

# INTERACTIONS ENTRE RAYONNEMENT IONISANT ET MATIERE

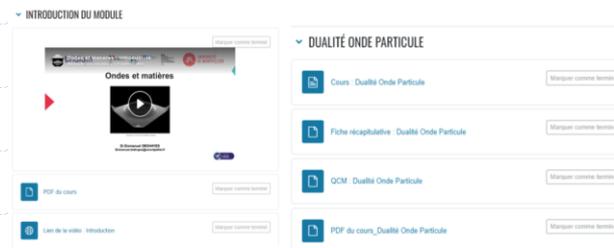
**Prérequis** : Cours de PASS « Ondes et Matière », disponible

- *intégralement sous <https://scinti.edu.umontpellier.fr/enseignements/cours/>*
- *Sous forme de synthèse : diaporamas commentés et séances en présentiel proposés par le Dr E. Deshayes.*

(emmanuel.deshayes@umontpellier.fr)

- Cours, fiches de synthèses et exercices disponibles ici (QR code et lien)

<https://moodle.umontpellier.fr/course/view.php?id=22446>



UE BIOPHYSIQUE & BASES DE L'IMAGERIE  
denis.mariano-goulart@umontpellier.fr

# OBJECTIFS PEDAGOGIQUES ( )

PLAN	OBJECTIFS PEDAGOGIQUES
INTERACTION PHOTONS/MATIERE	<p>1- Prescrire et interpréter des images radiologiques et scintigraphiques en s'appuyant sur les principes physiques qui conditionnent la production de ces images.</p> <p>2- Evaluer les conséquences sur la santé d'une exposition à un rayonnement de photons.</p> <p>3- Utiliser des photons en radiothérapie.</p>
INTERACTION PARTICULES/MATIERE	<p>1- Evaluer les conséquences sur la santé d'une exposition à un rayonnement de particules.</p> <p>2- Utiliser des particules en radiothérapie.</p>
DOSIMETRIE EXTERNE ET INTERNE	<p>Quantifier le risque sur la santé d'une exposition à des rayonnements ionisants.</p>

*Ce cours est un prérequis pour les cours de radiobiologie, de radioprotection et d'imagerie médicale.*



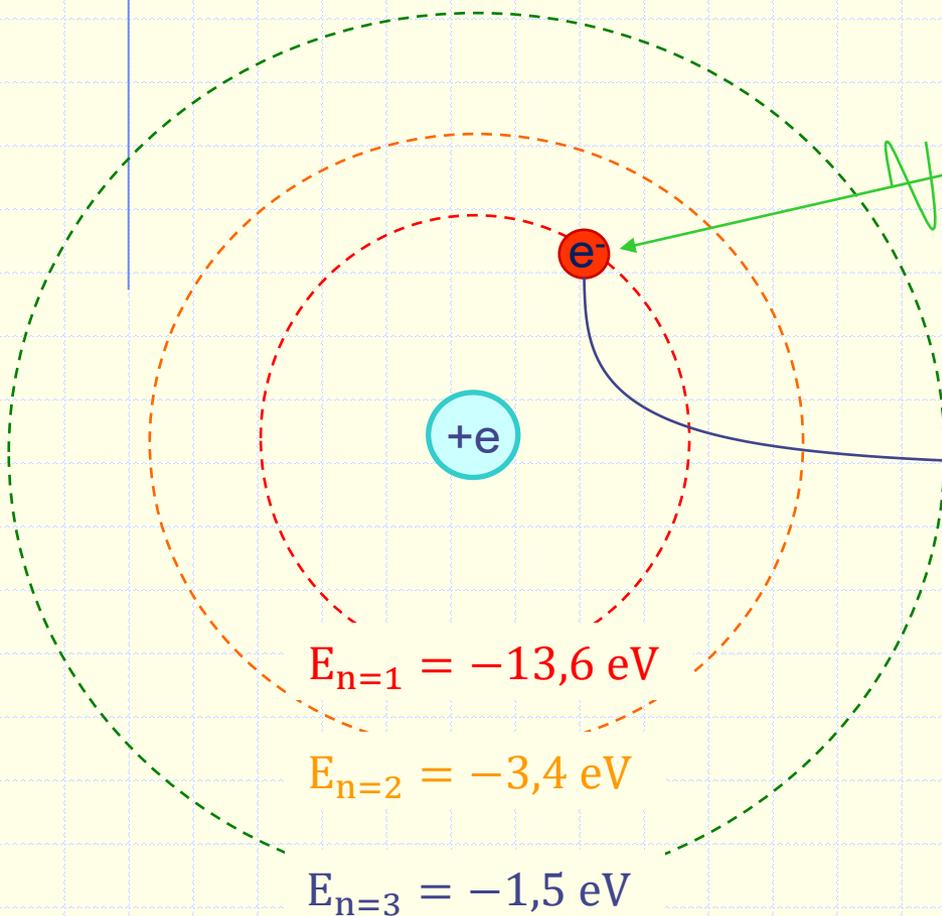
# INTERACTION RAYONNEMENT MATIERE

Energie de liaison de l'e<sup>-</sup> de l'H :  $E_n = -\frac{13,6}{n^2} \text{ eV}$

**RAYONNEMENT IONISANT**

si énergie  $E >$  quelques dizaines d'eV

● UV, X,  $\gamma$ , particules (e,  $\alpha$ , p, n...)



$E_{n=1} = -13,6 \text{ eV}$

$E_{n=2} = -3,4 \text{ eV}$

$E_{n=3} = -1,5 \text{ eV}$

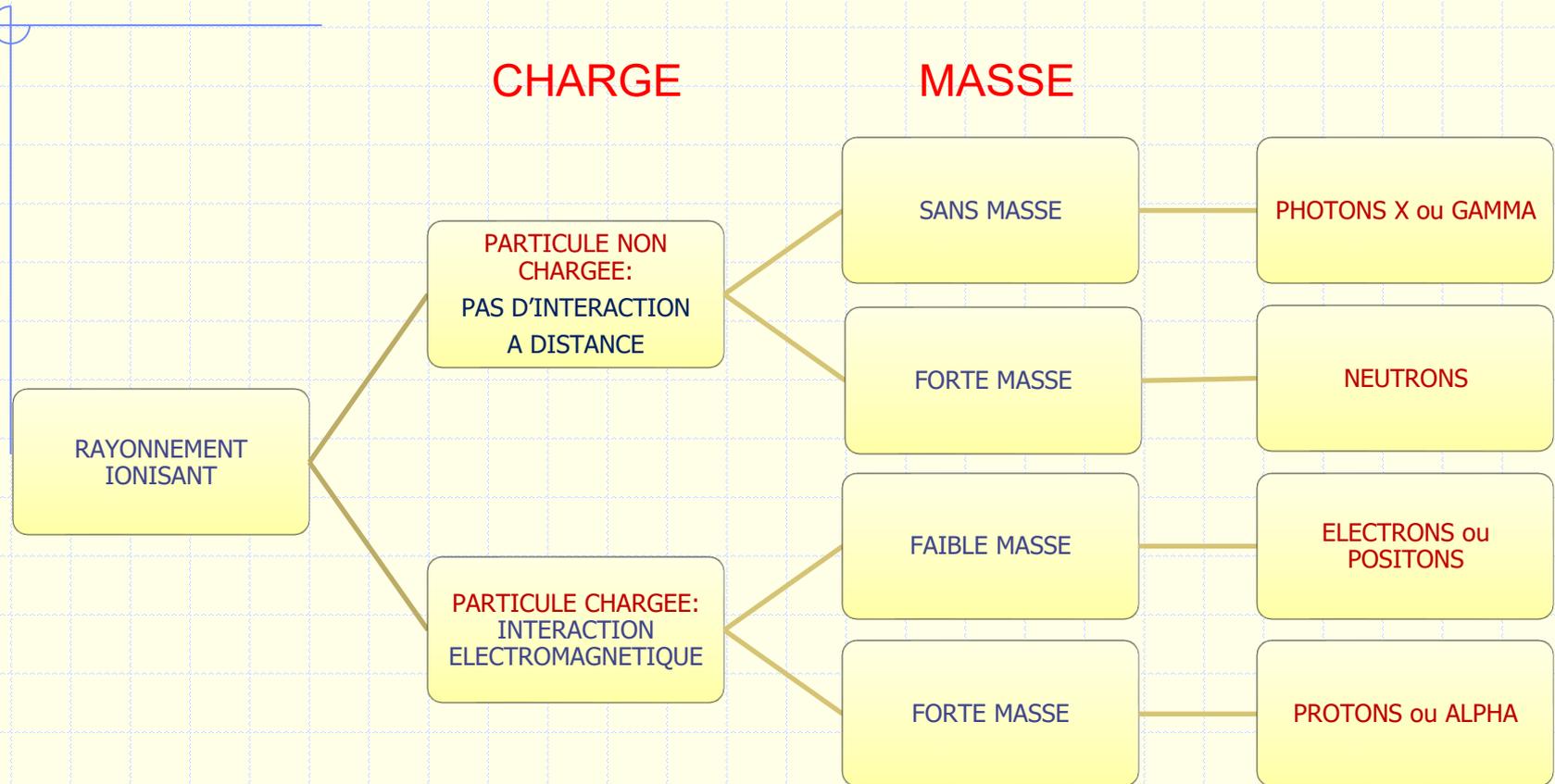
**e<sup>-</sup>  $E_{\infty} \geq 0 \text{ eV}$**

**IONISATION**

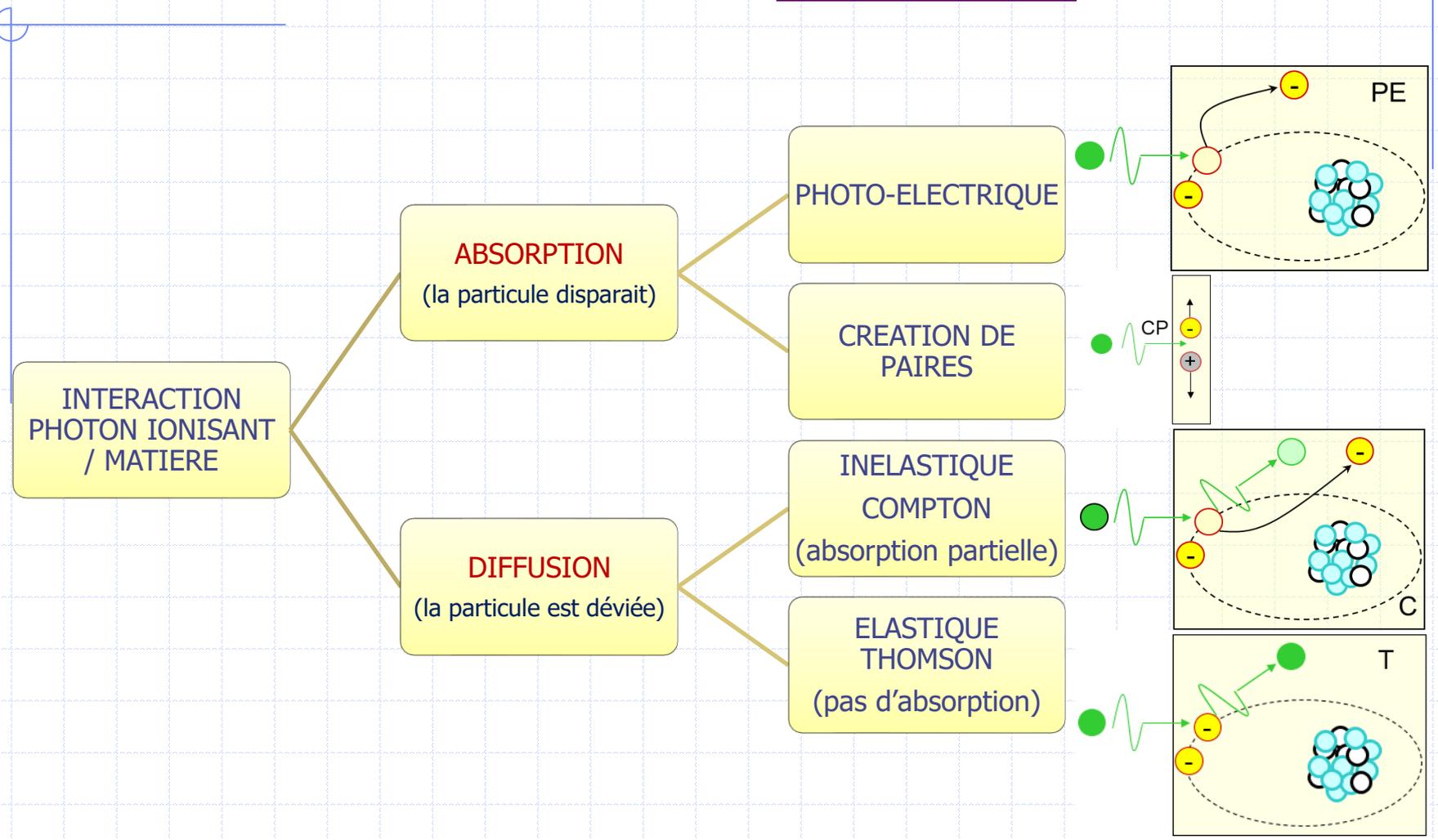
par absorption de l'énergie  $E \geq 13,6 \text{ eV}$   
d'un photon ( $E = hf = \frac{hc}{\lambda}$ ) ou d'une  
particule



# CLASSIFICATION DES RAYONNEMENTS IONISANTS



# MODES D'INTERACTION PHOTON-MATIERE





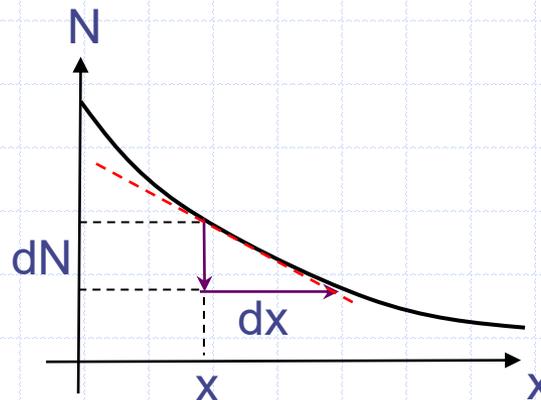
# ATTENUATION DES PHOTONS

- Le photon: pas de charge électrique, donc l'interaction photon/matière **aléatoire**.
- Coefficient linéique d'atténuation  $\mu$

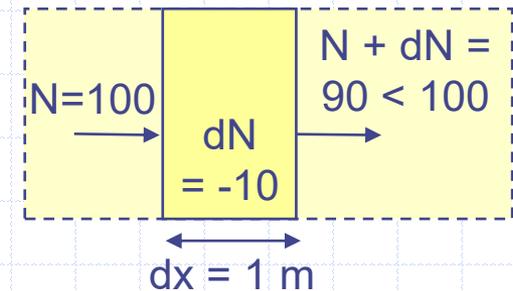
$\mu \stackrel{\text{def}}{=} \text{probabilité d'interaction avec la matière par unité de longueur traversée}$

$$\mu \left( \text{m}^{-1} \right) = - \frac{dN}{N dx}$$

$$\mu = - \frac{\frac{dN(x)}{dx}}{N(x)} \stackrel{\text{def}}{=} - \frac{N'(x)}{N(x)} \text{ si } dx \rightarrow 0$$



Exemple :  $\mu = 0,1 \text{ m}^{-1} = \frac{-10}{100} \frac{1}{1 \text{ m}}$





# ATTENUATION DES PHOTONS

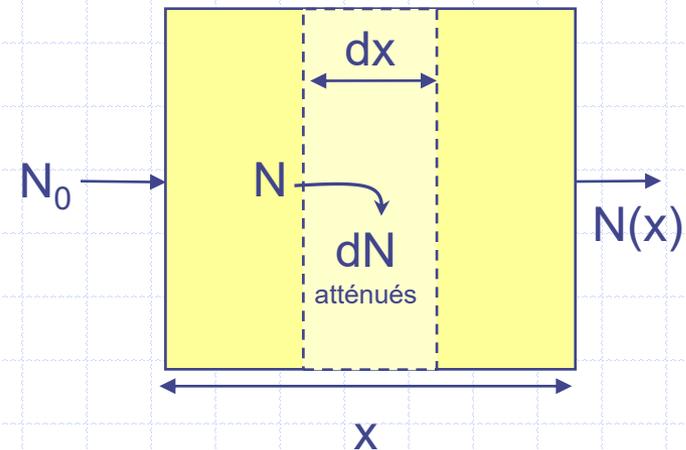
**Atténuation** d'un faisceau de photons  $\stackrel{\text{def}}{=}$  nombre de photons du faisceau ayant **interagit** (par absorption ou diffusion) avec la matière:

$$\mu = \frac{-\frac{dN(x)}{N(x)}}{dx} = -\frac{N'(x)}{N(x)}$$

$$\Rightarrow \ln N(x) = -\mu \cdot x + \text{Cste}$$

$$\Rightarrow N(x) = e^{-\mu \cdot x + \text{Cste}} = e^{\text{Cste}} \cdot e^{-\mu \cdot x}$$

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



$N(x)$  = nombre de photons ayant traversé l'épaisseur  $x$  sans interagir avec la matière, et  $N_0 = N(0)$

# ATTENUATION DES PHOTONS

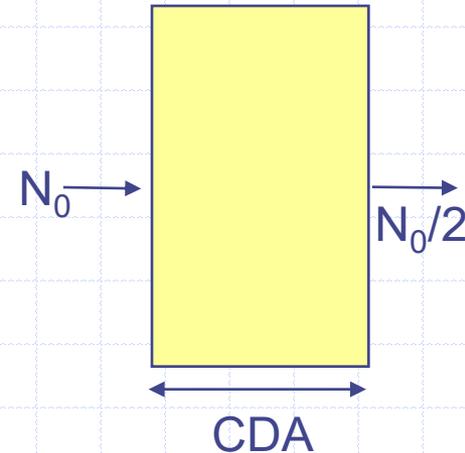
**Couche de Demi-Atténuation** : épaisseur moyenne nécessaire à l'atténuation de la moitié des photons du faisceau incident

$$N(x) = \frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\mu \text{CDA}} \Rightarrow \ln 2 = \mu \cdot \text{CDA} \Rightarrow \text{CDA} = \frac{\ln 2}{\mu}$$

$$\text{CDA} = \frac{\ln 2}{\mu} \approx \frac{0,69}{\mu}$$

$$N(x) = N_0 e^{-\mu x} = N_0 e^{-\frac{\ln 2}{\text{CDA}} x} \Rightarrow N(x) = N_0 \cdot 2^{-\frac{x}{\text{CDA}}}$$

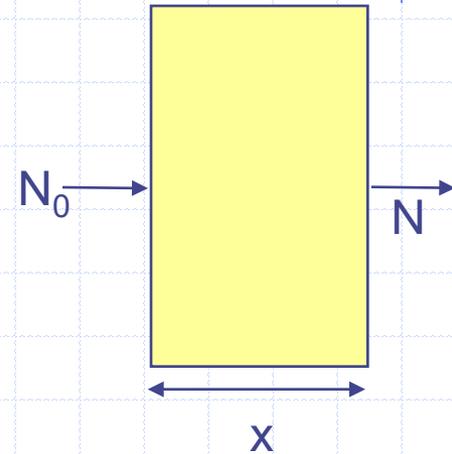
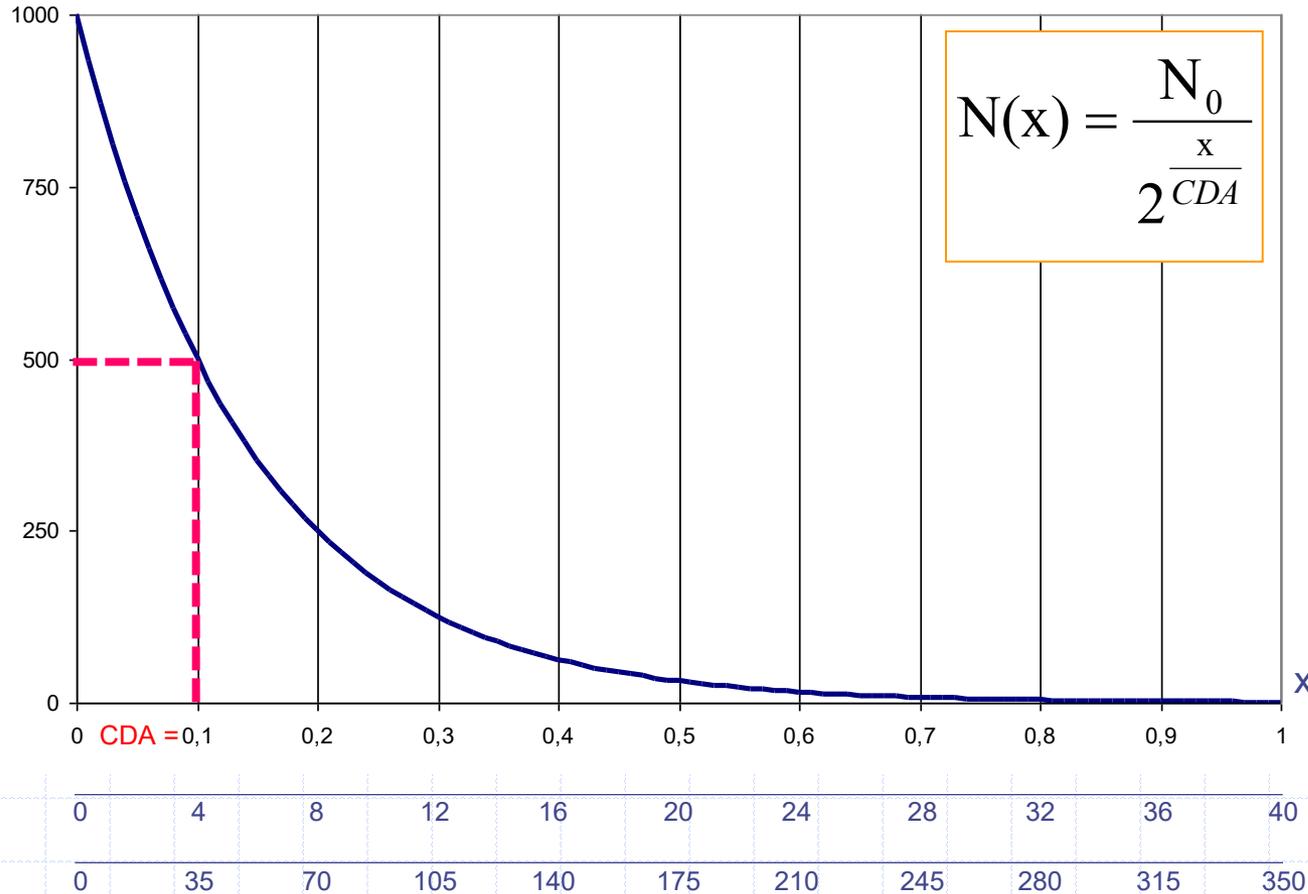
$$N(x) = \frac{N_0}{2^{\frac{x}{\text{CDA}}}}$$



Libre parcours moyen interaction  $LPM = \frac{1}{\mu}$  = distance moyenne parcourue avant



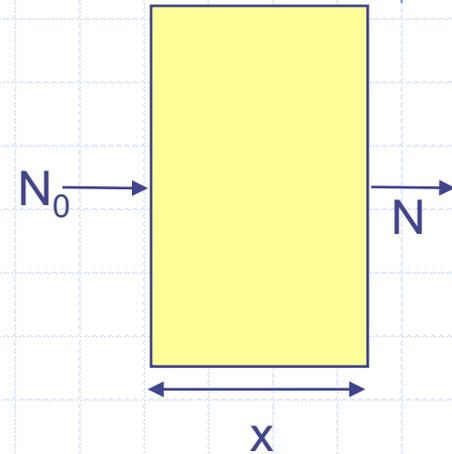
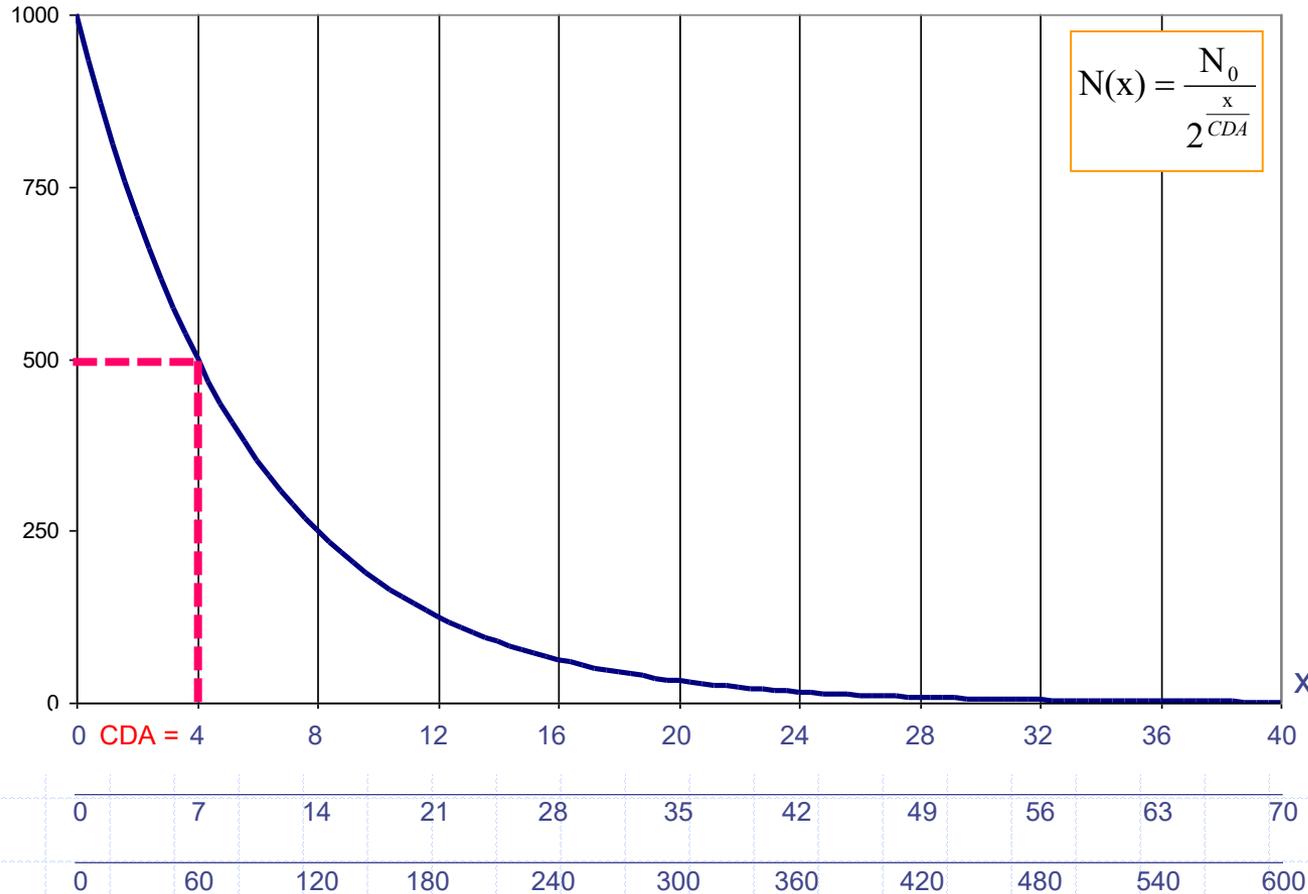
# ATTENUATION DES PHOTONS



Photons de 100 keV :

- dans du plomb : CDA = 0,1 mm
- dans de l'eau : CDA = 4 cm
- dans de l'air : CDA = 35 m

# ATTENUATION DES PHOTONS

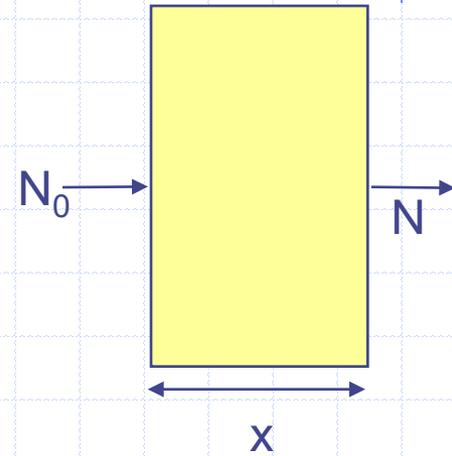
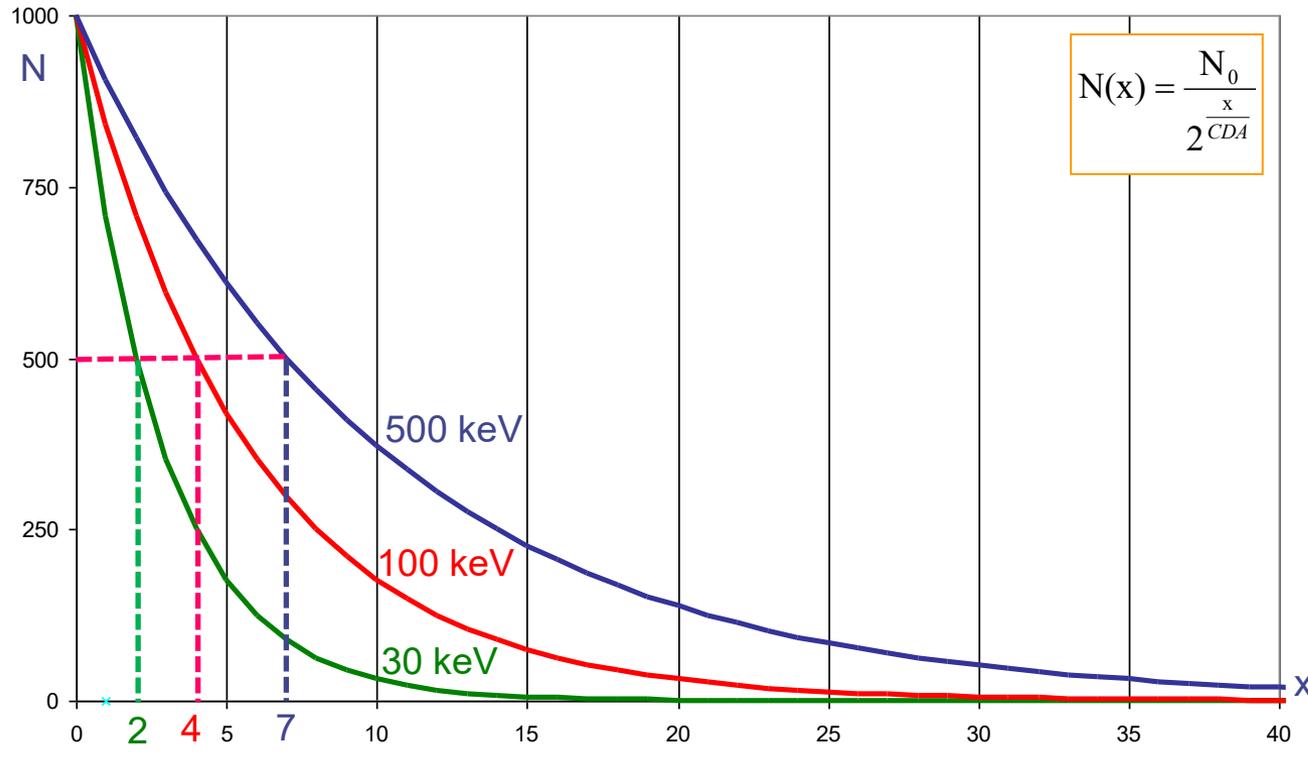


mm de plomb  
cm d'eau  
m d'air

Photons de 500 keV :

dans du plomb : CDA = 4 mm  
dans de l'eau : CDA = 7 cm  
dans de l'air : CDA = 60 m

# ATTENUATION DES PHOTONS



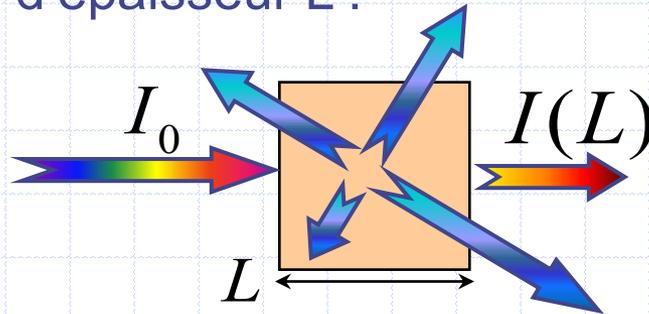
Dans de l'eau :

- photons de 30 keV : CDA = 2 cm  $\Rightarrow$  plus atténués
- photons de 100 keV : CDA = 4 cm
- photons de 500 keV : CDA = 7 cm  $\Rightarrow$  plus pénétrants

# EXEMPLE : SPECTROMETRIES

Absorption  $\pm$  ré-émission (si diffusion) d'une lumière par un échantillon biologique d'épaisseur  $L$  :

- Loi générale :



$$\frac{dI}{I} = -k \cdot dx \Rightarrow I(L) = I_0 \cdot e^{-k \cdot L} \text{ pour chaque } \lambda.$$

- Loi de Beer :

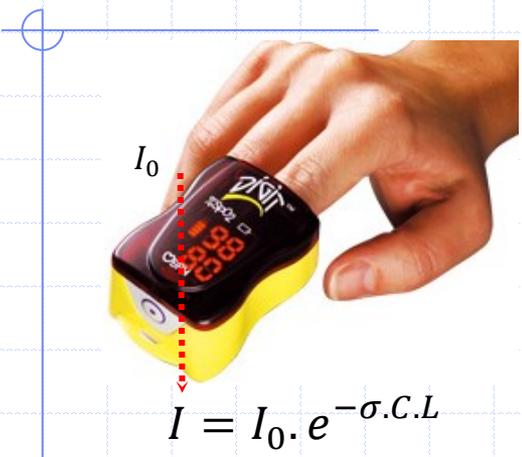
$$k = \sigma \cdot C$$

Concentration  
 $\text{mol} \cdot \text{m}^{-3}$

Coef. d'atténuation linéique ( $\text{m}^{-1}$ )  
 $k \uparrow \Rightarrow$  absorption  $\pm$  diffusion  $\uparrow$

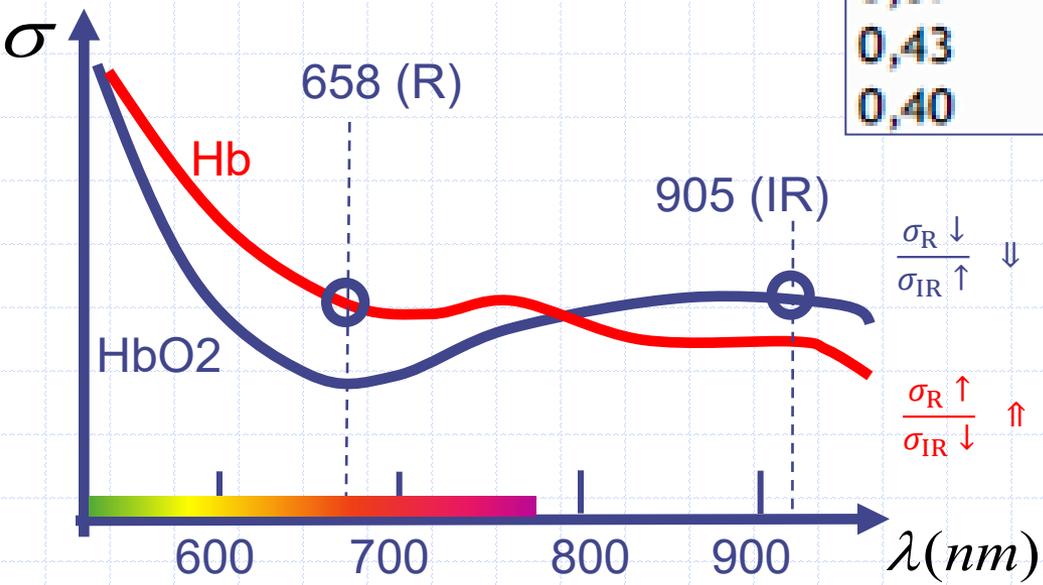
Section efficace molaire  
 $\text{m}^2 \cdot \text{mol}^{-1}$

# EXEMPLE: OXYMETRIE DE POULS



$$I = I_0 \cdot e^{-\sigma \cdot C \cdot L}$$

$\sigma_R/\sigma_{IR}$	SpO <sub>2</sub> (%)
2,5	0
1,75	20
1,60	30
1,50	40
1,25	60
1,00	82
0,75	91
0,67	95
0,43	99
0,40	100



$\frac{\sigma_R \downarrow}{\sigma_{IR} \uparrow} \downarrow$   
 $\frac{\sigma_R \uparrow}{\sigma_{IR} \downarrow} \uparrow$

$$Sp_{O_2}^a = \frac{Hb_{O_2}}{Hb_{O_2} + Hb}$$



# EFFET PHOTO-ELECTRIQUE

- A. Einstein 1905: ionisation avec absorption de toute l'énergie du photon incident

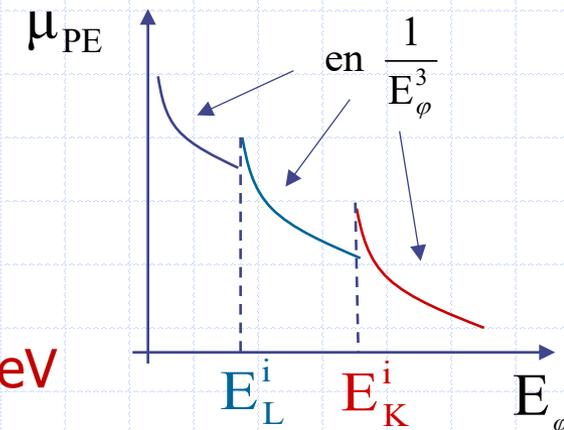
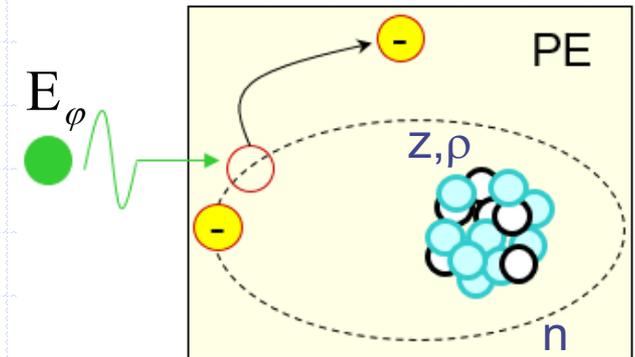
- Loi de Bragg et Pierce :

$$\mu_{PE} \approx C_n \cdot \rho \cdot \frac{Z^3}{E_\phi^3}$$

- Dépend de la masse volumique  $\rho$ .

- Prépondérant:

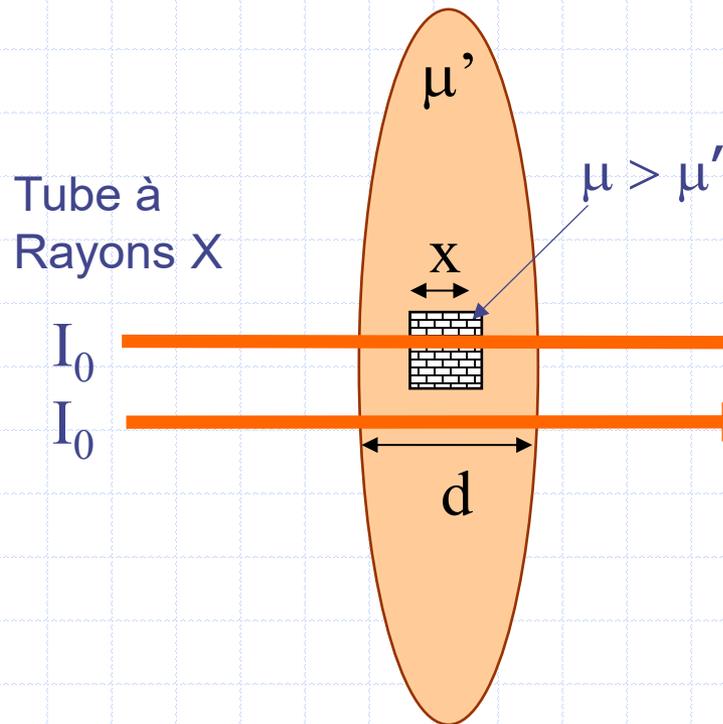
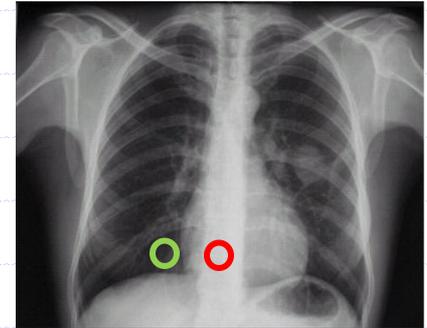
- dans les tissus biologiques si  $E_\phi \approx 10$  à  $50$  keV
- dans le plomb si  $E_\phi < 500$  keV





# EFFET PHOTO-ELECTRIQUE: APPLICATIONS

**Contraste en radiologie** : pièce osseuse de coefficient linéique d'atténuation  $\mu$  au sein d'un tissu de coefficient  $\mu'$  :



$$I_1 = I_0 e^{-\mu' \cdot (d-x) - \mu x} < I_2$$

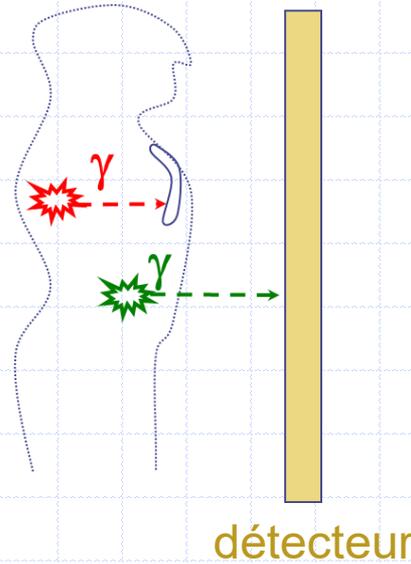
$$I_2 = I_0 e^{-\mu' \cdot d}$$

$$C = \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2} \text{ est fonction de } \mu \propto \rho$$



# EFFET PHOTO-ELECTRIQUE: APPLICATIONS

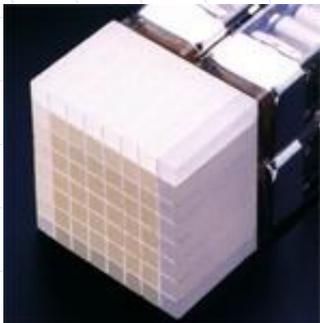
## Auto-atténuation en scintigraphie



## Détecteurs en radiologie

## et en scintigraphie

- Conversion d'un signal de photons X ou  $\gamma$  en signal électrique (chambres à ionisations, photo-multiplicateurs, détecteurs à semi-conducteurs...)



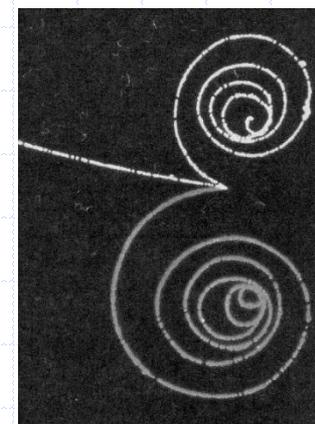
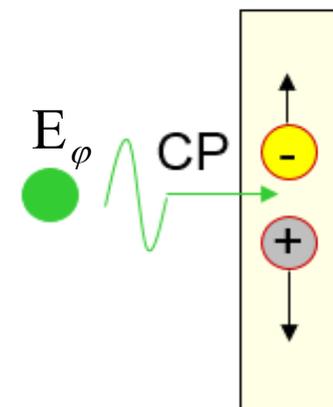
# CREATION DE PAIRES

- Matérialisation de l'énergie d'un photon en une paire particule/antiparticule de nature électronique (électron et positon)
- Nécessite des photons d'énergie supérieure à l'énergie de masse du positon et de l'électron :

$$E_{\varphi} = hf = \frac{hc}{\lambda} > 2.m_e c^2 \approx 1 \text{ MeV}$$

$$E_{\varphi} - 2.m_e c^2 = E_c^{e^-} + E_c^{e^+}$$

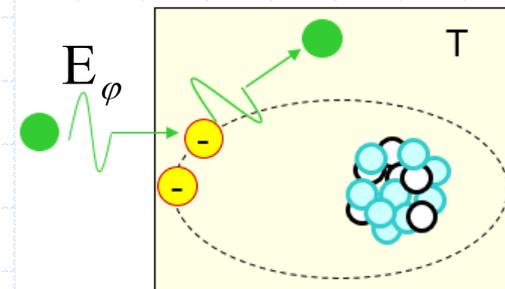
- Marginal dans le domaine de la santé, sauf en radiothérapie



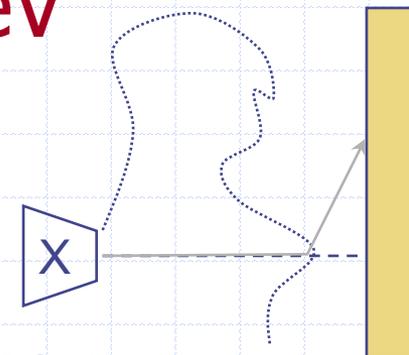
# DIFFUSION ELASTIQUE THOMSON

- Changement de direction d'un photon sans échange d'énergie entre le photon et la matière: Pas d'ionisation.

$E_{\phi} = hf = hc/\lambda$  est inchangée



- Important seulement si  $E_{\phi} < 45$  keV donc principalement en mammographie où cela cause du flou et nécessite des dispositifs spécifiques





# DIFFUSION INELASTIQUE COMPTON

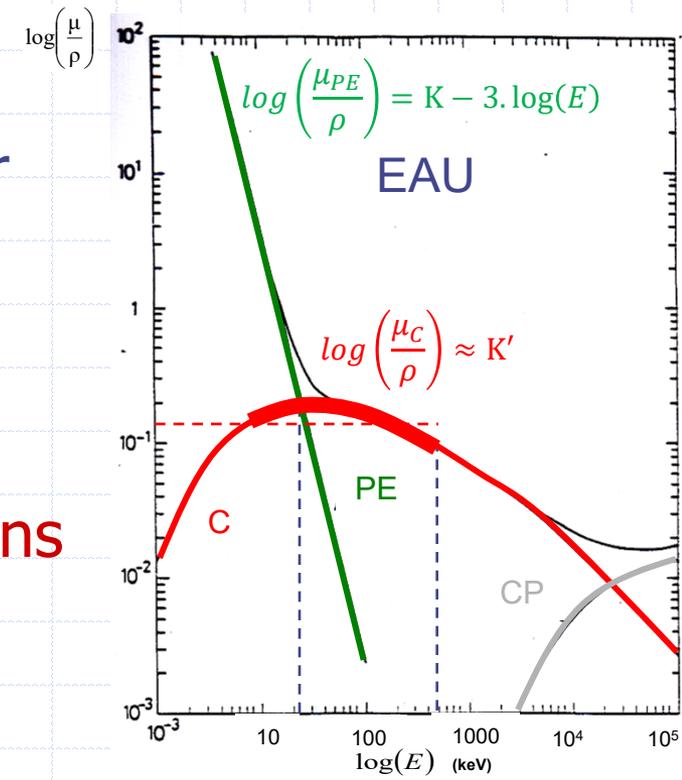
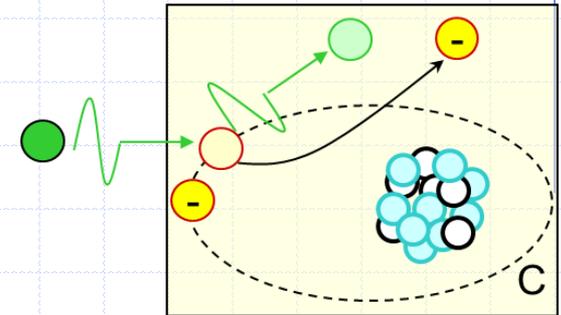
- Changement de direction du photon avec transfert partiel de son énergie à un électron qui est ionisé :

$$E_{\phi} = E_{\phi'} + E_{e^-}^i + E_{e^-}^c$$

- $\mu_c/\rho$  est sensiblement constant pour les énergies utilisées en médecine :

$$\mu_c \approx C \cdot \rho$$

- La diffusion Compton prédomine dans les tissus biologiques si  $E_{\phi} > 50 \text{ keV}$





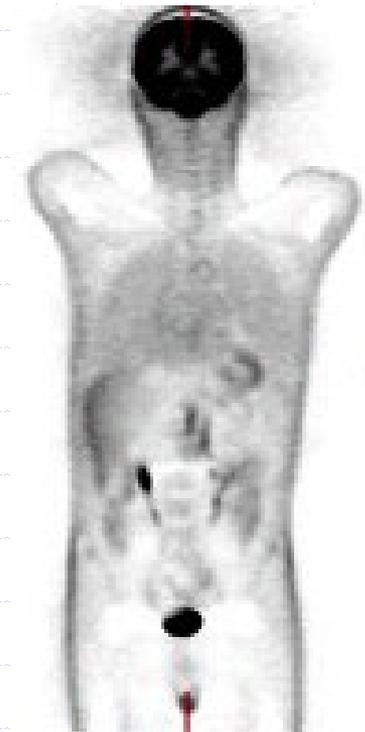
# DIFFUSION COMPTON

- Conséquences: **flous**

- flou en radiologie



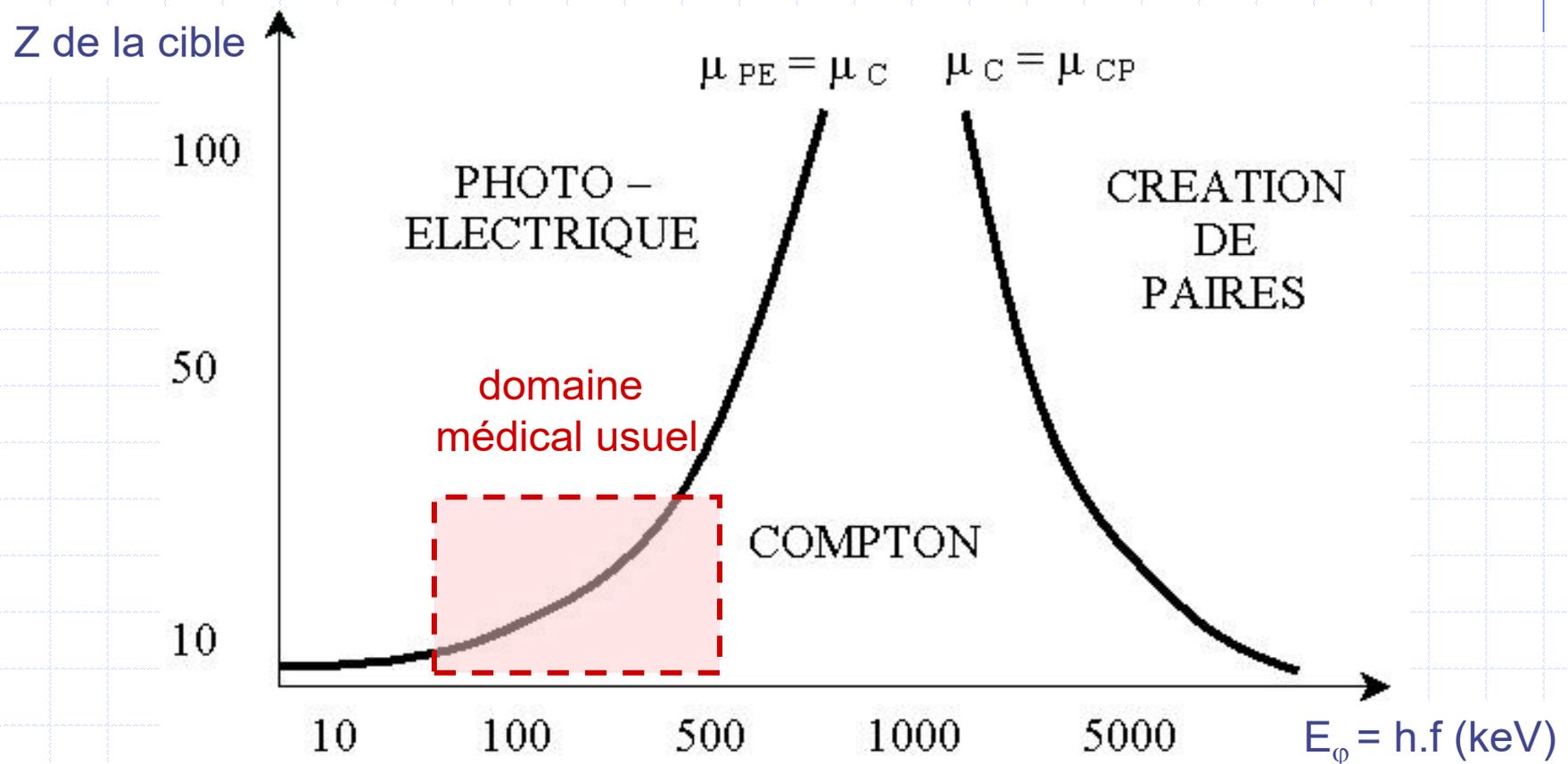
- flou et atténuation en scintigraphie qui nécessiteront d'être corrigés (cf. cours de médecine nucléaire)





# INTERACTIONS PHOTON-MATIERE

Synthèse sur la prédominance des différents effets :



Veillez vous connecter sous  
wooclap.com SVP :









# OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 1

- **Savoir caractériser l'atténuation de photons**
  - Comprendre pourquoi pas de charge  $\Rightarrow$  interaction aléatoire  $\Rightarrow$  décroissance exponentielle
- **Pour des photons, savoir définir, caractériser et manipuler**
  - La loi d'atténuation (Définition et utilisation de  $\mu$ , CDA, LPM)
  - Les modes d'atténuation et leurs applications
    - Création de paires :  $\varphi \rightarrow e^+ + e^-$  (marginal)
    - Absorption photo-électrique : atténuation
    - Diffusion Thomson : flou en mammographie
    - Diffusion Compton : atténuation + flou
  - Leurs domaines de dominance et leurs applications
- **Savoir calculer l'efficacité de mesures de radioprotection**

$$\mu_{PE} \propto \rho \cdot \frac{Z^3}{E_{Photon}^3}$$

$$\mu_C \propto \rho$$





# INTERACTIONS PARTICULE-MATIERE

INTERACTION  
PARTICULE / MATIERE

**PARTICULES NON CHARGEES**  
 DIFFUSION OU ABSORPTION  
ALEATOIRE AVEC LES NOYAUX  
 DE LA CIBLE  

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

LOURDES  
 (neutrons)

**PARTICULES CHARGEES**  
 INTERACTIONS  
ELECTROSTATIQUES AVEC LES  
 ELECTRONS ATOMIQUES DE LA  
 CIBLE

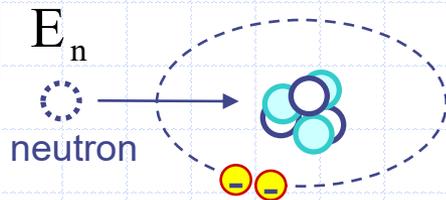
LOURDES  
 ( $\alpha$ , p)

LEGERES  
 ( $e^-$ ,  $e^+$ )

# INTERACTIONS NEUTRON-MATIERE

Neutre donc non déviée.

Interactions  
avec les noyaux cibles  
aléatoires et rares :  
Particules très pénétrantes  
(radioprotection).



Dans tous les cas :

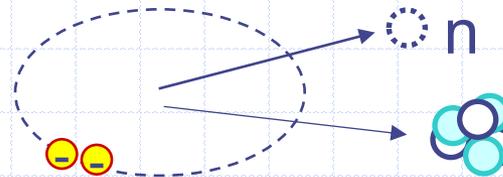
⇒ ionisations +++

L'exposition à  
un faisceau de neutrons  
est très dangereuse

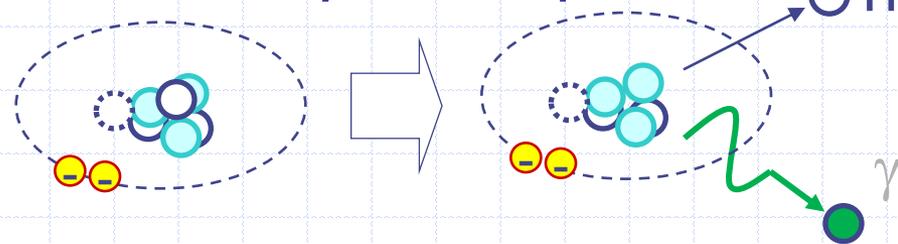
## Fission

### Diffusion sur les petits noyaux atomiques

♦  $E = 1-10 \text{ Mev} \Rightarrow 90\%$  d'arrêt par 23 cm d'eau

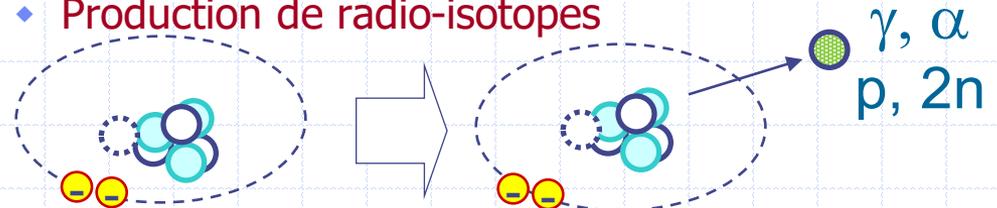


### Diffusion avec noyau composé



### Absorption par capture radiative:

♦ Production de radio-isotopes





# INTERACTION PARTICULE CHARGEE-MATIERE

- INTERACTION ELECTROSTATIQUE SUR LES ELECTRONS DE LA CIBLE  $\Rightarrow$  IONISATIONS-EXCITATIONS sur la trajectoire
- TRANSFERT LINEIQUE D'ÉNERGIE (TEL)  $\stackrel{\text{def}}{=}$  quantité d'énergie transférée au milieu cible par la particule incidente par unité de longueur de trajectoire :
  - ↑ avec la charge ( $z$ ) de la particule ( $z_\alpha = 2 \cdot z_p$ ) et de la cible
  - ↑ si la vitesse de la particule ↓, donc
  - ↑ avec la profondeur

$$\text{TEL}(\text{keV}/\mu\text{ m}) \approx \text{Cste} \cdot \left( \frac{z}{v} \right)_{\text{incidente}}^2 \cdot (n \cdot Z)_{\text{cible}}$$

$z$  et vitesse de la particule

$Z$  et atomes/ $\text{m}^3$  dans la cible

# INTERACTIONS $\alpha$ /PROTON-MATIERE

- $\alpha$  et p = particules chargées **lourdes**
- Interactions électrostatiques avec les électrons de la cible  
⇒ **IONISATIONS-EXCITATIONS** le long de la trajectoire
- Vitesse faible (par rapport aux électrons)  
⇒ **TEL  $\propto (Z/v)^2$  élevés ( $\approx 100 \text{ keV}/\mu\text{m}$  pour  $\alpha$ ),**  
**donc pénétration relativement faible**
- Chocs directs très peu probables :  
**TRAJECTOIRE RECTILIGNE**



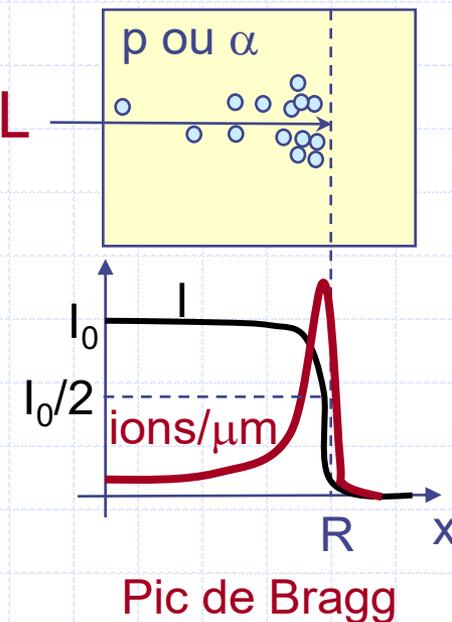
# INTERACTIONS $\alpha$ /PROTON-MATIERE

- IONISATIONS  $\uparrow$  LE LONG D'UNE TRAJECTOIRE RECTILIGNE
- Dose presque intégralement déposée à une profondeur appelée **parcours**  $R \approx E/TEL$   
R dépend de la vitesse, de la masse et de la charge de la particule incidente :

$$R = k \cdot E_c^{1,5} \cdot \frac{m}{Z^2}$$

- **Ordre de grandeur** :  $R$  ( $\mu\text{m}$ )  $\approx E(\text{keV})/100$

- **Applications** : Radon,  $^{223}\text{Ra}$  (Xofigo<sup>®</sup>) dans le cancer de prostate  
En développement :  $^{225}\text{Ac}$ ,  $^{212}\text{Pb}$  dans les Tumeurs neuroendocrines



# Ex: RADIOTHERAPIE METABOLIQUE ALPHA

Le  $^{223}_{88}\text{Ra}$  radium 223 est un émetteur alpha

$E_{\alpha} = 5.0 - 7.5 \text{ MeV}$  (radon & ses descendants)

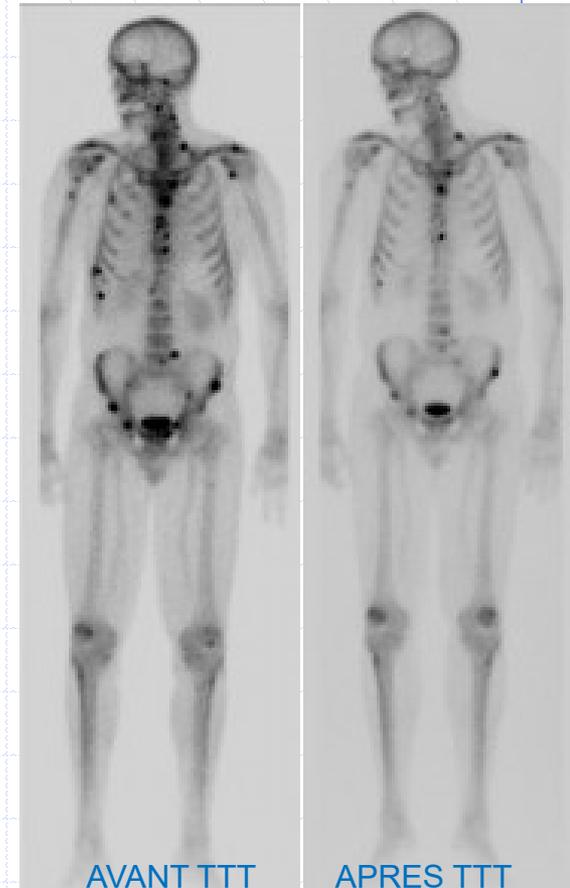
Il se fixe sur l'os comme du calcium.

Il se concentre sur les métastases ostéophiles (cancers de prostate).

TEL =  $80 \text{ keV}/\mu\text{m}$

$\Rightarrow R = (5 \text{ à } 7.5) \cdot 10^3 / 80 = 62 \text{ à } 94 \mu\text{m}$

$R < 100 \mu\text{m} = 0.1 \text{ mm} < 10 \text{ cellules.}$





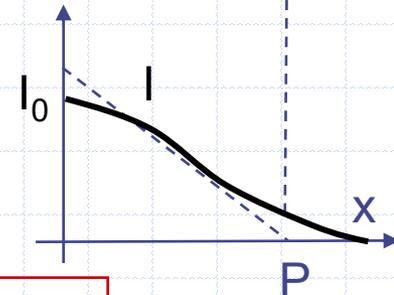
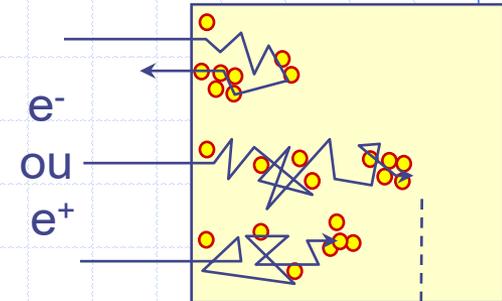
# INTERACTIONS ELECTRON-MATIERE

- Particules chargées **légères**
- Interactions électrostatiques avec les électrons de la cible  
⇒ **IONISATIONS-EXCITATIONS** le long de la trajectoire
- Vitesse élevée (par rapport aux  $\alpha$  et protons)  
⇒ **TEL** ( $\propto Z^2/v^2$ ) plus faibles ( $\approx 0,2 \text{ keV}/\mu\text{m} = 200 \text{ keV}/\mathbf{mm}$ ),  
donc pénétration supérieure aux rayons alpha.
- Masse faible ⇒ trajectoire en zigzag par **DIFFUSIONS**
  - ◆ Inélastique (rayonnement de freinage)
  - ◆ Élastique sur les noyaux et électrons de la cible
  - ◆ Par chocs directs sur les électrons de la cible



# INTERACTIONS ELECTRON-MATIERE

- donc ionisations  $\uparrow$  le long d'une trajectoire en **ligne brisée**
- Dose déposée sur une épaisseur moins précise appelée **PORTEE**,  $P$ ,  
 $P$  = distance maximale parcourue par les électrons dans la direction initiale

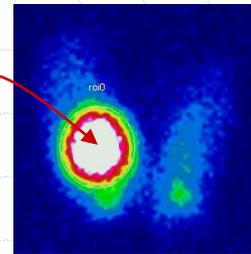


- **Ordre de grandeur:**  $P \text{ (mm)} \approx E(\text{keV})/200$

- **Applications** : Curiethérapie, RT métabolique

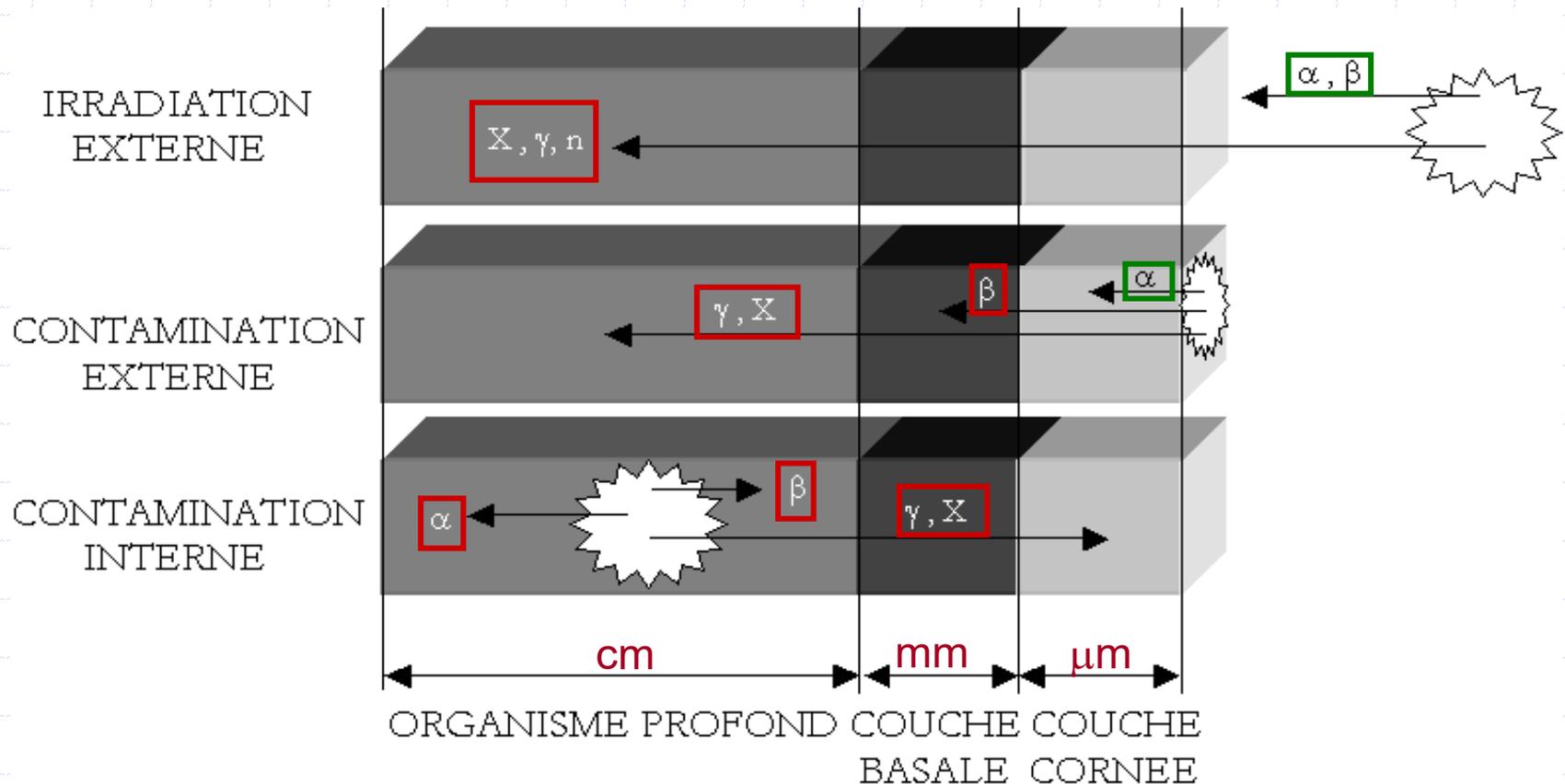
# RADIOTHERAPIE METABOLIQUE $\beta^-$

- **Monoarthrites inflammatoires :**  $^{169}_{68}\text{Er}$ ,  $^{186}_{75}\text{Re}$ ,  $^{90}_{39}\text{Y}$
- **Antalgie de métastase ostéophile :** BIPHOSPHONATE -  $^{89}_{38}\text{Sr}$  ou  $^{153}_{62}\text{Sm}$
- **Hyperthyroïdies et cancers thyroïdiens**
- **Cancers du foie :**  $^{90}_{39}\text{Y}$ -MICROSPHERES
- **Cancers neurocrines :**  $^{177}_{71}\text{Lu}$ -DOTATE
- **Cancer de prostate :**  $^{177}_{71}\text{Lu}$ -PSMA



# INTERACTIONS PARTICULE-MATIERE

Conséquences en matière de radioprotection (contaminations) :





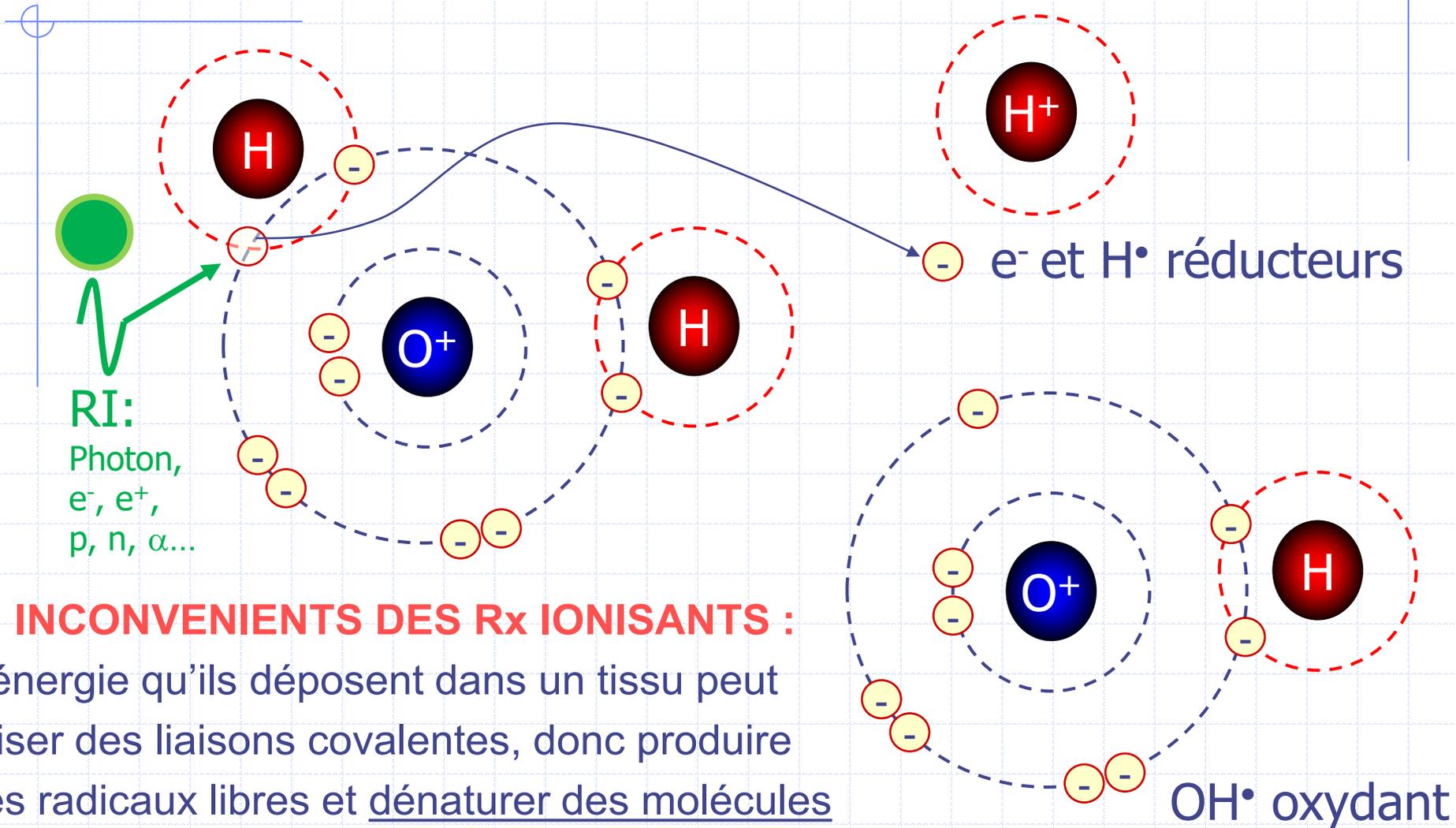


# OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 2

- Savoir caractériser et juger de la dangerosité des interactions avec de la matière des :
  - Neutrons: très pénétrants, très ionisants.
  - Protons et alpha:
    - Par interaction électrostatique  $\Rightarrow$  ionisations ++
    - trajectoire **rectiligne** sur parcours de quelques  $\mu\text{m}$
    - Irradiation par le radon, radiothérapie métabolique (en développement)
  - Électrons:
    - Interaction électrostatique + diffusion  $\Rightarrow$  ionisations +
    - trajectoire en **ligne brisée** sur portée de quelques **mm**
    - Radiothérapie métabolique et vectorisée
- Savoir évaluer l'ordre de grandeur d'une zone irradiée en radiothérapie interne vectorisée ou métabolique



# GRANDEURS DOSIMETRIQUES



- INCONVENIENTS DES Rx IONISANTS :**

L'énergie qu'ils déposent dans un tissu peut briser des liaisons covalentes, donc produire des radicaux libres et dénaturer des molécules

- IMPORTANCE DE QUANTIFIER CE RISQUE**



# EFFETS PRECOCES ET TARDIFS

D J/kg



MORT IMMEDIATE

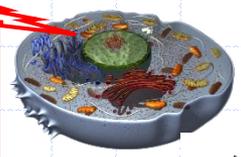


APOPTOSE

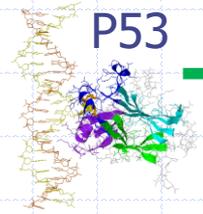


APOPTOSE

SYSTEME IMMUNITAIRE

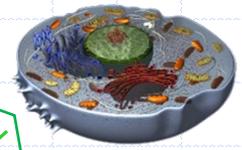


P53



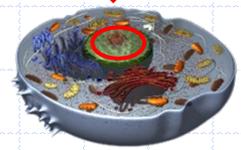
P21

Cycle bloqué



REPARATION ?

FAUTIVE



VIABLE

INSUFFISANCE ORGANIQUE  
SYMPTOMATIQUE SI D > SEUIL

**EFFETS  
DETERMINISTES PRECOCES**

D ⇒ PROBABILITE  
D' EFFETS ALEATOIRES  
TARDIFS



CANCER  
MUTATION



# DOSE ABSORBEE (D, en GRAY)

- Energie moyenne cédée/unité de masse
- Unité : Gray = Gy = J/kg

$$D = \frac{dE}{dm} \quad \text{en} \quad \text{J.kg}^{-1} = \text{Gy}$$

- Effets déterministes (précoces) si  $> 250 \text{ mGy}$
- Gravité fonction de D
- Radiothérapie, fœtus.
- Débit de dose :

$$\overset{\circ}{D} = \frac{dD}{dt}$$

MESURE A UTILISER  
EN RADIOTHERAPIE  
OU  
EN CAS D'ACCIDENT

# LIMITES DE LA DOSE ABSORBEE

- Même si  $D \ll 250$  mGy, une unique réparation fautive non létale d'un ADN peut à long terme entraîner un **cancer** ou une **mutation** (effets stochastiques ou aléatoires à long terme).
- La dose absorbée seule est insuffisante pour quantifier les effets tardifs des rayonnements ionisants :
  - ◆ qui sont **aléatoires** (non déterministes)
  - ◆ dont la probabilité dépend de la Dose absorbée,
  - ◆ mais aussi :
    - du **TEL** (keV/ $\mu\text{m}$ ) du rayonnement ionisant
    - du type de tissu irradié = **du nombre de mitoses** en son sein (jeune, peu différencié, renouvellement rapide...)

# DOSE EQUIVALENTE (H en Sievert)

Dose équivalente H = Dose absorbée pondérée par le coefficient d'efficacité biologique relative du rayonnement  $w_R$

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R}$$

RAYONNEMENT	TEL (keV/ $\mu$ m)	$w_R$ (Sv/Gy)
PHOTONS	0,2 à 2	1
ELECTRONS	0,2 à 2	1
PROTONS	15 à 25	5
NEUTRONS	20 à 80	5 à 20
ALPHA	60 à 200	20

# COEFFICIENT DE SENSIBILITE TISSULAIRE

## Coefficient de sensibilité tissulaire $w_T$

= après irradiation CE uniforme, contribution relative du tissu T au détriment total dû aux effets stochastiques.

<b>CIPR 103 (2007): Tissu ou organe</b>	<b><math>w_T</math></b>	<b><math>\Sigma w_T</math></b>
Seins, Colon, moelle Osseuse, Poumons, Estomac	0,12	0,60
Gonades	0,08	0,08
Vessie, Œsophage, Foie, Thyroïde	0,04	0,16
Cerveau, surface des Os, Peau, glandes Salivaires	0,01	0,04
Moyenne autres : surrénales, vésicule biliaire, cœur, reins, ganglions lymphatiques, muscle, muqueuse buccale, pancréas, prostate, grêle, thymus, utérus	0,12	0,12
Corps entier		1,00

Exemple (photons): 4 mGy CE = 4 mSv = 50 mGy aux gonades (50 x 0,08 = 4 mSv)  
 = 400 mGy au cerveau (400 x 0,01 = 4 mSv)



# DOSE EFFICACE\* (E en Sievert)

E = Dose équivalente pondérée par le coefficient de sensibilité tissulaire  $w_T$ .

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T = \sum_T w_T \cdot \left( \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \right)$$



Détriment tardif global sans prise en compte des débits de dose  
Additif

**MESURE A UTILISER POUR LES EXAMENS D'IMAGERIE MEDICALE**

<b>CIPR 103 (2007): Tissu ou organe</b>	<b><math>w_T</math></b>
seins, poumons, moelle osseuse, estomac, colon	0,12
gonades	0,08
vessie, œsophage, foie, thyroïde	0,04
peau, surface des os, cerveau, glandes salivaires	0,01
Moyenne(surrénales, vésicule biliaire, cœur, reins, ganglions lymphatiques, muscle, muqueuse buccale, pancréas, prostate, grêle, rate, thymus, utérus)	0,12
Corps entier	1,00

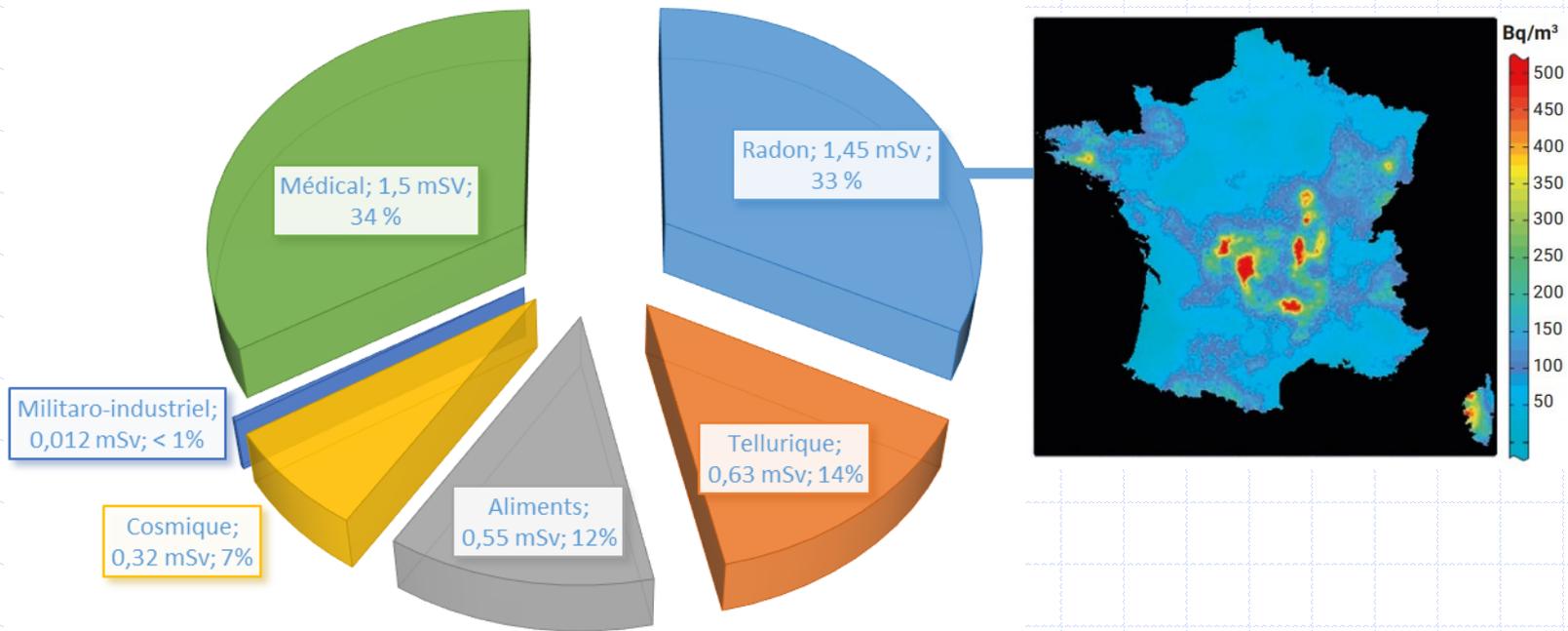
\*Effective dose



# Pas de seuil, des éléments de comparaison :

- **En France :**

- Moyenne = 4,5 mSv/an dont 1,5 médical.
- Variable [1,6 ; 23 mSv/an] : Naturelle : [1,6 ; 8 mSv/an] + médical
  - ♦ Radon, tellurique (U, Th, K),
  - ♦ Avion (Montpellier-Paris = 0,002 mSv), médical
  - ♦ Tabac (0,2 mSv/an à 1 P/j), poissons, crustacés



- **A Ramsar (Iran) : 250 mSV/an**



# OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 3

Bien distinguer les 2 effets d'une exposition à une radiation ionisante :

- **Effets déterministes précoces**
  - Quantifiés par la Dose absorbée  $D$  en  $J/kg = Gy$  (Gray).
  - Insuffisances organiques apparaissant en quelques jours/semaines.
  - Nécessitent la destruction d'une proportion importante d'un organe
  - Et n'apparaissent donc qu'au-delà d'un seuil de  $D > 250$  mGy
  - Effets certains dont la gravité dépend de  $D$  si  $D > 250$  mGy.
- **Effets aléatoires (stochastiques) tardifs**
  - Quantifiés par la Dose efficace  $E$  en Sv (Sievert) =  $D \cdot w_R \cdot w_T$ .
  - Liés à la lésion non réparée d'une seule molécule d'ADN.
  - Effets aléatoires dont la probabilité dépend de  $E$ , sans seuil.
  - A comparer à l'exposition naturelle en France = 3 mSv/an

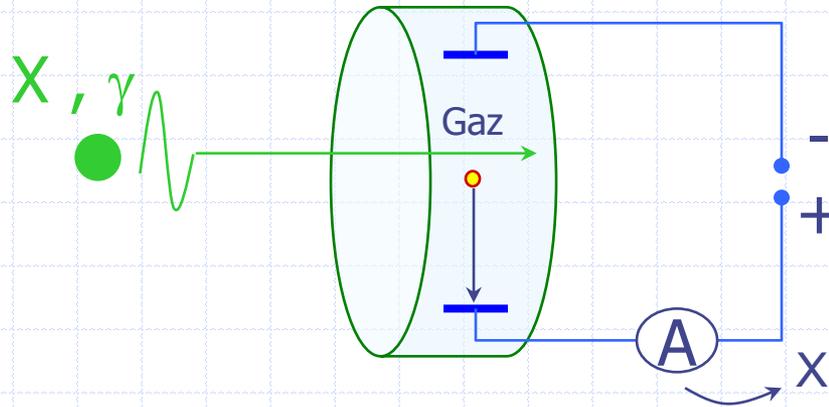
Définir et utiliser les notions de **doses absorbée, équivalente et efficace** (sans apprendre les valeurs des  $w_R$  et  $w_T$ ).

# ESTIMATION DE DOSE

- Le problème est donc de mesurer ou d'estimer une **dose absorbée** (la dose efficace en découle, connaissant les rayonnements et les organes irradiés)
- Deux situations distinctes :
  - Irradiation **externe** (photons) :
    - ◆ radiologie, radiothérapie externe, radiochirurgie...
  - Irradiation **interne**:
    - ◆ Scintigraphie, radiothérapie métabolique, curiethérapie



# DOSIMETRIE EXTERNE



$X = \text{Exposition} = \text{C/kg}$  produite  
 1 ionisation  $\Rightarrow 34 \text{ eV} = 34 \cdot e \text{ J}$   
 $\Rightarrow D_{\text{air}}(\text{Gy}) = 34 \cdot e \cdot X / e = 34 \cdot X$

Dans tout milieu de masse volumique  $\rho$  et de coefficient d'atténuation  $\mu^*$  :

$D = \frac{\mu}{\rho} \cdot F$  où  $F(\text{J}/\text{m}^2)$  est l'énergie atteignant l'unité de surface du milieu,

On en déduit :  $D_{\text{patient}}(\text{Gy}) = D_{\text{air}} \cdot \frac{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{patient}}}{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{air}}} \Rightarrow D_{\text{patient}}(\text{Gy}) = \frac{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{patient}}}{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{air}}} \cdot X(\text{C/kg})$

Avant l'administration de rayons X au patient,

la mesure de l'exposition détermine la dose absorbée par le patient.

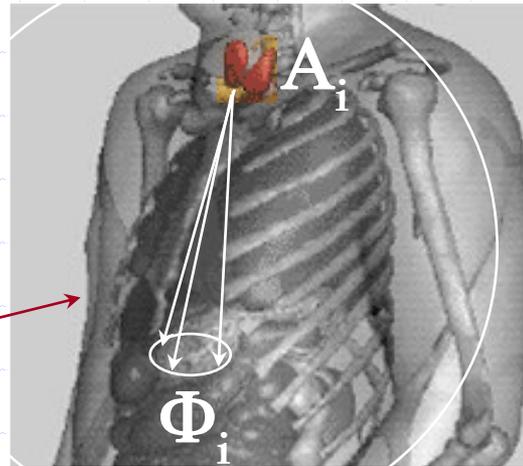
\* Cf Annexe

# DOSIMETRIE INTERNE

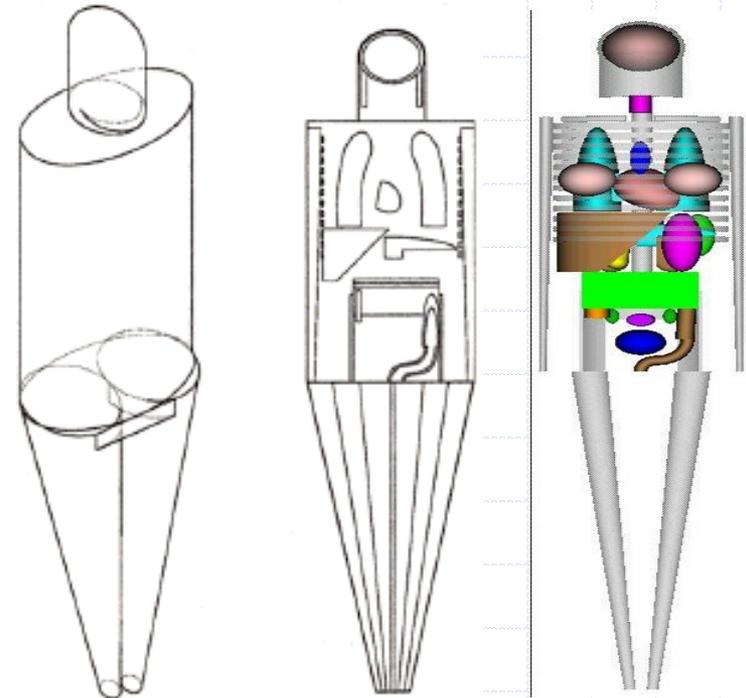
Problème:  $D=?$  avec une source interne de RI  $\Rightarrow$  modèle

**MIRD** : **M**edical **I**nternal **R**adiation **D**ose

radio-isotope  
connu



Comment estimer la dose absorbée par un organe cible du fait d'un organe radioactif source de rayonnements ?

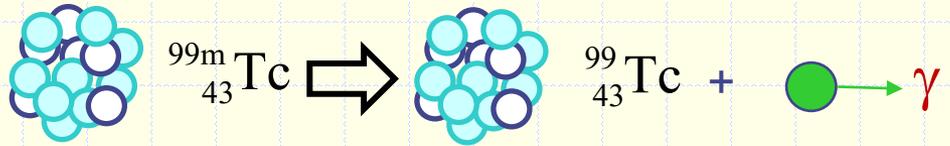


Modèles anthropomorphiques

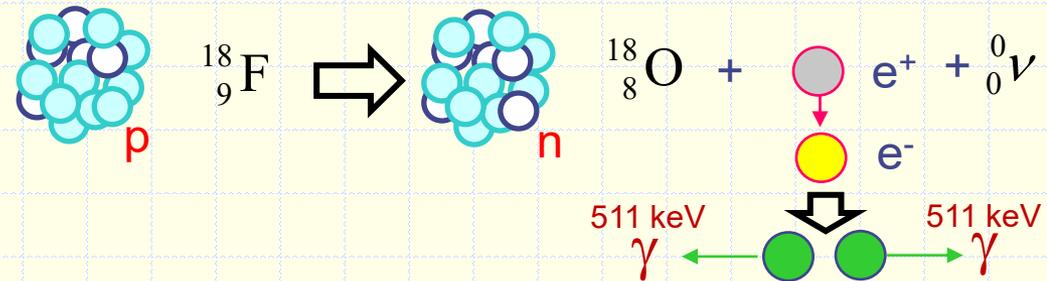
# SOURCES INTERNES DE RAYONS IONISANTS

- Photons  $\gamma$  :

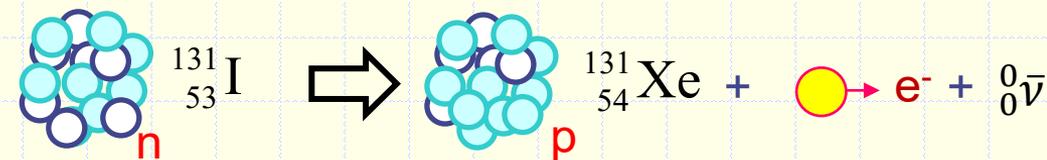
- ◆ Radioactivité  $\gamma$  :



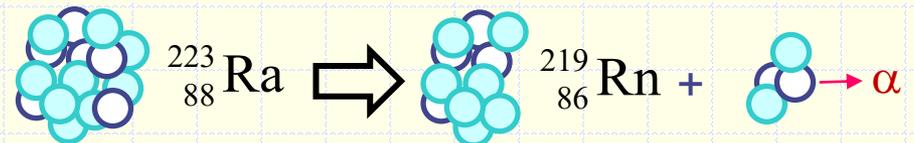
- ◆ Radioactivité  $\beta^+$  :



- Électrons =  $\beta^-$  :

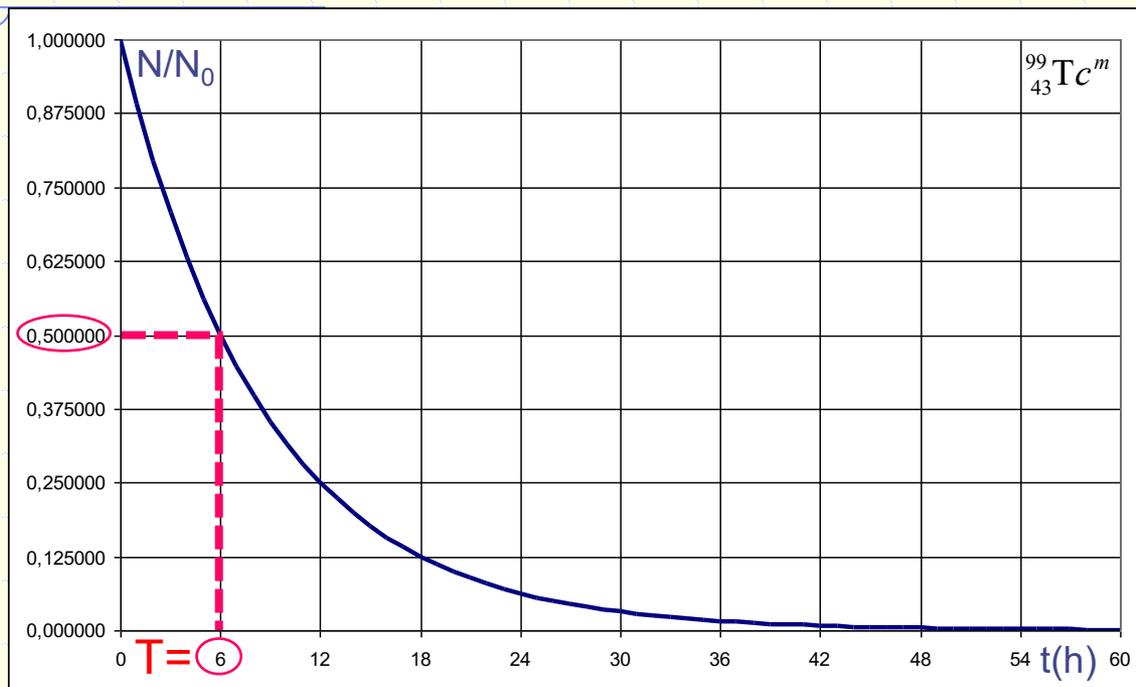


- Noyaux  ${}^4_2\text{He} = \alpha$  :



- Neutrons

# DECROISSANCE RADIOACTIVE (RAPPELS)



$$\lambda = -\frac{dN/N}{dt}$$

$\lambda$  = probabilité de désintégration par seconde

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda \cdot t}$$

**Période T (demi-vie)** : durée moyenne nécessaire à la désintégration de la moitié des noyaux d'un échantillon

$$T = \frac{\ln 2}{\lambda} \approx \frac{0,69}{\lambda}$$

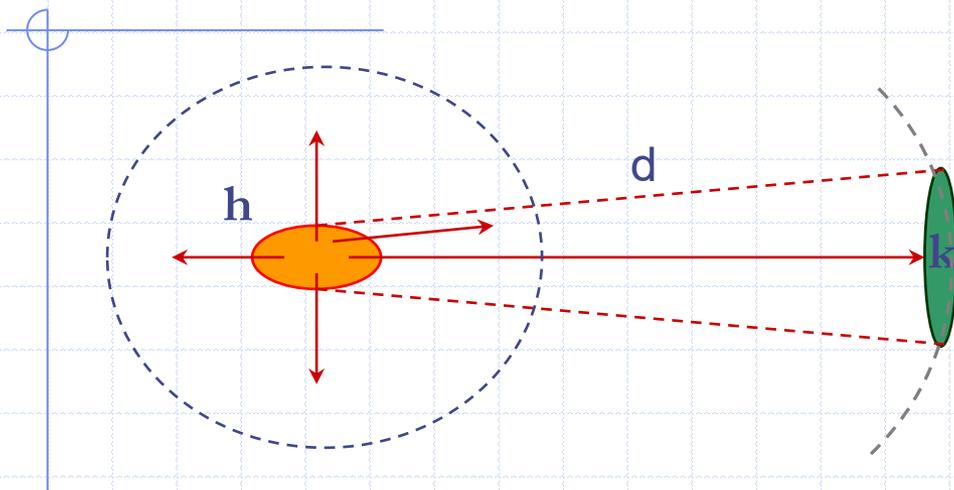
$$N(t) = \frac{N_0}{2^{\frac{t}{T}}}$$

Durée de vie moyenne  $\tau = \frac{1}{\lambda}$

**Activité A (Bq = désintégrations/sec)**: nombre de désintégrations/secondes au sein d'un échantillon

$$A(t) = \left| \frac{dN(t)}{dt} \right| = \left| \frac{d}{dt} N_0 e^{-\lambda \cdot t} \right| = \lambda \cdot N(t)$$

# CALCUL DU DEBIT DE DOSE



$\Phi_i(r_k \leftarrow r_h)$  = Fraction de l'énergie des particules  $i$  émise par la source  $h$  absorbée dans la cible  $k$

$$\Phi_i(r_k \leftarrow r_h) \sim e^{-\mu_i \cdot d} \cdot \frac{Surf_k}{4\pi d^2}$$

**organe source**  
émet  $n_i$  particules

d'énergie  $E_i$ , à chaque désintégration, donc

$\Delta_i = n_i \cdot E_i$  J/désintégration :

$$\Rightarrow \dot{D}_i \left( \frac{\text{Gy}}{\text{s}} \right) = \Delta_i \cdot \frac{A_h}{m_k}$$

**organe cible**

$$\dot{D}_i(r_k \leftarrow r_h) = A_h \cdot \Delta_i \cdot \frac{\Phi_i(r_k \leftarrow r_h)}{m_k}$$

# DEBIT DE DOSE DANS LA CIBLE k

- Pour la particule i émise lors de la désintégration:

$$\overset{\circ}{D}_i(r_k \leftarrow r_h) = A_h \cdot \Delta_i \frac{\Phi_i(r_k \leftarrow r_h)}{m_k}$$

- Pour toutes les particules ionisantes i émises :

$$\begin{aligned} \overset{\circ}{D}(r_k \leftarrow r_h) &= A_h \cdot \boxed{\sum_i \Delta_i \frac{\Phi_i(r_k \leftarrow r_h)}{m_k}} = A_h S(r_k \leftarrow r_h) \\ &= S(r_k \leftarrow r_h) \text{ en Gy dans k / désintégration dans h} \end{aligned}$$

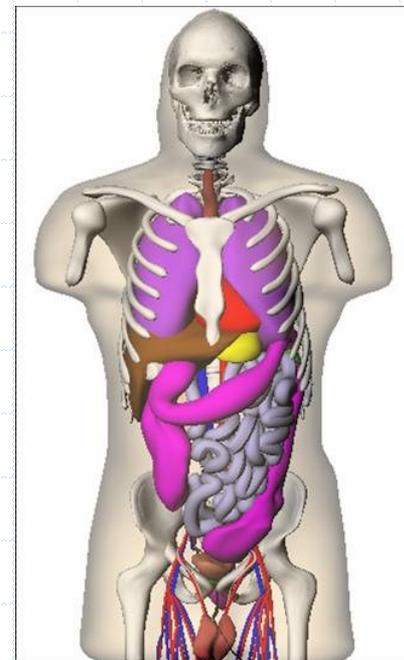
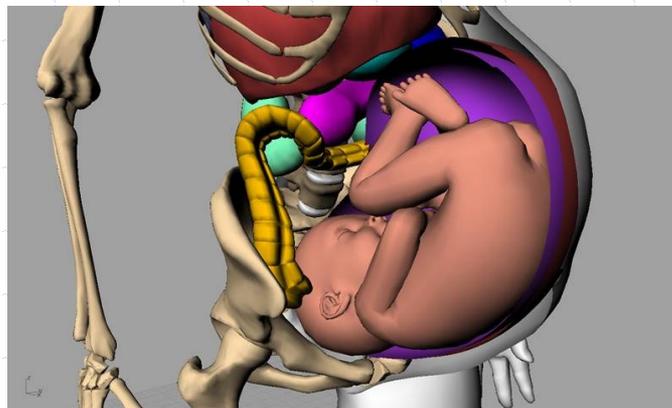
- Pour toutes les sources h :

$$\overset{\circ}{D}(r_k) = \sum_h A_h \cdot S(r_k \leftarrow r_h)$$

# DEBIT DE DOSE DANS LA CIBLE k

$$\bullet \quad \overset{\circ}{D}(r_k) = \sum_h A_h \cdot S(r_k \leftarrow r_h)$$

- MIRD à modélisé  $S(r_k \leftarrow r_h) = \sum_i \Delta_i \frac{\Phi_i(r_k \leftarrow r_h)}{m_k}$  pour
  - de nombreux radionucléides,
  - organes sources et cibles,
  - modèles anthropomorphiques.



# DOSE ABSORBEE MOYENNE

On intègre :  $\overset{\circ}{D}(r_k) = \sum_h A_h \cdot S(r_k \leftarrow r_h)$

$$D(r_k) = \int_0^{\infty} \overset{\circ}{D}(r_k) dt = \int_0^{\infty} \sum_h A_h \cdot S(r_k \leftarrow r_h) dt = \sum_h \int_0^{\infty} A_h dt \cdot S(r_k \leftarrow r_h)$$

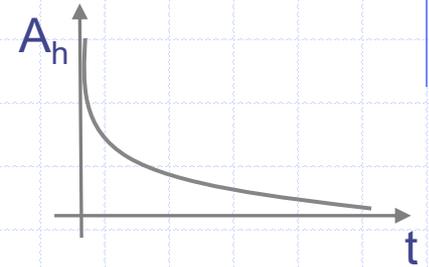
$\tilde{A}_h$

$$D(r_k) = \sum_h \tilde{A}_h \cdot S(r_k \leftarrow r_h)$$

$\tilde{A}_h$  est l'**activité cumulée** de la source h

# ACTIVITE CUMULEE $\tilde{A}_h = \int_0^{\infty} A_h(t) \cdot dt$

Si l'activité initiale  $A_0$  est immédiatement concentrée dans un organe source  $h$  et s'élimine avec une période totale  $T = \frac{\ln 2}{\lambda_h}$  :



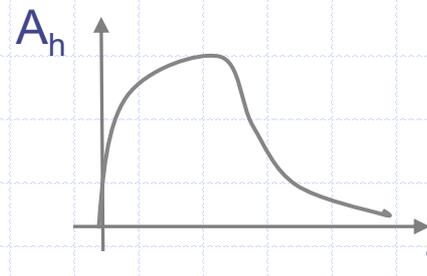
$$A_h(t) = A_0 \cdot e^{-\lambda_h \cdot t}$$

$$\tilde{A}_h = \int_0^{\infty} A_h(t) \cdot dt = \int_0^{\infty} A_0 \cdot e^{-\lambda_h \cdot t} dt = A_0 \cdot \left[ \frac{e^{-\lambda_h \cdot t}}{-\lambda_h} \right]_0^{\infty} = \frac{A_0}{\lambda_h} = A_0 \tau_h$$

Dans ce cas,  $\tau_h = \frac{\tilde{A}_h}{A_0}$  est la vie moyenne  $\frac{1}{\lambda_h}$  de l'isotope.

# TEMPS DE RESIDENCE

Dans les cas plus complexes,



on mesure expérimentalement  $\tilde{A}_h$  et on définit de même le **temps de résidence** du radioisotope dans la source pour une activité injectée  $A_0$  par:

$$\tau_h = \frac{\tilde{A}_h}{A_0}$$

Ces temps de résidence  $\tau_h$  sont paramétrés dans le MIRD.



# DOSE ABSORBEE MOYENNE

On obtient alors une équation simple:

$$D(r_k) = A_0 \cdot \sum_h \tau_h \cdot S(r_k \leftarrow r_h)$$

On estime la dose absorbée par tout organe k donné connaissant :

- L'activité  $A_0$  administrée
- Le radio-isotope administré (qui donne  $\tau_h$  et  $r_h$ )
- Le modèle du patient (qui donne  $S(r_k \leftarrow r_h)$ )

**Applications en médecine nucléaire :**

- Estimation des doses efficaces reçues
- Estimation de doses absorbées au fœtus



Annale 2024-2025 1° session : Moyenne 9.7/20 à Montpellier (51% < 10/20) et 7,4/20 à Nîmes (87% < 10/20)....



Le médecin nucléaire a évalué ces doses au moyen d'une **1** de l'irradiation des organes **2** par le poumon qui a fixé la radioactivité. Pour lui permettre de réaliser cette estimation, il a besoin de connaître les caractéristiques morphologiques de la **3**, le **4** et l' **5** administrée.

Le risque de malformation fœtale ou de hausse couchée de cette scintigraphie est **6** car la dose **7** par le fœtus est inférieure à **8** mGy.

La dose efficace exprimée en milli-**9** sur le corps entier du fœtus est de **10** x **11** x **12** = **13**.

Le risque de pathologie radio induite à long terme pour la patiente est **14** par rapport à une exposition aux rayonnements naturels en France pendant un an.

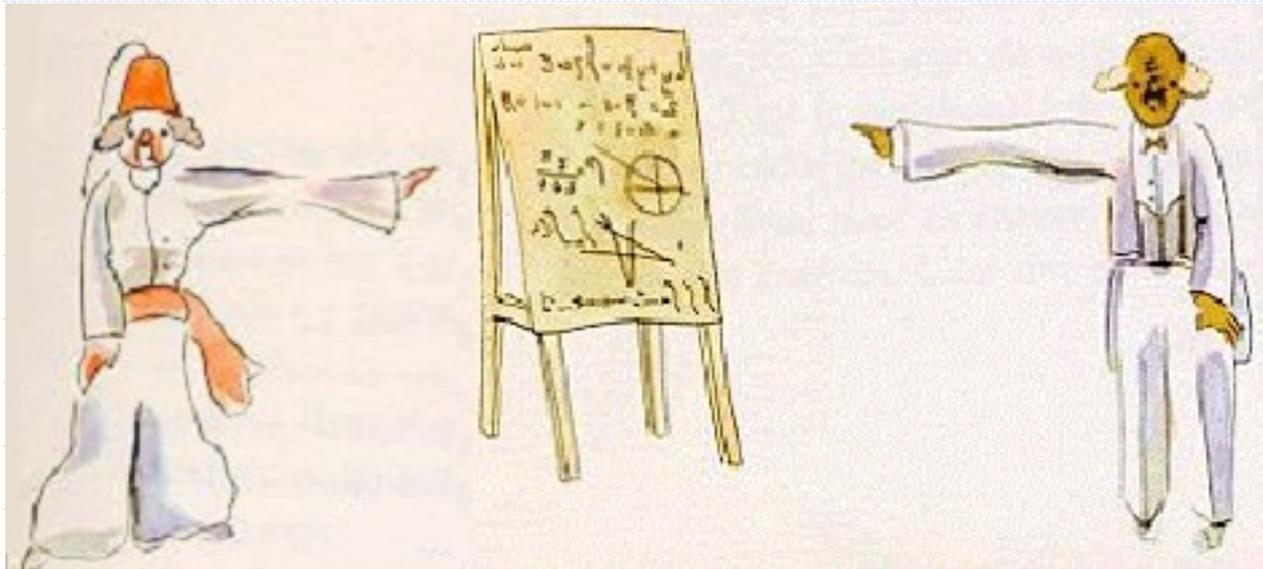
Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question





# OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 4

- En cas d'**irradiation externe** : Savoir comment une dose absorbée se calcule : notion d'**exposition** (inutile de retenir l'équation et la démonstration correspondante)
- En cas d'**irradiation interne** : Savoir comment une dose absorbée se calcule : principes du **MIRD**, notions de **constante de dose**, de **fraction absorbée**, et de **temps de résidence**.
- **Savoir quels paramètres transmettre** à un radiophysicien pour lui permettre de calculer une dose absorbée à un organe.



Si vous avez la curiosité d'approfondir un peu ce cours, je vous conseille 3 ouvrages bien adaptés à l'étude de la physique pour des professionnels de santé :

Physique pour les sciences de la vie (tome 1: la physique et ses méthodes; tome 2: la matière; tome 3: les ondes)  
A. Bouyssy, M. Davier, B. Gatty. DIA Université. Belin, 1988.

# Je vous remercie pour votre attention

# ANNEXES

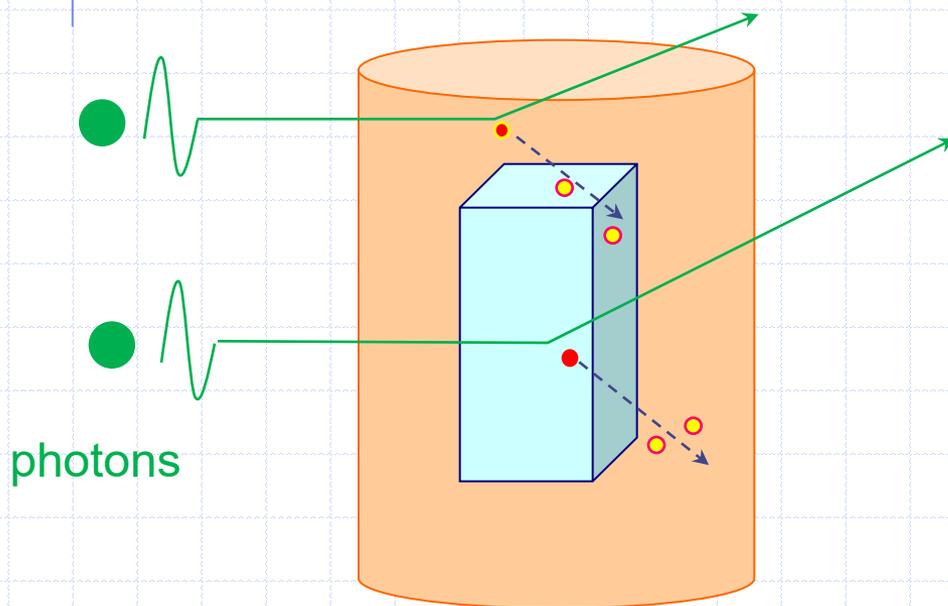
Compléments non exigibles à l'examen mais permettant de justifier certains points du cours



# DETERMINATION DE LA DOSE ABSORBEE PAR UN PATIENT AU MOYEN DE L'EXPOSITION EN DOSIMETRIE EXTERNE

# DOSIMETRIE EXTERNE

**Problème** : Un photon transfère une partie de son énergie à un électron sous forme d'énergie cinétique  $E_c$  (KERMA). Cet électron restitue ensuite cette énergie tout au long de son parcours, sous forme d'ionisations (Dose absorbée  $D$ )



Hypothèse

**Équilibre électronique** : l'énergie transférée hors du volume  $V$  et absorbée dans  $V$  est égale à celle transférée dans  $V$  et absorbée hors de  $V$

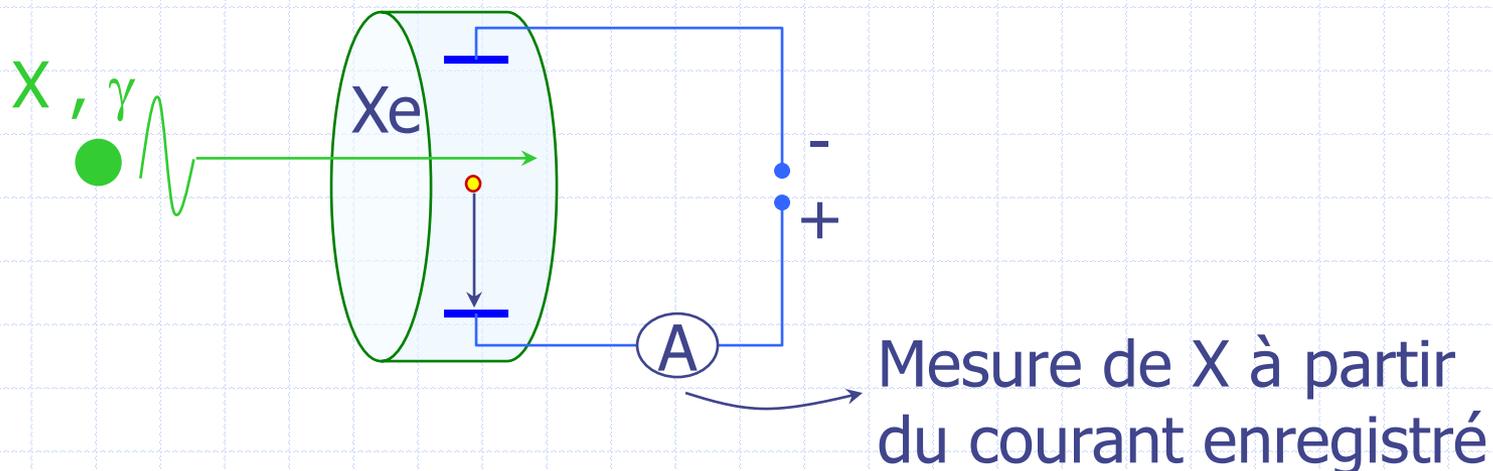
alors :

$$\text{énergie transférée/kg} = D$$

(considérée valide dans ce qui suit)

# EXPOSITION X

- $X$  = charge électrique (de chaque signe) produite par un faisceau de photons par kg d'air. Unité : C/kg
- Intérêt : paramètre mesurable en dosimétrie externe au moyen d'une chambre à ionisations :



## LIEN EXPOSITION - DOSE ABSORBEE DANS L'AIR

- 1 ionisation crée  $1,6 \cdot 10^{-19} \text{ C} = e \text{ C}$   
(charges de chaque signe)
- Energie moyenne pour une ionisation dans de l'air:  $34 \text{ eV} = 34 \cdot e \text{ J}$
- $X \text{ C/kg} = X/e \text{ ionisations/kg}$   
donc  $X \text{ C/kg} \Leftrightarrow D_{\text{air}} = (X/e) \cdot 34 \cdot e = 34 \cdot X \text{ Gy}$

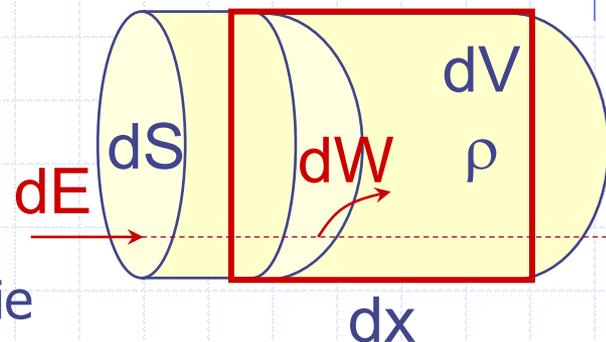
$$D_{\text{air}} (\text{Gy}) = 34 \cdot X (\text{C} \cdot \text{kg}^{-1})$$

## LIEN FLUENCE - DOSE ABSORBEE (DANS TOUT MILIEU)

**FLUENCE** <sup>def</sup> Energie  $dE = N.E_\phi$  de  $N$  particules ionisantes d'énergie  $E_\phi$  traversant une surface  $dS$  en un certain temps, rapportée à  $dS$ :

$$F = dE/dS = N.E_\phi /dS \text{ J/m}^2$$

L'énergie transférée  $dW$  à un volume  $dV$  d'une cible de masse volumique  $\rho$  par un faisceau de section  $dS$ , transportant une énergie  $dE = E_\phi.N$  est :



$$dW = -dN . E_\phi = \mu . N . dx . E_\phi = \mu . dx . dE = \mu . dx . F . dS$$

La dose absorbée est donc :

$$D = \frac{|dW|}{dm} = \frac{\mu . (F . dS) . dx}{\rho . dS . dx} = \frac{\mu}{\rho} . F$$

Donc, dans tout milieu :

$$D = \frac{\mu}{\rho} . F$$

# DOSE ABSORBEE DANS UN TISSU

$$D_{\text{air}} = \left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{air}} F \quad \text{et} \quad D_{\text{tissu}} = \left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{tissu}} F$$

$$\text{et } D_{\text{air}} = 34.X$$

$$\text{donc : } D_{\text{tissu}} = \left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{tissu}} \frac{D_{\text{air}}}{\left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{air}}} = \left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{tissu}} 34.X$$



La mesure de l'exposition X (dans l'air) permet donc de connaître la dose absorbée dans un tissu, suivant :

**Applications :** Contrôle de qualité en radiographie et radiothérapie

$$D_{\text{tissu}} = 34.X \cdot \frac{\left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{tissu}}}{\left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{air}}}$$

Quelques exercices et leurs corrections pour vérifier que vos connaissances sont solidement acquises

# EXERCICE DE SYNTHÈSE

	CDA (mm)	
	Plomb (x)	Béton (y)
100 keV	0,1	10
500 keV	5	50

On veut se protéger d'une source radio-active d'activité  $A=100$  MBq, émettant à chaque désintégration un photon de 100 keV et un photon de 500 keV, avec une période de 3 heures.

Pour diminuer de 75% le nombre de photons atteignant le sujet, on peut:

- ☒ A. Doubler la distance entre le sujet et la source.  $1/d^2 = 1/4 = 25\%$
- ☒ B. Attendre 6 heures avant de s'exposer.  $2^{-6/3} = 1/4 = 25\%$

Sans écran :  $N = 2.A.t$ . Avec écran :  $N' = A.t.(2^{-\frac{x}{0,1}}.2^{-\frac{y}{10}} + 2^{-\frac{x}{5}}.2^{-\frac{y}{50}})$

On veut  $N' = \frac{N}{4} = \frac{A.t}{2}$ , donc  $2^{-\frac{x}{0,1}}.2^{-\frac{y}{10}} + 2^{-\frac{x}{5}}.2^{-\frac{y}{50}} = \frac{1}{2}$

- ☐ C. Interposer 10 mm de plomb  $2^{-\frac{10}{0,1}} + 2^{-\frac{10}{5}} = \frac{1}{2^{100}} + \frac{1}{2^2} \approx \frac{1}{4}$
  - ☐ D. Interposer 5 mm de plomb et 50 mm de béton  $2^{-\frac{5}{0,1}}.2^{-\frac{50}{10}} + 2^{-\frac{5}{5}}.2^{-\frac{50}{50}} = 2^{-50}.2^{-5} + 2^{-1}.2^{-1} \approx \frac{1}{4}$
- Il ne reste que  $1/8 = 12,5\%$   
soit 87,5% atténué

# EXERCICE

On souhaite irradier à midi une tumeur hépatique de 200 g en y injectant sélectivement  $5 \cdot 10^9$  Bq d'yttrium 90 ( $^{90}_{39}\text{Y}$ ), un radioisotope de masse atomique 89,90715 u) qui se désintègre en zircon 90 ( $^{90}_{40}\text{Zr}$ ) de masse atomique 89,90470 u, 1 u = 931,5 MeV) avec une période de 2,7 jours.

1- Ecrire la réaction de désintégration  $^{90}_{39}\text{Y} \rightarrow ^{90}_{40}\text{Zr} + ^0_{-1}\text{e}^- + ^0_0\bar{\nu}$

2- Quelle activité livrée à 9h doit être commandée ?

$$A_0 = A \cdot 2^{\frac{t}{T}} = 5 \cdot 10^9 \cdot 2^{\frac{3}{2,724}} = 5,2 \cdot 10^9 \text{ Bq}$$

3- Calculer l'énergie maximale de la particule ionisante émise

$$E_d = (89,90715 - 89,90470) \cdot 931,5 = 2,28 \text{ MeV}$$

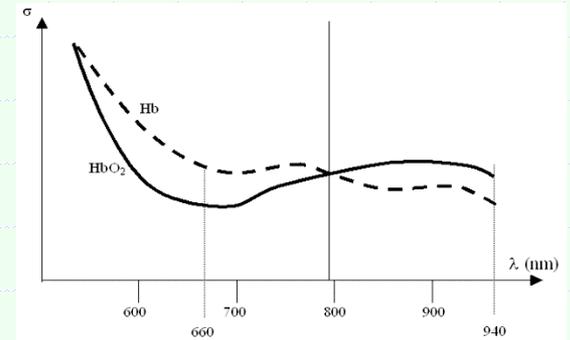
4- Calculer l'ordre de grandeur de la portée maximale la particule ionisante émise

$$P_{\max} (\text{mm}) \approx \frac{2282(\text{keV})}{200} = 11,4 \text{ mm}$$

5- Evaluer l'irradiation des ovaires nulle

# EXERCICE

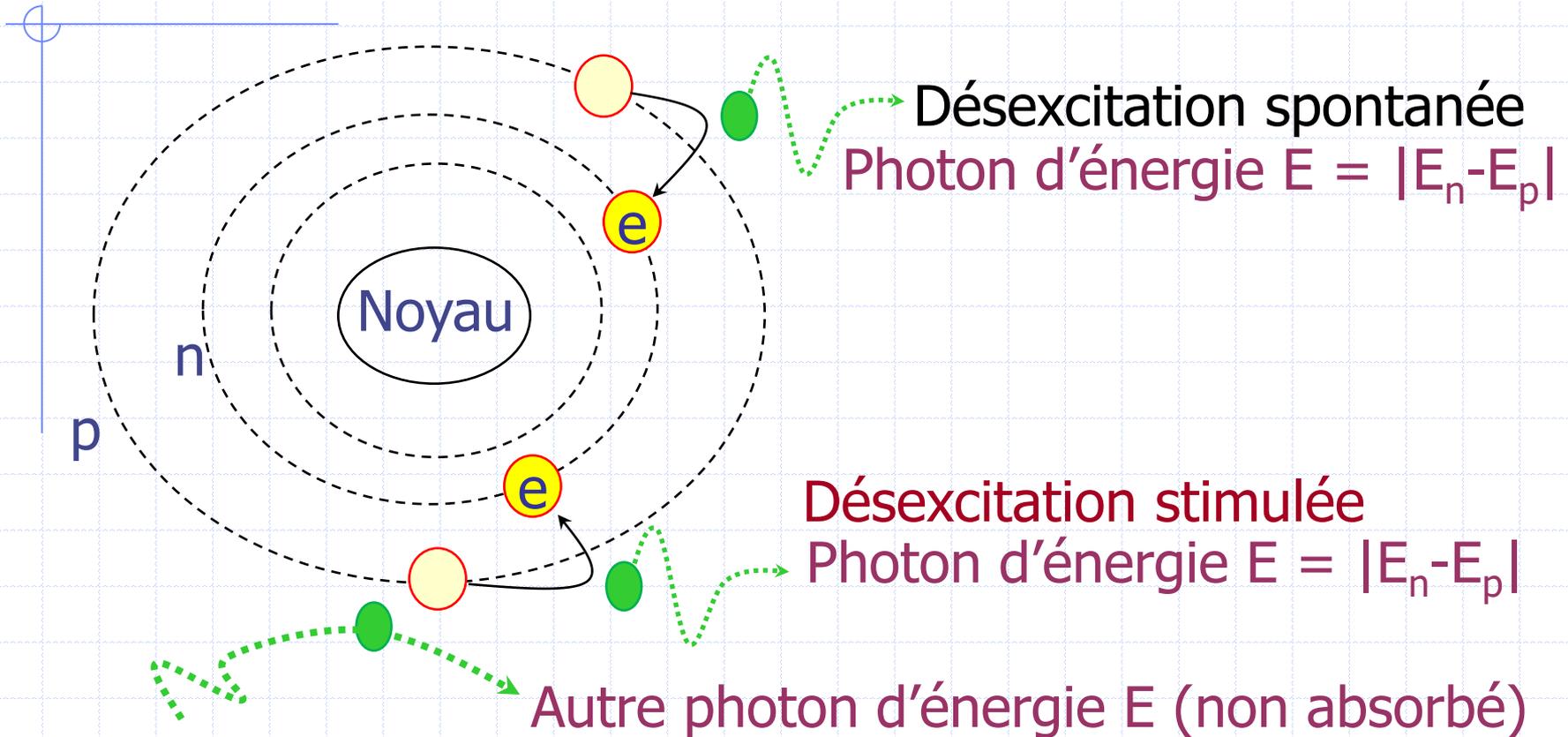
En oxymétrie de pouls, on utilise 2 radiations de longueurs d'onde 660 nm et 940 nm. On note  $R/IR$  le rapport des absorbances (fractions absorbées) et  $\sigma_R/\sigma_{IR}$  celui des coefficients d'extinction molaire de la lumière rouge et IR. Les concentrations d'Hb et HbO<sub>2</sub> permettent une linéarisation de la loi de Beer.



- A- Le rapport  $R/IR$  varie comme le rapport  $\sigma_R/\sigma_{IR}$ .
- B- A saturation constante, les absorbances  $R$  et  $IR$  diminuent si la concentration en globules rouges diminue dans le sang.
- C-  $R/IR$  est supérieur à 1 pour l'oxyhémoglobine.
- D- Si  $R/IR$  augmente, alors la saturation du sang en oxygène augmente.
- E- Si la saturation du sang en oxygène d'un sujet sain est de 100%, le rapport  $R/IR$  est nul.

Compléments de cours non exigibles à l'examen de DFGSM2 mais utiles pour un médecin

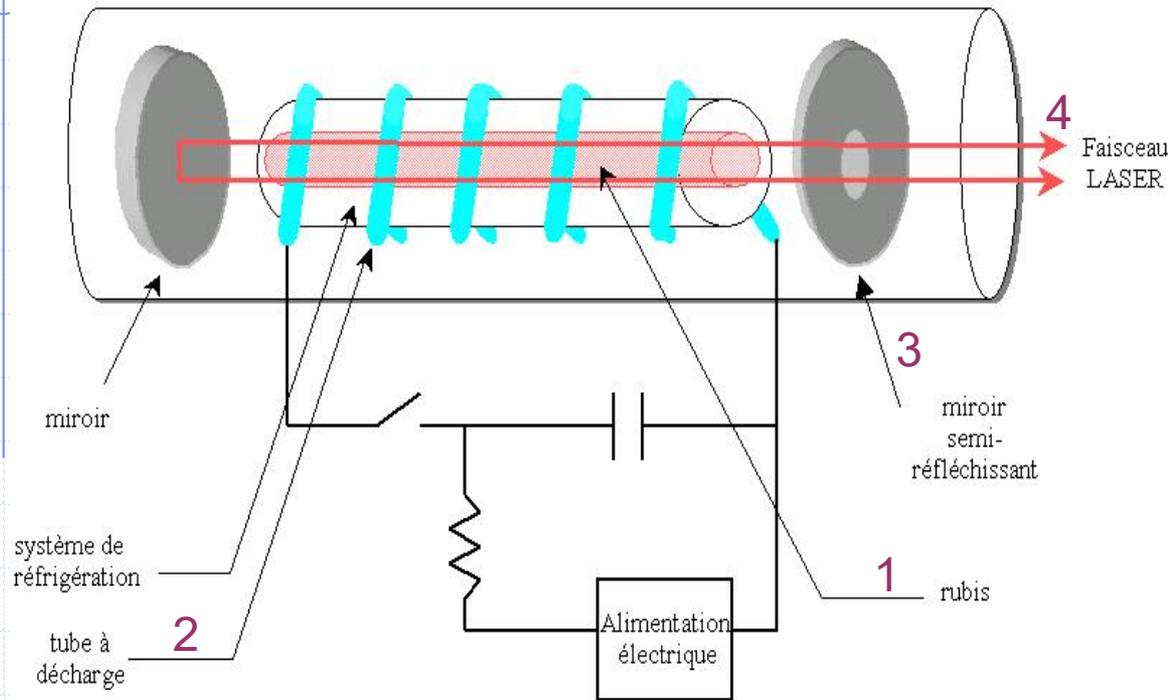
# BASES PHYSIQUES DU LASER



Einstein 1917: la déséxcitation peut se faire de manière **spontanée** (aléatoire) ou **stimulée**. A partir de 3 niveaux énergétiques, la probabilité d'émission stimulée (proportionnelle au nombre d'électrons sur l'orbitale p) diffère de celle de l'absorption .

↪ Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation

# INVERSION, POMPAGE, AMPLIFICATION



3- Cavité résonante  
 ⇒ onde stationnaire  
 où l'intensité est amplifiée

- 4- RADIATION LASER:**
- visible\*, micro-onde\*\*, UV
  - monochromatique
  - cohérente
  - amplifiée et focalisée
  - continue ou pulsée

2- **Pompage** = fournir de l'énergie pour exciter les  $e^-$  (vers p) :  
 pompage optique, électronique, thermique, chimique.

1- **Inversion de population**, au sein d'un solide, gaz ou liquide: rubis, néodyme, semi-cd, He-Ne,  $Co_2$ , chélates, colorants...

\*LASER, 1960, T. Maiman & A. Kastler ; \*\*MASER, 1954, C. Townes

# INTERACTIONS LASER-TISSUS

LASER

excitations  $e^-$

énergie

$$t(\text{air}/\text{eau}) = 1 - \left( \frac{1,33 - 1}{1,33 + 1} \right)^2 = 98\%$$

**Electromécanique**

pulse (ns,  $10^{12}$  W/m<sup>2</sup>)

⇒  $E > 10^7$  V/m

⇒ claquage, plasma

⇒ onde de choc

Rupture méca. Mol.

Cataracte secondaire

Détatouage

Lésions pigmentées

**Photoablatif**

UV (> 3 eV)

Rupture de

liaisons

covalentes

évaporation

Chirurgie

réfractive de

la cornée

**Photothermique**

Vibrations mol.

Échauffement

dommages

tissulaires

Hyperthermie

coagulation

volatilisation des

tissus (chirurgie)

**Photochimique**

Absorption du

LASER par un

photo-sensibilisant

qui devient

cytotoxique

Rétine, Cancers

ORL, poumon,

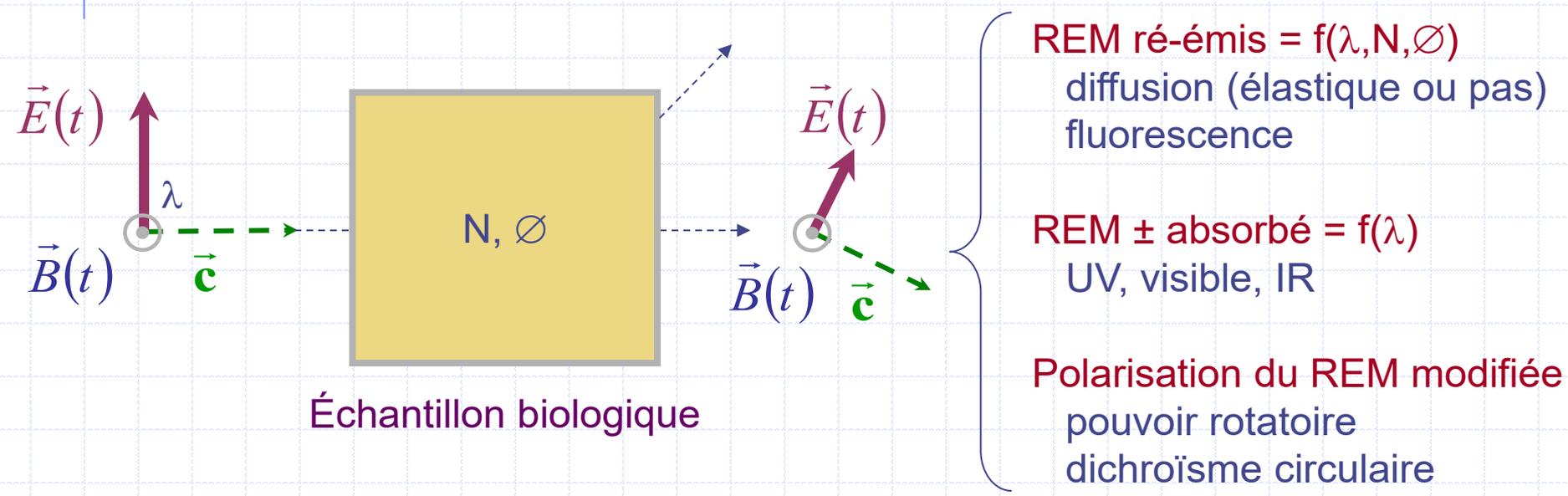
œsophage,

prostate...

# SPECTROMETRIES (UV, visible, IR)

**But** : Caractériser (composition chimique, structure, environnement) ou doser des macromolécules biologiques en solution

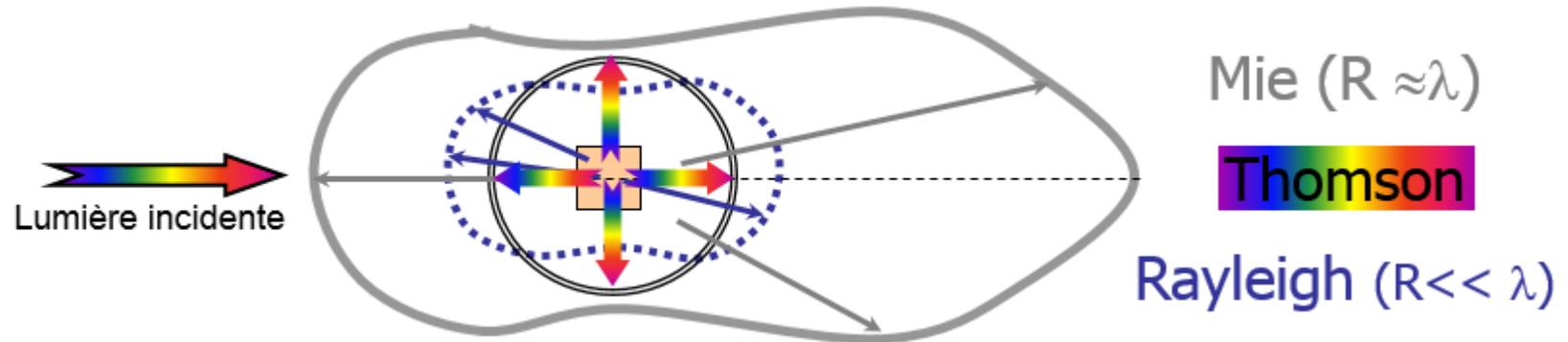
**Principe**: modification d'un REM traversant un échantillon



# DIFFUSION DE LA LUMIERE

## • ELASTIQUE

- Non sélective & isotrope (Thomson,  $e^-$  peu liés) :  $k \propto N$
- Sélective & anisotrope ( $e^-$  liés):  $k_\lambda \uparrow$  si  $\lambda \downarrow$  (bleu)
  - Rayleigh si  $R < \lambda/10$  :  $k \propto N/\lambda^4$  (diffusion par  $N_2$  &  $O_2$  : ciel bleu)
  - Mie si  $R \approx \lambda$  :  $k \propto N/\lambda^n$  ( $1 < n < 4$ ) (aérosols, nuages, Ag/Ac)
    - Néphélémétrie (Rayleigh  $90^\circ$ ), turbidimétrie: mesure  $k \Rightarrow N, R$



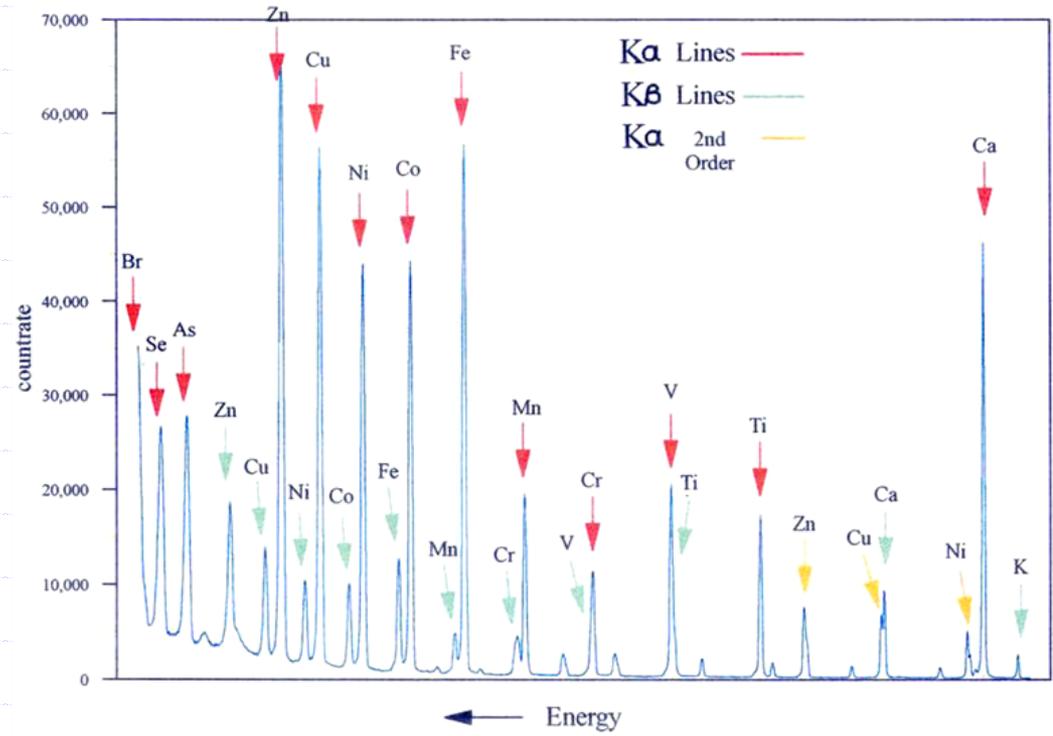
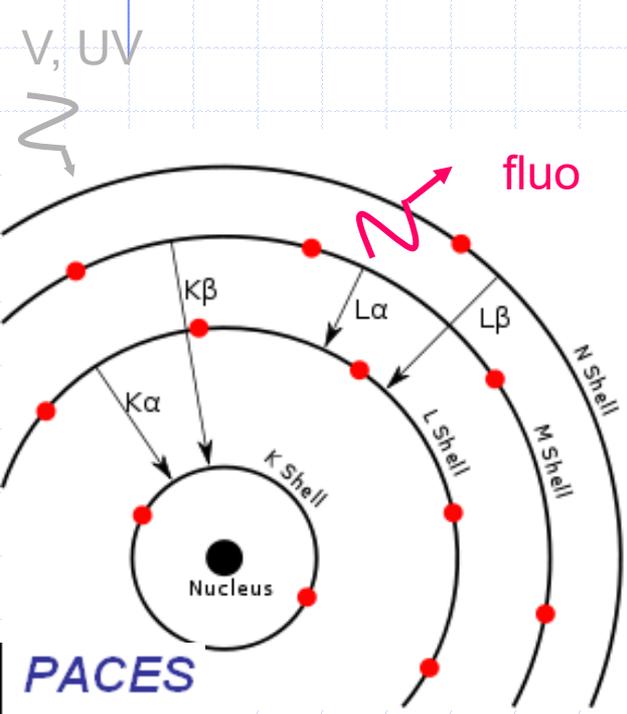
## • INELASTIQUE (RAMAN)

- Photon laser / dipôle électrique moléculaire:  $hf \rightarrow E$  de vibration +  $hf'$
- Liaisons amides, structure 2<sup>nd</sup>(ADN), environnement des ac. aminés

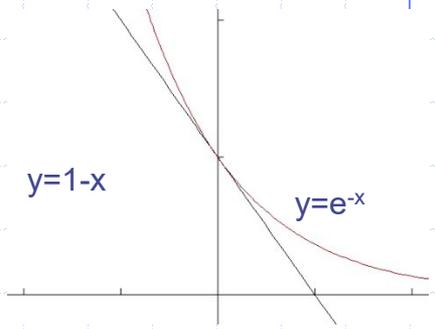
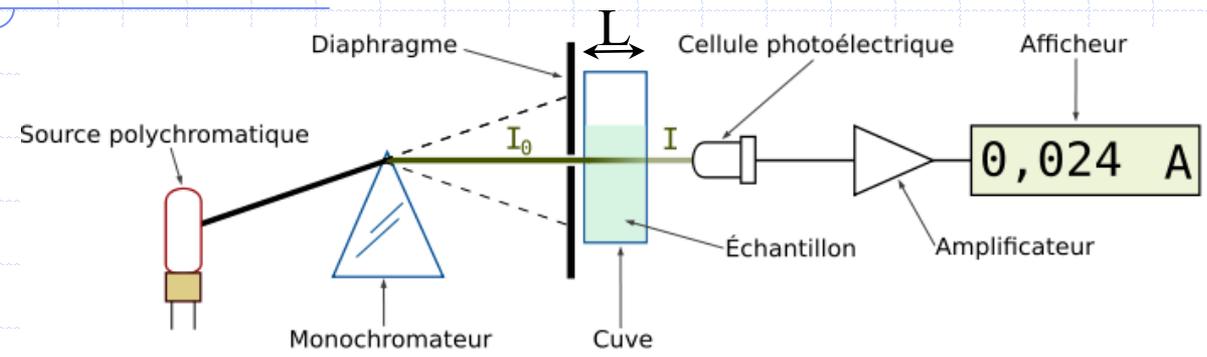
# SPECTROMETRIE PAR FLUORESCENCE

**Fluorescence** = après irradiation par une lumière UV ou visible, émission par le **fluorophores** d'une lumière de  $\lambda$  plus élevée.

Applications : Dosages de très faibles concentrations (nM), étude de l'environnement du chromophore



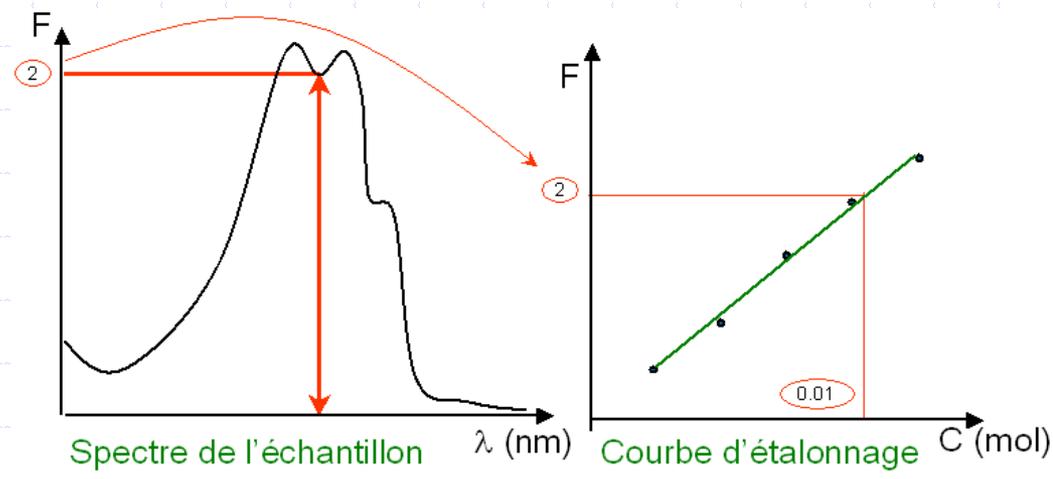
# ABSORPTION DE LA LUMIERE



$$I = I_0 \cdot e^{-\sigma \cdot C \cdot L} \Rightarrow \frac{I_0 - I}{I_0} = \frac{I_0}{I_0} (1 - e^{-\sigma \cdot C \cdot L}) \stackrel{\sigma \cdot C \cdot L \rightarrow 0}{\approx} 1 - (1 - \sigma \cdot C \cdot L) = \sigma \cdot C \cdot L$$

$$F = \frac{I_0 - I}{I_0} \approx \sigma \cdot L \cdot C$$

C = concentration en mol/m<sup>3</sup>  
 F = fraction de lumière absorbée  
 ≈ **absorbance = densité optique**



# SPECTROMETRIE D'ABSORPTION

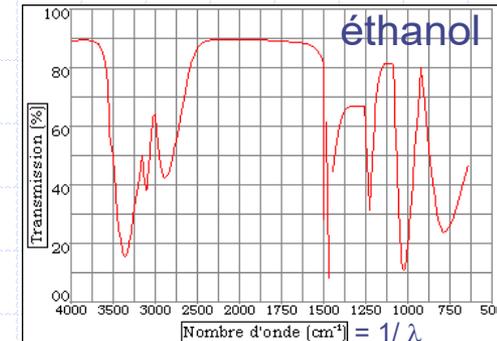
- Dans l'optique et l'UV :

- ◆ Excitation de **doublets non liants, doubles liaisons**
  - ◆ Absorption de certaines  $\lambda$  par un **chromophore**
    - **hémoglobine, hémocyanine, chlorophylle...**
    - **rétinol,  $\beta$ -carotène, anthocyanine...**
  - ◆ Absorbance =  $f(\lambda)$
- compositions atomiques et liaisons chimiques

- Dans l'IR :

- ◆ Transfert aux **E vibrationnelles moléculaires**
- ◆ Spectre de **protéines, acides gras, P-lipides, ADN, amides** ( $\begin{array}{c} \text{O} \\ \parallel \\ \text{-CH-N-C-} \\ | \quad | \\ \text{R} \quad \text{H} \end{array}$ ), **alcanes** ( $\text{H}-(\text{CH}_2)_n-\text{H}$ )

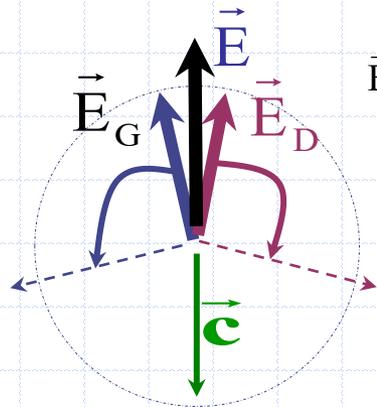
- ◆ **Structures secondaires de protéines** (hélices  $\alpha$ , feuillets  $\beta$ )



# SPECTROPOLARIMETRIE

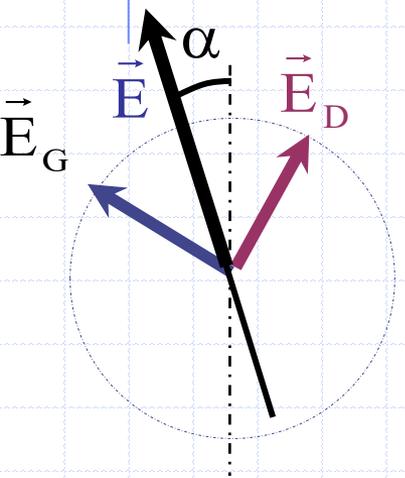
$\vec{E}_G$  et  $\vec{E}_D$ : polarisation circulaire

$\vec{E} = \vec{E}_G + \vec{E}_D$ : polarisation rectiligne



POUVOIR ROTATOIRE

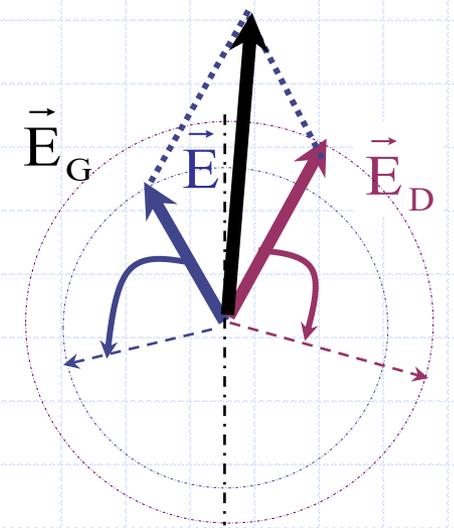
DICHROISME CIRCULAIRE



$\sigma_G = \sigma_D$   $\sigma_G \neq \sigma_D$

Solution chirale\*  
indices  $n_G \neq n_D$   
 $L_G \neq L_d$ : déphasage

d



\* Carbone ou environnement asymétrique ou champ magnétique

Le plan de polarisation rectiligne bascule de  $\alpha \propto d \cdot C$   
(lévogyre si  $\alpha < 0$ , dextrogyre si  $\alpha > 0$ )

Spectres gaussiens de structures protéiques (hélices, feuilletts)

La polarisation de devient elliptique  
On étudie l'ellipticité =  $f(\lambda)$   
(=petit/grand axe)  $\propto d \cdot C$

