

Physique

Rayonnements ionisants

Rayonnements particuliers

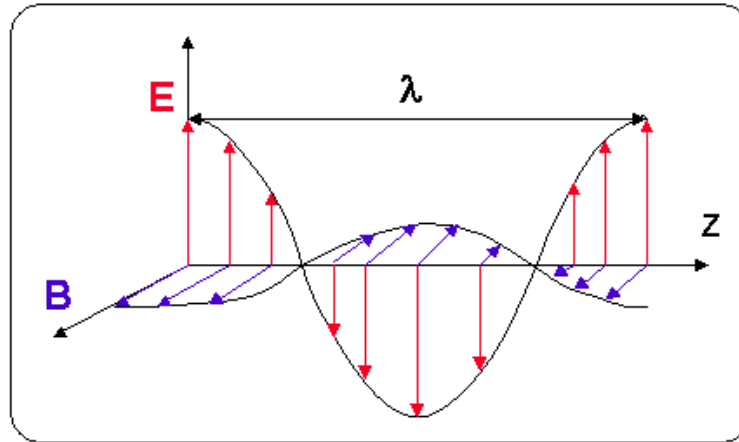
Rayons X et gamma

Dosimétrie

Nicolas HUANG

Rayons X et γ

- Rayons X et γ : rayonnements électromagnétiques de haute énergie (donc de haute fréquence ou de petite longueur d'onde).



- **Rayons X** : ondes électromagnétiques avec :
 - E compris entre ≈ 100 eV et ≈ 100 keV**
 - λ compris entre $\approx 10^{-11}$ m et $\approx 10^{-8}$ m**
 - ν compris entre $\approx 10^{16}$ Hz et $\approx 10^{19}$ Hz**
- **Rayons γ** : ondes électromagnétiques avec :
 - $E > \approx 100$ keV**
 - $\lambda < \approx 10^{-11}$ m**
 - $\nu > \approx 10^{19}$ Hz**

Rayons X et γ

Lien entre l'énergie E et la longueur d'onde λ d'un photon ?

- Energie d'un photon : $E = h\nu$

avec la constante de Planck $h \approx 6,626 \times 10^{-34}$ J.s

et la fréquence du photon ν (unité SI : Hz \equiv s⁻¹, soit un nombre de périodes temporelles par seconde)

- Or période temporelle $T = 1/\nu$ et longueur d'onde λ sont reliées par la formule :

$$c = \frac{\lambda}{T} = \lambda\nu \quad (\text{soit } \lambda = cT)$$

avec la vitesse de la lumière $c \approx 2,998 \times 10^8$ m.s⁻¹

- D'où, avec $\nu = \frac{c}{\lambda}$:

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

Origine des rayons X et γ dans le médical

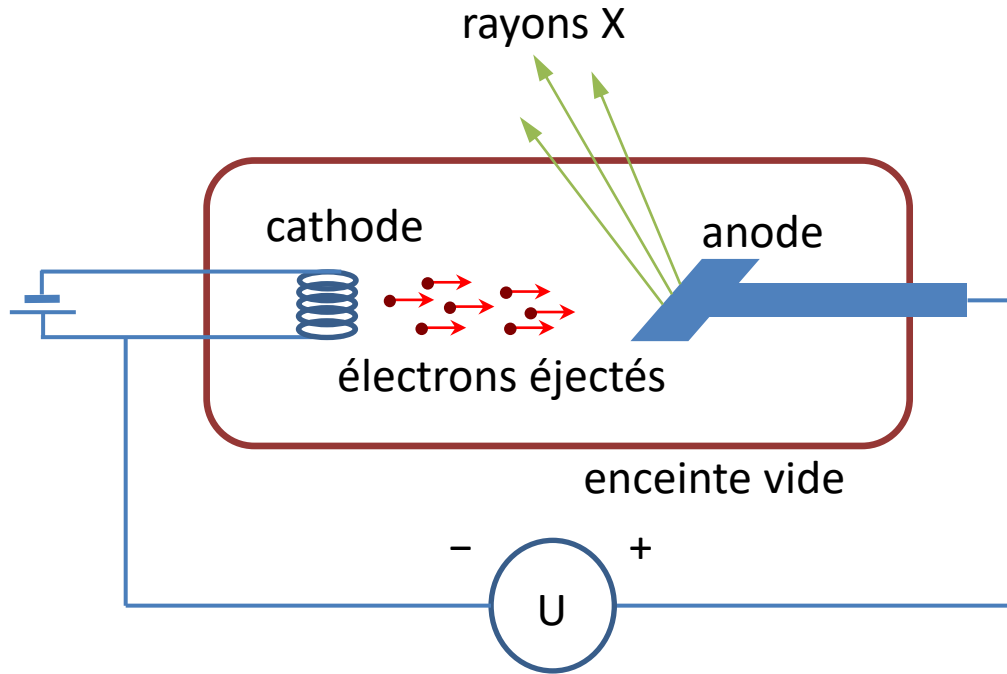
- Rayons X : proviennent des interactions entre électrons incidents et atomes cibles
- Rayons γ : proviennent de la désintégration d'un noyau radioactif ou de l'annihilation électron-positon

Remarques :

- En général, énergie γ > énergie X. Plus rarement, certains rayons X ont une énergie supérieure à certains rayons γ .
- La distinction entre rayons X et rayons γ se fait sur l'origine des rayonnements.
- En astrophysique, certains photons sont très énergétiques, même si leur origine ne provient pas d'une désintégration radioactive. Les origines de ces photons sont d'ailleurs parfois inconnues. On distingue alors les rayons X et les rayons γ par leurs énergies : on parle de rayons X pour des énergies < 100 keV, et de rayons γ pour des énergies > 100 keV.

Production des rayons X en imagerie médicale

Tube de Coolidge



Typiquement, les rayons X sont produits dans un **tube de Coolidge**. Dans ce tube, un faisceau d'électron provenant de la cathode (filament en tungstène chauffé) percute l'anode, qui émet alors des rayons X provenant des interactions entre électrons incidents et atomes cibles

Production des rayons X en imagerie médicale

Tube de Coolidge

- Le tube est une enceinte dans laquelle on a fait le vide.
- Les électrons sont émis par un filament de tungstène chauffé par un courant électrique (effet Joule). Le filament joue le rôle de cathode. De l'autre côté du tube se trouve une anode, généralement en alliage tungstène-rhénium.
- On établit entre la cathode et l'anode une différence de potentiel U élevée ; celle-ci accélère les électrons émis par le filament. **Les électrons accélérés frappent l'anode et engendrent des rayons X.**

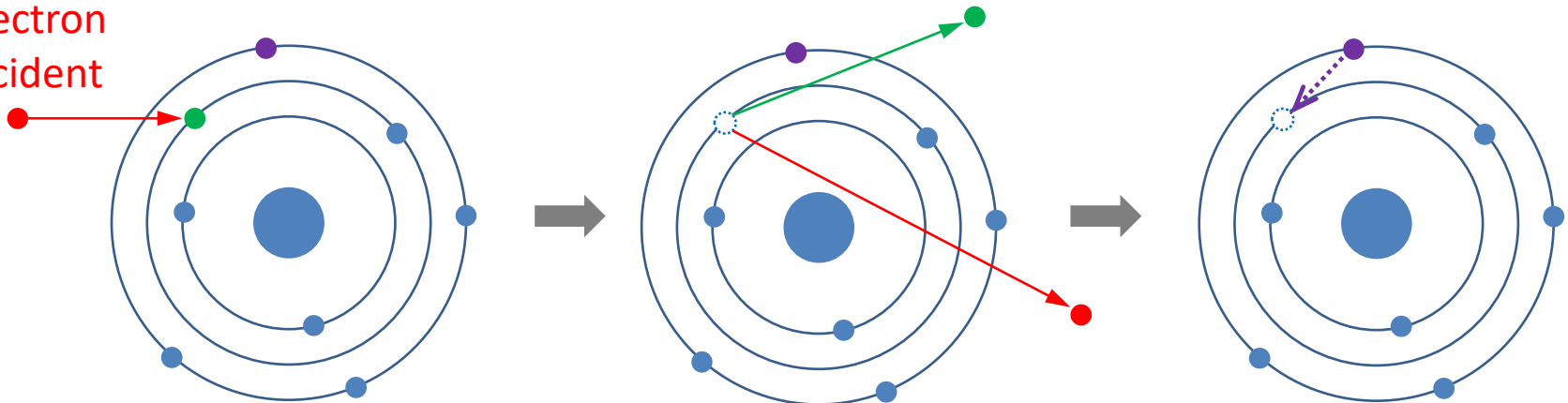
Origine des rayons X

- Rayons X : proviennent des interactions entre électrons incidents et atomes cibles

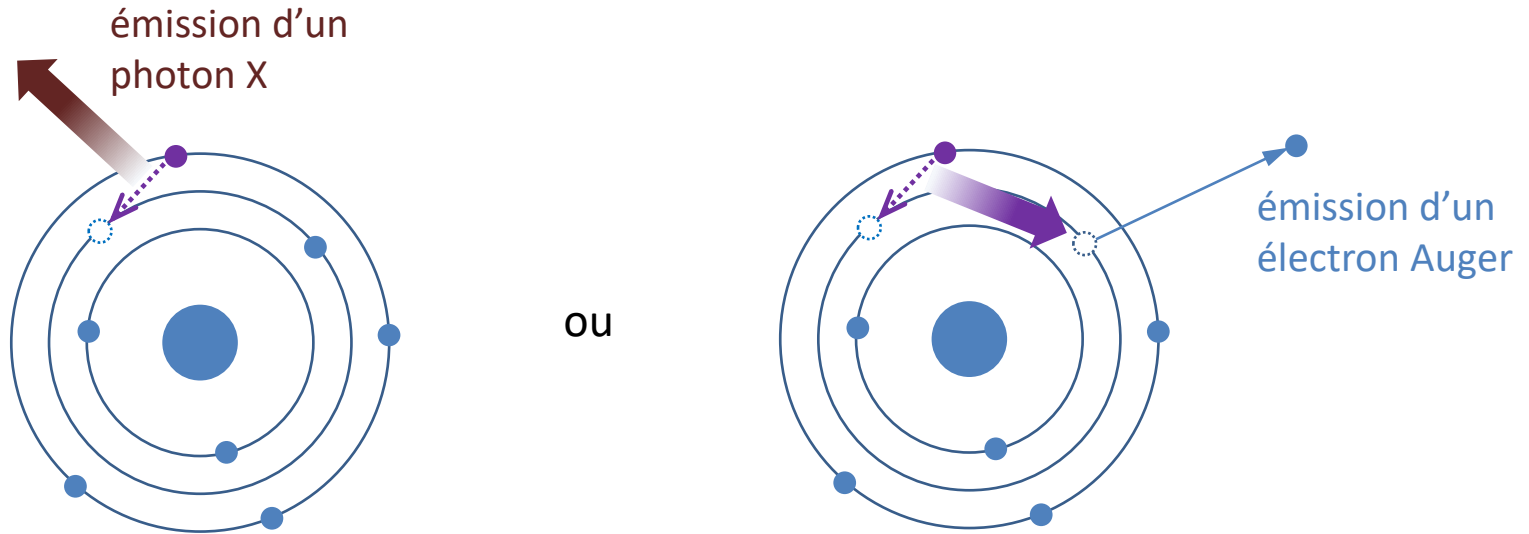
Deux origines sont alors possibles :

1) *La collision entre électrons incidents et électrons des atomes cibles entraîne une réorganisation du cortège électronique. Il peut y avoir émission de photons X (fluorescence) et/ou d'électrons Auger.*

électron incident



Origine des rayons X



Les électrons incidents et percutés sont éjectés. L'atome n'a maintenant plus sa couche intérieure complète. Afin de combler cette couche, un électron issu d'une couche périphérique vient remplacer l'électron éjecté dans la couche intérieure, ce qui libère de l'énergie.

Deux cas peuvent alors se produire :

l'énergie libérée entraîne l'émission d'un **photon X** ;

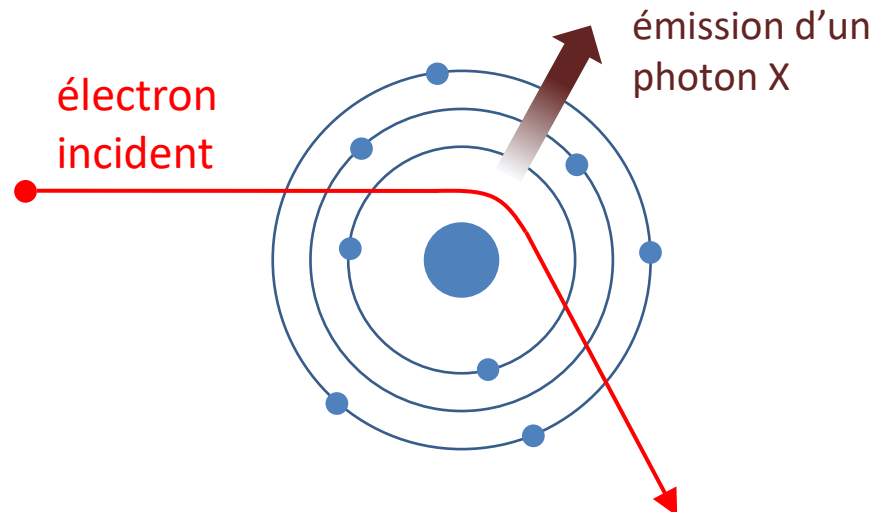
l'énergie libérée entraîne l'émission d'un électron de l'atome ; c'est l'**électron Auger**.

Les énergies libérées sont caractéristiques des atomes cibles, car elles dépendent des couches électroniques de l'atome (les énergies de transition électronique sont quantifiées). **Le spectre d'émission de fluorescence X due à la collision entre électrons incidents et électrons des atomes cibles est donc un spectre de raies.** Dans le cas d'émission de rayons X, on parle d'émission caractéristique.

Origine des rayons X

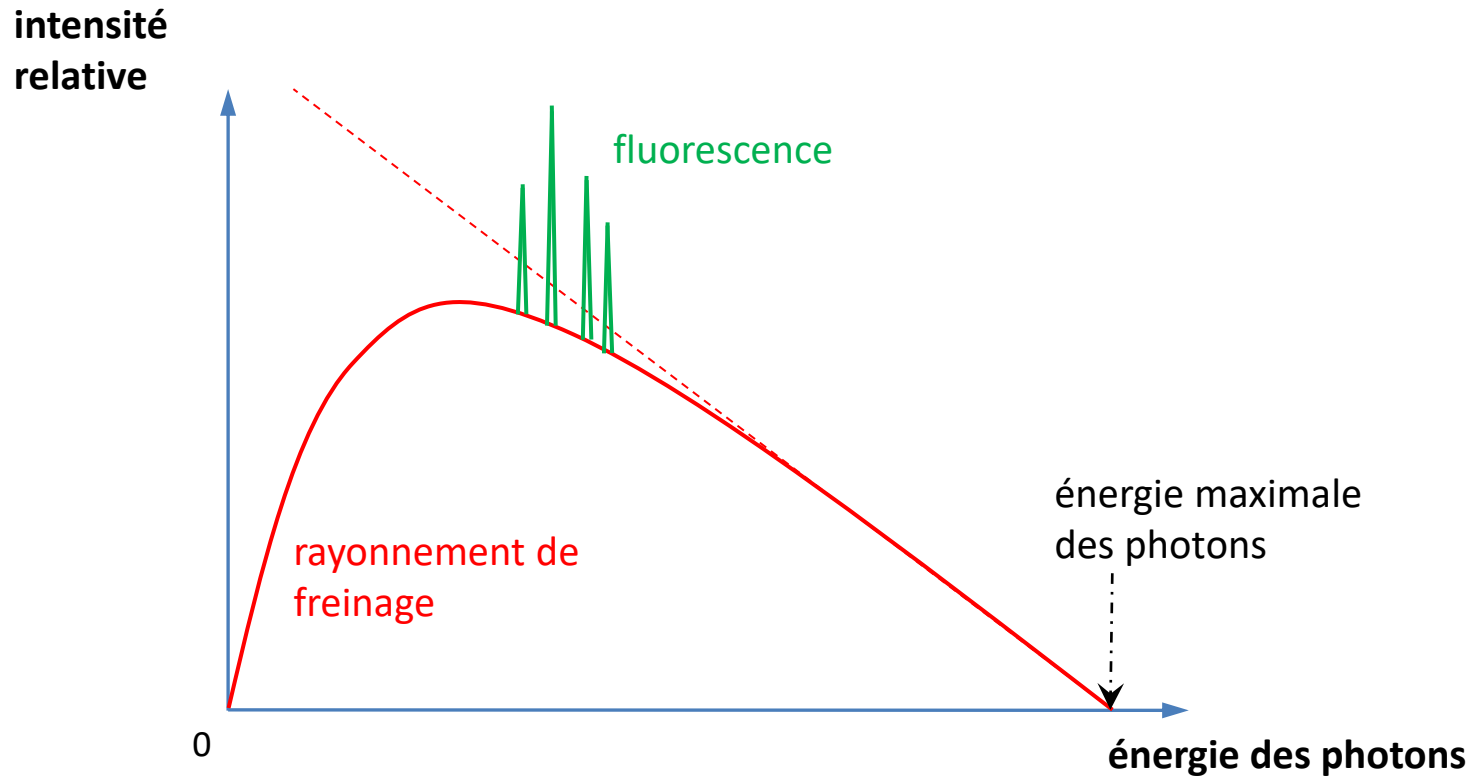
2) *L'interaction des électrons incidents avec les noyaux des atomes cibles* : les électrons incidents sont freinés et déviés par les noyaux. La perte d'énergie correspondante se traduit par un rayonnement électromagnétique : c'est le « *rayonnement de freinage* » (Bremsstrahlung).

La perte d'énergie due à cette déviation et à ce ralentissement provoque l'émission d'un photon X. La quantité d'énergie produite par cette méthode est variable. En effet, l'énergie du photon émis dépend de l'attraction du noyau, de la trajectoire de l'électron et de l'énergie cinétique de l'électron. En particulier, l'énergie du photon X libérée dépend de la distance de l'électron incident au noyau, qui peut prendre des valeurs continues. **Le spectre d'émission de photons X par rayonnement de freinage est donc un spectre continu.** On parle d'émission générale.



Origine des rayons X

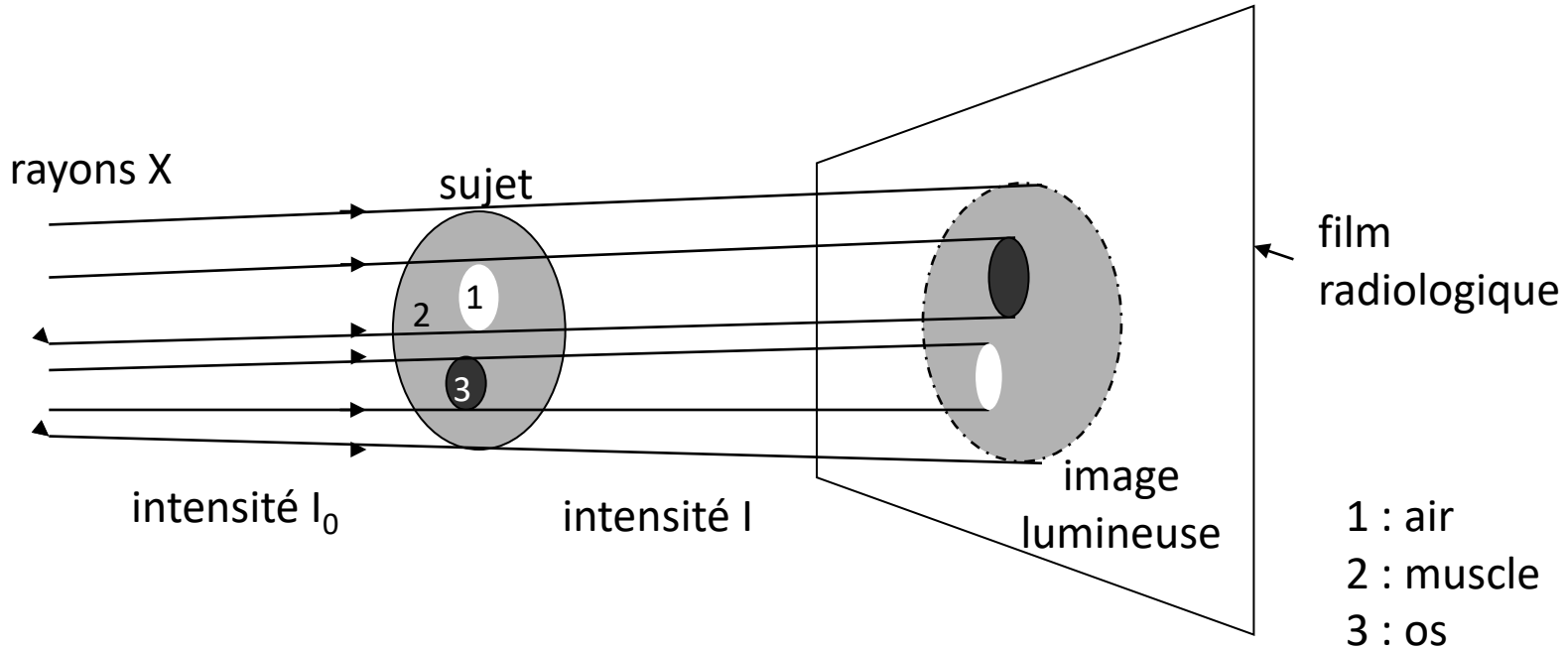
- **Spectre d'émission des rayons X** : il est formé de la superposition d'un spectre continu (rayonnement de freinage) et d'un spectre de raies (rayonnement de fluorescence) caractéristique des atomes cibles.



L'allure du spectre devrait être décrite par une courbe rectiligne (en pointillés), mais les photons de faible énergie sont réabsorbés par la cible.

En imagerie médicale, il est nécessaire de filtrer les photons de faible énergie qui seraient sinon absorbés dans les premiers centimètres des tissus biologiques, contribuant à la dose d'irradiation du patient sans pour autant contribuer à la formation de l'image.

Principe de formation de l'image radiologique



Loi de Beer-Lambert

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

μ : coefficient linéaire d'atténuation (par diffusion et par absorption), en m^{-1}

x : épaisseur traversée, en m

I : intensité lumineuse, souvent exprimée en W/m^2

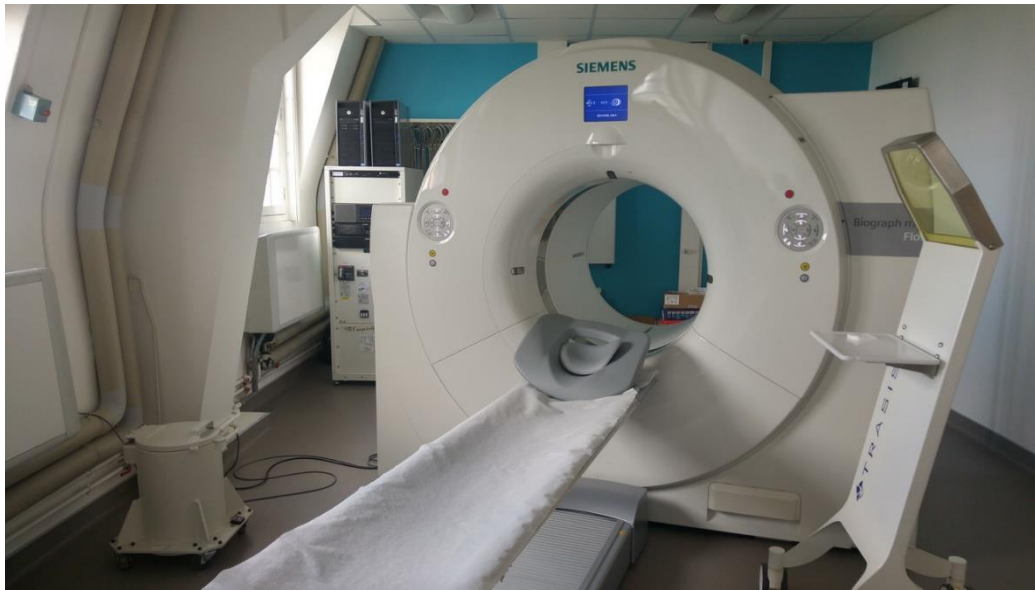
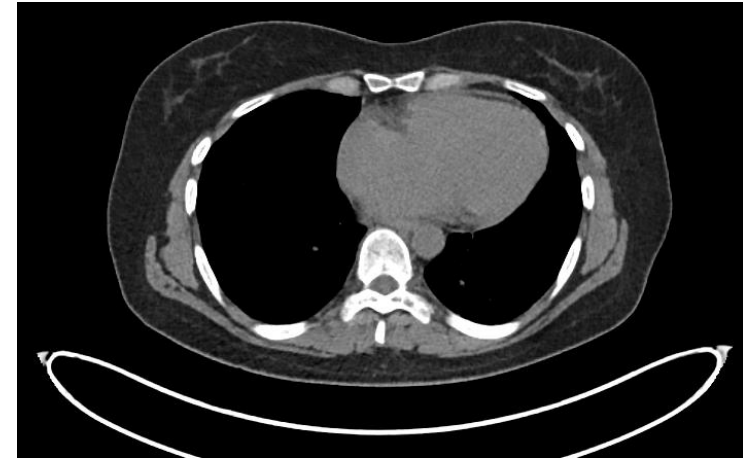
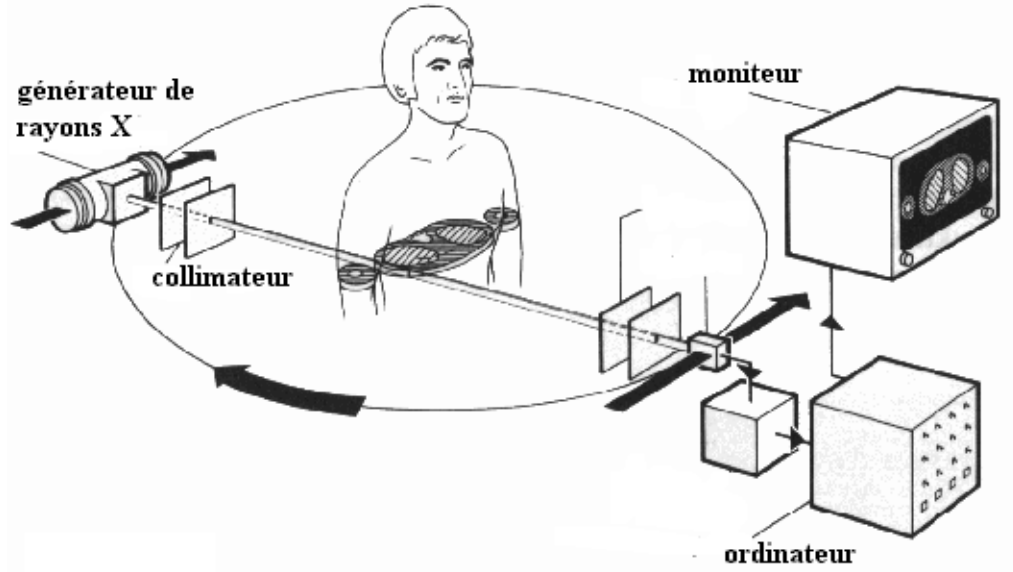
Production des rayons X en imagerie médicale

Principe de formation de l'image radiologique

- Le faisceau de rayon X est d'intensité uniforme sur une section droite avant traversée d'un tissu hétérogène. Son intensité est alors I_0 .
- Après traversée du tissu hétérogène, l'intensité I du faisceau n'est plus uniforme sur une section droite. L'intensité I s'exprime avec la **loi de Beer-Lambert**, dépendant des épaisseurs et des coefficients d'absorption des tissus traversés.
- L'imagerie radiologique repose ainsi sur le fait que les différents tissus de l'organisme atténuent les rayons X de manière variable suivant leur composition.

Scanner X (tomodensimétrie)

Principe physique



PET-Scan (CHU Kremlin-Bicêtre)
Couplage scintigraphie et rayons X
PET : Positron Emission Tomography

Origine des rayons γ

- Désintégration d'un noyau radioactif

Un noyau instable peut être :

- excité avec une durée de vie courte (< 1 ps) : notation ${}^A_ZX^*$

- excité avec une durée de vie plus grande (noyaux métastables) : notation ${}^{Am}_ZX$

La transition d'un noyau excité à courte durée de vie ou d'un noyau métastable vers l'état fondamental peut se produire suivant deux modes de désexcitation : l'émission de photons γ ou la conversion interne (l'énergie de désexcitation sert alors à éjecter un électron périphérique de l'atome).

La conversion interne est toujours en compétition avec l'émission γ . Suite à une conversion interne, la place vacante dans la couche électronique correspondante provoque un réarrangement du cortège électronique. Ce réarrangement donne naissance à des photons de fluorescence et/ou à des électrons Auger.

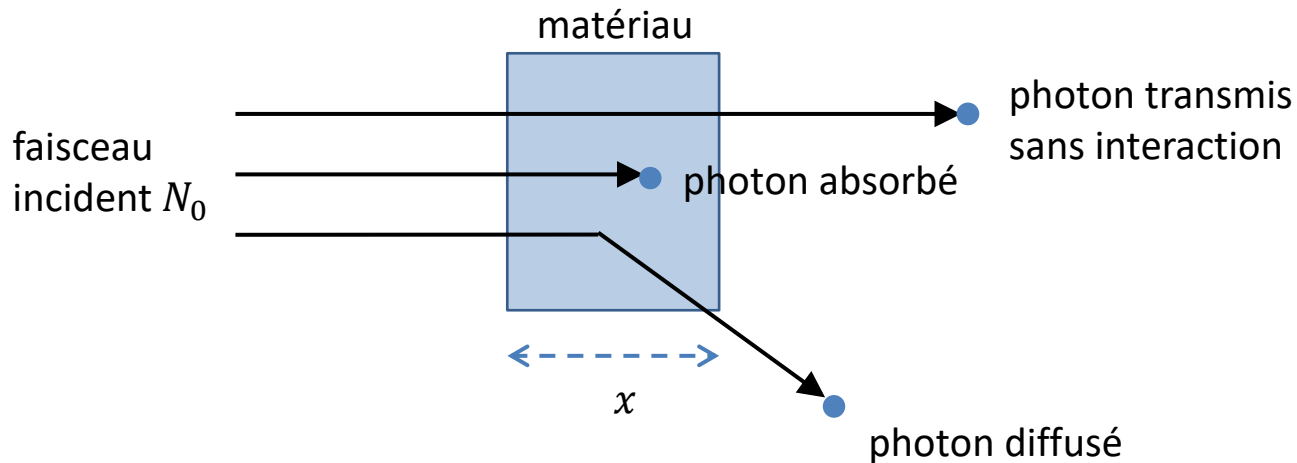
- Annihilation électron-positon

Une particule β^+ rencontre, en fin de parcours, un électron. Leur annihilation engendre l'émission de deux photons γ de 511 keV partant dans des directions diamétralement opposées. La TEP (tomographie par émission de positons) est fondée sur ce principe. Exemple de marqueur : fluor 18.

Interactions des photons ionisants avec les atomes

- Vue globale et paramètres caractéristiques

Un faisceau de N_0 photons incidents traverse un matériau d'épaisseur x .

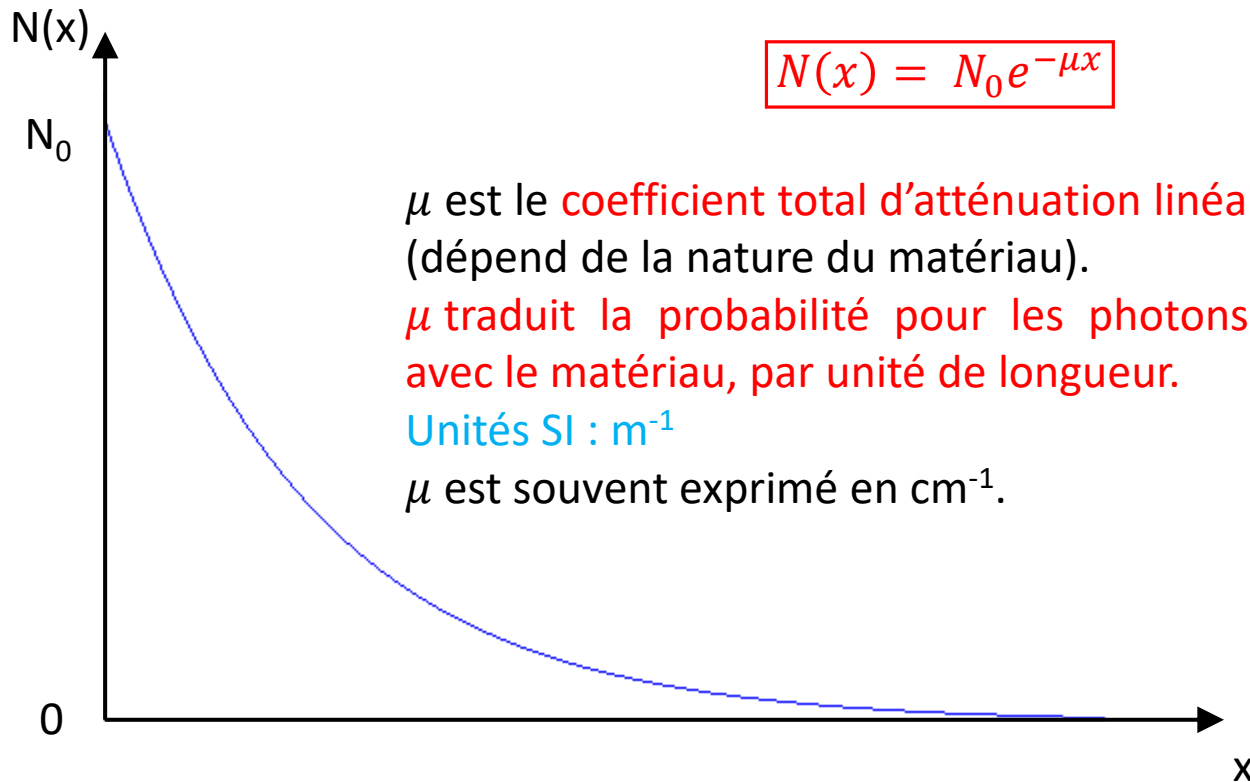


Les photons peuvent être :

- transmis sans interaction
- absorbés
- diffusés

Le nombre $N(x)$ de photons transmis diminue exponentiellement avec l'épaisseur x du matériau.

Interactions des photons ionisants avec les atomes



Interactions des photons ionisants avec les atomes

Remarque :

Soit μ est le coefficient total d'atténuation linéaire (unités SI : m^{-1}).

Soit ρ la masse volumique du matériau (unités SI : $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$).

On a : $\mu \propto \rho$

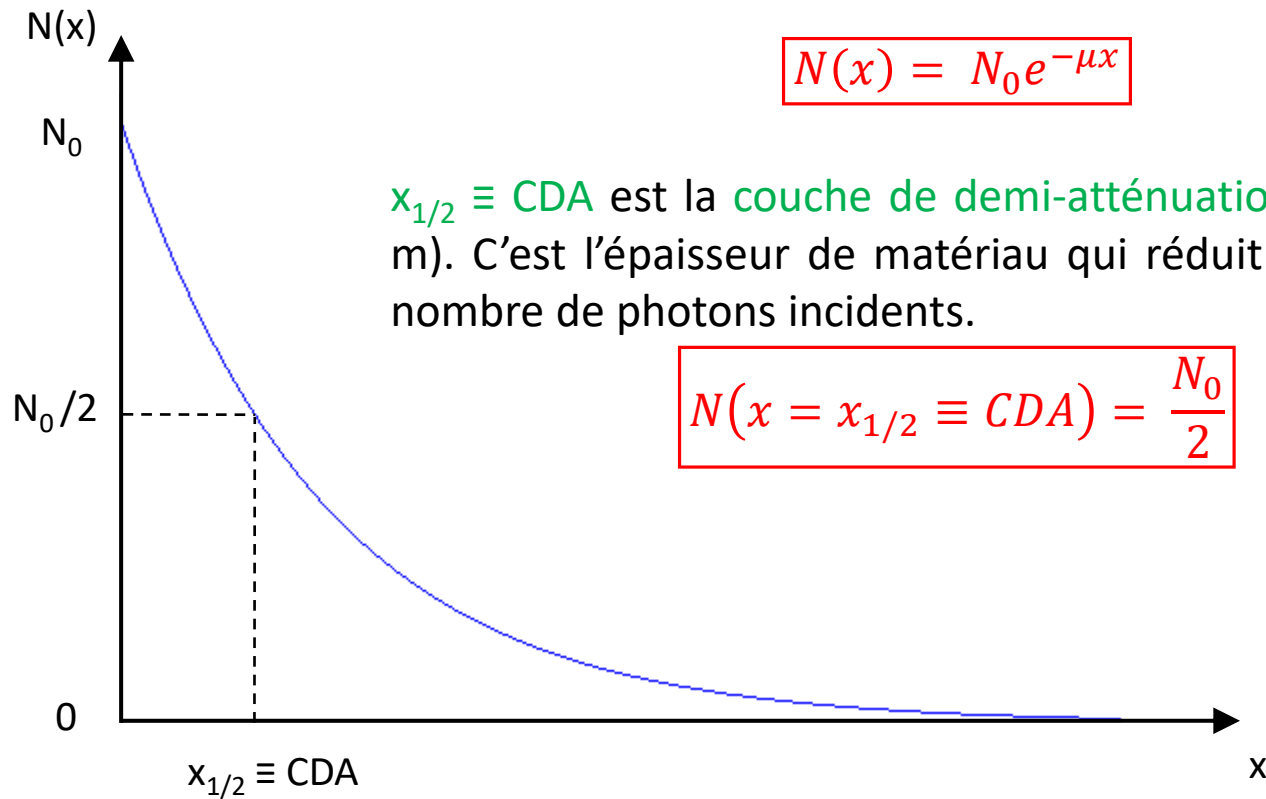
or ρ dépend des conditions physico-chimiques de l'expérience.

On préfère donc l'utilisation du **coefficient d'atténuation massique global μ/ρ**

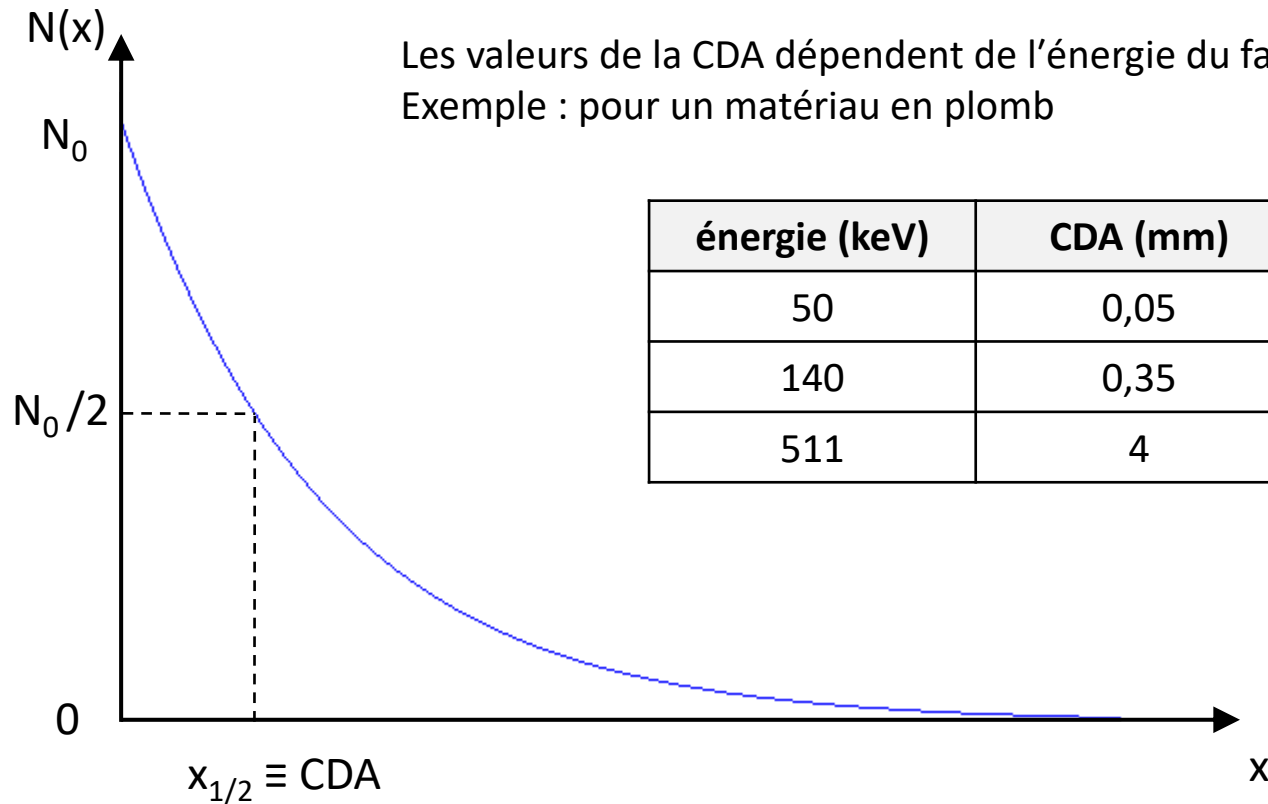
Unités SI de μ/ρ : $\text{m}^2\cdot\text{kg}^{-1}$ (souvent exprimé en $\text{cm}^2\cdot\text{g}^{-1}$)

μ/ρ ne dépend plus que de l'énergie des photons incidents et de la nature de la matière traversée.

Interactions des photons ionisants avec les atomes



Interactions des photons ionisants avec les atomes



Interactions des photons ionisants avec les atomes

Lien entre μ et $x_{1/2} \equiv CDA$:

$$\begin{cases} N(x = CDA) = \frac{N_0}{2} \\ N(x = CDA) = N_0 e^{-\mu CDA} \end{cases}$$

d'où

$$\frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\mu CDA}$$

d'où

$$\frac{1}{2} = e^{-\mu CDA} \text{ soit } \ln \frac{1}{2} = -\mu CDA \text{ soit } \ln 2 = \mu CDA$$

d'où

$$\boxed{CDA = \frac{\ln 2}{\mu}} \quad \text{ou} \quad \boxed{\mu = \frac{\ln 2}{CDA}}$$

d'où une autre écriture possible de $N(x)$ avec la CDA :

$$\boxed{N(x) = N_0 e^{-\frac{\ln 2}{CDA} x}} \quad \text{et} \quad \boxed{N(x) = N_0 2^{-\frac{x}{CDA}}}$$

Interactions des photons ionisants avec les atomes

Atténuation du faisceau après traversée d'un matériau d'épaisseur $x = n$ CDA :

$$N(x = n \text{ CDA}) = N_0 2^{-\frac{n \text{ CDA}}{\text{CDA}}} = N_0 2^{-n}$$

d'où

$$N(x = n \text{ CDA}) = \frac{N_0}{2^n}$$

Exemple : pour $n = 10$ (et donc $x = n$ CDA), on a

$$\frac{N}{N_0} = \frac{1}{2^{10}} \approx \frac{1}{10^3}$$

Le nombre de photons a été divisé par 1000 après traversée du matériau d'épaisseur $x = 10$ CDA.

Interactions des photons ionisants avec les atomes

Comment interagissent les photons ionisants avec les atomes ?

Trois interactions (ou effets élémentaires) :

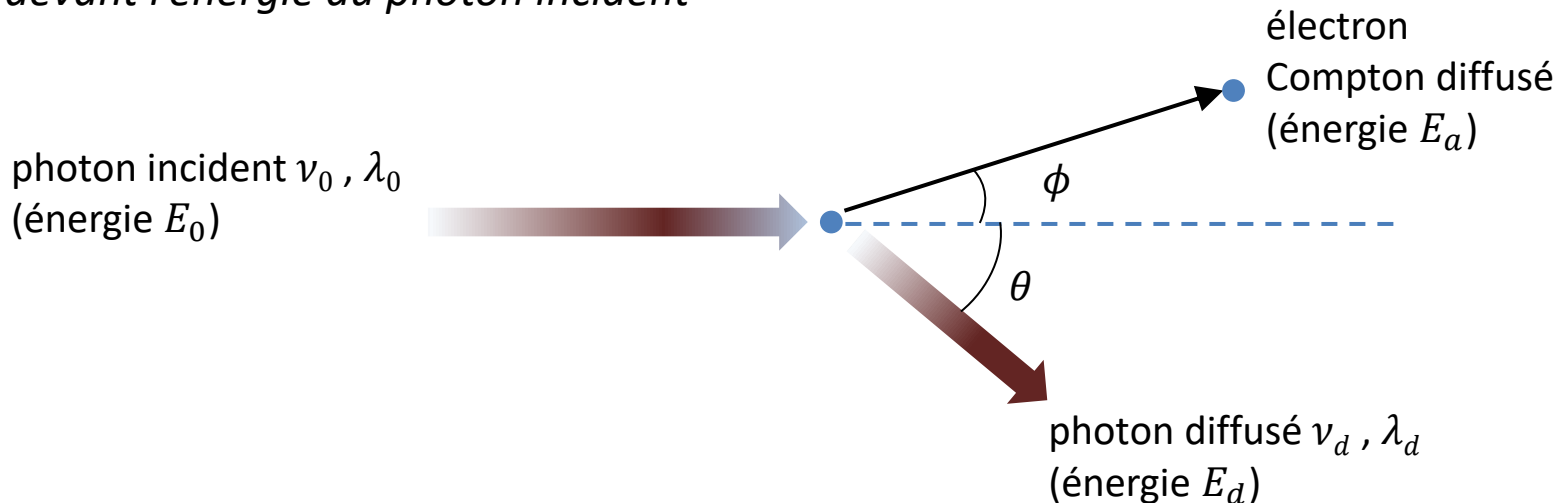
- Deux types d'interactions entre photons ionisants et électrons des atomes :
 - la diffusion Compton (choc entre photon et électron « libre ») ;
 - l'effet photoélectrique (choc entre photon et électron « lié »).
- L'interaction des photons ionisants avec les noyaux provoque :
 - le phénomène de « matérialisation », aussi appelé « création de paires électron-positon ».

Interactions des photons ionisants avec les atomes

- **La diffusion Compton** (choc entre photon et électron « libre »), ou **effet Compton**

Il y a choc entre un photon incident et un électron « libre » au repos appartenant à la cible. Le photon est alors diffusé avec une longueur d'onde supérieure à celle de départ.

électron libre : électron non lié à un noyau, ou dont l'énergie de liaison est très faible devant l'énergie du photon incident



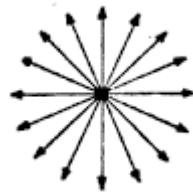
L'énergie E_0 du photon incident se partage entre l'énergie E_a transférée à l'électron Compton diffusé et l'énergie E_d du photon diffusé : $E_0 = E_a + E_d$. L'énergie E_a transférée à l'électron Compton est progressivement absorbée par le milieu à cause de chocs successifs avec d'autres atomes. C'est ce transfert d'énergie qui se traduit par des effets radiobiologiques.

Interactions des photons ionisants avec les atomes

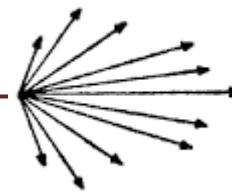
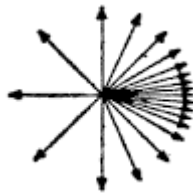
Trajectoires des photons diffusés

Trajectoires des électrons Compton

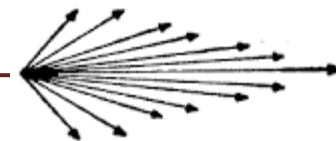
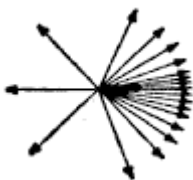
photons incidents
de faible énergie



photons incidents
d'énergie moyenne



photons incidents
de forte énergie



Interactions des photons ionisants avec les atomes

- La diffusion Compton

Trajectoires des photons diffusés et des électrons Compton :

Quelle que soit l'énergie des photons incidents, les *électrons Compton* sont dirigés dans la même direction que celle du faisceau incident.

Les *photons Compton* peuvent être émis vers l'avant ou l'arrière par rapport à la direction du faisceau incident (préférentiellement en avant pour des énergies élevées).

Pour des énergies élevées, photons diffusés et électrons Compton se regroupent autour de la direction du faisceau incident.

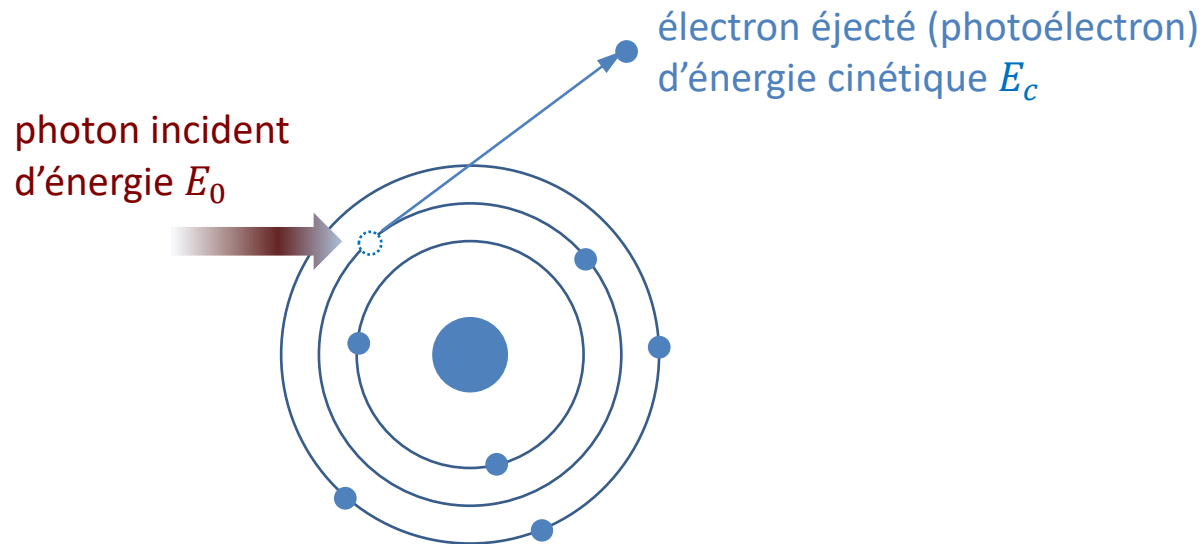
L'effet Compton est indépendant de la nature des tissus traversés. Les photons Compton sont diffusés dans toutes les directions de l'espace et ne participent pas à la formation de l'image. En imagerie médicale (X ou γ) , il s'agit d'un effet parasite.

Par contre, en radiothérapie, l'effet Compton est prédominant.

Interactions des photons ionisants avec les atomes

- L'effet photoélectrique (choc entre photon et électron « lié »)

Il y a choc entre un photon incident et un électron lié au noyau et appartenant à la cible. Le photon incident transfère toute son énergie à cet électron qui est alors éjecté de l'atome. L'atome est ainsi ionisé.



Pour que l'électron soit éjecté, on doit avoir : $E_0 > W$, avec W énergie de liaison de l'électron.

La loi de conservation de l'énergie donne : $E_0 = h\nu_0 = W + E_c$

E_c est peu à peu absorbée à la suite de collisions avec d'autres électrons du milieu.

Interactions des photons ionisants avec les atomes

- **L'effet photoélectrique** (choc entre photon et électron « lié »)

L'électron éjecté de l'atome laisse une lacune dans sa couche électronique. Il s'ensuit alors une **réorganisation du cortège électronique** de l'atome : un électron d'une couche plus périphérique vient combler une place vacante, et ainsi de suite pour la nouvelle lacune créée.

En fin de réorganisation, si aucun électron extérieur n'est venu combler la place vacante, l'atome reste ionisé.

Le réarrangement électronique de l'atome entraîne la diffusion de photons de fluorescence et/ou d'électrons Auger. Les électrons expulsés et les électrons Auger peuvent interagir avec d'autres atomes du milieu et entraîner d'autres ionisations.

L'effet photoélectrique est d'autant plus probable que les éléments atomiques sont lourds (donc plus probable pour les os (calcium) que pour les muscles (eau)) ou que l'énergie du photon incident E_0 est faible.

⇒ L'effet photoélectrique est à la base de l'imagerie radiologique

Interactions des photons ionisants avec les atomes

- La matérialisation (ou création de paires)

Il y a interaction entre un photon incident et un noyau atomique.

Cette interaction ne se produit que dans le cas où le photon incident est très énergétique. Le passage de ce photon à proximité du noyau atomique se traduit par l'annihilation du photon et par la naissance d'une paire électron-positon.

L'énergie E_0 du photon incident doit être supérieure ou égale à la somme des masses de l'électron et du positon :

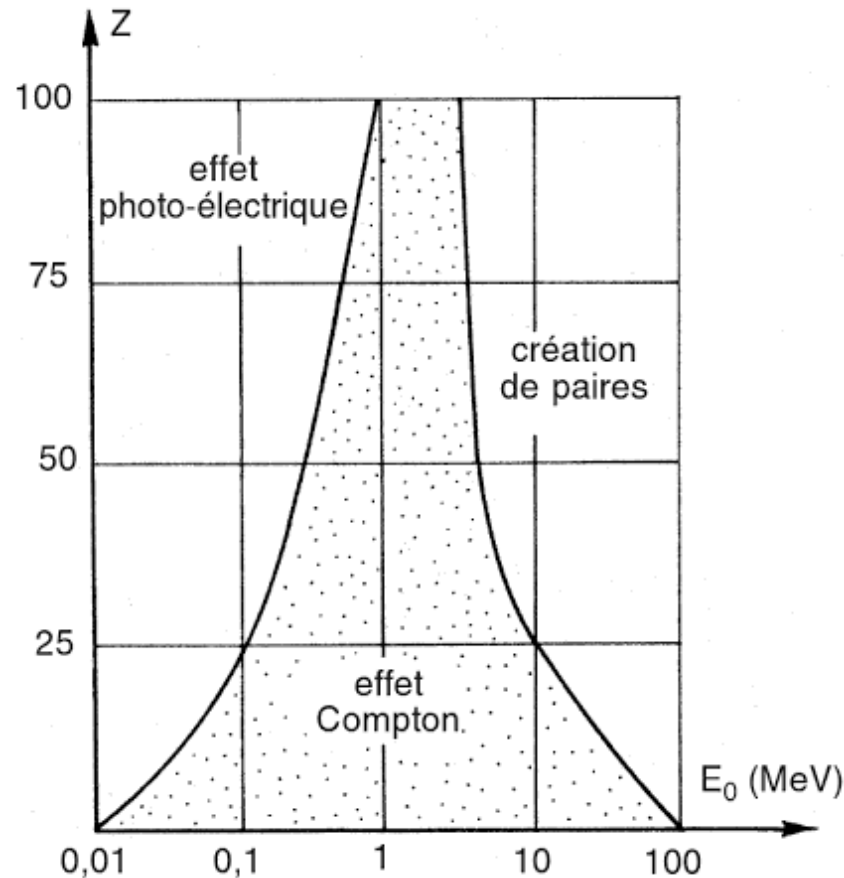
$$E_0 \geq 2 m_e c^2 \quad \text{soit} \quad E_0 \geq 1,022 \text{ MeV}$$

L'électron créé génère une succession d'ionisations. En fin de parcours, le positon donnera naissance, par collision avec un électron, à deux photons de 511 keV.

Dans le domaine des énergies utilisées en médecine, **les interactions photons-matière se font essentiellement par effet photoélectrique et par effet Compton, et accessoirement par création de paires.**

Interactions des photons ionisants avec les atomes

Prédominance des interactions (ou effets élémentaires) :



Prédominance des trois effets élémentaires selon le numéro atomique Z de la cible et l'énergie E_0 des photons incidents

Source : Aurengo, Petitclerc, Kas, *Biophysique*, Flammarion, 2013