

*UE3-1 : Biophysique*

---

# Chapitre 3 : Dosimétrie

Professeur Jean-Philippe VUILLEZ

---

Année universitaire 2010/2011

Université Joseph Fourier de Grenoble - Tous droits réservés.

## Rayonnements

- électromagnétiques (X,  $\gamma$ )
- particules

## Interactions avec la matière

- inerte (détecteurs, radioprotection)
- biologique +++

Dépôt d'énergie  
dans la matière

**Dosimétrie**

**Radiobiologie**

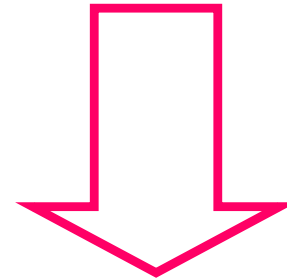
Effets biologiques

# Dosimétrie

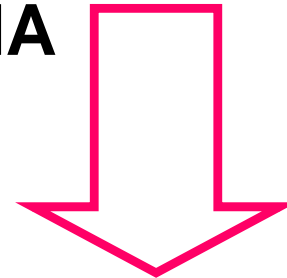
- **Faisceaux de photons**
- **Particules chargées**

# Dosimétrie des faisceaux de photons (X ou $\gamma$ )

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

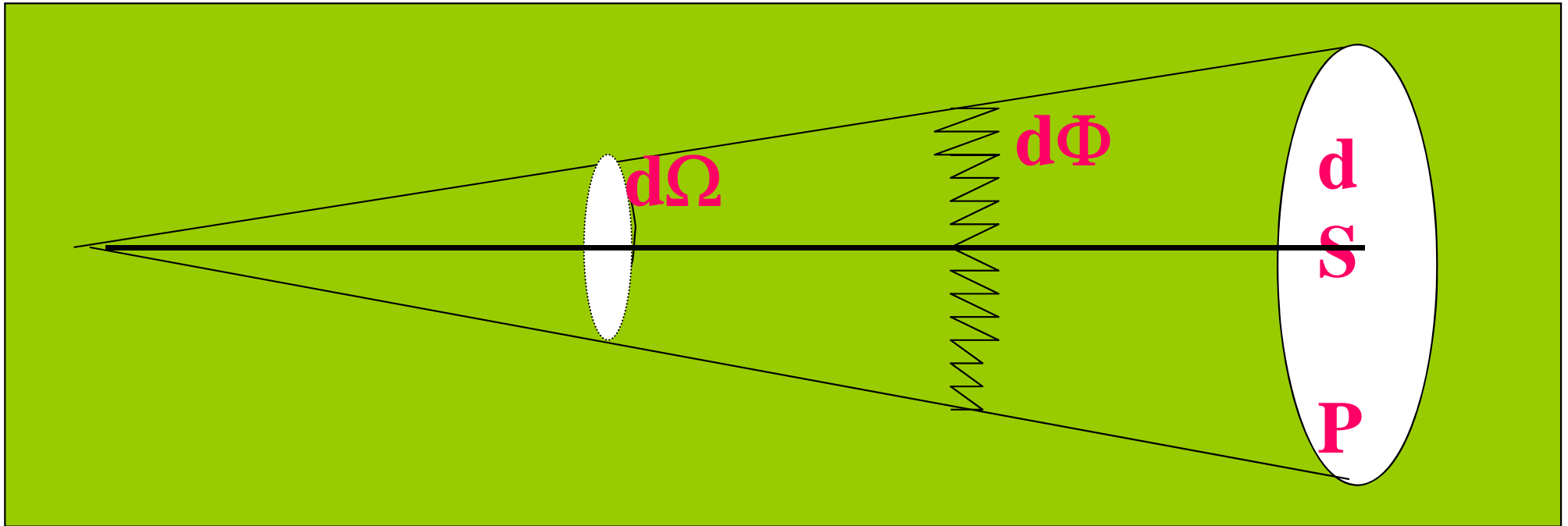


- 2) Énergie reçue et **transférée** au milieu (par interactions) ou KERMA



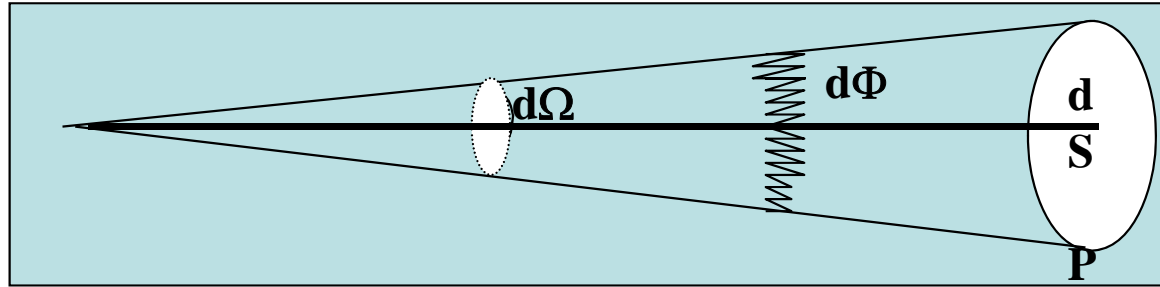
- Énergie **absorbée** par le milieu = dose reçue (qui conditionne les effets biologiques)

# 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'*éclairage énergétique*
- - la *fluence énergétique* au niveau d'un point P

# Paramètres énergétiques d'un faisceau de photons



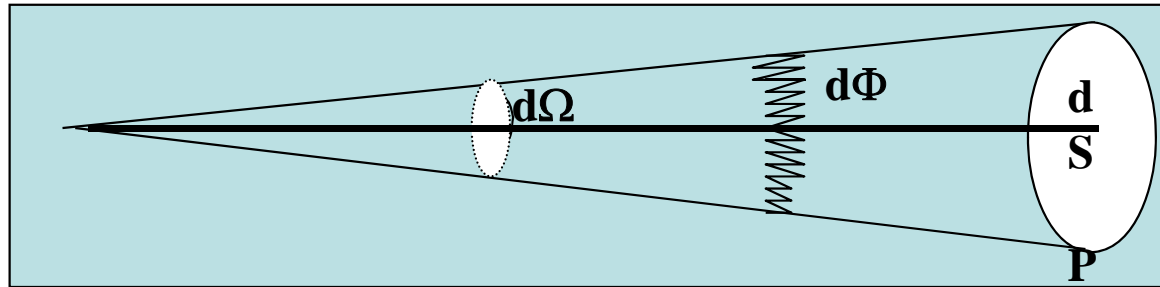
- **intensité énergétique** émise dans une direction  $u$  :  
(flux d'énergie  $d\Phi$  dans un angle solide  $d\Omega$  en *watts par stéradian*)

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

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

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

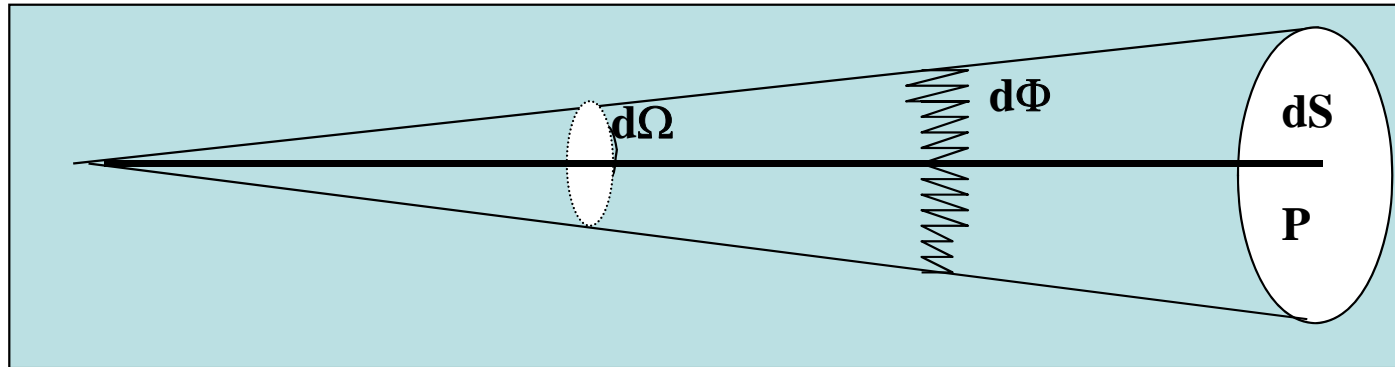
# Paramètres énergétiques d'un faisceau de photons



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

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

# Paramètres énergétiques d'un faisceau de photons

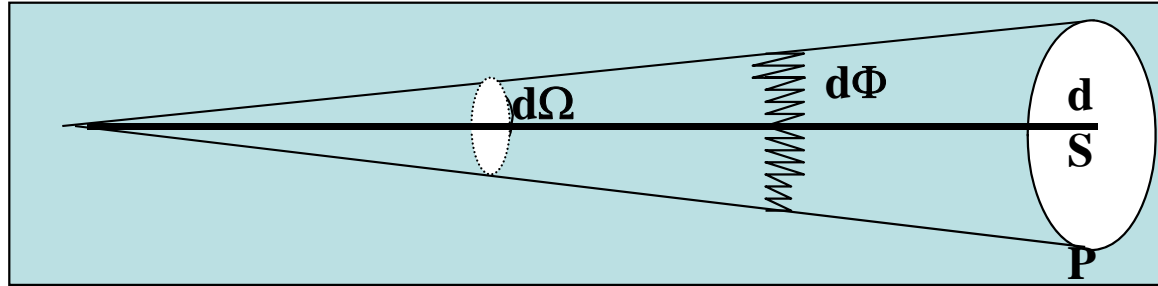


- **Éclairement énergétique** au point  $P$  : rapport du flux d'énergie  $d\Phi$  qui traverse une surface élémentaire  $dS$ , à l'aire  $dS$  (en watts par  $m^2$ )

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



# Paramètres énergétiques d'un faisceau de photons



- **fluence énergétique** au point P : (en joules par m<sup>2</sup>)

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

- 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 énergétique décroissent comme le carré de la distance*** à la source (pour une source ponctuelle)

# KERMA et dose absorbée

# Rappel : loi d'atténuation

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

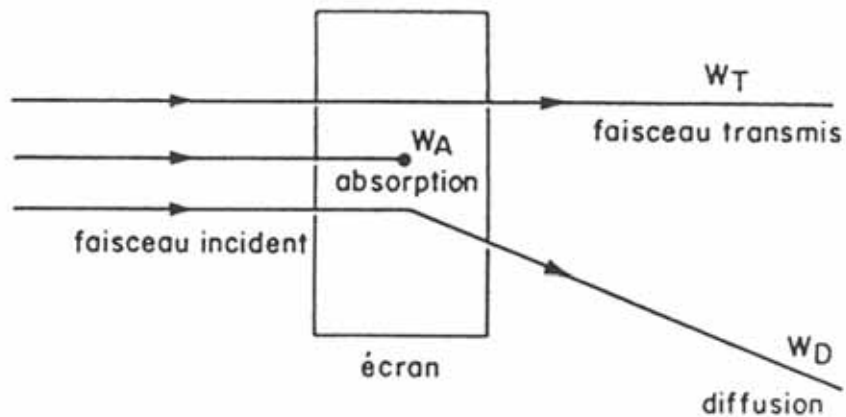


Figure 14-7 Atténuation d'un faisceau de photons

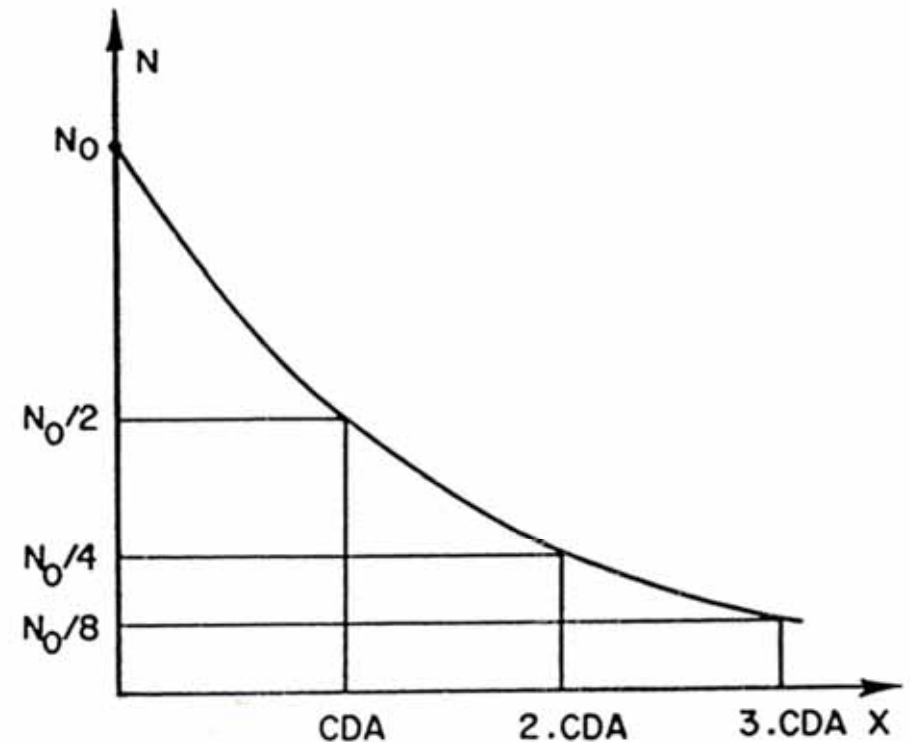


Figure 14-8 Variations du nombre de photons qui traversent un écran sans interaction en fonction de l'épaisseur  $x$  de l'écran  
Le nombre de photons transmis décroît de manière exponentielle mais ne s'annule pas.

# Coefficients d'atténuation

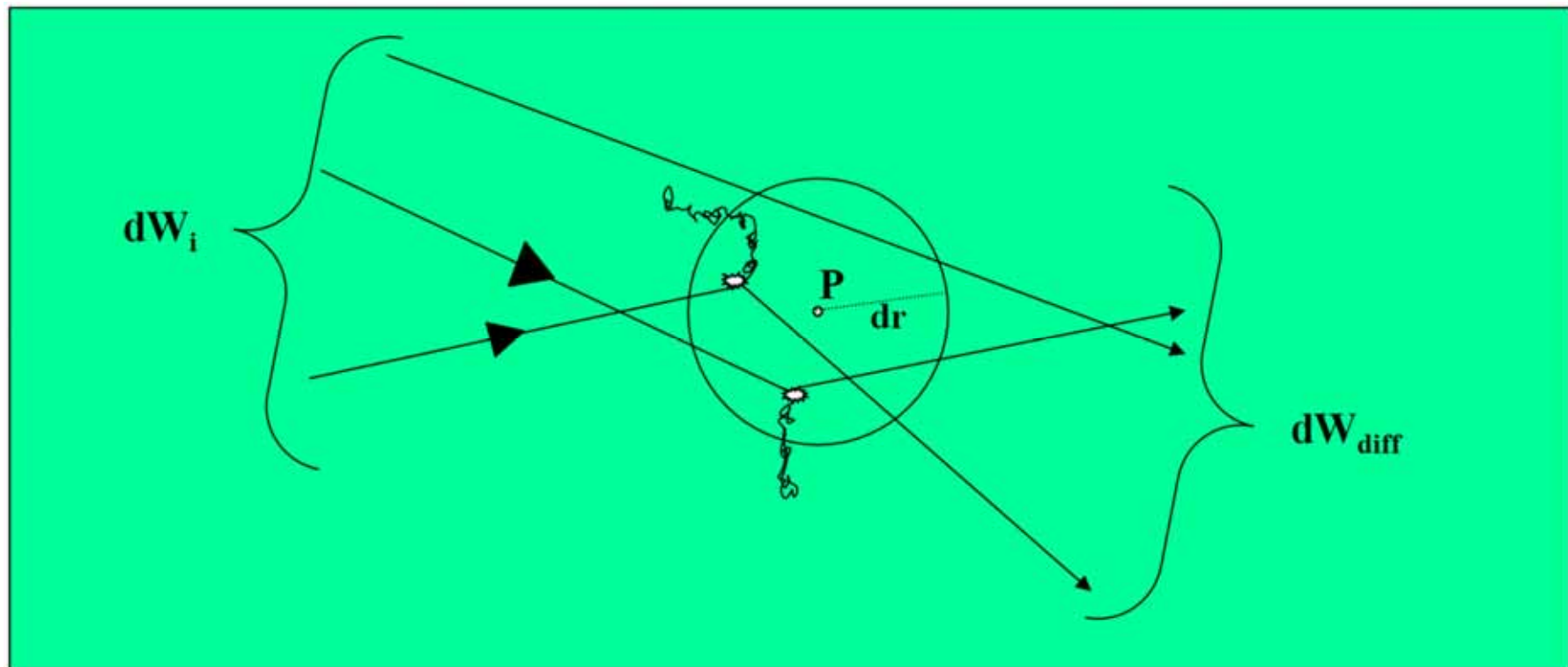
$$N(x) = N_0 \cdot e^{-\mu x}$$

- **Coefficient linéaire d'atténuation :**  
 $\mu$  (cm<sup>-1</sup>)
- **Coefficient massique d'atténuation :**  
 $\mu/\rho$  (cm<sup>2</sup>.g<sup>-1</sup>)
- **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

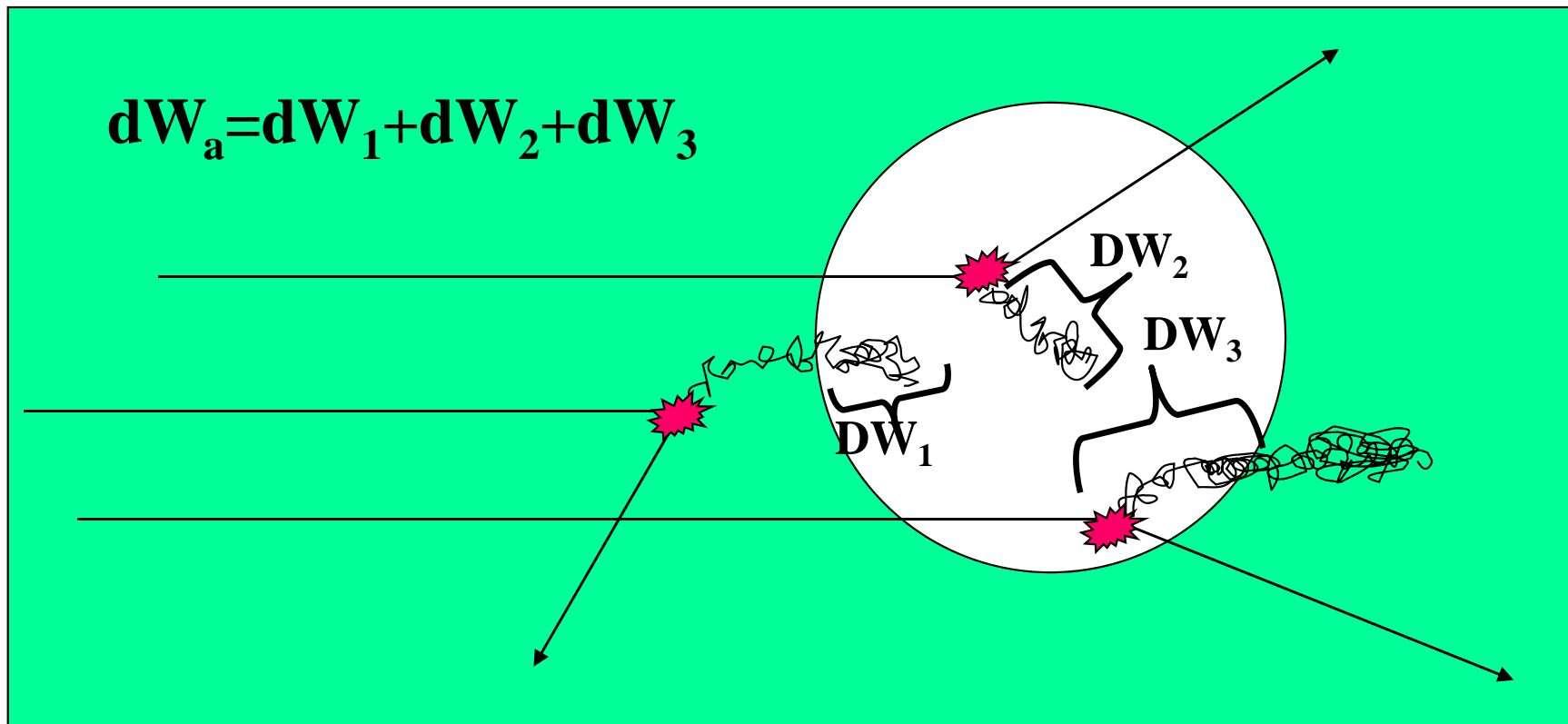
- KERMA  $K = \frac{dW_k}{dm}$  avec  $dW_k = dW_i - dW_{diff} = dE_{tr}$
- représente une *énergie par unité de masse* (++++) unité : *joule par kilogramme* ou **gray** (1 Gy = 1 J.kg<sup>-1</sup>)

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

(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

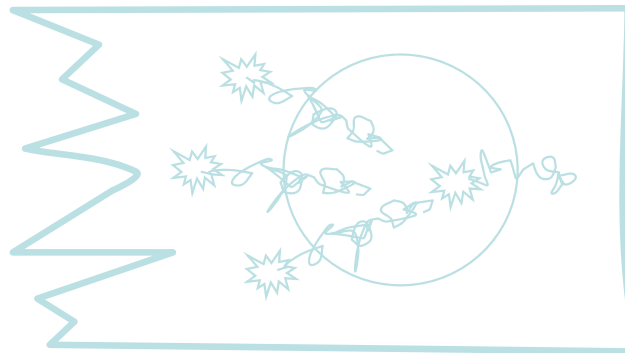
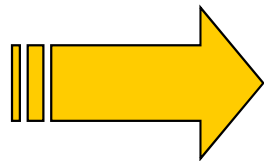
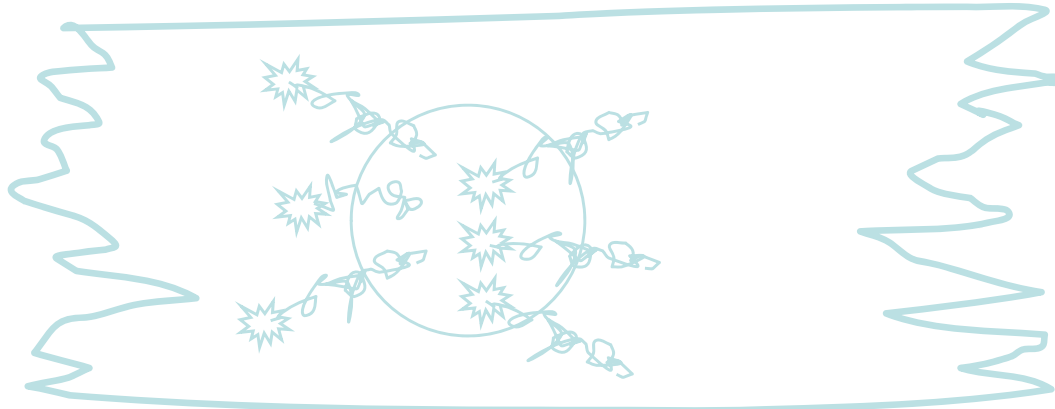
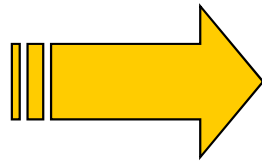
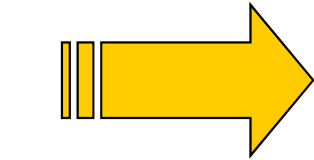
- Dose absorbée  $D = \frac{dW_a}{dm}$
- représente une *énergie par unité de masse* (++++) unité : *joule par kilogramme* ou **gray** (1 Gy = 1 J.kg<sup>-1</sup>)
- $D = \left[ \frac{\mu_a}{\rho} \right] F$  à l'équilibre électronique  $\mu_a = \mu_{tr} (1-g)$



# 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 :

**Direction du  
faisceau de  
photons**



# 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 :*

$$\mathbf{K}_A = \left( \frac{\mu_{\text{trA}}}{\rho_A} \right) \mathbf{F}$$

*Dans un milieu B :*

$$\mathbf{K}_B = \left( \frac{\mu_{\text{trB}}}{\rho_B} \right) \mathbf{F}$$

$$\Rightarrow \frac{\mathbf{K}_A}{\mathbf{K}_B} = \frac{\left( \frac{\mu_{\text{trA}}}{\rho_A} \right)}{\left( \frac{\mu_{\text{trB}}}{\rho_B} \right)}$$

# 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 :*

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

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

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

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  $< 50$  keV l'effet photoélectrique est prédominant et  $\mu_{\text{en}}/\rho$  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 ( $\mu_a/\rho$ est trouvée dans des tables)

⇒ **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 ( $\mu_a/\rho$ 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**

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

# Dose reçue (en Gy)

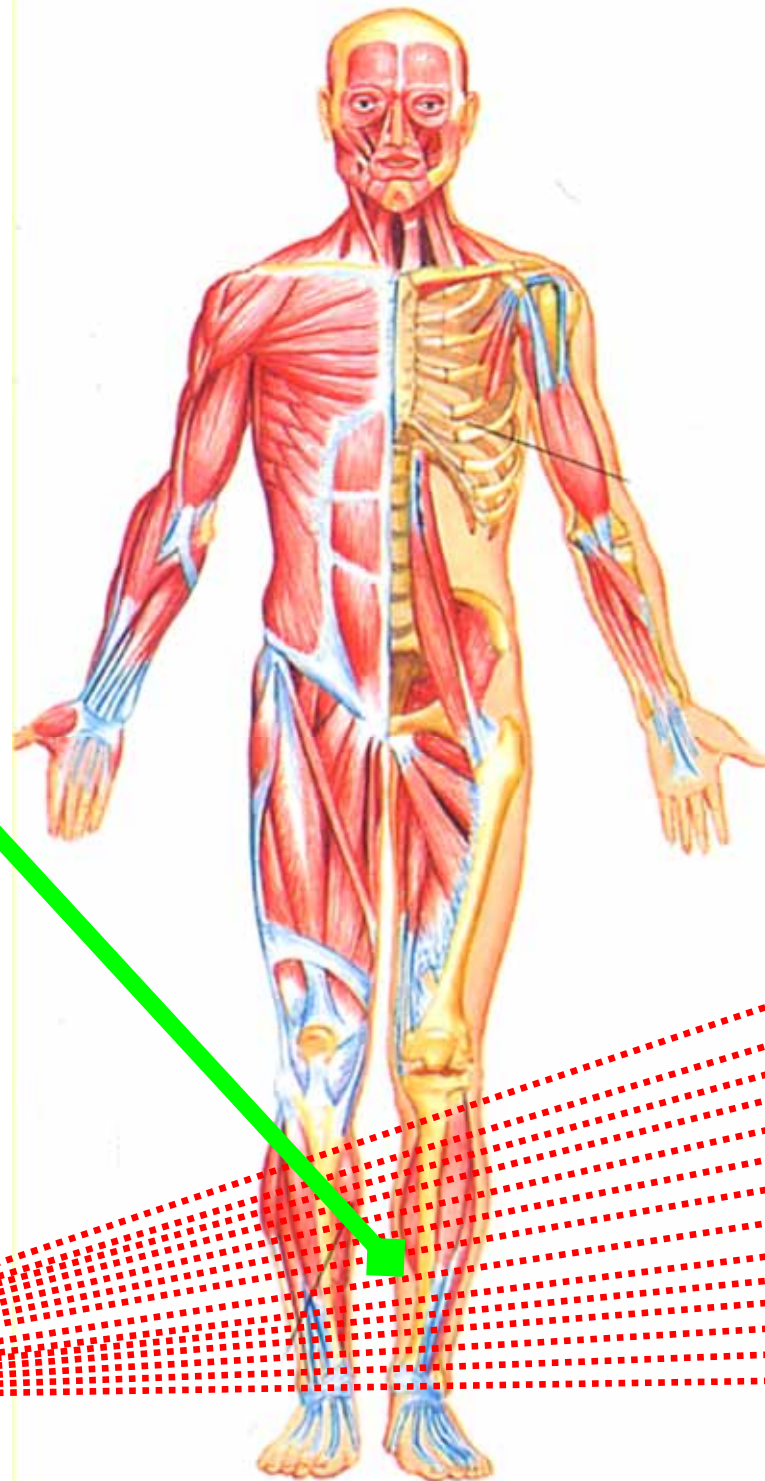
- En combien de temps ?
  - Notion de débit de dose
- Sur quelle partie du corps ? +++

# 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 Gy.s<sup>-1</sup> ou en Gy.h<sup>-1</sup>

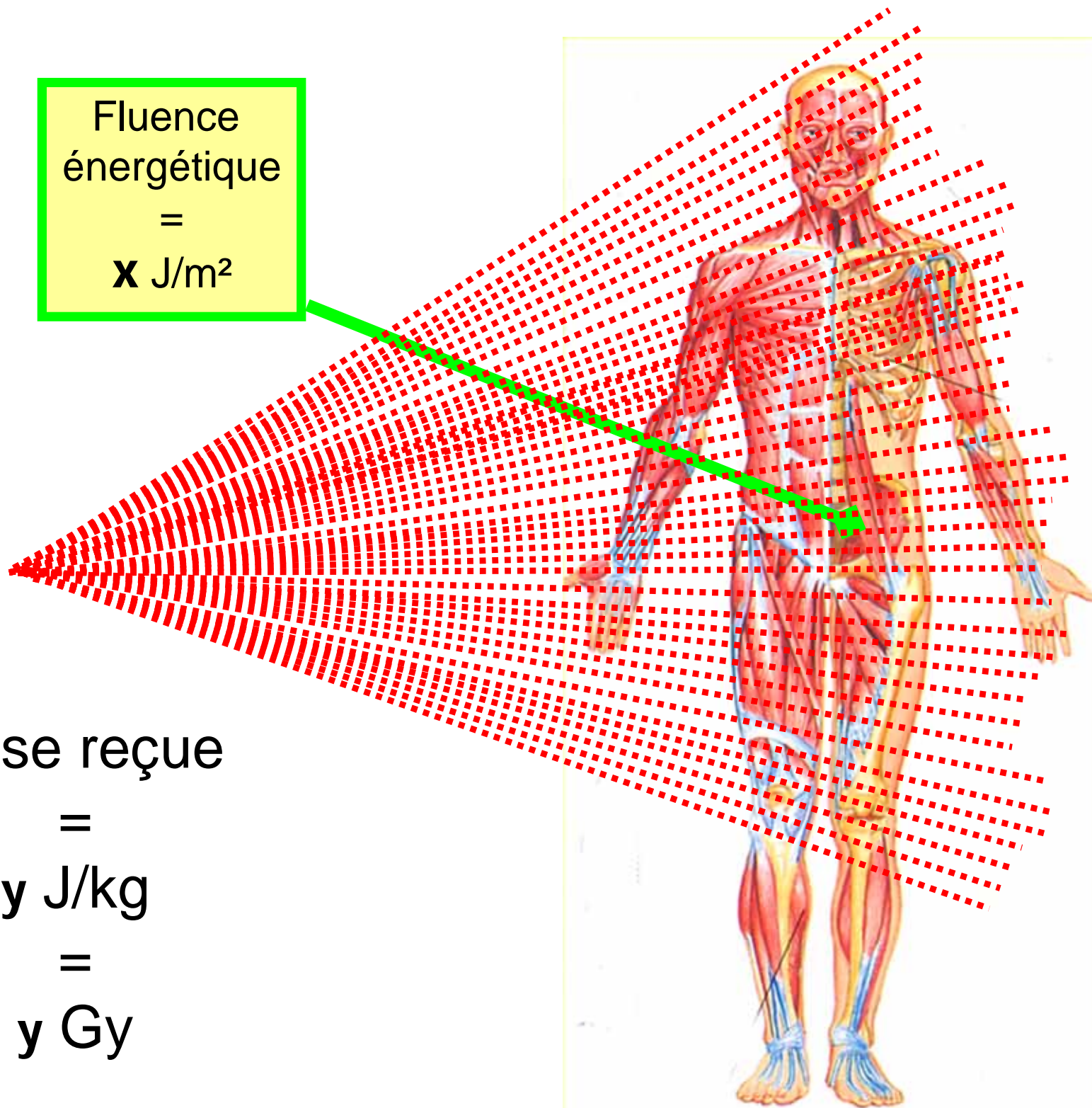
$$\dot{d} = \frac{dD}{dt}$$

Fluence  
énergétique  
=  
**X** J/m<sup>2</sup>



Dose reçue  
=  
y J/kg  
=  
y Gy

Fluence  
énergétique  
=  
 $x \text{ J/m}^2$



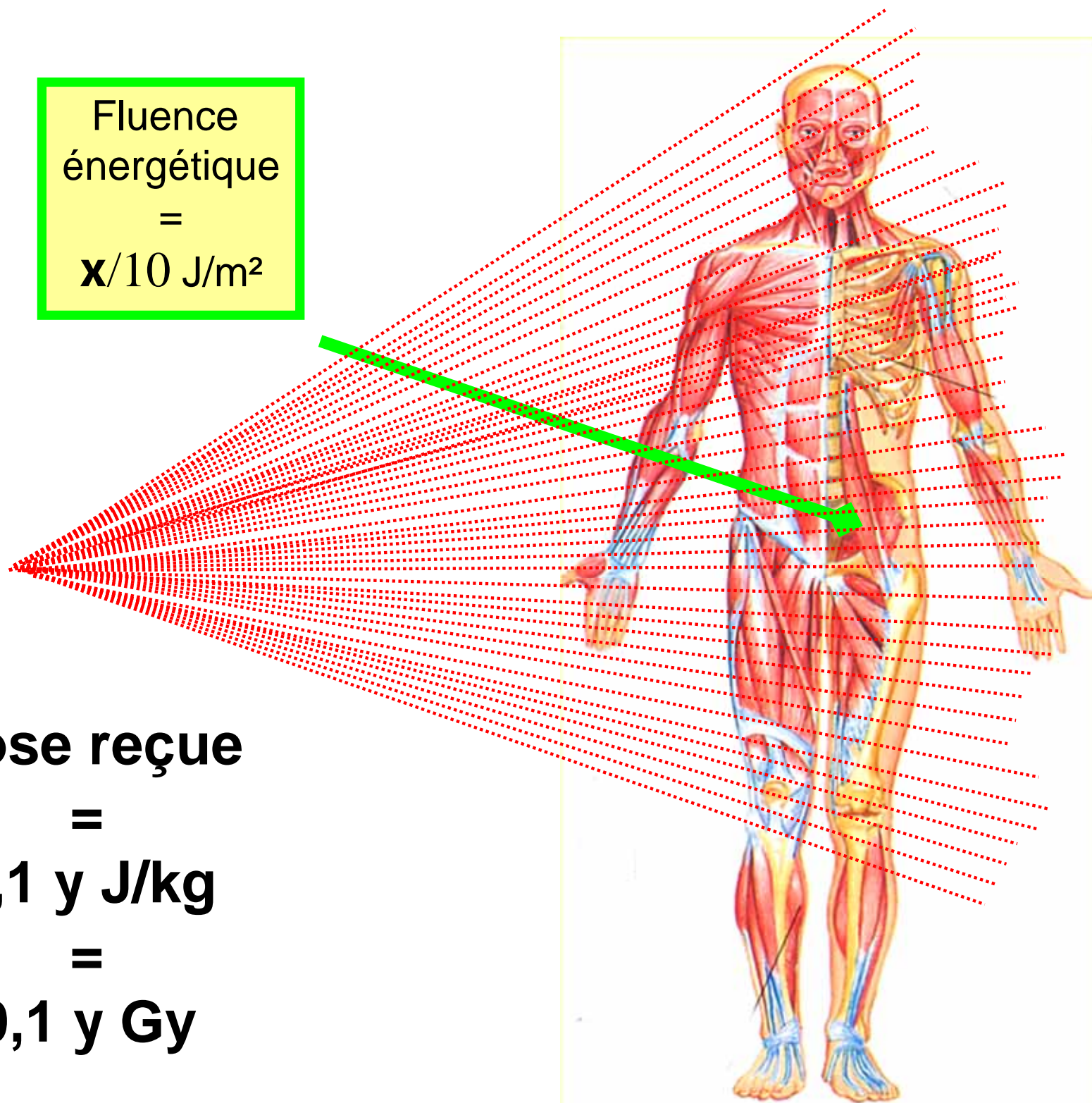
Dose reçue

=  
 $y \text{ J/kg}$

=  
 $y \text{ Gy}$

Fluence  
énergétique  
=  
 $x/10 \text{ J/m}^2$

Dose reçue  
=  
 $0,1 \text{ y J/kg}$   
=  
 $0,1 \text{ y Gy}$



# 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... »



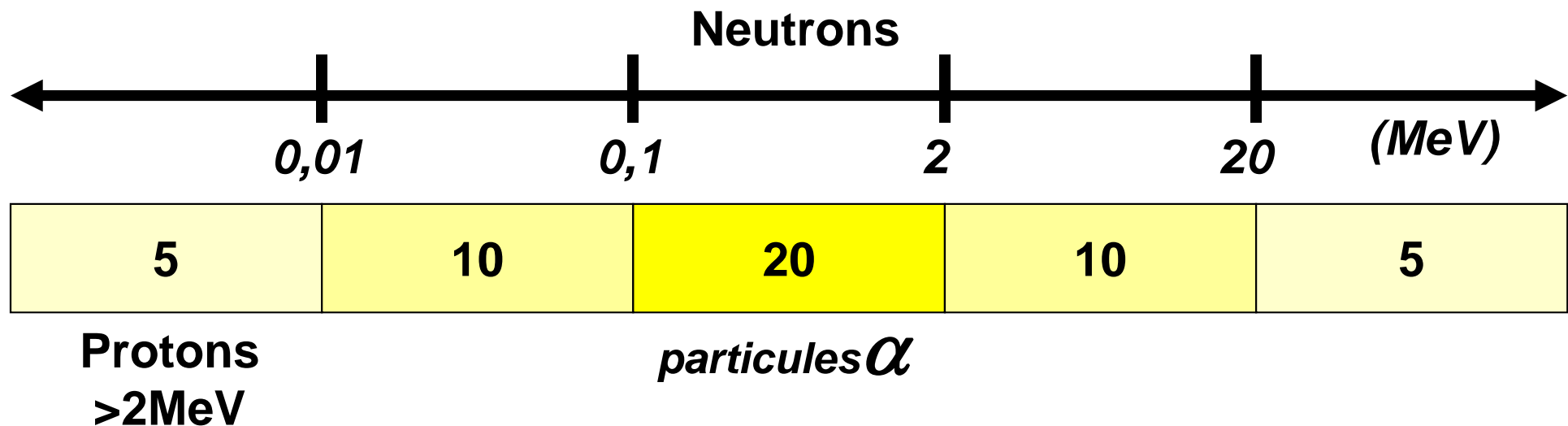
# La prise en compte de la nature des rayonnements :

## 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  $H \text{ (Sv)} = D \text{ (Gy)} \cdot W_R$

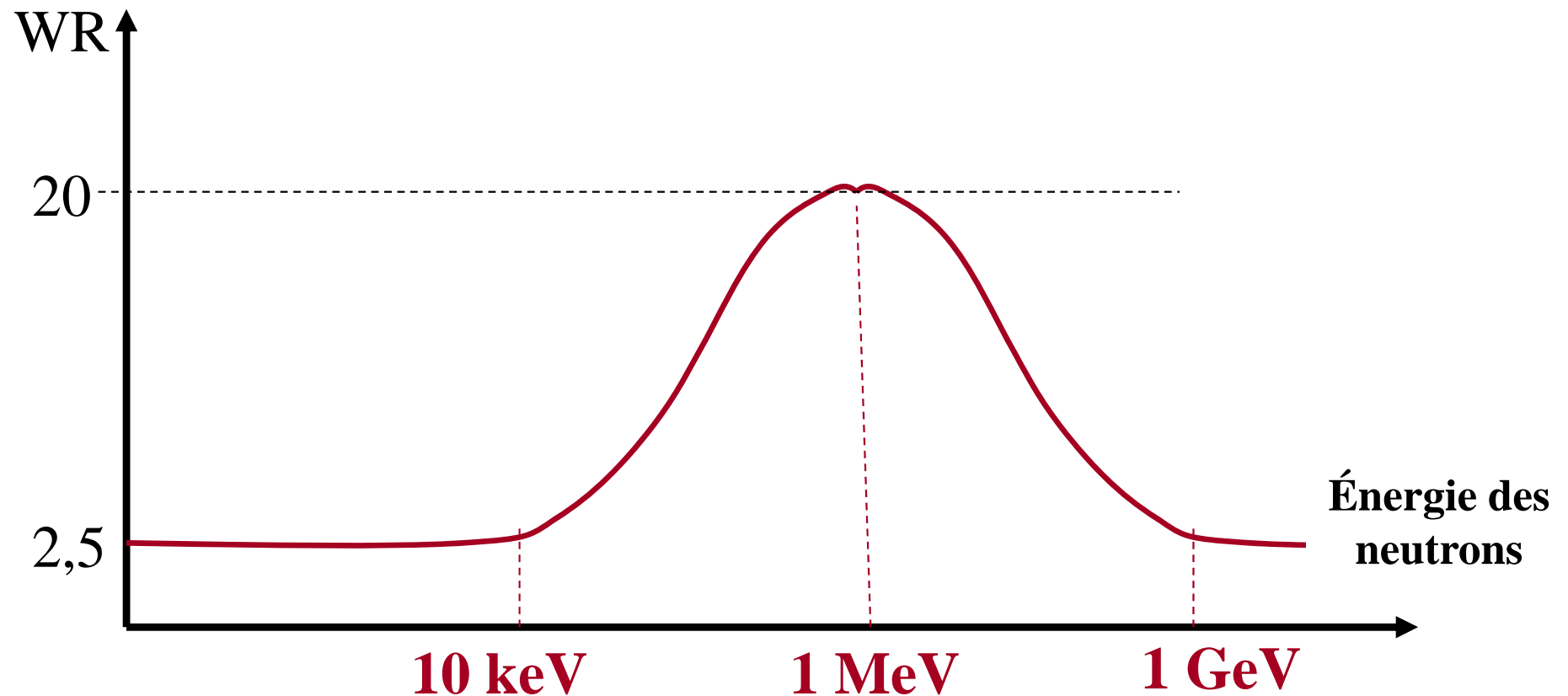
# La prise en compte de la nature des rayonnements : notion de dose équivalente

- 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  $\alpha$ ) pour les neutrons de 100 keV à 2 MeV



# Remarque au sujet des neutrons

- Protons secondaires...
- Le  $W_R$  est en fait une **fonction continue** de l'énergie (ICRP 2007)



# Dose absorbée entre $t=0$ et $t=U$ à une distance $d$ d'une source radioactive

- Nombre de photons émis dans tout l'espace à l'instant  $t$  : c'est l'activité de la source à l'instant  $t$  :  $A(t)$
- Débit de photons dans la direction considérée sur un élément de surface  $dS$

$$\frac{dN}{dt} = A \frac{dS}{d^2} \times \frac{1}{4\pi}$$

- Flux d'énergie incidente sur  $dS$

$$\frac{dE_i}{dt} = E \frac{dN}{dt} = EA \frac{dS}{d^2} \times \frac{1}{4\pi}$$

- Débit de dose dans la cible

$$\dot{d}(t) = \frac{\mu}{\rho} \times \frac{dE_i}{dt} \times \frac{1}{dS} = \left( \frac{\mu}{\rho} \right) \times \frac{E \cdot A(t)}{4\pi d^2}$$

# Dose absorbée entre $t=0$ et $t=U$ à une distance $d$ d'une source radioactive

- Dose dans la cible :

$$D = \int_0^U \dot{d}(t).dt = \left( \frac{\mu}{\rho} \right) \times \frac{E}{4\pi d^2} \int_0^U A(t) dt$$

# Dose absorbée entre $t=0$ et $t=U$ à une distance $d$ d'une source radioactive

- Si  $T$  est long devant  $U$

$$\int_0^U A(t) \cdot dt \approx A_0 \cdot U$$

- Sinon

$$\int_0^U A(t) \cdot dt = \frac{A_0}{\lambda} (1 - e^{-\lambda U})$$

# Irradiation interne

- ***Dosimétrie des faisceaux de particules chargées :***
  - **Origine externe :** ne concerne que les couches superficielles
    - Certains cas de radiothérapie
    - Contact cutané avec des émetteurs  $\beta$  ou  $\alpha$
  - **Origine interne +++**
    - Administration de molécules radioactives (Médecine Nucléaire)
    - **Radiocontamination accidentelle**

# Dosimétrie et irradiation internes

- Émissions de particules chargées +++ : chaque tissu est à la fois source et cible
- (émissions  $\gamma$  associées : irradiations des organes les uns les autres)
- Pour évaluer la dose : il faut connaître la biodistribution de l'atome radioactif, c'est à dire leur concentration dans les différentes organes et tissus concernés...



# Dosimétrie et irradiation internes

- **Débit de dose local** : essentiellement les *émissions*  $\beta^-$ 
  - La concentration du radioélément varie au cours du temps. Soit  $E_{\beta_{moy}}$  l'énergie moyenne des particules  $\beta$  et  $C(t)$  la concentration du radioélément. Le débit de dose est

$$\dot{d}(t) = 21,31 \times E_{\beta_{moy}} \times C(t)$$

avec  $\dot{d}(t)$  en  $\text{Gy.h}^{-1}$  ;  $E_{\beta_{moy}}$  en eV et  $C(t)$  en  $\text{mCi.g}^{-1}$

# Dosimétrie et irradiation internes

- **Débit de dose local : essentiellement les émissions  $\beta^-$** 
  - La concentration du radioélément varie au cours du temps.  
Notion de période biologique
  - Période de décroissance radioactive : période physique
- **Période effective  $T_e$**

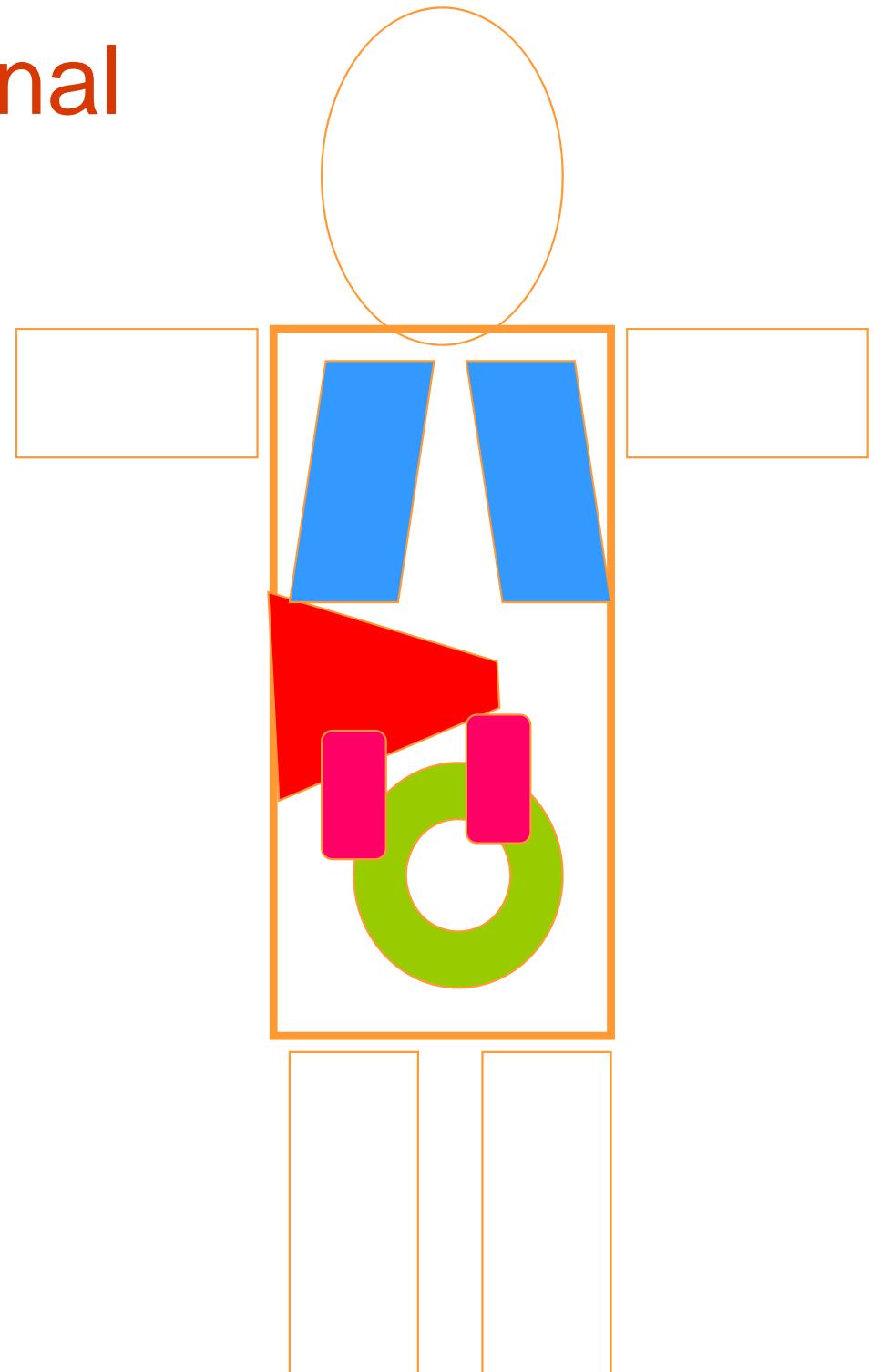
$$\frac{1}{T_e} = \frac{1}{T} + \frac{1}{T_B}$$

# Dosimétrie et irradiation internes

- **Modélisation**
  - De la biodistribution
  - Des émissions gamma associées (pbs de géométrie)
- **Modèles de l'organisme et du métabolisme... (M.I.R.D)**

# MIRD : medical internal radiation dose

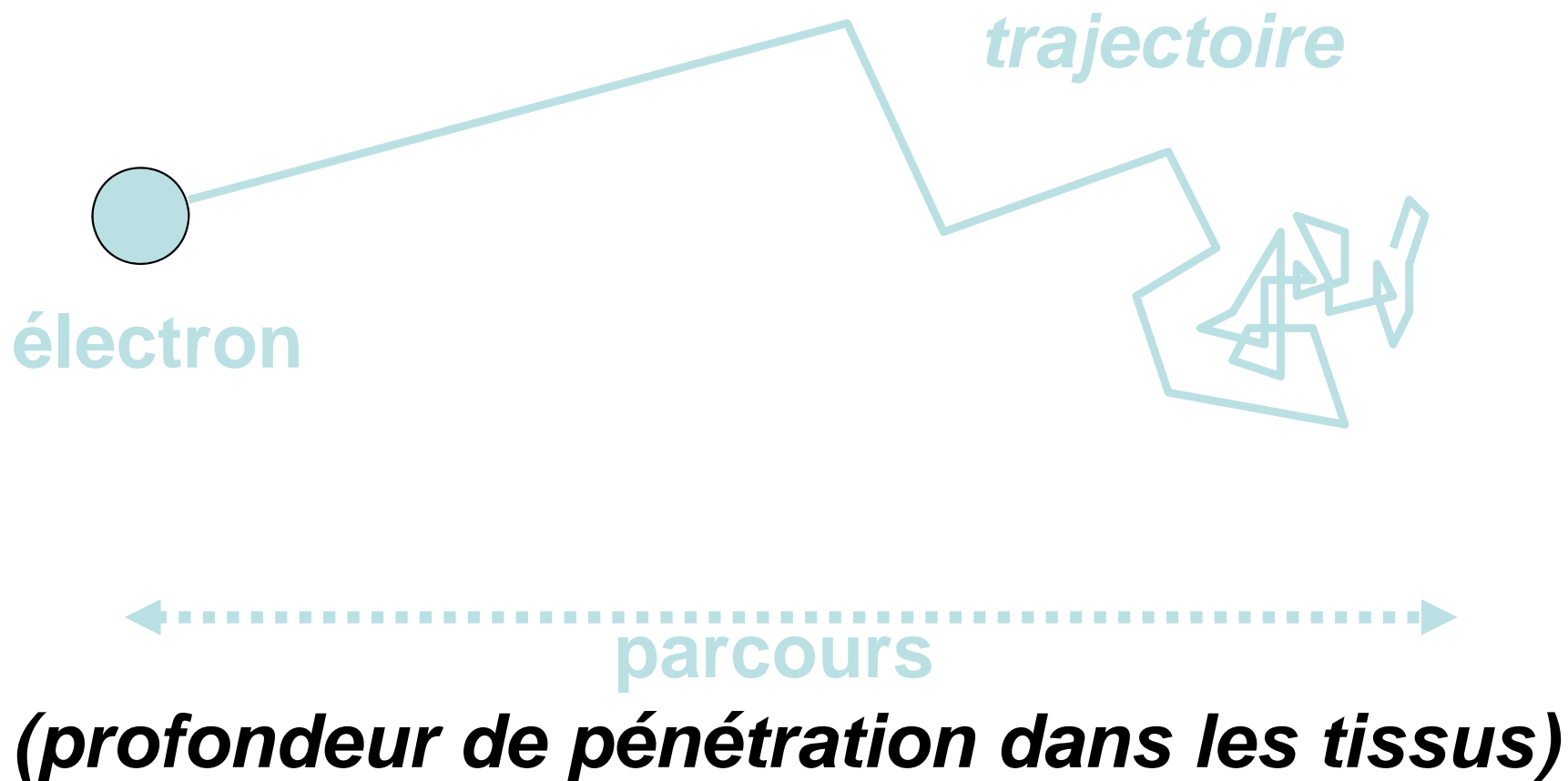
Fait appel à des fantômes censés représenter « l'homme moyen »...



# Irradiation interne : particularités

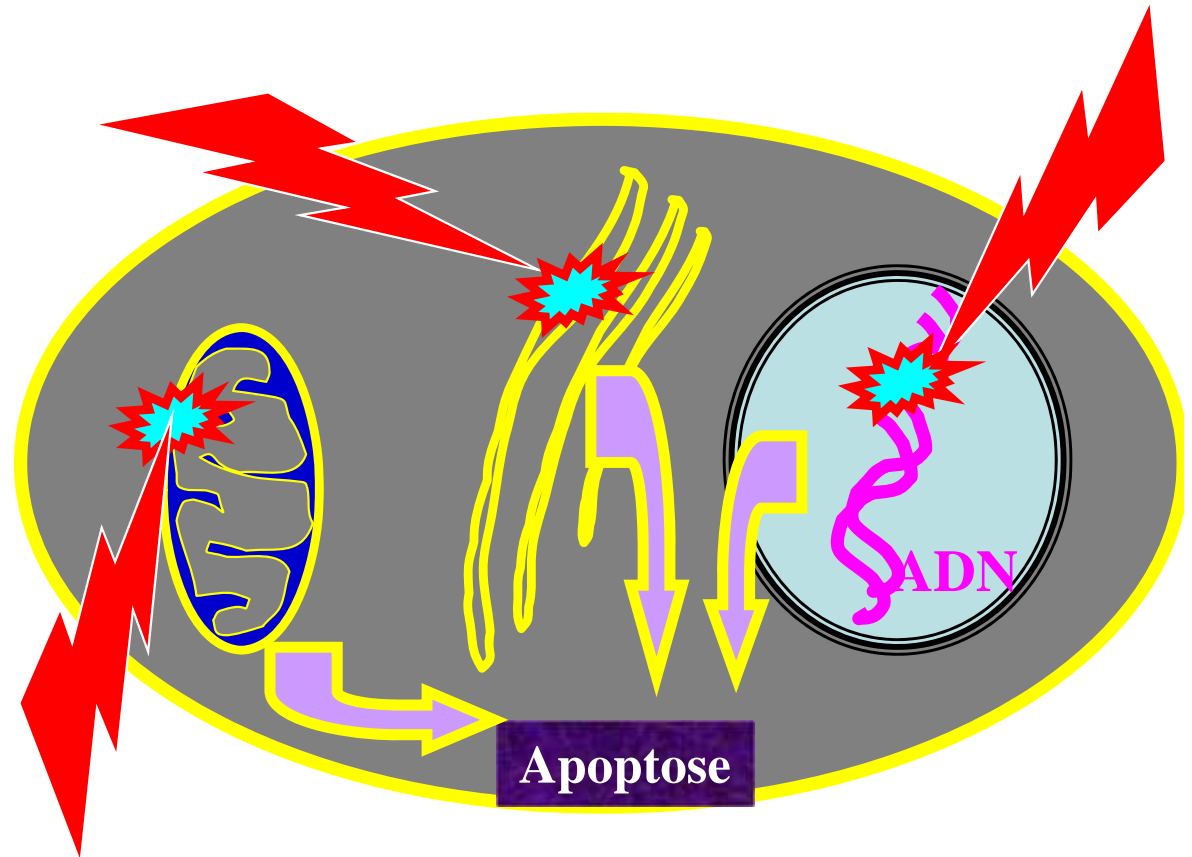
- Bas débit de dose continu
- Hétérogénéité de la dose à la tumeur
- Hétérogénéité à l'échelle cellulaire

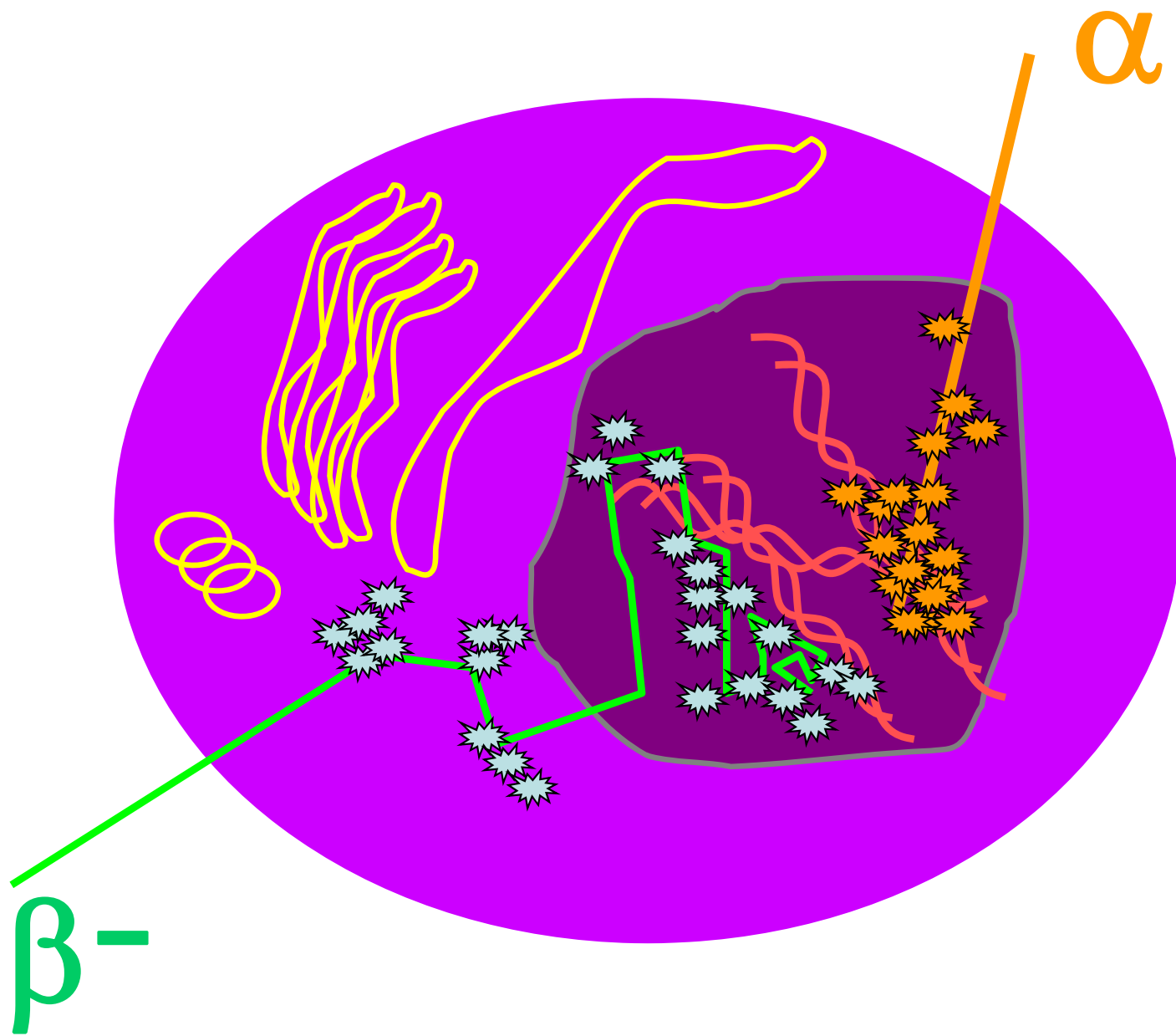
# Trajectoire et parcours



# Dosimétrie à l'échelle cellulaire : hétérogénéité ++

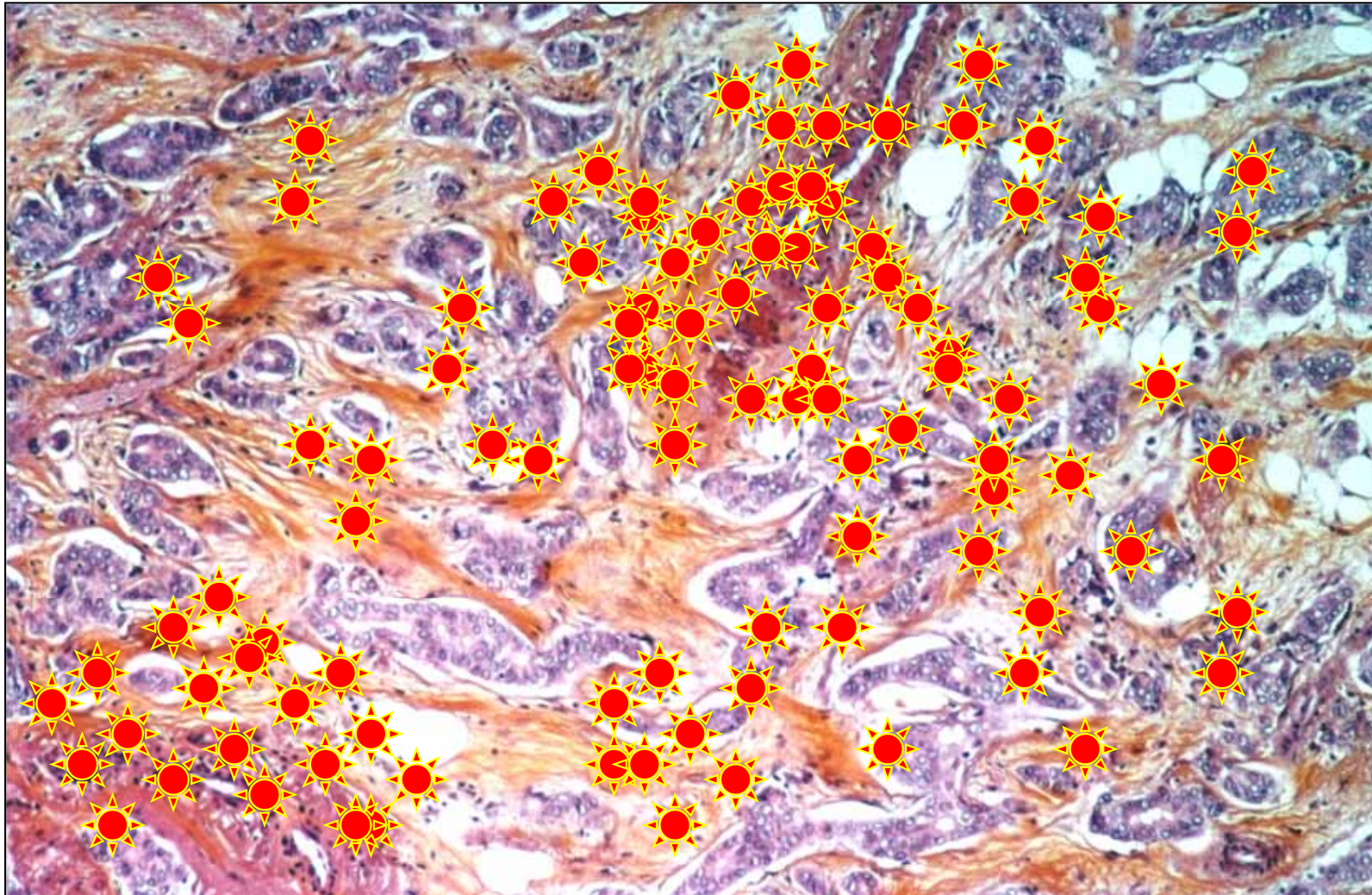
- **bas débit de dose continu**
- **cible :**
  - ADN ?
  - Membranes
  - Mitochondries
- **lésions létales et/ou apoptose ?**







Hétérogénéité de l'activité, donc de la dose absorbée, à l'échelle tissulaire...



# Mentions légales

L'ensemble de ce document relève des législations française et internationale sur le droit d'auteur et la propriété intellectuelle. Tous les droits de reproduction de tout ou partie sont réservés pour les textes ainsi que pour l'ensemble des documents iconographiques, photographiques, vidéos et sonores.

Ce document est interdit à la vente ou à la location. Sa diffusion, duplication, mise à disposition du public (sous quelque forme ou support que ce soit), mise en réseau, partielles ou totales, sont strictement réservées à l'université Joseph Fourier de Grenoble.

L'utilisation de ce document est strictement réservée à l'usage privé des étudiants inscrits en 1<sup>ère</sup> année de Médecine ou de Pharmacie de l'Université Joseph Fourier de Grenoble, et non destinée à une utilisation collective, gratuite ou payante.