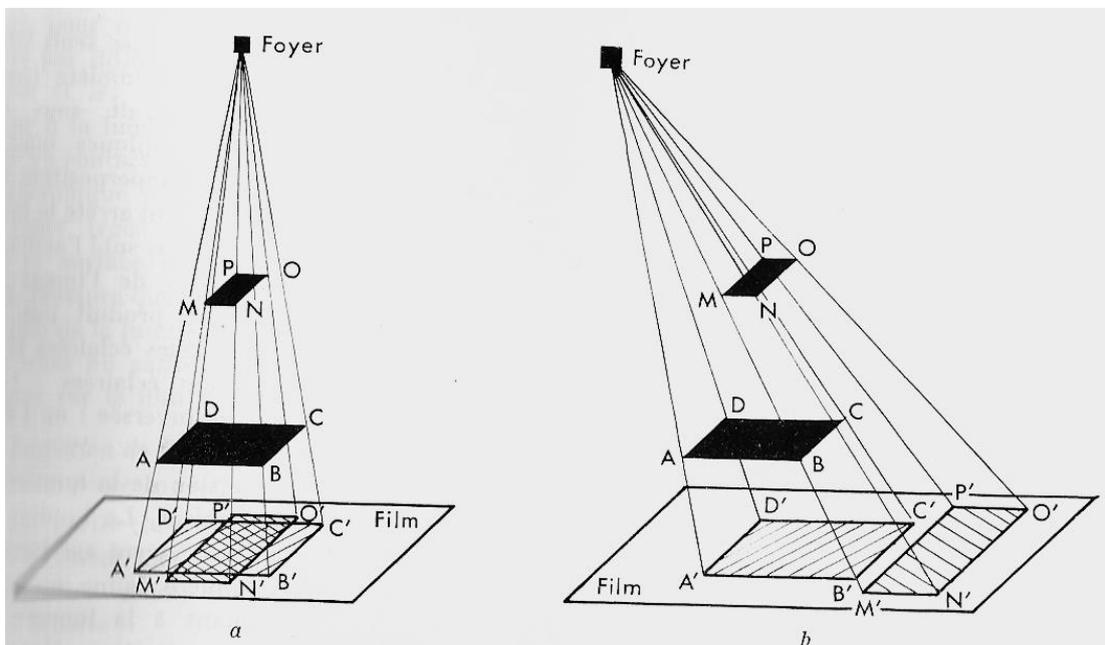
**Règle 4 :** Un objet dont le plan principal est oblique par rapport au plan du détecteur est déformé par la projection normale ou oblique.



**Règle 5 :** Un objet disposé perpendiculairement au plan du film, ou plus exactement dans le sens de propagation des rayons donne une ombre (linéaire) à peine discernable.



**Règle 6 :** Des objets superposés dans le sens de propagation des RX forment une ombre composite où les objets ne sont discernables que par différence d'opacité. Par projection oblique les deux objets peuvent être séparés; le plus éloigné s'écarte en direction opposée à celle du foyer de RX.



# Chapitre 3 Image radiologique

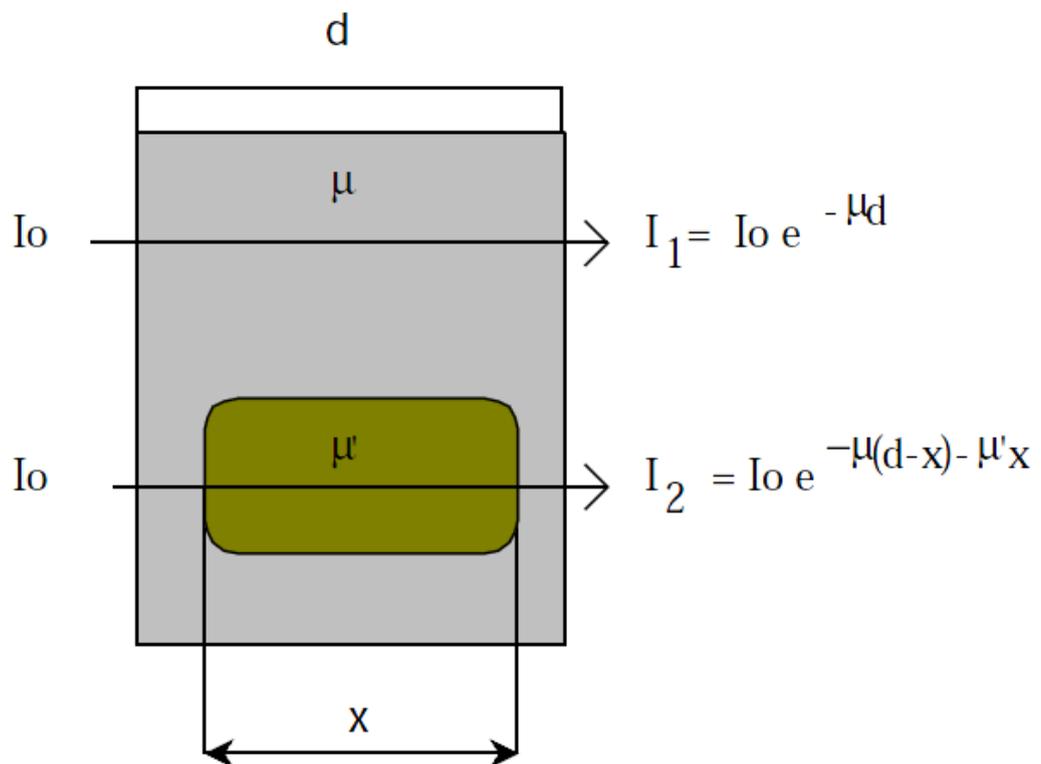
## 3.1 Introduction

Lorsqu'un faisceau homogène RX de flux  $I_0$  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.

## 3.2 Facteurs déterminant la qualité de l'image

### 3.2.1 Le Contraste

Est la différence d'opacité entre deux points voisins sur l'image. Soient  $I_1$  et  $I_2$  le nombre de photons X reçus pendant le temps de pose en deux points distincts P1 et P2 du film de radiographie. Supposons que les photons X qui atteignent P1 n'aient traversé qu'un seul tissu de coefficient linéique d'atténuation  $\mu$ . Supposons par ailleurs que les photons X qui atteignent P2 aient au contraire traversé deux tissus distincts de coefficients linéiques d'atténuation  $\mu$  et  $\mu'$  :



On définit alors le contraste par le rapport :

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

### 3.2.1.1 Facteurs de contraste

#### 3.2.1.1.1 Différence d'épaisseur

Un faisceau de RX traverse deux épaisseurs  $a$  et  $b$  d'un même matériau de coefficient linéaire d'atténuation  $\mu$ . On pose  $h = a - b$

Par définition du contraste, on a :

$$C = \frac{e^{-\mu a} - e^{-\mu b}}{e^{-\mu a} + e^{-\mu b}} = \frac{e^{-\mu h} - 1}{e^{-\mu h} + 1}$$

Et si  $h$  est relativement petit :  $C = \frac{1}{2}\mu h$

### 3.2.1.2 Différence de nature des milieux

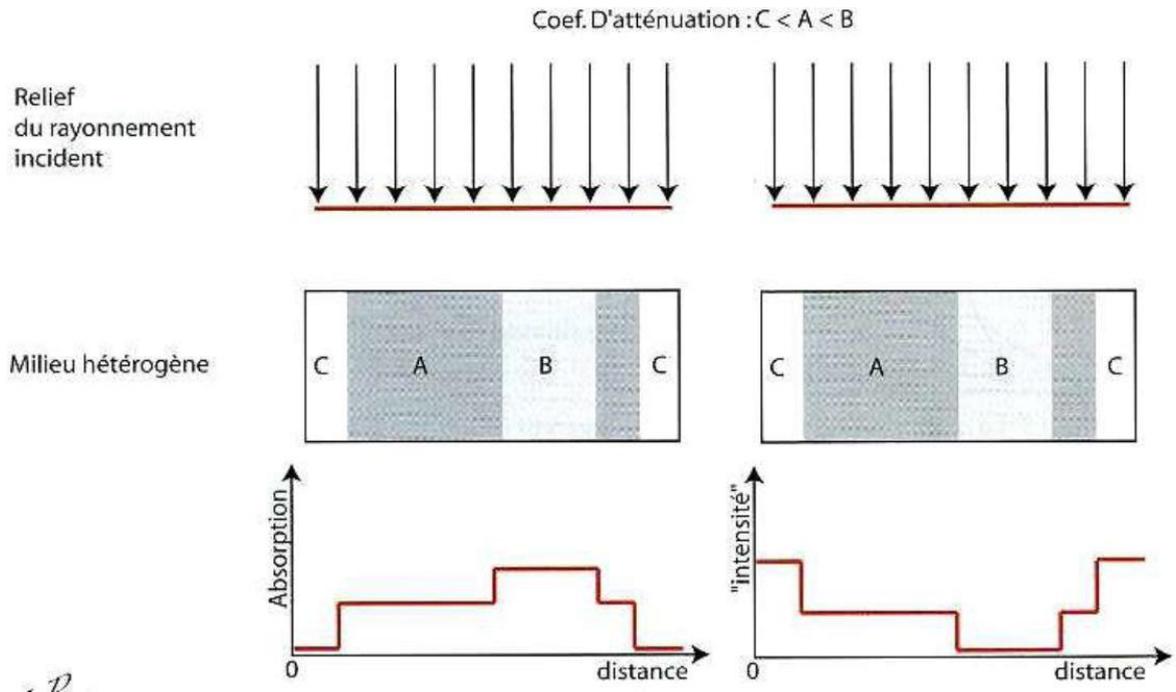
Un faisceau de RX traverse une même épaisseur  $x$  de deux substances différentes de coefficients d'atténuations linéaires  $\mu_1$  et  $\mu_2$ . On a :

Par définition du contraste, on a :

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

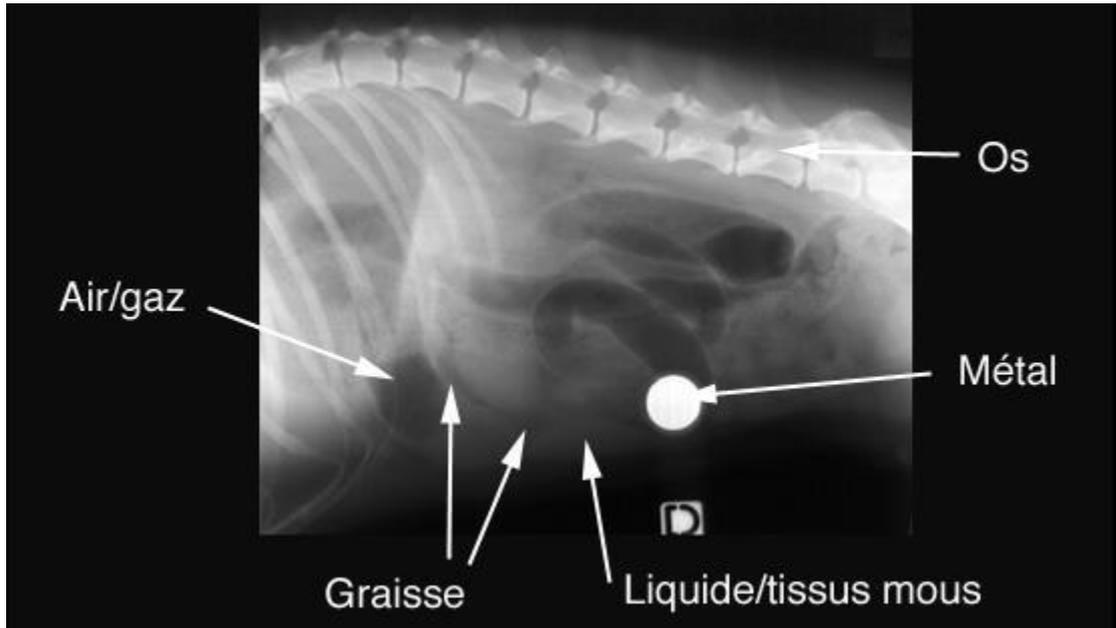
Et si  $x$  est relativement petit :  $C = \frac{1}{2}(\mu_1 - \mu_2)x$

- Donc le contraste pour de petites épaisseurs est directement proportionnel l'épaisseur et à la différence des coefficients d'atténuation linéaires
- L'énergie des photons incidents, le numéro atomique, la masse volumique, les différences d'épaisseur et l'épaisseur totale traversée jouent un rôle important sur le contraste de l'image radiante.
- Plus les différences d'épaisseur et l'épaisseur totale traversée sont importantes, plus les différences d'atténuations faibles.
- En basse tension, l'énergie des photons est faible, donc l'effet photoélectrique prédomine et l'atténuation est proportionnelle à  $Z^3$ . Le contraste est donc très marqué entre l'os et les tissus mous car les numéros atomiques sont très différents.
- En haute tension, la prédominance de l'effet Compton explique que la masse volumique devienne le facteur de contraste principal. Comme les masses volumiques de l'os (1,8) et des tissus mous (1) sont assez voisines, c'est deux tissus ne génèrent qu'un faible contraste.



**Figure 3.1 : Image radiante**

- A l'exception de l'os constitué de calcium de  $Z = 20$  la plupart de constituants anatomiques de l'organisme sont faits d'éléments de  $Z$  voisins,  $H = 1$ ,  $C = 6$ ,  $N = 7$ ,  $O = 8$ ; Donc contraste obtenu dépendra essentiellement de la différence de densité et d'épaisseur des tissus et organes traversés.
- Lorsque les différences de masse volumiques sont trop faibles, on est amené à utiliser les produits de contraste comme le  $CO_2$  (myélographie, dans le canal rachidien), le baryum (appareil digestif) et l'iode appareil circulatoire et les reins.



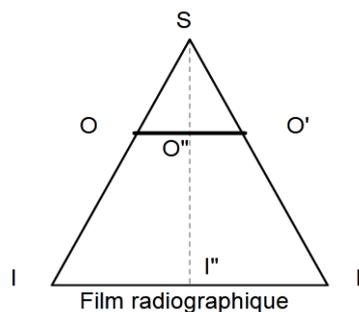
### 3.2.2 Flous de l'image radiologique

L'image radiologique est formée par le rayonnement X ayant traversé le patient, après avoir subi l'atténuation sélective due aux différentes densités traversées, avant de frapper le détecteur. Le rayonnement X se propage en ligne droite, mais la source n'est pas ponctuelle et le récepteur n'est pas au contact de l'objet ; il en résulte un flou géométrique.

#### 3.2.2.1 Flou de grandissement

La radiographie est une projection conique sur laquelle les éléments anatomiques se superposent et apparaissent déformés. Le grandissement  $G$  s'exprime par

$$G = II''/OO'' = I'I'/OO'$$



On a  $\sin(OSO'') = I'I'/SI = OO''/SO$ ,

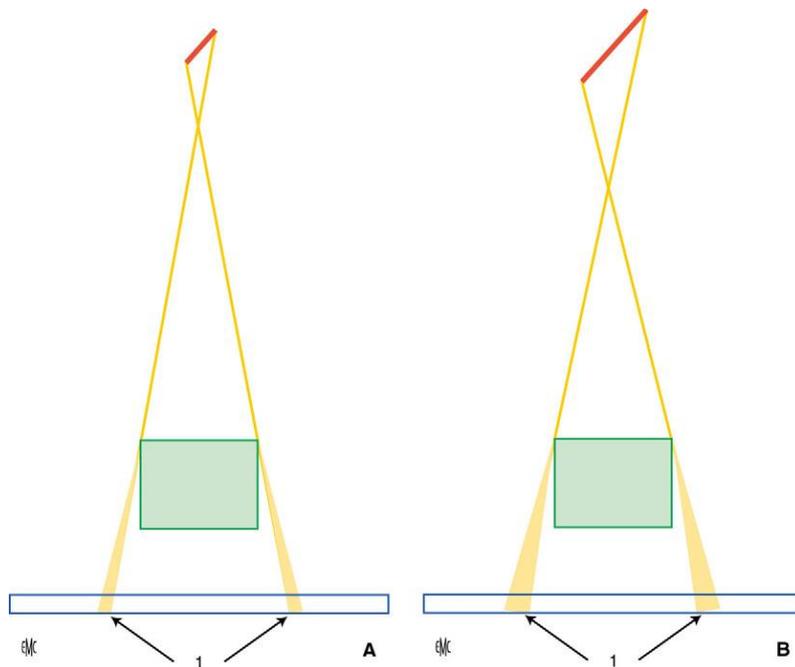
Le grandissement  $G$  s'exprime suivant:  $G = SI / SO$

Le grandissement est donc globalement augmenté lorsque l'on éloigne le film de la source de rayons X ( $SI$  augmente).

### 3.2.2.2 Flou géométrique

Il est dû au fait que le foyer d'émission des rayons X n'est pas ponctuel et que l'objet n'est pas directement au contact du récepteur.

Le foyer présente une dimension finie  $F$  et l'objet est toujours séparé du détecteur par une certaine distance  $B$ . Il se forme sur le contour de l'image une pénombre de noircissement dégradé, entourant l'ombre de l'objet. La largeur de cette pénombre est directement fonction des dimensions du foyer et de la distance foyer-détecteur, et varie avec l'agrandissement géométrique



**Figure 3.2 :** Représentation du flou géométrique dû à la taille du foyer de l'anode.  
**A.** Anode « petit foyer ». 1. Pénombre étroite. **B.** Anode « gros foyer ». 1. Pénombre large.

Le flou créé par cette surface  $F$  appelée focale se calcule facilement :

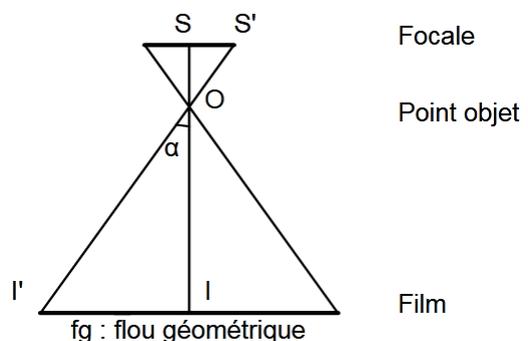
$$\begin{aligned} \operatorname{tg} \alpha &= II' / OI = SS' / OS \Rightarrow fg / OI \\ &= F / OS \end{aligned}$$

Par ailleurs :  $G = SI / SO = 1 + OI / SO$

soit  $OI / SO = G - 1$  donc :

$$fg = F \cdot (OI / OS) = (G - 1) \cdot F$$

L'usure d'un tube de Coolidge provoque souvent



une augmentation de F et donc une augmentation du flou géométrique

- Pour des distances foyer-objet-détecteur données, le flou géométrique augmente avec les dimensions du foyer ; on a donc intérêt à travailler avec les foyers les plus fins possible, à utiliser la plus grande distance foyer-objet et la plus petite distance objet-récepteur.

### **3.2.2.3 Flou cinétique, ou flou de mouvement**

Le flou cinétique est créé par le déplacement de l'objet pendant le temps de prise de vue. Il peut être causé par les mouvements incontrôlés du patient, mais aussi et surtout par les mouvements propres aux différents organes (battements cardiaques par exemple). Ces mouvements peuvent être réguliers, parfois alternatifs ou irréguliers. Le flou cinétique est proportionnel à la vitesse du déplacement et au temps de pose. Mais il est également fonction de l'agrandissement géométrique.

Pour le diminuer :

- Si mouvement volontaire : immobilisation du patient soit de manière coopérative soit par contention ou préméditation.
- Si mouvement involontaire (battements cardiaques) : réduction du temps de pose

### **3.2.2.4 Flou lié au rayonnement diffusé**

Du milieu irradié sont produits des photons diffusés qui ont pris naissance par effet Compton ou Thomson-Rayleigh, lors des interactions des photons primaires sur les atomes irradiés.

Le rayonnement diffusé réduit le contraste de l'objet radiographié et affecte directement le niveau de bruit dans l'image.

Pour le diminuer :

- En diminuant le volume des tissus traversés :
  - ✓ Compression (du sein en mammographie).
  - ✓ Utilisation d'un diaphragme et réalisation de clichés focalisés.
- En limitant l'irradiation du récepteur par des X diffusés à l'aide d'une grille anti-diffusante.

### **3.2.2.5 Flou du détecteur**

Le flou de détection est intrinsèque au détecteur ; il est dû au parcours des électrons dans le détecteur et à la réabsorption des photons de fluorescence K.

### ***3.2.3 Les systèmes de récepteurs (transformation de l'image radiante en image lumineuse)***

Il s'agit de rendre l'image radiante invisible en image visible. On utilise des écrans luminescents des films radiographiques, une association de ces deux procédés et enfin des procédés électroniques.

#### **3.2.3.1 Films photographiques et couple écran renforçateur – film**

Historiquement, les films radiographiques étaient fabriqués avec des microcristaux de sels d'argents qui étaient dissociés en ions  $\text{Ag}^+$  sous l'effet des rayons X. Comme en photographie conventionnelle, on utilisait ensuite le processus chimique photographique (révélation par un réducteur, fixateur, lavage) pour révéler l'image jusque-là latente. On voyait alors un noircissement du film, dû à l'apparition de grains d'argent métal, partout où il avait été exposé par les rayons X. C'est pourquoi les régions situées derrière un matériau atténuant, comme l'os, apparaissant blanches sur le film ont été appelées « opacités » (opaques aux rayons X), tandis que les régions noires peu atténuantes ont été appelées « clarté » (les rayons X passent à travers).

La sensibilité des films photographiques était très faible. Elle a été secondairement améliorée par l'adjonction d'un « écran renforçateur », couche de sels fluorescents qui arrêtent davantage les rayons X, les convertissent en photons lumineux qui impressionnent les sels d'argent.

#### **3.2.3.2 Ecran luminescent ou radioscopie**

La radioscopie va utiliser la propriété de certains sels de transformer les R.X en lumière visible. Un écran de radioscopie est constitué par une feuille de carton sur laquelle est déposée une couche cristalline de sulfure de zinc, elle-même recouverte d'un film protecteur transparent.

Les rayons émis par le sulfure de zinc ou de cadmium est intéressant car il a une longueur d'onde de  $550 \text{ nm}$  qui correspond pratiquement au maximum de sensibilité de l'œil.

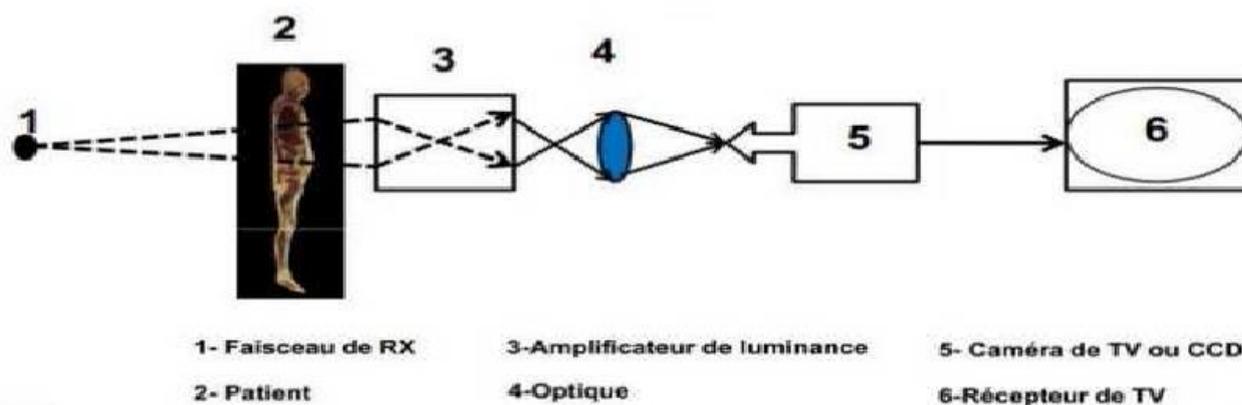
L'intérêt majeur de la radioscopie est pouvoir faire l'étude d'organes en mouvement (détecteurs dynamiques).

Elle a par contre deux inconvénients :

- On n'a aucun document mettre dans un dossier donc aucun élément de comparaison.
- Le médecin doit faire un diagnostic très rapide pour éviter une très trop longue irradiation du malade.

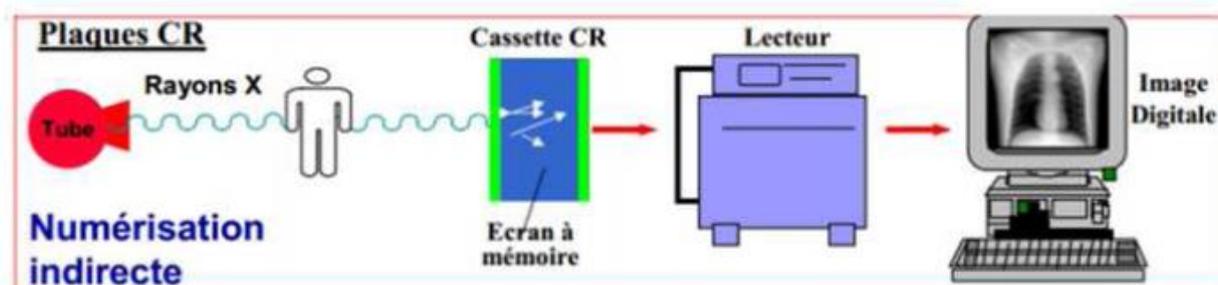
#### **3.2.3.3 Amplification de brillance**

C'est un système électronique qui transforme d'abord les RX incidents en électrons. Ensuite les électrons sont accélérés et redonnent à leur tour une image visible sur un écran cathodoluminescent. Son intérêt est de donner au médecin l'avantage de la radioscopie tout en supprimant ses inconvénients. L'intensité est même suffisante pour faire des films statiques et dynamiques.



### 3.2.3.4 La radiographie numérique

Un détecteur sensible aux photons, remplace le film classique. Ce détecteur, selon la technologie Utilisée fournit directement ou indirectement les données analogiques de l'image à l'ordinateur qui les transforme par calculs en données numériques.



La cassette se compose de plusieurs couches : deux couches de protection, une couche active (le plus souvent, composé de phosphore) et la couche de support polyéthylène noircie au carbone évitant la réflexion du laser.

Aujourd'hui, les détecteurs numériques grâce à leurs nombreux avantages couvrent l'ensemble des besoins de la radiologie (radiographie, radioscopie, scanographie, mammographie), et permettent aux médecins :

- ✓ Meilleure résolution en contraste

- ✓ Visualisation sur console, ce qui permet de disposer de l'information tout moment sur place et à distance (via des systèmes PACS) ce qui est rapide, économique et écologique.
- ✓ Possibilités illimitées de post-traitement: reconstruction, agrandissement, mesure de distance, renforcement du contraste...
- ✓ Possibilités de stockage sur support informatique : (CD, DD / PACS) ++.
- ✓ Communication des données (téléradiologie).
- ✓ Réduire l'irradiation et respecter les normes de radioprotection

### 3.2.3.4 La radiographie avec produits (PC) de contraste

Les produits de contraste (PC) aussi appelé les agents de contraste sont des médicaments utilisés en imagerie pour augmenter artificiellement le contraste d'un organe ou d'une structure anatomique afin de faciliter le diagnostic, Ils sont composés d'éléments chimiques à numéro atomique élevé, qui permet d'augmenter le phénomène d'absorption et ainsi d'améliorer le contraste et la qualité des clichés. ils sont classifiés chimiquement en :

- 1) **Produits de contraste barytés (PC barytés)** : Il s'agit le plus souvent du sulfate de baryum  $\text{BaSO}_4$  ou baryte ( $Z = 56$ ), un liquide épais à ingérer. Il sert à visualiser des structures digestives, comme l'estomac, l'intestin grêle ou le colon. le sulfate de baryum est totalement radio-opaque. Il est ensuite éliminé dans les selles, sans passer dans la circulation sanguine.
- 2) **Produits iodés (PCI ou produit de contraste iodé)** Les produits à base d'iode ( $Z=53$ ) sont très largement utilisés en imagerie médicale, en radiologie conventionnelle ou en scanner principalement. Ils sont radio-opaques aux rayons X. explore l'appareil circulatoire (artériographies ... ; reins U V ...
- 3) **Produits gadolinés (produit contraste IRM)** Les produits à base de gadolinium ( $Z=64$ ) sont utilisés essentiellement en IRM. Ils ont énormément amélioré l'image médicale vasculaire, l'IRM ayant un intérêt majeur pour l'exploration des tissus mous.

