

# RAYONX X, $\gamma$ ET PARTICULAIRES

## APPLICATIONS (LASER, SPECTRO, ŒIL)

---

Cours 2016 - 2017

Pr. D. MARIANO-GOULART

- Nature et propriétés des rayons X et  $\gamma$
- Interaction des rayons X et  $\gamma$  avec la matière
- Applications :
  - Dosimétrie et radioprotection
  - Bases sur le LASER,
  - Diffusion et absorption de la lumière, spectrométries optiques,
  - Optique géométrique et œil humain

*BO n°45 du 3/12/2009 p. 43*

**UE3 : Organisation des appareils et des systèmes :  
bases physiques des méthodes d'exploration**

# OBJECTIFS PEDAGOGIQUES

---

- Maîtriser les concepts physiques liés :
  - à la **production d'une image** radiologique ou scintigraphique
  - aux **effets des rayonnements** ionisants sur un organisme humain
  - aux LASER et aux techniques spectroscopiques
- Pour être capable
  - **d'interpréter des contrastes** en radiologie et en scintigraphie
  - d'utiliser de rayonnements ionisants à des **fins thérapeutiques**
  - de mettre en place des mesures de **radio-protection**
  - d'utiliser les **LASER** et les techniques **spectrométriques** en santé

*Pré-requis : Cours d'optique ondulatoire & corpusculaire et d'atomistique de l'UE3.  
Ce cours est lui-même un pré-requis pour les cours de radiobiologie, de radioprotection  
et d'imagerie médicale en L2.*



# PLAN GENERAL DU COURS

---

- **Les rayonnements ionisants**
  - Production de rayonnements X
  - Les désintégrations radioactives  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  et leurs lois
- **Interactions des rayonnements avec la matière**
  - Rayonnements particuliers ( $\alpha$ , électrons, protons, neutrons)
  - Rayonnements électromagnétiques ionisants (photons)
- **Dosimétrie**
  - Unités, dosimétrie externe, dosimétrie interne
- **Applications**
  - LASER,
  - Diffusion et absorption de la lumière, spectrométries.



# LES RAYONNEMENTS IONISANTS

- NATURE
- INTERETS ET INCONVENIENTS
  - PRODUCTION DES RAYONS X
- DESINTEGRATIONS RADIOACTIVES

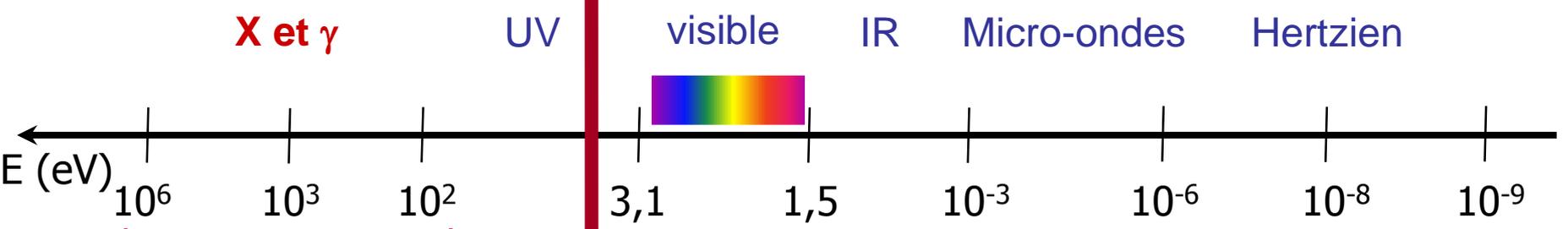
# PHOTONS IONISANTS

$$E_{\phi} = hf = \frac{hc}{\lambda} \geq 13,6 \text{ eV} \Leftrightarrow \lambda \leq 91 \text{ nm}$$

RAYONNEMENTS IONISANTS :  
Capables d'ioniser l'hydrogène dans son état fondamental

13,6 eV

RAYONNEMENTS NON IONISANTS  
Incapables d'ioniser l'hydrogène dans son état fondamental



**X et  $\gamma$  suivant l'origine :**  
 X : nuage électronique  
 $\gamma$  : noyau ou annihilation particule - antiparticule  
 + neutrons, protons, électrons, alpha



# RAYONNEMENTS IONISANTS

---

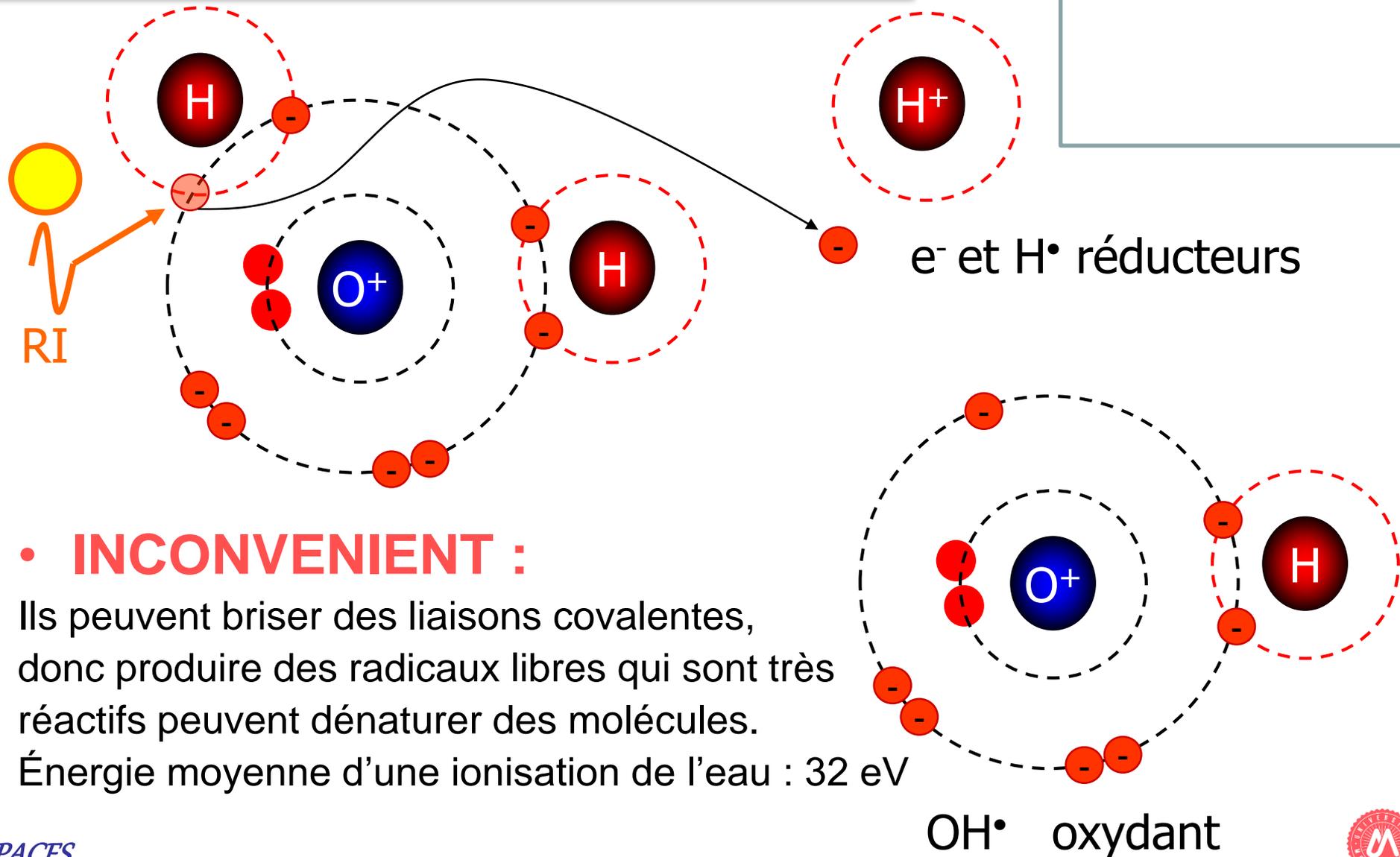
- Rayonnement ionisant, définition :

capable d'ioniser l'électron K de l'hydrogène.

Une particule est dite ionisante si son énergie dépasse **13,6 eV**

- mais, **les énergies moyennes d'ionisation** sont plus élevées :
  - Dans l'eau : 32 eV
  - Dans l'air : 34 eV
- **Les particules ionisantes** d'intérêt en santé sont :
  - Les neutrons, protons, électrons, alpha d'énergie  $> 13,6$  eV et leurs antiparticules
  - Les photons X et  $\gamma$

# RAYONNEMENTS IONISANTS



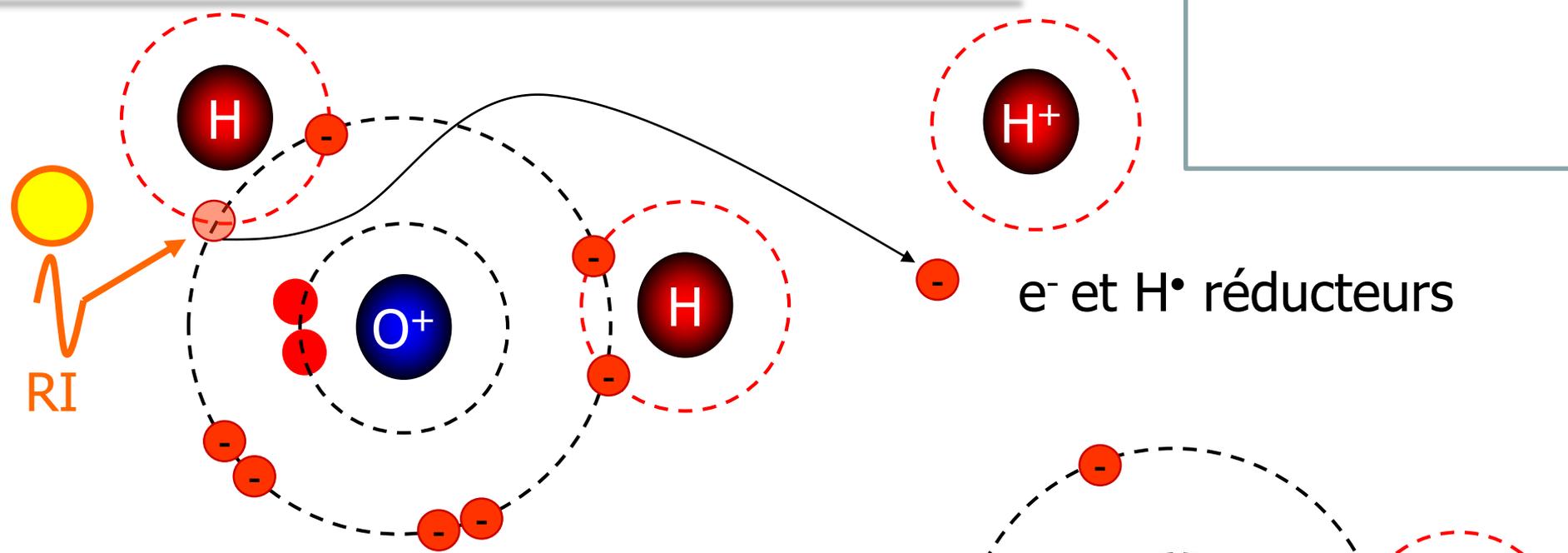
- INCONVENIENT :**

Ils peuvent briser des liaisons covalentes, donc produire des radicaux libres qui sont très réactifs peuvent dénaturer des molécules.

Énergie moyenne d'une ionisation de l'eau : 32 eV

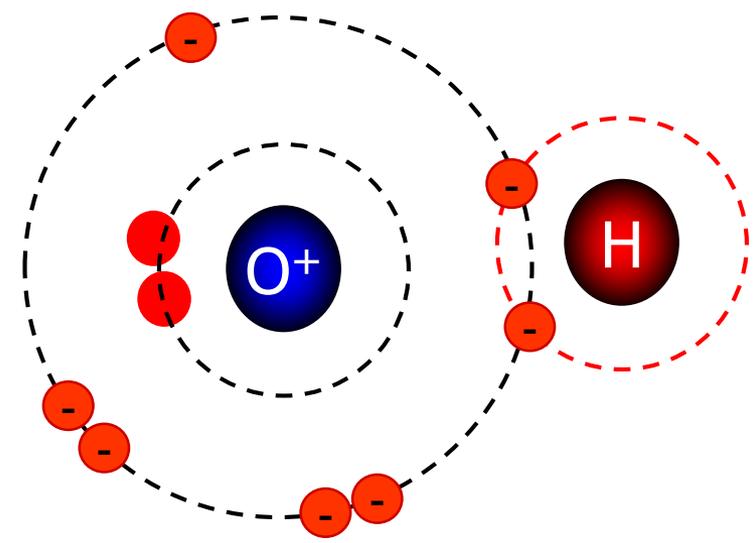


# RAYONNEMENTS IONISANTS



- AVANTAGE :**

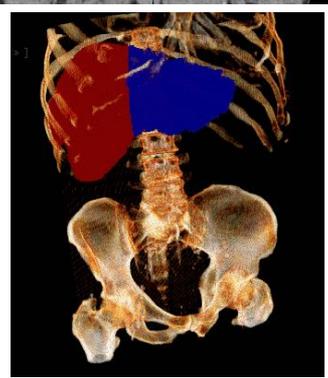
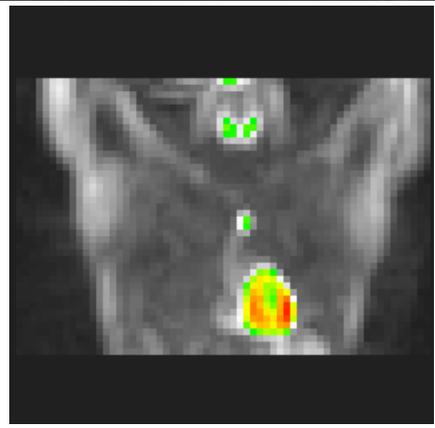
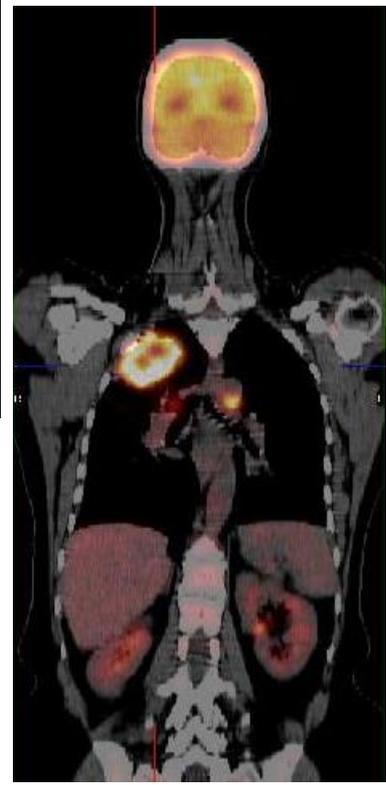
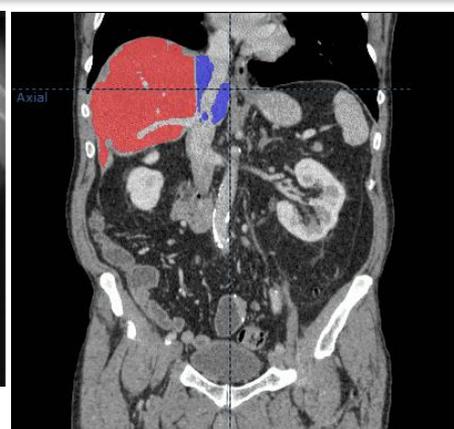
Ils peuvent être utilisés pour irradier des cellules pathologiques (cancers, Hyperthyroïdie...).



OH• oxydant



# PHOTONS IONISANTS

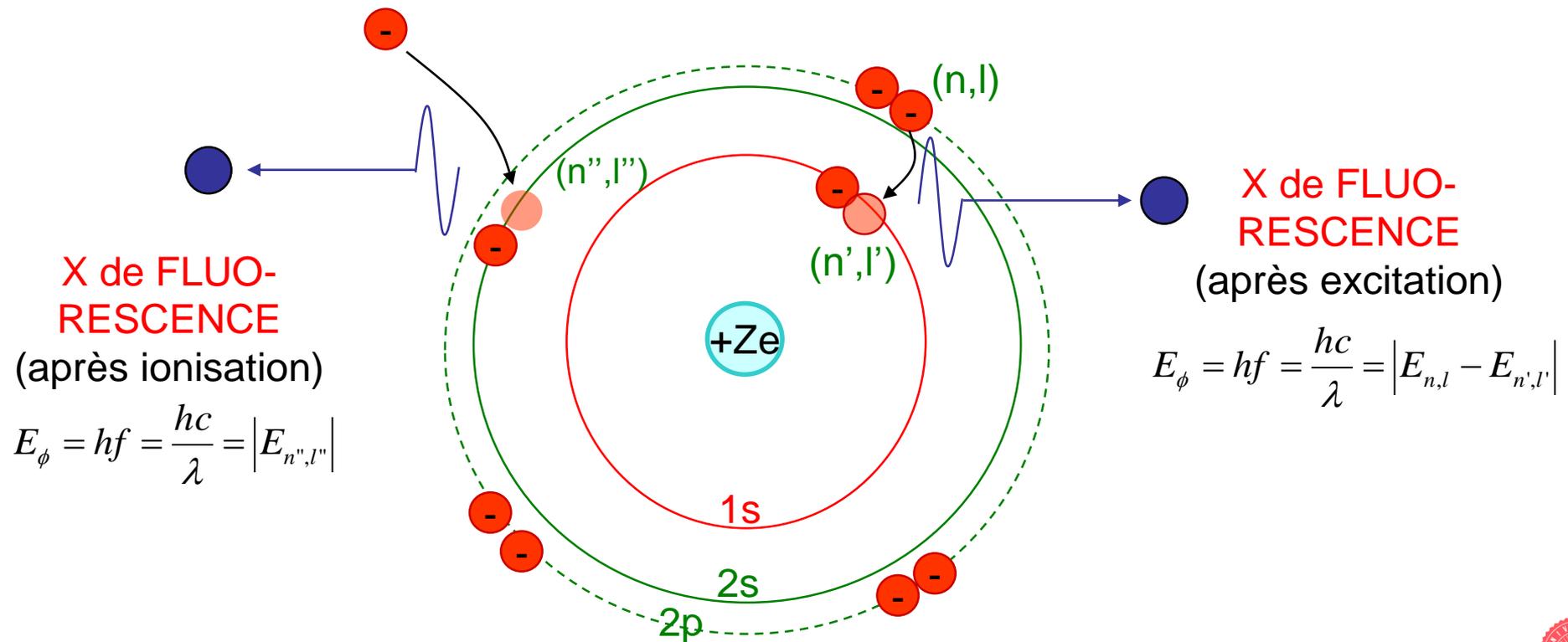


- **AVANTAGE :**

Les photons ionisants peuvent traverser la matière, donc permettre de sonder l'intérieur d'un organisme

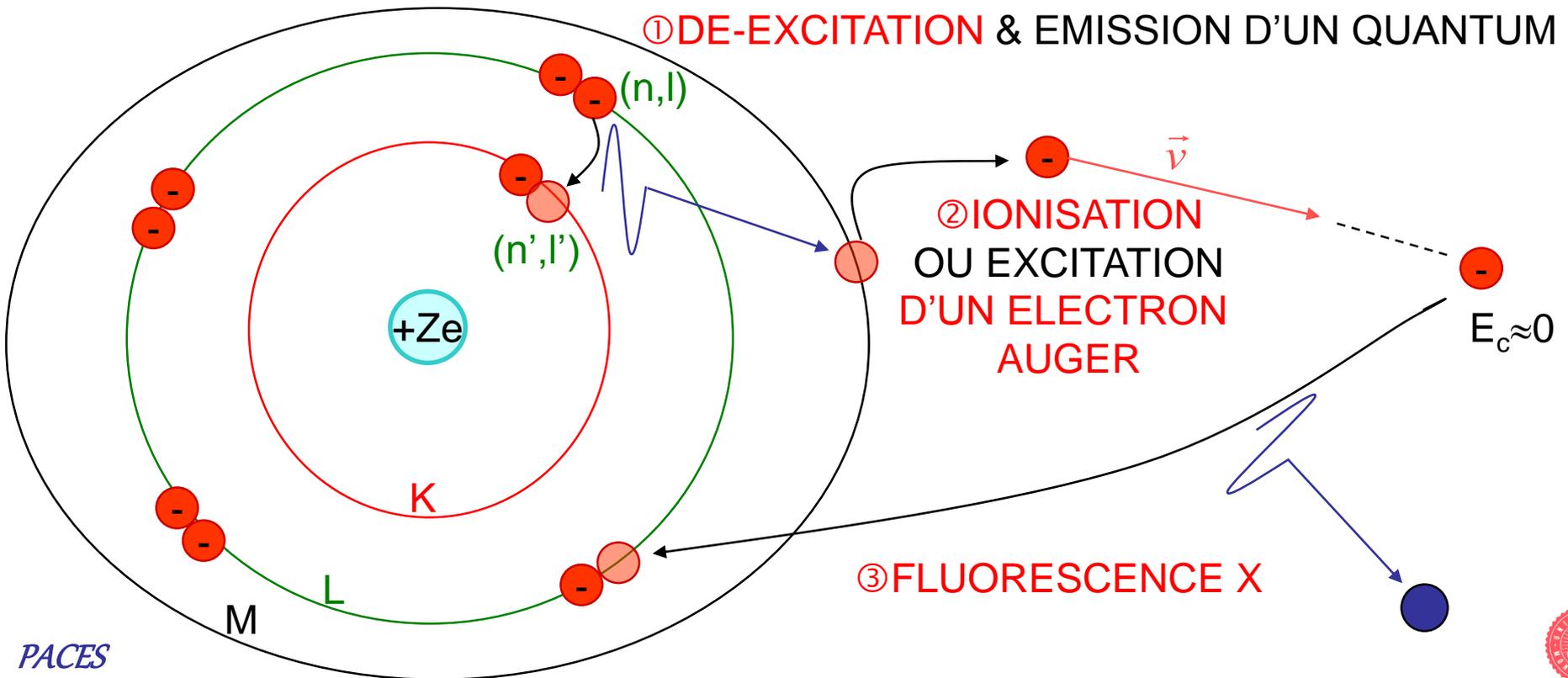
# PRODUCTION DE RAYONS X

- Dé-excitation d'électrons atomiques
  - **Fluorescence**, effet Auger, conversion interne
- Freinage d'électrons (bremsstrahlung)



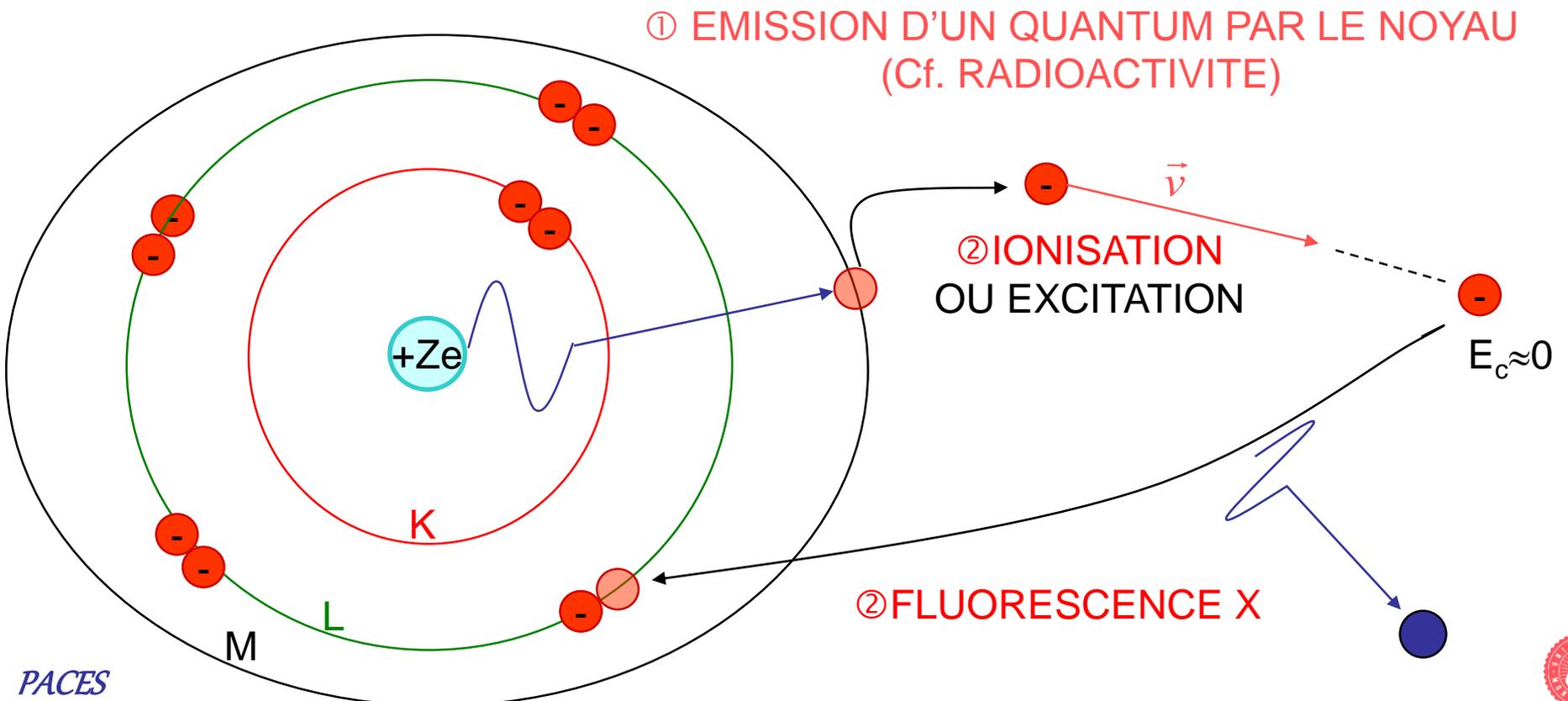
# PRODUCTION DE RAYONS X

- Dé-excitation d'électrons atomiques
  - Fluorescence, **effet Auger**, conversion interne
- Freinage d'électrons (bremsstrahlung)



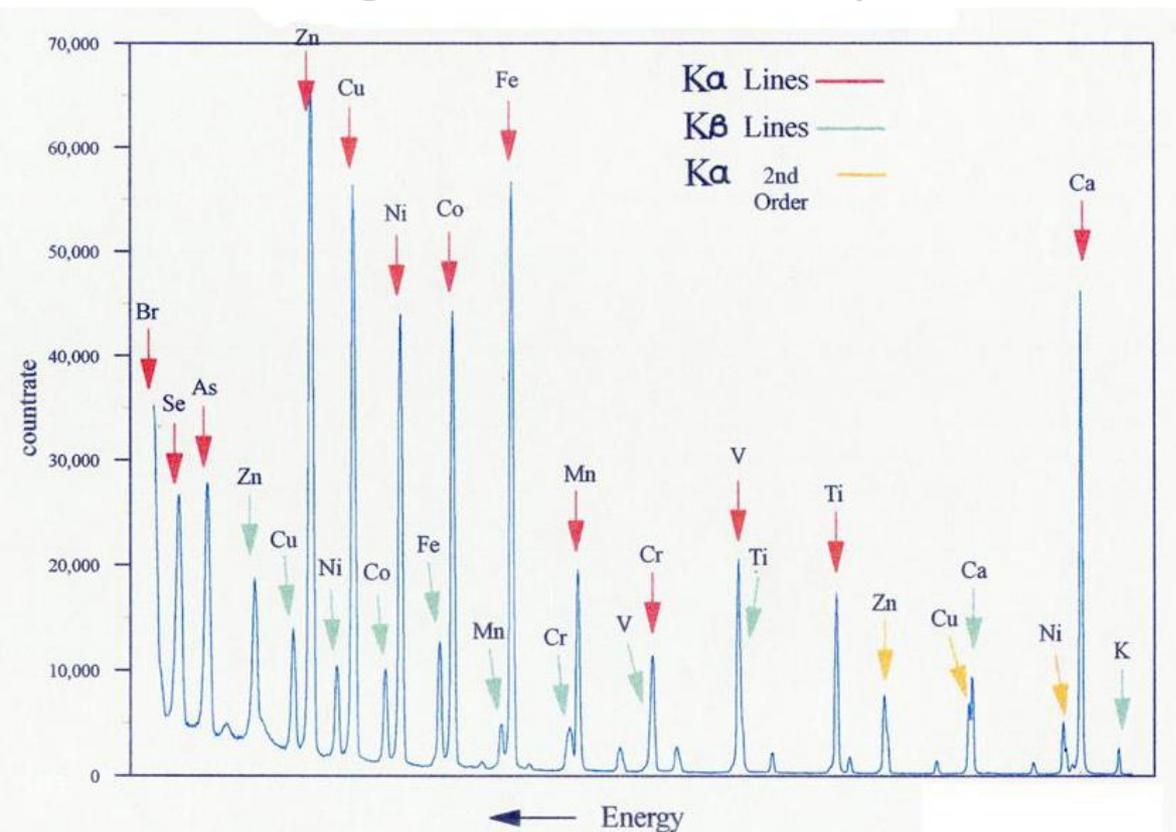
# PRODUCTION DE RAYONS X

- Dé-excitation d'électrons atomiques
  - Fluorescence, effet Auger, **conversion interne**
- Freinage d'électrons (bremsstrahlung)



# PRODUCTION DE RAYONS X

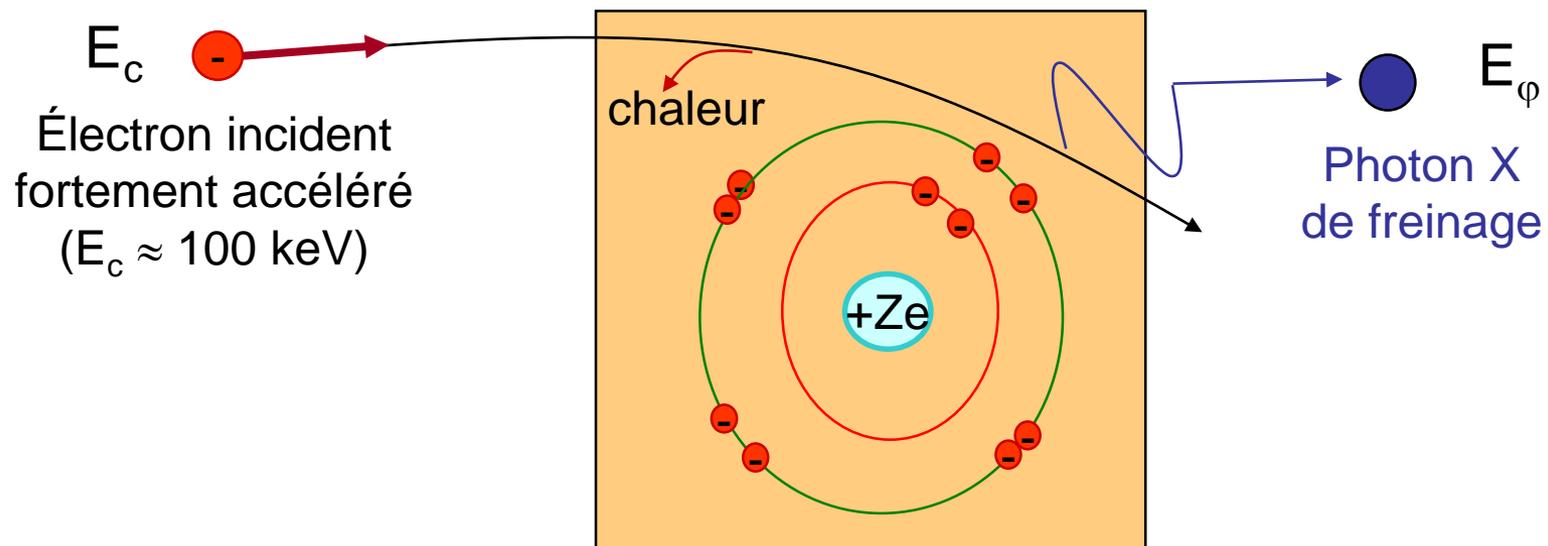
- Dé-excitation d'électrons atomiques
  - Fluorescence, effet Auger, **conversion interne**
- Freinage d'électrons (bremsstrahlung)



Dans tous les cas donc, on observera un **spectre discret** de fluorescence permettant d'analyser la composition atomique massique d'un échantillon

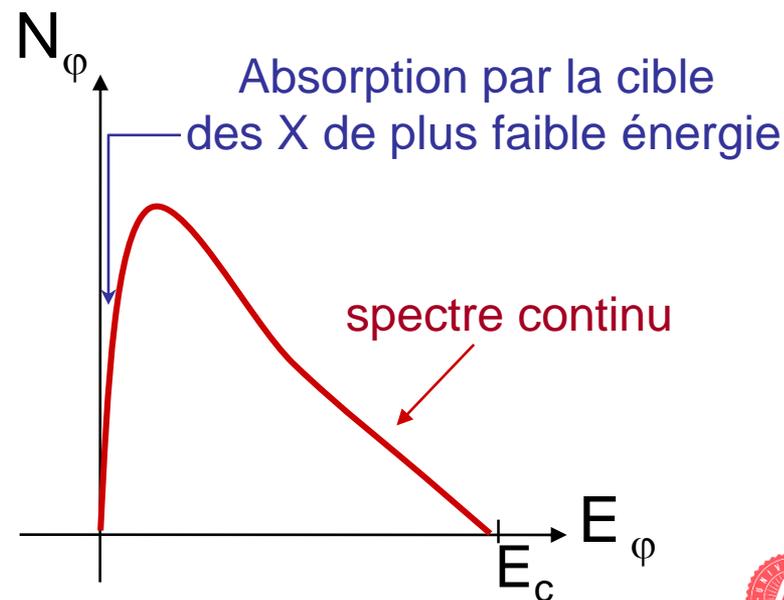
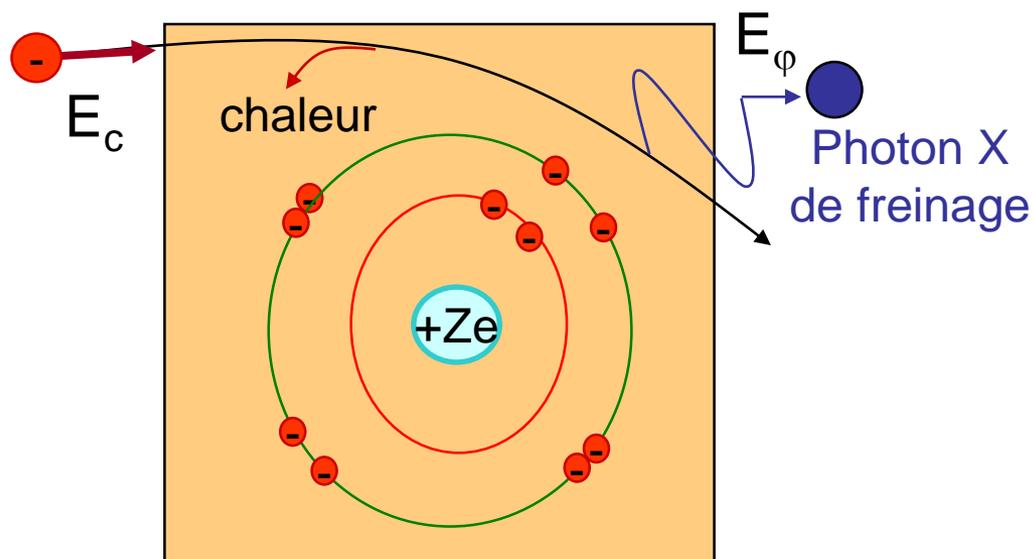
# PRODUCTION DE RAYONS X

- Dé-excitation d'électrons atomiques
- Freinage d'électrons (bremsstrahlung)
  - Particule chargée décélérée par interaction électrostatique avec noyaux de la cible: émission d'un REM
  - Energie rayonnée  $\propto a^2 \propto (Ze^2/mr^2)^2$  donc importante pour les  $e^-$
  - La fraction de l' $E_c(e^-)$  rayonnée augmente avec  $E_c(e^-)$  et  $Z^2$  (le reste de l' $E_c(e^-)$  perdue l'est sous forme d'excitations et de chaleur)



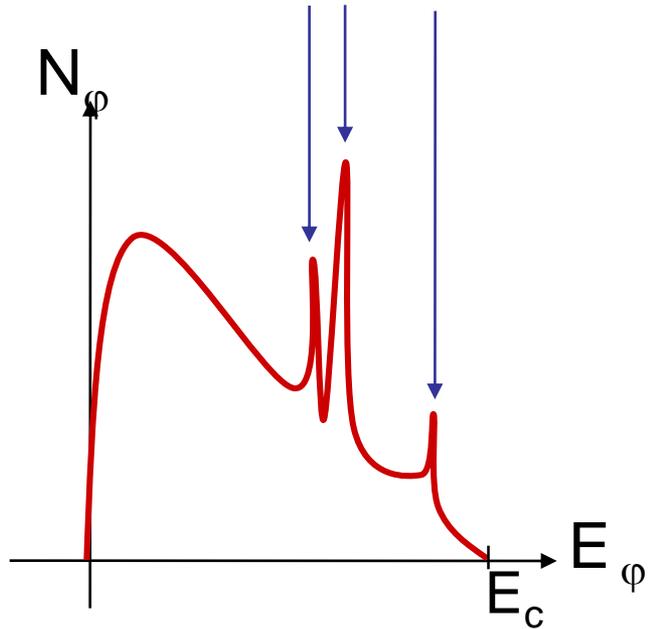
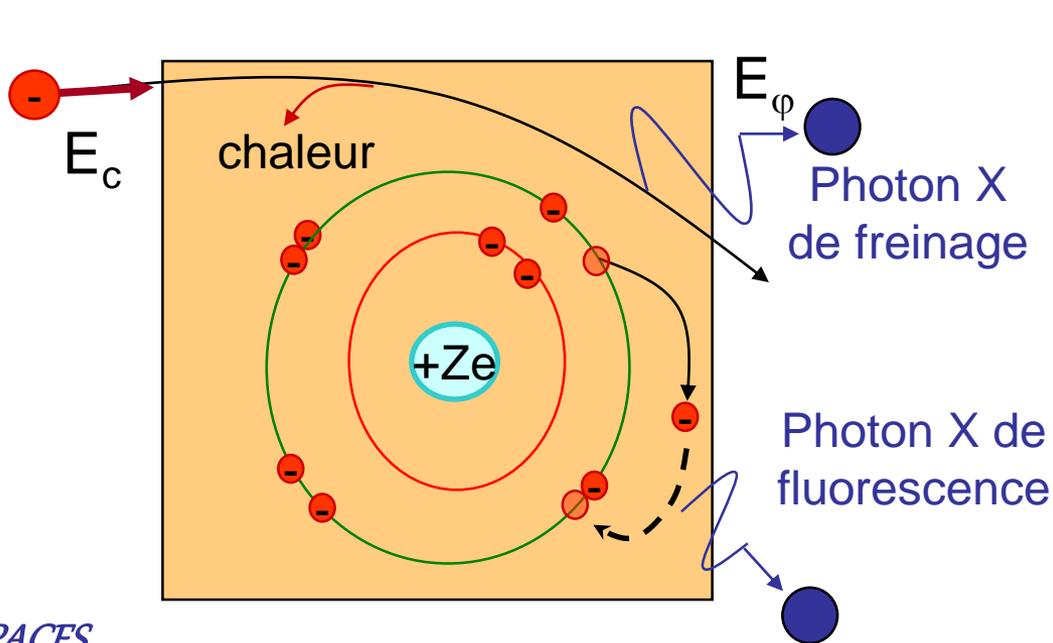
# PRODUCTION DE RAYONS X

- Dé-excitation d'électrons atomiques
- Freinage d'électrons (bremsstrahlung)
  - L' $E_c(e^-)$  peut être intégralement fournie à un unique photon ( $E_\phi = E_c$ ), ou fournie à plusieurs photons et perdue en partie sous forme de chaleur, d'où un **spectre continu** de rayonnement ( $0 < E_\phi < E_c$ )



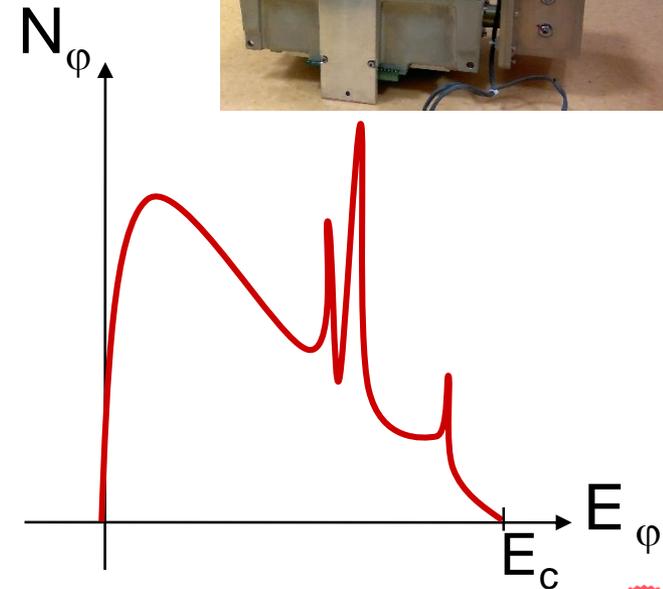
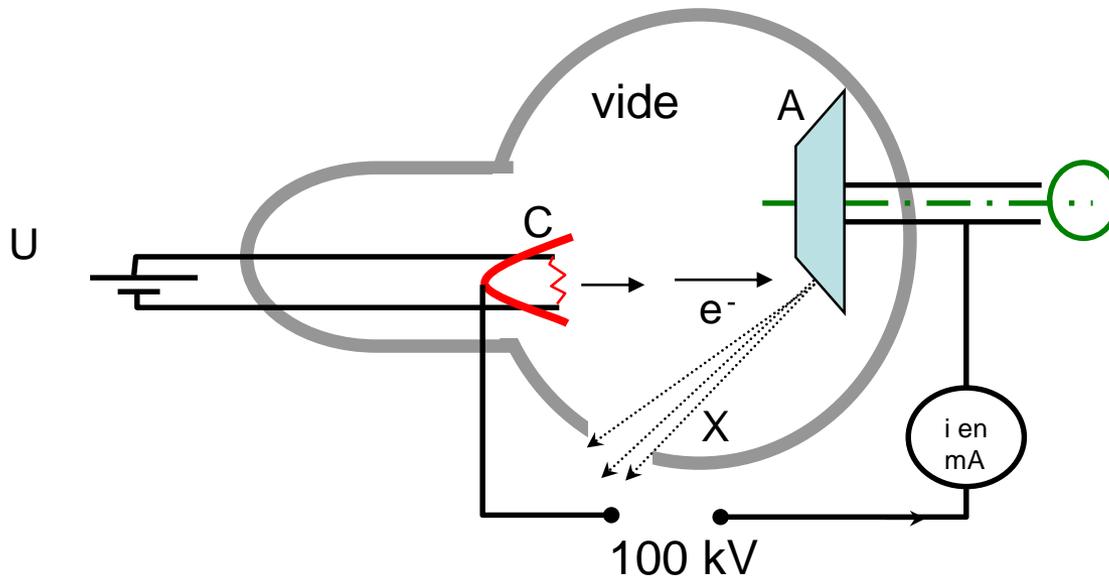
# PRODUCTION DE RAYONS X

- Dé-excitation d'électrons atomiques
- Freinage d'électrons (bremsstrahlung)
  - L' $E_c(e^-)$  peut être intégralement fournie à un unique photon ( $E_\phi = E_c$ ), ou fournie à plusieurs photons et perdue en partie sous forme de chaleur, d'où un spectre continu de rayonnement ( $0 < E_\phi < E_c$ )
  - Ionisations au sein de la cible  $\Rightarrow$  photons de fluorescence en sus



# PRODUCTION DE RAYONS X

- Dé-excitation d'électrons atomiques
- Freinage d'électrons (bremsstrahlung)
  - Applications : Le tube à rayons X des appareils de radiologie et les ostéodensitomètres bi-photoniques (DEXA).



# OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 7

- **Savoir définir et caractériser :**
  - Un rayonnement ionisant ( $E > 13,6 \text{ eV}$ ;  $\lambda < 91 \text{ nm}$ )
  - L'énergie moyenne d'ionisation de l'eau (32 eV)
  - La dangerosité des rayonnements ionisants
    - $\Rightarrow$  radicaux libres non spécifiques  $\Rightarrow$  altération de protéines
  - L'intérêt des rayonnements ionisants
    - Thérapie, photons pénétrants (imagerie médicale)
- **Connaître, savoir caractériser et manipuler :**
  - Les modes de production des rayons X
    - Transitions électroniques et freinage
  - Les spectres associés à ces phénomènes
  - Les utilisations associés (tube à rayons X)

# DESINTEGRATIONS RADIOACTIVES

---

- Transformation d'un noyau « père » X en un noyau « fils » Y :  ${}^A_ZX \rightarrow {}^{A'}_{Z'}Y + \text{particules}$
- Si noyau instable :  $Z \neq N=A-Z$  ou  $Z \geq 84$
- À condition :
  - D'un bilan énergétique positif :  $E_d \geq 0$
  - De la conservation de la charge, de l'impulsion...
- 50 isotopes radioactifs naturels (périodes longues)
- tous les isotopes artificiels sont radioactifs

# DESINTEGRATIONS RADIOACTIVES

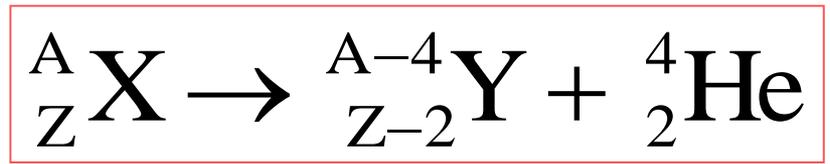
---

- Classement par interaction impliquée
  - **Interaction forte** : radioactivité alpha ( $\alpha$ )
  - **Interaction faible** :
    - » radioactivité bêta ( $\beta$ )
    - » capture électronique
  - **Interaction EM** :
    - » radioactivité gamma ( $\gamma$ )
    - » conversion interne
    - » création de paires
- Loi de décroissance radioactive



# RADIOACTIVITE ALPHA

- Emission d'un noyau d'hélium :



- Energie disponible :

$$E_d = M(X).c^2 - [M(Y) + M(\alpha)].c^2$$

$$E_d = [M(X) - M(Y) - M(\alpha)].c^2$$

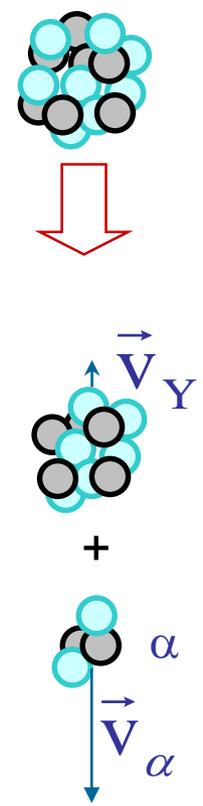
$$E_d = [M(X) - Z.m_e - M(Y) + (Z-2).m_e - M(\alpha) + 2.m_e].c^2$$

$$E_d = \mathcal{M}(X).c^2 - [\mathcal{M}(Y) + \mathcal{M}(\alpha)].c^2$$

avec  $\mathcal{M}({}^A_Z X) = M({}^A_Z X) + Z.m_e$  : masse atomique

et  $M({}^A_Z X)$  masse nucléaire

- $E_d \geq 0 \Rightarrow A > 150$  : concerne les isotopes lourds



# RADIOACTIVITE ALPHA

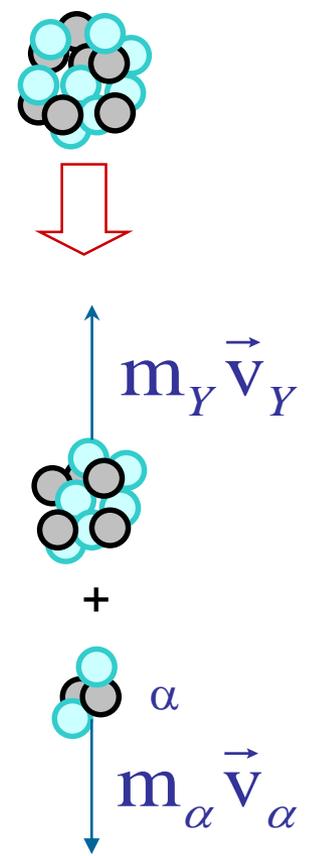
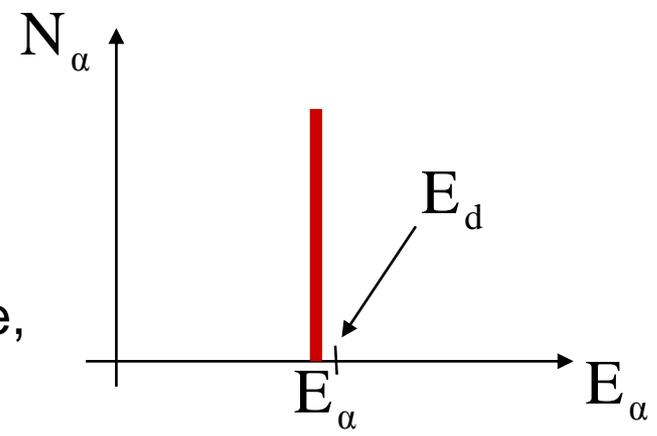
- **Spectre de raie unique** (approximation) :

$$m_\alpha v_\alpha = m_Y v_Y \Rightarrow (m_\alpha v_\alpha)^2 = (m_Y v_Y)^2 \Rightarrow E_Y = \frac{m_\alpha}{m_Y} E_\alpha$$

$$E_d = E_Y + E_\alpha = E_\alpha \left( 1 + \frac{m_\alpha}{m_Y} \right)$$

donc :  $E_\alpha = \frac{m_Y}{m_Y + m_\alpha} E_d$

Énergie des  $\alpha$  unique, précise, et de peu inférieure à  $E_d$



- Ordre de grandeur :  $E_\alpha \approx 4-9$  MeV, ionisant
- Applications : **radiothérapie** superficielle & métabolique

**Radium 223 (métas de prostate)**



# RADIOACTIVITE PAR INTERACTION FAIBLE

---

- Transformations **isobariques** : même  $A$

$Z > N = A - Z \Rightarrow$  proton  $\rightarrow$  neutron

$Z < N = A - Z \Rightarrow$  neutron  $\rightarrow$  proton

- 3 types de radioactivité isobarique :
  - radioactivité **bêta moins**
  - radioactivité **bêta plus**
  - **capture électronique**

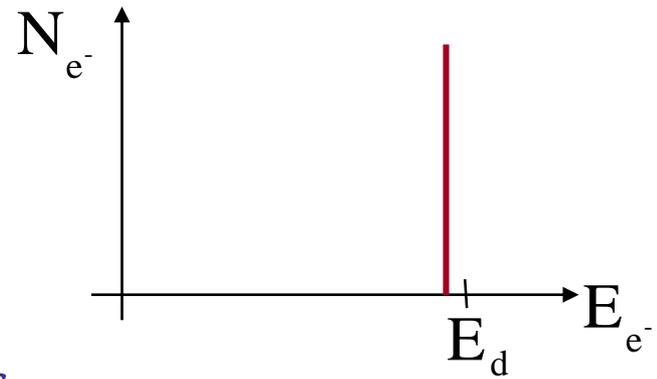
# RADIOACTIVITE BETA MOINS

- Chadwick 1914 : émission d'électrons par des noyaux riches en neutrons

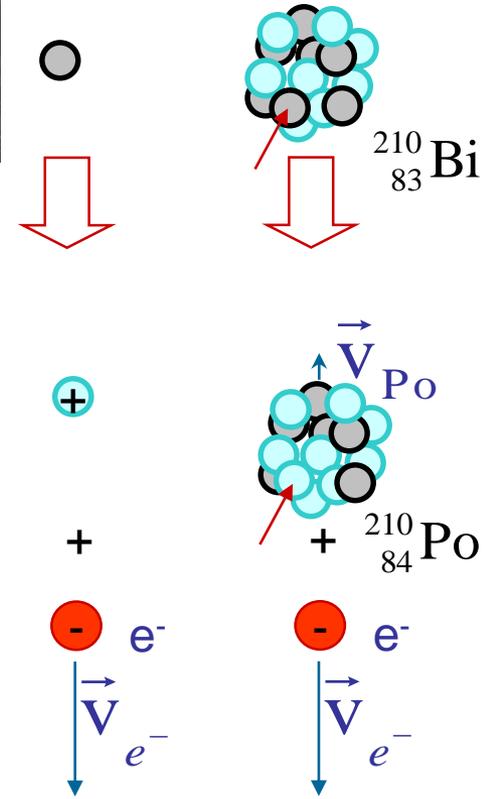
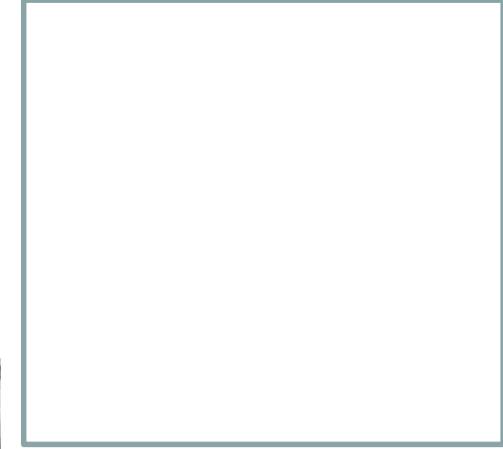


- Energie disponible :

$$E_d = M(X).c^2 - [M(Y) + M(e^-)].c^2 = \mathcal{M}(X).c^2 - \mathcal{M}(Y).c^2$$



Spectre de raies ?



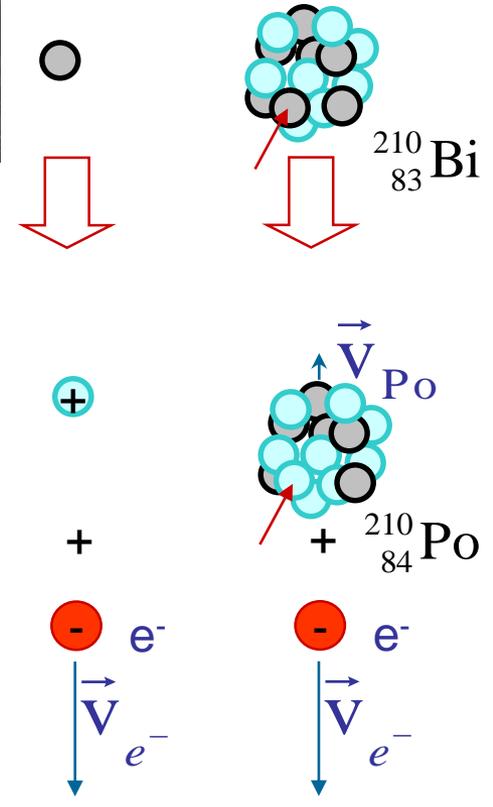
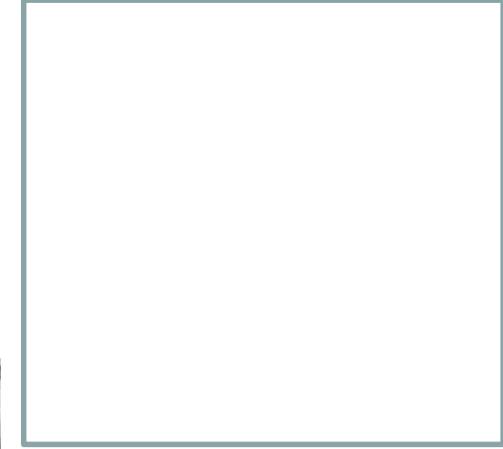
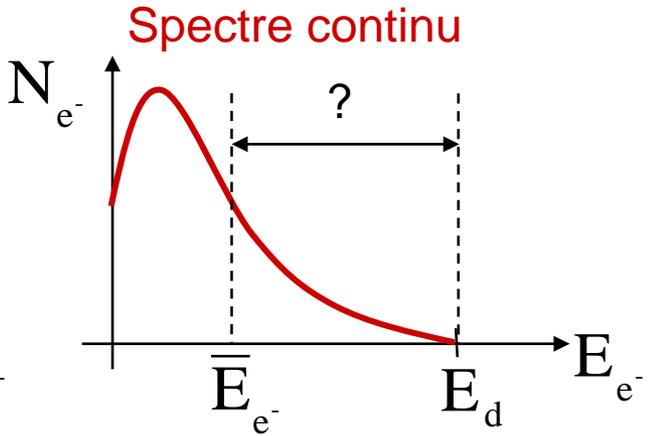
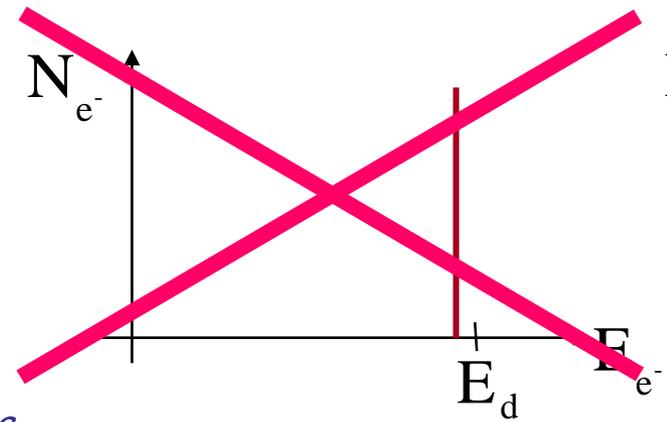
# RADIOACTIVITE BETA MOINS

- Chadwick 1914 : émission d'électrons par des noyaux riches en neutrons



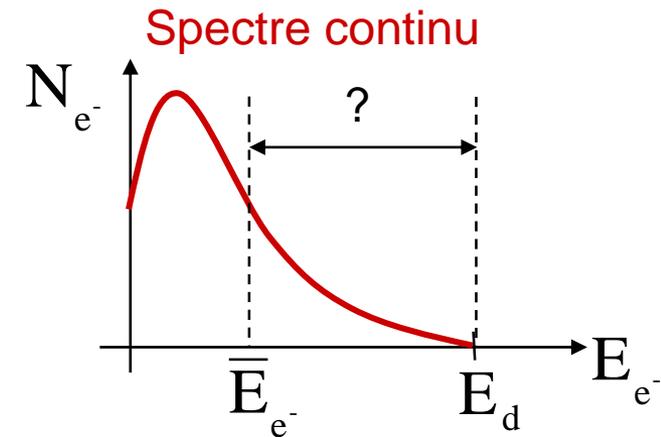
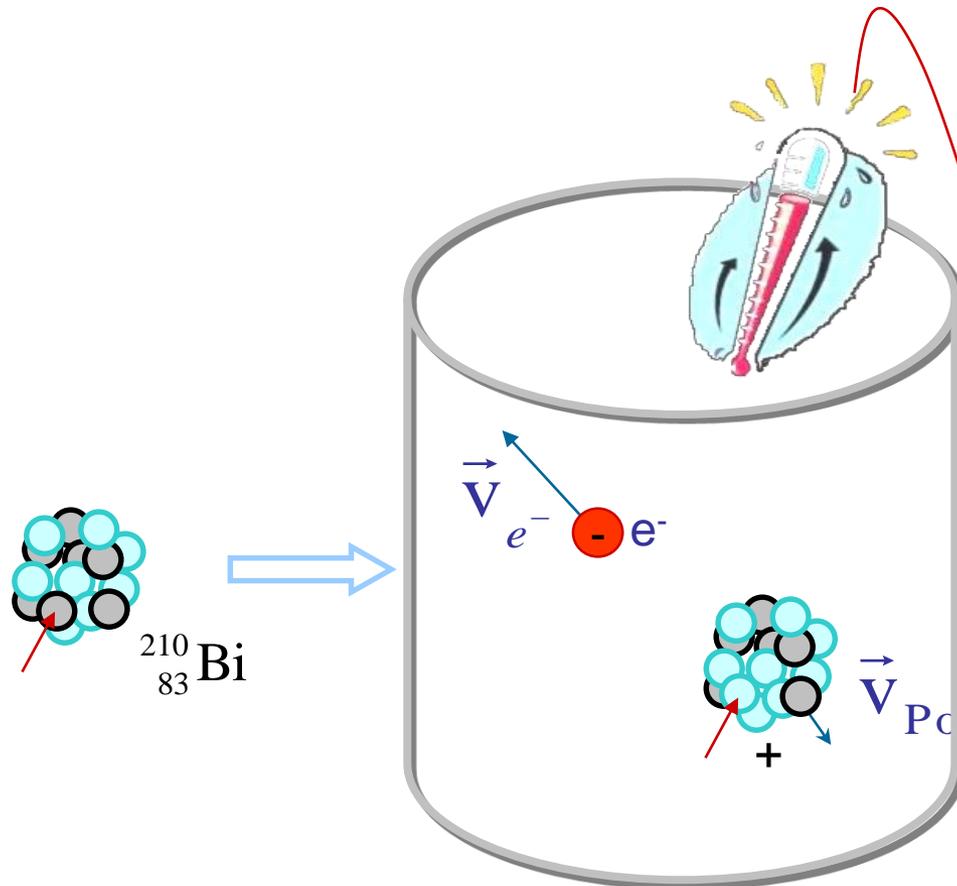
- Energie disponible :

$$E_d = M(X).c^2 - [M(Y) + M(e^-)].c^2 = \mathcal{M}(X).c^2 - \mathcal{M}(Y).c^2$$



# RADIOACTIVITE BETA MOINS

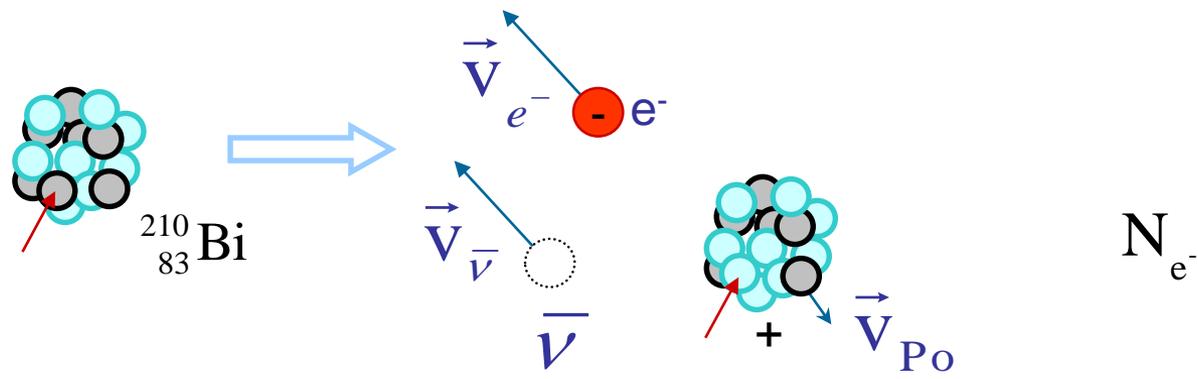
- Où est perdue l'énergie ?  
Ralentissement variable des  $e^-$  (1922, Meitner) ?



1925, Ellis et Wooster : calorimétrie

# RADIOACTIVITE BETA MOINS

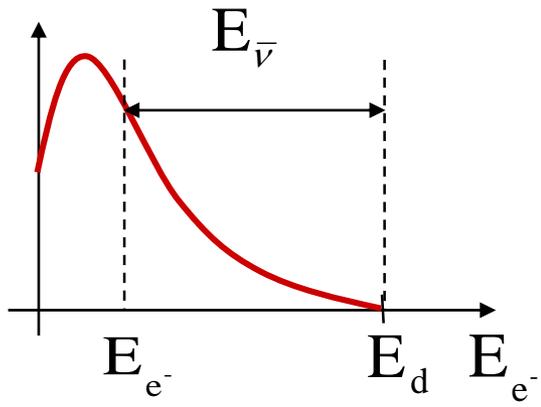
- Où est perdue l'énergie ?  
1931, Pauli: émission d'une particule non détectée ?



- Anti-neutrino** :  $\bar{\nu}_e = \bar{\nu}$ 
  - Interaction/matière  $\approx 0$
  - charge nulle,  $v \approx c$
  - $0,03 < m < 0,23 \text{ eV}$



W. PAULI    E. FERMI

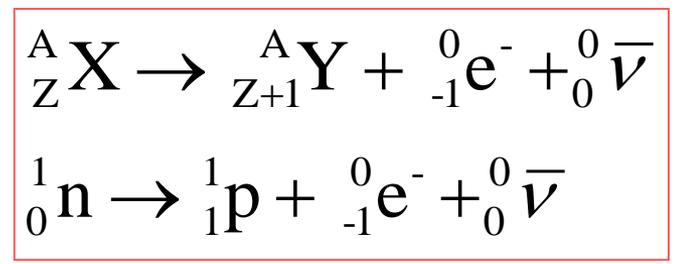


Spectre continu  
(pour l' $e^-$  et le  $\bar{\nu}$ )



# RADIOACTIVITE BETA MOINS

- Emission d'un **électron** et d'un  $\bar{\nu}$  :



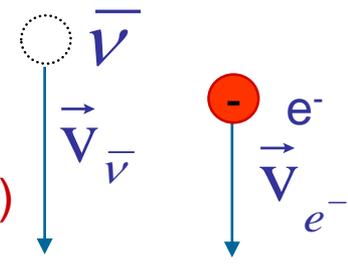
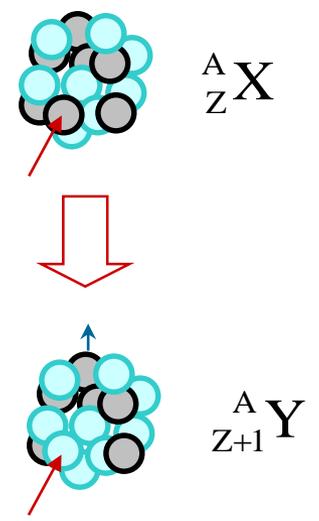
- Energie disponible :

$$E_d = M(X).c^2 - [M(Y) + M(e^-)].c^2$$

$$E_d = \mathcal{M}(X).c^2 - \mathcal{M}(Y).c^2 = E_{e^-} + E_{\bar{\nu}}$$

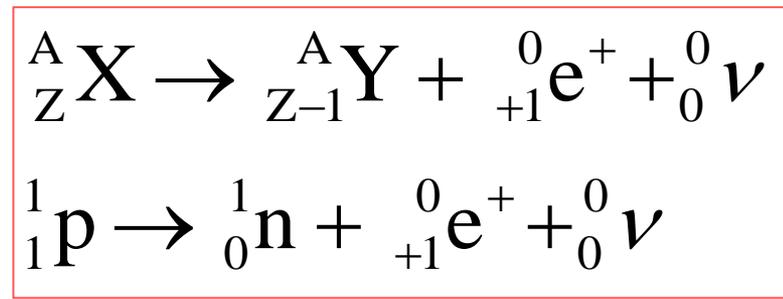
- Spectre **continu** pour l'électron, ionisant

- Applications : **Radiothérapie métabolique par l'e<sup>-</sup>**
  - Traitement antalgique des métastases osseuses ( ${}^{153}_{62} Sm, {}^{89}_{38} Sr$ )
  - Hyperthyroïdies ( ${}^{131}_{53} I$ )
  - Cancers thyroïdiens, cancers du foie.



# RADIOACTIVITE BETA PLUS

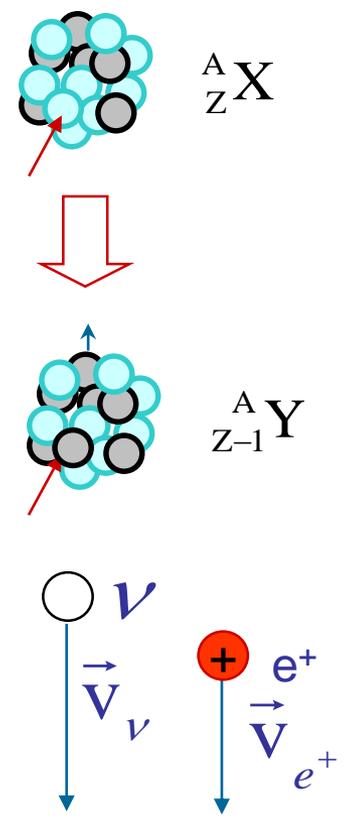
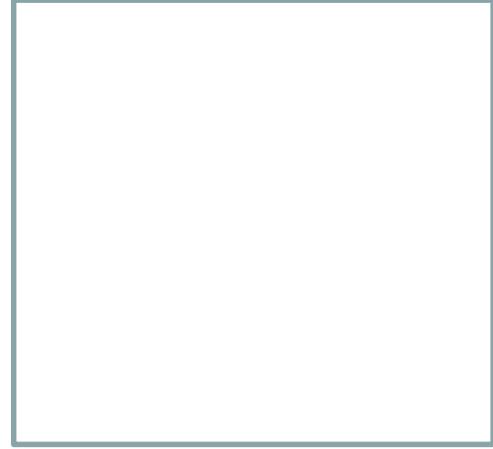
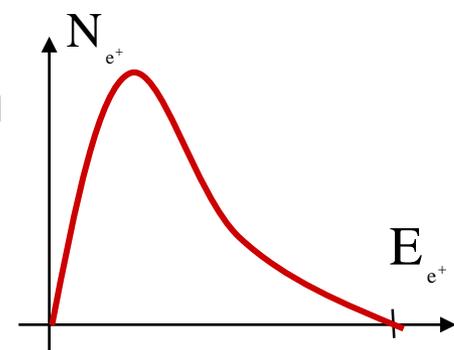
- Emission d'un **positon** et d'un **neutrino** par un noyau riche en protons :



- Energie disponible :

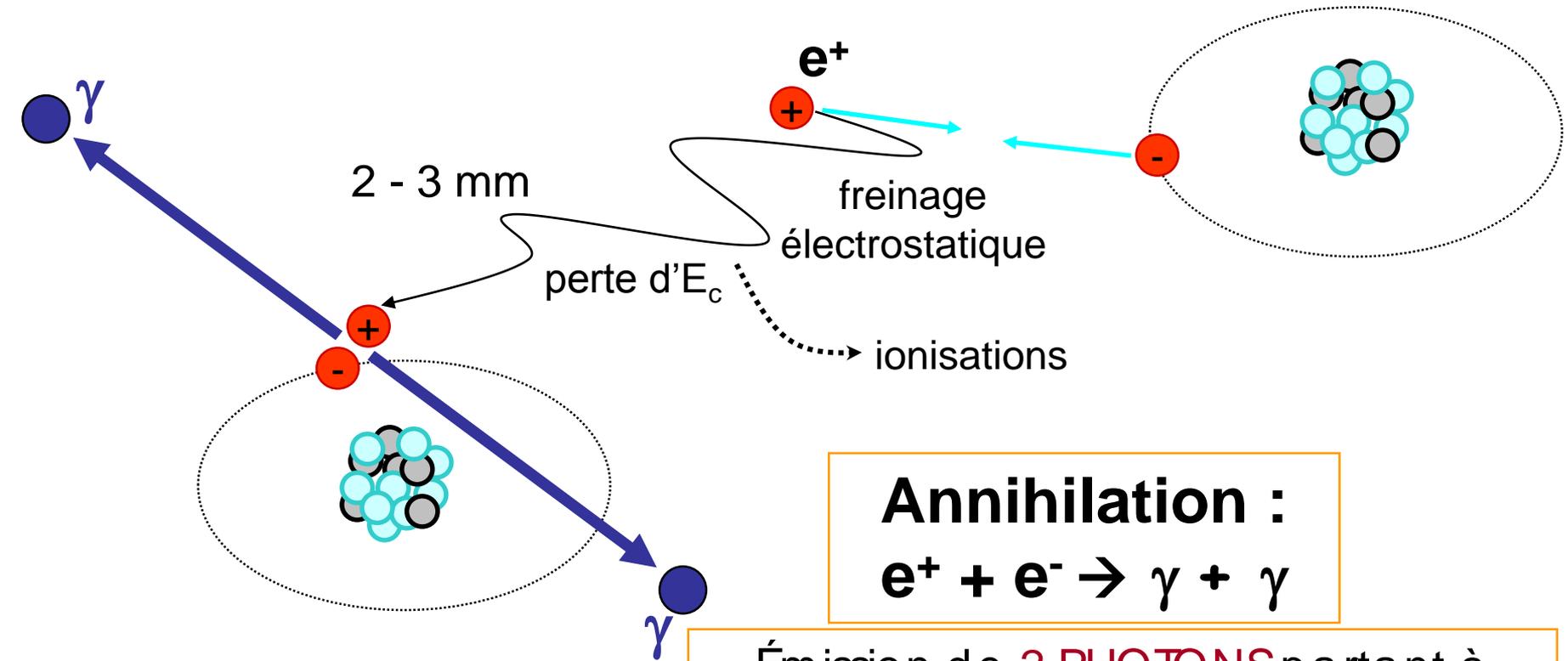
$$E_d = [M(X) - M(Y) - m_e]c^2 = [\mathcal{M}(X) - \mathcal{M}(Y) - 2m_e]c^2$$

- Spectre **continu** du positon



# RADIOACTIVITE BETA PLUS

- Devenir du positon : **annihilation** entre matière et anti-matière



**Annihilation :**  
 $e^+ + e^- \rightarrow \gamma + \gamma$

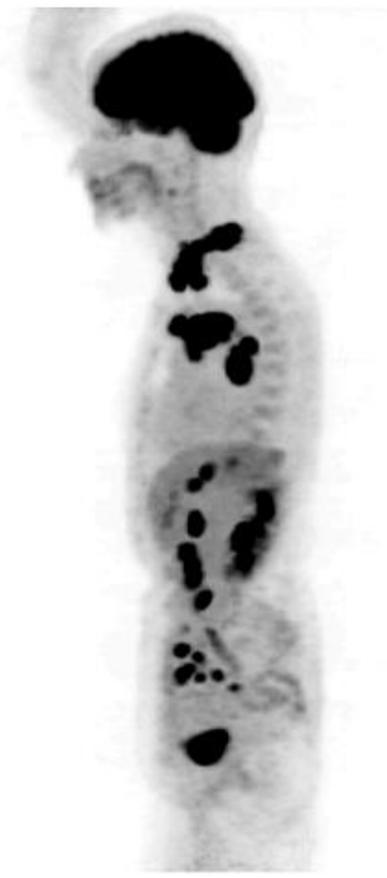
Émission de **2 PHOTONS** partant à  $180^\circ$

d'énergie  $E = 511 \text{ keV} = m_e c^2$

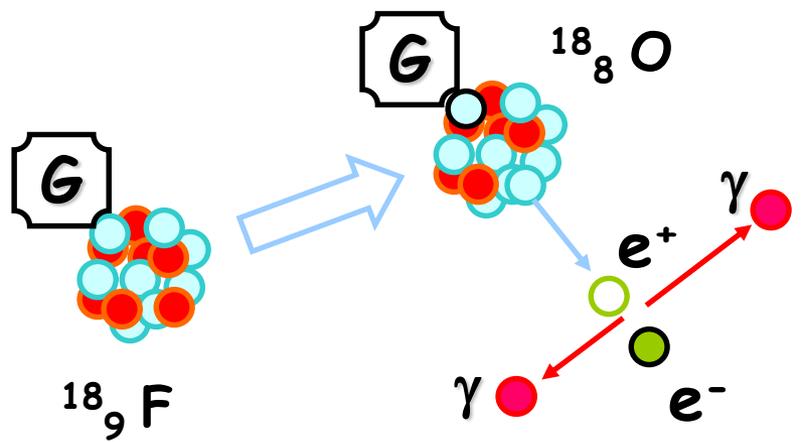


# RADIOACTIVITE BETA PLUS

- Application :

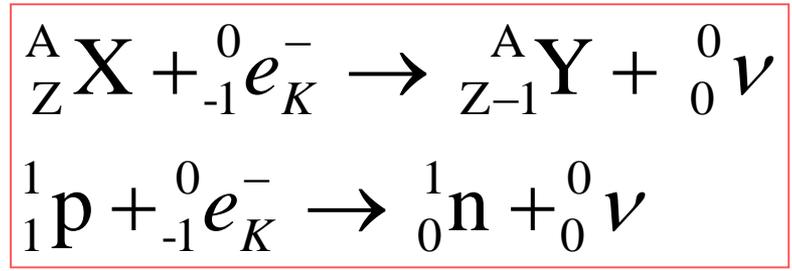


Tomographie  
par  
Émission de  
Positons (TEP)  
=  
Scintigraphie  
de coïncidence



# CAPTURE ELECTRONIQUE

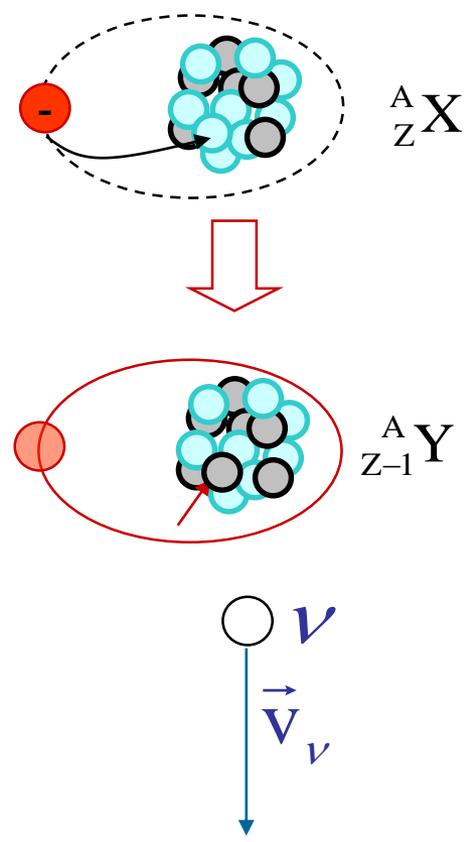
- Capture d'un électron atomique K par un noyau riche en protons :
  - En compétition avec  $\beta^+$



- Energie disponible :

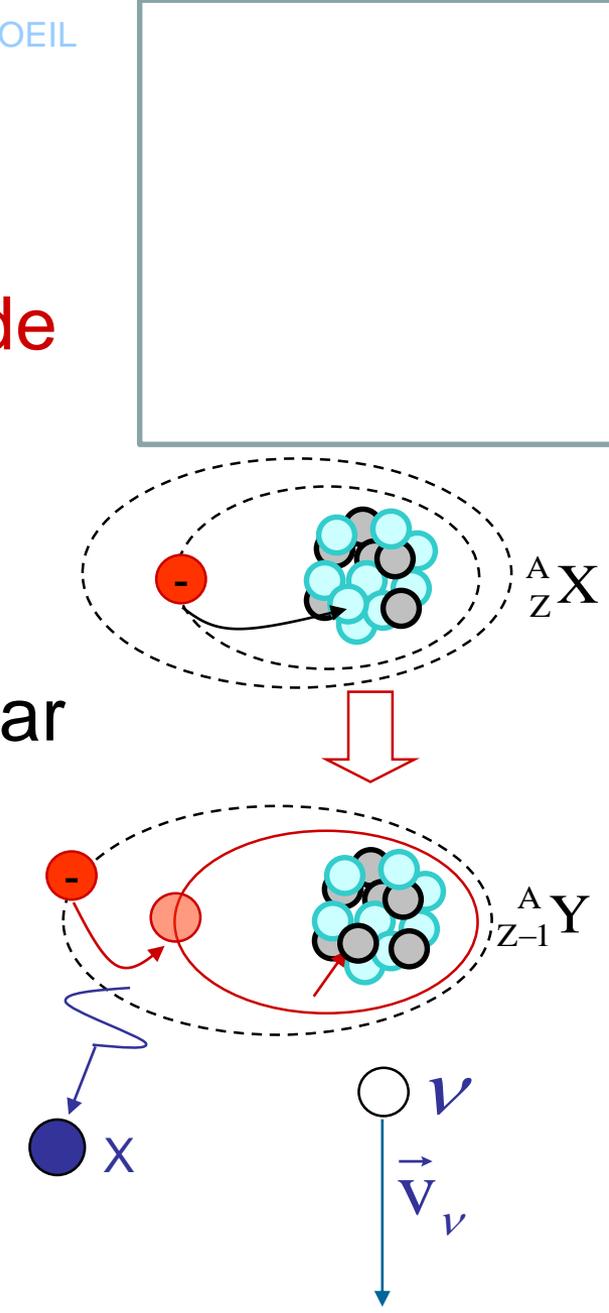
$$E_d = [M(X) + m_e - M(Y)]c^2 - E_K^i$$

$$E_d = [\mathcal{M}(X) - \mathcal{M}(Y)]c^2 - E_K^i$$



# CAPTURE ELECTRONIQUE

- Il s'ensuit l'émission de photons X de fluorescence caractéristiques de l'atome fils Y
- Application : dosage de protéines par Radio-Immuno-Array (RIA) via un comptage X
  - Application : comptage à 35 keV pour de l' $^{125}\text{I}$  fixée sur la molécule à doser.

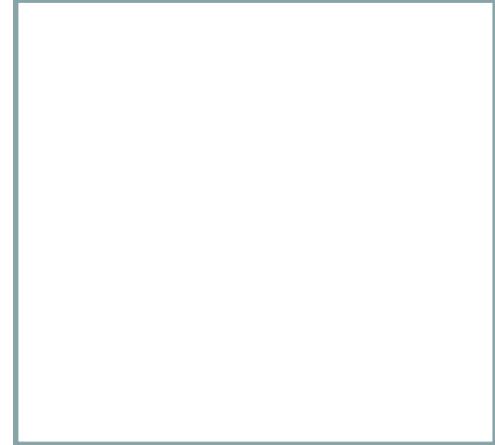


# RADIOACTIVITE PAR INTERACTION EM

---

Il en existe 3 modes :

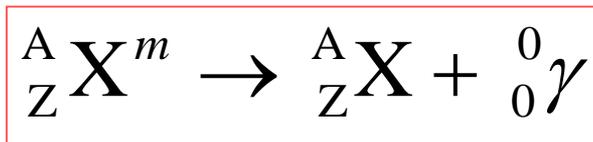
- Radioactivité gamma ( $\gamma$ )
- Conversion interne
- Création de paires



# RADIOACTIVITE GAMMA (Villard 1900)



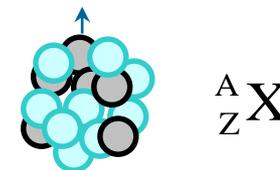
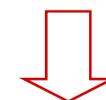
- Emission d'un **photon** :



- Energie disponible :

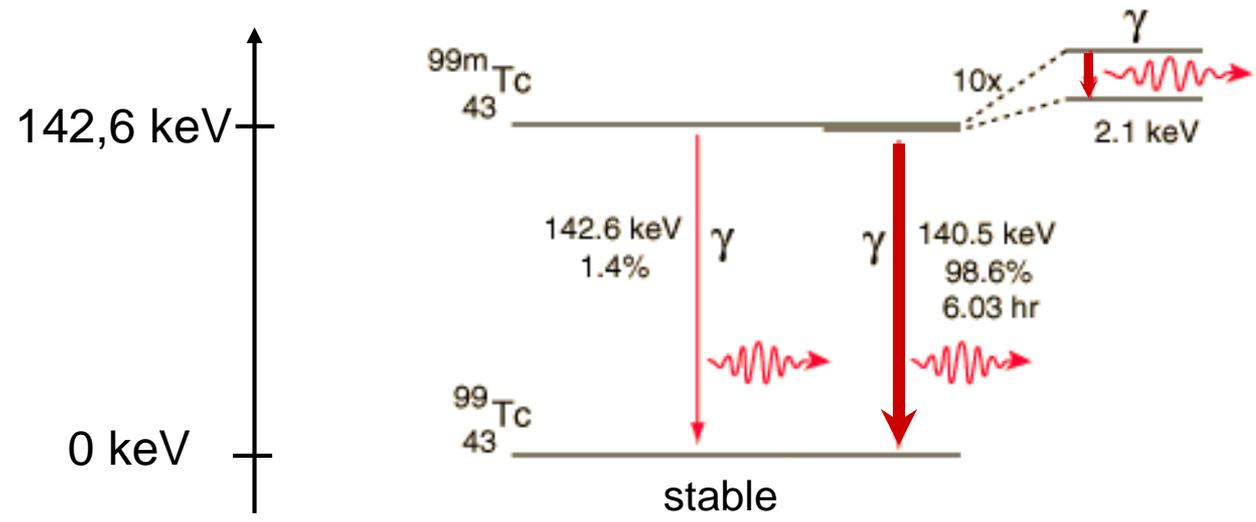
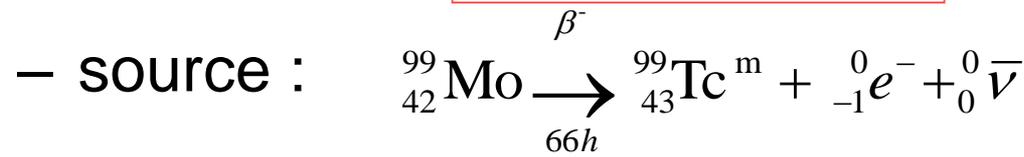
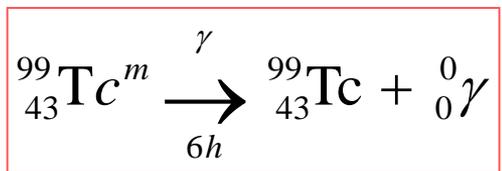
$$\boxed{E_d \approx E_\gamma = hf = \frac{hc}{\lambda} = [M({}_Z^A X^m) - M({}_Z^A X)]c^2}$$

- Spectre **de raies**



# RADIOACTIVITE GAMMA

- Applications : le technétium 99m



Scintigraphie  
d'émission  
mono-  
photonique :

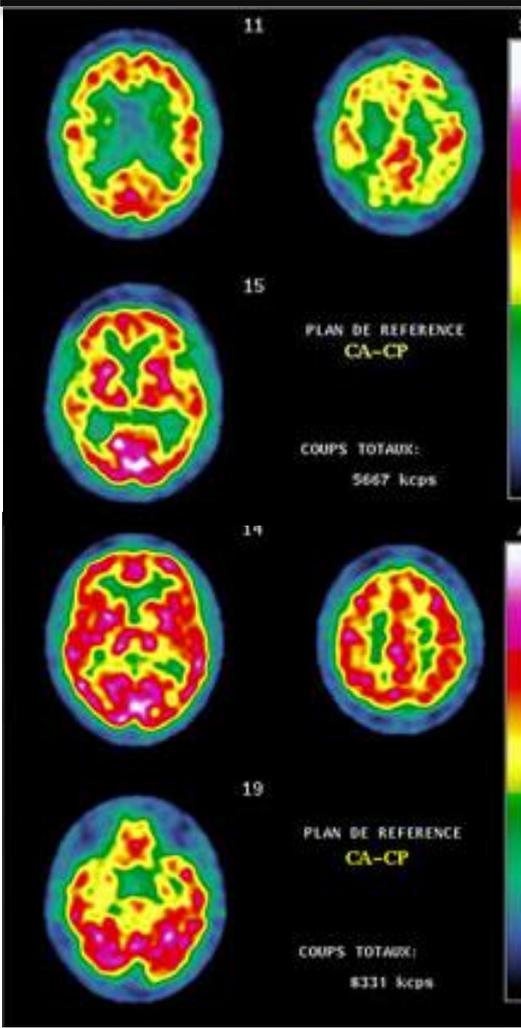
Single  
Photon  
Emission  
Computed  
Tomography



# RADIOACTIVITE GAMMA

- Principaux isotopes utilisés en scintigraphie :
  - Énergies du  $\gamma$  : 70 – 364 keV, donc ionisant.
  - **Technétium**  $^{99}_{43}\text{Tc}$  : **hématies** et **polynucléaires**, perfusion cérébrale, glandes salivaires et lacrymales, thyroïde, perfusion pulmonaire, perfusion myocardique, foie, rate, voies biliaires, tube digestif, rein, squelette...
  - **Thallium**  $^{201}_{81}\text{Tl}$  : perfusion myocardique, tumeurs, parathyroïdes
  - **Iodes**  $^{123}\text{ou }^{131}_{53}\text{I}$  : thyroïde, surrénale, analogue de la noradrénaline,
  - **Krypton**  $^{81}_{36}\text{Kr}$  : débit bronchique
  - **Gallium**  $^{67}_{31}\text{Ga}$  : inflammation
  - **Indium**  $^{111}_{49}\text{In}$  : **plaquettes**, Ac monoclonaux, analogue de la somatostatine
  - **Xénon**  $^{133}_{54}\text{Xe}$  : volumes pulmonaires ventilés, débit sanguin cérébral

# RADIOACTIVITE GAMMA (SPECT)



Exit Process Undo Manual Center Print Slices Splash Surfaces Splash3D Results Help 0

Dataset /home/vi PalRa (ECToolbox) stress [64x64]x17x8

Label Contours Blur ED Cine Spin Inner Outer Both Interval 1 Rate 20 Zoom 6

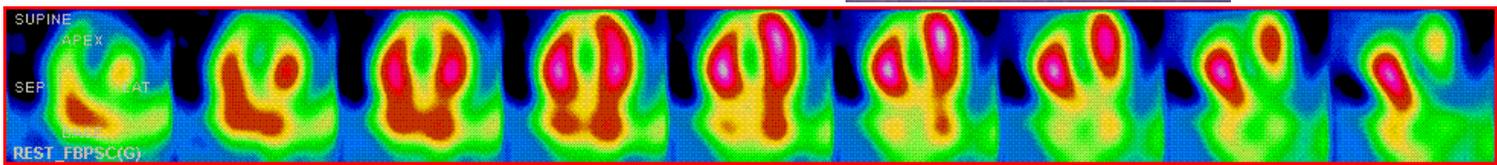
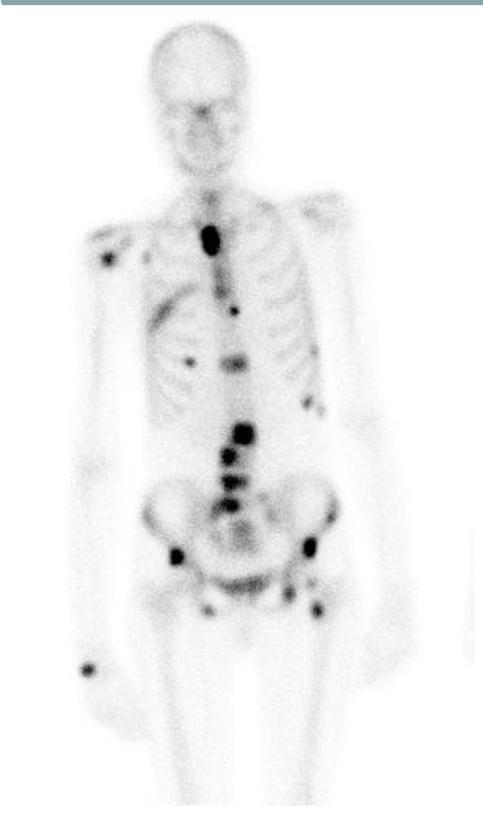
Name	PalRa (ECToolbox Abr
Pat ID	376162
Study	
Dataset	stress
Date	02/20/1996 15:33:43
Matrix	64x64
Slices	17
Intervals	8
Mm/Vox	6.37
Counts	386
Volume	105ml [1]
EDV	108ml [8]
ESV	43ml [4]
SV	64ml
EF	60%

ED ES Perfusion (%) Regional EF (%) Motion (mm) Thickening (%)

8 [ED] ANT SEPT APE BASE INF ANT SEPT APE BASE INF

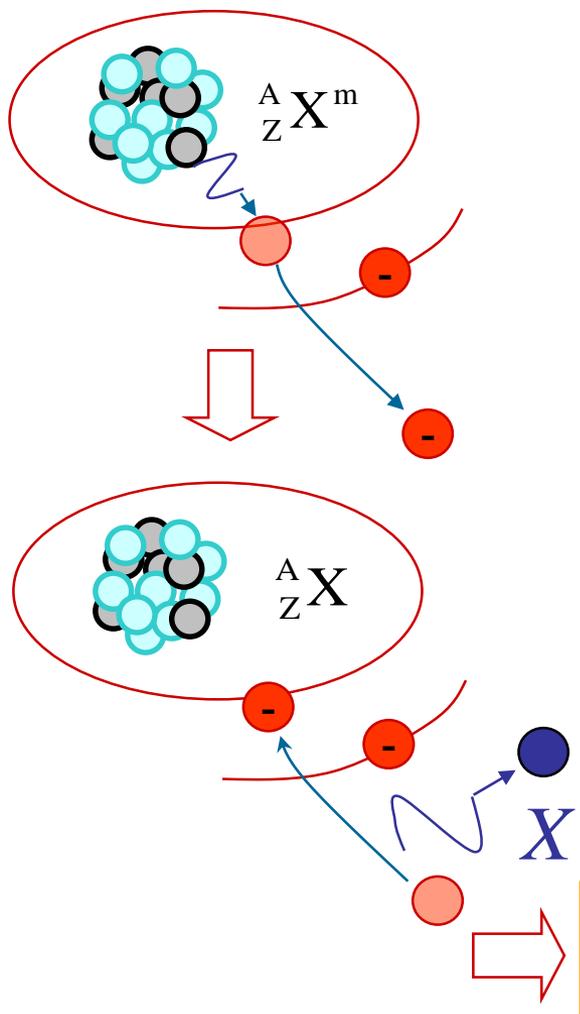
Volume (ml) / Interval

1	100
2	80
3	60
4	45
5	45
6	70
7	90
8	105

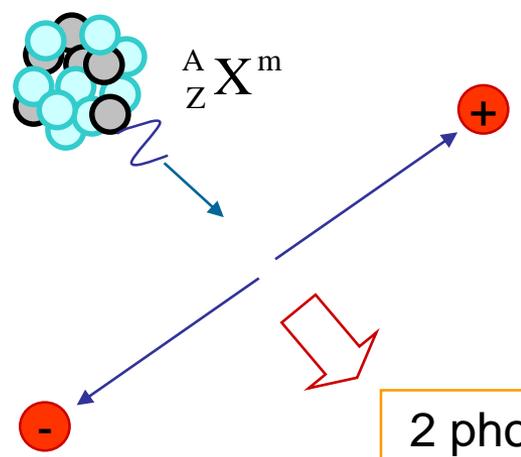


# AUTRES RADIOACTIVITES PAR INTERACTION EM

- Conversion interne



- Création de paires  
Si  $E_d > 1,02 \text{ MeV}$



2 photons  $\gamma$  de 511 keV  
(annihilation du  $e^+$ )  
+  
fluorescence X du fait  
des ionisations de l' $e^-$   
et du  $e^+$

spectre de raies de  
fluorescence X

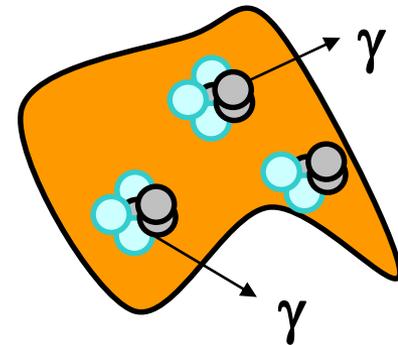
# OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 8

Pour chaque réaction radioactive :

- **Savoir définir et caractériser**
  - La transformation nucléaire (équation de réaction)
  - Le type ( $\alpha, \beta, \gamma$ ) et le mode ( $\beta^+, \beta^-, CE, CI, CP$ )
  - Les conditions nécessaires à une désintégration
  - Le spectre
  - Les applications dans les domaines de la santé
- **Savoir calculer et exploiter :**
  - Le bilan énergétique d'une réaction ( $E_d$ )
  - L'allure du spectre

# LOI DE DECROISSANCE RADIOACTIVE

- **N** = Nombre de noyaux radioactifs  
 $\lambda$  = proba. qu'un isotope se désintègre/sec  
 $\lambda = (-dN/N)/dt$ , soit en moyenne  $\bar{C} = -\Delta N = \lambda \cdot N \cdot \Delta t$
- **$P(C_{\Delta t} = n)$**  : probabilité de mesurer  $n \neq \bar{C}$  photons issus de désintégrations dans un intervalle de temps  $\Delta t$
- Le phénomène de désintégration est aléatoire
  - **sans mémoire** : désintégrations indépendantes
  - **stationnaire** : proba(désintégration entre  $t$  et  $t+\Delta t$ ) ne dépend que de  $\Delta t$ , et pas de  $t$ .
  - **rare**  $\lambda \ll 1$



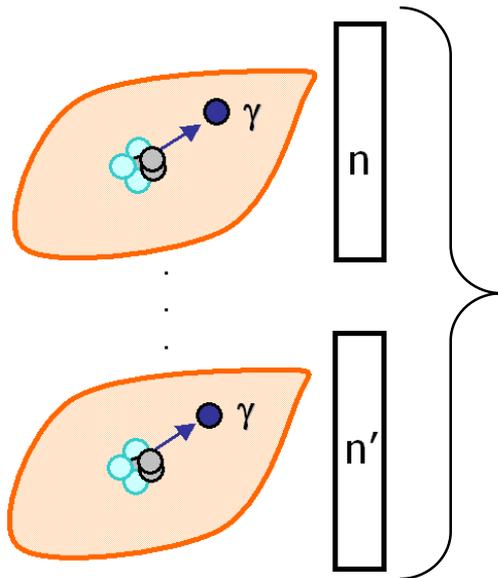
$\bar{C}$  photons  $\gamma$

# LOI DE DECROISSANCE RADIOACTIVE

- Processus **sans mémoire, stationnaire, rare**



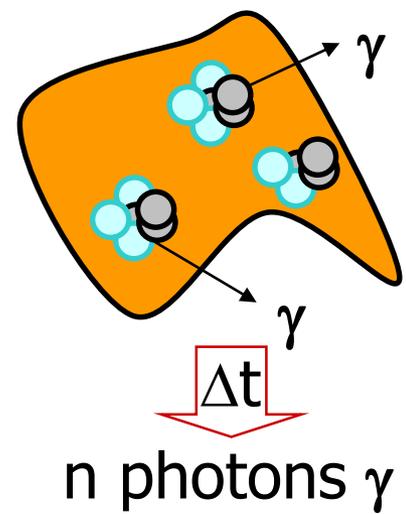
Processus **POISSONNIEN**



$\bar{C} = \lambda \cdot N \cdot \Delta t$   
comptage moyen sur un grand nombre d'expériences identiques

$$P(C_{\Delta t} = n) = e^{-\bar{c}} \frac{(\bar{c})^n}{n!}$$

$$P(C_{\Delta t} = n) = e^{-\lambda N \Delta t} \frac{(\lambda N \Delta t)^n}{n!}$$



S.D. POISSON  
1781-1840



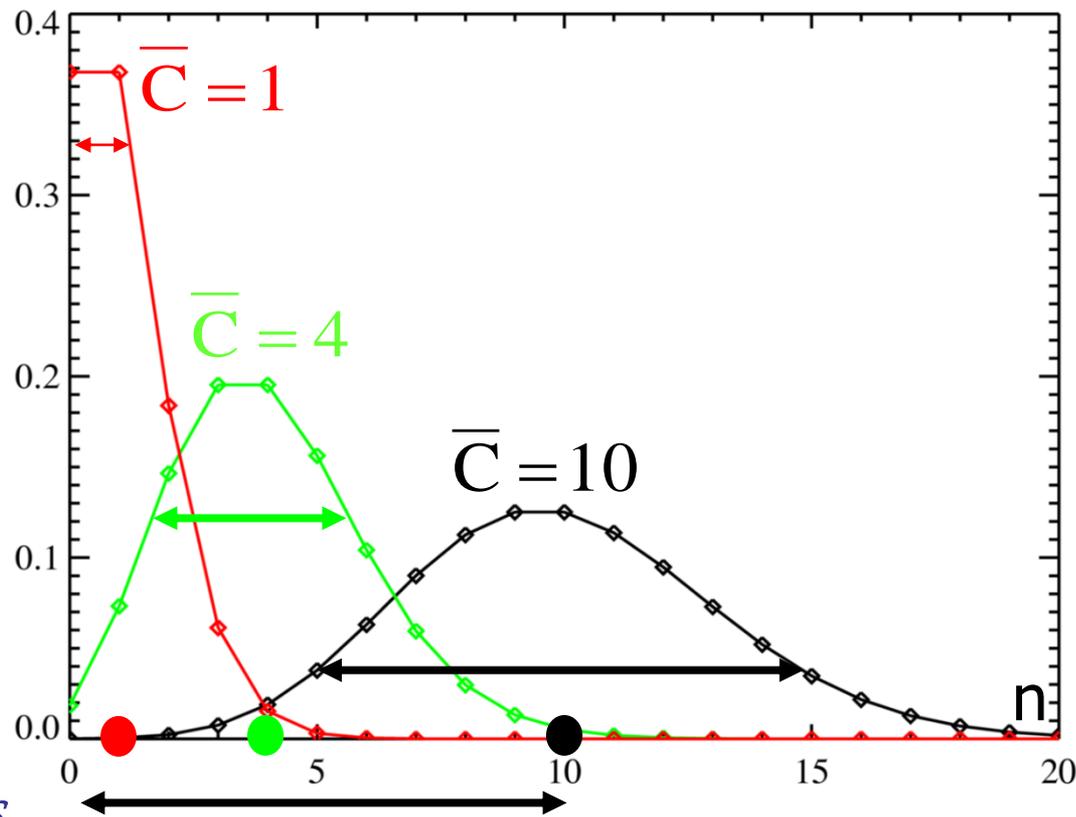
# LOI DE DECROISSANCE RADIOACTIVE

- Processus **sans mémoire, stationnaire, rare**



Processus **POISSONNIEN**

$P(C_{\Delta t}=n)$



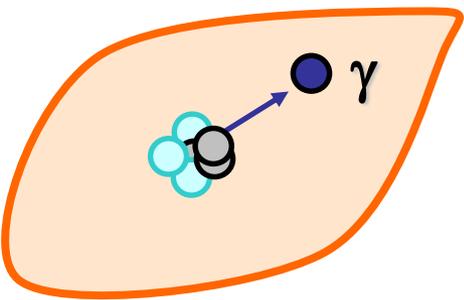
Propriété essentielle  
d'une statistique de Poisson :

$$\bar{C} = \lambda N \Delta t = \sigma^2$$

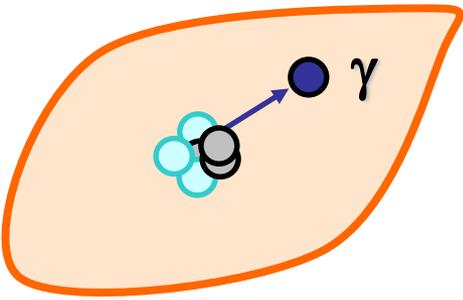
$$\Rightarrow \frac{S}{B} = \frac{\bar{C}}{\sigma} = \frac{\bar{C}}{\sqrt{\bar{C}}}$$

$$\frac{S}{B} = \sqrt{\bar{C}}$$

# LOI DE DECROISSANCE RADIOACTIVE



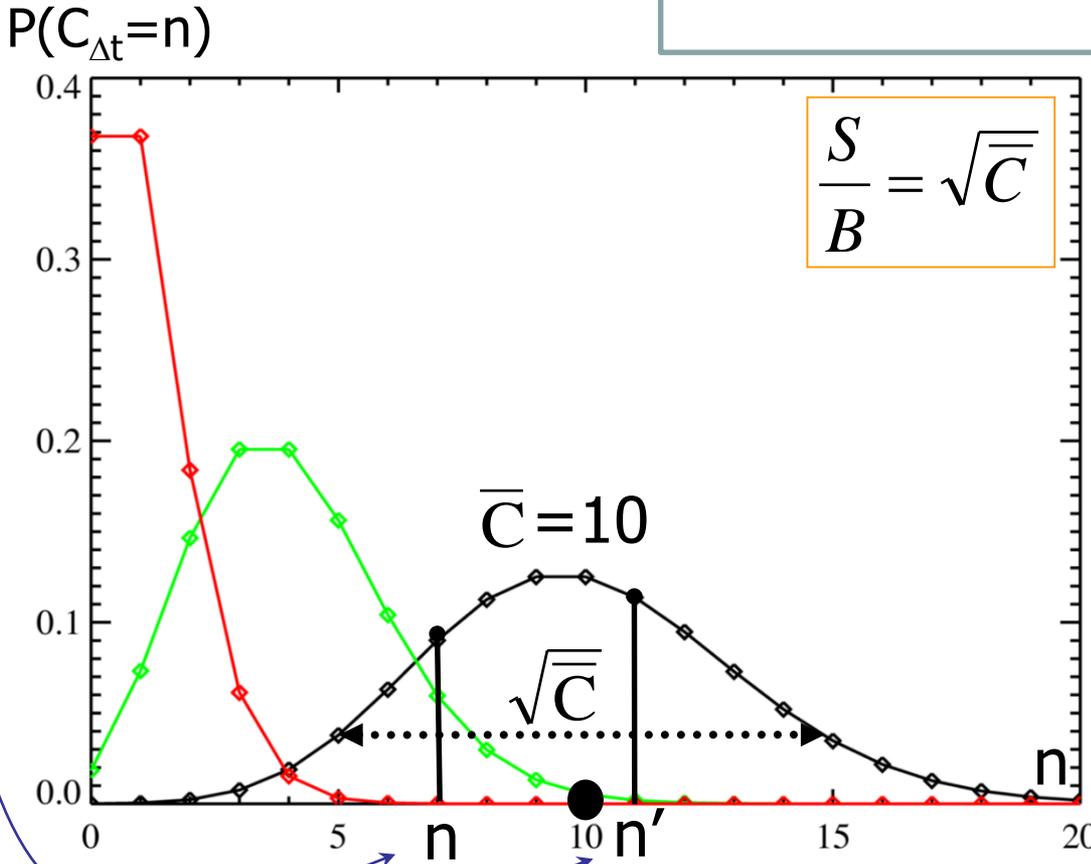
n



n'

$$C \in [\bar{C} - \sqrt{\bar{C}}, \bar{C} + \sqrt{\bar{C}}]$$

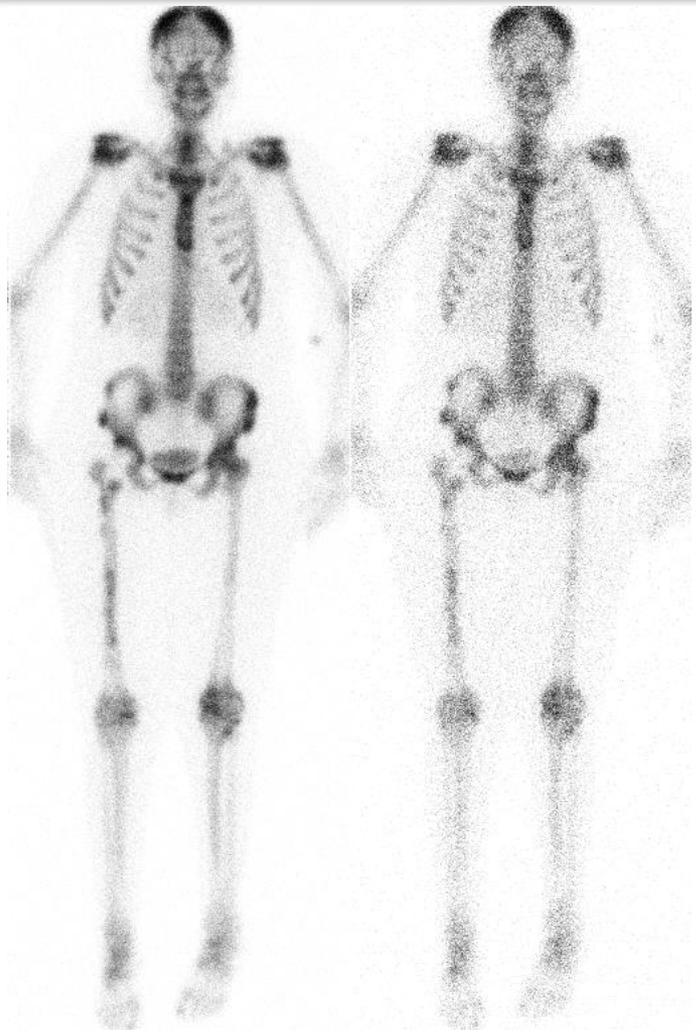
$$p = 68,3\%$$



« tirage au sort » suivant P



# LOI DE DECROISSANCE RADIOACTIVE



Le taux de comptage est 5 fois plus élevé sur l'image de gauche, donc le rapport S/B est plus de 2 fois meilleur ( $\sqrt{5}=2,24$ )

$$\frac{S}{B} = \sqrt{C} \text{ est multiplié par } 2,24$$

12 cm/min    60 cm/min

# LOI DE DECROISSANCE RADIOACTIVE

- $N_0$  = nombre initial de noyaux radioactifs
- $N(t)$  = nombre de noyaux non encore désintégrés à  $t$
- $\lambda$  = proba. qu'un isotope se désintègre/sec

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

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

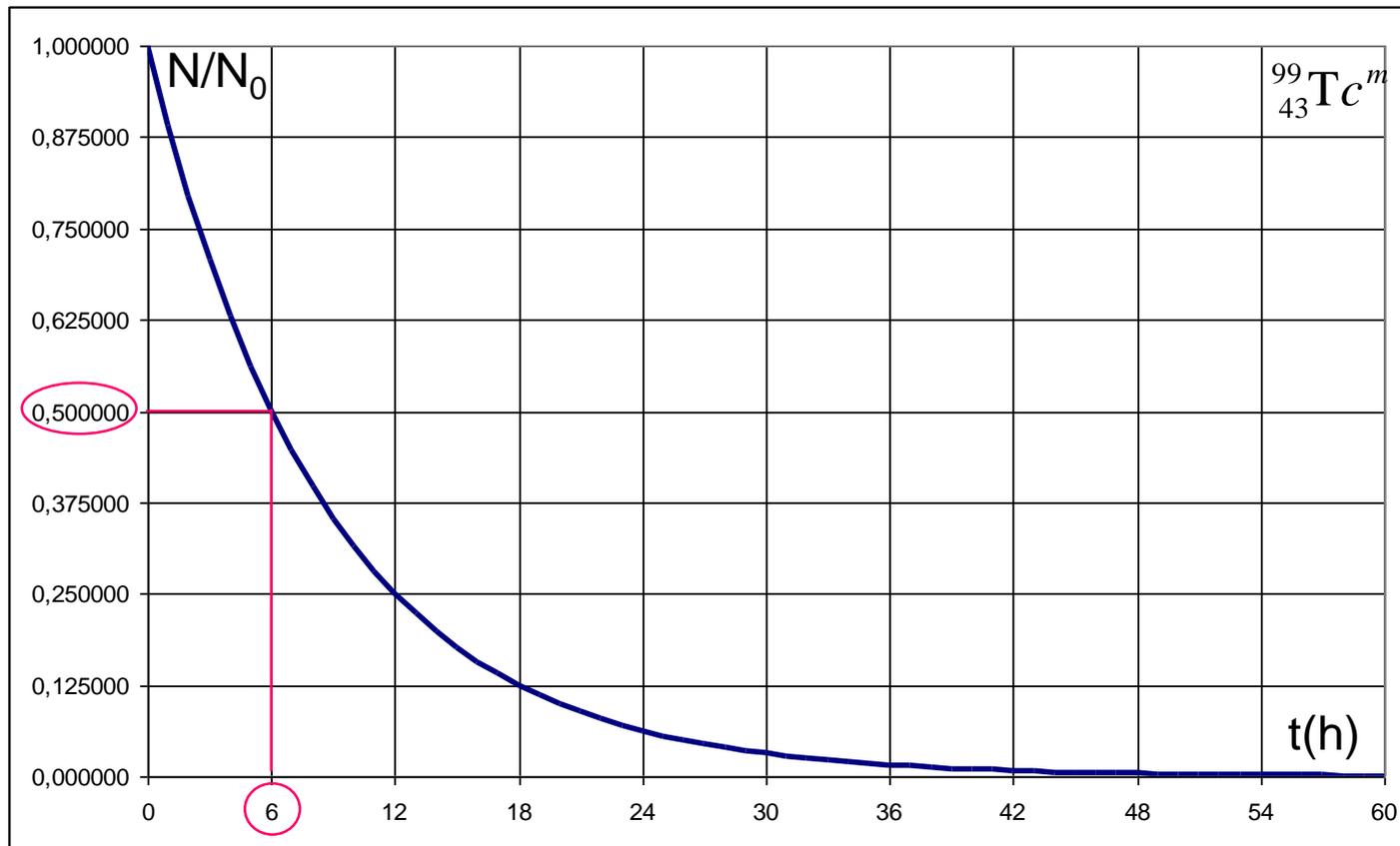
en intégrant :  $\ln N = -\lambda.t + K$

$$\text{soit } N(t) = e^{-\lambda t + K} = e^K e^{-\lambda t}$$

or  $N(0) = N_0$ , donc :

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

# LOI DE DECROISSANCE RADIOACTIVE



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

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

$$N(t) = N_0 e^{-\frac{\ln 2}{T} \cdot t}$$

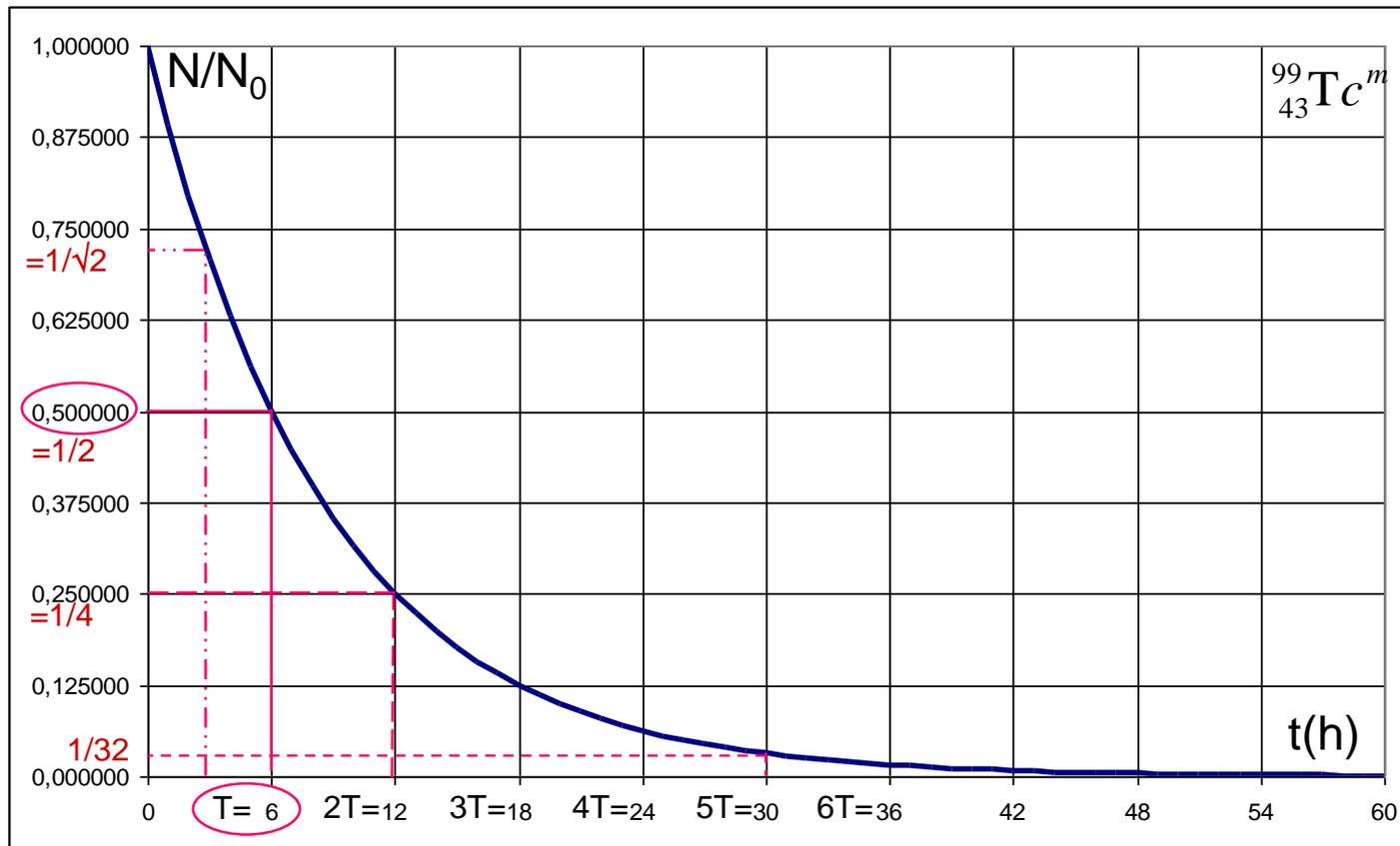
$$N(t) = \frac{N_0}{2^{\frac{t}{T}}}$$

**Période** : durée moyenne nécessaire à la désintégration de la moitié des noyaux d'un échantillon

$$N(T) = \frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\lambda \cdot T} \Rightarrow \ln 2 = \lambda \cdot T \Rightarrow T = \frac{\ln 2}{\lambda}$$



# LOI DE DECROISSANCE RADIOACTIVE



Dix périodes sont nécessaires pour diminuer le nombre de noyaux radioactifs d'un facteur supérieur à 1000 ( $2^{10}=1024$ )

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

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

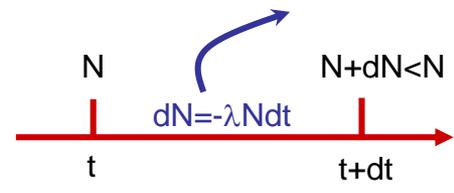


# LOI DE DECROISSANCE RADIOACTIVE

**Vie moyenne  $\tau$**  d'un isotope avant désintégration:

$$\tau = \frac{1}{N_0} \int_{t=0}^{\infty} t \cdot dN = \frac{1}{N_0} \int_{t=0}^{\infty} t \cdot \lambda N dt = \frac{1}{N_0} \int_{t=0}^{\infty} t \cdot \lambda N_0 e^{-\lambda t} dt$$

$$\tau = \lambda \int_{t=0}^{\infty} t \cdot e^{-\lambda t} dt$$



Par parties\* : 
$$\int_{t=0}^{\infty} t \cdot e^{-\lambda t} dt = \left[ -t \frac{e^{-\lambda t}}{\lambda} \right]_0^{\infty} - \int_0^{\infty} -\frac{1}{\lambda} e^{-\lambda t} dt = \frac{1}{\lambda} \int_0^{\infty} e^{-\lambda t} dt = \frac{1}{\lambda} \left[ \frac{e^{-\lambda t}}{-\lambda} \right]_0^{\infty} = \frac{1}{\lambda^2}$$

Donc : 
$$\tau = \frac{1}{\lambda} = \frac{T}{\ln 2} \approx 1,4 \cdot T$$

Pour le :  ${}^{99}_{43}\text{Tc}^m$  :  $\tau \approx 8,7 \text{ h}$

*PACES* \* car  $[uv] = \int d(u \cdot v) = \int v \cdot du + u \cdot dv \Rightarrow \int u \cdot dv = [uv] - \int v \cdot du$



# ACTIVITE

---

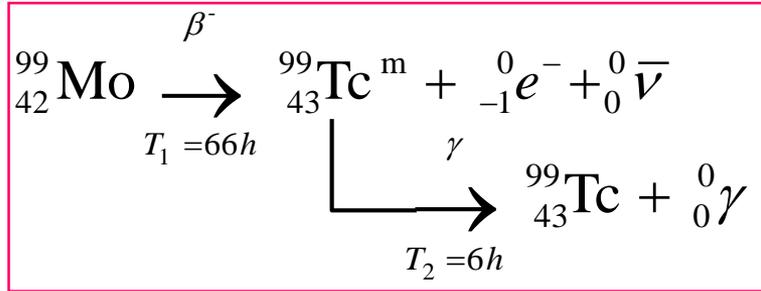
- Activité <sup>DEF</sup> = nombre de désintégrations par seconde au sein d'un échantillon
- Unité SI: Becquerel (Bq) : 1 Bq = désintégration/sec.
- Autre unité: curie (Ci) : 1 mCi = 37 MBq

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

- donc l'activité est proportionnelle à  $N(t)$ , nombre de noyaux non encore désintégrés :

$$A(t) = \lambda \cdot N(t)$$

# FILIATIONS RADIOACTIVES

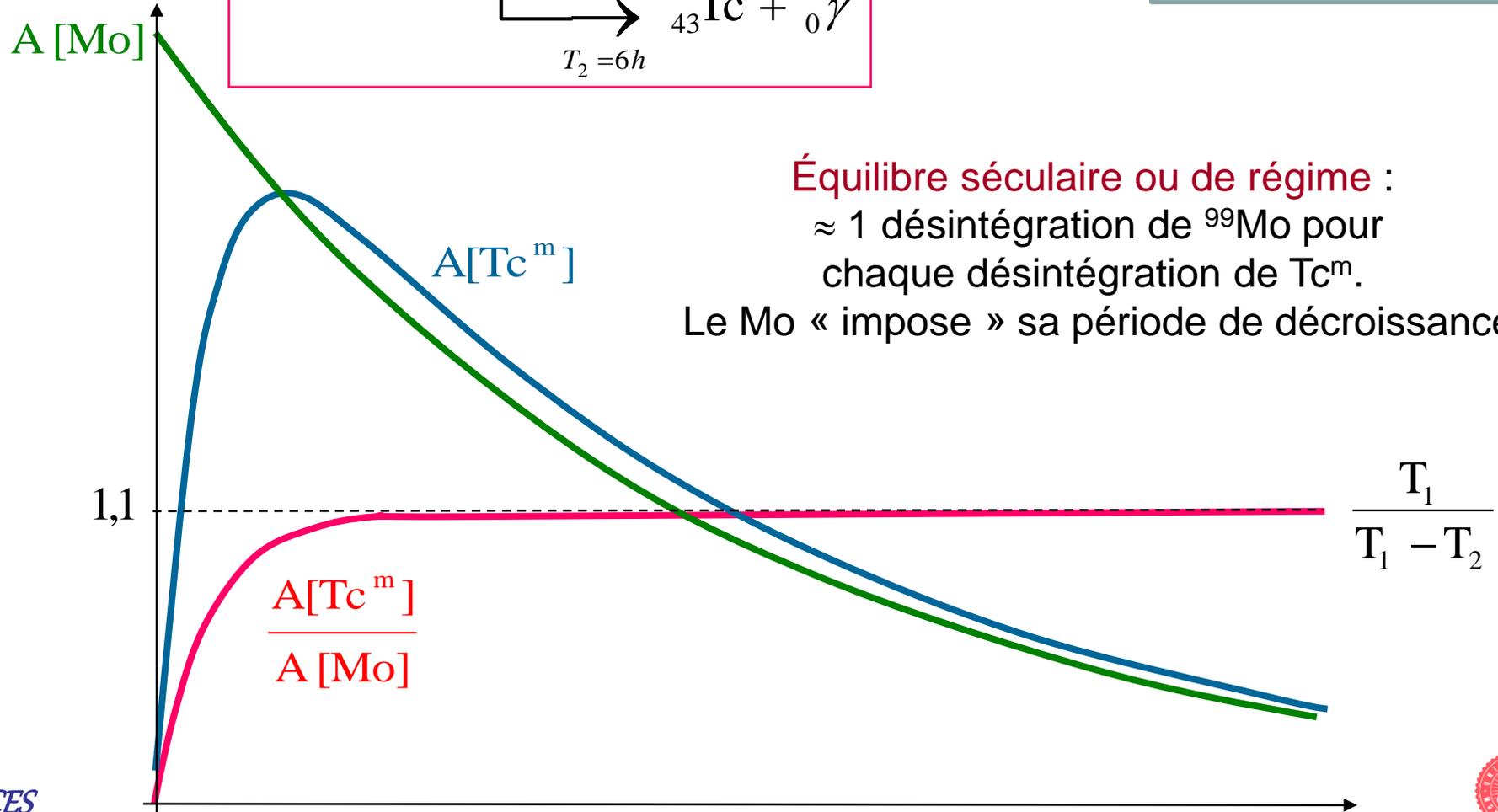
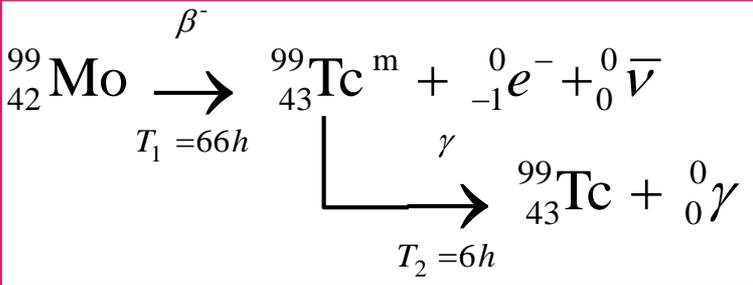


$$\begin{cases}
 d[\text{Mo}] = -\lambda_1 [\text{Mo}] dt \\
 d[\text{Tc}^m] = (\lambda_1 [\text{Mo}] - \lambda_2 [\text{Tc}^m]) dt
 \end{cases}
 \Rightarrow
 \begin{cases}
 A[\text{Mo}] = \left| \frac{d[\text{Mo}]}{dt} \right| = \lambda_1 [\text{Mo}]_0 e^{-\lambda_1 t} \\
 A[\text{Tc}^m] = \frac{\lambda_1 \lambda_2}{\lambda_2 - \lambda_1} [\text{Mo}]_0 (e^{-\lambda_1 t} - e^{-\lambda_2 t})
 \end{cases}$$

$$\Rightarrow \frac{A[\text{Tc}^m]}{A[\text{Mo}]} = \frac{\lambda_2}{\lambda_2 - \lambda_1} \left( 1 - e^{-(\lambda_2 - \lambda_1)t} \right) = \frac{T_1}{T_1 - T_2} \left( 1 - 2^{-\left(\frac{1}{T_2} - \frac{1}{T_1}\right)t} \right) \xrightarrow{t \rightarrow \infty} \frac{T_1}{T_1 - T_2} \approx 1$$



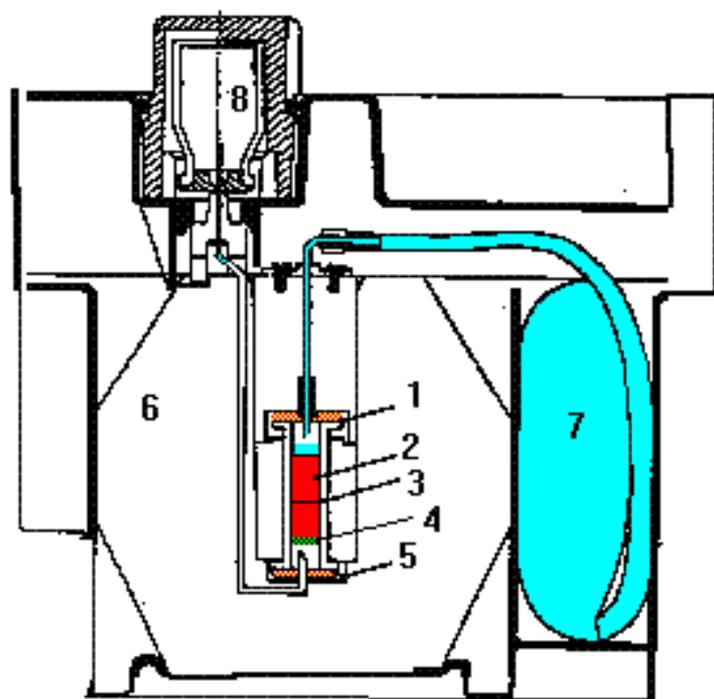
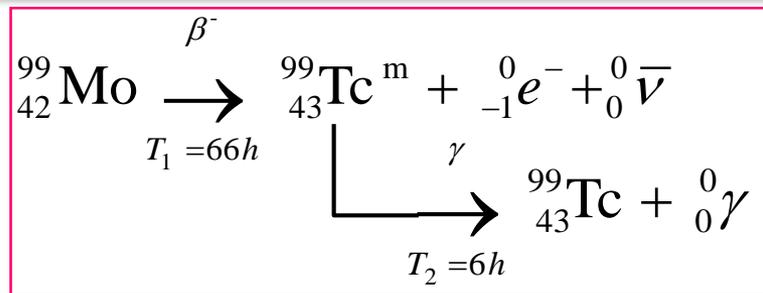
# FILIATIONS RADIOACTIVES



Équilibre séculaire ou de régime :  
 ≈ 1 désintégration de <sup>99</sup>Mo pour  
 chaque désintégration de Tc<sup>m</sup>.  
 Le Mo « impose » sa période de décroissance



# APPLICATION



Générateur de technétium métastable utilisé dans les services de médecine nucléaire : source d'activité en technétium pendant quelques jours



# OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 9

- **Savoir :**
  - Définir une statistique de Poisson
    - Aléatoire, sans mémoire, stationnaire, rare
  - L'associer aux désintégration radioactives
  - Caractériser sa variance = moyenne
  - Caractériser un équilibre séculaire
- **Savoir manipuler et utiliser :**
  - Les taux de comptages en scintigraphie ( $S/B = \sqrt{N}$ )
  - La loi de décroissance :  $N(t) = N_0 e^{-\lambda \cdot t} = N_0 \cdot 2^{-t/T}$
  - Les définitions de  $\lambda$ ,  $T$ ,  $\tau$ .
  - L'activité en Bq :  $A(t) = \lambda \cdot N(t)$



---

# INTERACTIONS RAYONNEMENTS-MATIERE

INTERACTIONS PHOTONS-MATIERE

INTERACTIONS NEUTRONS-MATIERE

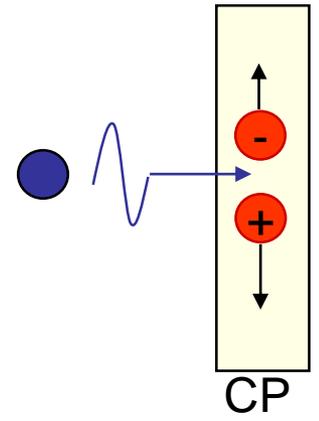
INTERACTIONS ALPHAS/PROTONS-MATIERE

INTERACTIONS ELECTRONS-MATIERE

# MODES D'INTERACTIONS PHOTON-MATIERE

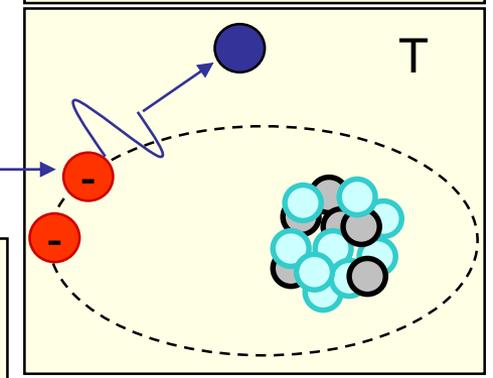
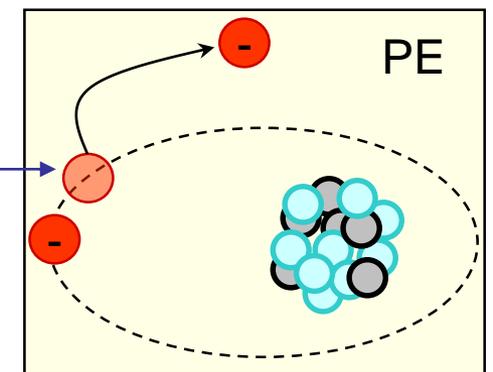
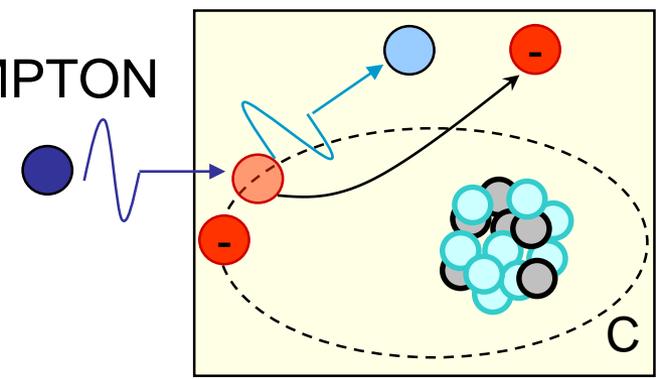
## • ABSORPTION

- CREATION DE PAIRES
- PHOTO-ELECTRIQUE



## • DIFFUSION

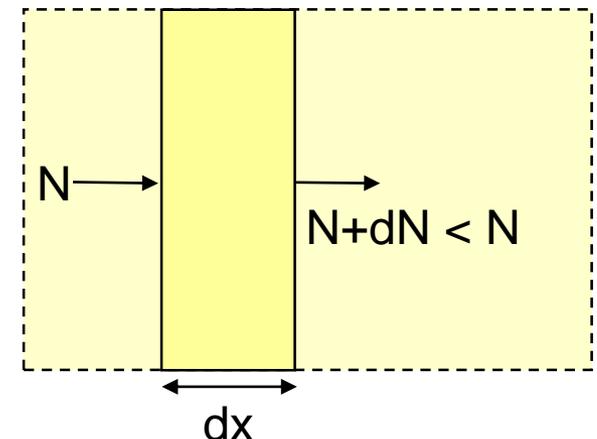
- ELASTIQUE THOMSON
- INELASTIQUE COMPTON



# ATTENUATION DES PHOTONS

- Le photon : pas de charge électrique, donc l'interaction photon/matière est un **phénomène aléatoire**.
- Pour un photon, on définit le **coefficient linéique d'atténuation  $\mu$**  comme la probabilité d'interaction avec la matière par unité de longueur traversée

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



# ATTENUATION DES PHOTONS

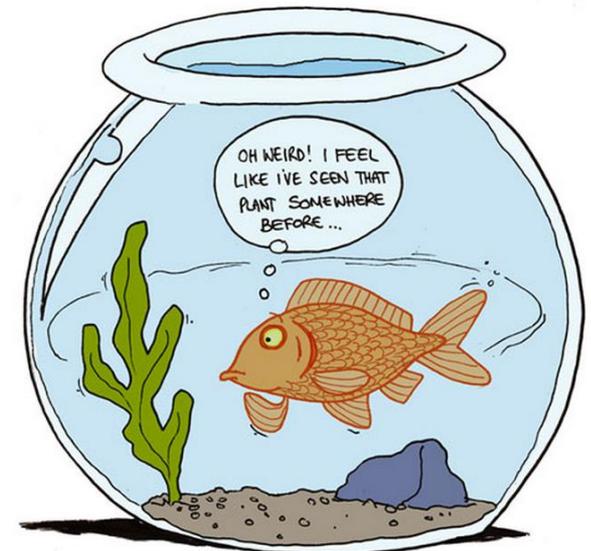
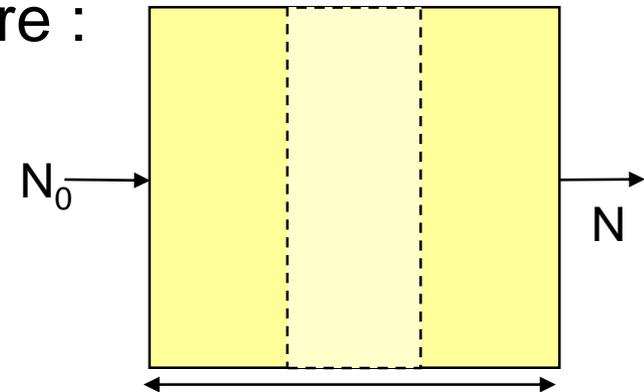
- On définit l'**atténuation** d'un faisceau de photons par le nombre de photons du faisceau ayant **interagit** avec la matière :

$$\mu = -\frac{dN}{N \cdot dx} \Rightarrow \frac{dN}{N} = -\mu \cdot dx$$

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

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

$N$  = nombre de photons ayant traversé l'épaisseur  $x$  sans interagir avec la matière



# ATTENUATION DES PHOTONS

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

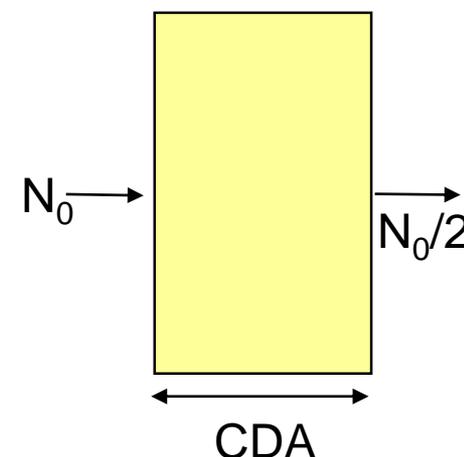
$$N(x) = \frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\mu \text{CDA}} \Rightarrow \ln 2 = \mu \cdot \text{CDA} \Rightarrow \text{CDA} = \frac{\ln 2}{\mu}$$

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

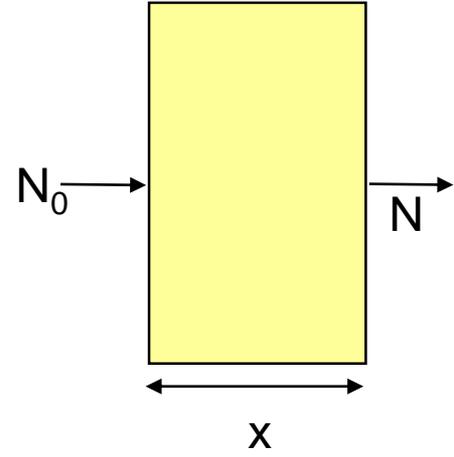
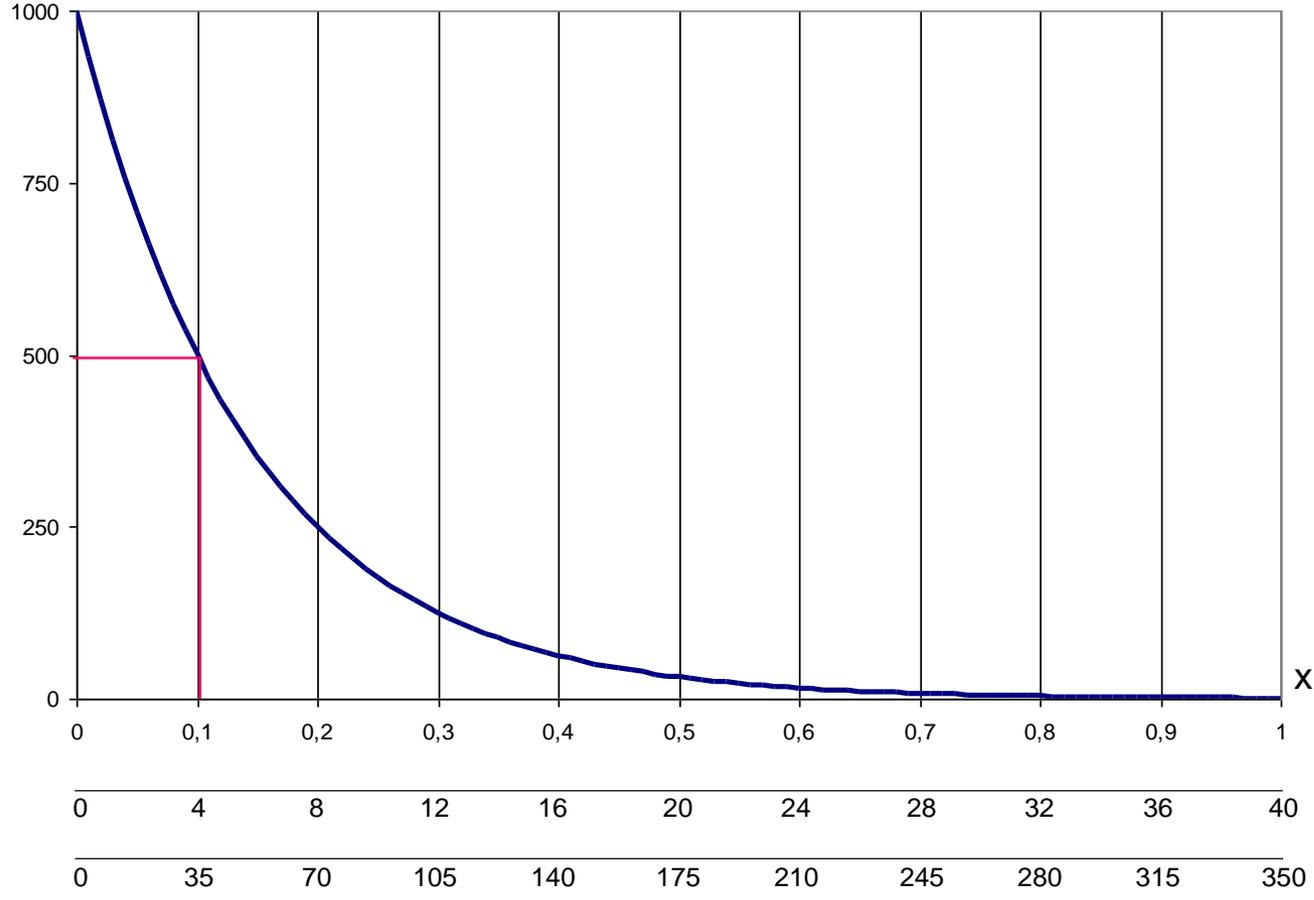
$$N(x) = N_0 e^{-\mu x} = N_0 e^{-\frac{\ln 2}{\text{CDA}} x} \Rightarrow N(x) = N_0 \cdot 2^{-\frac{x}{\text{CDA}}}$$

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

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



# ATTENUATION DES PHOTONS

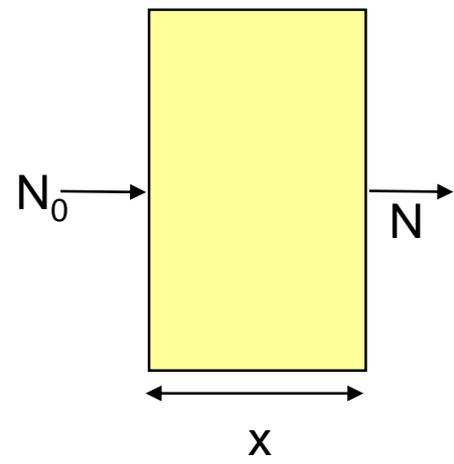
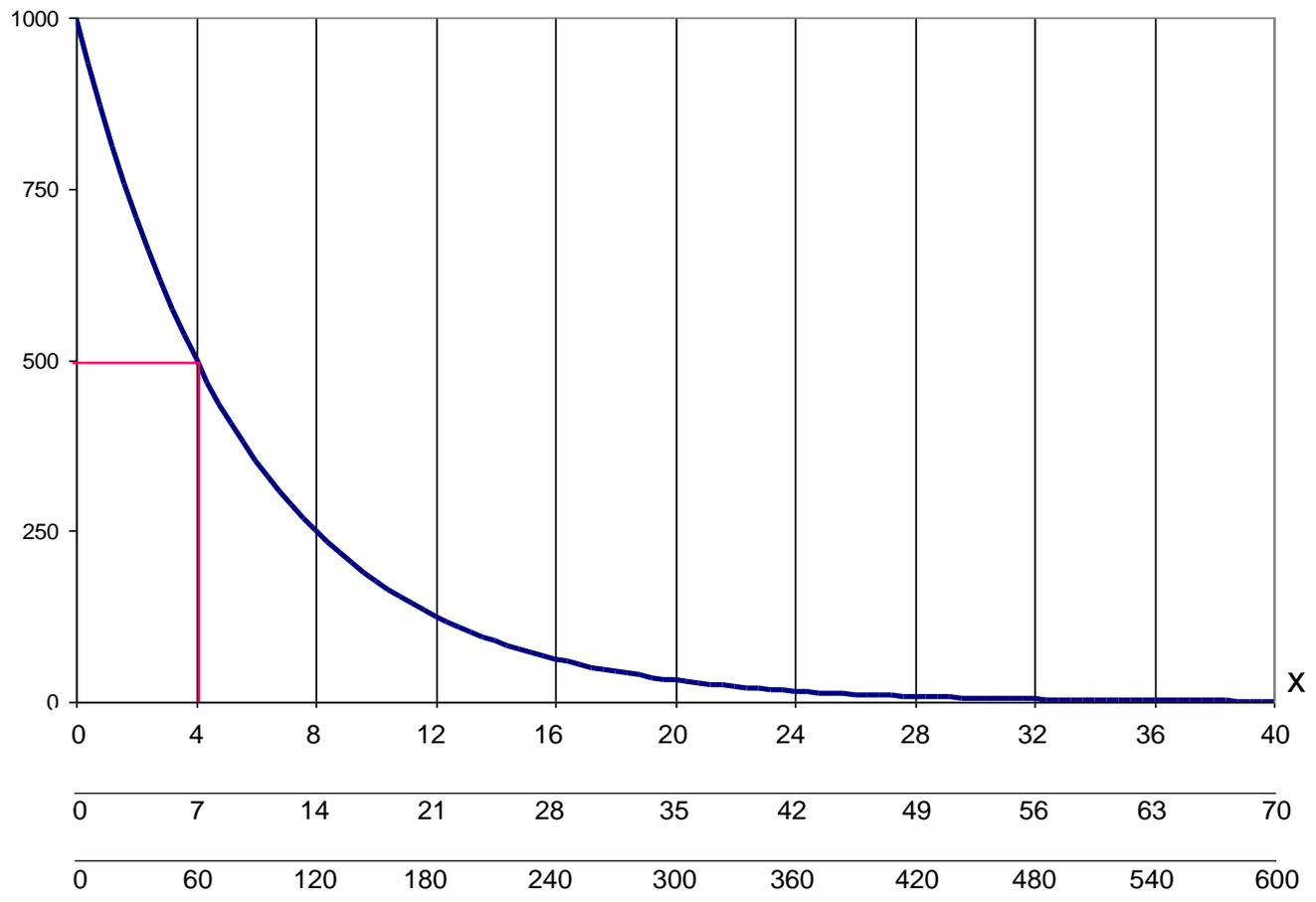


mm de plomb  
cm d'eau  
m d'air

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



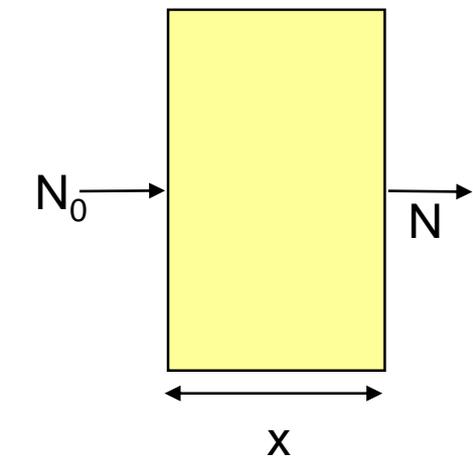
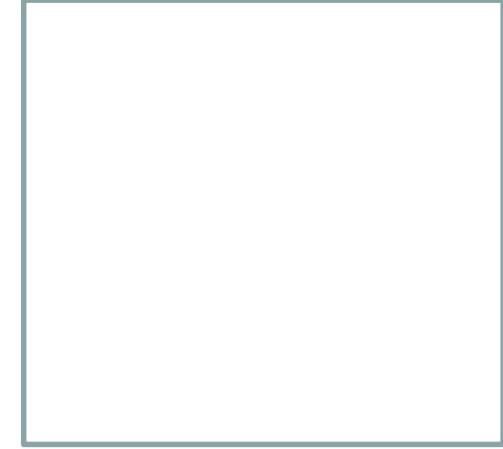
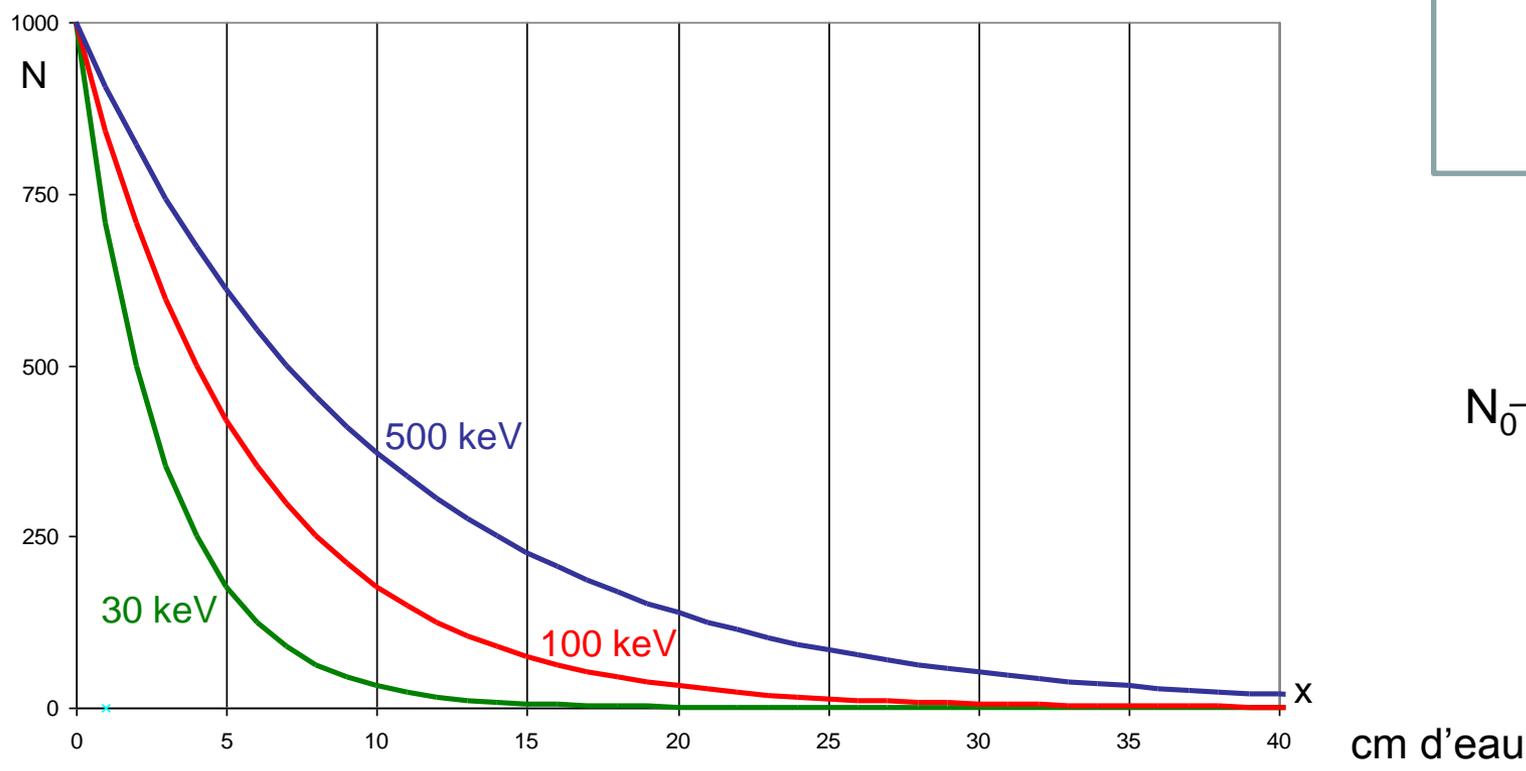
# ATTENUATION DES PHOTONS



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

# CREATION DE PAIRES

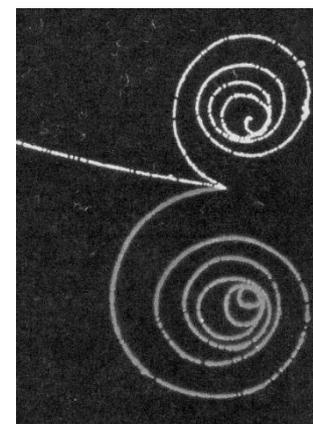
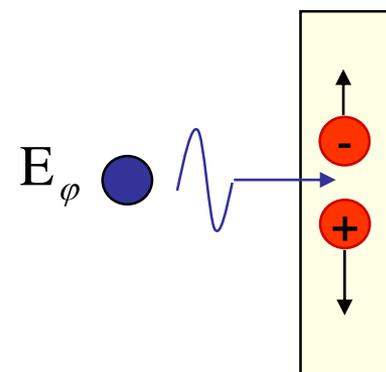
- Matérialisation d'un photon en une paire particule/antiparticule de nature électronique (électron et positon)

- Nécessite des photons d'énergie supérieure à l'énergie de masse du positon et de l'électron :

$$E_{\varphi} = hf = \frac{hc}{\lambda} > 2.m_e c^2 = 1,022\text{MeV}$$

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

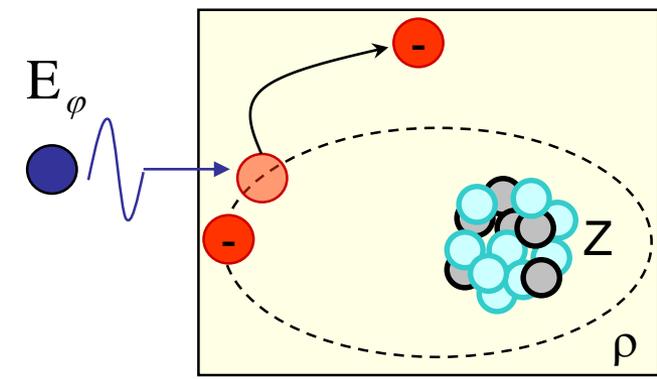
- Marginal dans le domaine de la santé, sauf parfois en radiothérapie



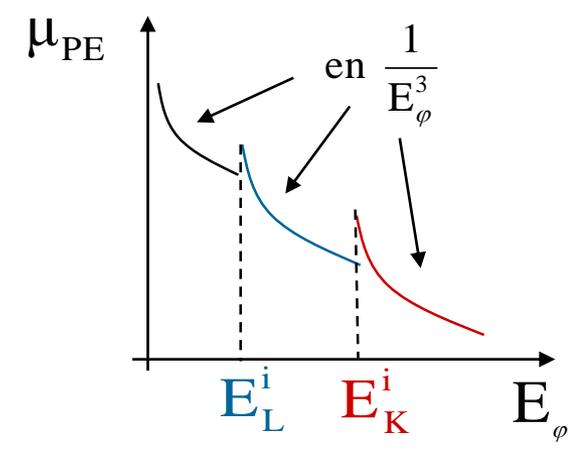
# EFFET PHOTO-ELECTRIQUE

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

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

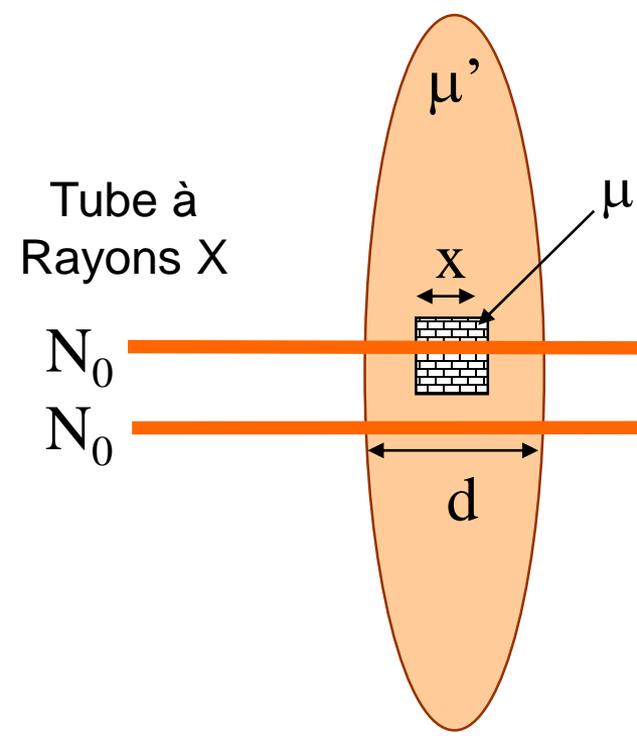


- Prépondérant
  - dans les tissus biologiques si  $E_\phi \approx 10 - 50 \text{ keV}$
  - dans le plomb si :  $E_\phi < 500 \text{ keV}$



# EFFET PHOTO-ELECTRIQUE

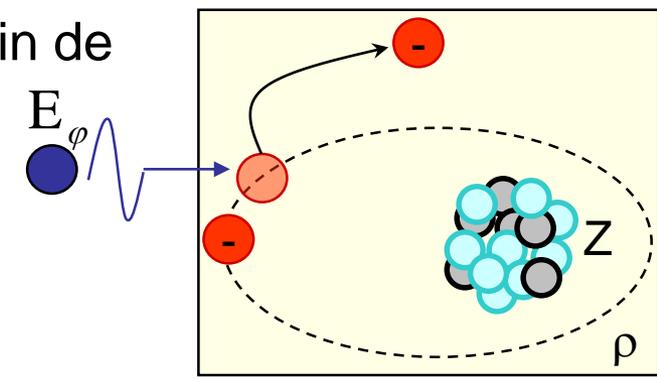
- Applications :
  - **Contraste en radiologie** : pièce osseuse de coefficient linéique d'atténuation  $\mu$  au sein de tissus de coefficient  $\mu'$  :



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

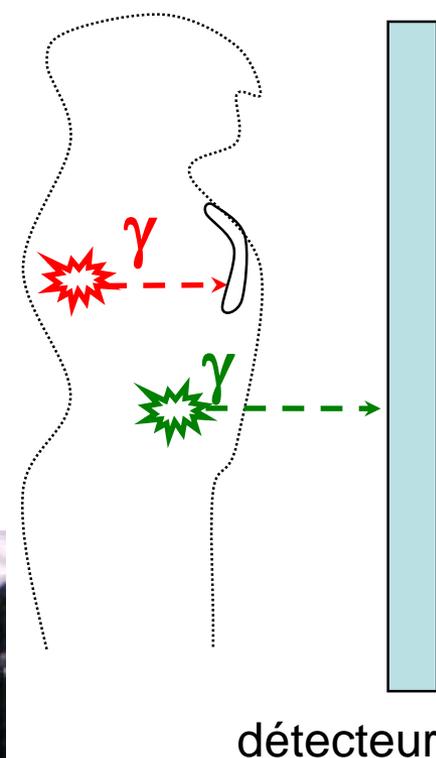
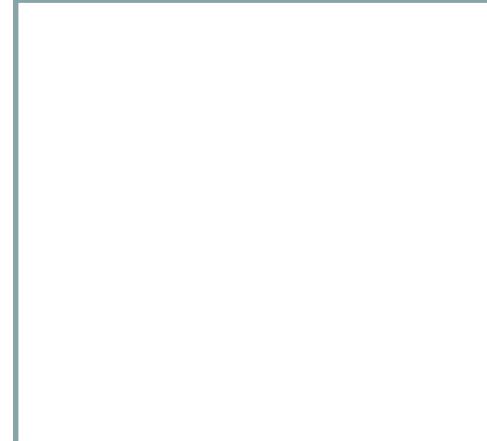
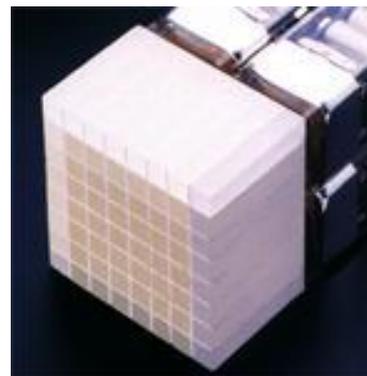
$$I_2 = I_0 e^{-\mu' \cdot d}$$

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



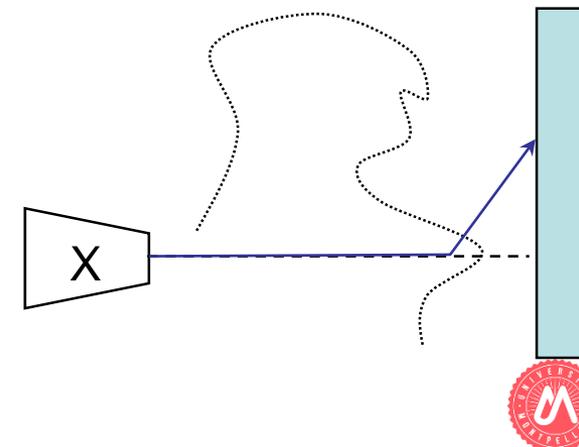
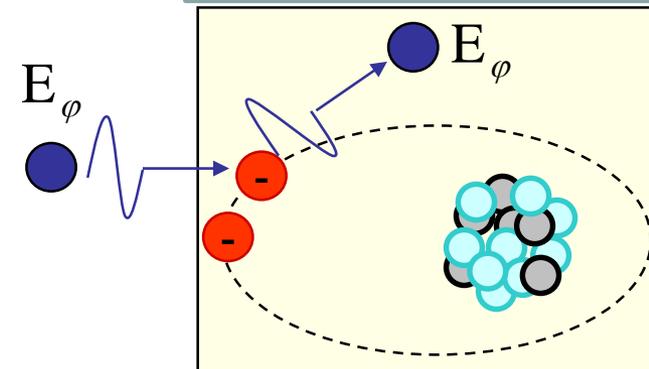
# EFFET PHOTO-ELECTRIQUE

- Applications :
  - **Contraste en radiologie**
  - **Auto-atténuation en scintigraphie**
  - **Détecteurs de  $\gamma$  en médecine nucléaire**
    - » photomultiplicateurs



# DIFFUSION ELASTIQUE THOMSON

- Changement de direction d'un photon sans échange d'énergie entre le photon et la matière
- Donc  $E_{\varphi} = hf = hc/\lambda$  est inchangée
- Important seulement si  $E_{\varphi} < 45 \text{ keV}$ , donc principalement en mammographie
- Application: **flou en mammographie**

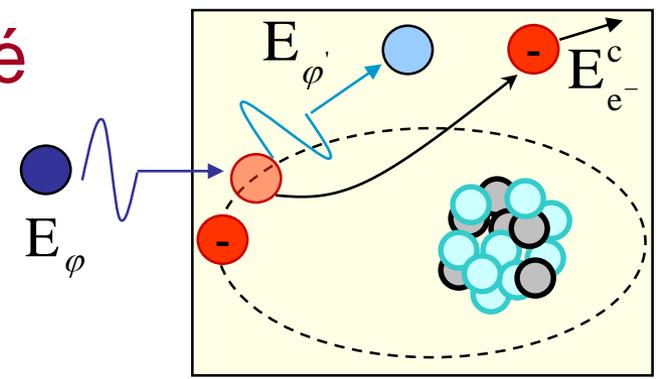


# DIFFUSION INELASTIQUE COMPTON

- Changement de direction d'un photon avec transfert partiel de l'énergie du photon à un électron qui est ionisé

- Donc :  $E_{\varphi} = E_{\varphi'} + E_{e^-}^i + E_{e^-}^c$   
avec  $E_{\varphi} = hf = \frac{hc}{\lambda}$   
 $E_{\varphi'} = hf' = \frac{hc}{\lambda'}$

$$\left. \begin{array}{l} E_{\varphi} = hf = \frac{hc}{\lambda} \\ E_{\varphi'} = hf' = \frac{hc}{\lambda'} \end{array} \right\} \Rightarrow f' < f \text{ et } \lambda' > \lambda$$

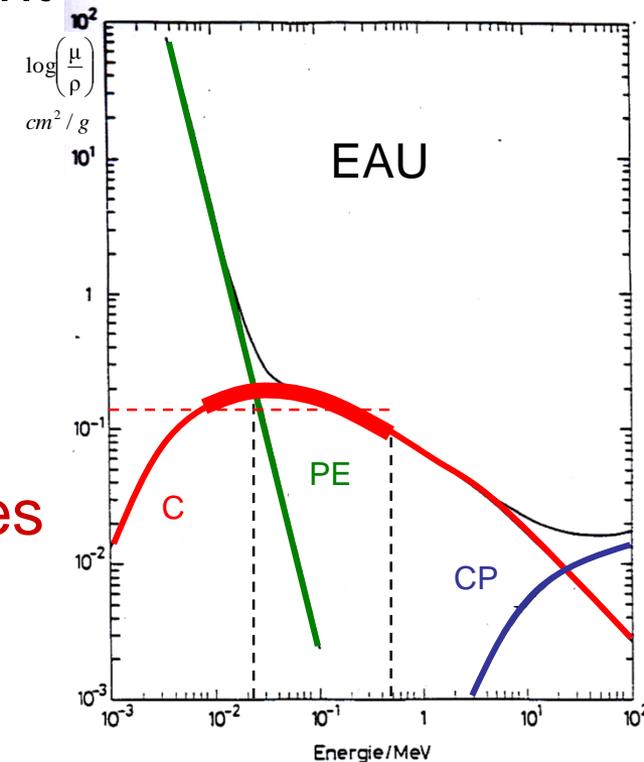


# DIFFUSION INELASTIQUE COMPTON

- L'expression de  $\mu_c$  est complexe (formule de Klein-Nishina)
- On considèrera que  $\mu_c/\rho$  est sensiblement constant pour les énergies utilisées dans le domaine de la santé :

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

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



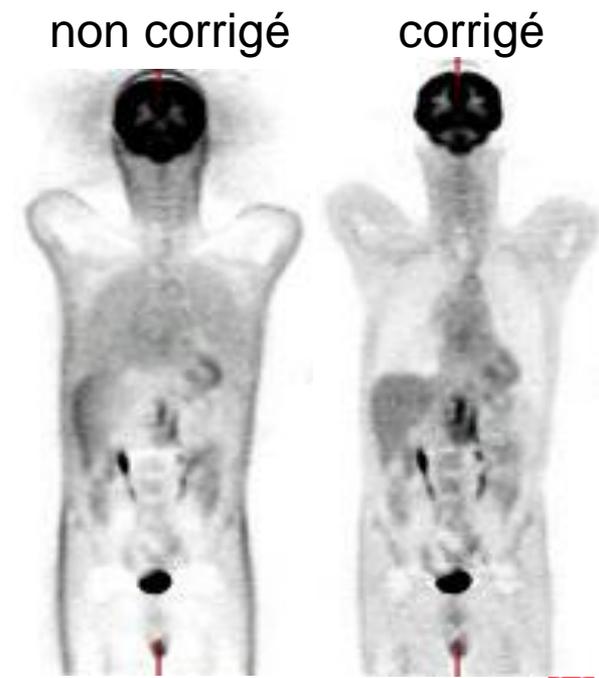
# DIFFUSION INELASTIQUE COMPTON

- Applications : flous

– flou en radiologie

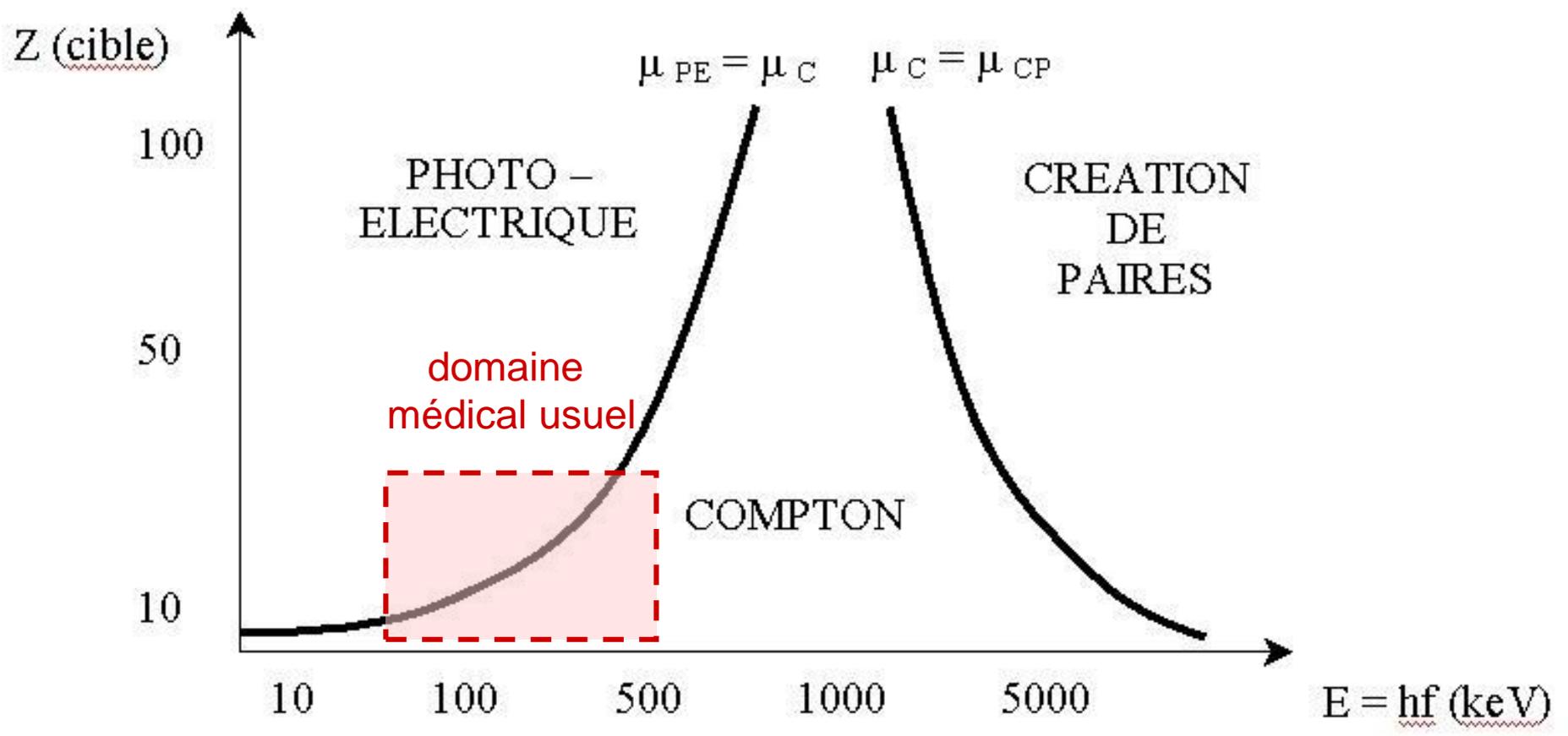


– flou et atténuation en scintigraphie



# INTERACTIONS PHOTON-MATIERE

Synthèse sur la prédominance des différents effets :



# OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 10

- **Savoir caractériser l'atténuation de photons**
  - Aléatoire  $\Rightarrow$  décroissance exponentielle
  - Définitions de  $\mu$ , CDA, LPM.
- **Savoir définir, caractériser et manipuler :**
  - La loi de décroissance ( $\mu$ , CDA, LPM)
  - Les modes d'atténuation et leurs applications
    - Création de paires :  $\varphi \rightarrow e^+ + e^-$  (marginal)
    - Absorption photo-électrique :  $\mu_{PE} \approx C_n \cdot \rho \cdot Z^3 / E_\varphi^3$
    - Diffusion Thomson :
    - Diffusion Compton :  $\mu_C \approx C \cdot \rho$
  - Leurs domaines de dominance et leurs applications

# INTERACTIONS PARTICULE-MATIERE

---

On distingue :

- Les particules chargées :

- « lourdes » : protons et particules  $\alpha$
- « légères » : électrons et positons

Elles interagissent par **interaction électrostatique** avec les **électrons atomiques** de la cible

- Les particules neutres : neutrons

Interaction de façon **aléatoire** avec les **noyaux** de la cible

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

# INTERACTIONS NEUTRON-MATIERE

---

Particule non déviée électriquement.

Interaction avec les nuages  $e^-$  négligeable

Interaction aléatoire avec les noyaux seulement

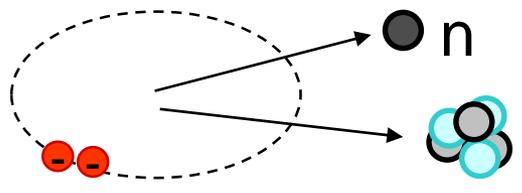
- Volume noyau  $\ll$  Volume atome
  - donc **probabilité** de choc neutron-noyau **faible**
  - ces chocs entraînent peu de perte d'énergie en général
  - donc les neutrons sont très pénétrants (Pb. Radioprotection)
- Les neutrons de faible énergie interagissent plus

# INTERACTIONS NEUTRON-MATIERE

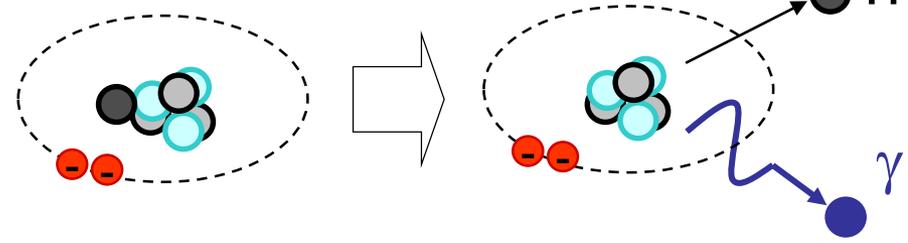
## Fission

## Diffusion sur les petits noyaux atomiques

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

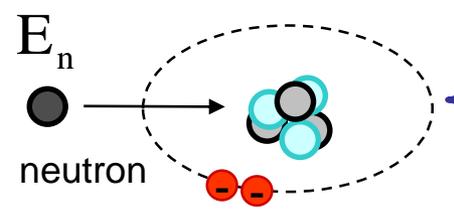
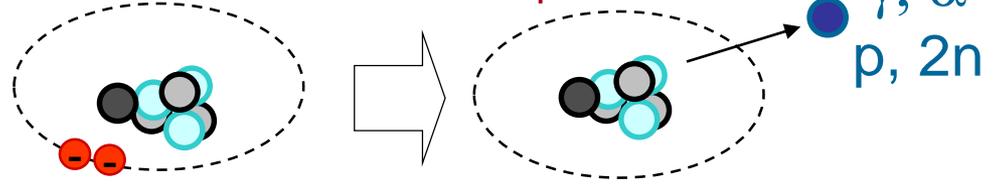


## Diffusion avec noyau composé



## Absorption par capture radiative:

- Production de radio-isotopes



Dans tous les cas :  
⇒ ionisations +++



# INTERACTION PARTICULE CHARGEE-MATIERE

## GENERALITES :

- **INTERACTION ELECTROSTATIQUE SUR LES ELECTRONS DE LA CIBLE**  $\Rightarrow$  **IONISATIONS-EXCITATIONS** sur la trajectoire
- **TRANSFERT LINEIQUE D'ÉNERGIE (TEL)** = quantité d'énergie transférée au milieu cible par la particule incidente par unité de longueur de trajectoire :  $\uparrow$  avec la profondeur (et la charge de la particule :  $z_\alpha = 2.z_p$ )

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

$z$  et vitesse de la particule

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

# INTERACTIONS $\alpha$ /PROTON-MATIERE

---

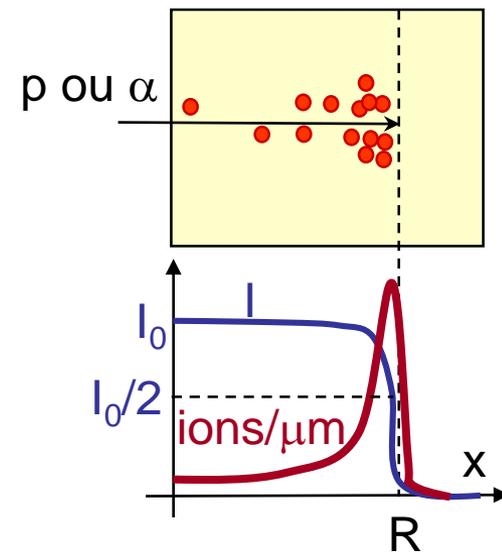
- $\alpha/p$  = particules chargées **lourdes**
- Interactions électrostatiques avec les électrons de la cible  $\Rightarrow$  **IONISATIONS-EXCITATIONS** le long de la trajectoire
- Vitesse faible (par rapport aux électrons)  
 $\Rightarrow$  TEL  $\propto (Z/v)^2$  élevés ( $\approx 100$  keV/ $\mu\text{m}$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

# INTERACTIONS $\alpha$ /PROTON-MATIERE

- donc **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 :

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

- **Ordre de grandeur** :  $R (\mu\text{m}) \approx E(\text{keV})/100$
- **Applications** : radon, radiothérapie superficielle, radium 223 dans les métastases de cancers de prostate



Pic de Bragg

# RADIOTHERAPIE METABOLIQUE ALPHA

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

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

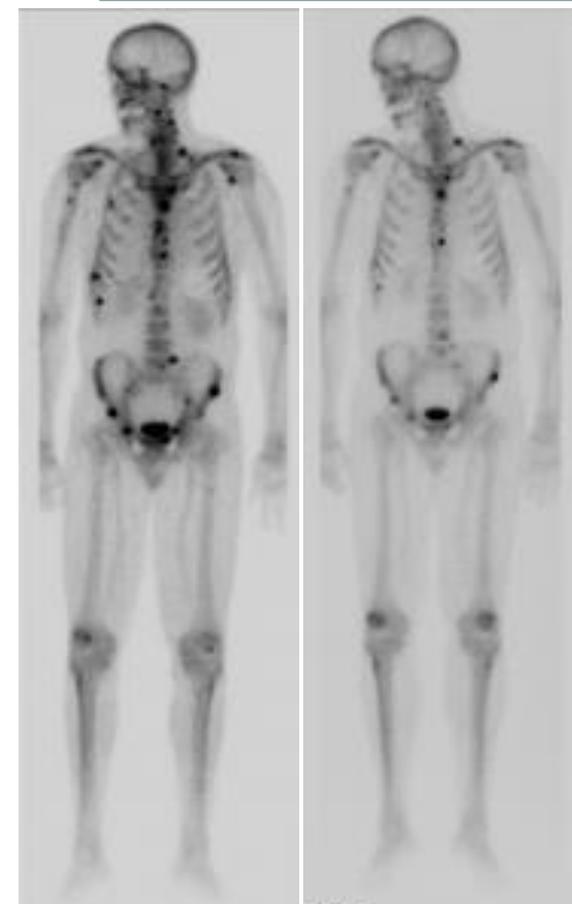
Il se fixe sur l'os comme du calcium.

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

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

$\Rightarrow R = (5 \text{ à } 7.5) \cdot 10^3 / 80 = 62 \text{ à } 94 < 100 \mu\text{m}$

donc une irradiation de moins de 10 cellules.



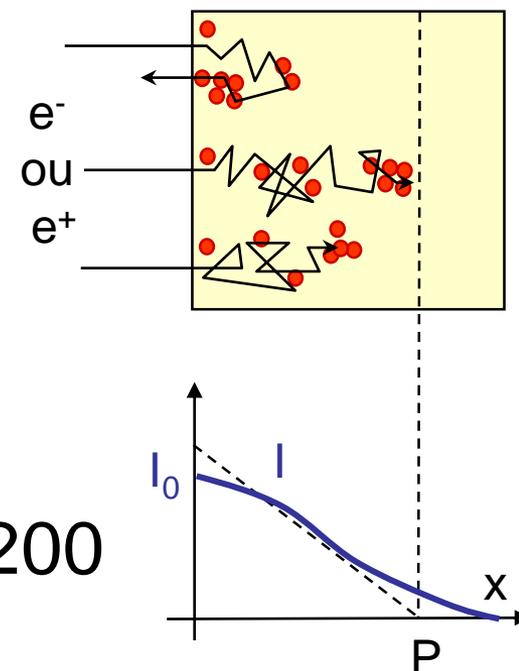
# INTERACTIONS ELECTRON-MATIERE

---

- 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)  $TEL \propto (z/v)_{\text{incidente}}^2$   
⇒ **TEL relativement plus faibles ( $\approx 0,2 \text{ keV}/\mu\text{m} = 200 \text{ keV}/\text{mm}$ ),  
donc pénétration supérieure aux rayons alpha.**
- Masse faible ⇒ **trajectoire en « zig-zag » par DIFFUSIONS**
  - Inélastique (rayonnement de freinage)
  - Élastique sur les noyaux et électrons de la cible
  - Par chocs directs sur les électrons de la cible

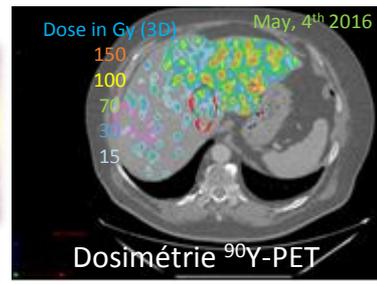
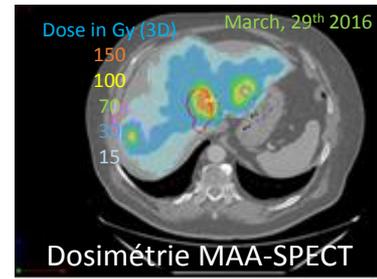
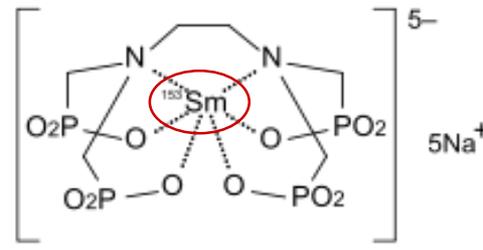
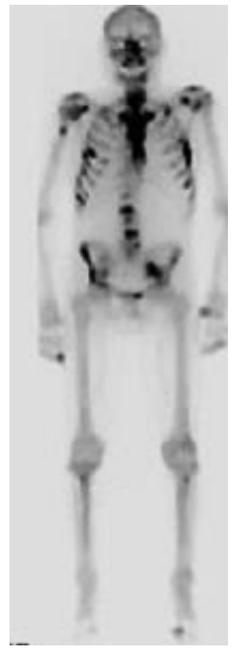
# INTERACTIONS ELECTRON-MATIERE

- 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** : radiothérapie métabolique, TEP



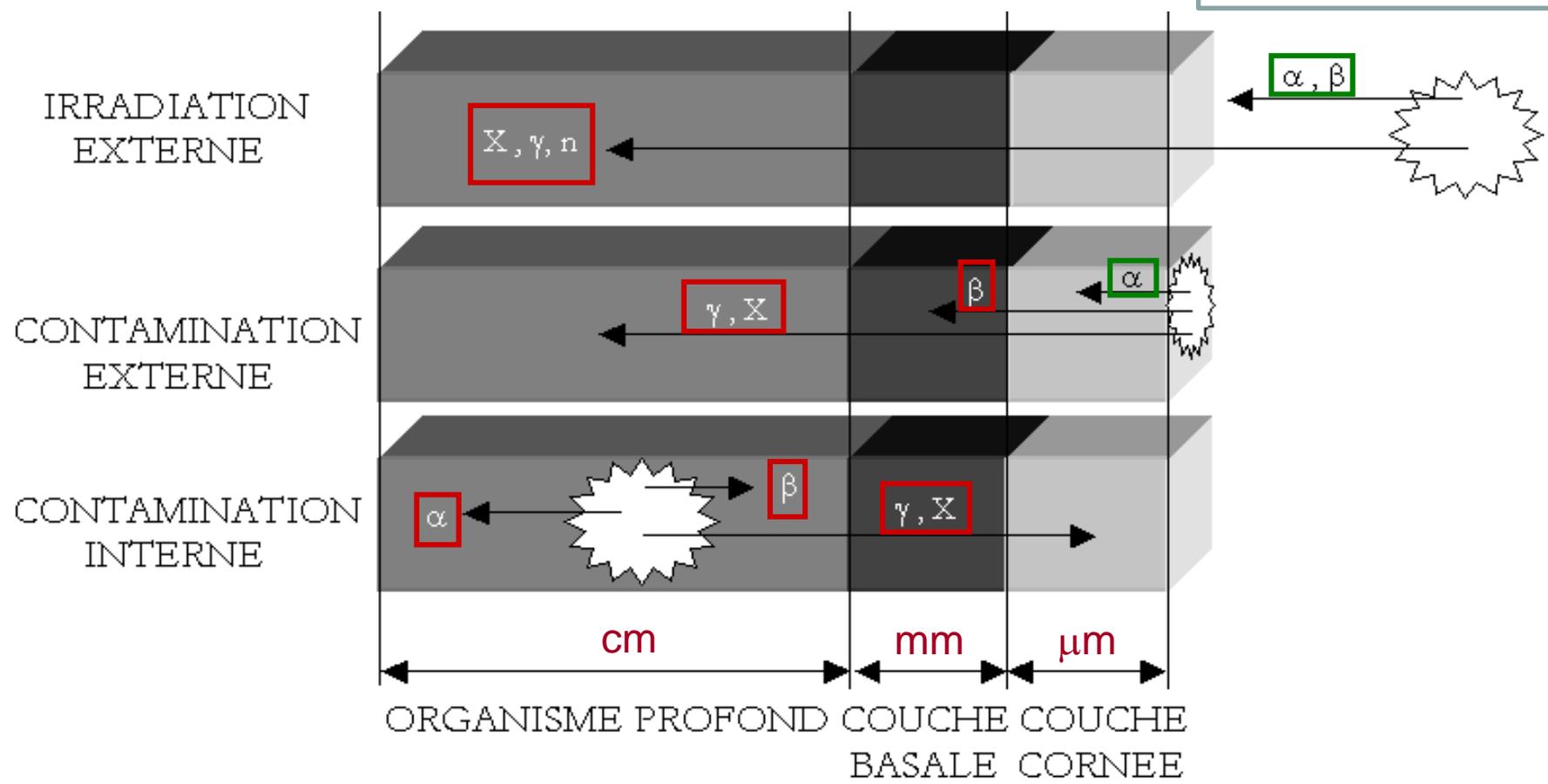
# RADIOTHERAPIE METABOLIQUE $\beta^-$

- Antalgie/ **métastases ostéophiles**
  - $\beta^-$  : samarium  $^{153}_{62}\text{Sm}$  et strontium  $^{89}_{38}\text{Sr}$
  - $E_{\beta}^{\max} = 1500$  et  $800$  keV  $\Rightarrow P = 8-4$  mm
  - Couplage à un biphosphonate
- Traitement des **cancers du foie**
- Traitement d'**hyperthyroïdies**
- Traitement des **néoplasies thyroïdiennes**



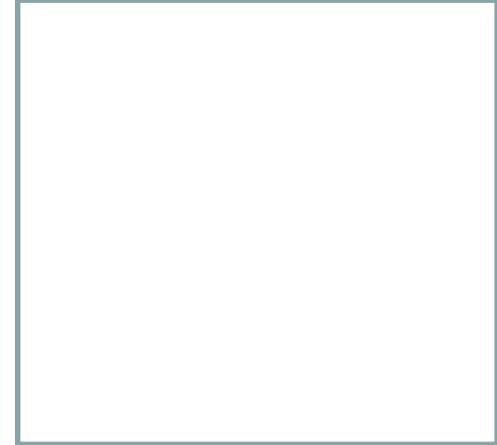
# INTERACTIONS PARTICULE-MATIERE

Conséquences en matière de radioprotection (contaminations) :



# OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 11

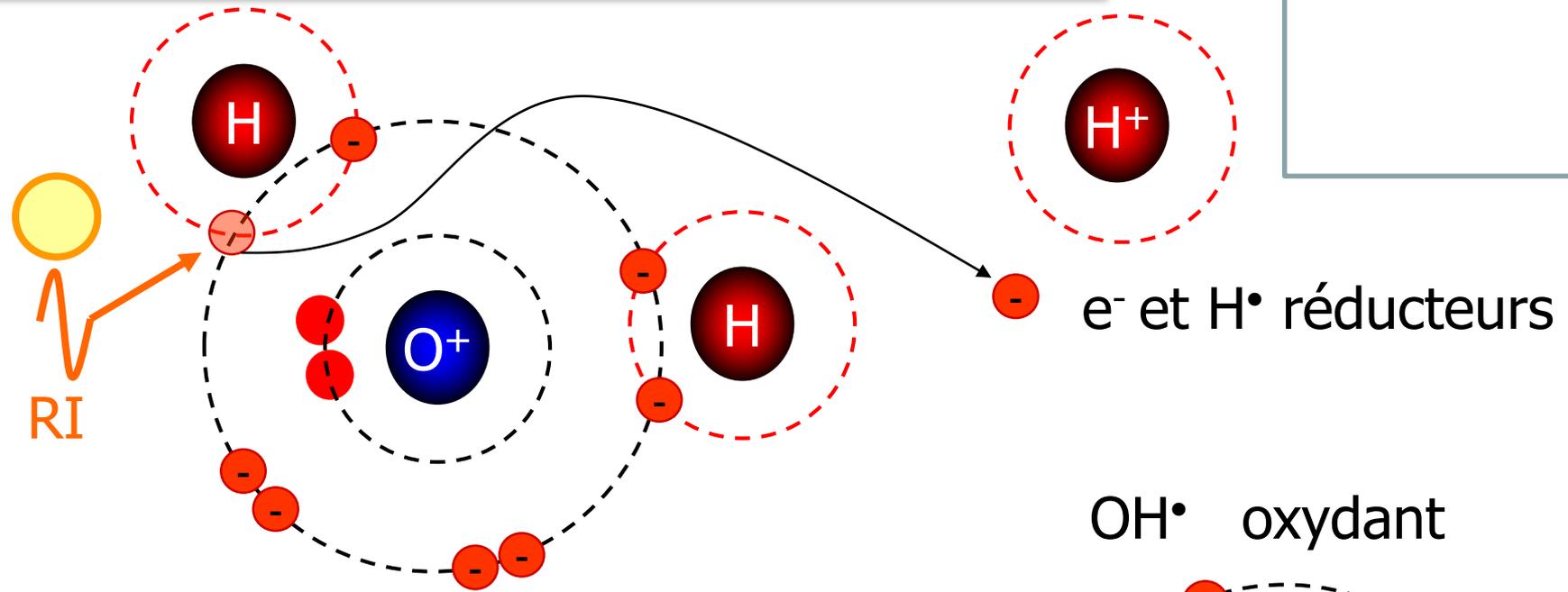
- Savoir caractériser et juger de la dangerosité des interactions avec de la matière des:
  - Neutrons:
    - Diffusions ou capture radiative  $\Rightarrow$  ionisations
    - Très pénétrants
  - protons et alpha:
    - Par interaction électrostatique  $\Rightarrow$  ionisations ++
    - trajectoire rectiligne sur parcours de quelques  $\mu\text{m}$
    - Irradiation par le radon, radiothérapie (en développement)
  - Électrons:
    - Interact° électrostatique + diffusion  $\Rightarrow$  ionisations +
    - trajectoire brisée sur portée de quelques  $\text{mm}$
    - Radiothérapie métabolique



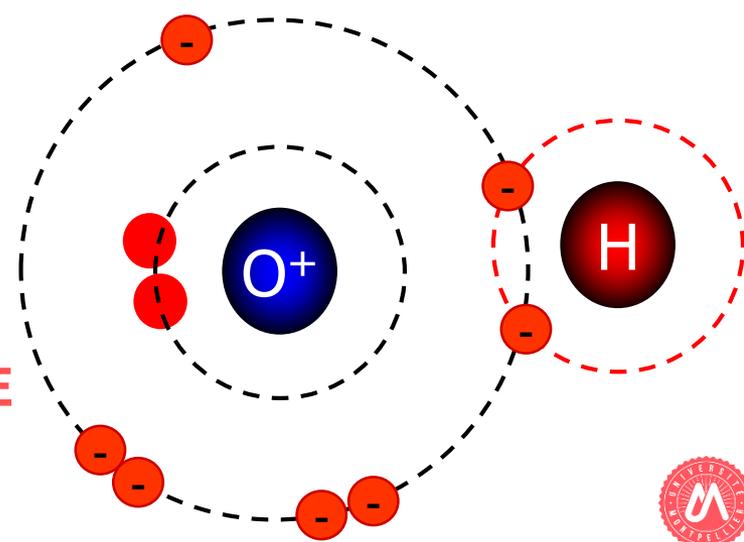
# DOSIMETRIE

- GRANDEURS DOSIMETRIQUES
- ESTIMATION DE DOSE EN DOSIMETRIE EXTERNE
- ESTIMATION DE DOSE EN DOSIMETRIE INTERNE

# GRANDEURS DOSIMETRIQUES



$OH^\bullet$  oxydant



- **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
- **IMPORTANTANCE DE QUANTIFIER CE RISQUE**



# DOSE ABSORBEE (D, en GRAY)

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

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

- Effets **déterministes** (précoces) si > 250 mGy
- Radiothérapie, foetus.

- Débit de dose :  $\overset{\circ}{D} = \frac{dD}{dt}$

MESURE A UTILISER  
EN RADIOTHERAPIE OU  
EN CAS D'ACCIDENT

# DOSE ABSORBEE (D, en GRAY)

---

- En dessous du seuil des effets déterministes, une 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 inadaptée pour décrire les effets tardifs, aléatoires des rayonnements ionisants qui dépendent, en plus de la dose absorbée:
  - du TEL du rayonnement ionisant
  - du type de tissu irradié (jeune, peu différencié, renouvellement rapide)

# DOSE EQUIVALENTE (H en Sievert)

H : Dose absorbée pondérée par le **coefficient d'efficacité biologique relative du rayonnement**  $W_R$ .

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

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

# DOSE EFFICACE (E en Sievert)

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

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

- Avec des photons:  
 4 mGy CE = 4 mSv =
  - 20 mGy aux gonades  
(20 x 0,2 = 4 mSv)
  - 160 mGy au cerveau  
(160 x 0.025 = 4 mSv)

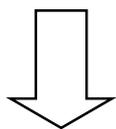
Tissu ou organe	$w_T$
Gonades	0,20
Poumons, Moelle osseuse, Estomac, Colon	0,12
Vessie, Seins, Oesophage, Foie, Thyroïde	0,05
Peau, Surface des os	0,01
Autre organe	0,025
Autre organe	0.025

CIPR 60

# 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**

Tissu ou organe	$w_T$
Gonades	0,20
Poumons, Moelle osseuse, Estomac, Colon	0,12
Vessie, Seins, Oesophage, Foie, Thyroïde	0,05
Peau, Surface des os	0,01
Autre organe	0,025
Autre organe	0,025

E(naturelle, France) = 1 à 6 mSv/an CIPR 60  
 en moyenne 2,5 mSv/an

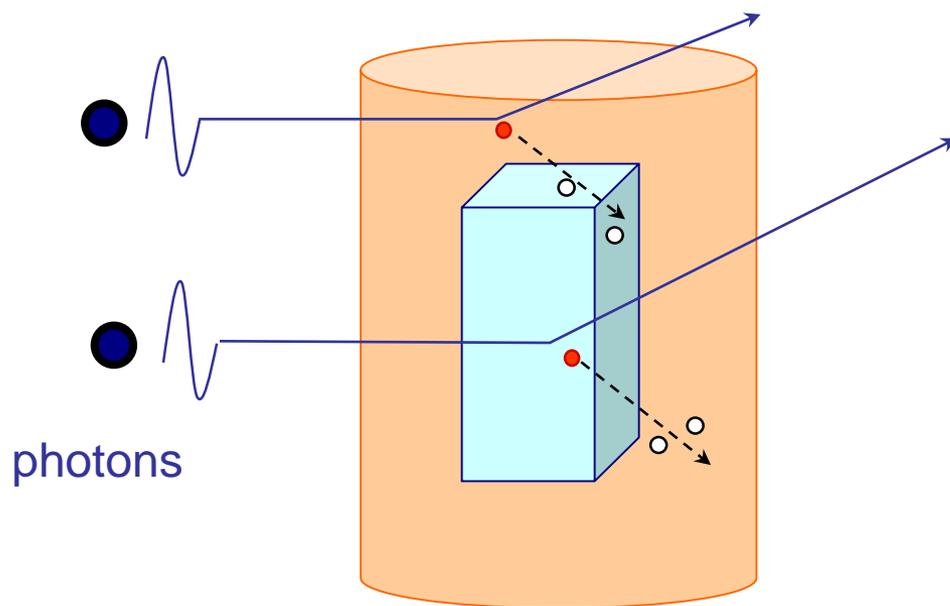
# ESTIMATION DE DOSE

---

- Le problème est donc de mesurer ou d'estimer une **dose absorbée** (la dose efficace en découle, connaissant les organes irradiés)
- Deux situations distinctes :
  - Irradiation **externe** (radiologie, radiothérapie)
  - Irradiation **interne** (médecine nucléaire)

# 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  $V$

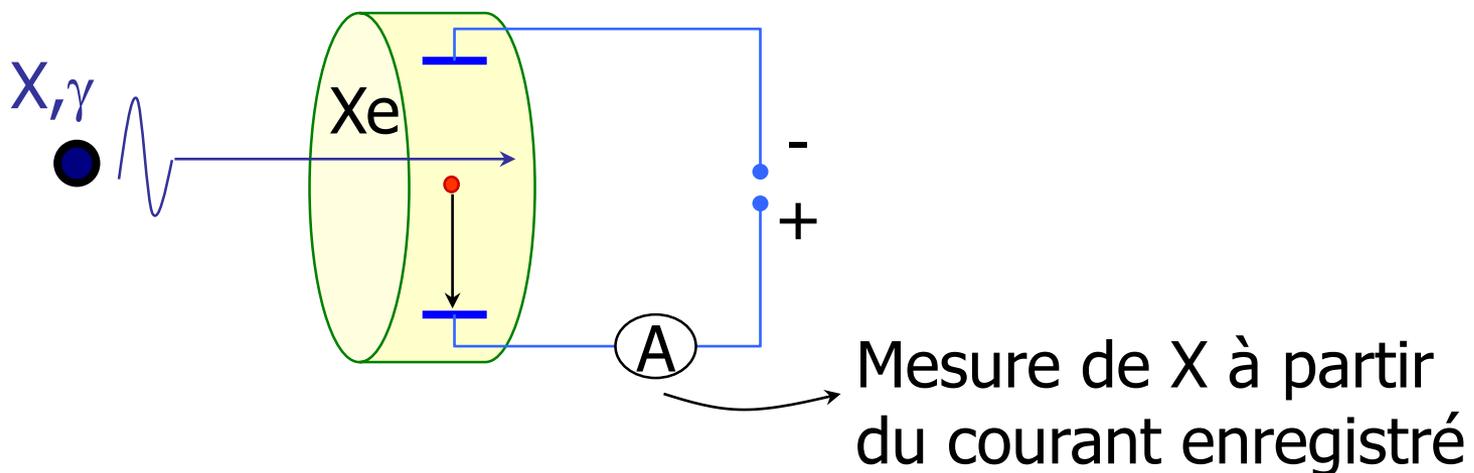
alors :

**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 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** = Energie  $dE = N \cdot E_\phi$  (de  $N$  particules ionisantes d'énergie  $E_\phi$ ) traversant une surface  $dS$  en un certain temps, rapportée à  $dS$ :  $F = dE/dS = N \cdot E_\phi / dS$  J/m<sup>2</sup>

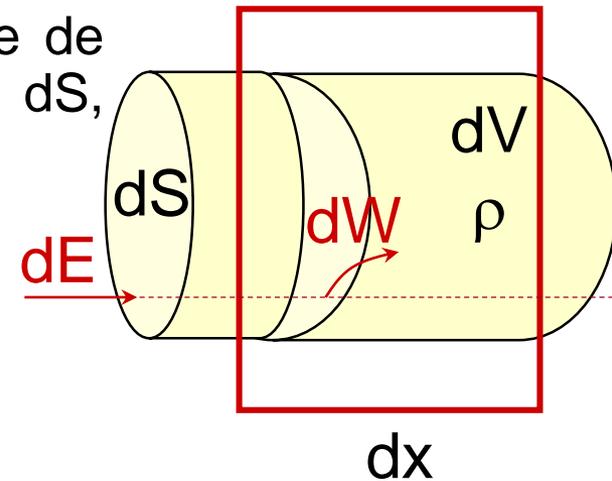
L'énergie transférée  $dW$  à un volume  $dV$  d'une cible de masse volumique  $\rho$  par un faisceau de section  $dS$ , transportant une énergie  $dE = E_\phi \cdot N$  est :

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

La dose absorbée est donc :  $D = \frac{|dW|}{dm}$

$$D = \frac{\mu \cdot (F \cdot dS) \cdot dx}{\rho \cdot dS \cdot dx} = \frac{\mu}{\rho} \cdot F$$

Donc, dans tout milieu :  $D = \frac{\mu}{\rho} \cdot F$



Attention :  $\mu$  pour l'absorption seulement (pas pour toute l'atténuation car la diffusion est exclue)

# 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



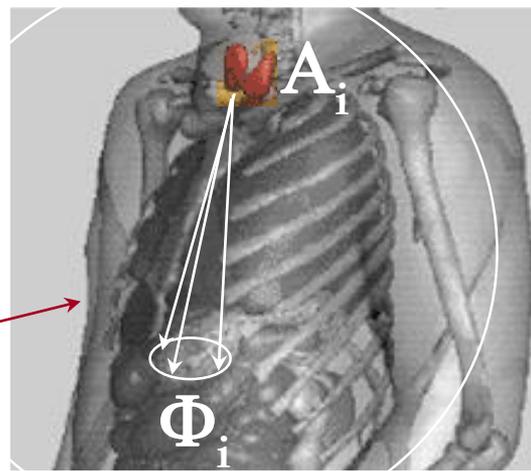
$$D_{\text{tissu}} = 34.X \cdot \frac{\left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{tissu}}}{\left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{air}}}$$

# DOSIMETRIE INTERNE

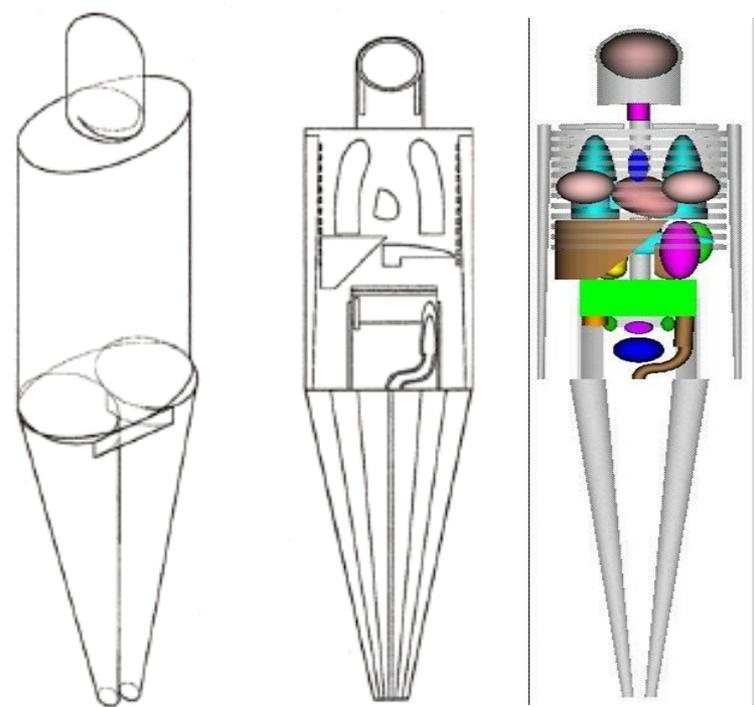
Problème : source interne de photons  $\Rightarrow D = ?$

**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

## CONSTANTE DE DOSE $\Delta_i$

---

$$\begin{aligned}\Delta_i &= n_i \cdot E_i \text{ en } (\text{Gy.kg})/(\text{Bq.s}) = \text{J/désintégration} \\ &= \text{nb de particules } i \text{ émises/désintégrat}^\circ \\ &\quad \times \text{énergie moyenne de ces particules.}\end{aligned}$$

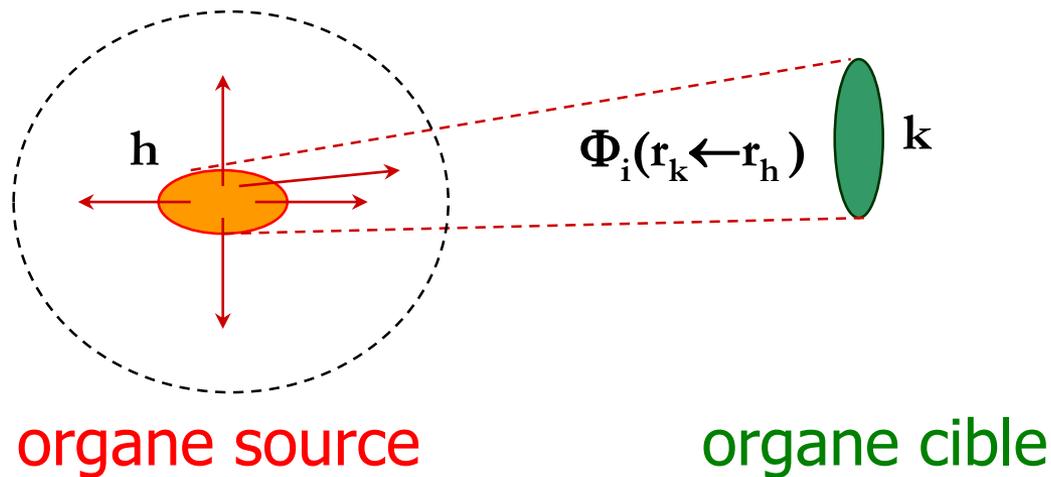
$$\Sigma \Delta_i = \text{énergie moyenne émise/désintégration}$$

**Débit de dose** pour une activité source A absorbée dans une masse cible m :

$$\dot{D}_i (\text{Gy/s}) = A \cdot \Delta_i \cdot \frac{1}{m}$$

# FRACTION ABSORBEE $\Phi_i(r_k \leftarrow r_h)$

$\Phi_i(r_k \leftarrow r_h)$  = Fraction de l'énergie émise par une source h émettant un rayonnement i absorbé dans une cible k (suivant la loi en  $1/d^2$ )



# DEBIT DE DOSE DANS LA CIBLE k

---

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

Dans le cas le plus général, un radio-isotope administré à un patient

- peut émettre **plus d'un rayonnement i**
- peut se fixer sur **plus d'une source h**

d'où la nécessité de sommer sur i et h ...

# DEBIT DE DOSE DANS LA CIBLE k

- Pour la désintégration i :

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

- Pour toutes les particules ionisantes i émises :

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

où  $S(r_k \leftarrow r_h) = \sum_i \Delta_i \frac{\Phi_i(r_k \leftarrow r_h)}{m_k}$  en Gy dans k / désintégration dans h

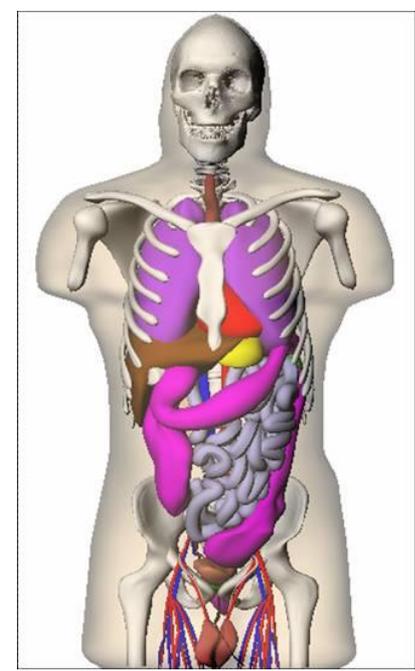
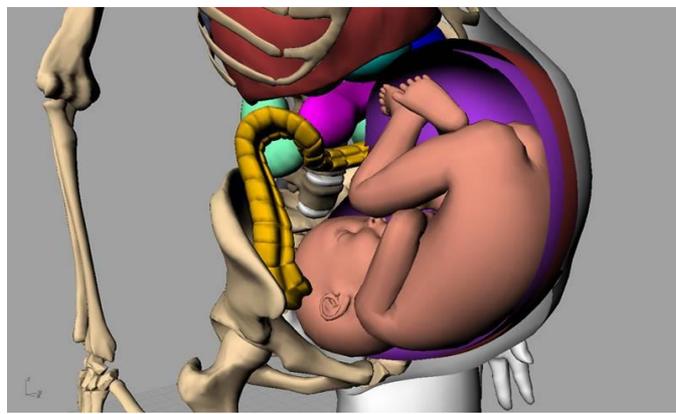
- Et pour toutes les sources h :

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

# DEBIT DE DOSE DANS LA CIBLE k

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

- 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

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

Par intégration :

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

$\tilde{A}_h$

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

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

# TEMPS DE RESIDENCE

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

Dans le cas simple d'un radio-isotope d'activité initiale  $A_0$ , concentrée dans un unique organe source  $h$  et s'éliminant avec une période totale  $T = \frac{\ln 2}{\lambda_h}$

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

Dans les cas plus complexes, on définit de même le **temps de résidence** du radio-isotope dans la source pour une activité injectée par  $A_0$  :

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

Ces temps de résidence sont paramétrés dans le MIRD

# DOSE ABSORBEE MOYENNE

---

On obtient alors :

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

La connaissance de l'activité et du radio-isotope administrés permet donc d'estimer la dose absorbée par un organe k donné.

**Applications en médecine nucléaire :**

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

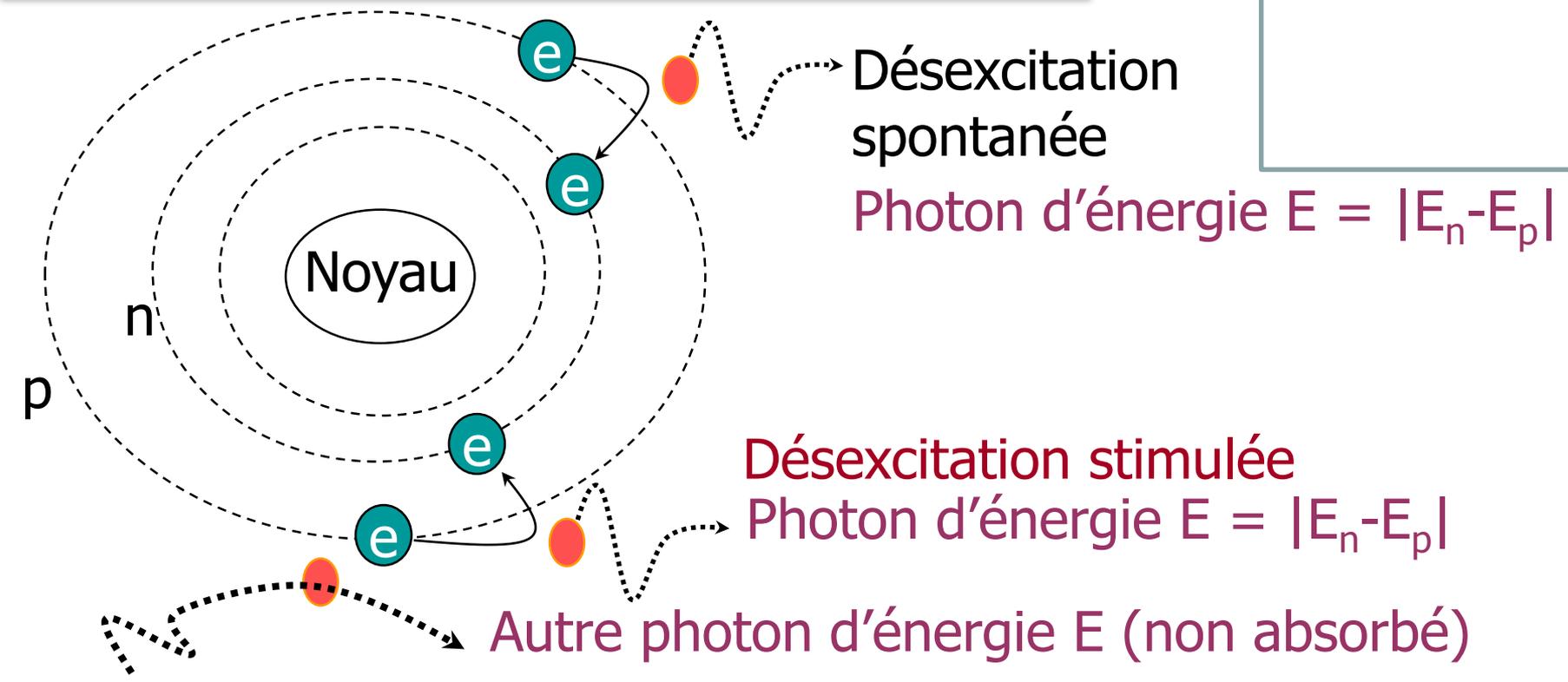
# OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 12

- **Savoir définir et utiliser :**
  - Dose absorbée en Gy=J/kg
    - Évaluation des effets **déterministes** à **court terme**
    - Connaître le seuil à **250 mGy**
  - Dose efficace en Sv
    - Évaluation des effets **stochastiques** à **long terme**
- **Savoir évaluer une dose en dosimétrie externe**
  - Calculer ou mesurer une exposition en C/kg
  - En déduire la dose absorbée et efficace
- **Savoir estimer une dose en dosimétrie interne**
  - Estimer D à un organe cible par modélisation en fonction du temps de résidence & des paramètres S

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

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

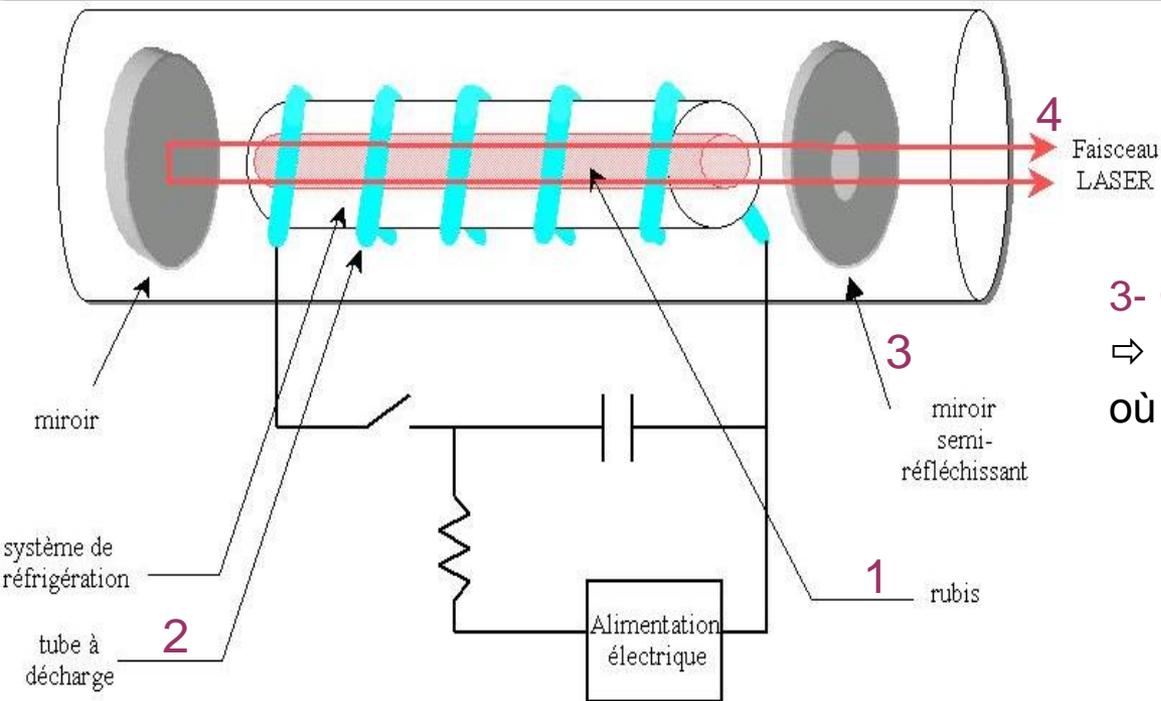
# BASES PHYSIQUES DU LASER



Einstein 1917: la désexcitation 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**.



# INVERSION, POMPAGE, AMPLIFICATION



3- Cavité resonante  
 ⇒ onde stationnaire  
 où l'intensité est amplifi e

## 4- RADIATION LASER:

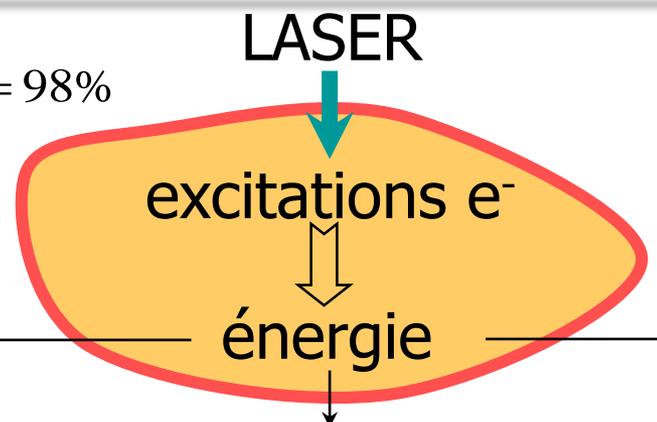
- visible\*, micro-onde\*\*, UV
- monochromatique
- cohérente
- amplifi e et focalis e
- continue ou puls e

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...

# INTERACTIONS LASER-TISSUS

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



## Electromécanique

pulse (ns, 10<sup>12</sup> W/m<sup>2</sup>)  
 ⇒ E > 10<sup>7</sup> 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

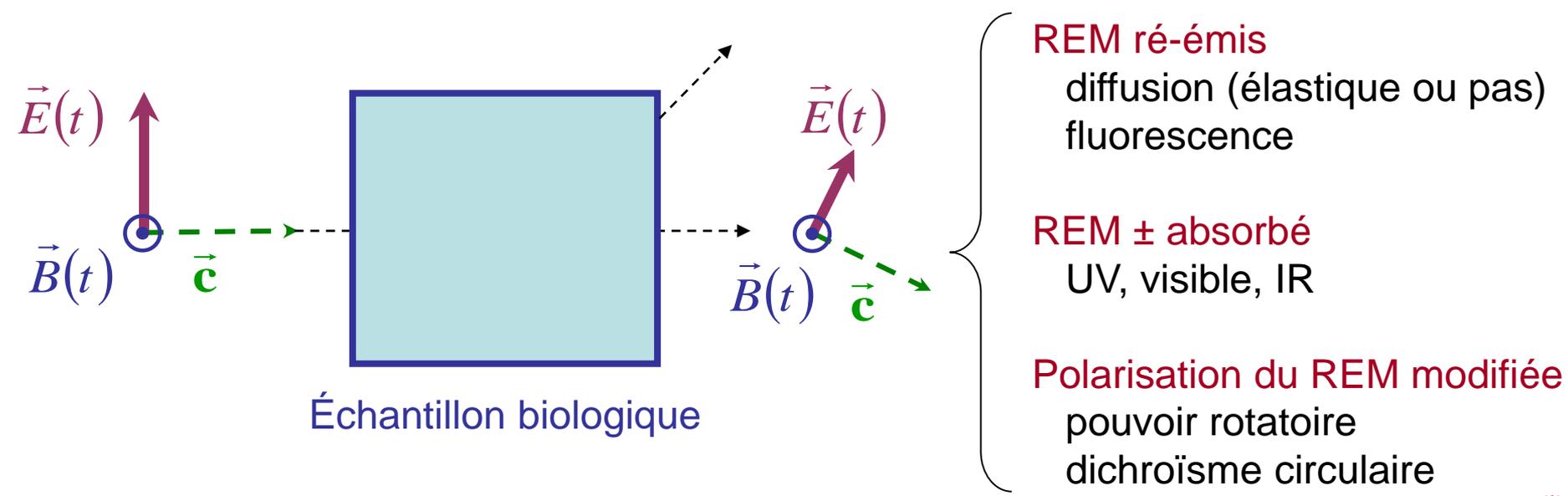
Rétine, Cancers  
 ORL, poumon, œsophage, prostate...



# SPECTROMETRIES (UV, visible, IR)

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

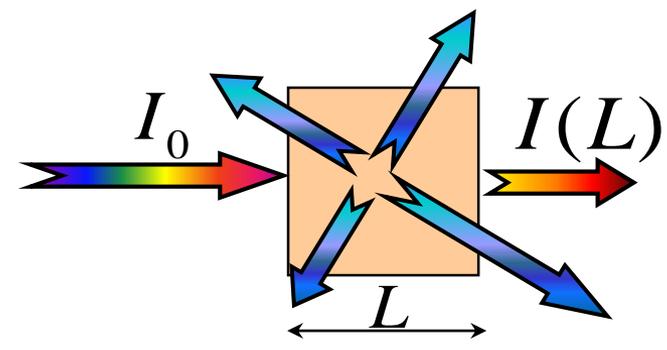
**Principe**: modification d'un REM traversant un échantillon



# DIFFUSION & ABSORPTION DE LA LUMIERE

Absorption  $\pm$  ré-émission (si diffusion) d'une lumière incidente par les électrons de N atomes de  $\emptyset R$

- 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  
mol.m<sup>-3</sup>

Coef. d'atténuation linéique (m<sup>-1</sup>)  
k  $\uparrow$   $\Rightarrow$  absorption  $\pm$  diffusion  $\uparrow$

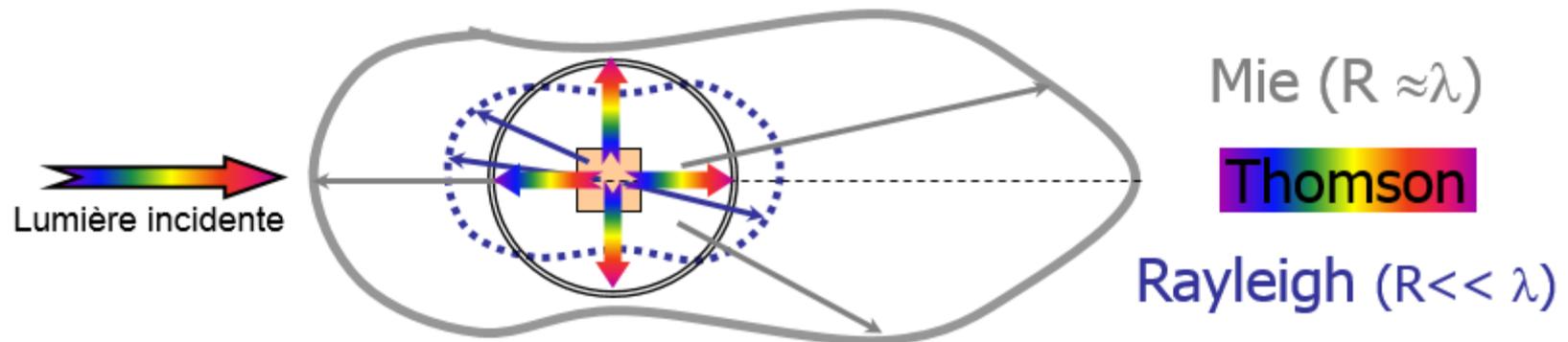
Section efficace molaire  
m<sup>2</sup>.mol<sup>-1</sup>



# 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  $k \Rightarrow N, R$

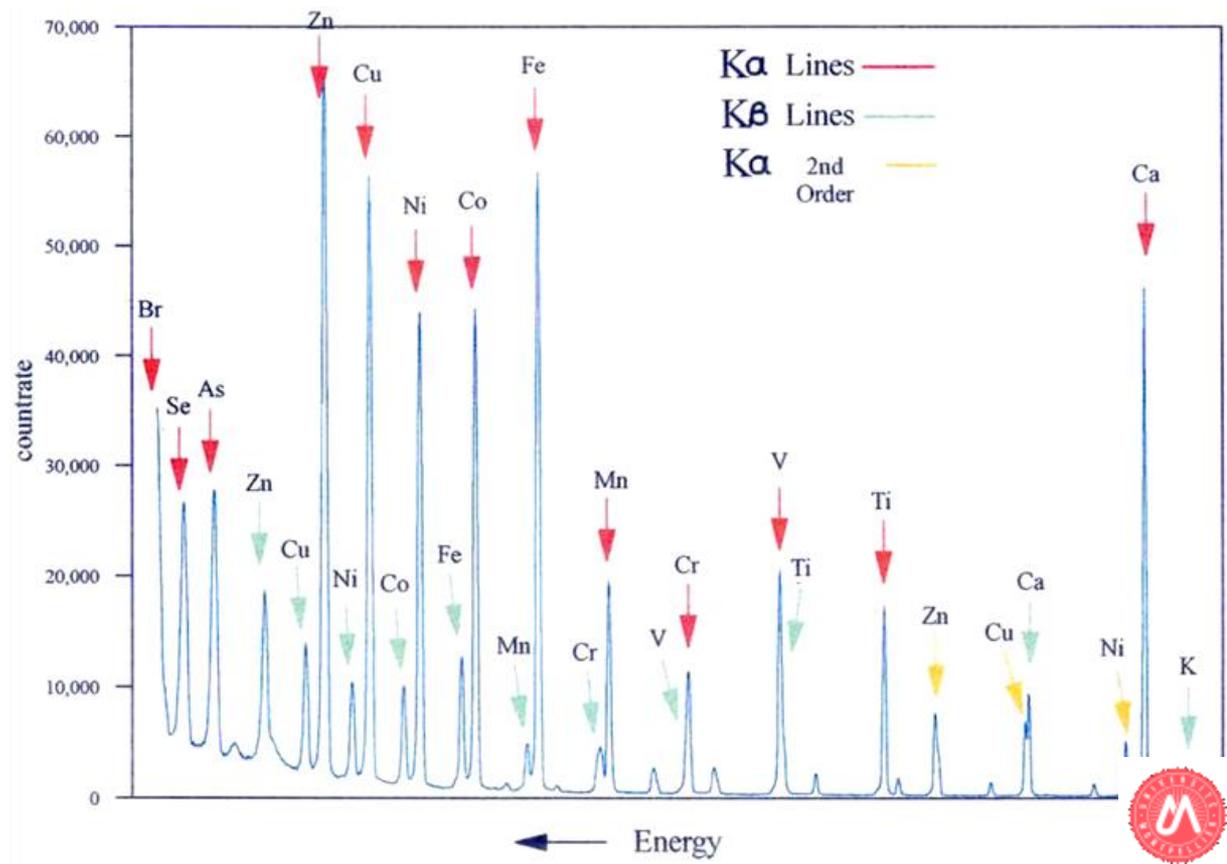
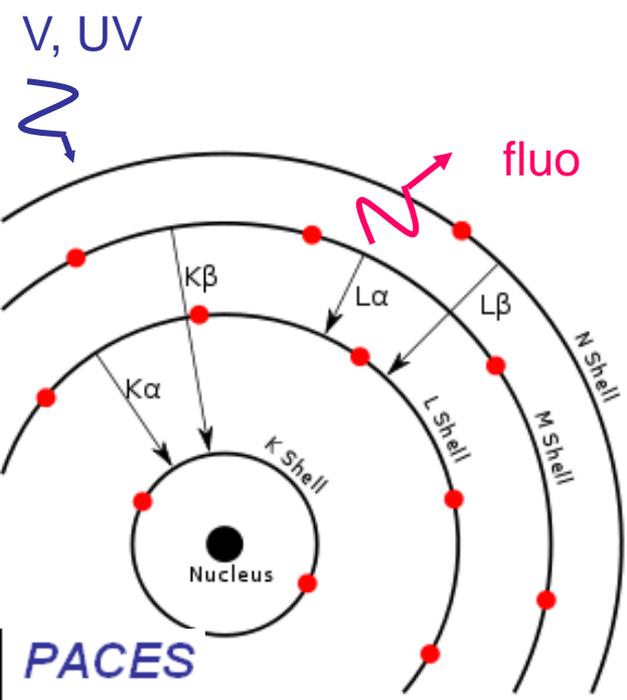


## • INELASTIQUE (RAMAN)

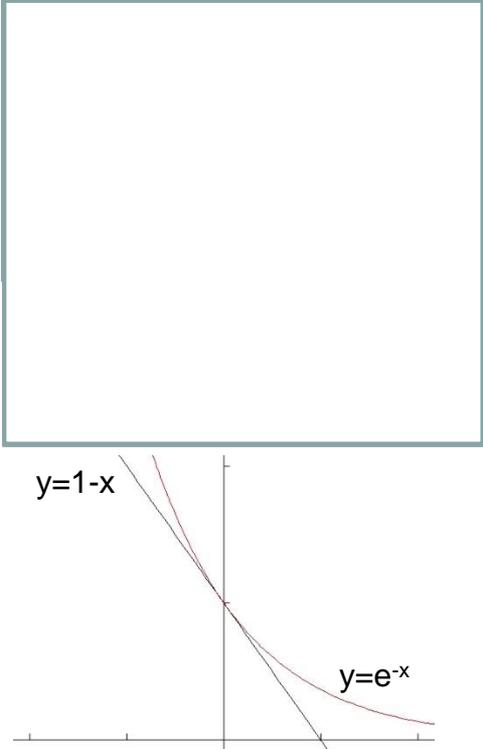
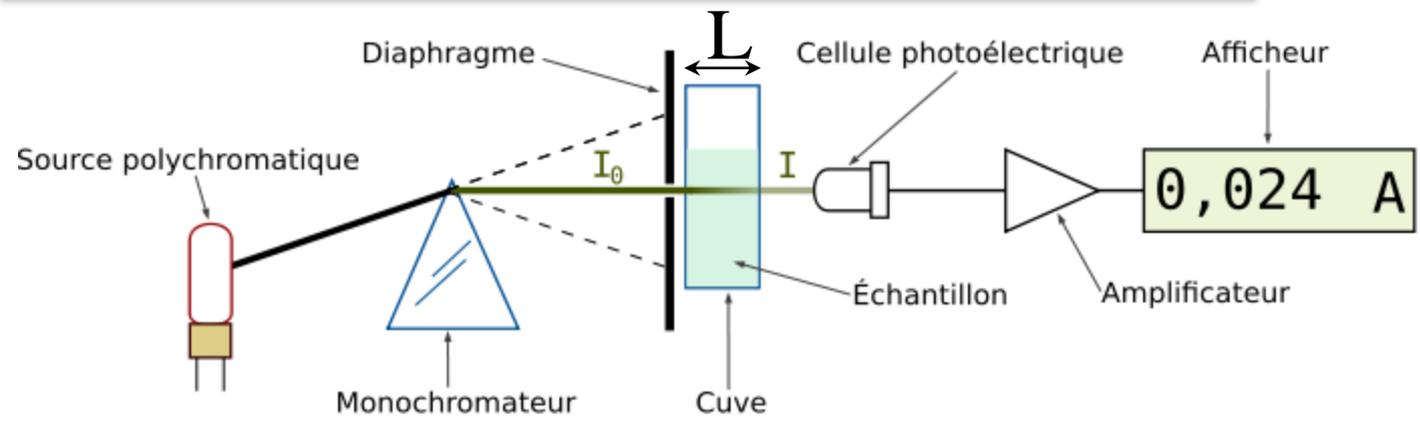
- Photon laser / dipôle électrique moléculaire:  $hf \rightarrow E$  de vibration
- Liaisons amides, structure 2<sup>nd</sup>(ADN), environnement des ac. aminés

# 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**



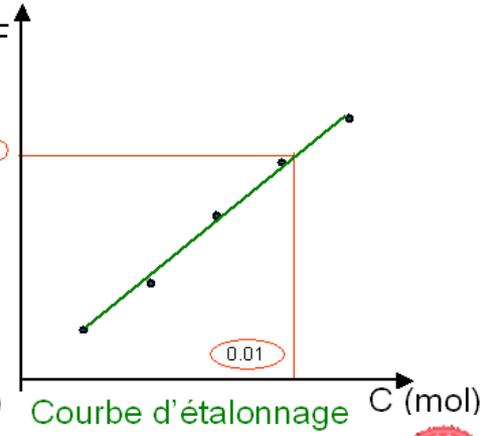
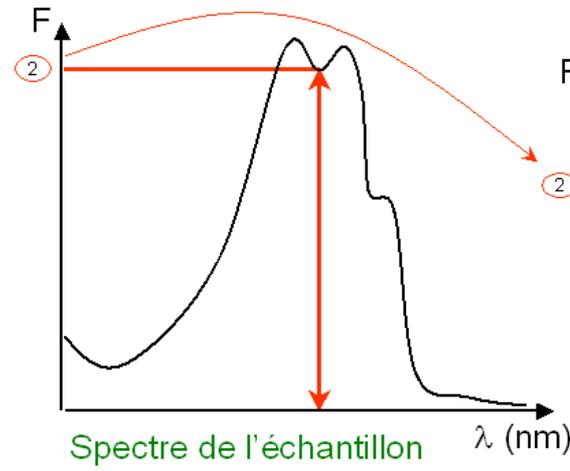
# ABSORPTION DE LA LUMIERE



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

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

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

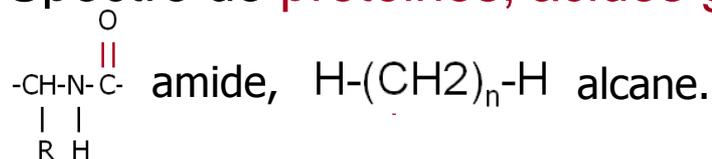


# SPECTROMETRIE D'ABSORPTION

- 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

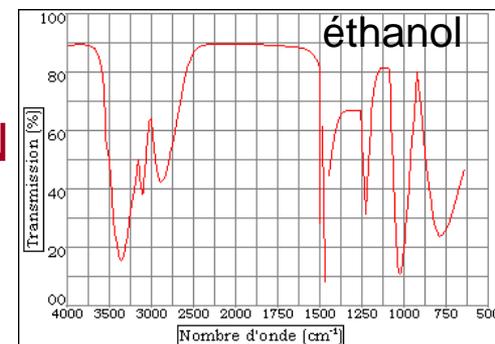
- Dans l'IR :

- Transfert aux **E vibrationnelles** moléculaires
- Spectre de **protéines, acides gras, P-lipides, ADN**



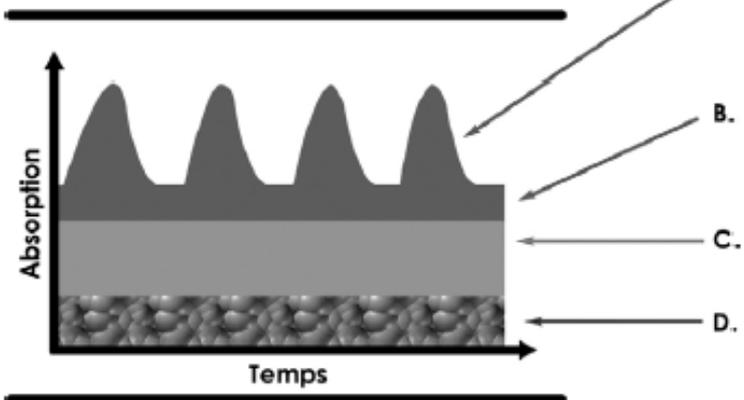
- **Structures secondaires** de protéines

- (hélices  $\alpha$ , feuilletts  $\beta$ )



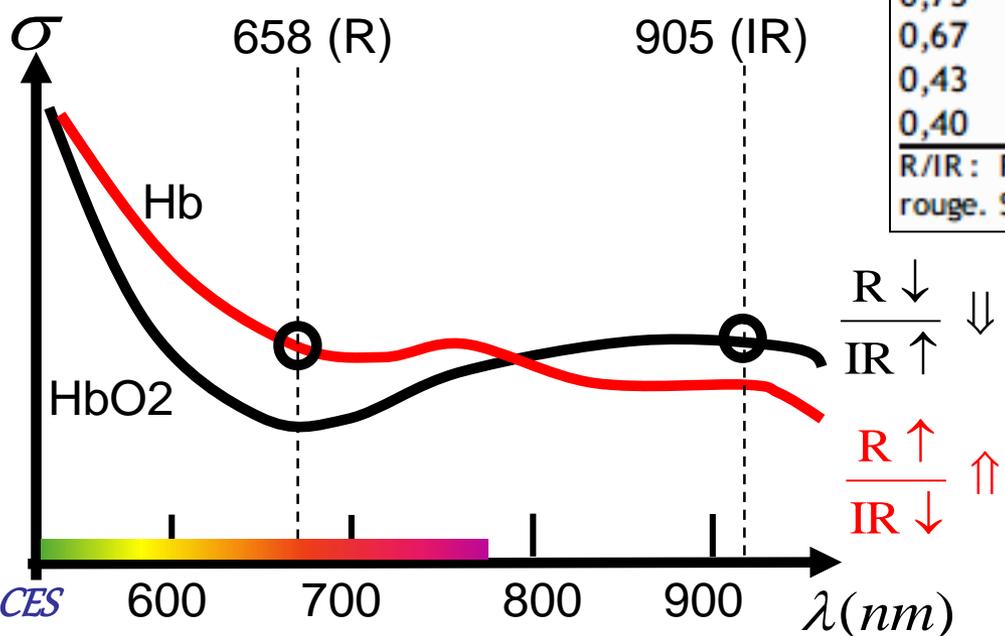
# EXEMPLE: OXYMETRIE DE POULS

Principe de l'oxymétrie de pouls :  
la Pléthysmographie



R/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

R/IR: Rapport d'absorption des ondes lumineuses Rouge/Infra-rouge. SpO<sub>2</sub>: Saturation Pléthysmographique en O<sub>2</sub>.



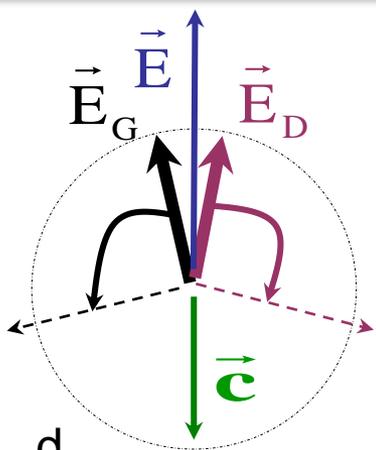
$\frac{R \downarrow}{IR \uparrow} \Downarrow$   
 $\frac{R \uparrow}{IR \downarrow} \Uparrow$

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

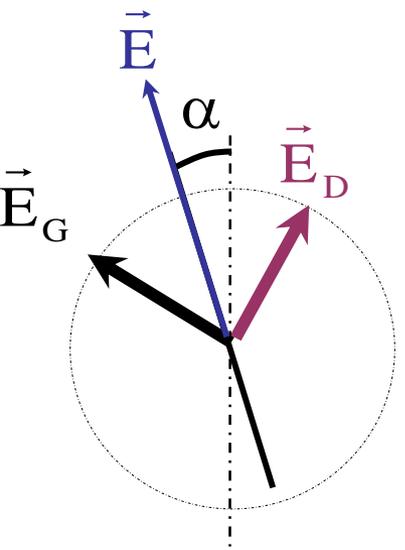


# SPECTROPOLARIMETRIE

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

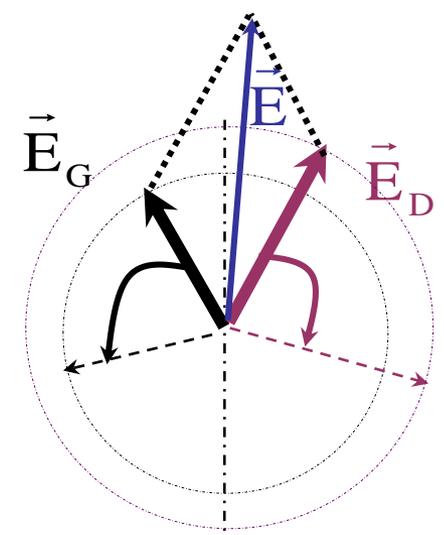


## POUVOIR ROTATOIRE



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

## DICHROISME CIRCULAIRE



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

$\sigma_G = \sigma_D$

d

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

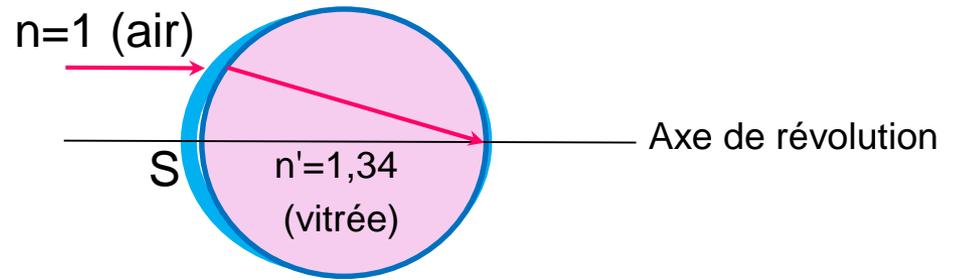
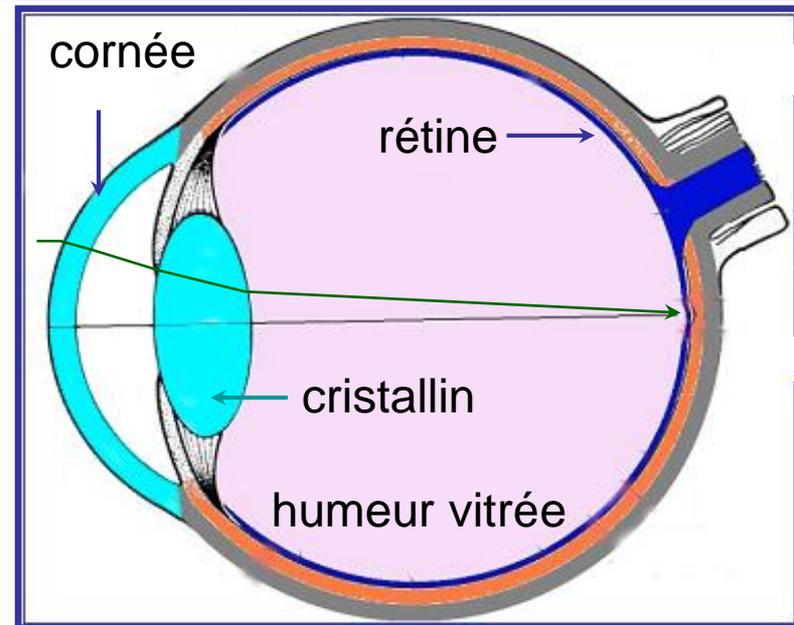
$\sigma_G \neq \sigma_D$

\* Carbone ou environnement asymétrique ou champ magnétique

Spectres gaussiens de structures protéiques (hélices, feuilletés)



# MODELISATION D'UN OEIL



Œil  $\approx$  système optique **dioptrique centré**

- Œil  $\approx$  **dioptre** = espace transparent d'indice de réfraction  $n'$  placé dans un milieu transparent d'indice  $n \neq n'$
- **Système optique** = milieu transparent contenant des miroirs ou des dioptrés
  - Pas de miroirs = système **dioptrique**
  - Miroirs = système **catadioptrique**
- Système optique **centré** = admettant un axe de révolution

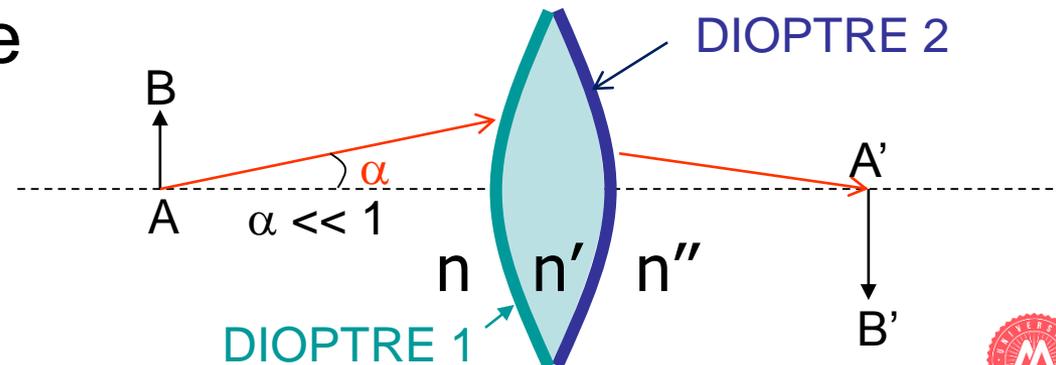
# MODELISATION D'UN Oeil (HYPOTHESES)

## Approximation de Gauss :

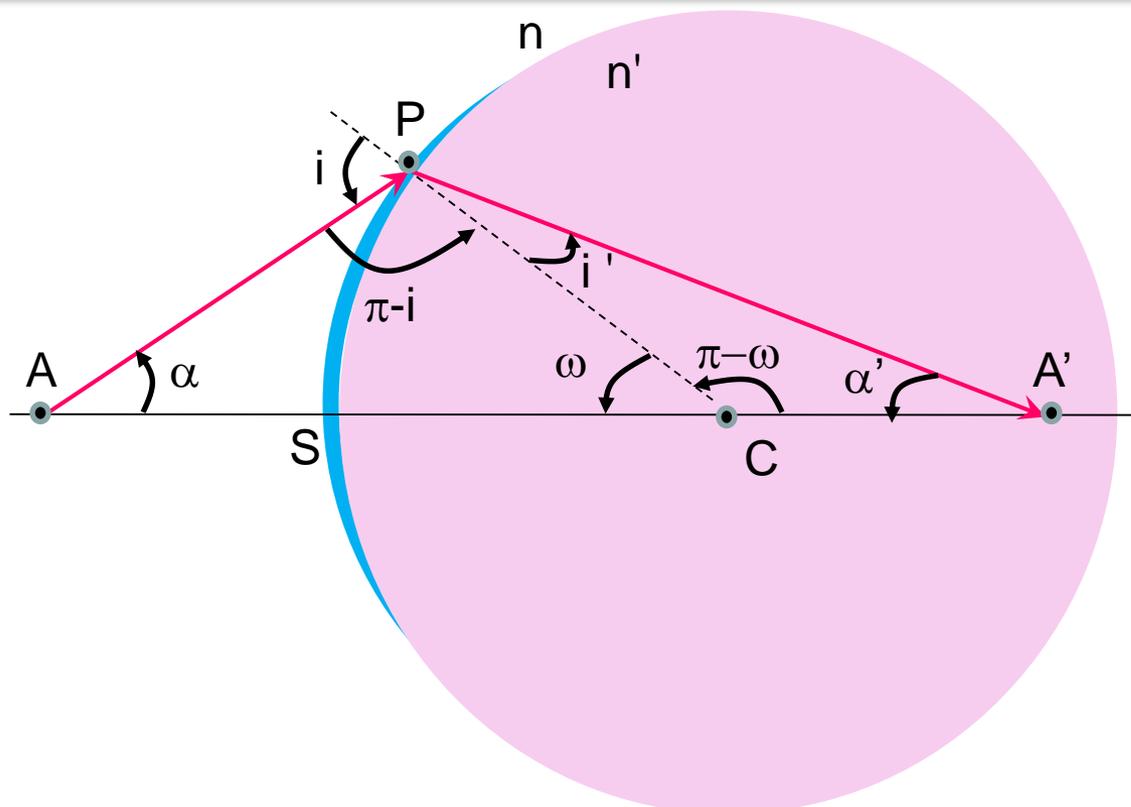
- système optique centré,
- dont **les rayons lumineux s'écartent peu de l'axe**

Dans l'approximation de Gauss, le système optique est

- **stigmatique** : l'image d'un point A est un point A'
- **aplanétique** : l'image d'un segment AB perpendiculaire à l'axe est un segment A'B' perpendiculaire à l'axe



# FORMULE DE CONJUGAISON DU DIOPTRE SPHERIQUE



$$n \cdot \sin(i) = n' \cdot \sin(i') \stackrel{\text{GAUSS}}{\Rightarrow} n \cdot i = n' \cdot i'$$

$$\pi - i + \omega + \alpha = \pi \Rightarrow i = \omega + \alpha$$

$$\pi - \omega + i' + \alpha' = \pi \Rightarrow i' = \omega - \alpha'$$

$$n \cdot (\omega + \alpha) = n' \cdot (\omega - \alpha') \Rightarrow (n' - n) \cdot \omega = n\alpha + n'\alpha'$$

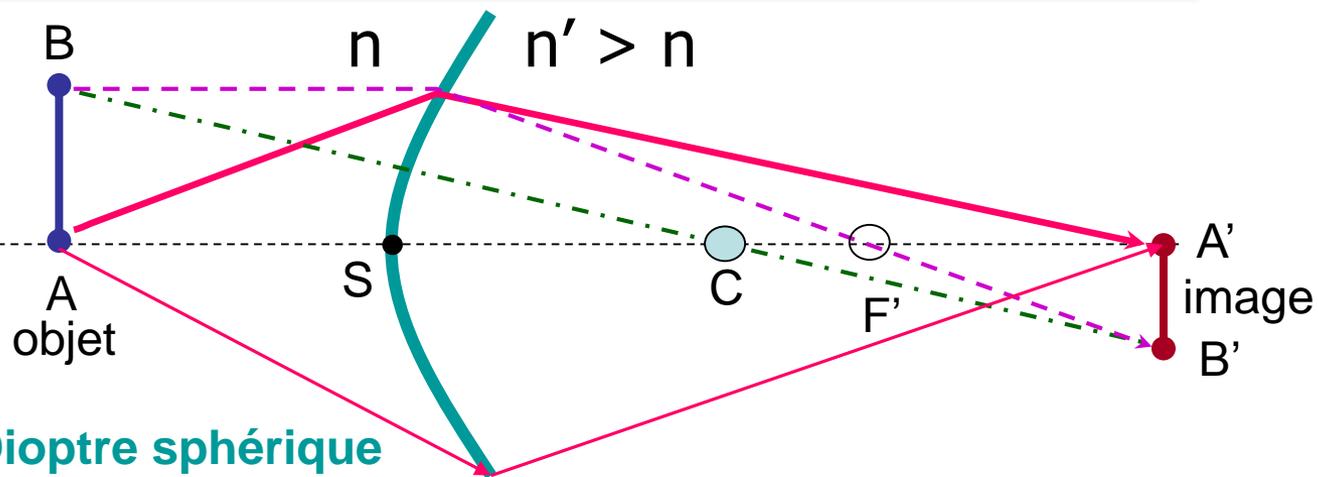
$$\alpha = \frac{SP}{AS} = -\frac{SP}{SA} \quad \alpha' = \frac{PS}{A'S} = \frac{SP}{SA'} \quad \omega = \frac{PS}{CS} = \frac{SP}{SC}$$

$$\frac{n' - n}{SC} = \frac{n'}{SA'} - \frac{n}{SA} \stackrel{\text{DEF}}{=} \Pi$$

$\Pi$  puissance ou vergence  
en dioptrie ( $D_p = m^{-1}$ )  
 $\Pi > 0 \Rightarrow$  dioptre convergent  
 $\Pi < 0 \Rightarrow$  dioptre divergent  
 $\Pi = 0 \Rightarrow$  dioptre plan ou absent  
 $\Pi$  est additive



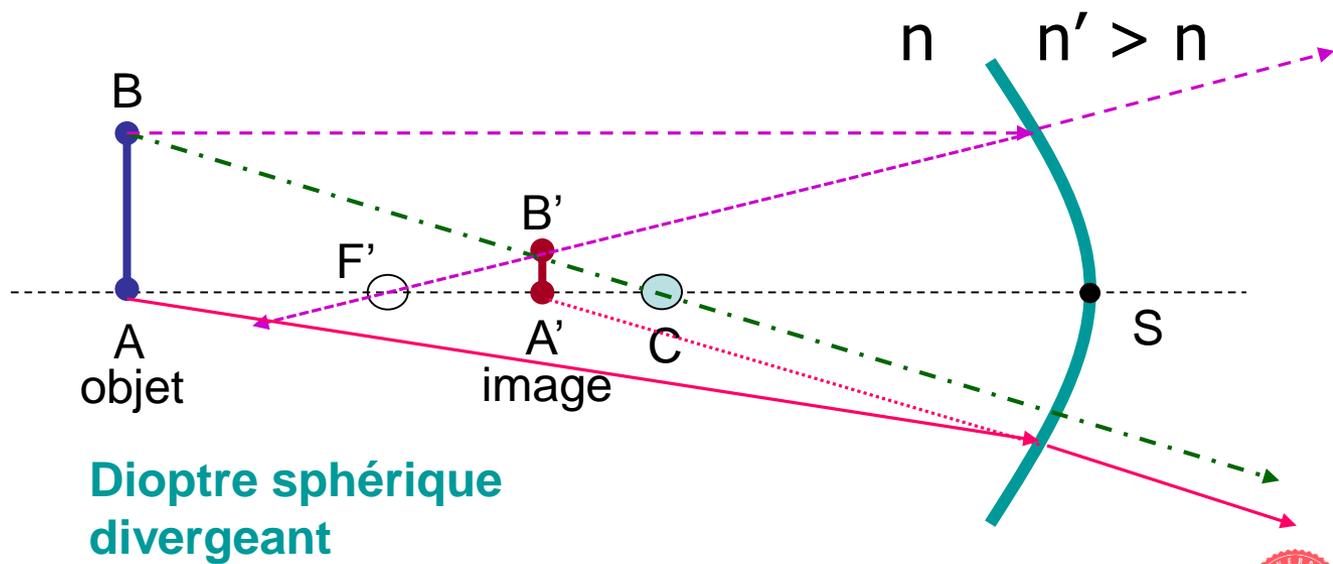
# CONSTRUCTION DES IMAGES



$$\Pi = \frac{n' - n}{SC} = \frac{n'}{SA'} - \frac{n}{SA}$$

**Dioptré sphérique convergent**

- Un rayon parallèle à l'axe optique émerge en coupant l'axe au foyer image  $F'$  avec  $\Pi = n' / SF'$
- Un rayon normal au dioptre passe par le centre sans être dévié (Descartes)

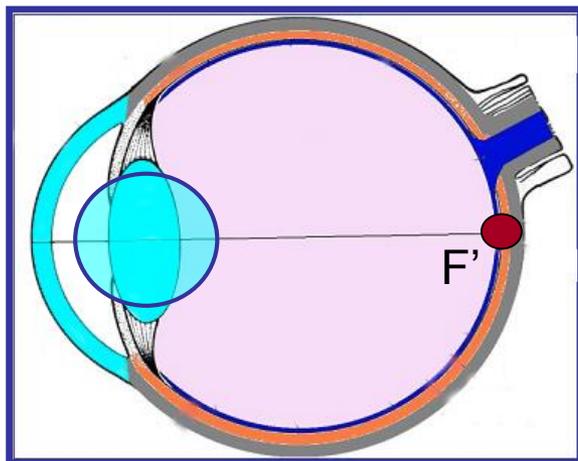


**Dioptré sphérique divergent**

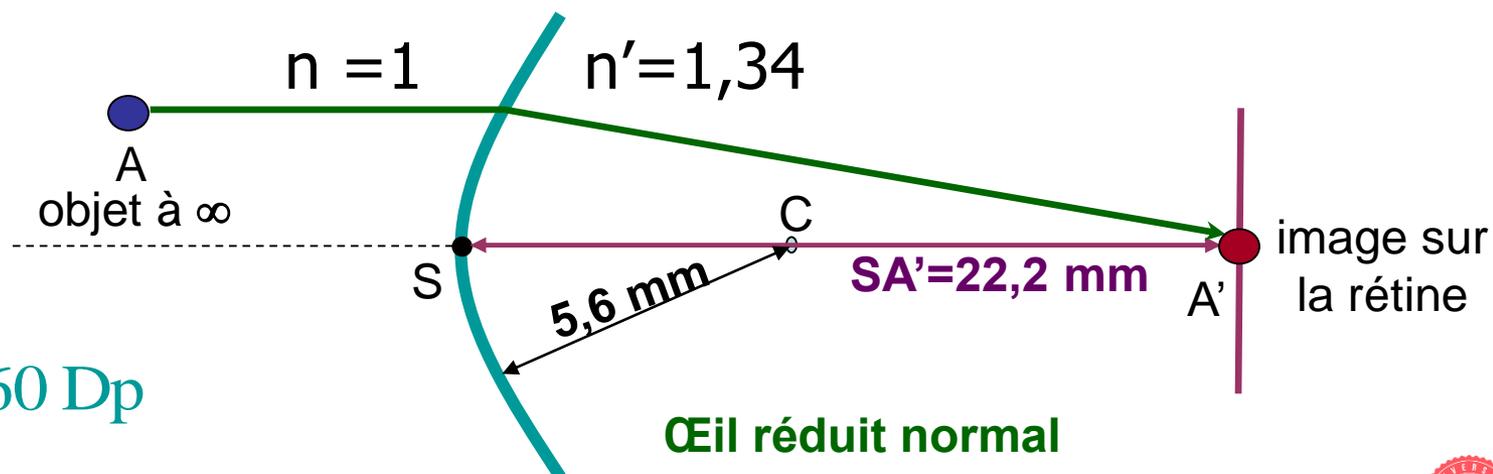


# MODELE DE L'ŒIL REDUIT NORMAL

Cornée (42 Dp)  
 +  
 Cristallin  
 (22 Dp +  $\delta$ )  
 = 4 dioptries

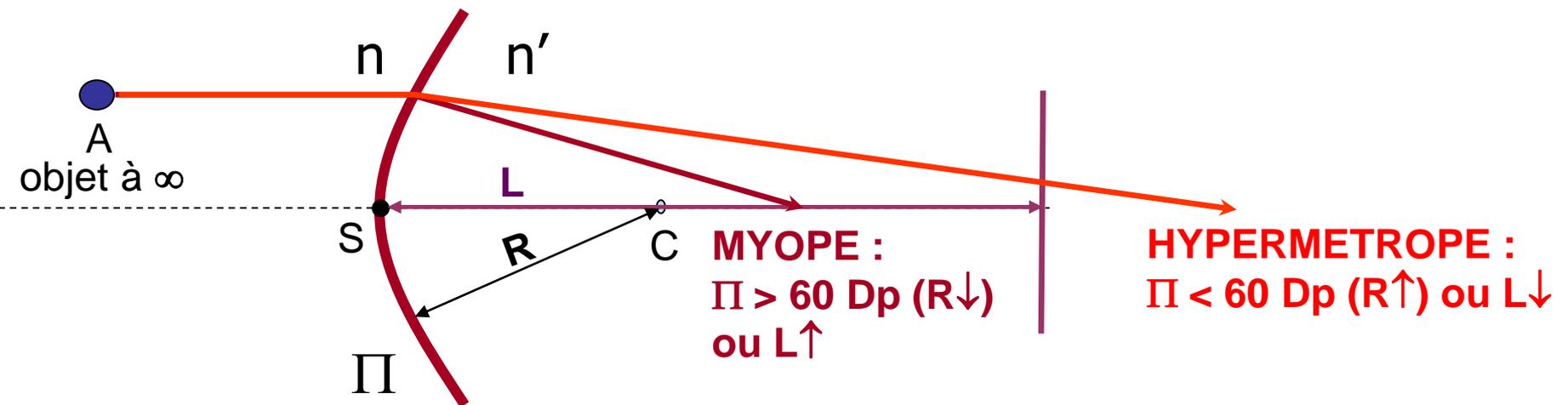
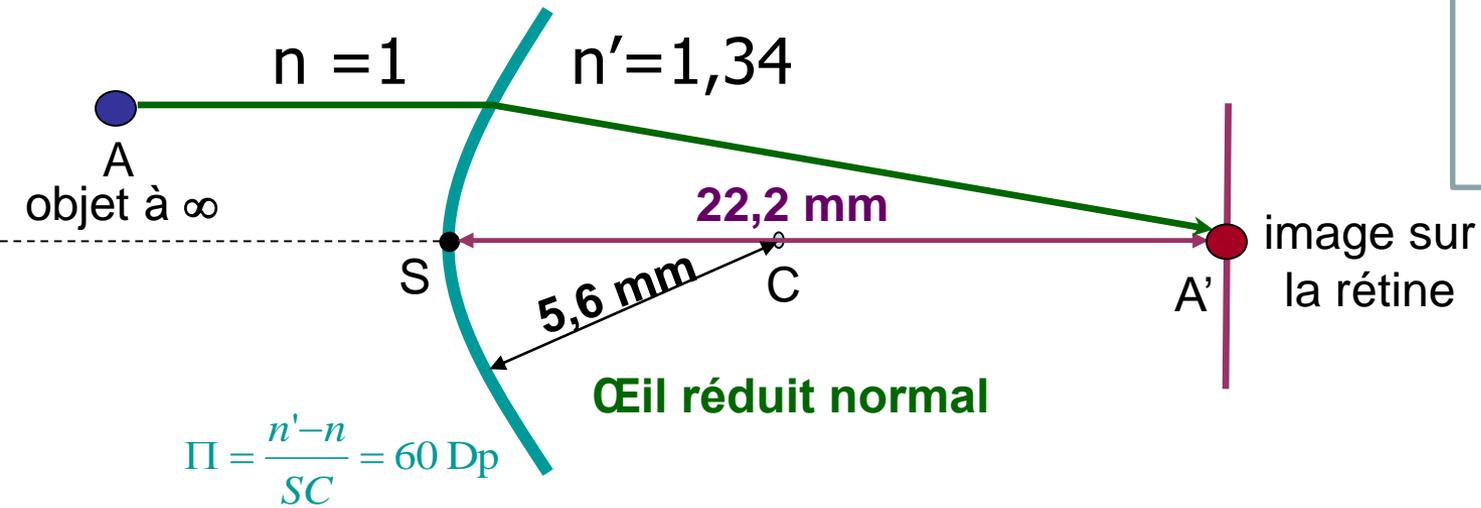


$\cong$  1 dioptre convergent (60 Dp)  
 La rétine est dans le plan focal image



$$\Pi = \frac{n' - n}{SC} = 60 \text{ Dp}$$

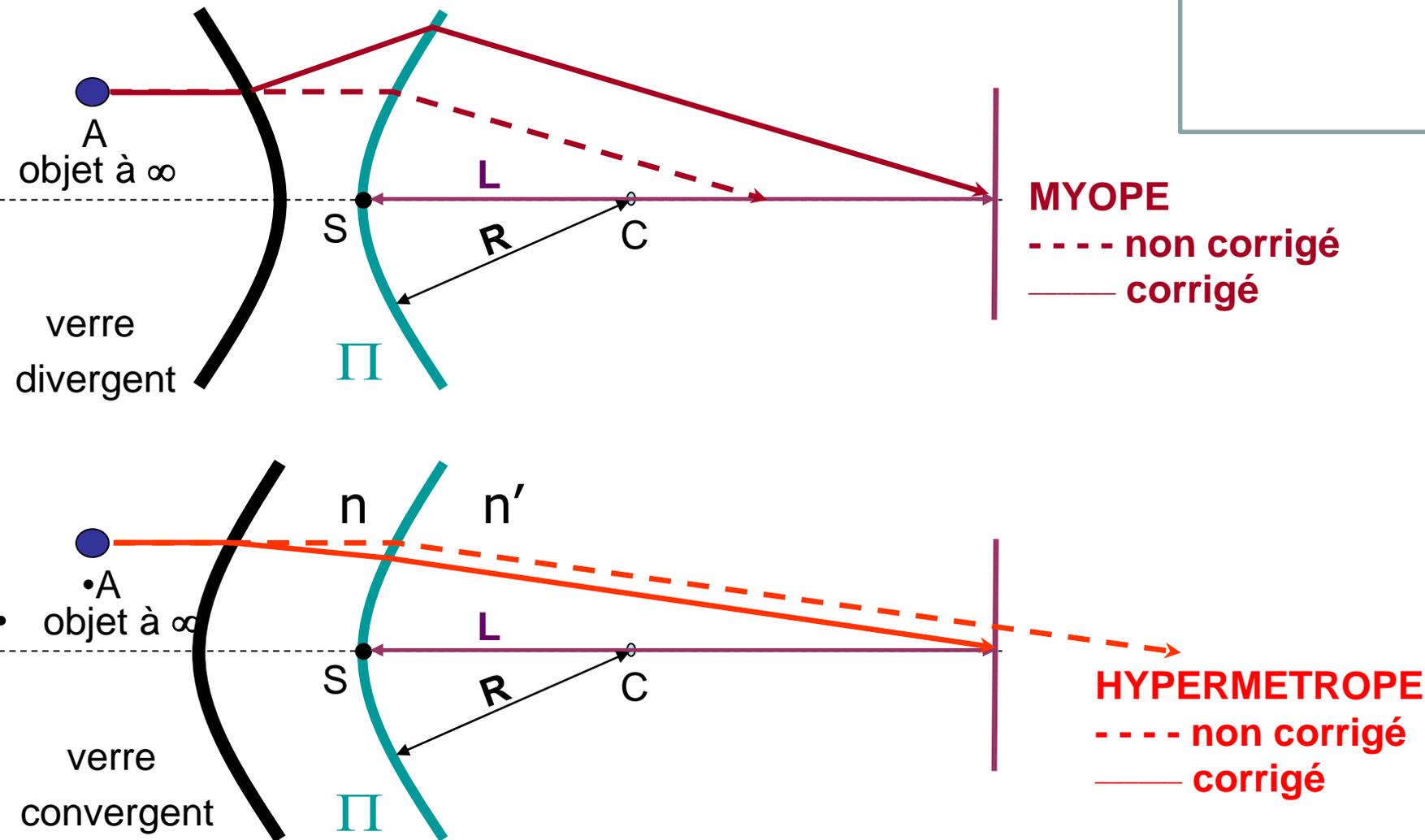
# AMETROPIES SPHERIQUES



**Pathologie de la convergence**



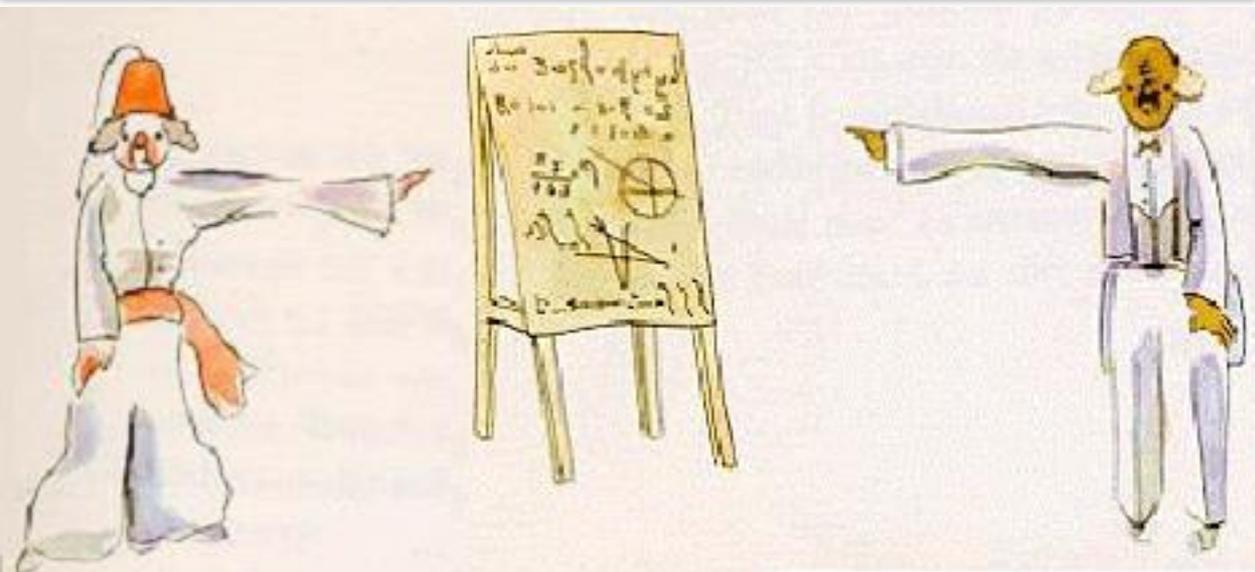
# CORRECTIONS DES AMETROPIES SPHERIQUES



# OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 13

---

- **Connaître:**
  - Les principes d'un LASER (inversion, résonance)
  - Les caractéristiques d'une lumière LASER
  - Les modes d'interaction d'une lumière LASER avec un tissu
- **Savoir caractériser:**
  - Une spectroscopie de diffusion, d'absorption et de fluorescence
  - Pouvoir rotatoire et dichroïsme circulaire (structures protéiques)
- **Savoir manipuler et raisonner sur :**
  - La loi de Beer-Lambert.
  - La formule de conjugaison du dioptre sphérique
  - Le modèle de l'œil réduit et les amétropies sphériques.



Si vous avez la curiosité d'approfondir un peu ce cours, je vous conseille un ouvrage remarquablement bien adapté 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