

3-1 : *Biophysique*

Chapitre 3 : Dosimétrie

Professeur Jean-Philippe VUILLEZ

Année universitaire 2011/2012

Université Joseph Fourier de Grenoble - Tous droits réservés.

Rayonnements

- électromagnétiques (X, γ)
- particules

Interactions avec la matière

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

Dépôt d'énergie
dans la matière

Dosimétrie

Radiobiologie

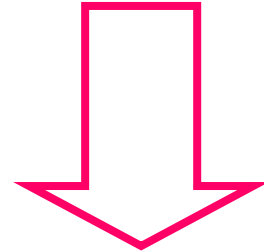
Effets biologiques

Dosimétrie

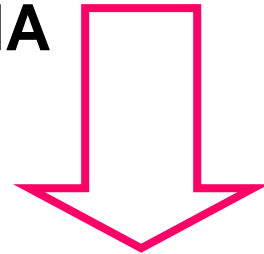
- **Faisceaux de photons**
- **Particules chargées**

Dosimétrie des faisceaux de photons (X ou γ)

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

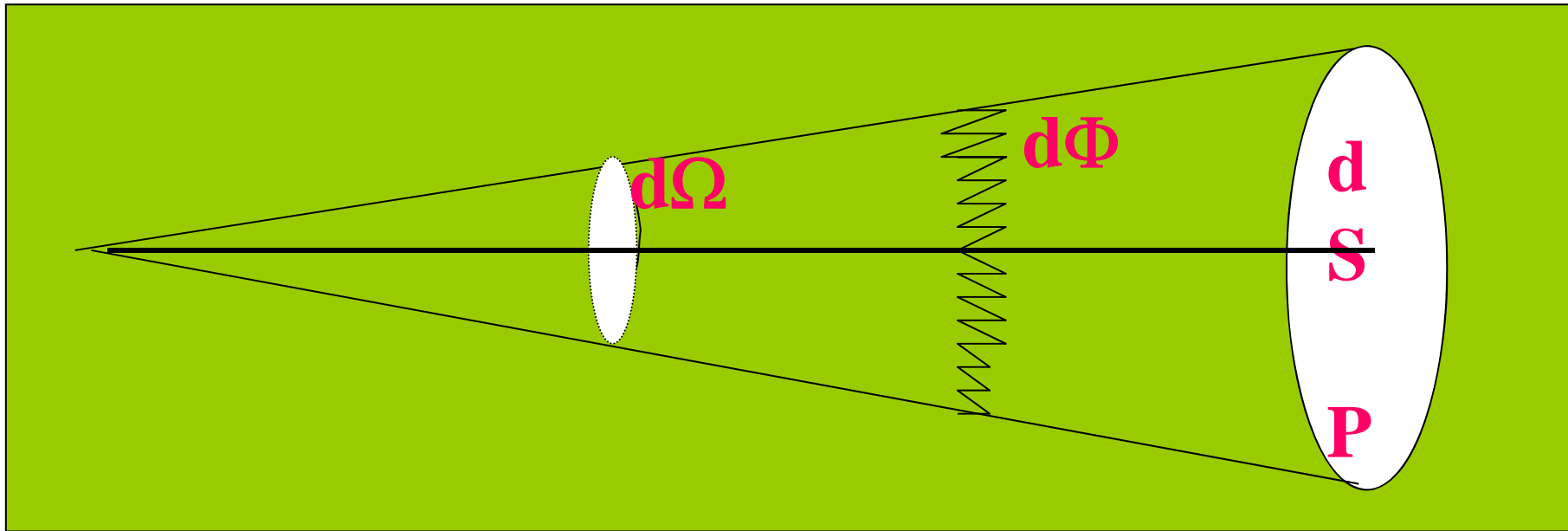


- 2) Énergie reçue et **transférée** au milieu (par interactions) ou KERMA



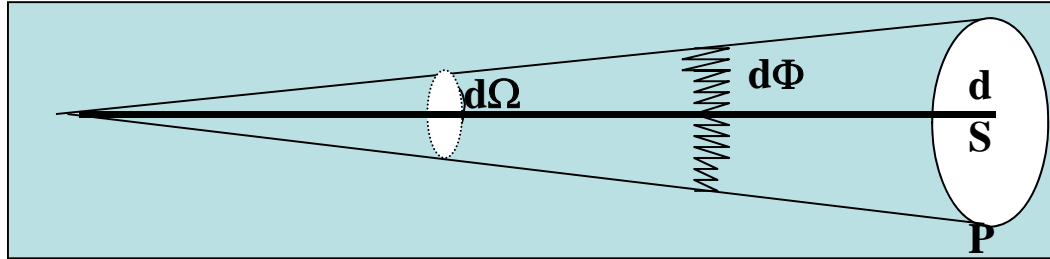
- Énergie **absorbée** par le milieu = dose reçue (qui conditionne les effets biologiques)

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



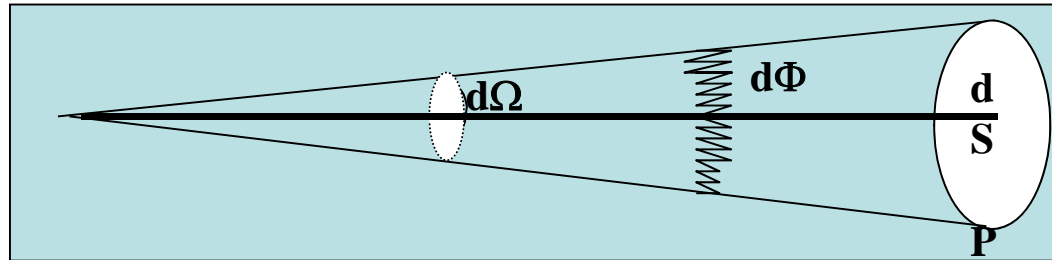
- **intensité énergétique** émise dans une direction u :
(flux d'énergie $d\Phi$ dans un angle solide $d\Omega$ en *watts par stéradian*)

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

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

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

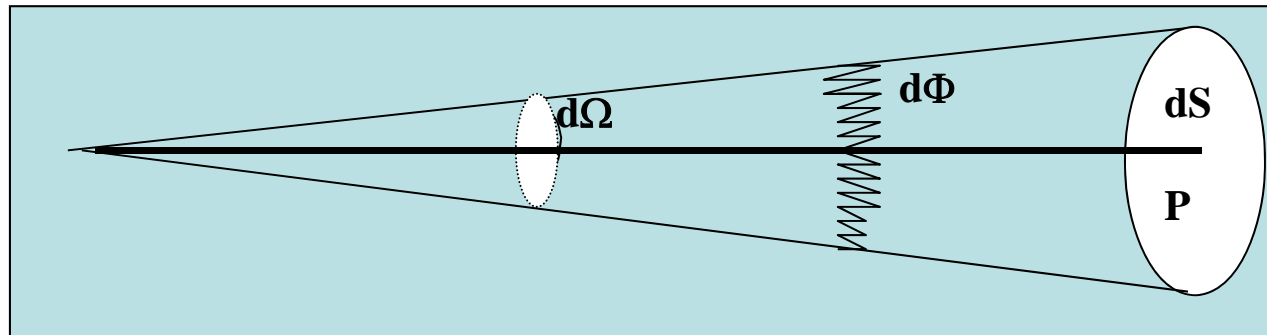
Paramètres énergétiques d'un faisceau de photons



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

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

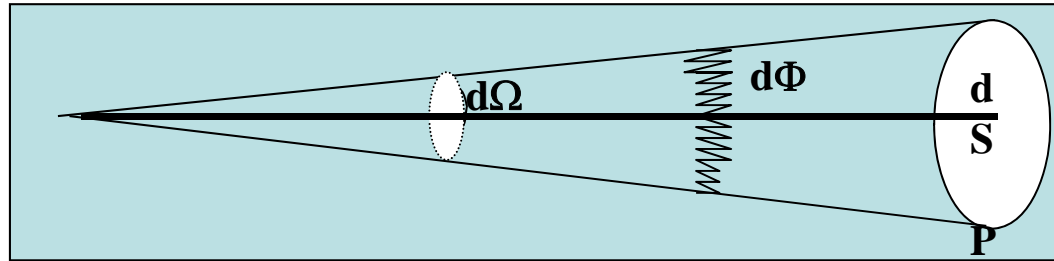
Paramètres énergétiques d'un faisceau de photons



- **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 $d\Omega$, 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)

KERMA et dose absorbée

Rappel : loi d'atténuation

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

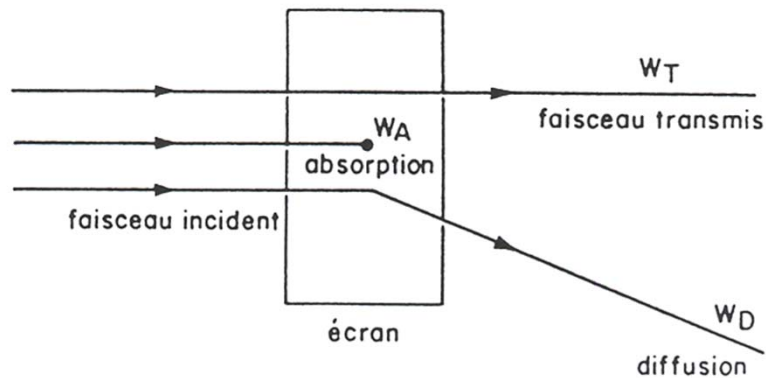


Figure 14-7 Atténuation d'un faisceau de photons

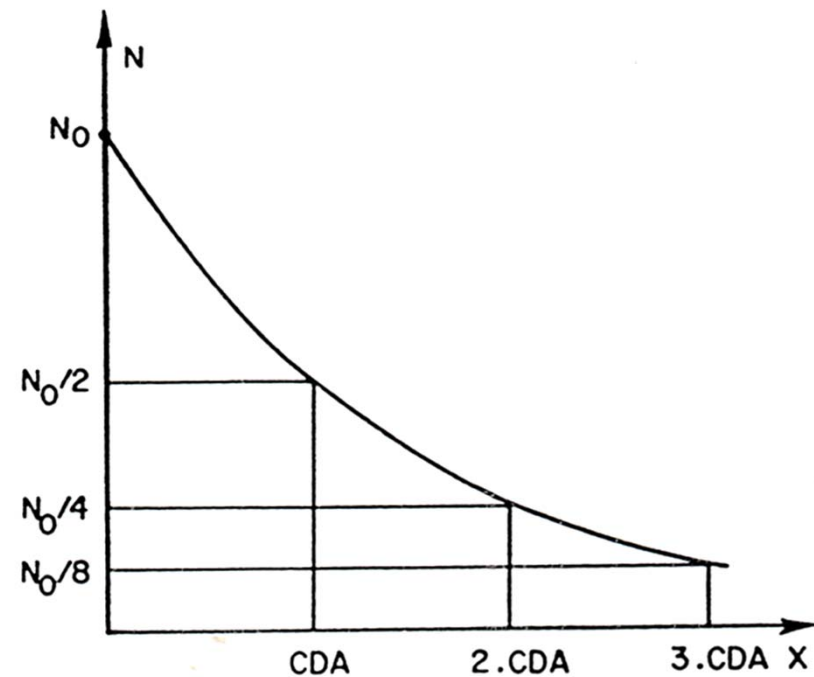


Figure 14-8 Variations du nombre de photons qui traversent un écran sans interaction en fonction de l'épaisseur x de l'écran

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

Coefficients d'atténuation

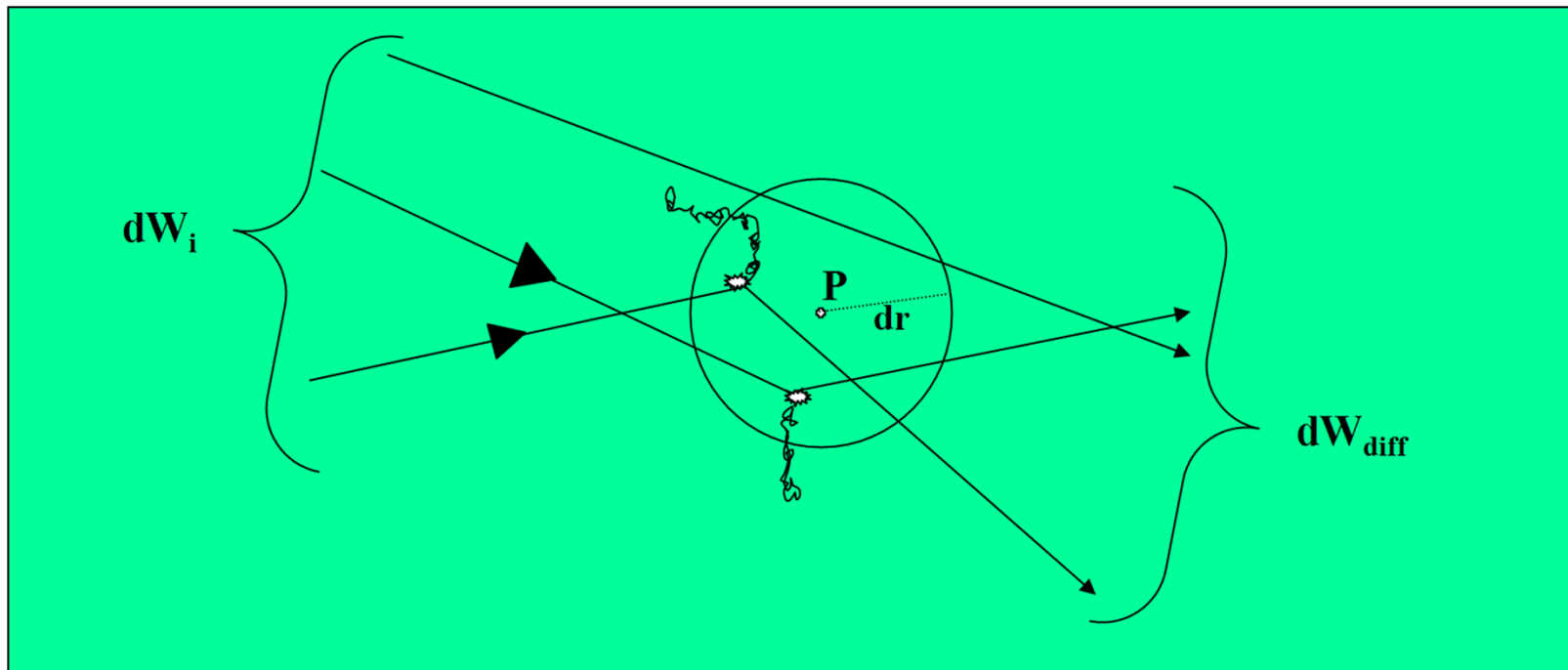
$$N(x) = N_0 \cdot e^{-\mu x}$$

- **Coefficient linéaire d'atténuation :**
 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

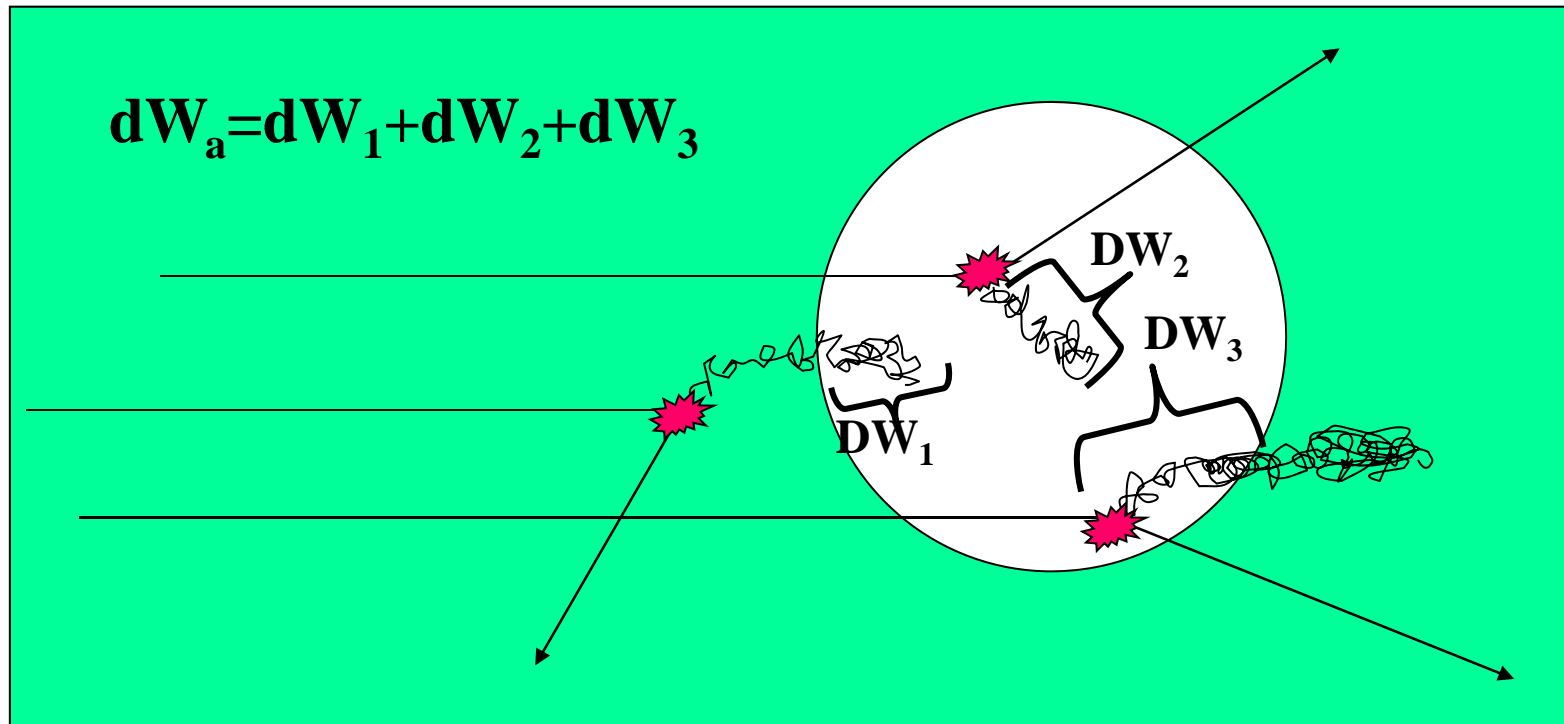
- KERMA $K = \frac{dW_k}{dm}$ avec $dW_k = dW_i - dW_{diff} = dE_{tr}$
- représente une *énergie par unité de masse* (++++) unité : *joule par kilogramme* ou **gray** (1 Gy = 1 J.kg⁻¹)

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

(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.**



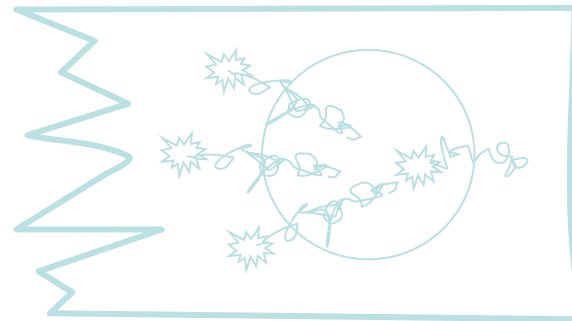
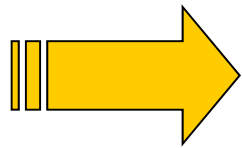
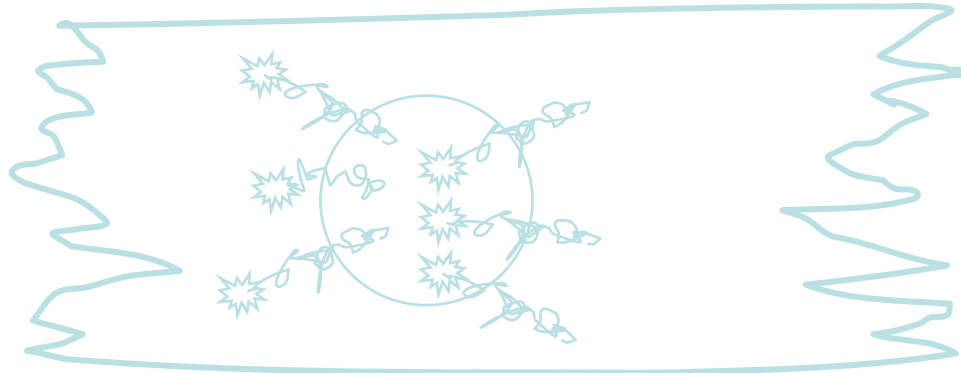
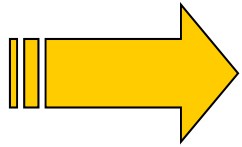
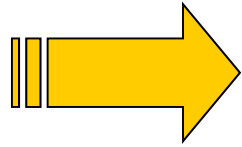
Dose absorbée

- 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 :

**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 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 ($Z_{moyen} = 14,5$) ; 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)

⇒ *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

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

Dose reçue (en Gy)

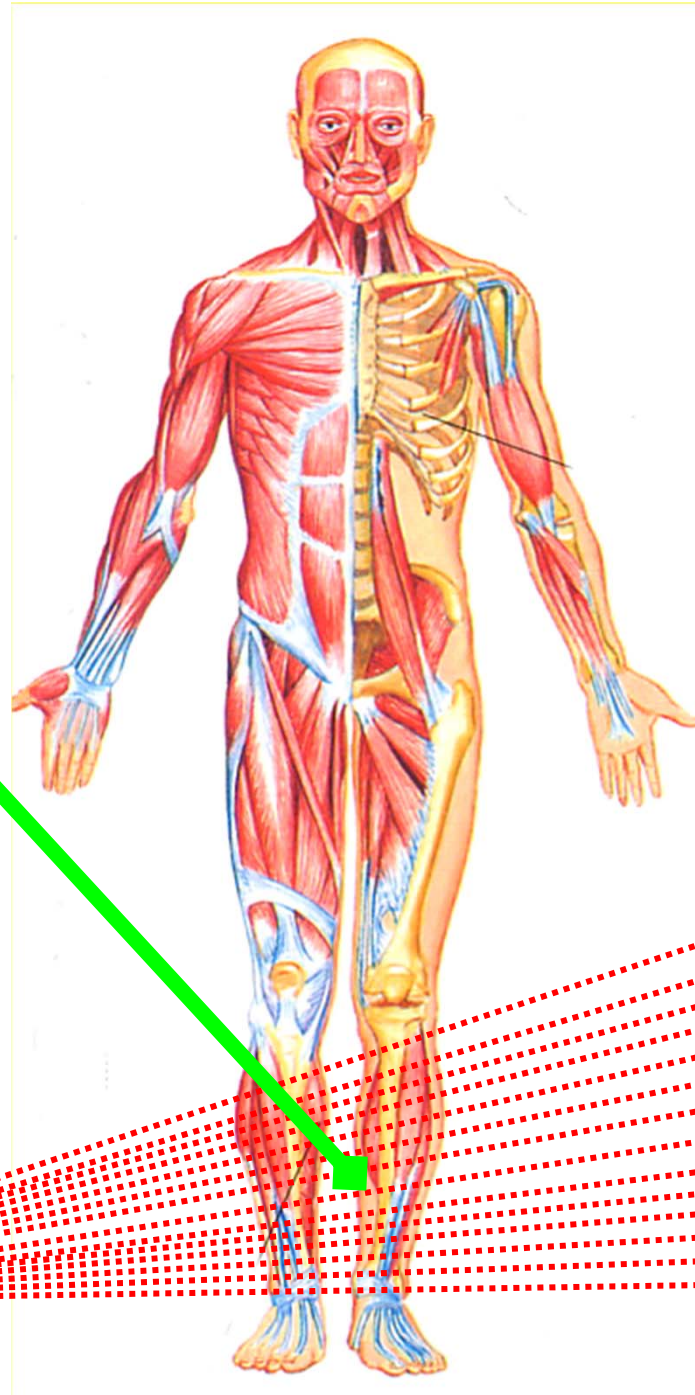
- En combien de temps ?
 - Notion de débit de dose
- Sur quelle partie du corps ? +++

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⁻¹ ou en Gy.h⁻¹

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

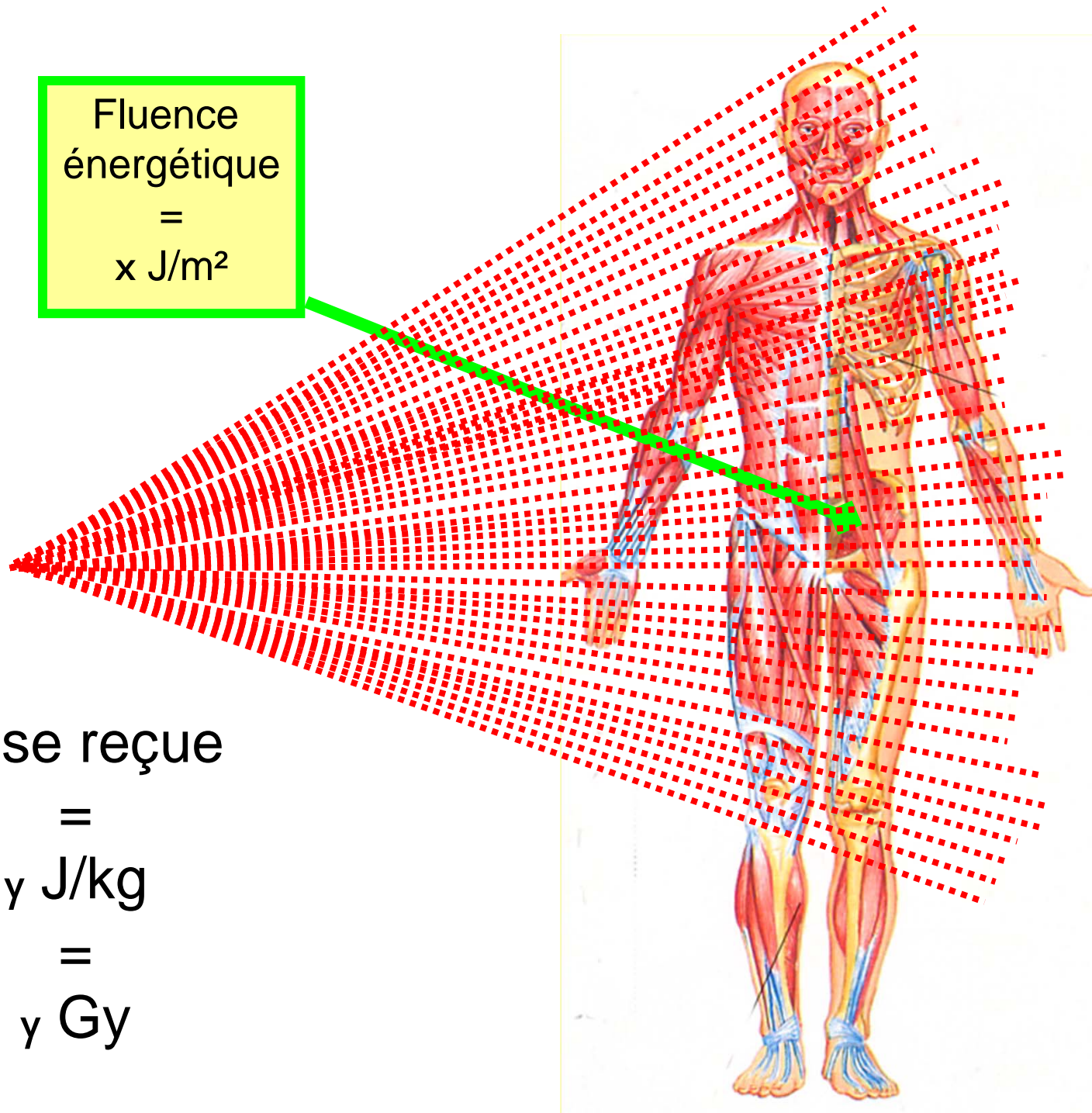
Fluence
énergétique
=
x J/m²



Dose reçue

=
y J/kg
=
y Gy

Fluence
énergétique
=
x J/m²

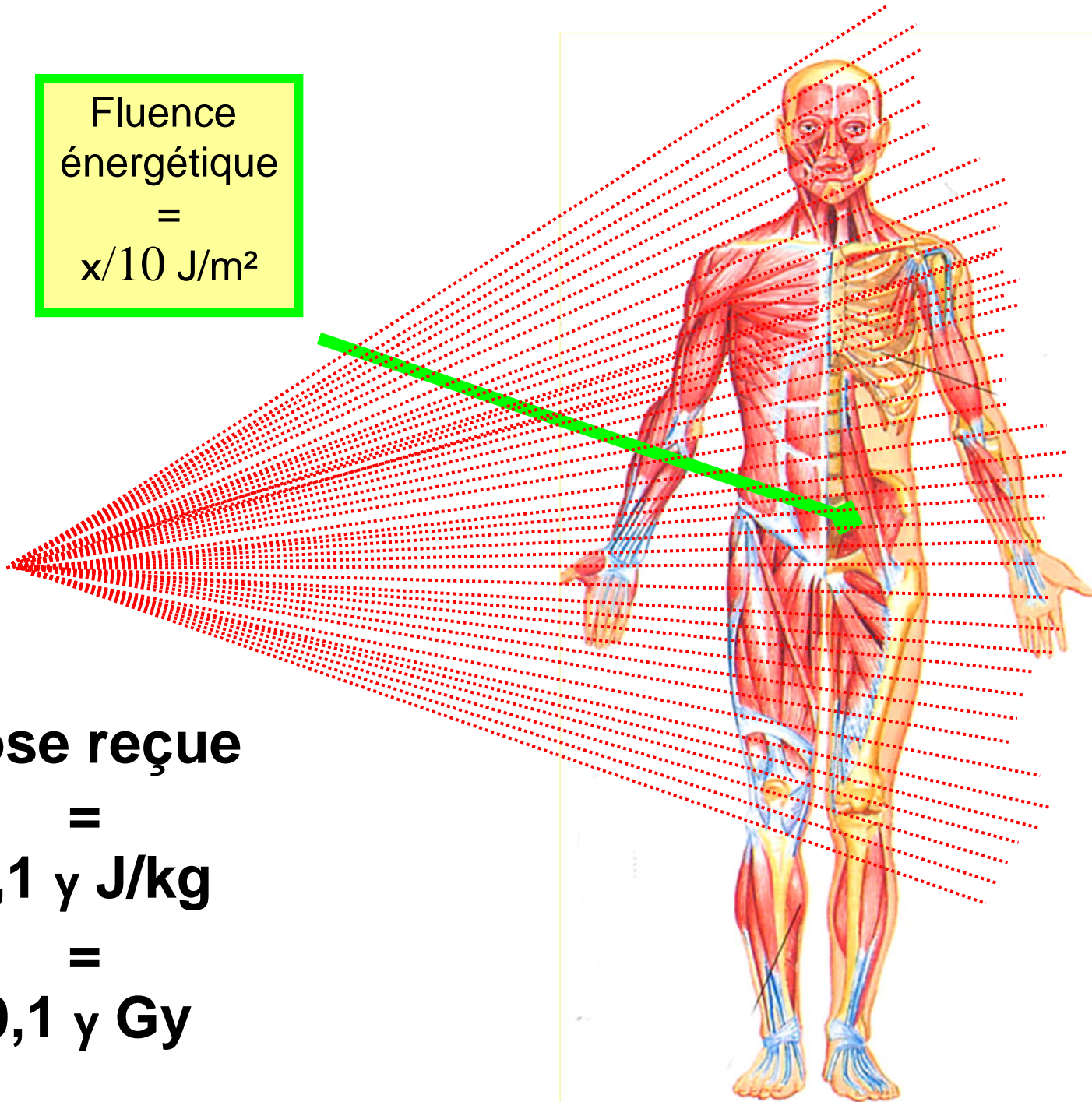


Dose reçue

=
y J/kg

=
y Gy

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



Dose reçue

=
0,1 y J/kg

=
0,1 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... »

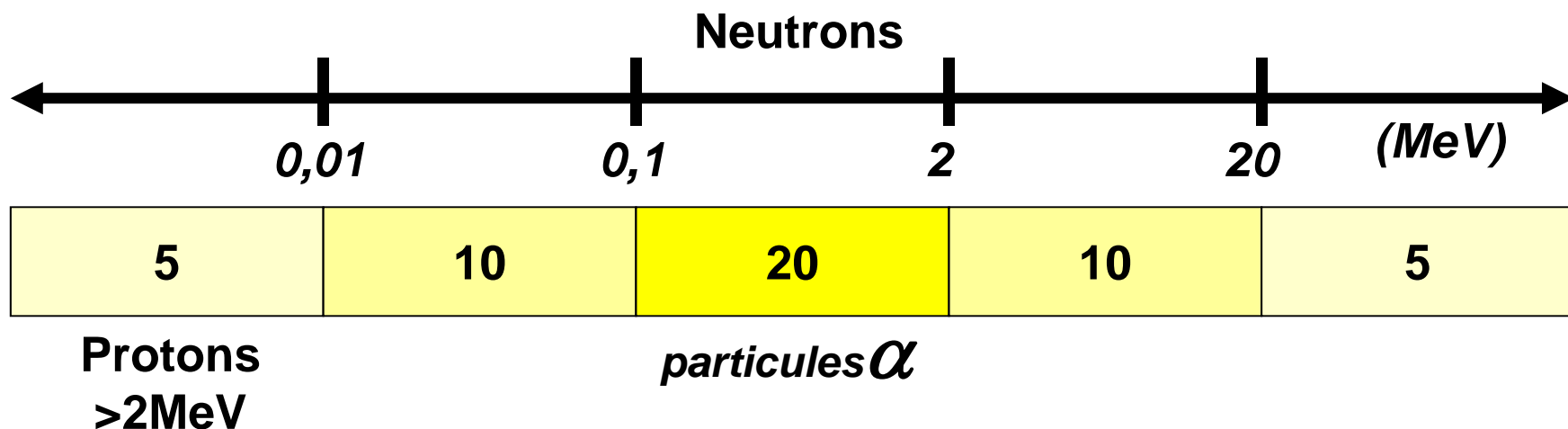
La prise en compte de la nature des rayonnements :

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

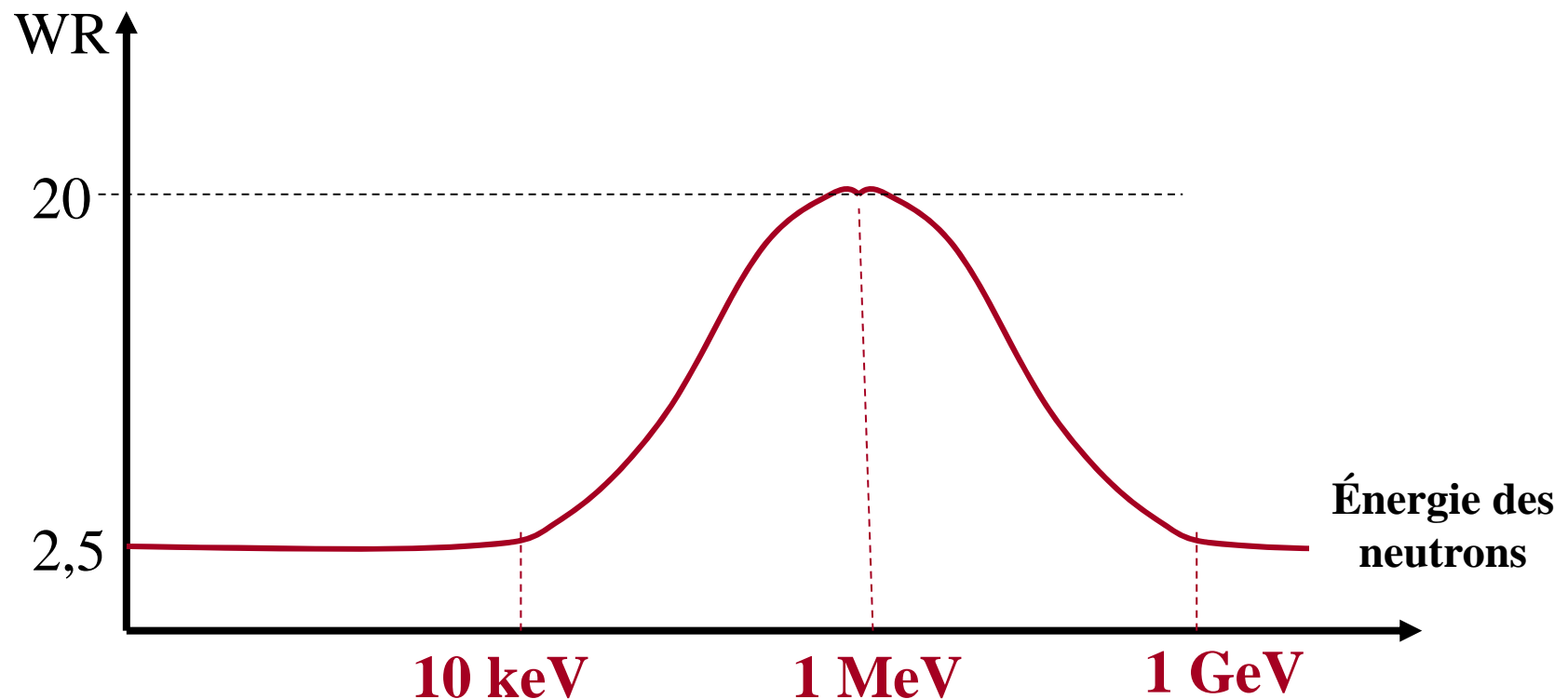
La prise en compte de la nature des rayonnements : notion de dose équivalente

- 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 α) 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 :

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

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 β ou α
 - **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 γ 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* β^-
 - La concentration du radioélément varie au cours du temps. Soit $E_{\beta_{moy}}$ l'énergie moyenne des particules β 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 Gy.h^{-1} ; $E_{\beta_{moy}}$ en eV et $C(t)$ en mCi.g^{-1}

Dosimétrie et irradiation internes

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

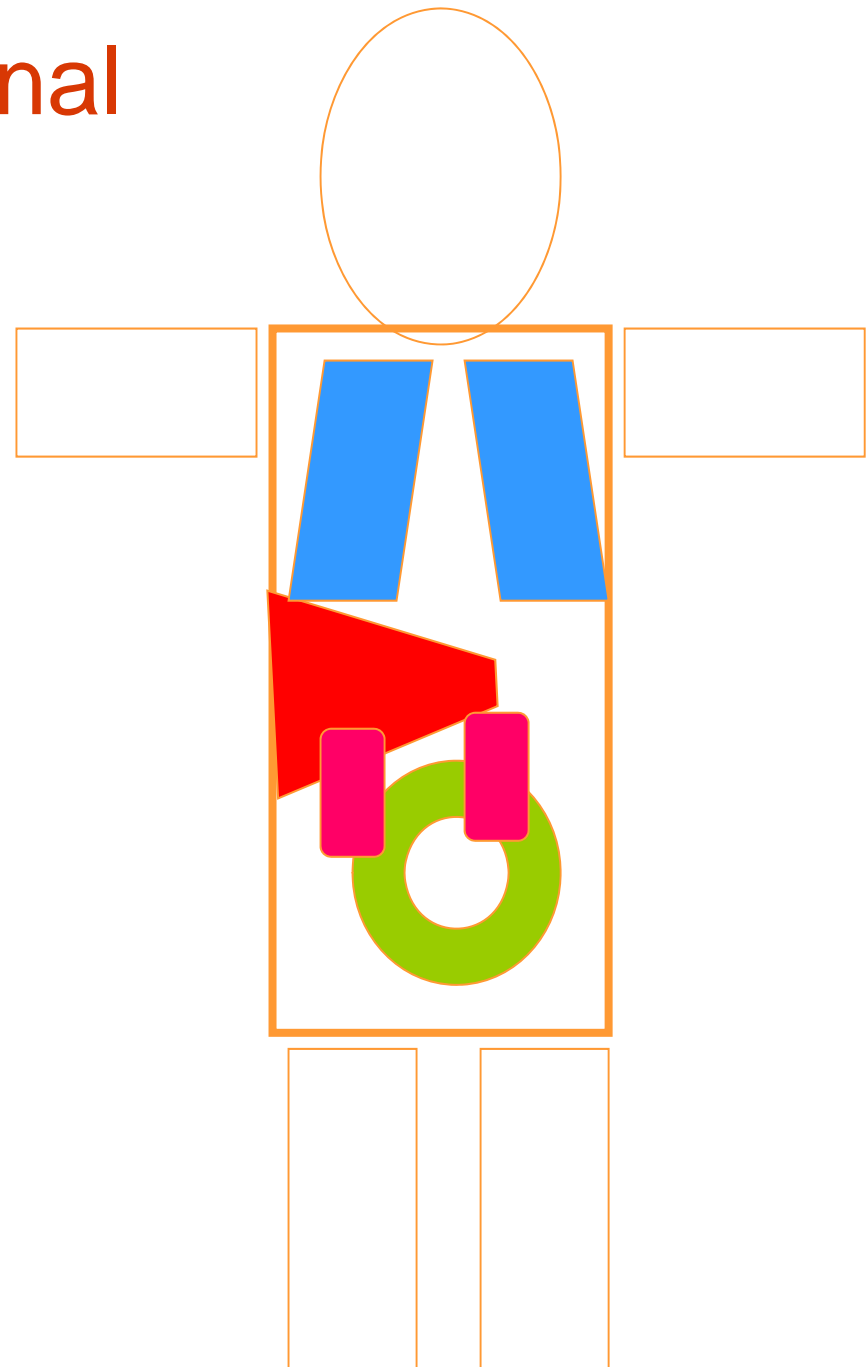
$$\frac{1}{T_e} = \frac{1}{T} + \frac{1}{T_B}$$

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

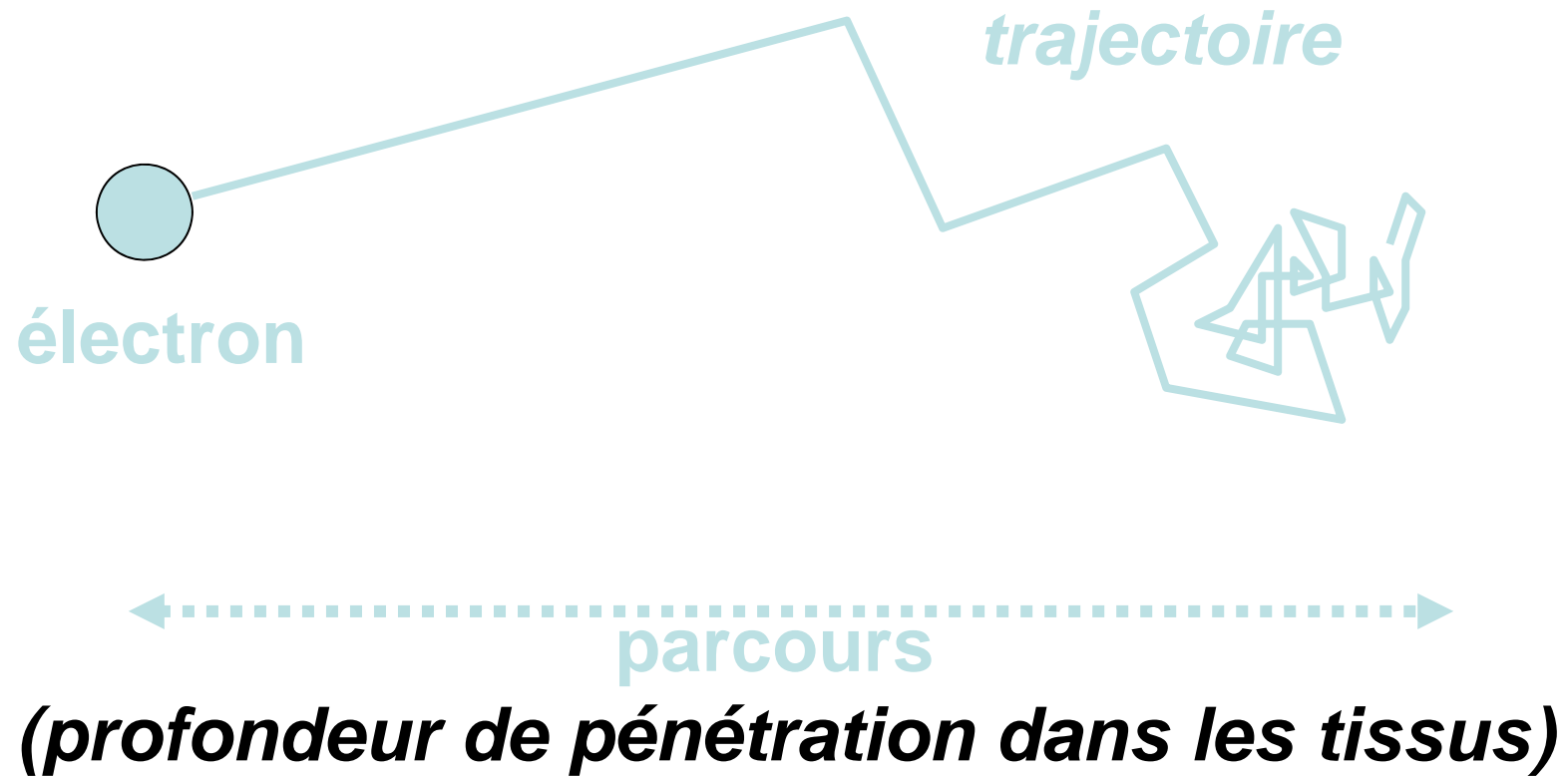
Fait appel à des fantômes censés représenter « l'homme moyen »...



Irradiation interne : particularités

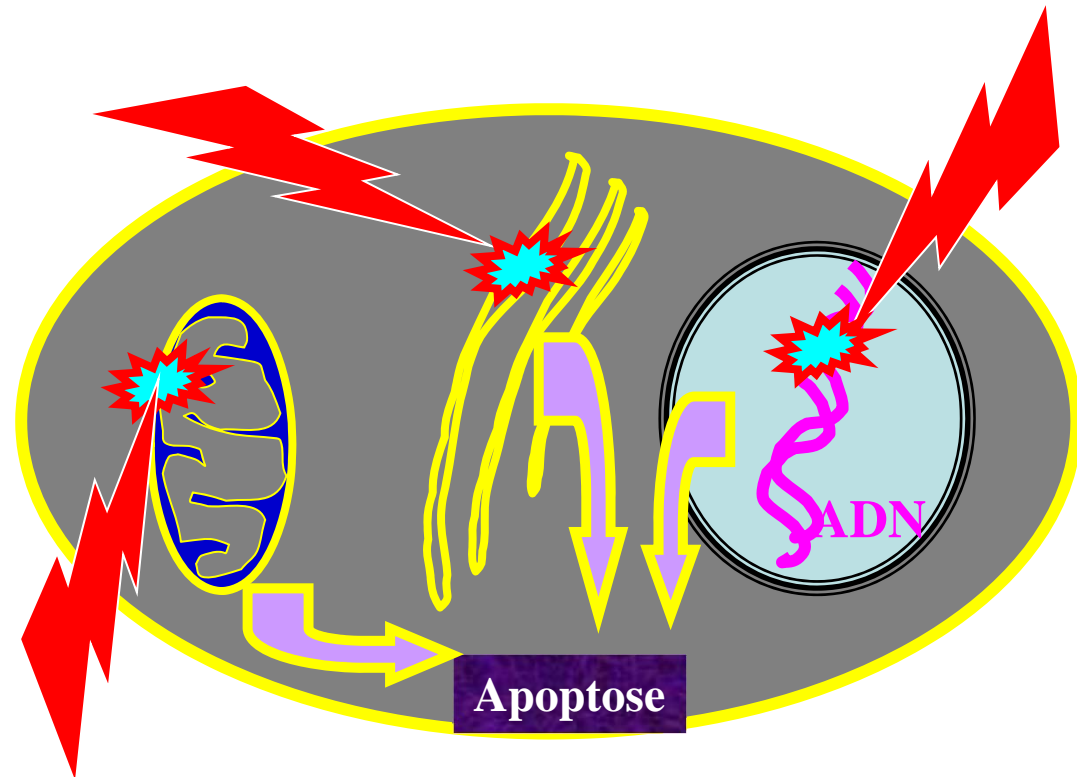
- Bas débit de dose continu
- Hétérogénéité de la dose à la tumeur
- Hétérogénéité à l'échelle cellulaire

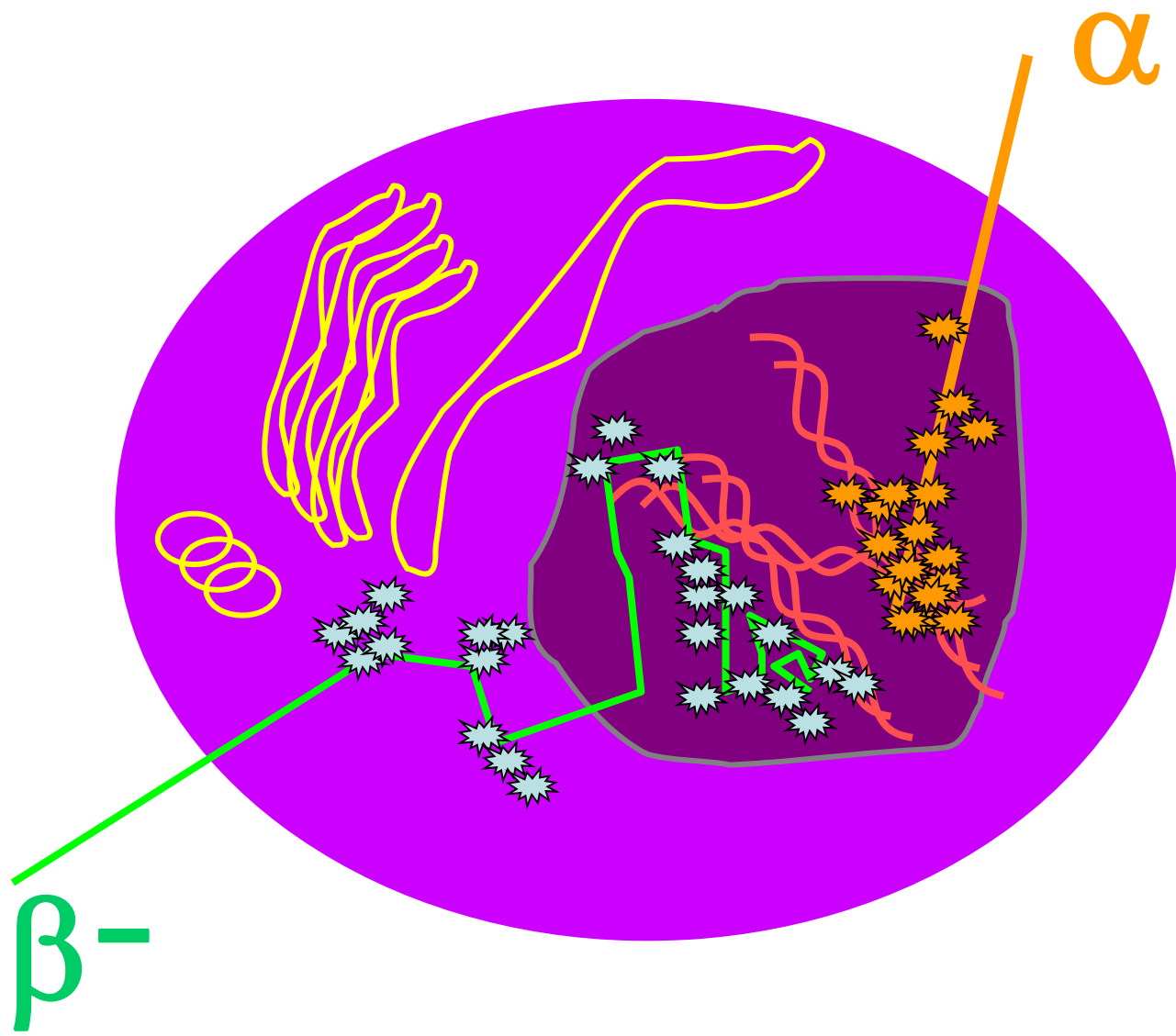
Trajectoire et parcours



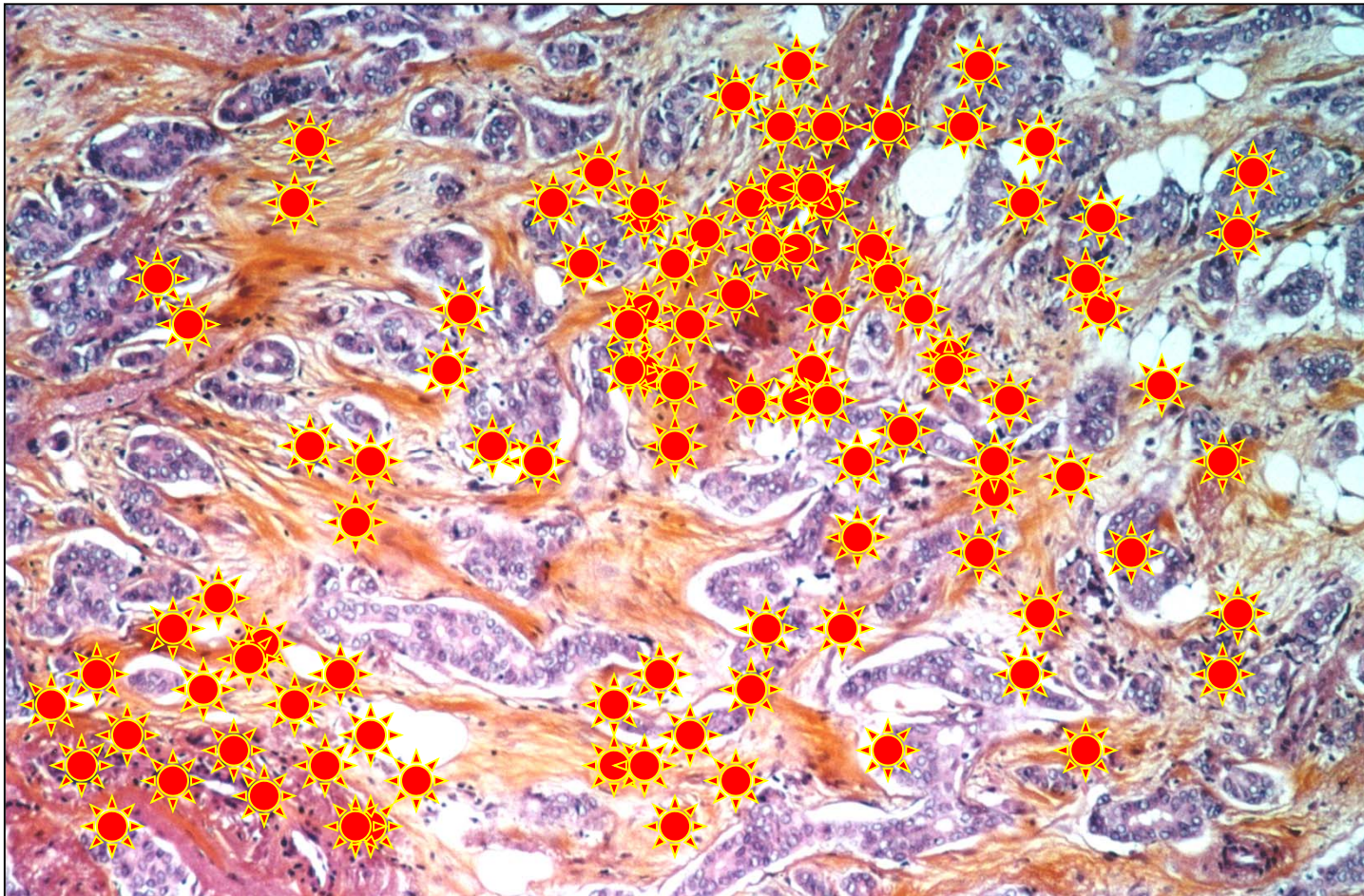
Dosimétrie à l'échelle cellulaire : hétérogénéité ++

- **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 cette œuvre relève des législations française et internationale sur le droit d'auteur et la propriété intellectuelle, littéraire et artistique ou toute autre loi applicable.

Tous les droits de reproduction, adaptation, transformation, transcription ou traduction de tout ou partie sont réservés pour les textes ainsi que pour l'ensemble des documents iconographiques, photographiques, vidéos et sonores.

Cette œuvre est interdite 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 (UJF) Grenoble 1 et ses affiliés.

L'utilisation de ce document est strictement réservée à l'usage privé des étudiants inscrits à l'Université Joseph Fourier (UJF) Grenoble 1, et non destinée à une utilisation collective, gratuite ou payante.