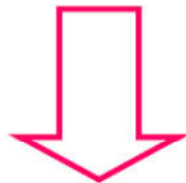
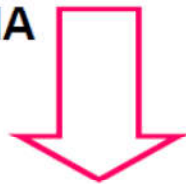


Dosimétrie des faisceaux de photons (X ou γ)

- 1) Énergie **émise** par la source et **transportée** par le faisceau

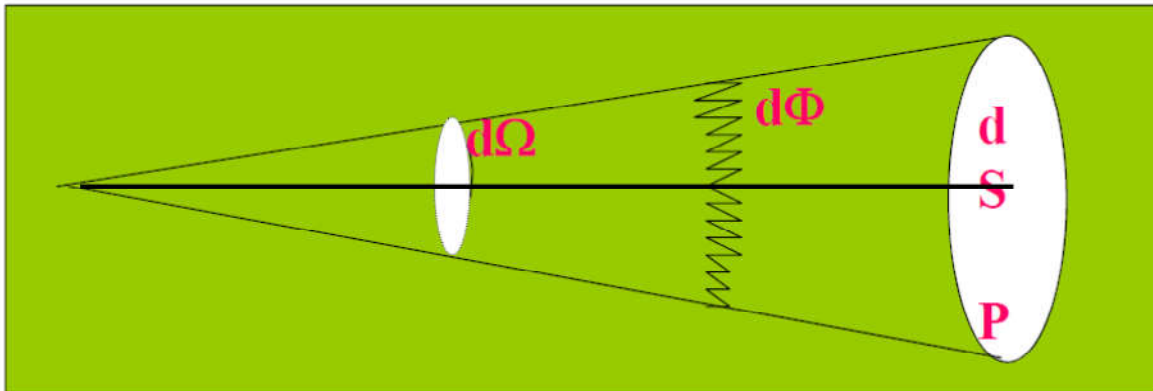


- 2) Énergie reçue et **transférée** au milieu (par interactions) ou KERMA



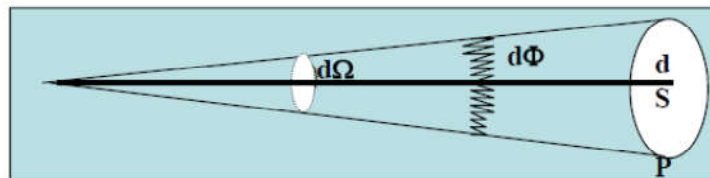
- Énergie **absorbée** par le milieu = dose reçue (qui conditionne les effets biologiques)

Caractéristiques d'un faisceau de photons (considéré dans le vide)



- - l'intensité énergétique
- - le flux énergétique total émis par la source
- - l'énergie totale émise
- - l'éclairement énergétique
- - la fluence énergétique au niveau d'un point P

Paramètres énergétiques d'un faisceau de photons



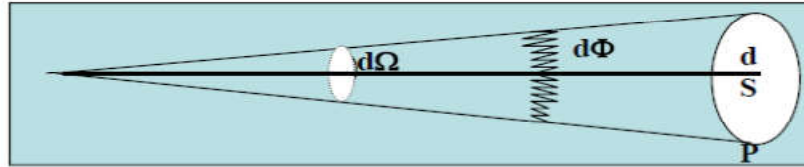
- **intensité énergétique** émise dans une direction u :
(flux d'énergie $d\Phi$ dans un angle solide $d\Omega$ en watts par stéradian)

$$I(\dot{u}) = \frac{d\Phi}{d\Omega}$$

- **flux énergétique** total émis par la source (en watts)

$$\Phi = \int_x I(\dot{u}) d\Omega$$

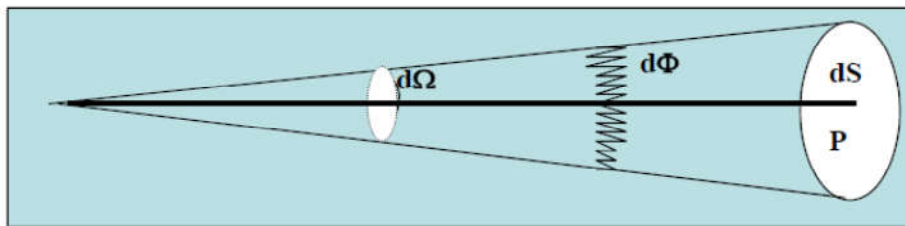
Paramètres énergétiques d'un faisceau de photons



- **Énergie totale émise** (en joules)

$$\Sigma = \int_0^U \Phi(t) dt$$

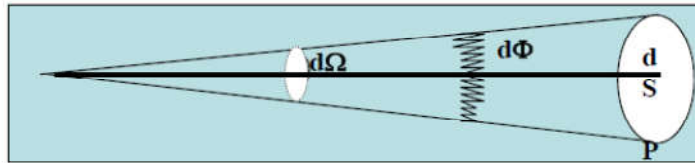
Paramètres énergétiques d'un faisceau de photons



- **Éclairement énergétique** au point P : rapport du flux d'énergie $d\Phi$ qui traverse une surface élémentaire dS , à l'aire dS (en watts par m^2)

$$E(P) = \frac{d\Phi}{dS}$$

Paramètres énergétiques d'un faisceau de photons



- **fluence énergétique** au point P : (en joules par m²)

$$F(P) = \int_0^U E(P) dt$$

- L'aire dS interceptée par dΩ, sur un plan perpendiculaire à la direction de propagation augmente comme le carré de la distance R à la source :
- ⇒ ***l'éclairement et la fluence énergétiques décroissent comme le carré de la distance à la source (pour une source ponctuelle)***

Rappel : loi d'atténuation

- $dN = -\mu N dx$
- D'où : $N(x) = N_0 \cdot e^{-\mu x}$

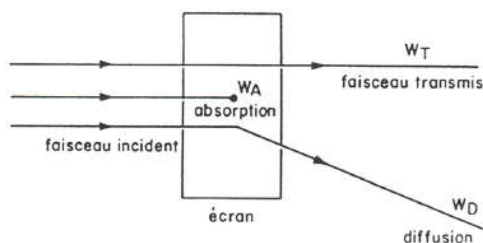


Figure 14-7 Atténuation d'un faisceau de photons

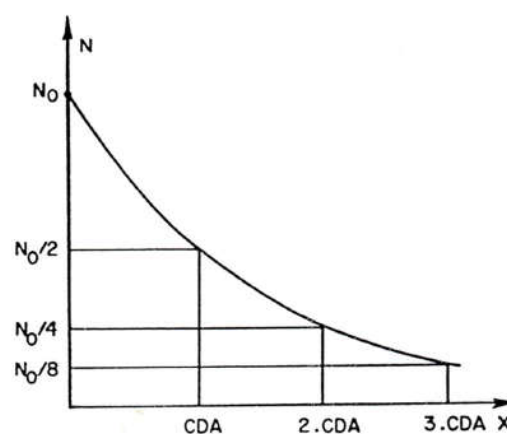


Figure 14-8 Variations du nombre de photons qui traversent un écran sans interaction en fonction de l'épaisseur x de l'écran

Le nombre de photons transmis décroît de manière exponentielle mais ne s'annule pas.

Coefficients d'atténuation

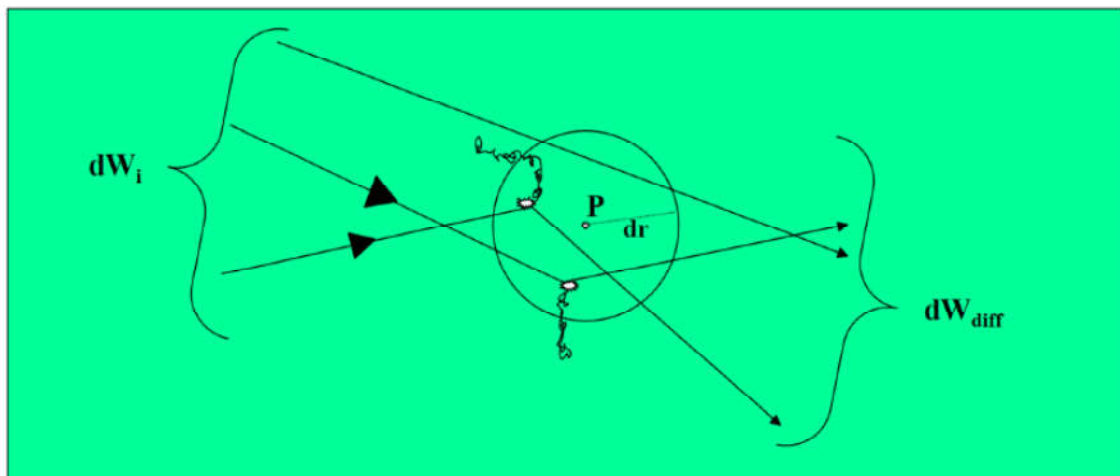
$$N(x) = N_0 \cdot e^{-\mu x}$$

- Coefficient linéaire d'atténuation : μ (cm^{-1})
- Coefficient massique d'atténuation : μ/ρ ($\text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$)
- Il faut distinguer :
 - Énergie transférée et atténuation
 - Énergie transférée et énergie absorbée

KERMA

(Kinetic Energy Released per unit Mass)

- Le KERMA correspond aux transferts d'énergie qui se produisent au sein de la sphère centrée sur P, quel que soit le devenir des particules mises en mouvement lors de ces transferts



KERMA

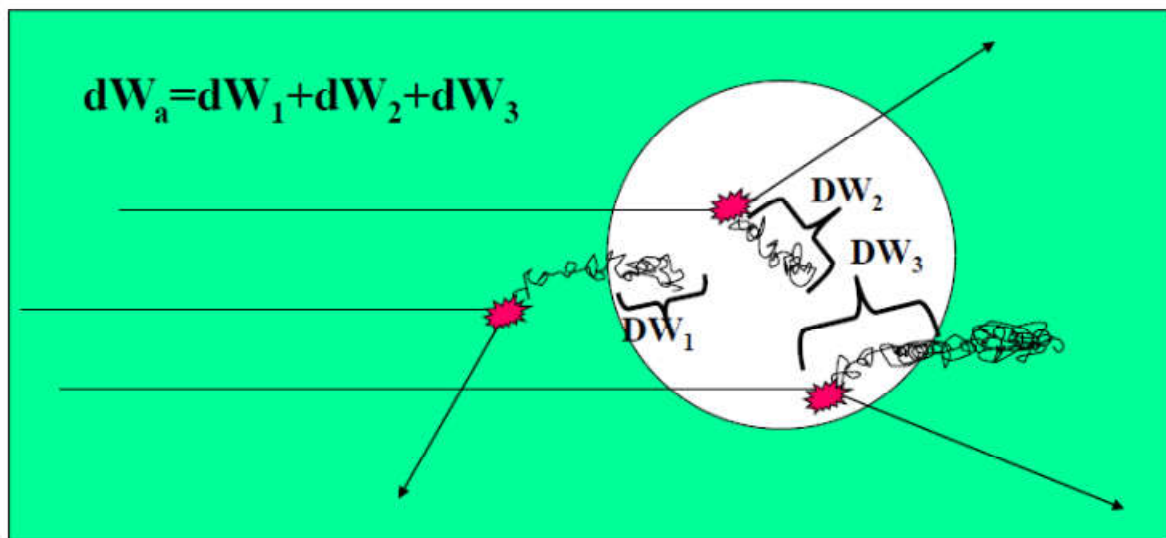
- KERMA $K = \frac{dW_k}{dm}$ avec $dW_k = dW_i - dW_{diff} = dE_{tr}$
- représente une **énergie par unité de masse** (+++++) unité : **joule par kilogramme** ou **gray** (1 Gy = 1 J.kg⁻¹)

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} = \frac{dE_i \cdot \mu_{tr} \cdot dx}{\rho \cdot dS \cdot dx} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} \times \frac{dE_i}{dS} = \left[\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right] F$$

(F = fluence énergétique du faisceau)

Dose absorbée

- La dose absorbée correspond à l'énergie déposée dans la sphère élémentaire centrée sur P, **quel que soit le lieu du transfert d'énergie initial.**

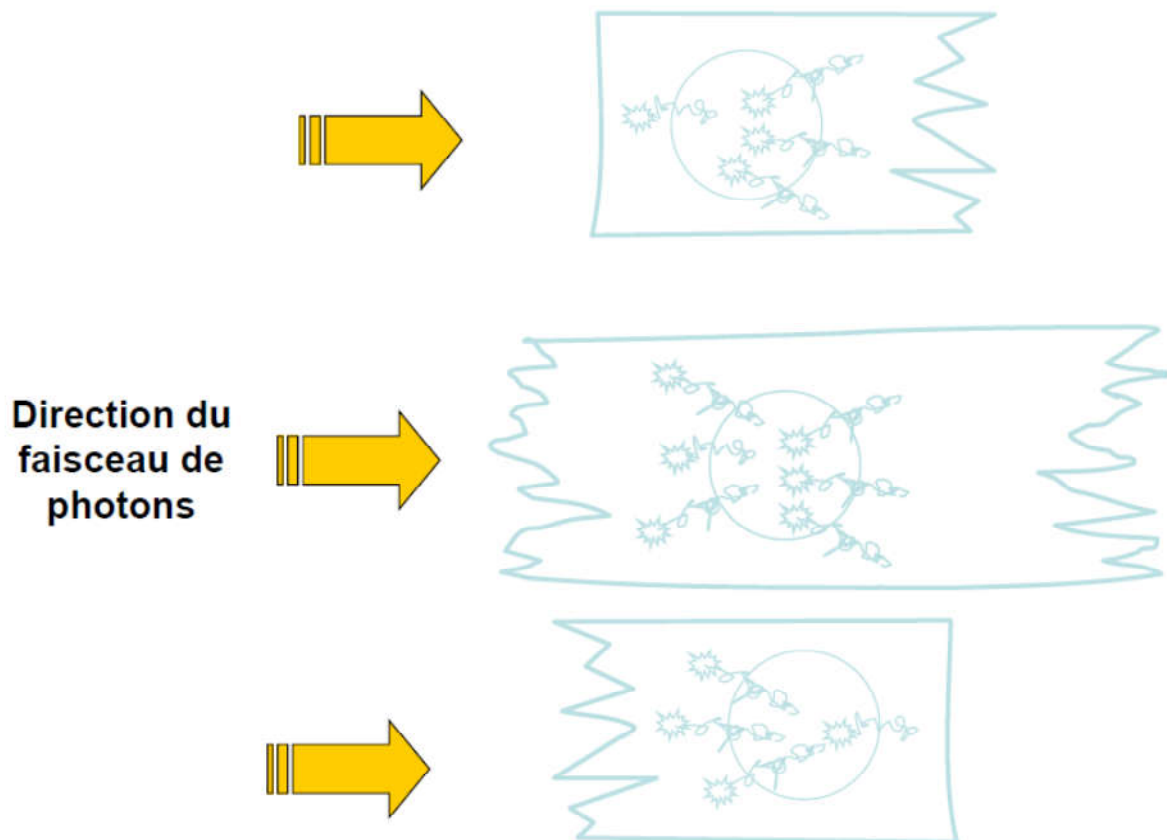


Dose absorbée

- Dose absorbée $D = \frac{dW_a}{dm}$
- représente une *énergie par unité de masse* (++++), unité : *joule par kilogramme* ou **gray** (1 Gy = 1 J.kg⁻¹)
- $D = \left[\frac{\mu_a}{\rho} \right] F$ à l'équilibre électronique $\mu_a = \mu_{tr}$ (1-g)

Relation entre le Kerma et la dose absorbée

- Les électrons mis en mouvement par effet Compton (qui est le plus fréquent dans les tissus biologiques) sont préférentiellement dirigés vers l'avant.
- On doit donc distinguer trois situations :



**Donc à l'équilibre électronique
(très grande majorité des cas)**

- **L'énergie absorbée est égale à l'énergie transférée, à l'échelle macroscopique**
- **C'est-à-dire à l'énergie reçue moins l'énergie diffusée et transmise**

KERMA et dose dans des milieux différents

- Le KERMA est proportionnel à la fluence énergétique
Dans un milieu A : *Dans un milieu B :*

$$K_A = \left(\frac{\mu_{trA}}{\rho_A} \right) F$$

$$K_B = \left(\frac{\mu_{trB}}{\rho_B} \right) F$$

$$\Rightarrow \frac{K_A}{K_B} = \frac{\left(\frac{\mu_{trA}}{\rho_A} \right)}{\left(\frac{\mu_{trB}}{\rho_B} \right)}$$

KERMA et dose dans des milieux différents

- Si l'équilibre électronique est vérifié, on a de la même façon pour la dose :

Dans un milieu A :

Dans un milieu B :

$$D_A = \left(\frac{\mu_{aA}}{\rho_A} \right) F$$

$$D_B = \left(\frac{\mu_{aB}}{\rho_B} \right) F$$

$$\Rightarrow \frac{D_A}{D_B} = \frac{\left(\frac{\mu_{aA}}{\rho_A} \right)}{\left(\frac{\mu_{aB}}{\rho_B} \right)}$$

On peut donc calculer le KERMA (ou la DOSE) dans un milieu donné, connaissant pour le même faisceau de photons le KERMA (ou la DOSE) dans un milieu de référence qui en pratique est l'air.

$$D = D_{air} \frac{\left(\frac{\mu_a}{\rho} \right)}{\left(\frac{\mu_{a(air)}}{\rho_{air}} \right)}$$

Pour les tissus biologiques, le rapport

$$\frac{\left(\frac{\mu_a}{\rho} \right)}{\left(\frac{\mu_{a(air)}}{\rho_{air}} \right)}$$

est voisin de 1 pour les photons entre 100 keV et 10 MeV : en effet pour ces énergies l'effet Compton est prédominant dans l'air comme dans les tissus biologiques.

Pour les photons $< 50 \text{ keV}$ l'effet photoélectrique est prédominant et μ_{en}/ρ est proportionnel à Z^3 . Contrairement au cas précédent, la dose est alors plus élevée dans l'os ($Z=20$ pour le calcium) que dans l'air ($Z_{\text{moyen}} = 14,5$) ; inversement la dose dans la graisse est moins élevée que dans l'air ($Z = 12$ pour le carbone et $Z = 1$ pour l'hydrogène).

Calcul pratique de la dose (μ_a/ρ est trouvée dans des tables)

\Rightarrow Dose absorbée entre $t=0$ et $t=U$ dans un faisceau de photons d'éclairement énergétique E

- 1) calcul de la fluence énergétique (si E constant, $F=E.U$)

$$F = \int_0^U E(t) dt$$

- 2) la dose D est donnée par

$$D = \left(\frac{\mu_a}{\rho} \right) F$$

Calcul pratique de la dose (μ_a/ρ est trouvée dans des tables)

⇒ Dose absorbée entre $t=0$ et $t=U$ dans un faisceau de photons de débit de dose dans l'air $d_{air}(t)$

- 1) calcul de la dose dans l'air (Si d_{air} est constant $D_{air} = d_{air} \cdot U$)

$$D_{air} = \int_0^U \dot{d}_{air}(t) \cdot dt$$

- 2) calcul de la dose dans le milieu cible

$$D = D_{air} \left(\frac{\mu_a}{\rho} \right) \left(\frac{\mu_{a(air)}}{\rho_{air}} \right)^{-1}$$

Débit de dose

La rapidité avec laquelle une dose de rayonnement est administrée est cruciale pour expliquer les effets biologiques qui en résultent. Cette rapidité est exprimée par le débit de dose en $\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}$ ou en $\text{Gy} \cdot \text{h}^{-1}$

$$\dot{d} = \frac{dD}{dt}$$

Dose équivalente

- C'est la dose **pondérée** par un facteur tenant compte du **type de rayonnement** (*facteur de pondération lié au rayonnement*)
- « il vaut mieux recevoir sur la tête 1 kg de plumes que 1 kg de plomb... »

La prise en compte de la nature des rayonnements : notion de dose équivalente

- « *il vaut mieux recevoir sur la tête un kilo de plume qu'un kilo de plomb* »
- Il faut tenir compte du **pouvoir d'ionisation** du rayonnement, c'est à dire du **TEL**, et pour cela on pondère la dose en Gy par un facteur de pondération lié au rayonnement, W_R , qui relativise la gravité, pour une même dose, des dégâts dans les tissus vivants
- La **dose équivalente** est $H \text{ (Sv)} = D \text{ (Gy)} \cdot W_R$

La prise en compte de la nature des rayonnements : notion de dose équivalente

- WR est égal à **5** pour les neutrons < 10 keV, les neutrons rapides > 20 MeV et les protons > 2 MeV
- il vaut **10** pour les neutrons de 10 à 100 keV et de 2 à 20 MeV,
- et **20** (comme pour les α) pour les neutrons de 100 keV à 2 MeV

