

Master 1 Ingénierie de la Santé UE 834
Année universitaire 2023-2024

Physique des Rayons X et applications médicales

Timothée Zaragori

Laboratoire IADI INSERM UMR 1254

NANCYCLOTEP

tim.zaragori@sfr.fr

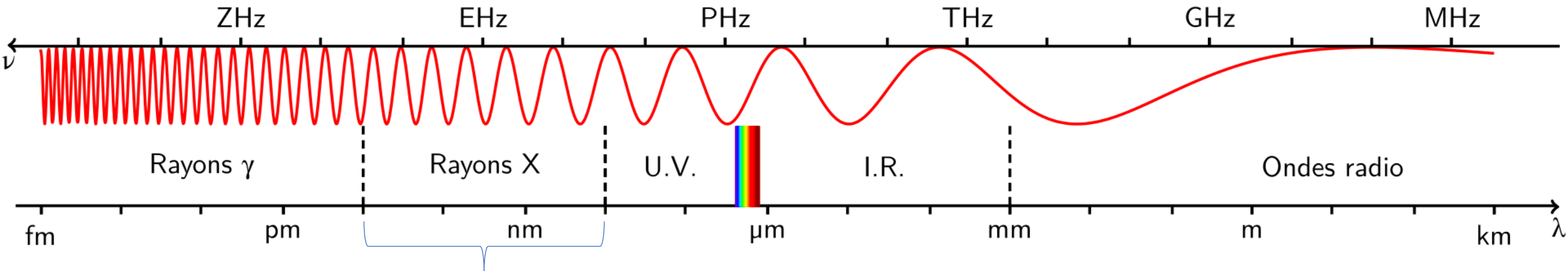
Rayons X : définitions

Ondes électromagnétiques

- Qu'est-ce qu'une onde électromagnétique ?
 - Ne nécessite pas de support matériel pour se propager
 - $\neq$ onde sonore (ultrasons pour échographie) où besoin de support matériel (air, eau ...)
- Propagation dans le vide à la vitesse de la lumière:
 - $c = 3 \times 10^8 \text{ m.s}^{-1}$
- Si monochromatique (une seule longueur d'onde) défini par:
 - Fréquence : $\nu = \frac{c}{\lambda}$
 - Période : $T = \frac{1}{\nu}$
 - Longueur d'onde : $\lambda = c T = \frac{c}{\nu}$

Rayonnement électromagnétique

- **Rayonnement électromagnétique** : comme la lumière, UV, IR etc.

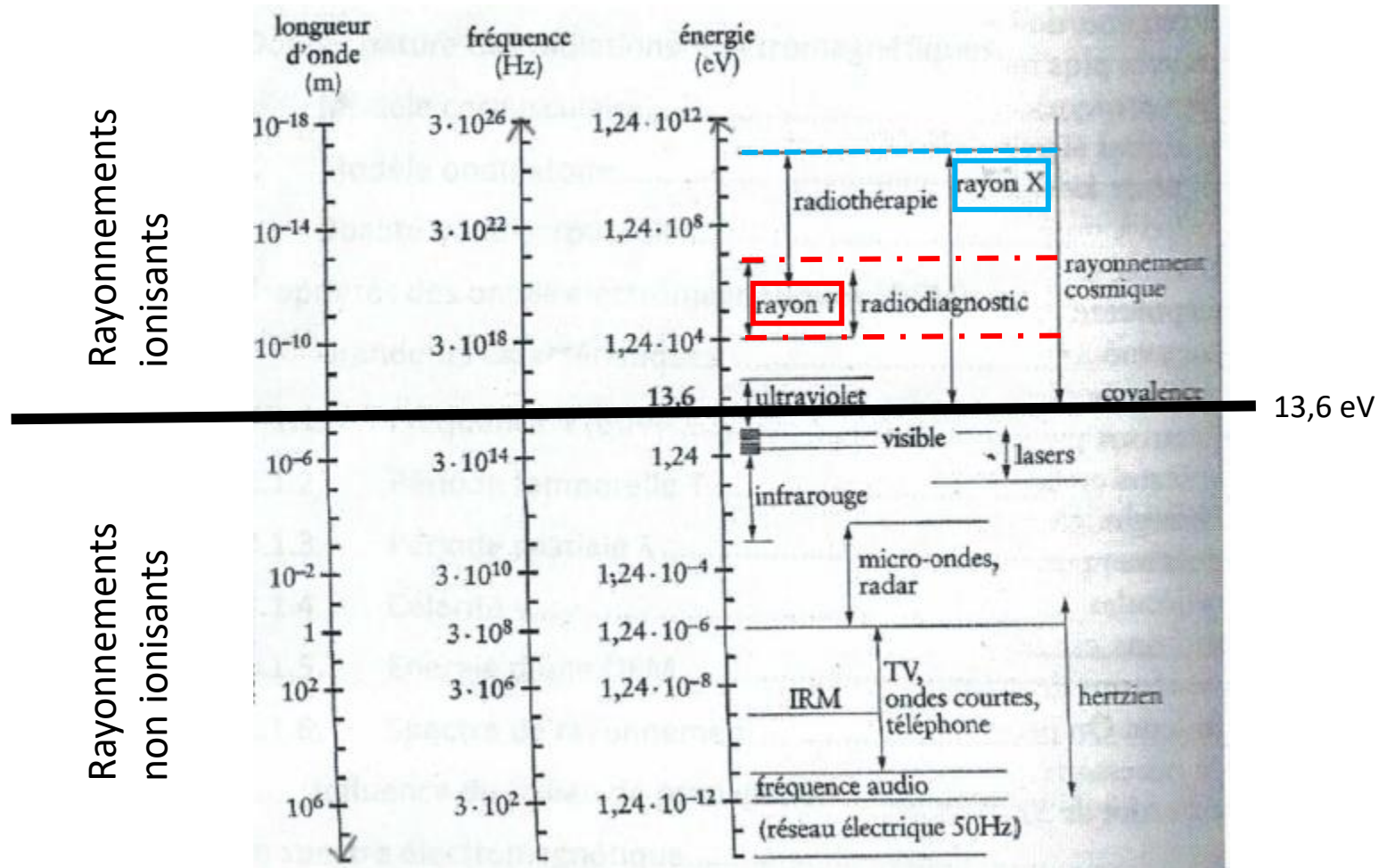


Longueur d'onde (λ) : $10 \text{ pm} - 10 \text{ nm} = 10^{-12} \text{ m} - 10^{-8} \text{ m}$
Fréquence (ν) : $30 \text{ EHz} - 30 \text{ PHz} = 3 \times 10^{16} \text{ Hz} - 3 \times 10^{19} \text{ Hz}$
Énergie (E) : $124 \text{ eV} - 124 \text{ keV}$ avec $1 \text{ eV} = 1,6 \times 10^{-19} \text{ J}$

Rayonnement électromagnétique

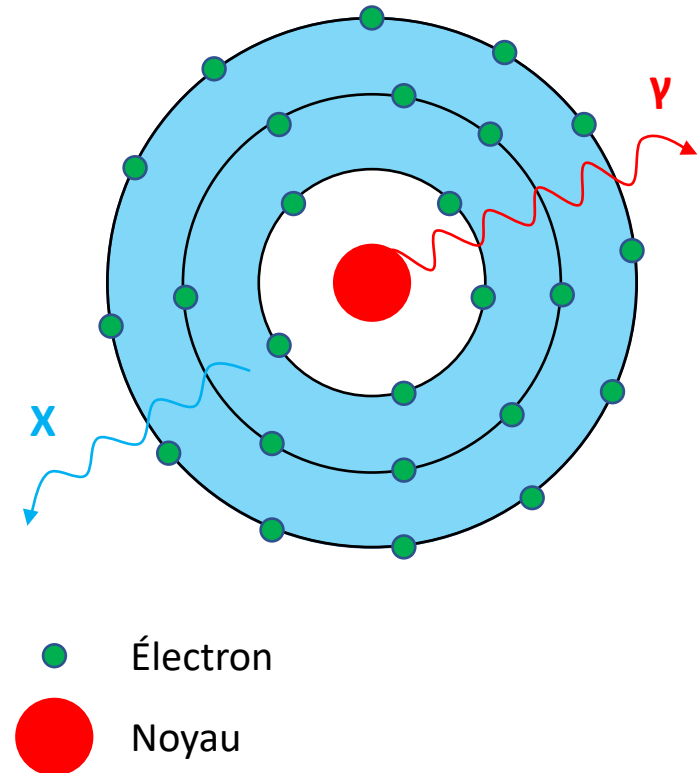
- Définition qui colle mal à la réalité
 - Exemple : Utilisation de RX $\gg 124 \text{ keV}$ en Radiothérapie ($E \in [6 \text{ MeV}; 25 \text{ MeV}]$)
 - Superposition des spectres des rayonnements X et γ

Spectre plus représentatif de la réalité



Rayonnement électromagnétique

- Définition qui colle mal à la réalité
 - Exemple : Utilisation de RX $\gg$ 124 keV en Radiothérapie
 - Superposition des spectres des rayonnements X et γ
- Distinction en fonction de leur origine
 - X : origine **électronique**
 - γ : origine **nucléaire**

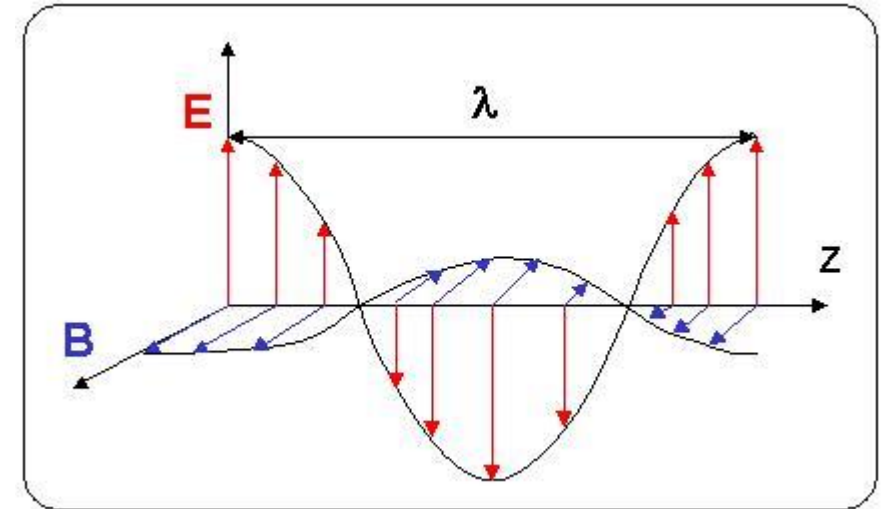


Corpuscules / Particules

- Peuvent être étudiés selon deux visions différentes :
sous la forme **ondulatoire** ou **corpusculaire**

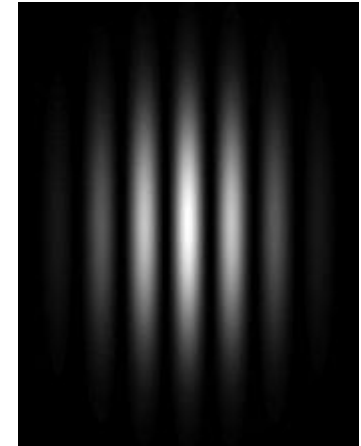
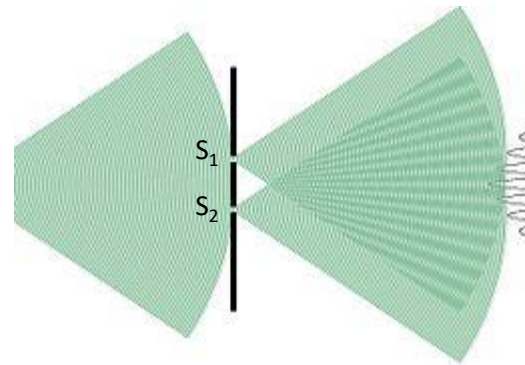
C'est la **dualité onde-corpuscule**

- Description **ondulatoire** :
 - Oscillation en phase d'un champ électrique ($\vec{E}$) et d'un champ magnétique ($\vec{B}$) perpendiculaires entre eux et à la direction de propagation



Corpuscules / Particules

- Certains phénomènes s'expliquent si on considère les photons (la lumière par ex) en tant qu'onde:
 - Diffraction : modification de la direction de propagation d'une onde lorsqu'elle rencontre un obstacle de l'ordre de grandeur de sa longueur d'onde
 - Interférences : interactions entre deux ondes de même type
- Expérience des fentes de Young



Corpuscules / Particules

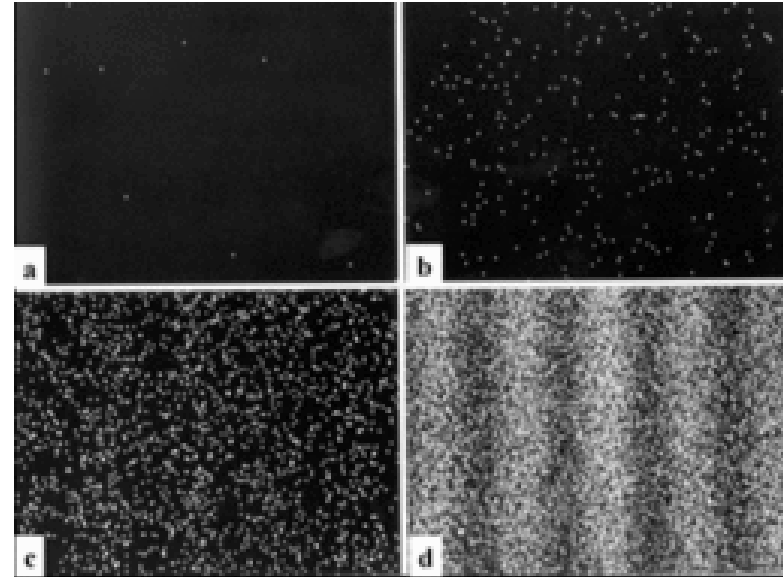
- Description **corpusculaire** : identifie les rayonnements électromagnétiques comme un faisceau de particules qui va permettre notamment d'expliquer les interactions photon-matière
→ nécessaire pour les rayonnements de haute fréquence/énergie

Corpuscules (« grains d'énergie ») appelés photons :
Particule élémentaire neutre de masse nulle voyageant dans le vide à la vitesse de la lumière

- Notion de quanta (= « paquet » ou « grain de lumière ») d'énergie introduit par la relation d'Einstein-Planck : $E = h\nu$
 - La constante de Planck : $h = 6,62 \times 10^{-34}$ J.s
 - La fréquence : ν
 - L'énergie : E en Joules, généralement exprimée en électron-volt (eV) avec $1 \text{ eV} = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ J}$

Mise en évidence

- Expérience des fentes de Young modifiée: Émission photon par photon
- **Particules** : impact sur l'écran
- **Ondes** : figure d'interférence



Résumé

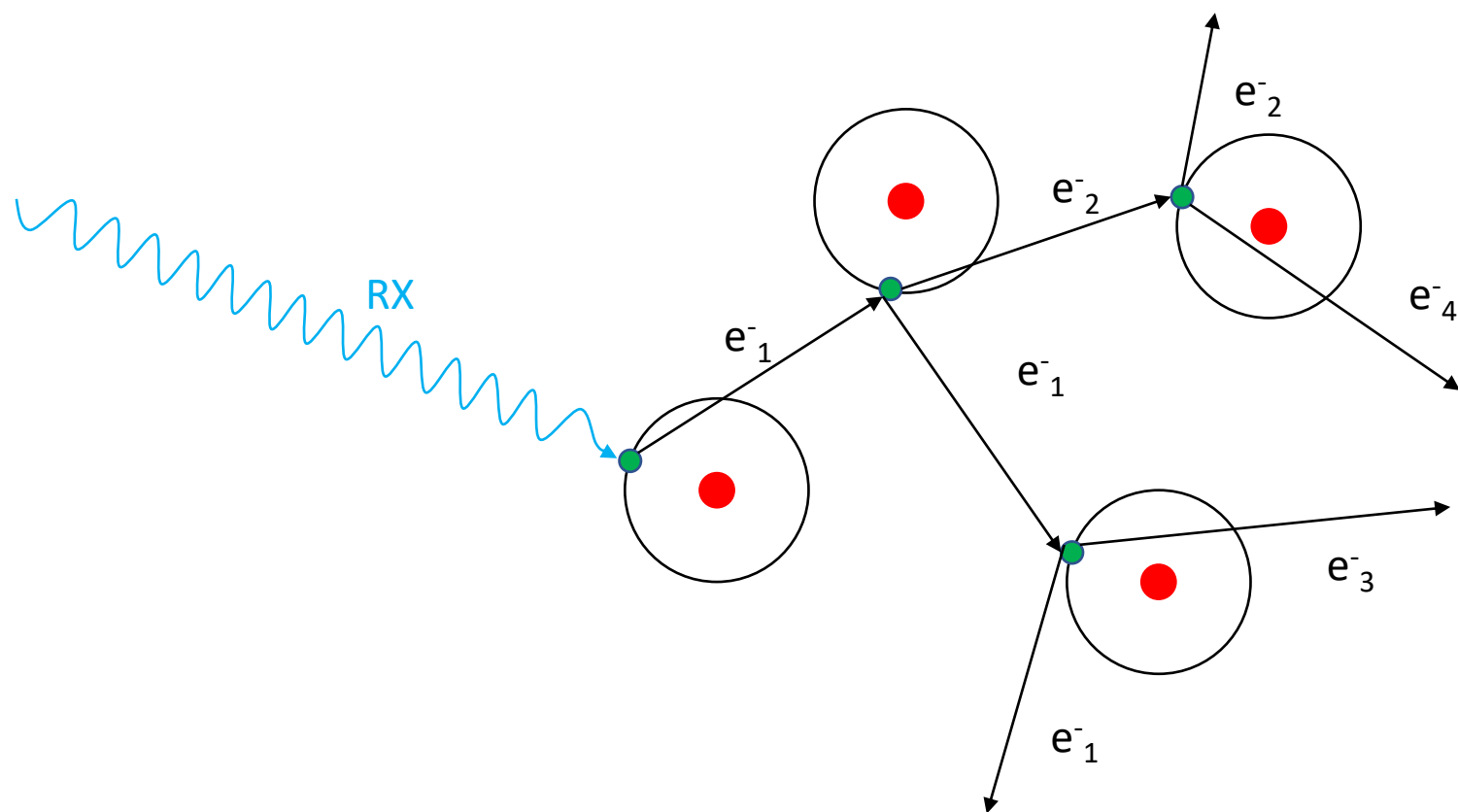
- Les rayons X peuvent présenter parfois les propriétés des ondes et parfois celles des corpuscules → concept de base de la mécanique quantique
- Concept d'onde utilisé pour expliquer la propagation de la lumière et certains phénomènes liés à la formation des images (diffraction). Impossible en revanche d'expliquer les points d'impact sur la plaque photographique
- Concept de corpuscule utilisé pour expliquer les interactions avec la matière. Impossible d'expliquer la figure d'interférence.

Définition

- **Rayonnement ionisant** : capacité d'un rayonnement à ioniser la matière, c'est-à-dire d'arracher des électrons aux atomes de la matière.
- Pour effectuer cette interaction le rayonnement doit avoir une énergie supérieure à l'énergie de liaison entre l'électron et l'atome.
- Ordre de grandeur de l'énergie de liaison des électrons $\approx$ électron-Volt (eV)
 - Ex : Pour l'électron d'un atome d'hydrogène $E_{\text{liaison}} = 13,6 \text{ eV}$
 - Cette énergie fait office de seuil d'énergie à partir duquel un rayonnement est considéré comme ionisant
- Par opposition : rayonnement non ionisant $\rightarrow$ tous les rayonnement dont l'énergie est trop faible pour ioniser la matière

Rayonnement indirectement ionisant

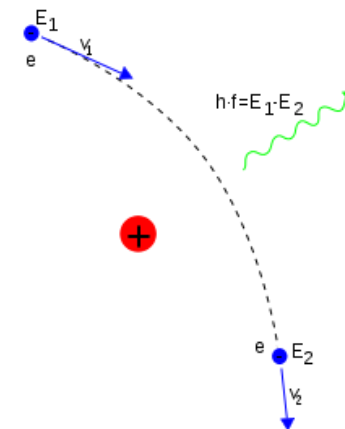
- Milieu est composé d'atome qui sont des entités neutres. Cependant les éléments qui compose l'atome sont chargés (e^- , protons) $\rightarrow$ interaction coulombienne avec des particules chargées.
- Rayonnement directement ionisant : particule chargée comme e^- , e^+ , protons, α (He^{2+}), ions lourds. Caractère déterministe (« obligatoire ») des interactions.
 - Ionisation directement par interaction coulombienne lors du passage proche des e^-
- **Rayonnement INDIRECTEMENT ionisant** : particule neutre comme neutron et photons (Rayons X, gamma). Caractère stochastique (aléatoire) des interactions.
 - Dépose son énergie dans le milieu en 2 étapes
 1. Mise en mouvement d'une particule chargée dans le milieu
 2. La particule chargée dépose son énergie par interaction coulombienne avec électrons du milieu



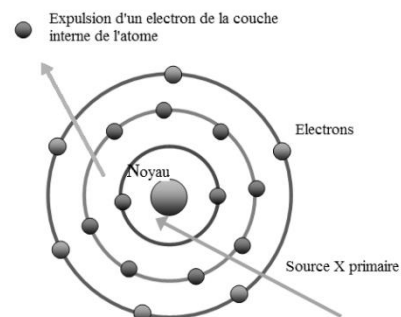
Production des rayons X

Interactions avec production de RX

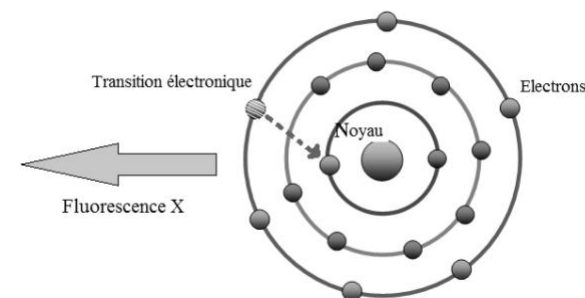
- Production directe : Rayonnement de freinage
 - Résulte de l'interaction entre un électron en mouvement et le noyau d'un atome
- Production indirecte : rayonnement de fluorescence X
 1. Atome excité par un phénomène extérieur → Ionisation
 2. Émission de photons suite à la réorganisation du cortège électronique



1.



2.

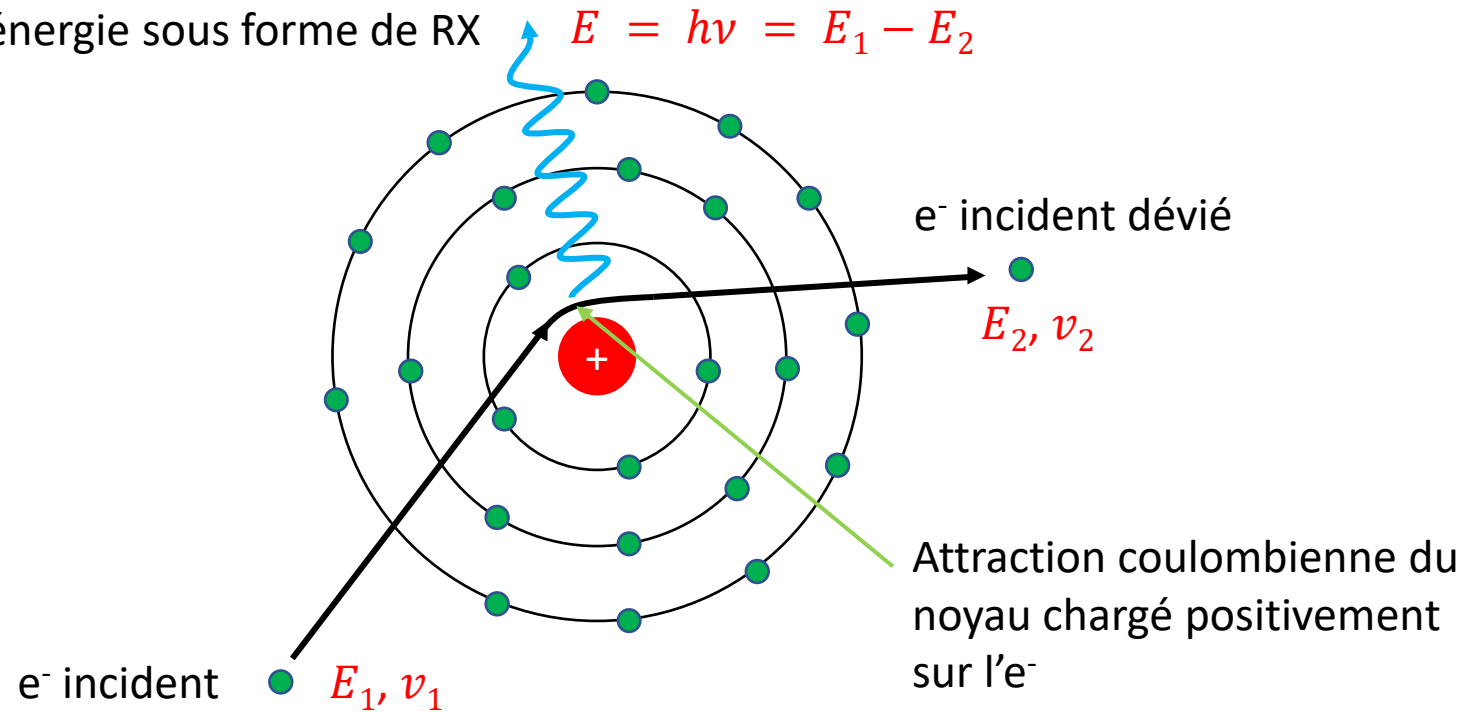
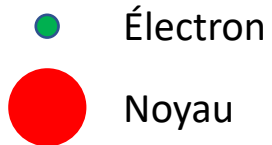


Principe

- **Rayonnement de freinage** aussi appelé rayonnement Bremsstrahlung :

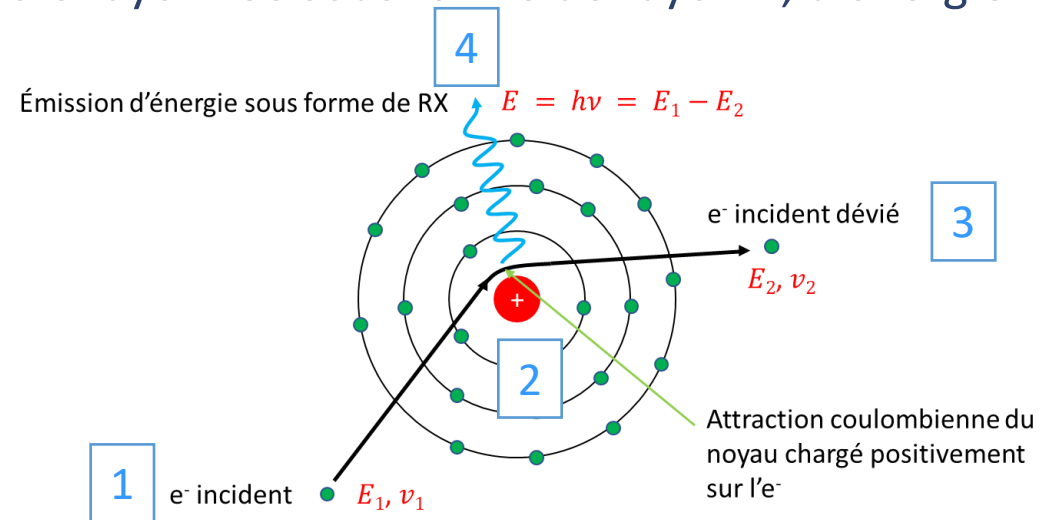
Émission d'énergie sous forme de RX

$$E = h\nu = E_1 - E_2$$



Principe

1. L'électron incident (chargé -) a une énergie E_1 et vitesse v_1
2. Lors de son passage à proximité du noyau (chargé +), l'électron incident va être ralenti et dévié
3. L'électron ressort alors avec une énergie E_2 et vitesse v_2
4. L'énergie perdue par cet électron est alors rayonnée sous forme de rayon X, d'énergie $E = E_1 - E_2$

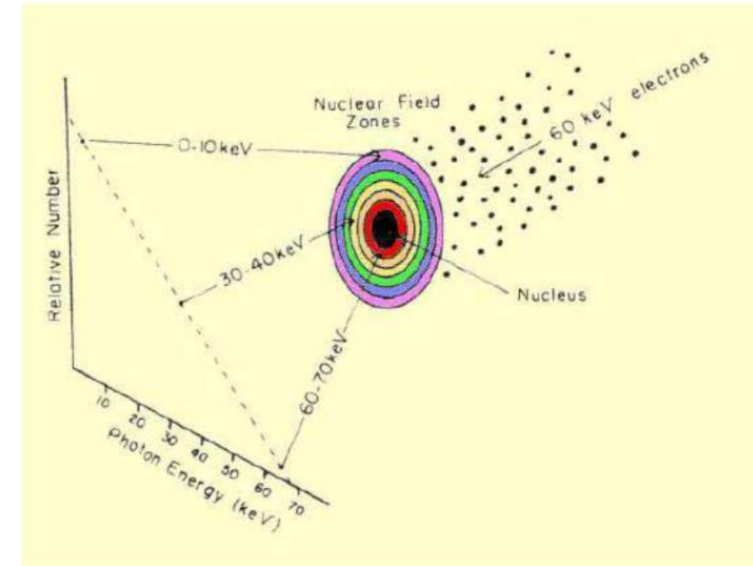
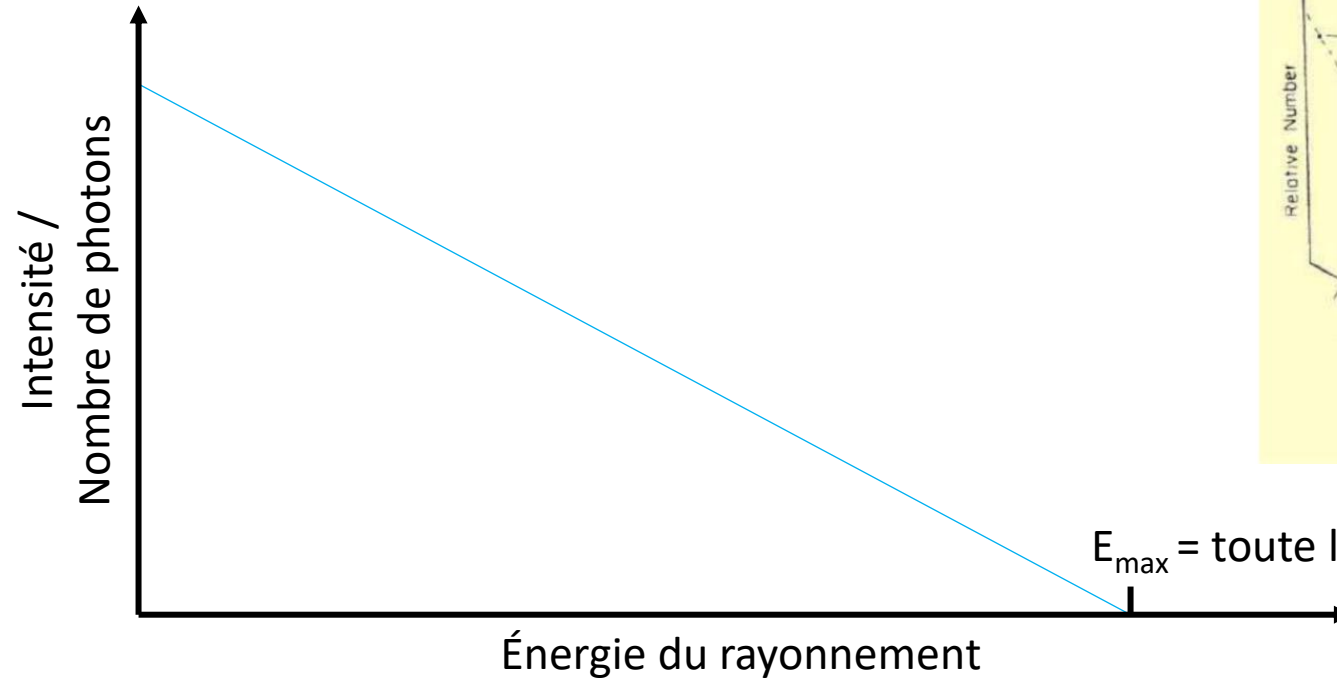


Principe

- Interaction coulombienne entre la particule chargée incidente et le noyau de l'atome
- Changement de trajectoire et perte d'énergie de la particule chargée. L'énergie perdue est rayonnée sous forme de rayons X
 - Phénomène décrit en électromagnétisme par les équations de Maxwell : toute charge dont la vitesse varie, en valeur absolue ou en direction, rayonne et donc perd de l'énergie
 - En raison des énergies mises en jeu, le rayonnement électromagnétique produit se situe dans le domaine des X
- L'énergie des RX émis dépend de la décélération des particules chargées:
 - Toutes les énergies possibles entre 0 et l'énergie cinétique de la particule → Spectre continu

Spectre

■ Spectre continu d'émission de RX par rayonnement de freinage



$E_{\max}$ = toute l'énergie cinétique de la particule incidente

Paramètres d'influence

- Puissance rayonnée sous forme de photons par une particule chargée accélérée :

$$P = \frac{e^2 a^2}{6\pi\epsilon_0 c^3}$$

{

Charge électrique élémentaire : e

Accélération : $a = \frac{Z z e^2}{4\pi\epsilon_0 m r^2}$

Permittivité diélectrique du vide : ϵ_0

Vitesse de la lumière dans le vide : c

→

{

Numéro atomique de la cible : Z

Charge de la particule incidente : z

Masse de la particule incidente : m

- Variation :
 - Inversement avec la masse de la particule chargée incidente : la perte d'énergie par rayonnement peut être important pour les e^- et e^+ mais pour des particules lourdes chargées (protons, α , ions ...) elle est négligeable à moins de faire appel à des énergies considérables
 - Proportionnel au nombre de charges du noyau cible (Z) et de la particule incidente (z)

Paramètres d'influence

- Perte d'énergie par radiation pour les électrons :

$$-\left(\frac{dE}{dx}\right)_{\text{radiation}} = T Z^2 N \sigma(T)$$

Énergie cinétique de l'électron incident : T

Charge de la particule cible (noyau) : Z

Nombre d'atomes par cm^3 du milieu : $N = \frac{N_a \cdot \rho}{A}$

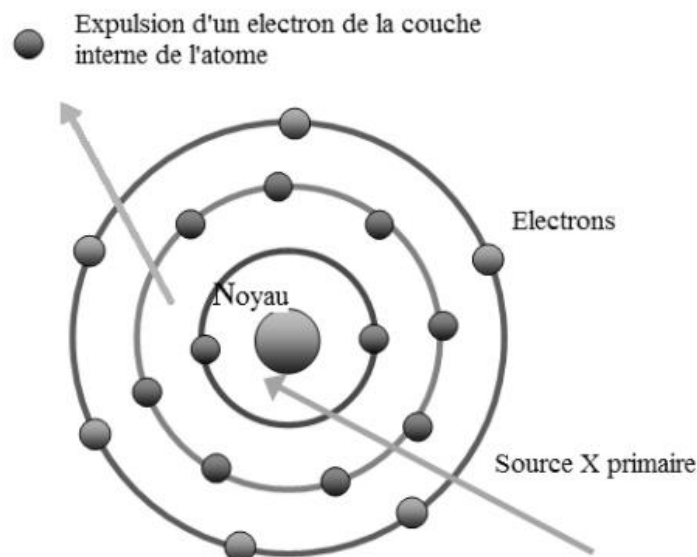
Fonction variant très lentement avec T : $\sigma(T)$

- Variation avec :

- Proportionnel à l'énergie cinétique de l'électron incident
- Proportionnel au nombre de charges (Z) du noyau cible

Principe

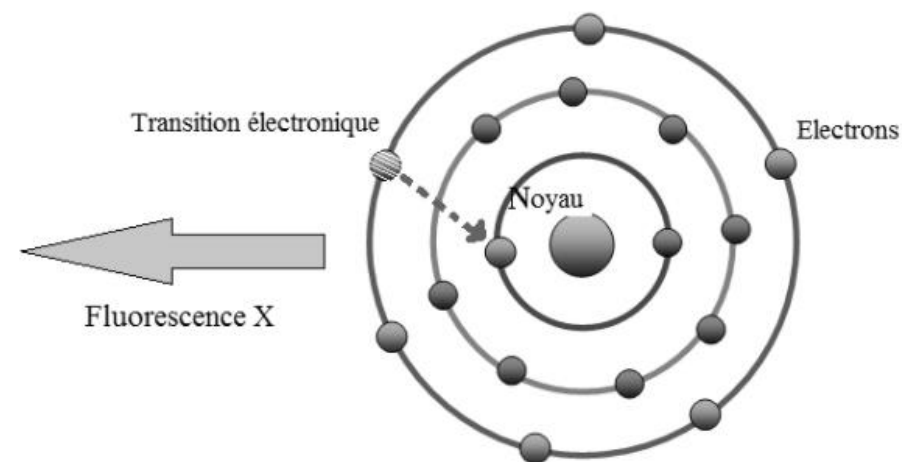
- **Rayonnement de fluorescence X** : Lors des interactions avec le cortège électronique, si l'énergie cédée est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron alors ce dernier est éjecté entraînant une ionisation de l'atome → l'atome est dans un état excité



Atome dans un état excité →
structure électronique instable

Principe

- Il se produit alors un réarrangement du cortège électronique pour combler la lacune laissée sur la couche de l'électron éjecté
- Un électron d'une couche supérieure vient combler cette lacune
- Le transfert de cet électron donne lieu à l'émission spontanée d'un photon

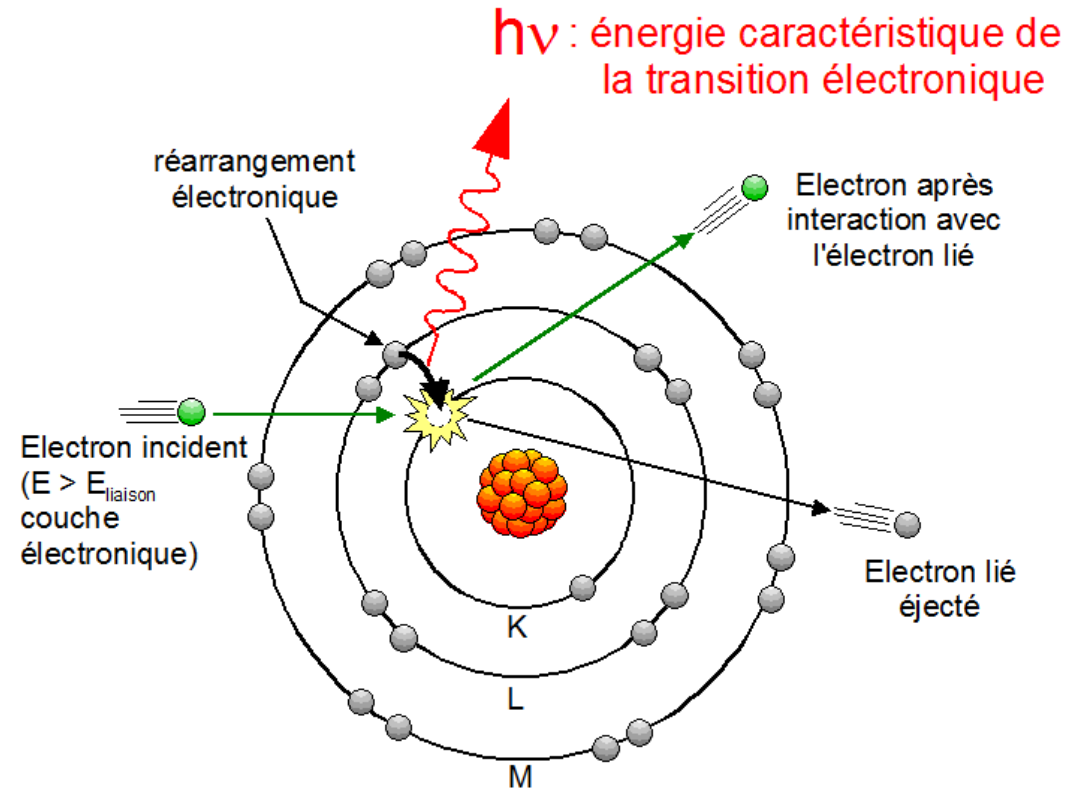


Désexcitation = transition électronique

Principe

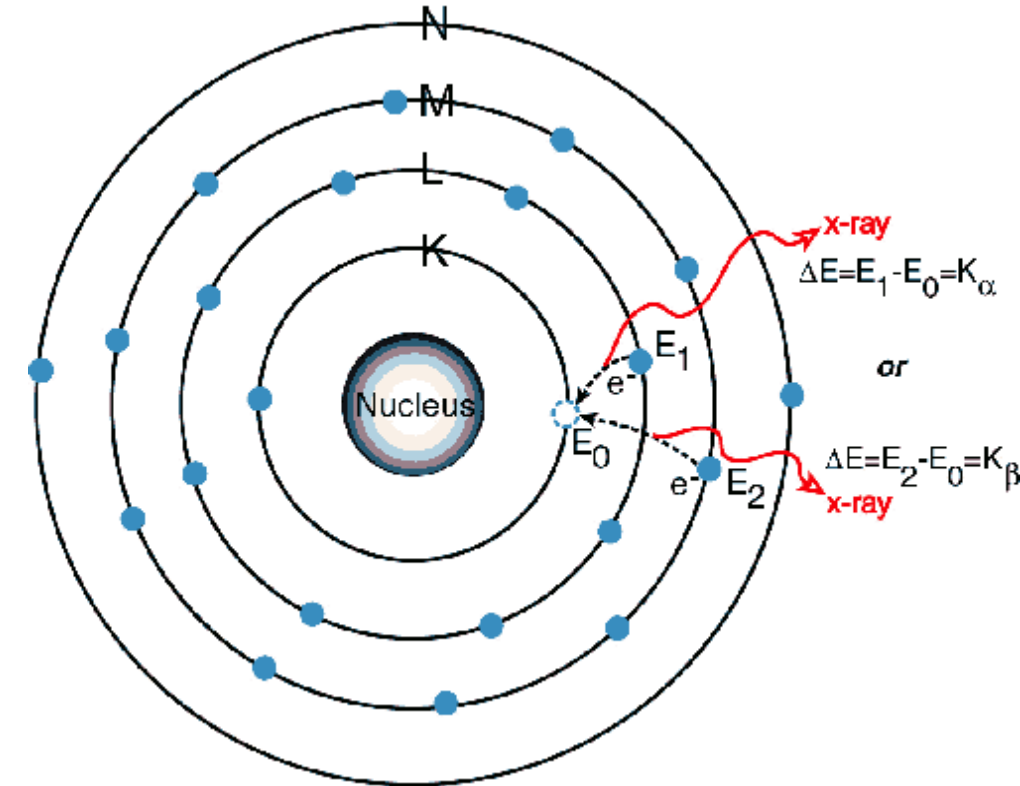
Quelques énergies de liaison des couches électroniques du W

Couche	E_{liaison} (keV)
K	69,52
L_1	12,10
L_2	11,54
L_3	10,21



Principe

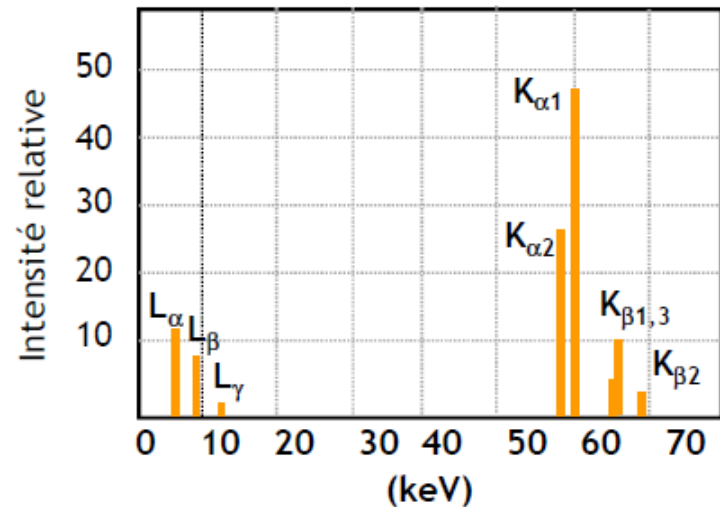
- L'énergie du photon émis égale à la différence d'énergie entre les deux niveaux concernés
- Photon caractéristique de l'atome ainsi que de la transition mise en jeu



Spectre

- Énergie des photons émis est quantifiée → pas toutes les énergies possibles
- Spectre de raie** du rayonnement de fluorescence :

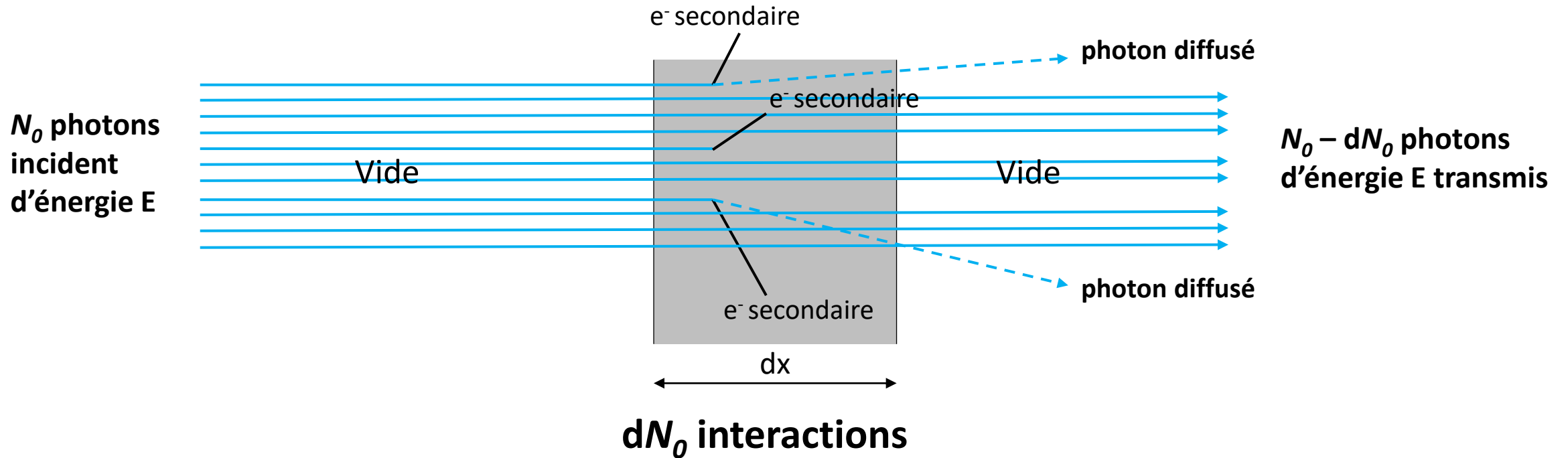
Raies caractéristiques du tungstène :



Raie	Transition	Energie (keV)	Intensité relative
K _{α1}	K-L ₃	59,32	47,0
K _{α2}	K-L ₂	57,98	27,4
K _{β1}	K-M ₃	67,24	10,3
K _{β2}	K-L ₂ L ₃	69,07	3,6
K _{β3}	K-M ₂	66,95	5,4
L _{α1}	L ₃ -M ₅	8,40	9,7
L _{α2}	L ₃ -M ₄	8,34	1,1
L _{β1}	L ₂ -M ₄	9,67	6,5
L _{β2,15}	L ₃ -M ₄ M ₅	9,96	2,2
L _{γ1}	L ₂ -M ₄	11,29	1,2

Devenir des rayons X

Problème



Équation différentielle

- Atténuation du faisceau = tous les photons qui ont interagit
- Variation du nombre de photons avec la distance :

$$dN(x) = -\sigma n N(x) dx$$

Variation du nombre de photons : $dN(x)$

Section efficace : σ (cm^2)

Nombre de particules de la cible par unité de volume : n (cm^{-3})

Nombre de photons : $N(x)$

Variation d'épaisseur : dx (cm)

- σ : section efficace microscopique $\approx$ probabilité d'interaction
- Trouvez $N(x) = f(x, \sigma, n, N_0)$

Résolution

$$dN(x) = -\sigma n N(x) dx$$

$$\Leftrightarrow \int \frac{dN(x)}{N(x)} = - \int \sigma n dx$$

$$\Leftrightarrow \ln N(x) = -\sigma n x + \text{constante}$$

Conditions initiales : à $x = 0$, on a $N(x) = N_0$

$\ln N_0 = \text{constante}$

$$\ln N(x) = -\sigma n x + \ln N_0$$

$$\Leftrightarrow \ln N(x) - \ln N_0 = -\sigma n x$$

$$\Leftrightarrow \ln \frac{N(x)}{N_0} = -\sigma n x$$

$$\Leftrightarrow \frac{N(x)}{N_0} = e^{-\sigma n x}$$

$$\Leftrightarrow N(x) = N_0 e^{-\sigma n x}$$

Définition

- Le nombre de photon $N(x)$ ou l'intensité $I(x)$ décroît exponentiellement avec l'épaisseur de matériau traversé :

$$N(x) = N_0 e^{-\sigma n x} = N_0 e^{-\mu x}$$

- Coefficient d'atténuation linéaire total : $\mu \text{ (cm}^{-1}\text{)} = \sigma n$ est la probabilité d'interaction par unité de longueur
- On emploie aussi le coefficient d'atténuation massique : $\frac{\mu}{\rho} = \frac{\text{cm}^{-1} \cdot \text{cm}^3}{\text{g}} = \frac{\text{cm}^2}{\text{g}}$
- Le coefficient d'atténuation total est la somme des coefficients d'atténuation élémentaire dû aux différentes interactions :

$$\mu_{\text{tot}} = \mu_{\text{photoélectrique}} + \mu_{\text{Compton}} + \mu_{\text{paires}}$$

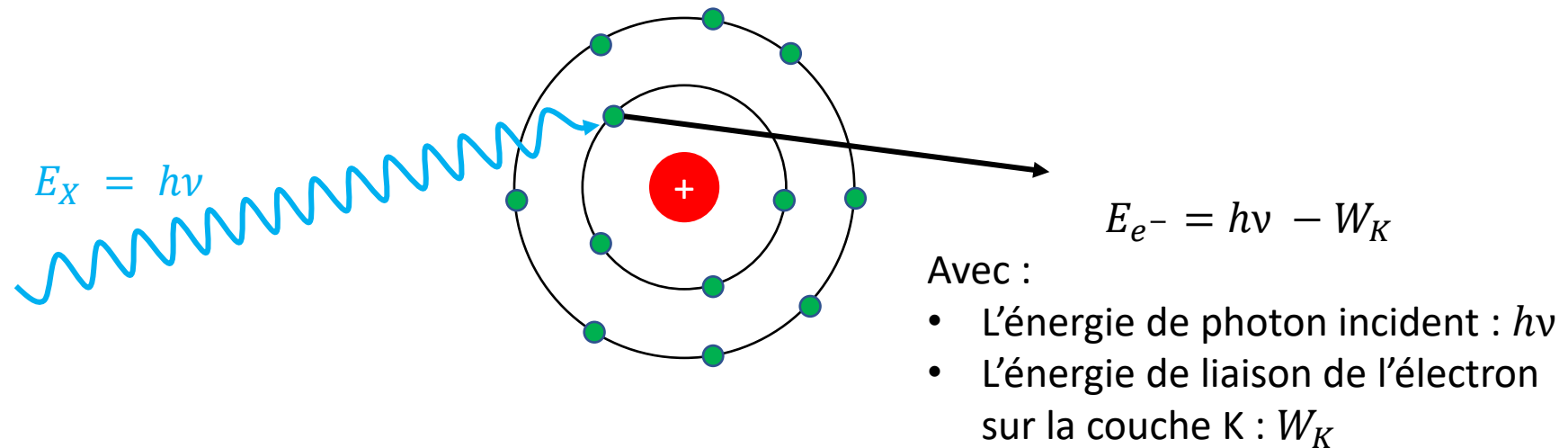
Généralisation

- Ici démontré cas simple monochromatique et un seul milieu traversé
- Le cas généralisé d'un faisceau de photons polychromatique d'énergie maximale E_{max} traversant un milieu hétérogène composé de i milieux différents chacun ayant sa propre épaisseur d_i :

$$I = \int_0^{E_{max}} I_0(E) \cdot e^{-\sum_0^i \mu_i(E) d_i} dE$$

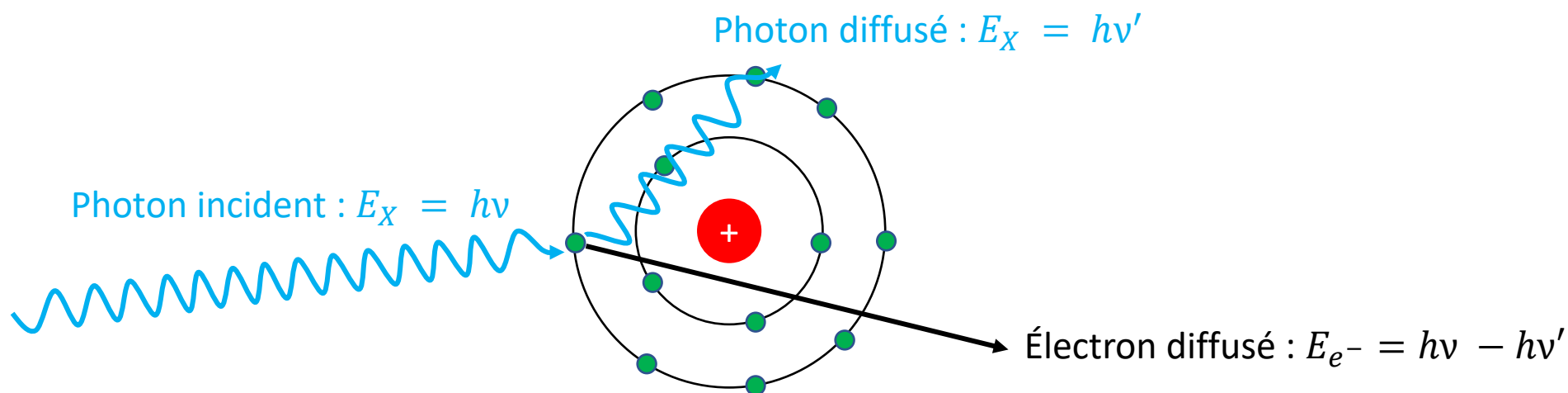
Principe

- **Effet photoélectrique :** Interaction du photon incident avec un électron d'une couche interne de l'atome lui cédant la totalité de son énergie cinétique. L'électron est éjecté avec une énergie cinétique égale à la différence entre l'énergie du photon incident et l'énergie de liaison de l'électron



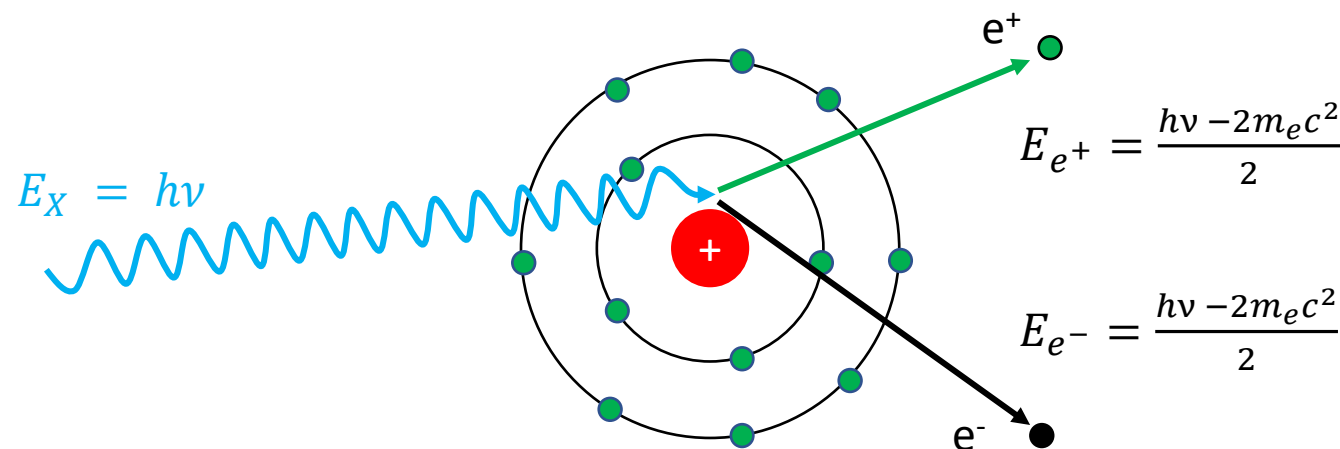
Principe

- **Diffusion Compton** : Interaction d'un photon avec un électron libre ou faiblement lié. Le photon va céder une partie seulement de son énergie à l'électron et changer de direction (photon diffusé). L'électron va être éjecté avec une énergie cinétique égale à l'énergie perdue par le photon (à l'énergie de liaison près mais négligeable)



Principe

- **Création de paire ou matérialisation** : Interaction entre un photon de haute énergie et le champ électrique du noyau. Le photon se matérialise sous la forme d'une paire électron(e^-)-positon(e^+). Le photon doit avoir une énergie au moins supérieure à la somme des énergies de masse au repos de l'électron et du positon ($2 \times m_e c^2 = 2 \times 0,511 \text{ MeV} = 1,022 \text{ MeV}$).



Principe

- Énergie seuil pour la création de paire :

$$E_X > 2m_e c^2 = 1,022 \text{ MeV}$$

- Conservation de l'énergie et de la quantité de mouvement :

➤ En négligeant l'effet de recul qu'il peut y avoir sur le noyau on a :

$$\begin{aligned} E_X &= E_{e^-} + E_{e^+} \\ \vec{p}_X &= \vec{p}_{e^-} + \vec{p}_{e^+} \end{aligned}$$

Toutes les valeurs satisfaisant ces conditions sont possibles mais, en moyenne, l'électron et le positon se répartissent équitablement l'énergie disponible (celle qui reste après la matérialisation) en énergie cinétique.

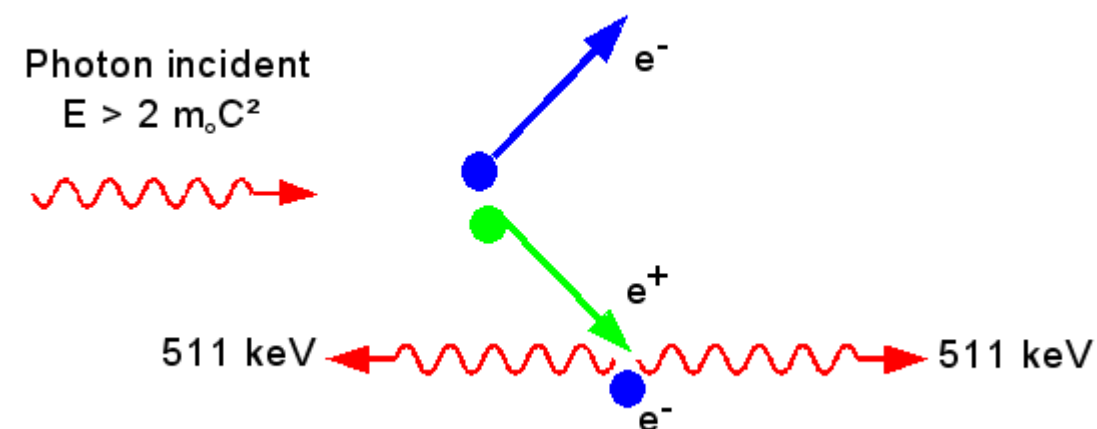
Annihilation

■ Conséquences de la matérialisation : réaction d'annihilation

➤ Le positon créé par matérialisation va rapidement perdre son énergie cinétique dans le milieu (parcours de quelques millimètres) avant de s'annihiler avec un électron du milieu.

➤ L'annihilation donne lieu à la disparition de l'électron et du positon mis en jeu ainsi qu'à l'émission de 2 photons γ de 511 keV à 180° l'un de l'autre.

■ Même réaction qu'en TEP mais l'origine du positon est différente



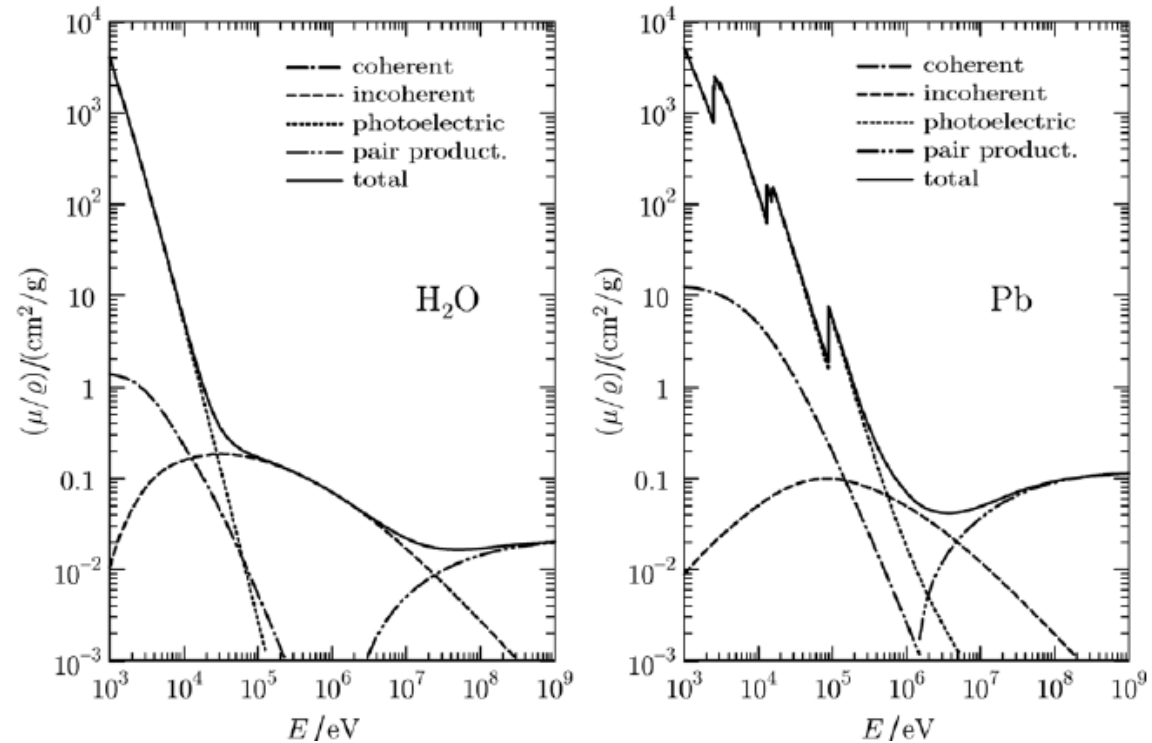
Récapitulatif

- Influence sur le coefficient d'atténuation linéaire (= probabilité d'interaction par unité de distance) des différentes interactions :

	Z	E
Photoélectrique	$\alpha \sim Z^4$	$\alpha \sim E^{-3,5}$
Compton	$\alpha \sim Z$	À basse énergie : faible À haute énergie : $\alpha \sim E^{-1}$
Création de paire	$\alpha \sim Z^2$	$\alpha \sim \log E$

Récapitulatif

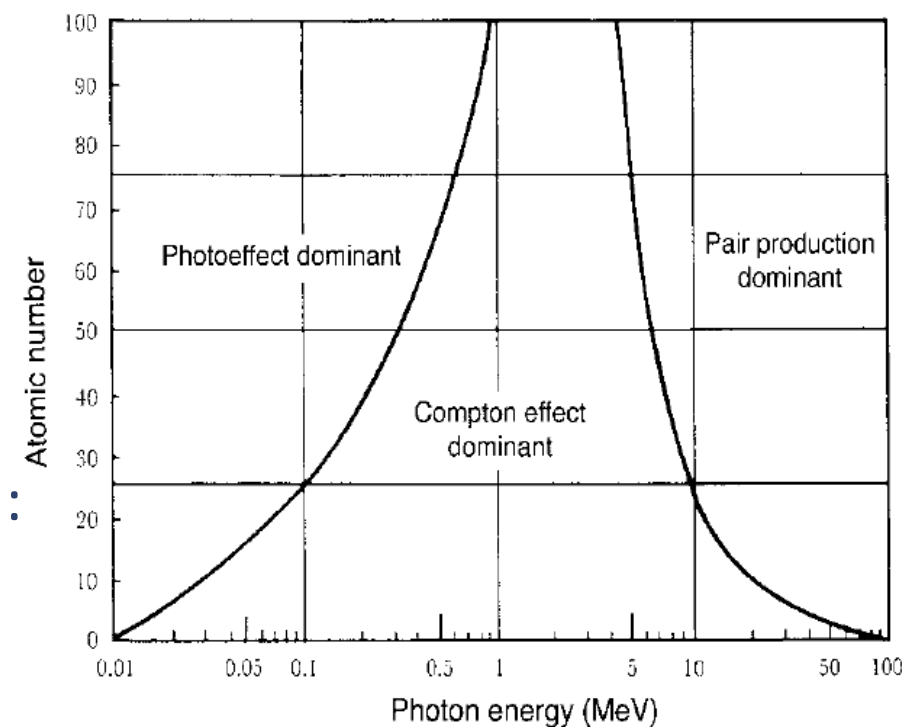
- Incoherent = Diffusion Compton
- Pour le Plomb :
Dans la $\searrow$ de l'effet photoélectrique on remarque des discontinuités
→ ↗ brutale lorsque l'énergie correspond à une énergie de liaison!



Salvat, Francesc & Fernández-Varea, José. (2009). Overview of physical interaction models for photon and electron transport used in Monte Carlo codes. Metrologia

Récapitulatif

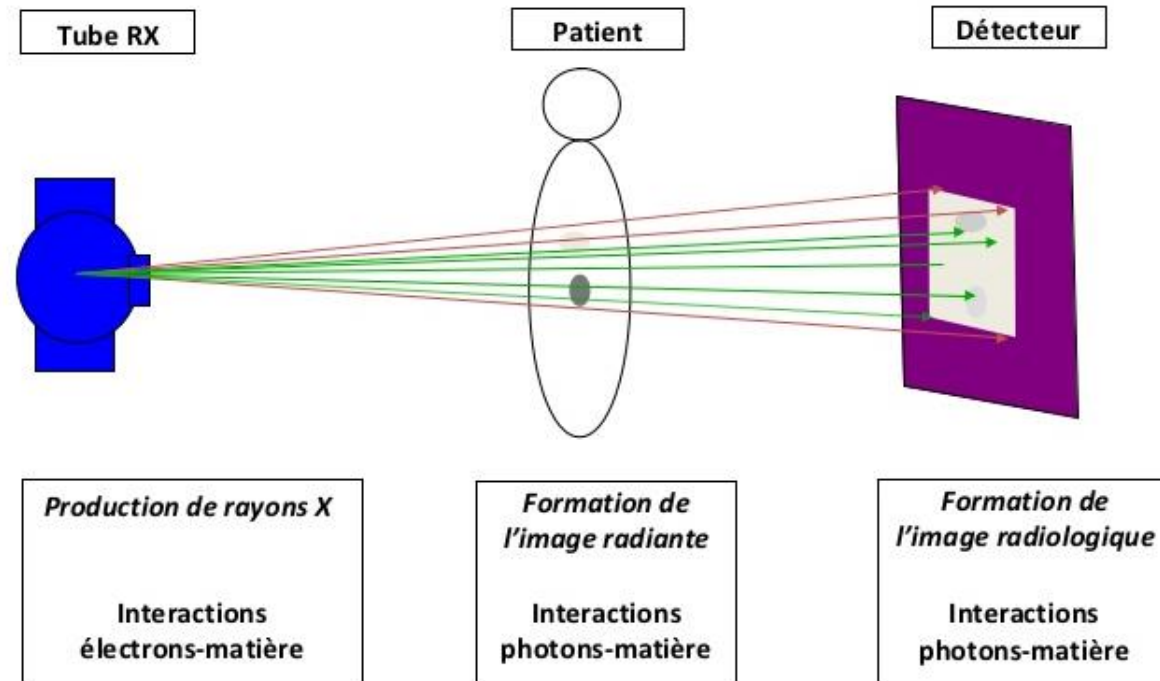
- Courbe de gauche : $\mu_{\text{photoélectrique}} = \mu_{\text{Compton}}$
- Courbe de droite : $\mu_{\text{Compton}} = \mu_{\text{paire}}$
- Permet de délimiter les régions de prédominance des effets :
 - Photoélectrique : basses énergies ($E < 1\text{MeV}$)
 - Compton : énergies moyennes (autour de 1MeV)
 - Création de paires : hautes énergies ($E > 1\text{MeV}$)
- Et pour un Z donné, ex pour un photon de 100 keV :
 - Dans le plomb ($Z = 82$) : photoélectrique ++
 - Dans les tissus mous ($Z = 7,5$) : Compton ++



Applications médicales



Principe



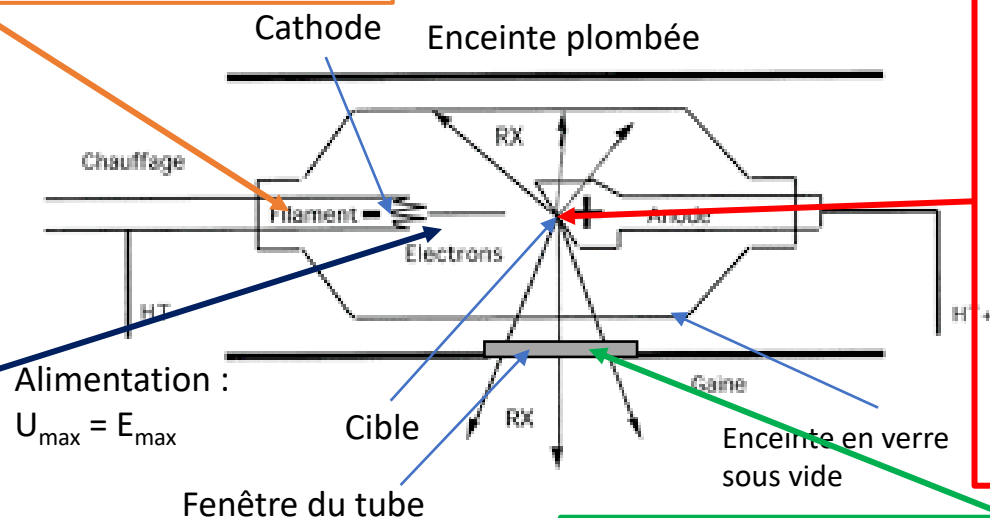
Tube à RX

1. Production d'e⁻ par un filament conducteur chauffé à rouge (effet thermoïonique)

2. Accélération des e⁻ par une HT établie entre deux électrodes

entre deux électrodes

- Cathode : HT négative → repousse e⁻
- Anode : HT positive → attire e⁻
- $T_{e^-} = q \cdot V$
- Courant d'e⁻ de la cathode vers l'anode/cible



3. Freinage brutal des e⁻ par les atomes de la cible

- Création de chaleur (99%)
 - Photons X de très faible énergie
 - Refroidissement du tube
 - Circulation d'eau
 - Bain d'huile
 - Système d'anode tournante
- Rayonnement continu de freinage
 - 1% de la puissance électrique
- Les e⁻ excitent les atomes de la cible
 - Rayonnement caractéristique par phénomène de fluorescence X

4. Fenêtre de sortie + filtration

- Élimination des rayons X de très faible énergie
- Durcissement du faisceau

Faisceau de RX

■ Spectre continu + raies :

- Continu : rayonnement de freinage avec l'anode
- Raies : rayonnement de fluorescence caractéristique du matériau utilisé pour l'anode

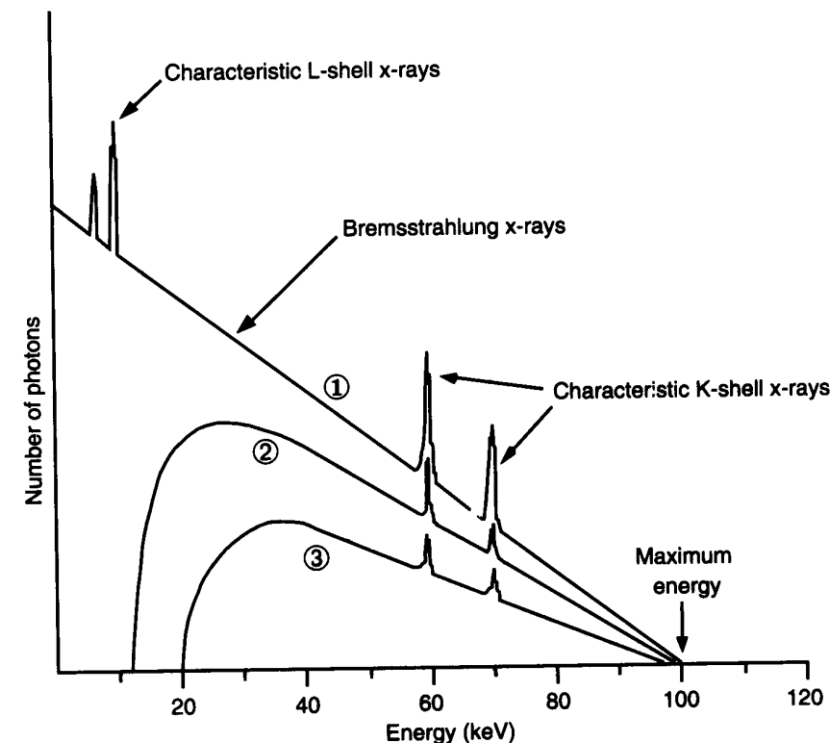
1. Spectre après l'anode

2. Spectre après la fenêtre de sortie du tube

- Filtration inhérente due à l'enveloppe de verre, l'huile isolante et à la fenêtre dans la gaine plombée

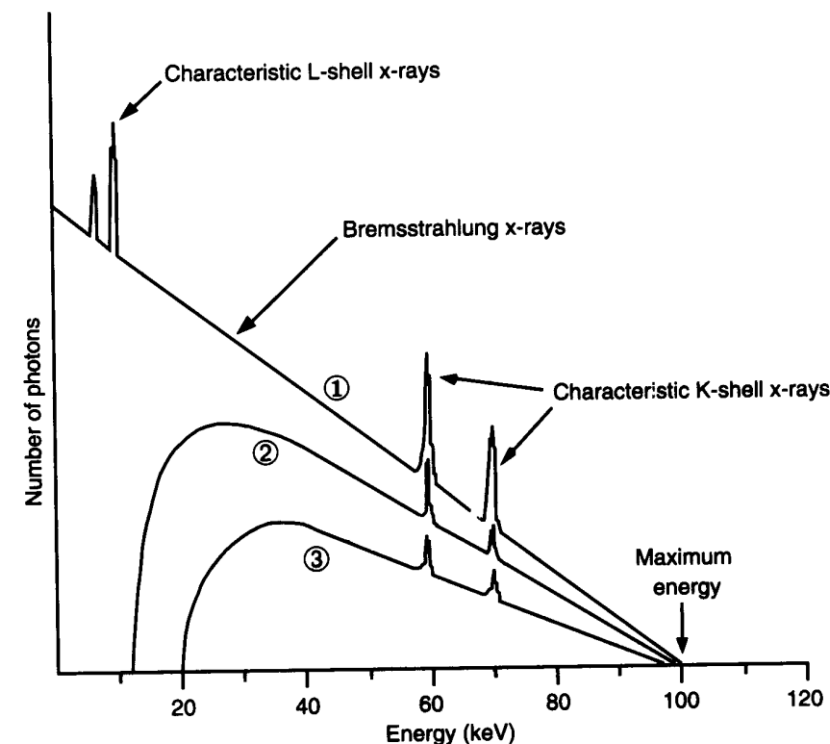
3. Spectre après filtration supplémentaire

- Épaisseur de matériau rajoutée pour les hautes énergies



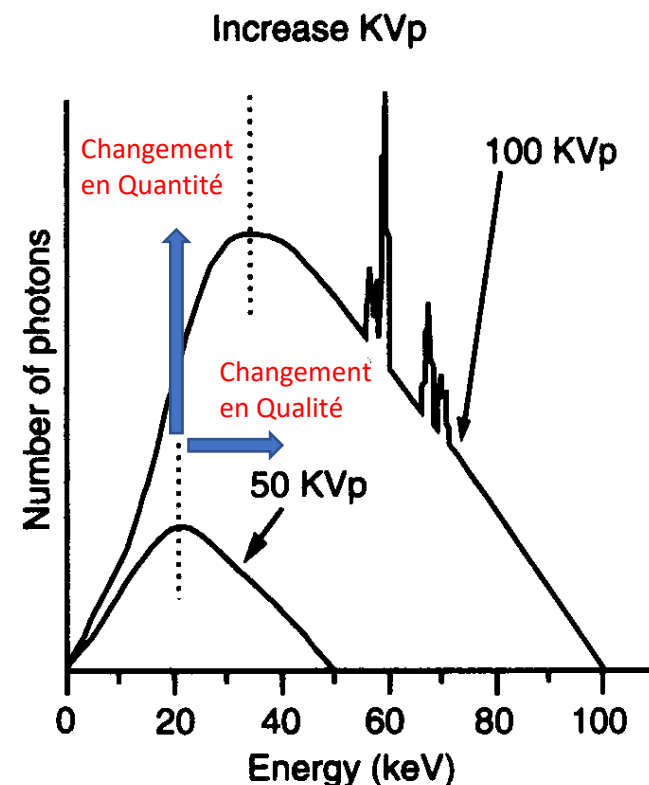
Faisceau de RX

- Objectif de la filtration : obtenir la meilleure image possible en limitant la dose donnée au patient
 - Éliminer le rayonnement qui ne contribue pas à l'image mais à la dose déposée dans le patient :
Photons $< 30\text{keV}$ interagissent avant de sortir du patient
- Durcissement du faisceau :
 - Arrêt plus important des photons de plus faible énergie
 - μ augmente quand E diminue
 - Nombre de photons absolu diminué
 - Distribution énergétique relative modifiée
 - Énergie moyenne du faisceau augmente



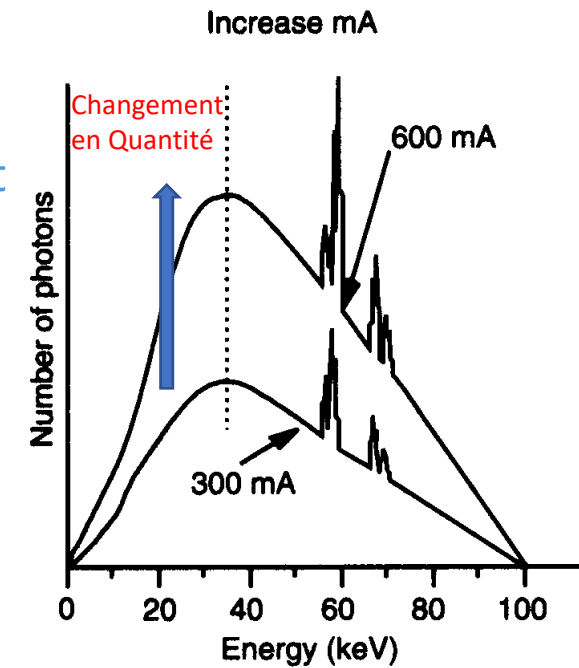
Paramètres d'influence du faisceau

- Paramètres d'influence du faisceau : kV ↗
 - Haute tension du tube qui va créer la différence de potentiel responsable de l'accélération des e^- vers l'anode → e^- qui arrivent sur l'anode sont plus énergétiques
 - **Changement en quantité** : énergie des e^- plus élevée donc probabilité d'interaction par rayonnement de freinage augmente
 - **Changement en qualité** (modification énergie moyenne) :
 - Énergie e^- ↗ → Énergie RX produits ↗
 - Possibilité d'apparition de raies caractéristiques



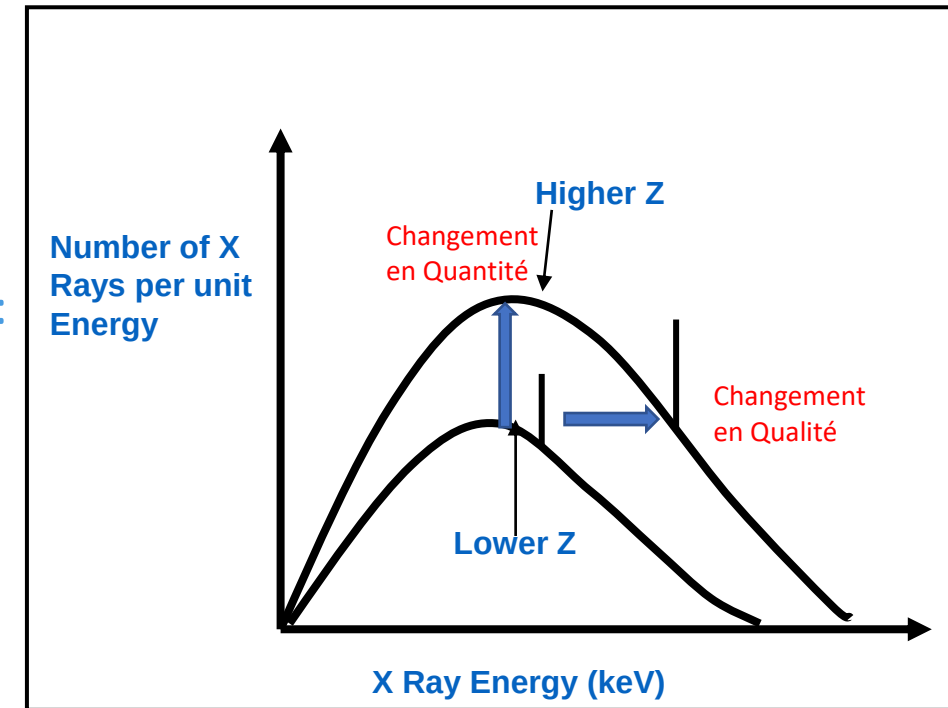
Paramètres d'influence du faisceau

- Paramètres d'influence du faisceau : mA ↗
 - Intensité appliquée au filament qui va définir le nombre d'e⁻ produits par effet thermoionique
 - **Changement en quantité** : nombre d'électrons envoyées sur l'anode augmente donc le nombre de RX produits augmente proportionnellement
 - **PAS de Changement en qualité** (modification énergie moyenne) :
 - Distribution du spectre identique



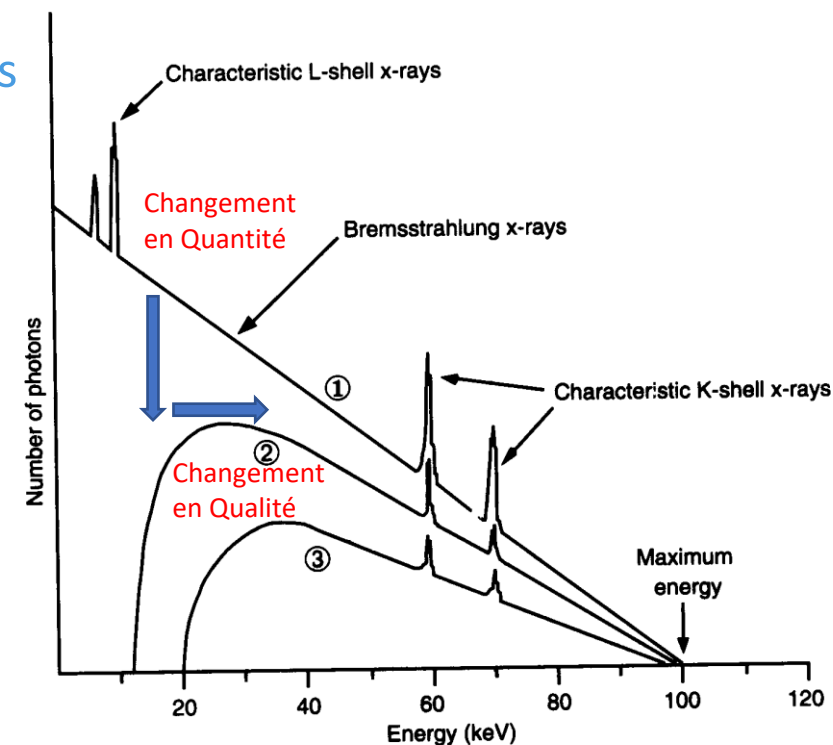
Paramètres d'influence du faisceau

- Paramètres d'influence du faisceau : Z de l'anode ↗
 - Matériau utilisé comme cible pour créer le rayonnement de freinage
 - **Changement en quantité** : la probabilité d'interaction par rayonnement de freinage augmente quand le Z du noyau augmente
 - **Changement en qualité** (modification énergie moyenne) : modification du matériau entraîne une modification du spectre de raie



Paramètres d'influence du faisceau

- Paramètres d'influence du faisceau : filtration ↗
 - Durcissement du faisceau
 - **Changement en quantité** : diminution du nombre de photons X due au nombre important de photons X de basse énergie arrêté par la filtration
 - **Changement en qualité** (modification énergie moyenne) : augmentation de l'énergie moyenne du faisceau



Paramètres d'influence du faisceau

■ Récapitulatif :

Paramètre		Influence
Matériau de l'anode	Z	Modifie le spectre de raie Modifie la fluence
Haute tension	kV	Présence ou absence de raie Détermine E_{moy} et E_{max} Modifie la fluence
Courant	mA	Modifie la fluence
Filtration		% de RX de haute énergie $\nearrow$ quand filtration $\nearrow$ Modifie la fluence

Image radiante

- Après la traversée d'un milieu le faisceau de RX est atténué et modifié en fonction des structures rencontrées.
 - Les structures rencontrées sont de densités différentes et vont donc atténuer différemment le faisceau incident.
 - En chaque point, à la sortie du patient, le faisceau de RX transmis n'est plus homogène. Il est la représentation de l'atténuation par les tissus situés le long de son parcours.
 - Un milieu peu atténuant comme les poumons crée une zone de forte intensité dans l'image radiante contrairement à un milieu très atténuant comme l'os où très peu de photons seront transmis
 - C'est le concept d'image radiante : atténuation différentielle du faisceau de rayons X par le patient, soit toute l'information nécessaire à notre image en attente de détection

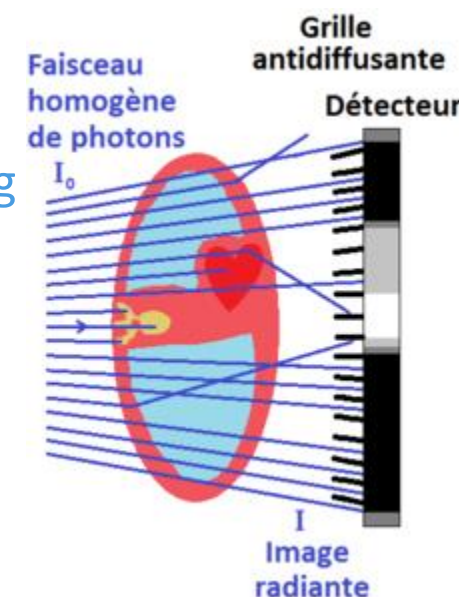


Image radiologique

- Comment récupérer l'information ?
 - Faire interagir les photons transmis sur un support qui nous permet de visualiser ces interactions → phénomène de détection
- Que représentera un point de l'image ?
 - Le nombre de photons transmis qui auront interagi en ce point de l'image
 - Corrélation avec l'atténuation par le milieu traversé
- Comment savoir combien de photons ont interagi en ce point ?
 - Lié à l'énergie qui va être déposée par les photons transmis interagissant en ce point

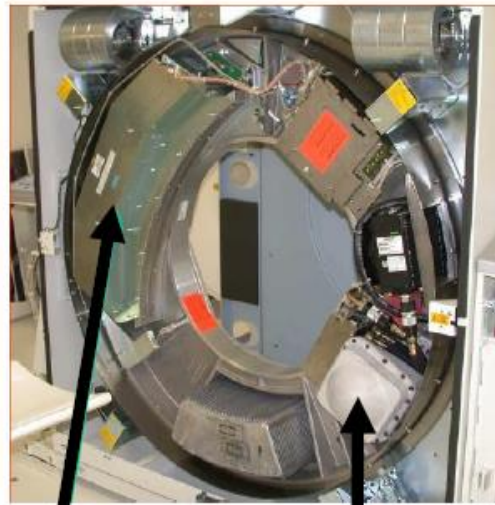




Principe

- Problème de la radiologie = imagerie 2D $\rightarrow \sum$ atténuations des tissus traversés
 - Superposition des structures : ne permet pas de situer la profondeur des objets
 - Ne permet pas de différencier les tissus mous
- Objectif TDM : obtenir une image 3D de la distribution des structures dans le corps via leur coefficient d'atténuation
- Comment? Acquérir plusieurs projections ($\approx$ radio) selon différents angles puis reconstruction de l'image

Tomodensitomètre

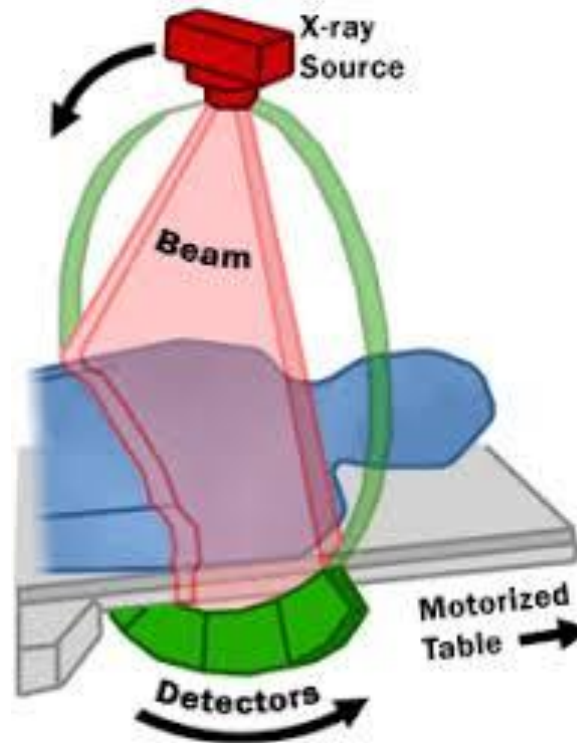


détecteurs tube RX



$\approx 0,5s$ par tour

Acquisition hélicoïdale



Comparaison TDM/Radio

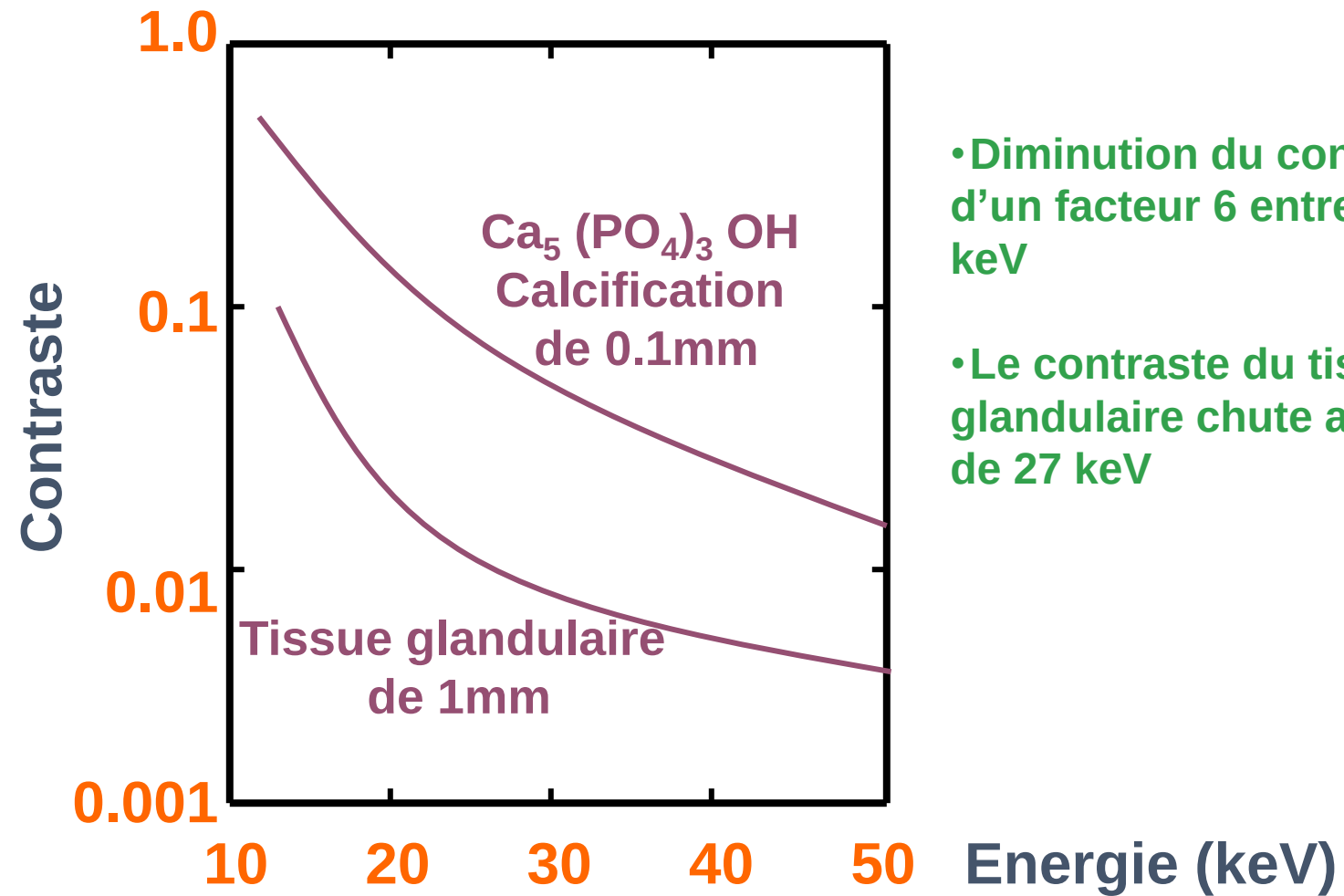


ILSEN, Bart, et al (2016). Comparative Interpretation of CT and Standard Radiography of the Pleura. Journal of the Belgian Society of Radiology



Problématique

- Imagerie d'un organe composé uniquement de tissu mou. Les coefficients d'atténuation des différents tissus mammaires sont similaires en magnitude → peu de différence d'atténuation entre les tissus → faible contraste (différence de niveaux de gris entre deux zones sur l'image)
- Nécessité de rendre le contraste aussi grand que possible en imageant à l'aide de photons de basse énergie augmentant ainsi la dose au sein
- En pratique, compromis entre le contraste et la dose délivrée
 - Important de limiter la dose en radiologie et d'autant plus en mammographie où la zone irradiée (le sein) est radiosensible et va être irradiée un nombre important de fois au cours de la vie d'une femme (une fois tous les 2 ans dans le cadre du dépistage du cancer du sein)



- Diminution du contraste d'un facteur 6 entre 15 et 30 keV

- Le contraste du tissu glandulaire chute au delà de 27 keV

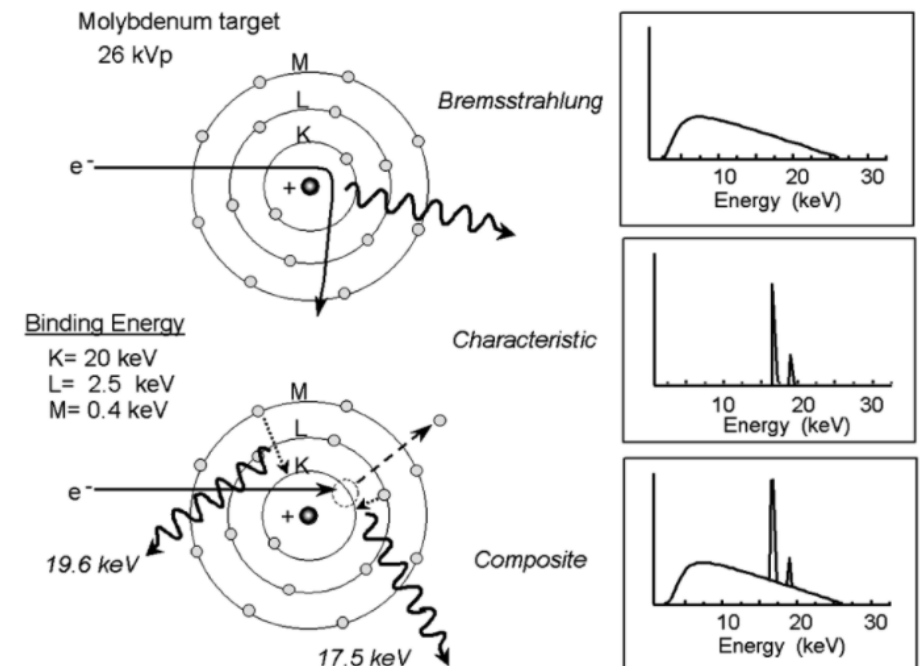
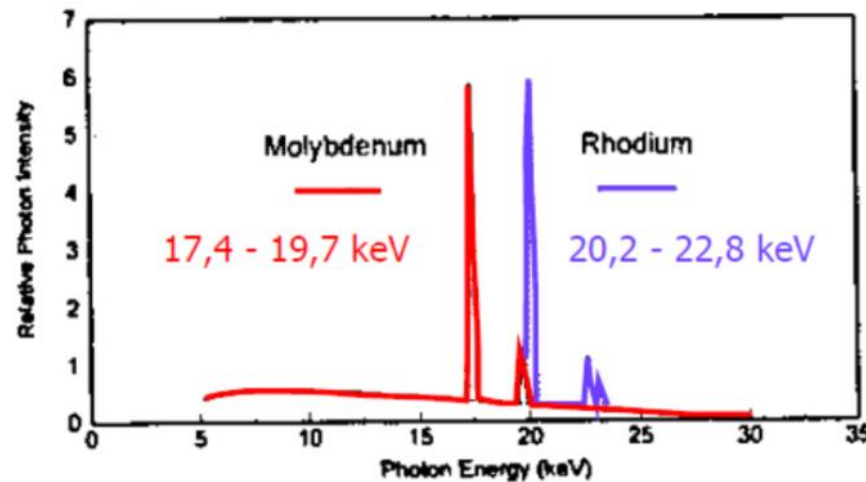
➔ Besoin de produire un spectre quasiment mono-énergétique de basse énergie

Spécificité de la production de RX

■ Anode

- Cible en Tungstène non adaptée : aux tensions utilisées le spectre de rayonnement de freinage n'est pas satisfaisant
- Utilisation du monochromatisme apporté par les raies caractéristiques de fluorescence X
 - Anodes Molybdène : 17,4 et 19,7 keV → Meilleur matériau
 - Anodes Rhodium : 20,2 et 22,8 keV → Seins denses

Spectre d'émission du Mo et du Rh



Spécificité de la production de RX

■ Filtration inhérente

➤ La filtration inhérente d'un tube de radiologie est due:

- à l'enveloppe de verre (épaisseur 1,4 mm ; représente 0,78 mm Eq Al)
 - à l'huile isolante (épaisseur 2,36 mm ; représente 0,07 mm Eq Al)
 - à la fenêtre de la gaine (épaisseur 1 mm ; représente 0,05 mm Eq Al)
- 0,5 ou 1mm équivalent Aluminium

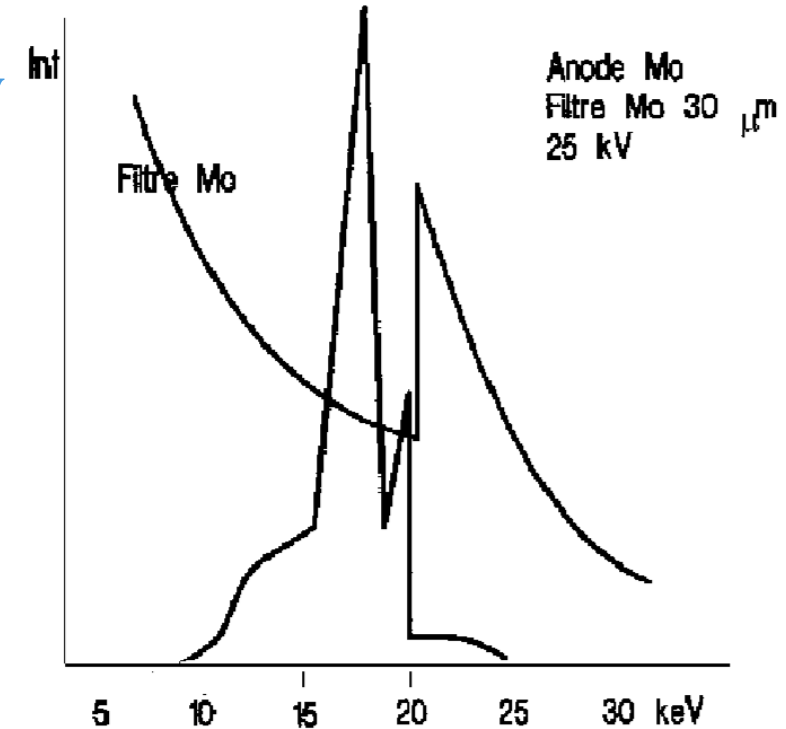
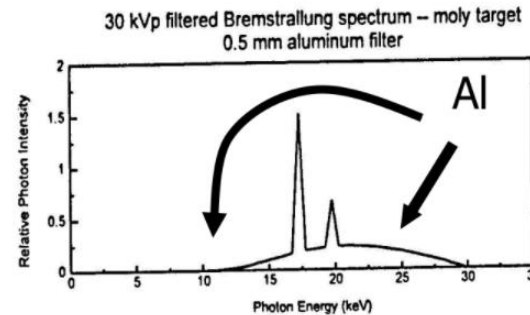
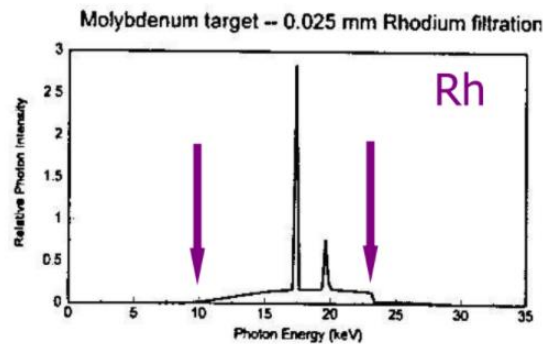
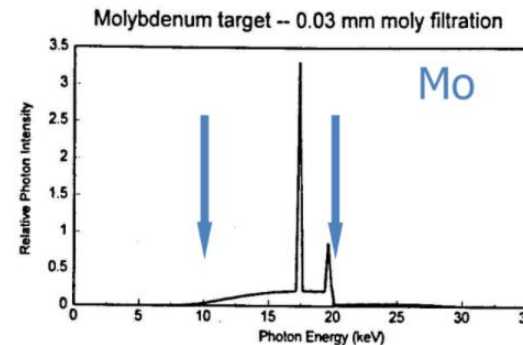
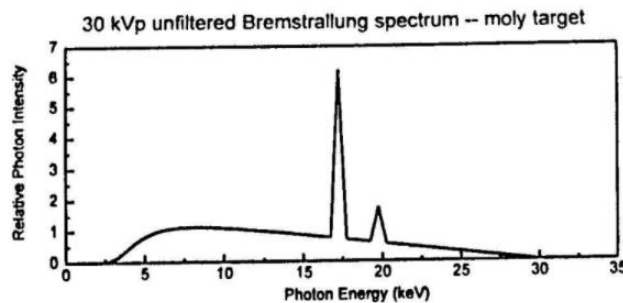
➤ Gênant dans le cas des RX de faibles énergies avec risque d'absorber une majorité des photons avant la sortie du tube

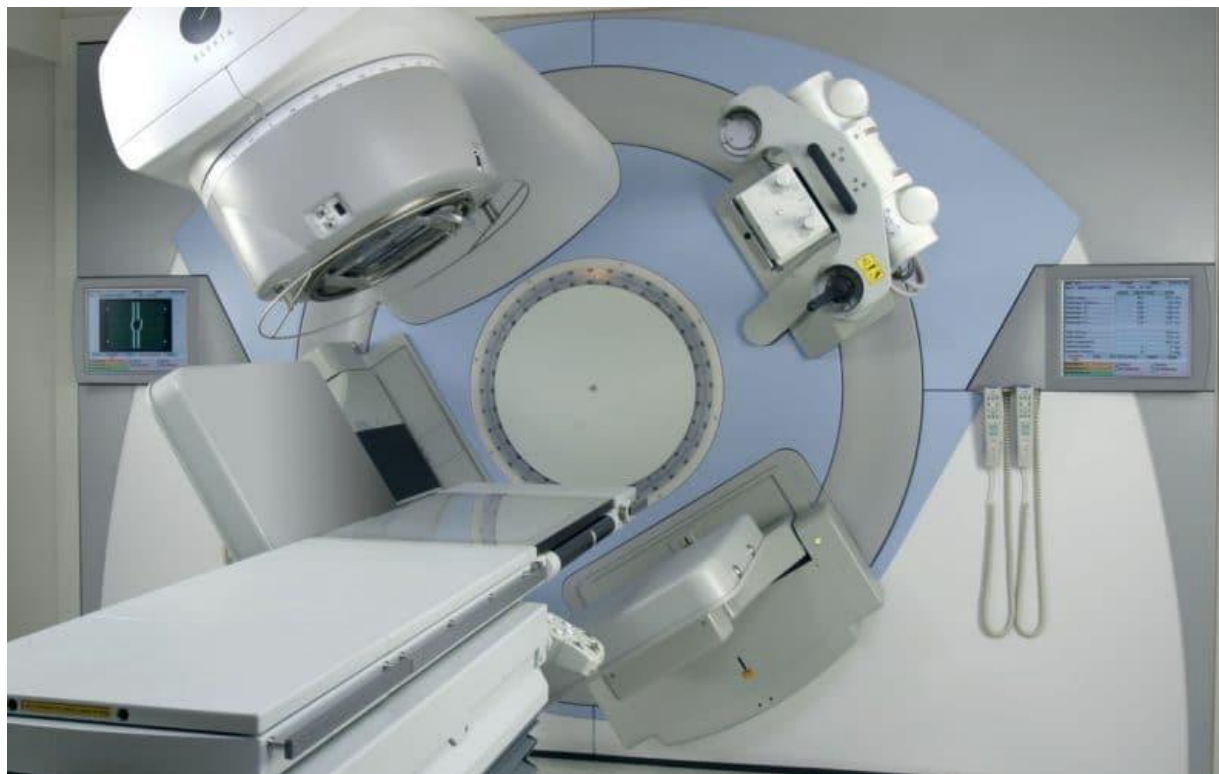
➤ En mammographie on utilise une fenêtre en Béryllium (Z=4) qui est moins pénalisante

Spécificité de la production de RX

■ Filtration additionnelle d'un tube de mammographie : filtre K-edge

- Aluminium non adapté aux faibles énergies.
- Molybdène : forte absorption par effet photoélectrique à 20keV qui correspond à une énergie de liaison



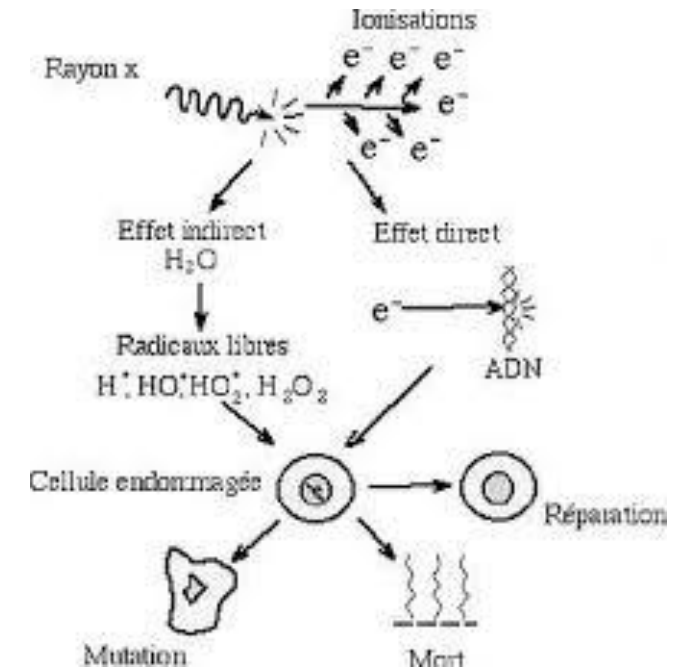


Principe

- Utilisation de l'énergie déposée dans le milieu par le biais de rayonnements ionisants pour induire des dommages aux cellules cancéreuses
 - Les cellules saines sur le passage du faisceau ne sont pas épargnées.
 - La radiothérapie mise sur un effet différentiel entre la tumeur et les tissus sains.

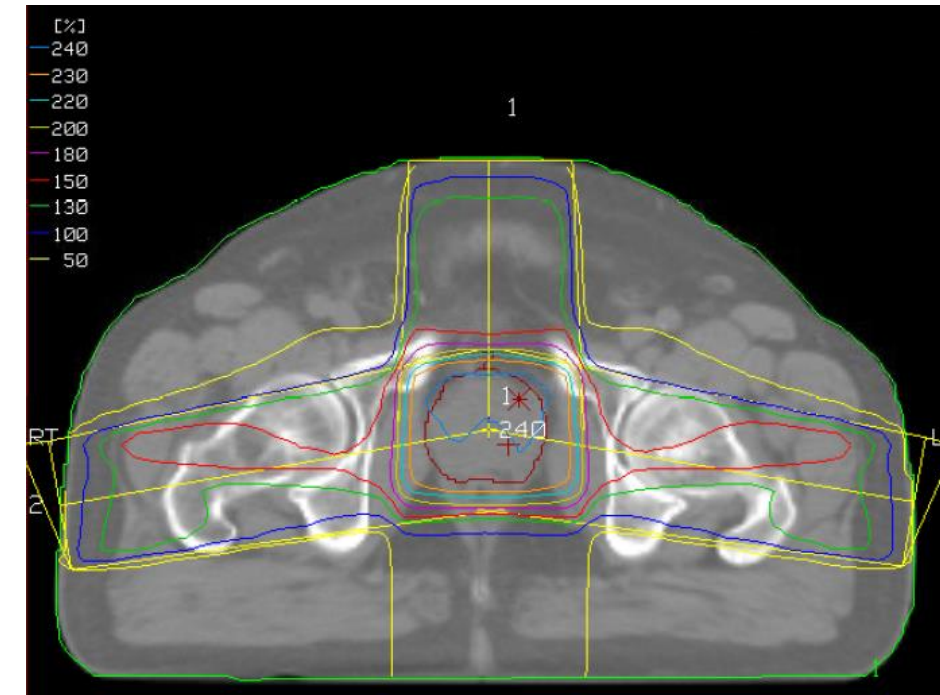
Principe

- Utilisation de l'énergie déposée dans le milieu par le biais de rayonnements ionisants pour induire des dommages aux cellules cancéreuses
 - Les cellules saines sur le passage du faisceau ne sont pas épargnées.
 - La radiothérapie mise sur un effet différentiel entre la tumeur et les tissus sains.
- Capacités de réparation limitées des cellules tumorales comparées aux cellules saines.



Principe

- Utilisation de l'énergie déposée dans le milieu par le biais de rayonnements ionisants pour induire des dommages aux cellules cancéreuses
 - Les cellules saines sur le passage du faisceau ne sont pas épargnées.
 - La radiothérapie mise sur un effet différentiel entre la tumeur et les tissus sains.
 - Capacités de réparation limitées des cellules tumorales comparées aux cellules saines.
 - Multiplication du nombre de faisceaux utilisés



Concept de dose

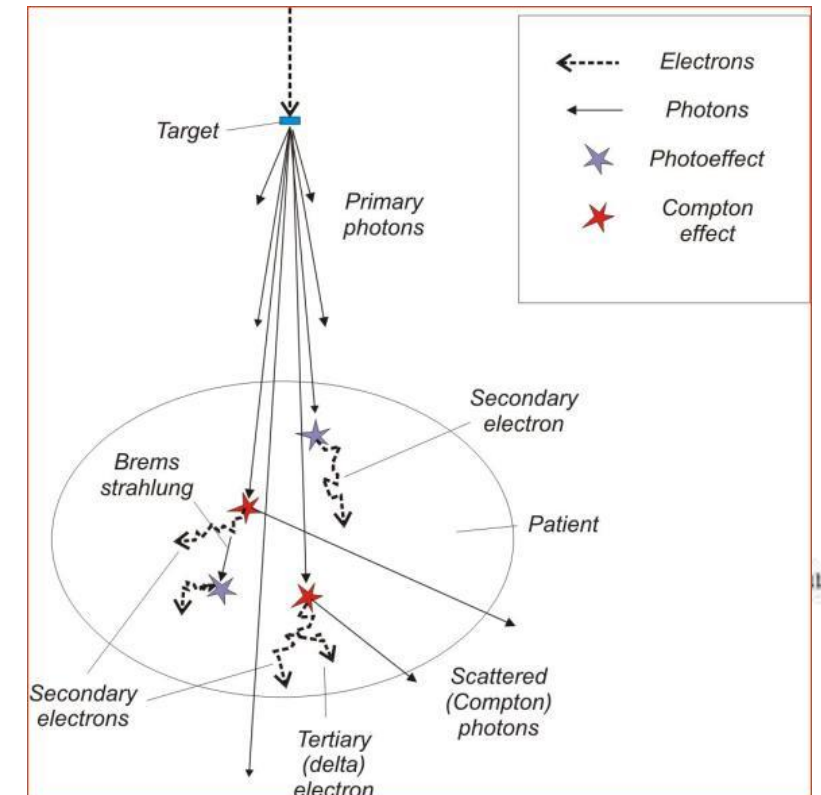
- Concept de Dose exprimé en Gray: $D = \frac{E}{m} = [\text{J.kg}^{-1}] = [\text{Gy}]$
 - E : Énergie déposée dans le milieu par le biais du faisceau primaire ou des particules secondaires mises en mouvement
 - m : masse du volume considéré
- Dose délivrée à la tumeur au cours d'une séance de Radiothérapie : 2Gy
 - Un traitement classique = 30 séances, 1 séance par jour, 5 jours par semaine
- Exposition naturelle au rayonnement ionisant en France : 0,004 Gy / an

Concept de dose

■ Dans le cas des photons :

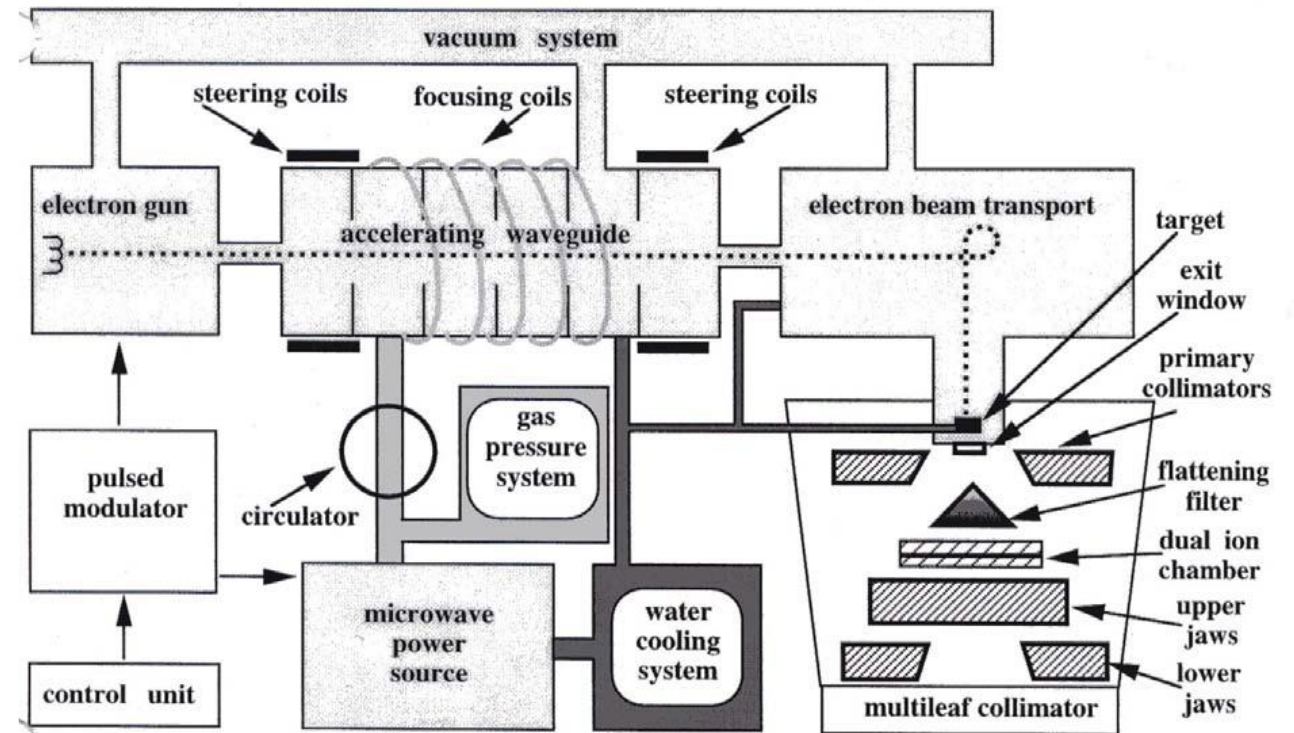
1. Interactions photoélectrique et Compton (++++ aux énergies utilisées)
2. Mise en mouvement d' e^- secondaires avec énergie importante
3. Interactions par collision inélastiques (surtout) avec les e^- du milieu
4. Mise en mouvement d' e^- de faible énergie
→ énergie déposée localement

➡ Énergie déposée par particules secondaires le long de leur trajet



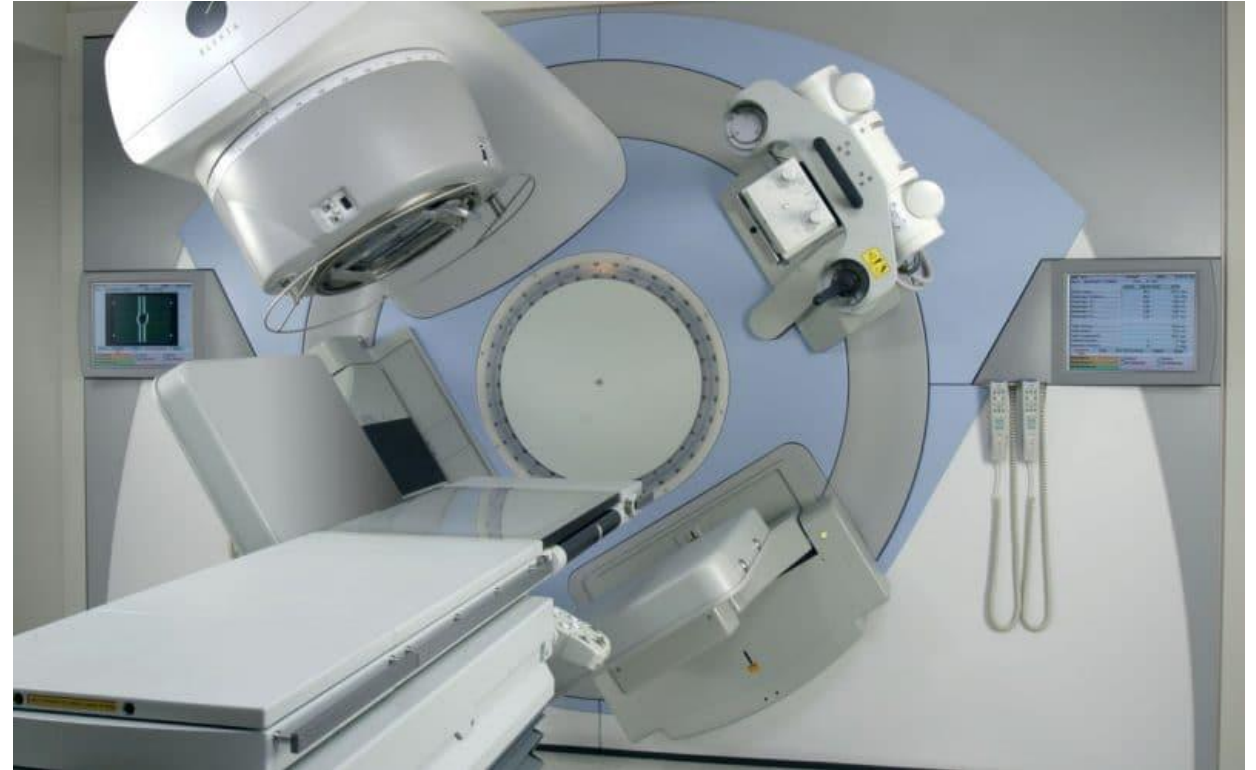
Production des RX

- Les énergies à atteindre sont bien supérieures à celle utilisée en diagnostique :
 - Diagnostique : $\approx 100\text{keV}$
 - Thérapie : $\approx 10\text{MeV}$
- Fonctionnement du tube à RX n'est plus suffisant pour atteindre les énergies nécessaires
→ Accélérateur linéaire d' e^-



Production des RX

- Les énergies à atteindre sont bien supérieure à celle utilisée en diagnostique :
 - Diagnostique : $\approx 100\text{keV}$
 - Thérapie : $\approx 10\text{MeV}$
- Fonctionnement du tube à RX n'est plus suffisant pour atteindre les énergies nécessaires
→ Accélérateur linéaire d' e^-



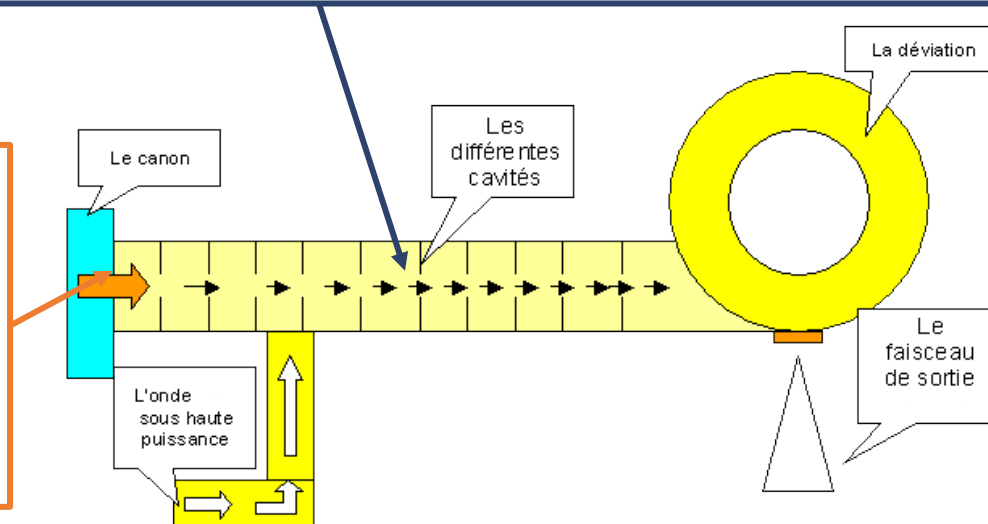
Production des RX

2. Accélération des e^- dans la section accélératrice à l'aide d'une onde RF

- Onde = variation d'un champ électrique
- Cavité pour faire en sorte que l'électron voit toujours le champs électrique dans la phase qui va l'accélérer
- Variation de la taille des cavités pour correspondre à l'augmentation de la vitesse de l'électron

1. Production d' e^- par un filament conducteur (cathode) chauffé à rouge (effet thermoïonique)

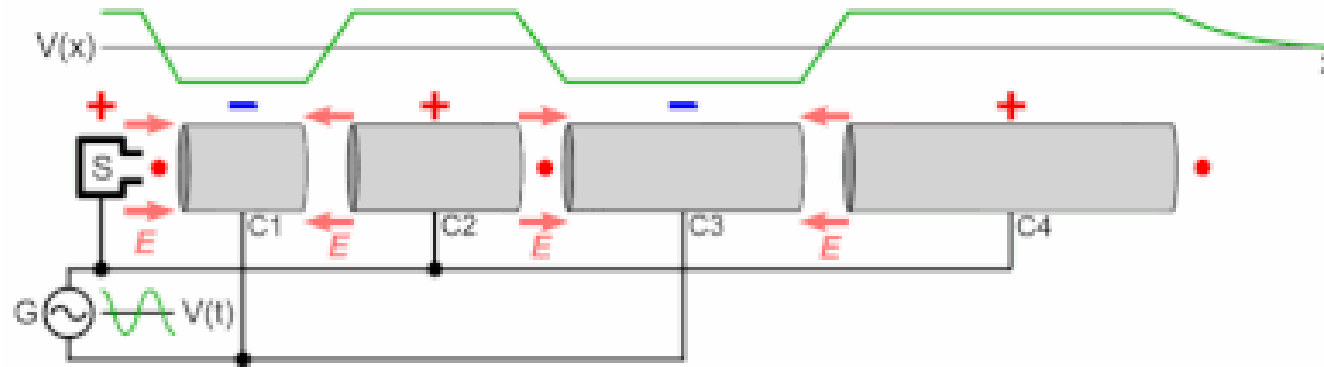
- Une anode est placée en face afin de commencer à accélérer les e^-



Production des RX

2. Accélération des e^- dans la section accélératrice à l'aide d'une onde RF

- Onde = variation d'un champ électrique
- Cavité pour faire en sorte que l'électron voit toujours le champs électrique dans la phase qui va l'accélérer
- Variation de la taille des cavités pour correspondre à l'augmentation de la vitesse de l'électron



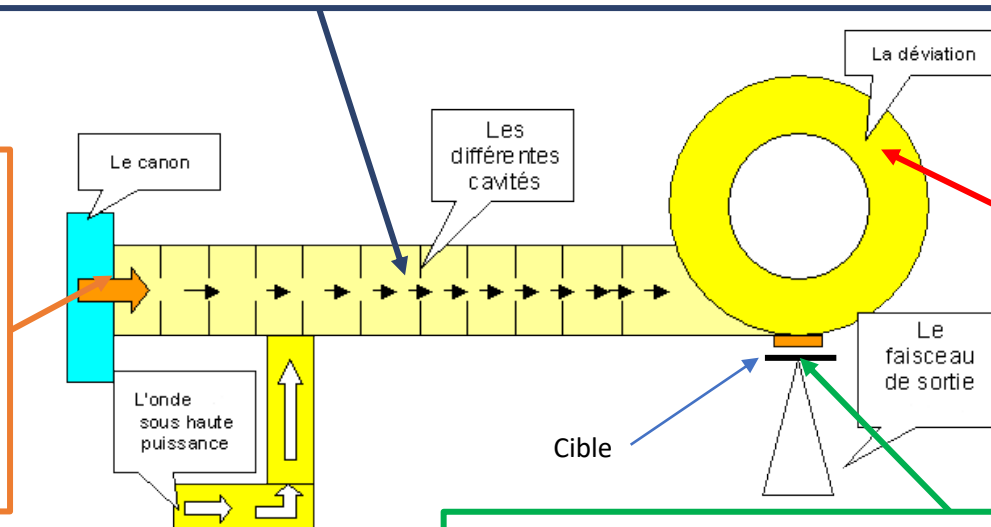
Production des RX

2. Accélération des e^- dans la section accélératrice à l'aide d'une onde RF

- Onde = variation d'un champ électrique
- Cavité pour faire en sorte que l'électron voit toujours le champs électrique dans la phase qui va l'accélérer
- Variation de la taille des cavités pour correspondre à l'augmentation de la vitesse de l'électron

1. Production d' e^- par un filament conducteur (cathode) chauffé à rouge (effet thermoïonique)

- Une anode est placée en face afin de commencer à accélérer les e^-

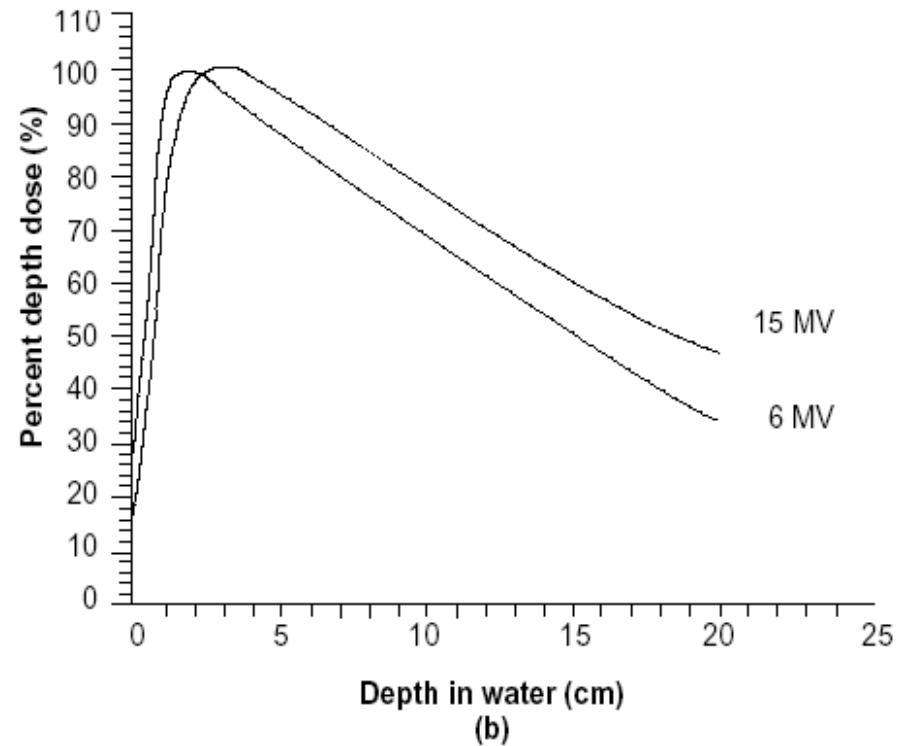


3. Déviation du faisceau pour le passer dans le plan vertical

- Application d'un champ magnétique qui va seulement changer la trajectoire des e^-
- Tri des e^- n'ayant pas l'énergie souhaitée
 - Changement de trajectoire dépend de la vitesse de la particule

4. Production de RX par rayonnement de freinage avec une cible en tungstène

Dépôt d'énergie



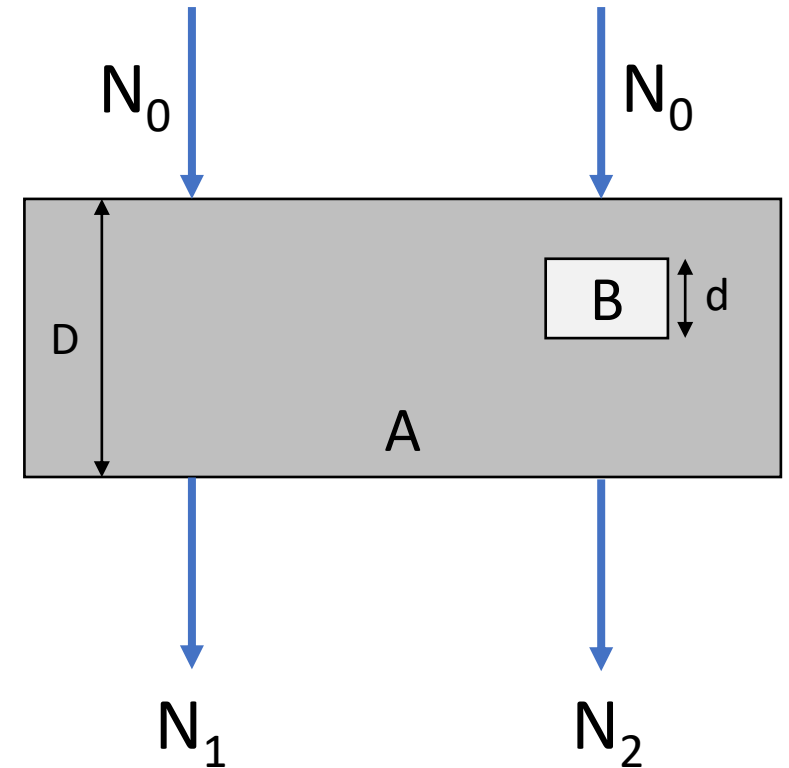
Bibliographie

- PODGORSK, Ervin B. Review of radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. *Vienna, Austria: IAE Agency*, 2003.
- Training Material, Diagnostic and interventional radiology, IAEA (<https://www.iaea.org/resources/rpop/resources/training-material>)
- Cours de Physique et d'Imagerie du Master Ingénierie Nucléaire Parcours Physique et Technologies des Rayonnement pour l'Industrie et la Physique Médicale (PTR-IPM) de Clermont-Ferrand

TD

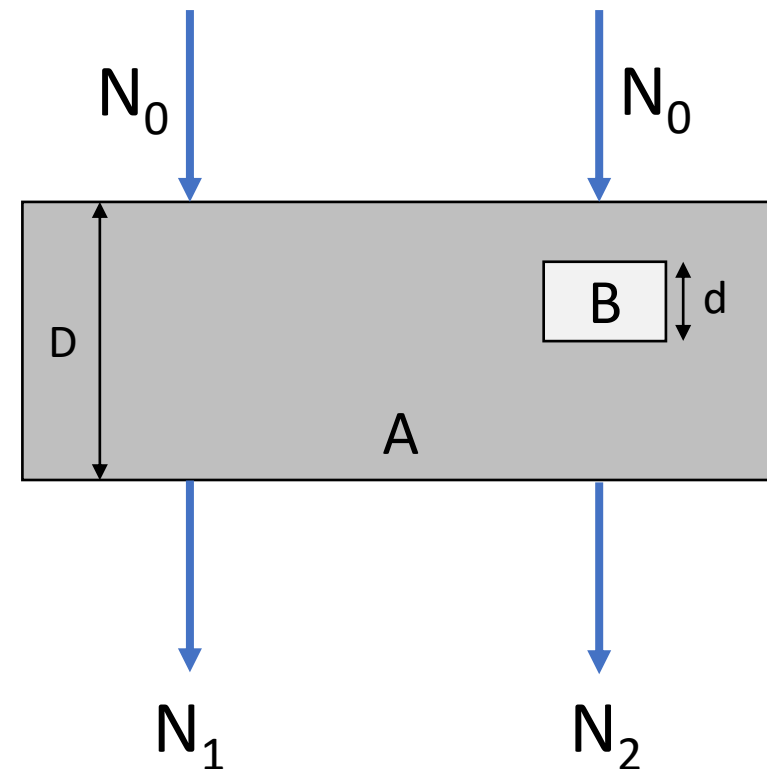
Atténuation d'un faisceau de RX

- Objet A homogène (poumon) contenant une hétérogénéité B (nodule)
- Faisceau de RX mono-énergétique incident
 - N_0 : Nombre de photons en entrée
 - N_1 : Nombre de photons après poumon seul
 - N_2 : Nombre de photons après poumon + nodule



Atténuation d'un faisceau de RX

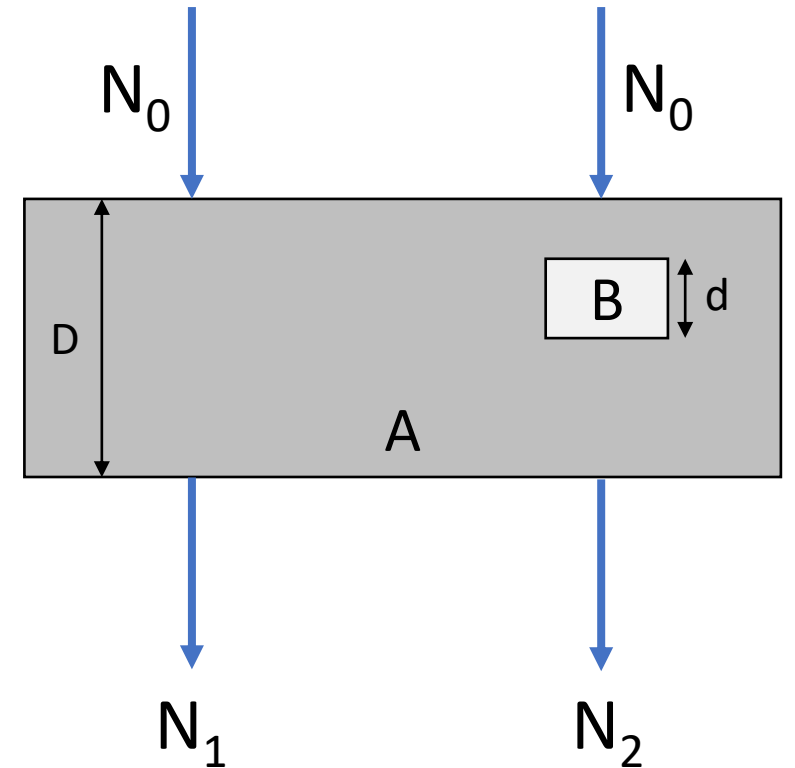
- Pour des photons de 120keV :
 - Coefficient d'atténuation linéique poumon : $\mu_A = 0,05 \text{ cm}^{-1}$
 - Coefficient d'atténuation linéique nodule : $\mu_B = 0,20 \text{ cm}^{-1}$
- Épaisseur traversée :
 - Poumon : $D = 20 \text{ cm}$
 - Nodule : $d = 3 \text{ mm}$
- Faisceau incident : $N_0 = 10^6$ photons
- Objectif : Calculer N_1 et N_2



Atténuation d'un faisceau de RX

- $N_1 = N_0 \times e^{-\mu_A \times D} = 10^6 \times e^{-0,05 \times 20}$
 $= 3,68 \times 10^5$ photons

- $N_2 = N_0 \times e^{-\mu_B \times d - \mu_A \times (D - d)}$
 $= 10^6 \times e^{-0,20 \times 0,3 - 0,05 \times (20 - 0,3)}$
 $= 3,52 \times 10^5$ photons



Merci de votre attention

