

RAYONX X, γ ET PARTICULAIRES APPLICATIONS (LASER, SPECTRO)

Cours 2016 - 2017

Pr. D. MARIANO-GOULART

- Nature et propriétés des rayons X et γ
- Interaction des rayons X et γ avec la matière
 - Dosimétrie et radioprotection
 - Bases sur le rayonnement LASER
- Diffusion et absorption de la lumière, spectrométries optiques

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 α , β , γ et leurs lois
- **Interactions des rayonnements avec la matière**
 - Rayonnements particuliers (α , 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

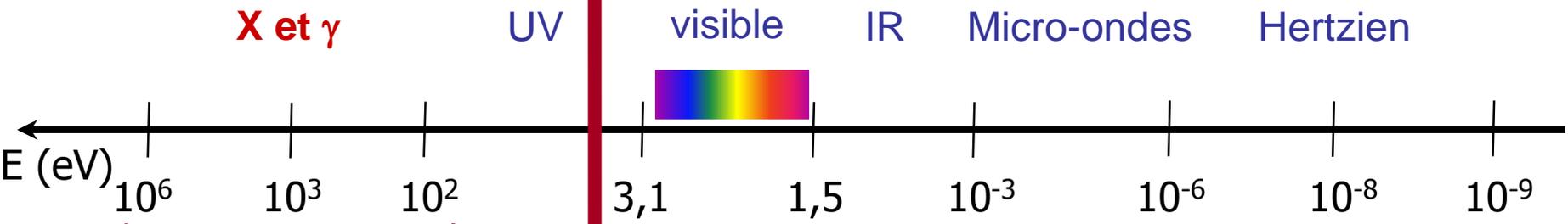
PHOTONS IONISANTS

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

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

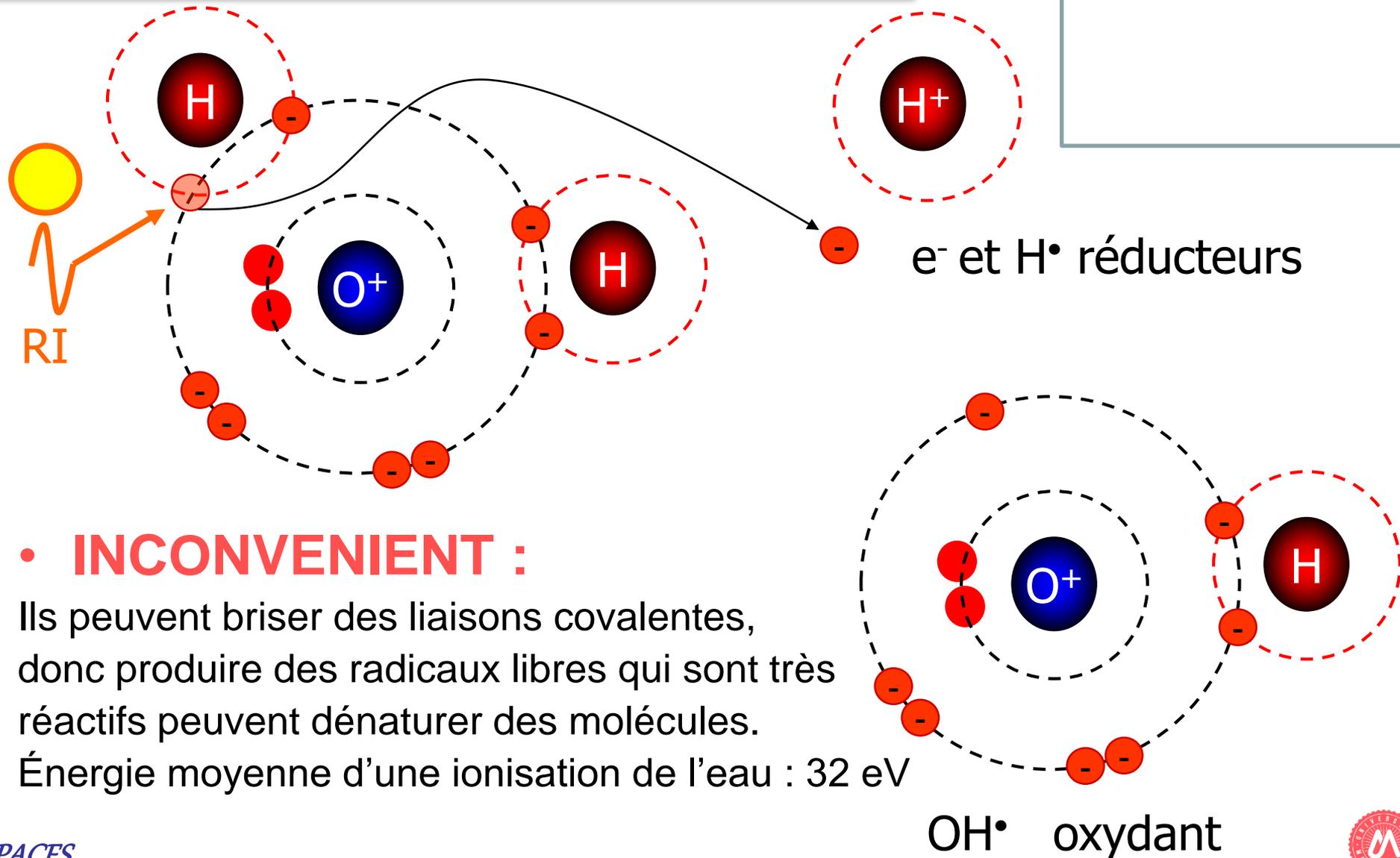
- Rayonnement ionisant, définition :

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 γ

RAYONNEMENTS IONISANTS

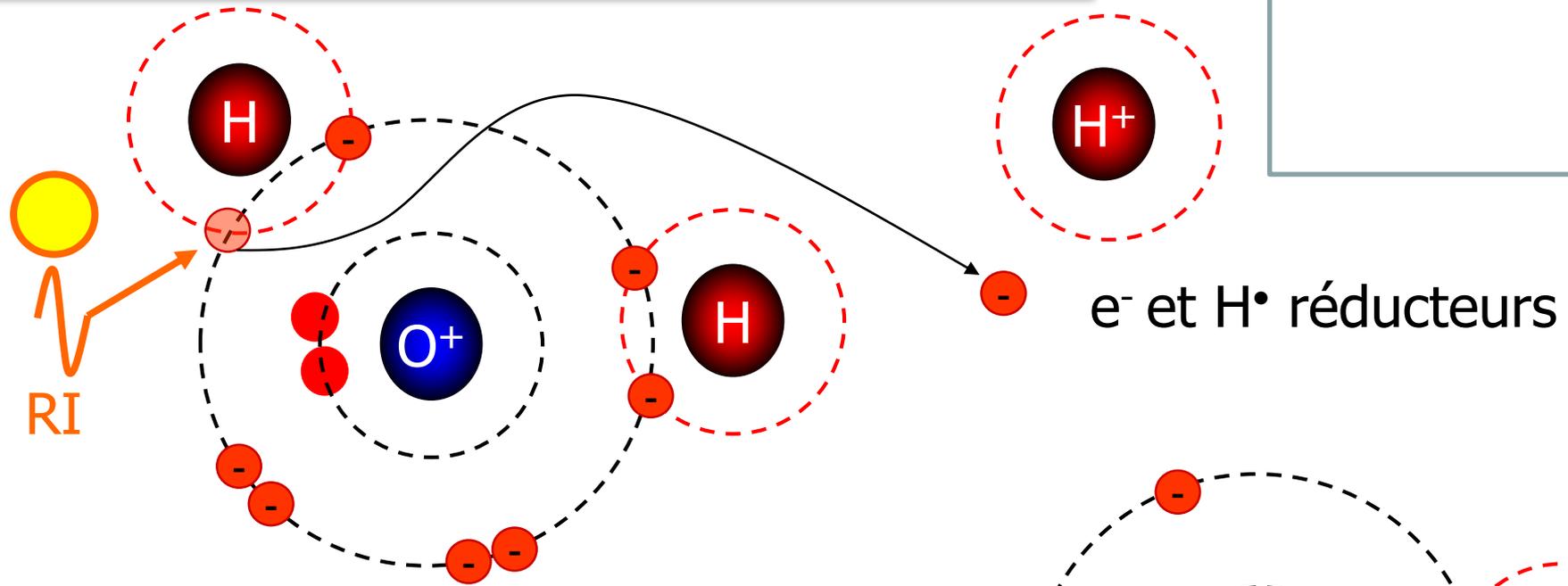


- **INCONVENIENT :**

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

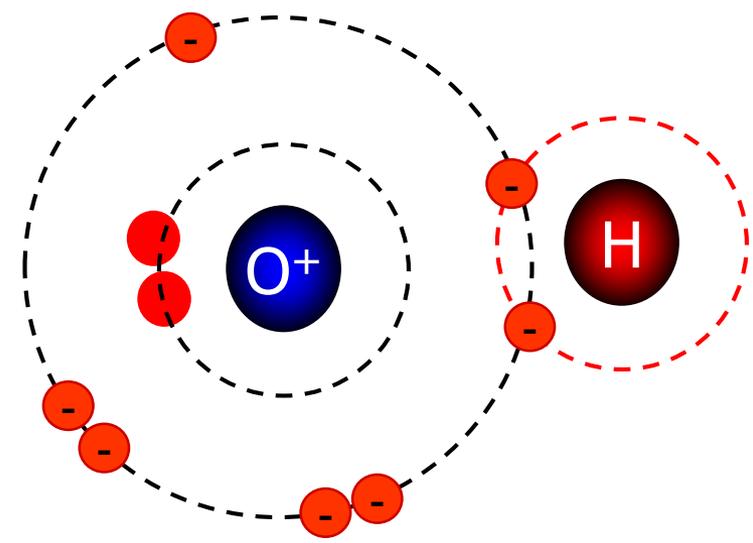
Énergie moyenne d'une ionisation de l'eau : 32 eV

RAYONNEMENTS IONISANTS



- **AVANTAGE :**

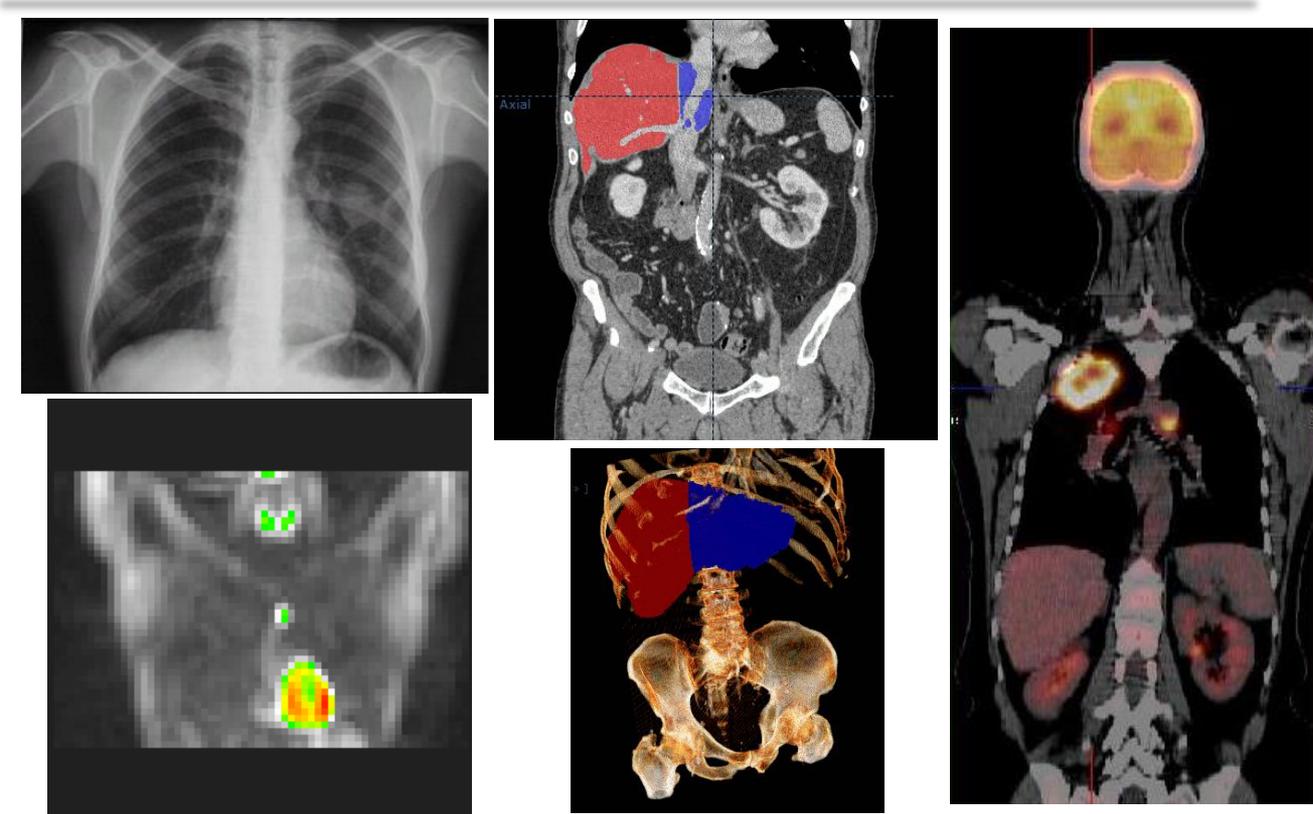
Ils peuvent être utilisés pour irradier des cellules pathologiques (cancers, Hyperthyroïdie...).



OH^\bullet oxydant



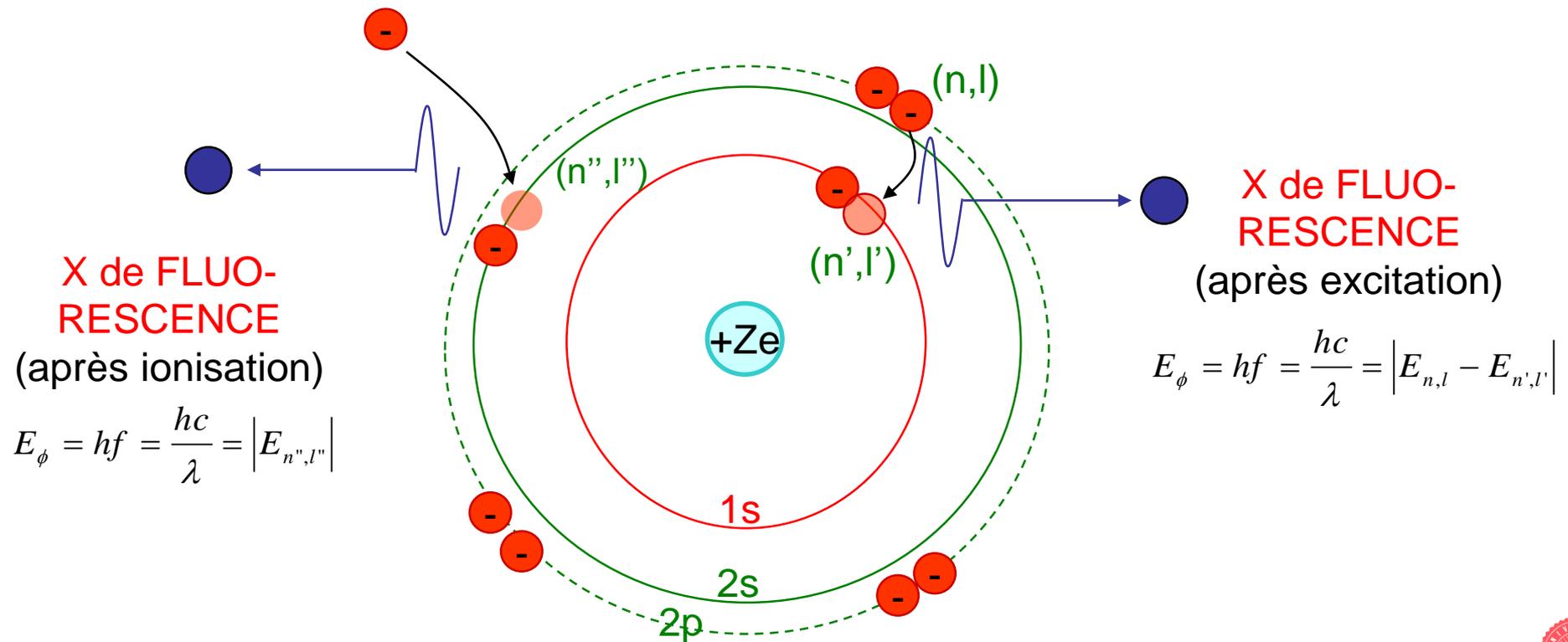
PHOTONS IONISANTS



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

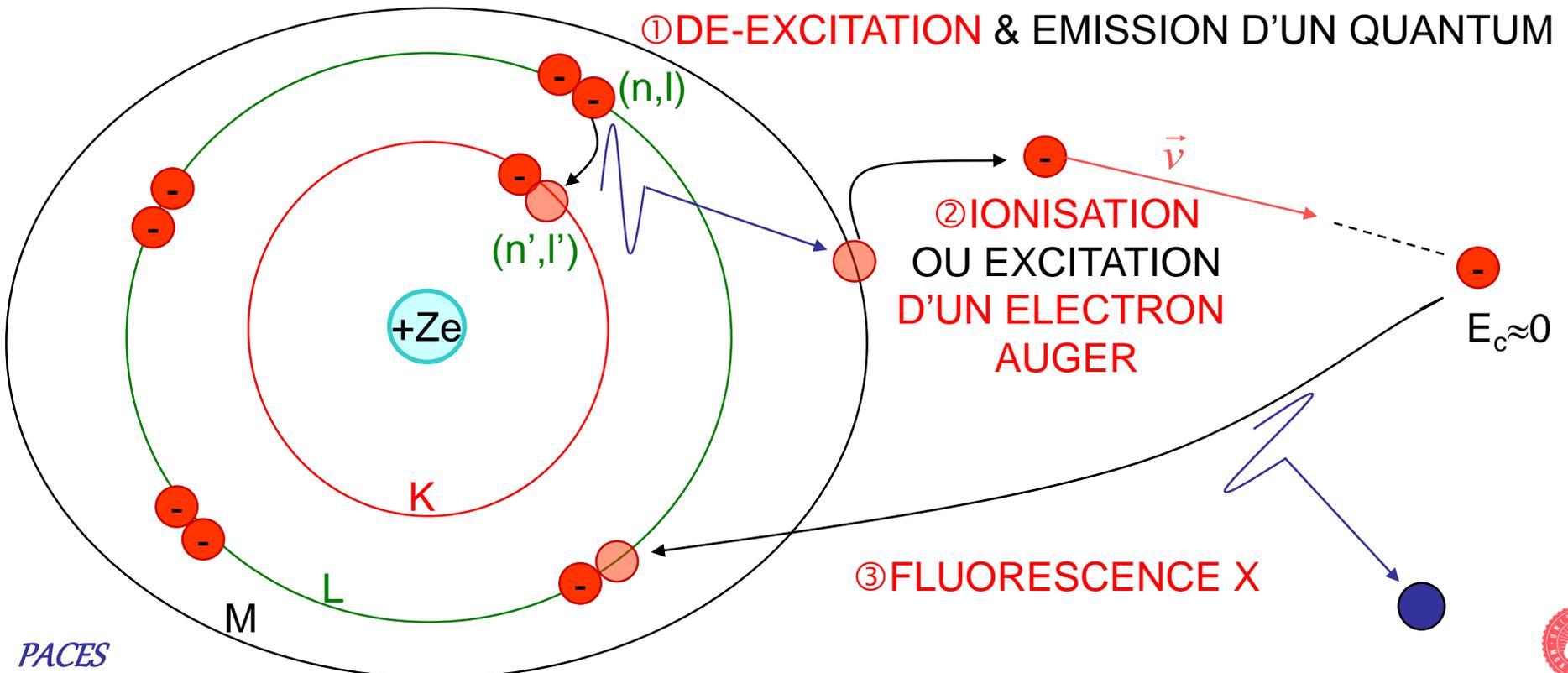
PRODUCTION DE RAYONS X

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



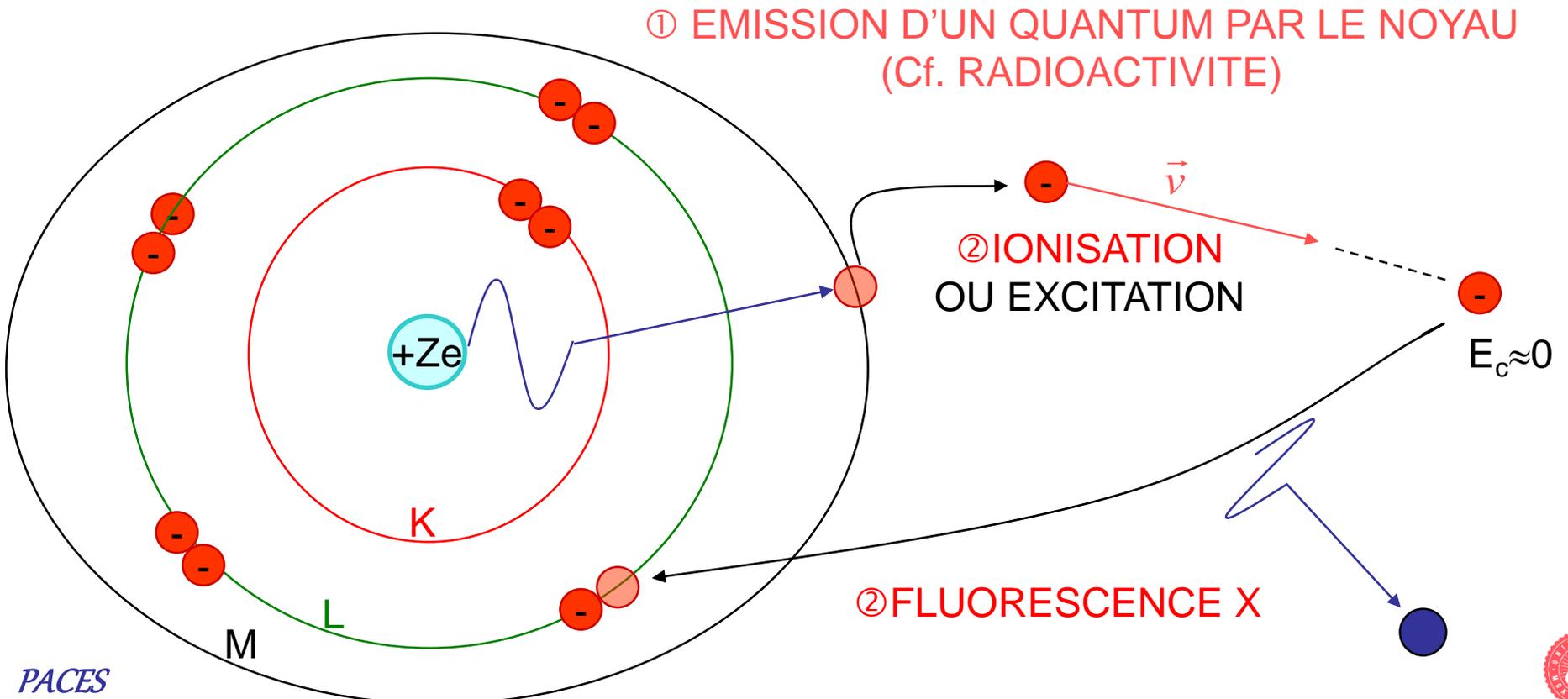
PRODUCTION DE RAYONS X

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



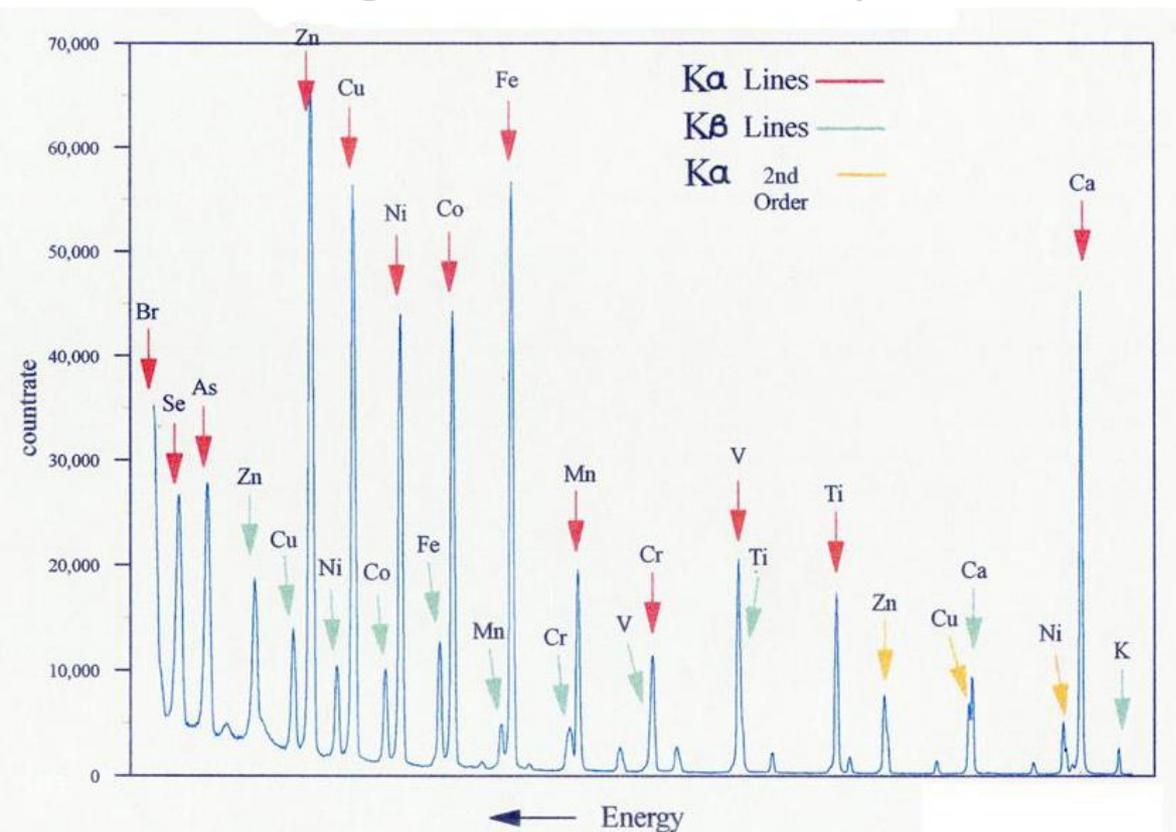
PRODUCTION DE RAYONS X

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



PRODUCTION DE RAYONS X

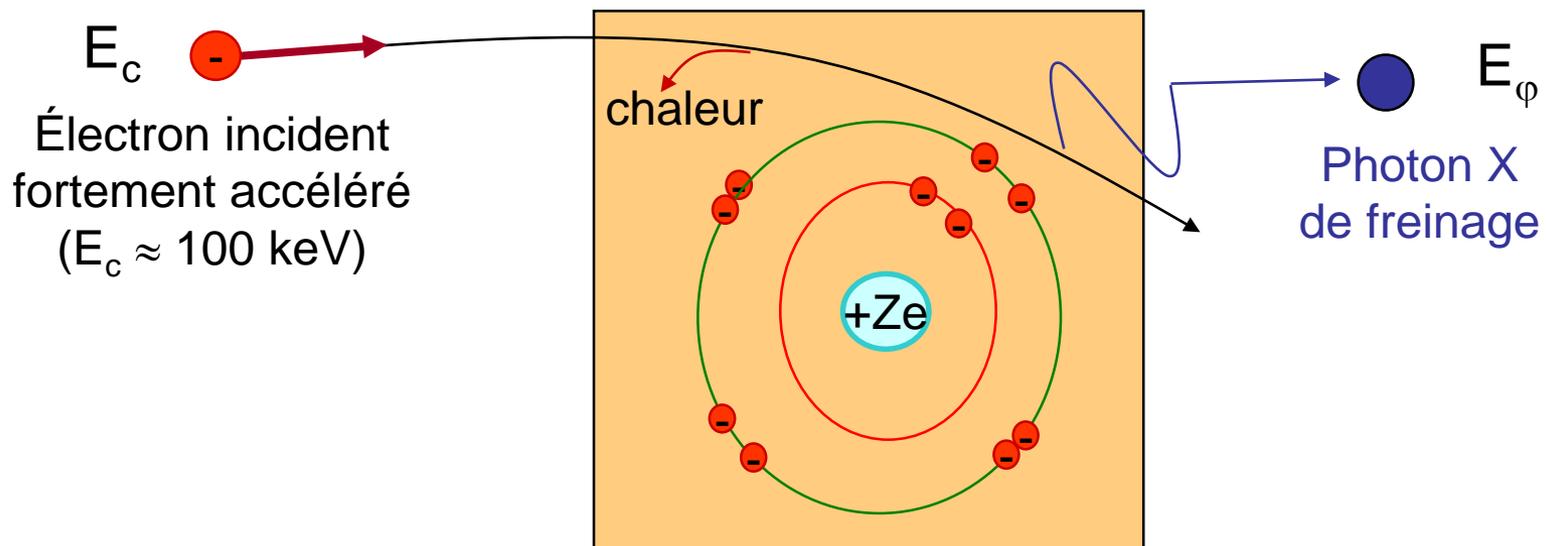
- Dé-excitation d'électrons atomiques
 - Fluorescence, effet Auger, **conversion interne**
- Freinage d'électrons (bremsstrahlung)



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

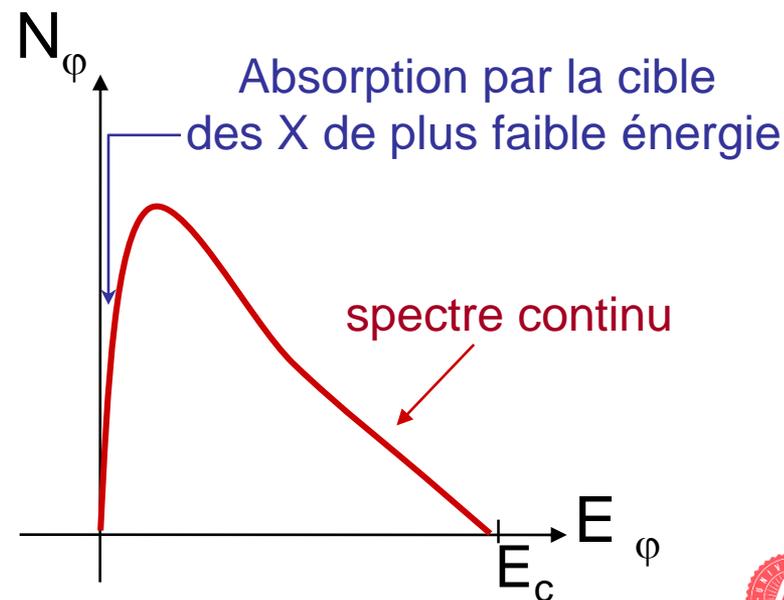
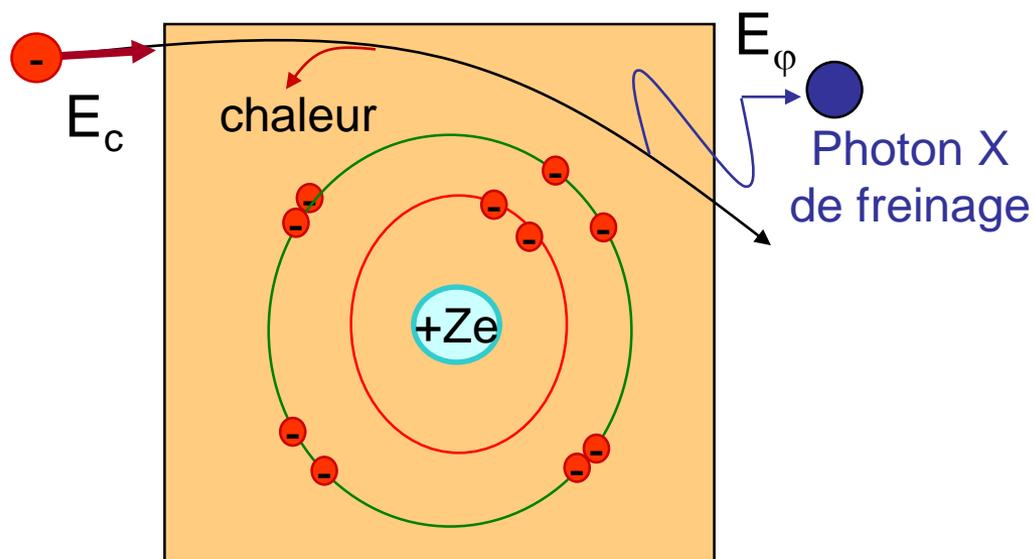
PRODUCTION DE RAYONS X

- 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)



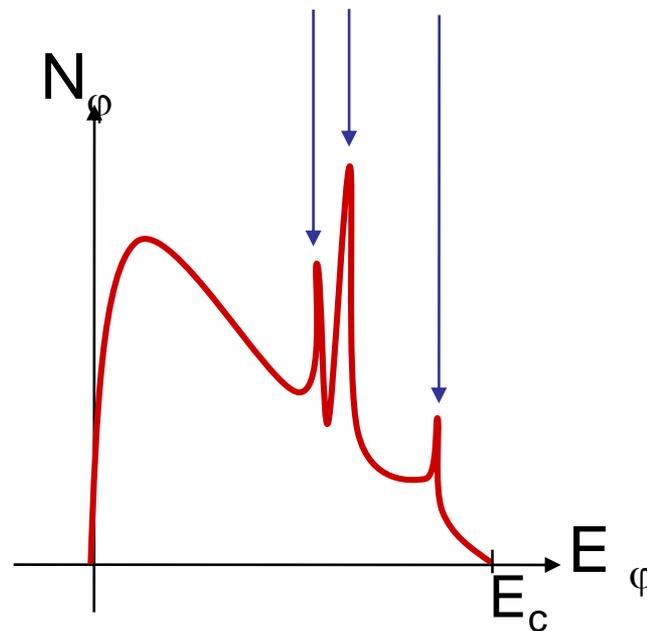
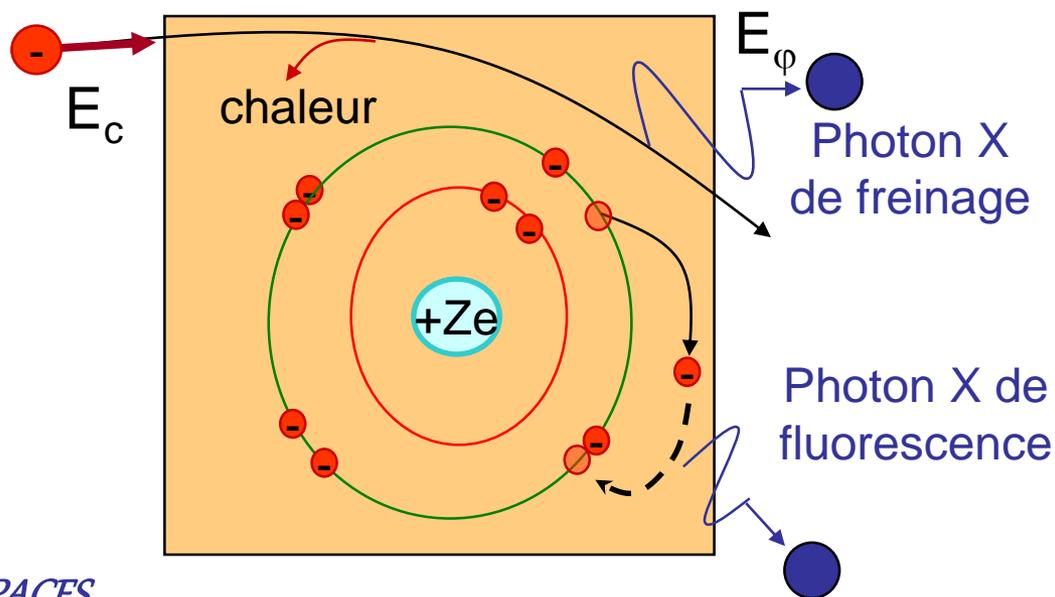
PRODUCTION DE RAYONS X

- 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 ($0 < E_\phi < E_c$)



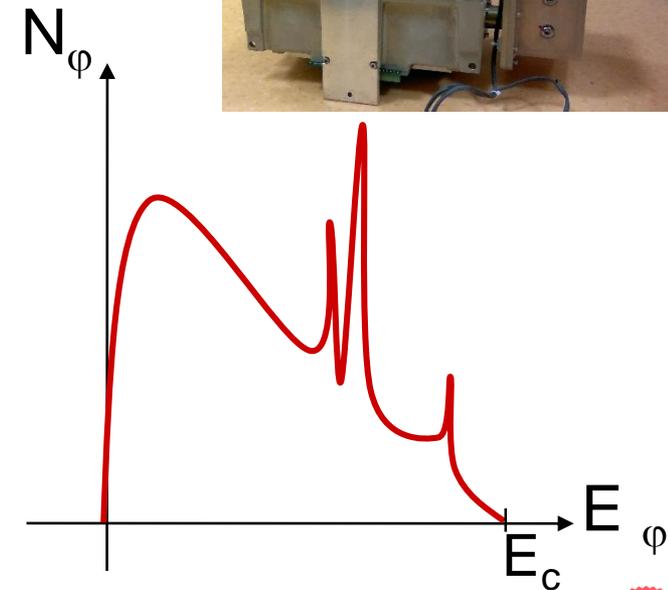
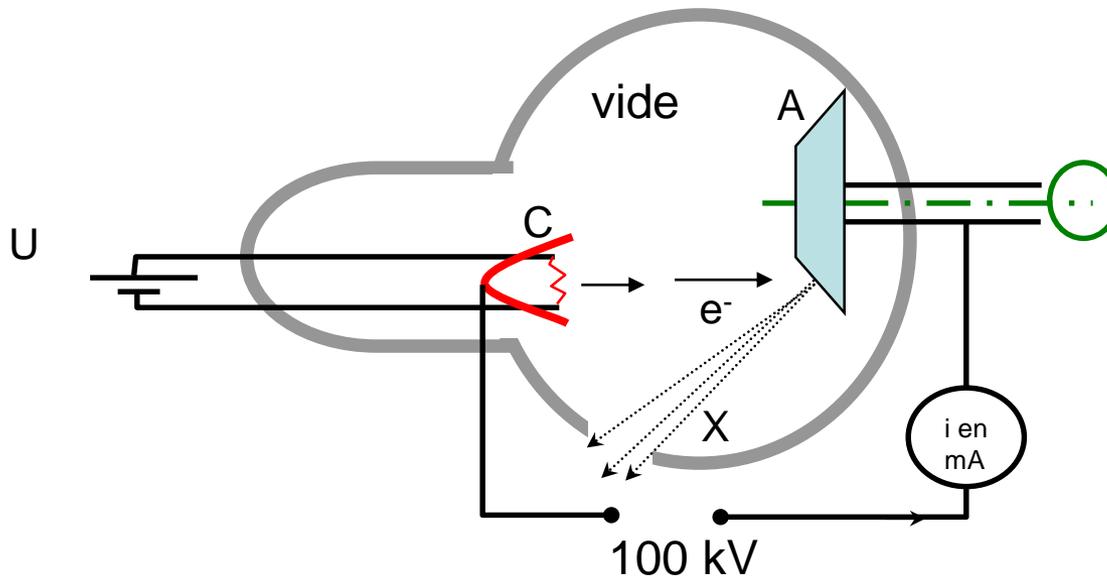
PRODUCTION DE RAYONS X

- 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



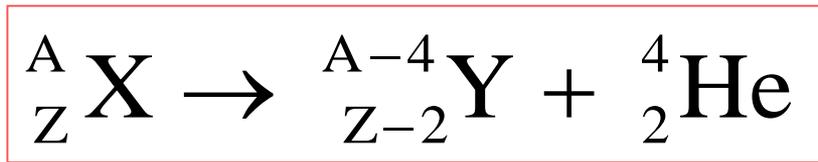
DESINTEGRATIONS RADIOACTIVES

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



RADIOACTIVITE ALPHA

- Emission d'un noyau d'hélium :



- Energie disponible :

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

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

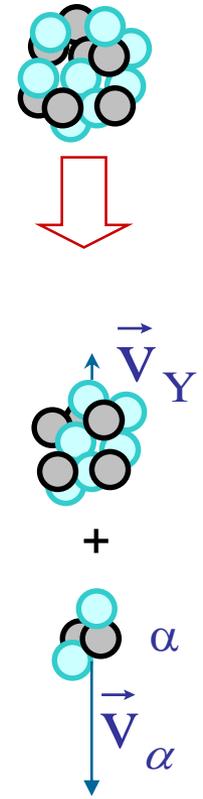
$$E_d = [\mathcal{M}(X) - Z.m_{e^-} - \mathcal{M}(Y) + (Z - 2).m_{e^-} - \mathcal{M}(\alpha) + 2.m_{e^-}].c^2$$

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

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

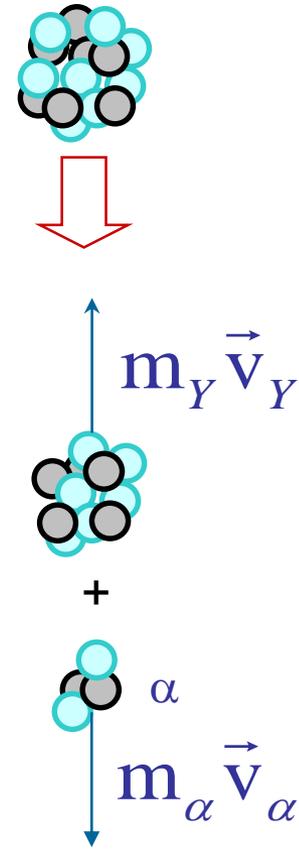
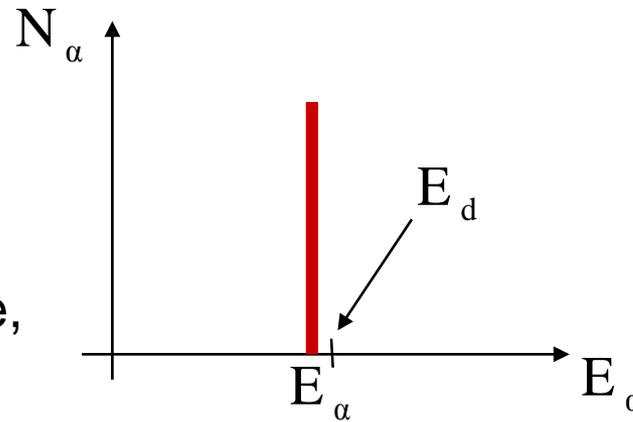
- **Spectre de raie unique** (approximation) :

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

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

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

Énergie des α 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**

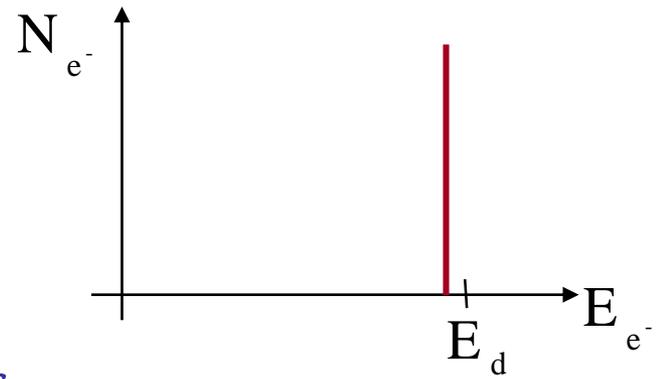
RADIOACTIVITE BETA MOINS

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

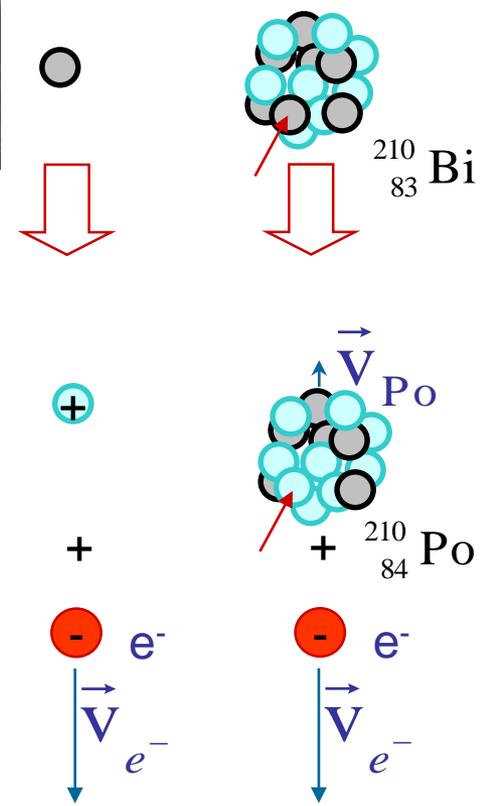
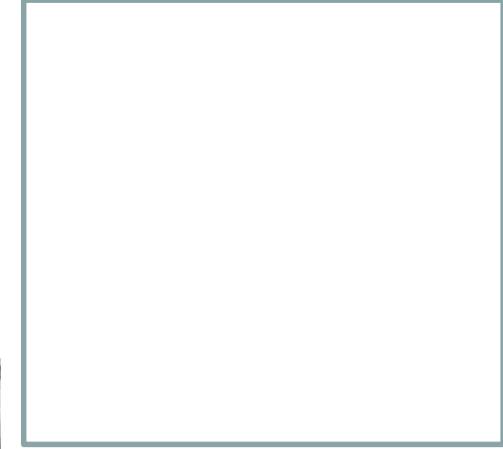


- Energie disponible :

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



Spectre de raies ?



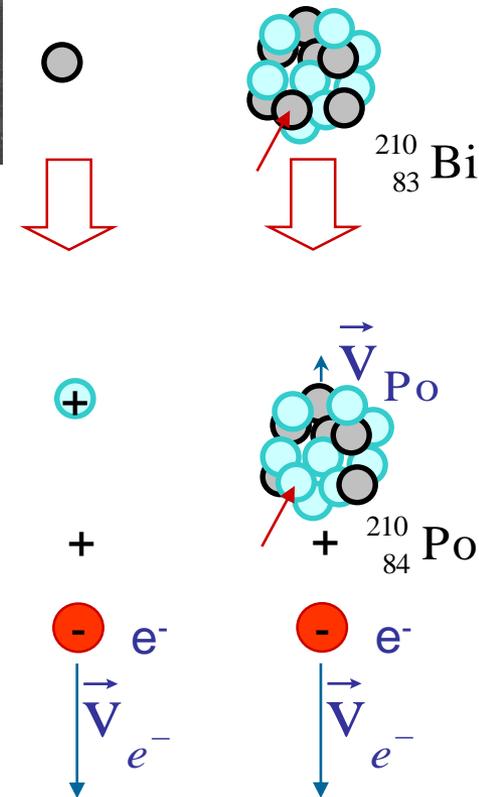
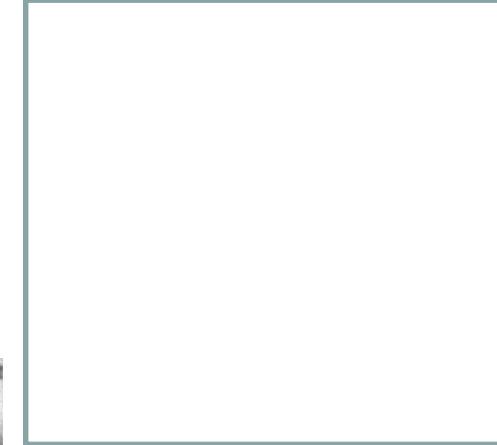
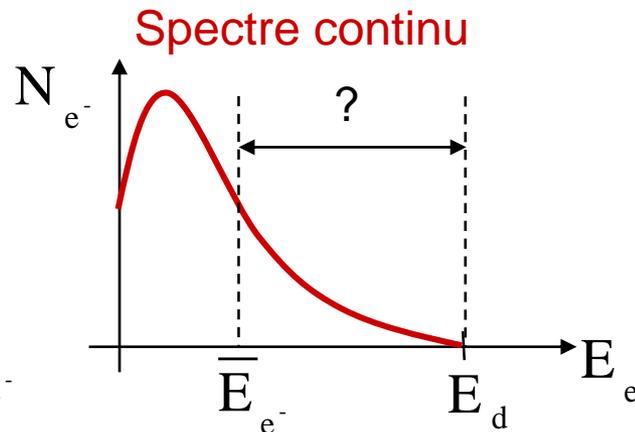
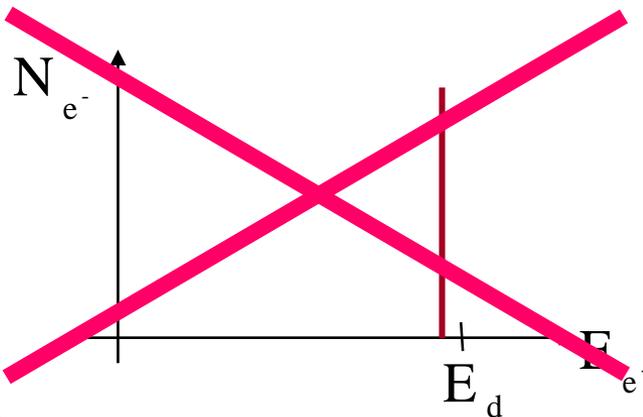
RADIOACTIVITE BETA MOINS

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



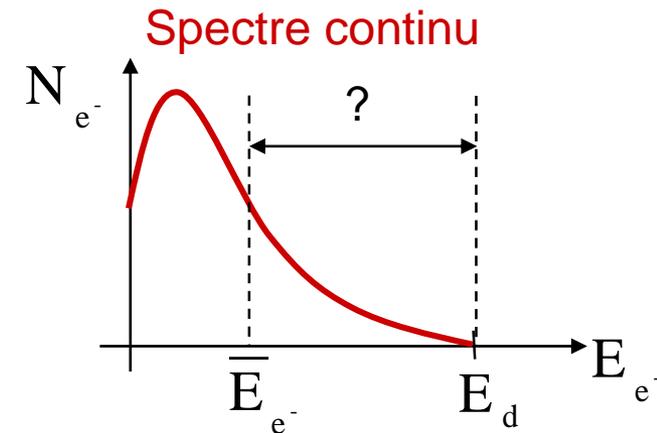
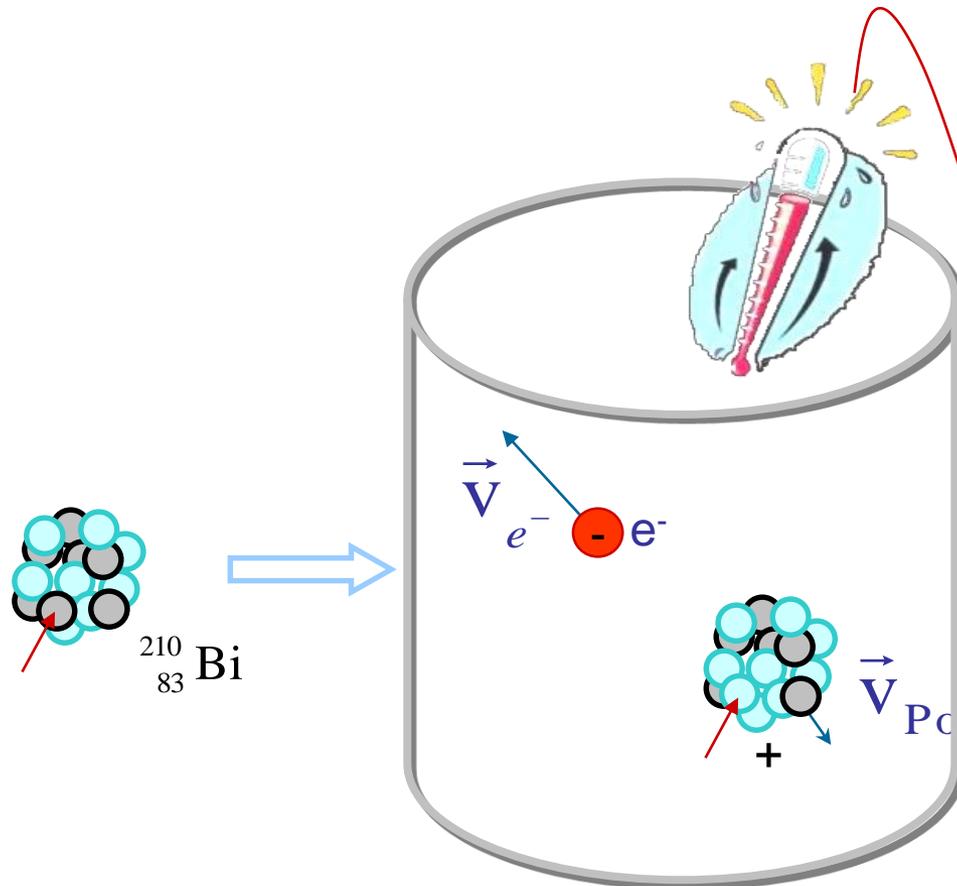
- Energie disponible :

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



RADIOACTIVITE BETA MOINS

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

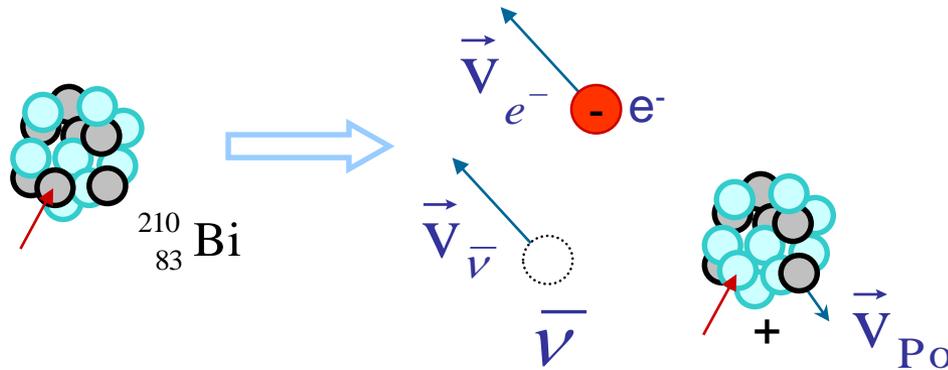


1925, Ellis et Wooster : calorimétrie

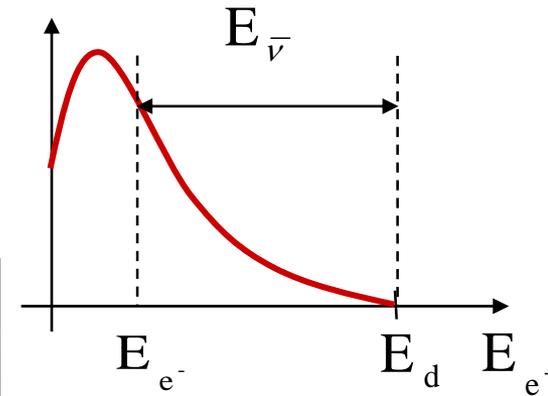
RADIOACTIVITE BETA MOINS

- Où est perdue l'énergie ?

1931, Pauli: émission d'une particule non détectée ?



N_{e^-}



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



W. PAULI

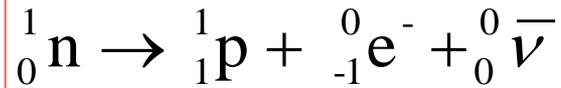
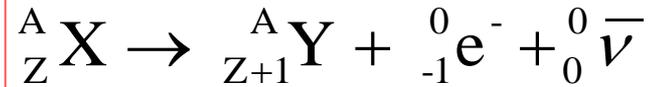


E. FERMI

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

RADIOACTIVITE BETA MOINS

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



- Energie disponible :

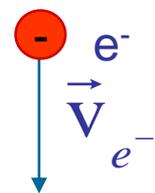
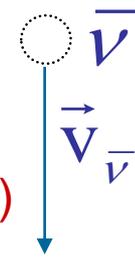
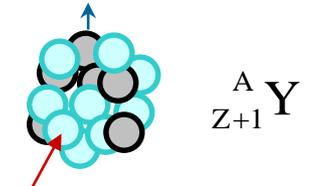
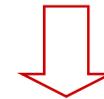
$$E_d = M(X).c^2 - [M(Y) + M(e^-)].c^2$$

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

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

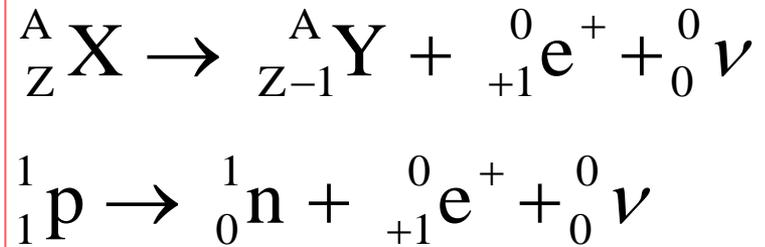
- Applications : **Radiothérapie métabolique par l'e⁻**

- Traitement antalgique des métastases osseuses (${}^{153}_{62} \text{Sm}, {}^{89}_{38} \text{Sr}$)
- Hyperthyroïdies (${}^{131}_{53} \text{I}$)
- Cancers thyroïdiens



RADIOACTIVITE BETA PLUS

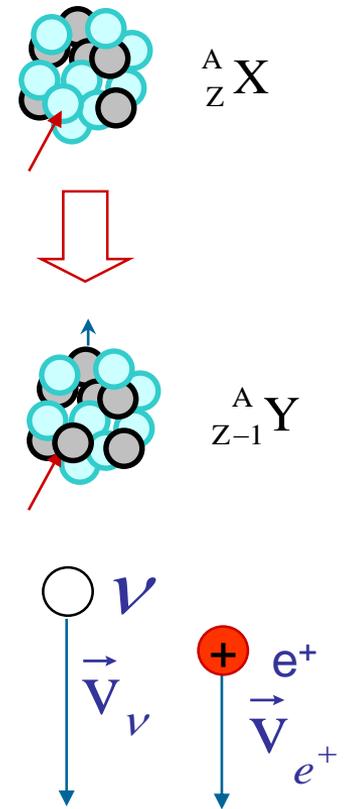
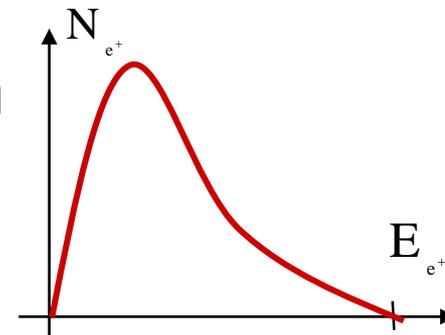
- Emission d'un **positon** et d'un **neutrino** par un noyau riche en protons :



- Energie disponible :

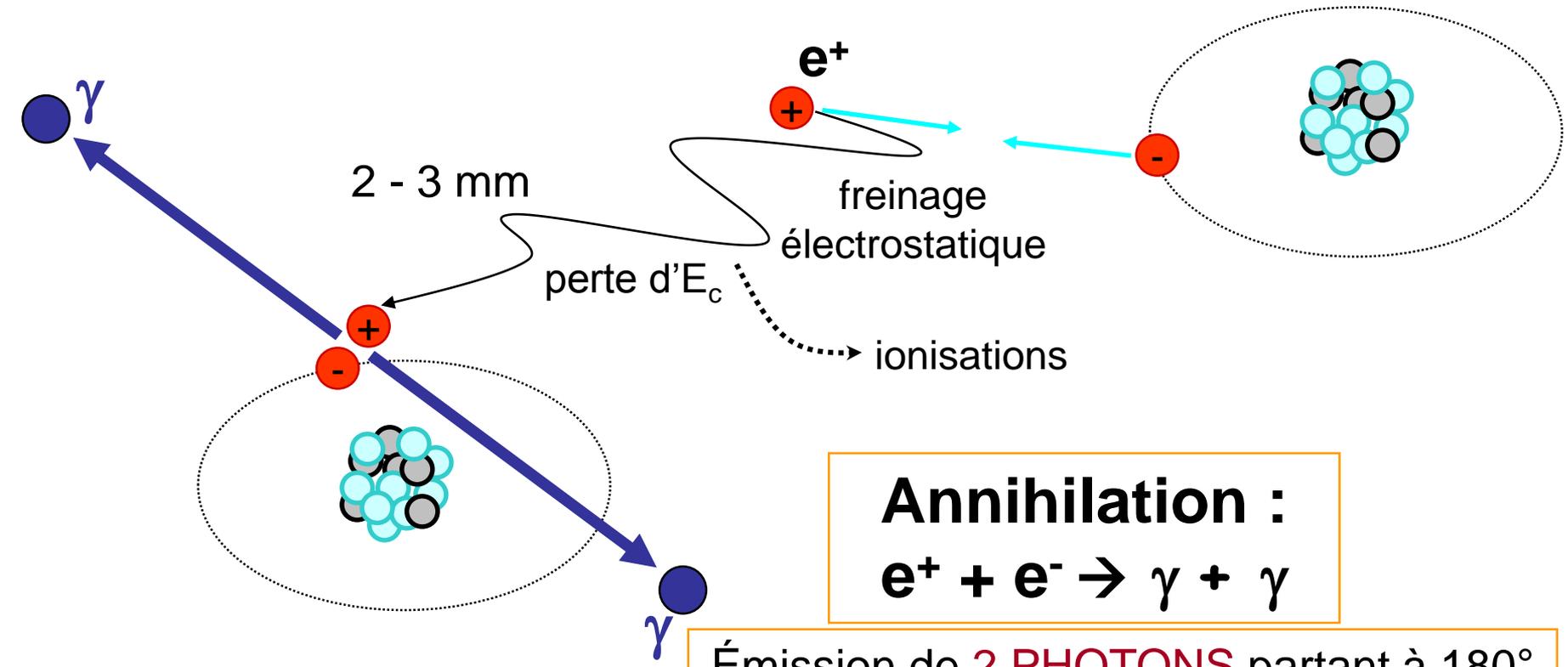
$$E_d = [M(X) - M(Y) - m_e]c^2 = [\mathcal{M}(X) - \mathcal{M}(Y) - 2m_e]c^2$$

- Spectre **continu** du positon



RADIOACTIVITE BETA PLUS

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



Annihilation :

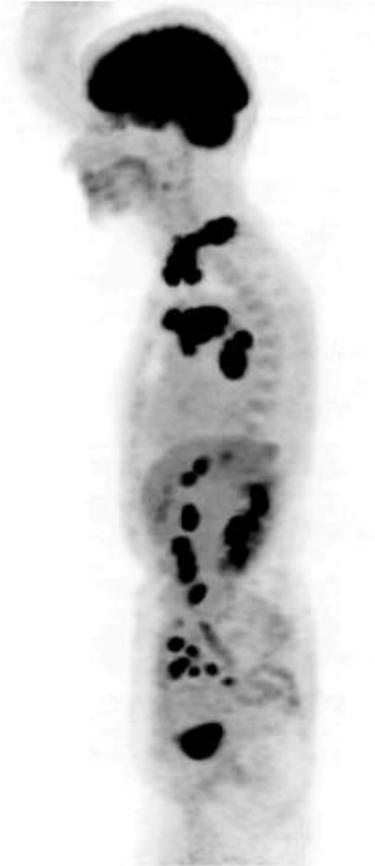
$$e^+ + e^- \rightarrow \gamma + \gamma$$

Émission de **2 PHOTONS** partant à 180°
 d'énergie $E = 511 \text{ keV} = m_e c^2$

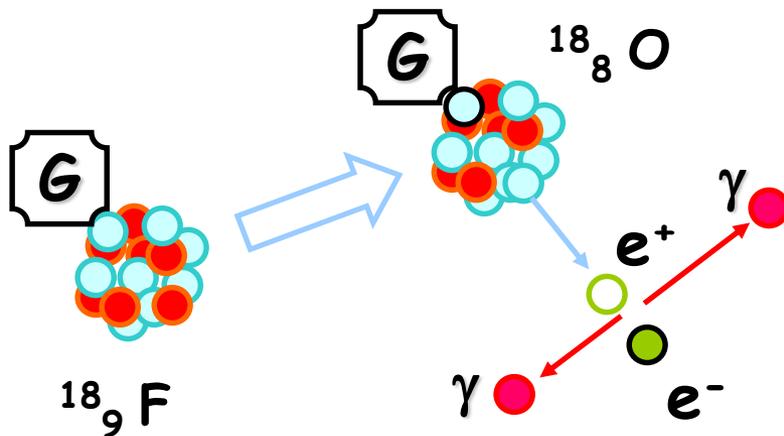


RADIOACTIVITE BETA PLUS

- Application :

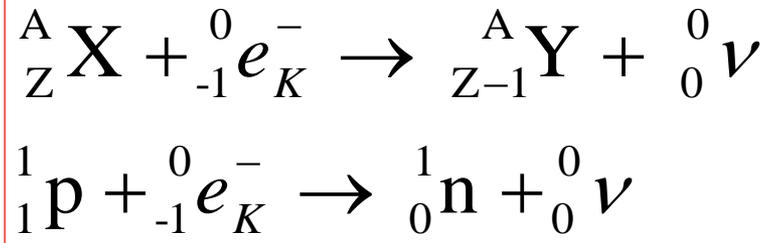


Tomographie
par
Émission de
Positons (TEP)
=
Scintigraphie
de coïncidence



CAPTURE ELECTRONIQUE

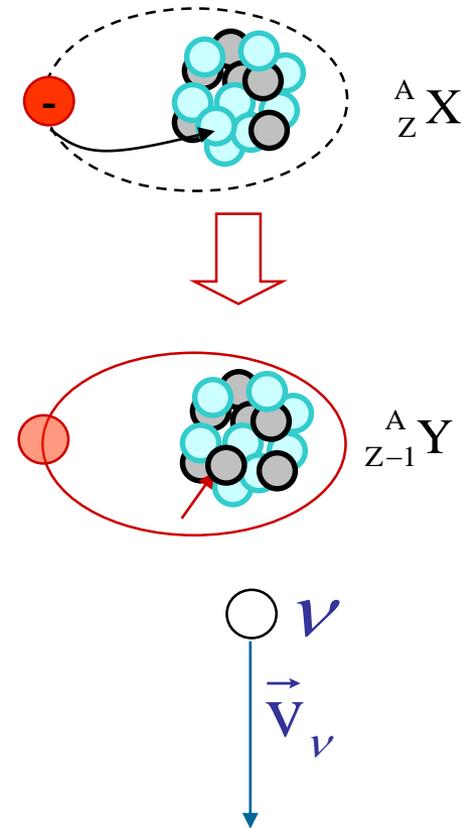
- Capture d'un électron atomique K par un noyau riche en protons :
 - En compétition avec β^+



- Energie disponible :

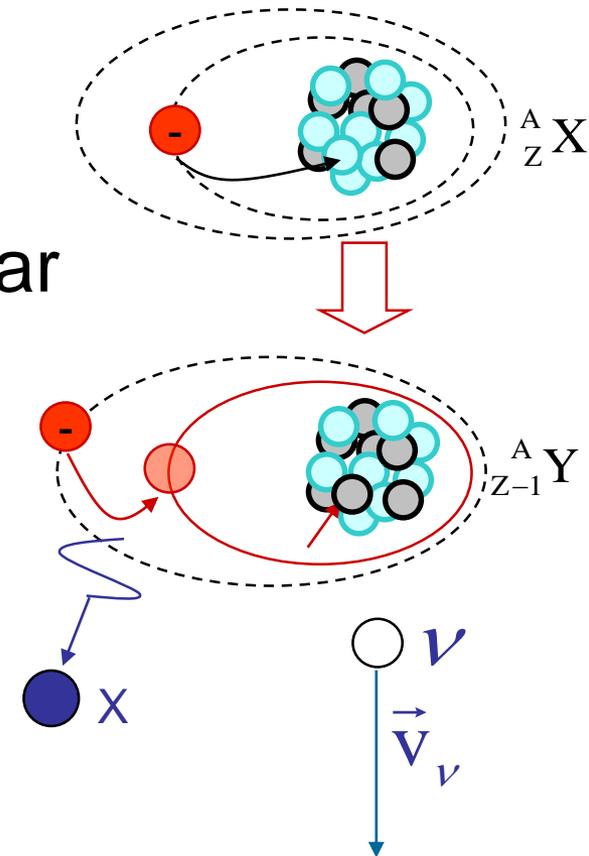
$$E_d = [M(X) + m_e - M(Y)]c^2 - E_K^i$$

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



CAPTURE ELECTRONIQUE

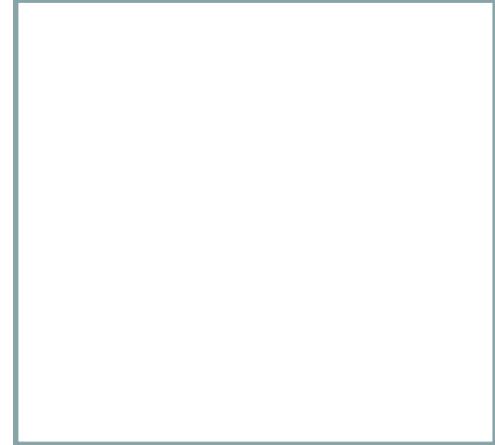
- Il s'ensuit l'émission de photons X de fluorescence caractéristiques de l'atome fils Y
- Application : dosage de protéines par Radio-Immuno-Array (RIA) via un comptage X
 - Application : comptage à 35 keV pour de l' ^{125}I fixée sur la molécule à doser.



RADIOACTIVITE PAR INTERACTION EM

Il en existe 3 modes :

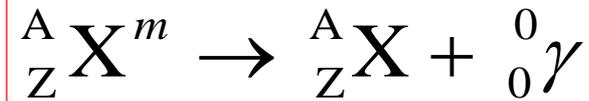
- Radioactivité gamma (γ)
- Conversion interne
- Création de paires



RADIOACTIVITE GAMMA (Villard 1900)



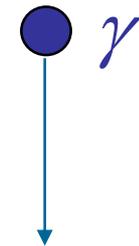
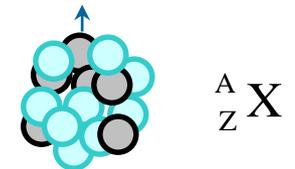
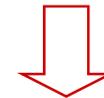
- Emission d'un **photon** :



- Energie disponible :

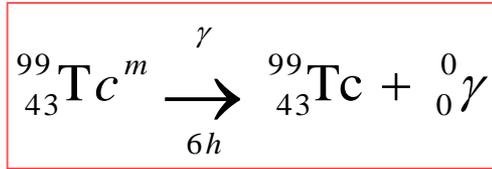
$$E_d \approx E_\gamma = hf = \frac{hc}{\lambda} = [M({}^A_Z X^m) - M({}^A_Z X)]c^2$$

- Spectre **de raies**

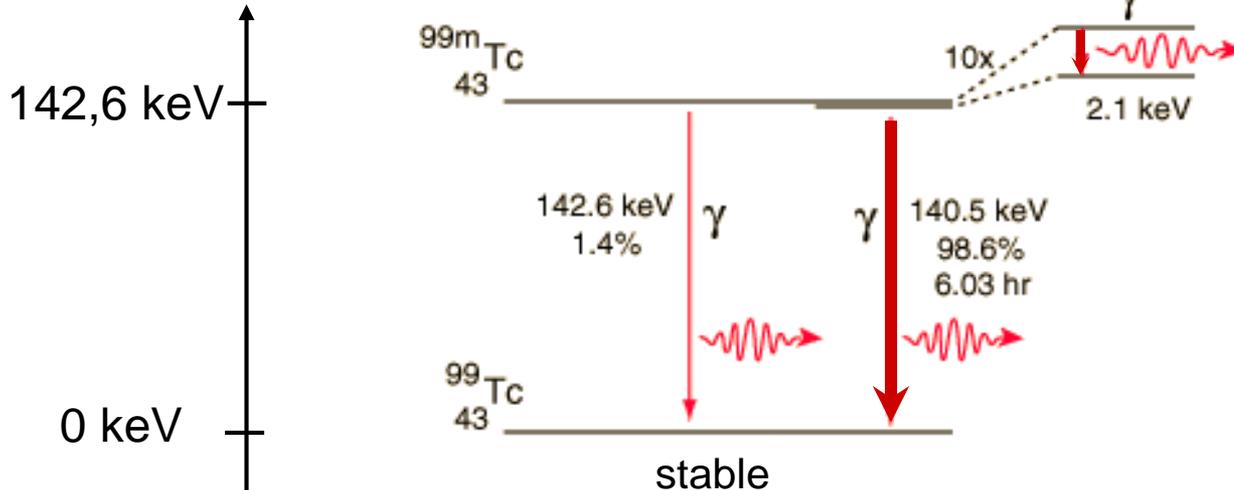
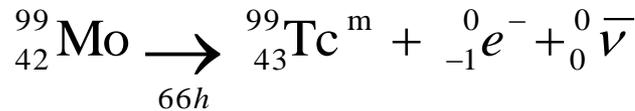


RADIOACTIVITE GAMMA

- Applications : le technétium 99m



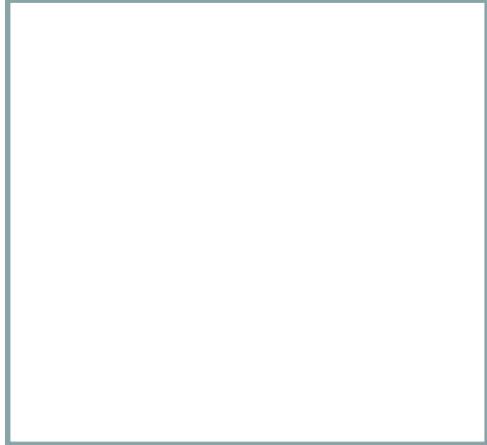
– source :



Scintigraphie
d'émission
mono-
photonique :

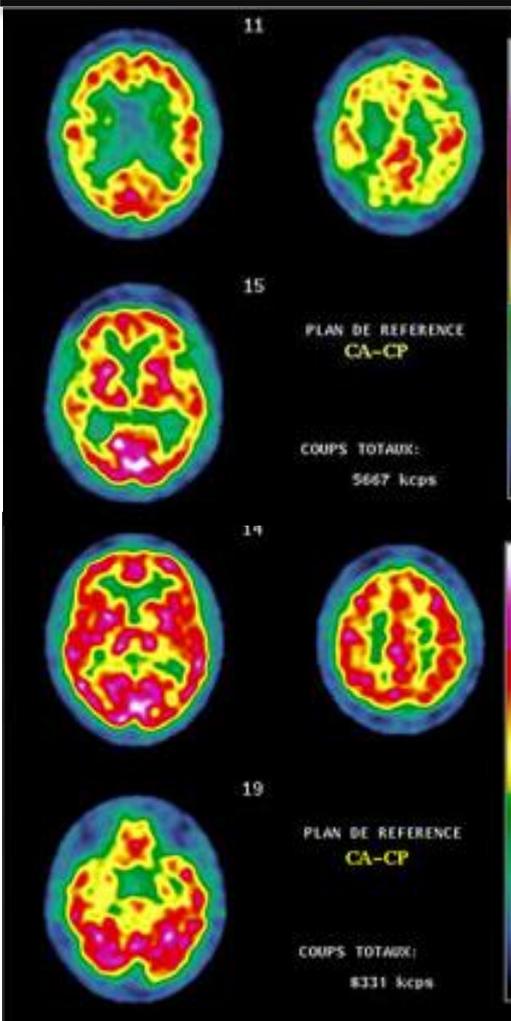
Single
Photon
Emission
Computed
Tomography

RADIOACTIVITE GAMMA



- Principaux isotopes utilisés en scintigraphie :
 - Énergies du γ : 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 0 100

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

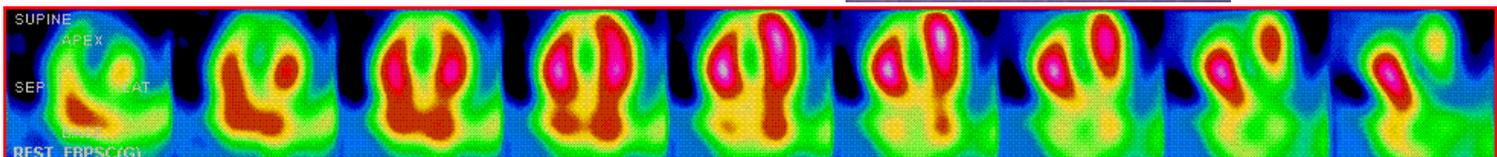
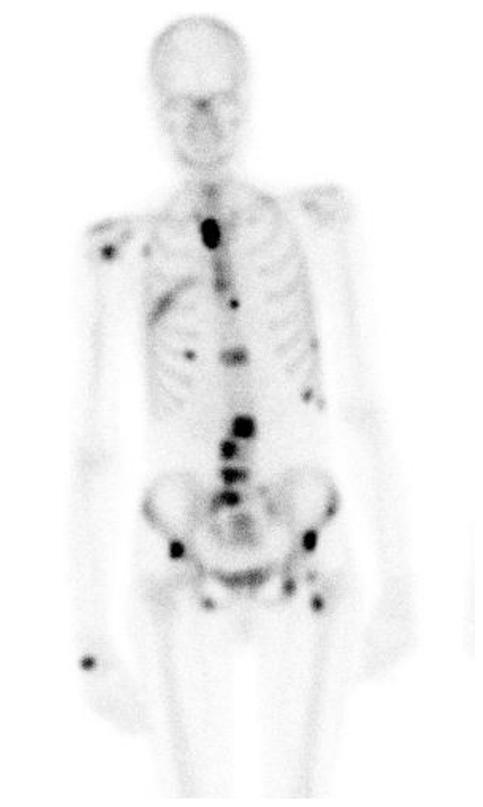
Label Contours Blur ED Cine Spin Inner Outer Both Interval 1 Rate 20 Zoom 6

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%

Volume (ml) / Interval

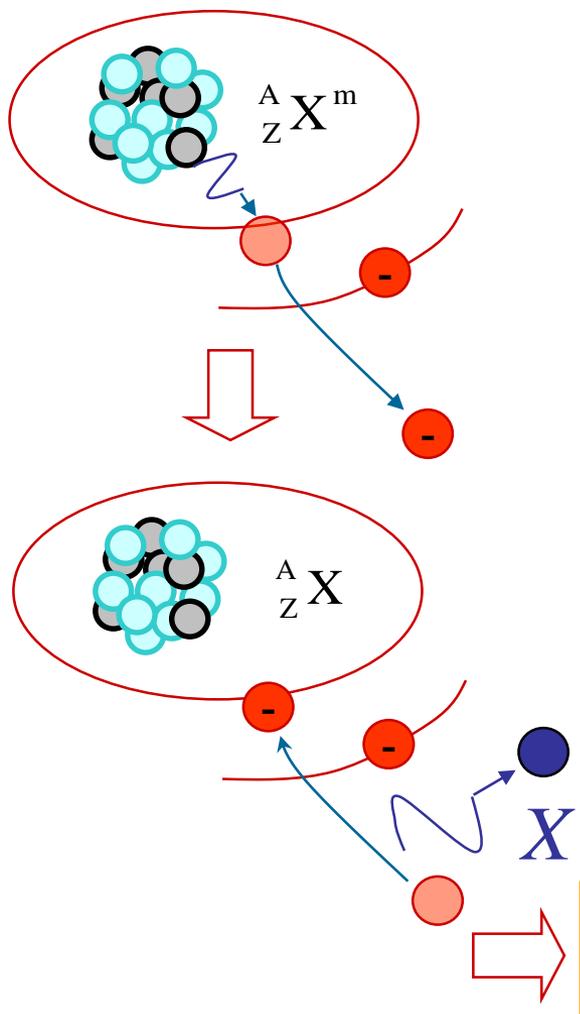
ED ES Perfusion (%) Regional EF (%) Motion (mm) Thickening (%)

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

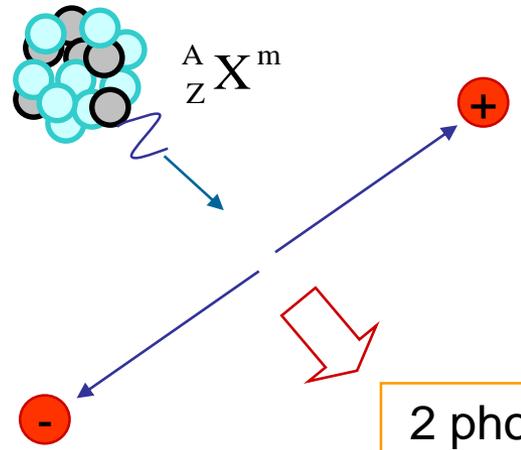


AUTRES RADIOACTIVITES PAR INTERACTION EM

- Conversion interne



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



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

spectre de raies de
fluorescence X

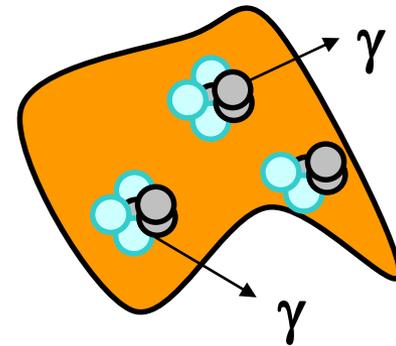
OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 8

Pour chaque réaction radioactive :

- **Savoir définir et caractériser**
 - La transformation nucléaire (équation de réaction)
 - Le type (α, β, γ) 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
- **λ** = proba. qu'un isotope se désintègre/sec
 $\lambda = (-dN/N)/dt$, soit en moyenne $dN = -\lambda \cdot N \cdot dt$
- **$P(C_{\Delta t} = n)$** : probabilité de mesurer n désintégrations dans un intervalle de temps Δt
- Le phénomène de désintégration est aléatoire
 - **sans mémoire** : désintégrations indépendantes
 - **stationnaire** : proba(désintégration entre t et t+ Δt) ne dépend que de Δt , et pas de t.
 - **rare** $\lambda \ll 1$



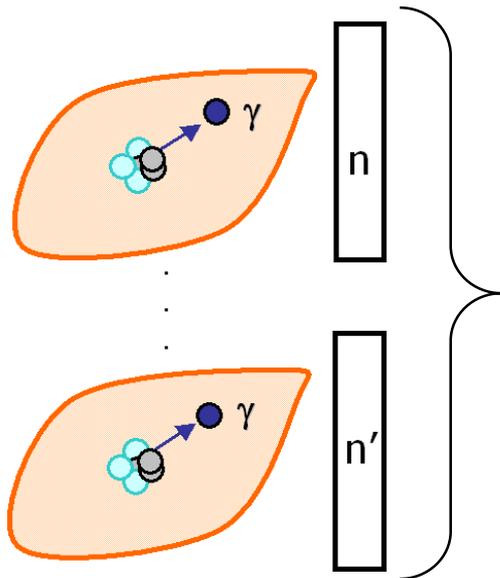
n photons γ

LOI DE DECROISSANCE RADIOACTIVE

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



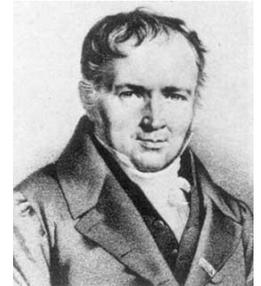
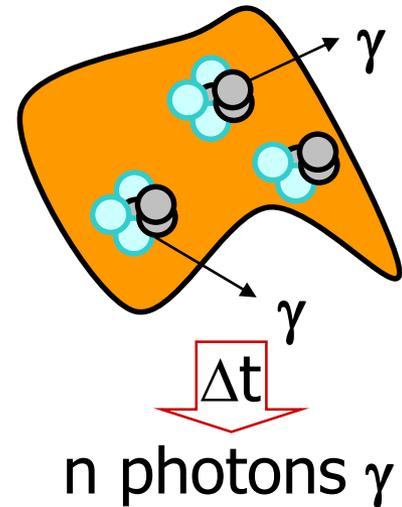
Processus **POISSONNIEN**



$\bar{C} = \lambda \cdot N \cdot \Delta t$
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
1781-1842



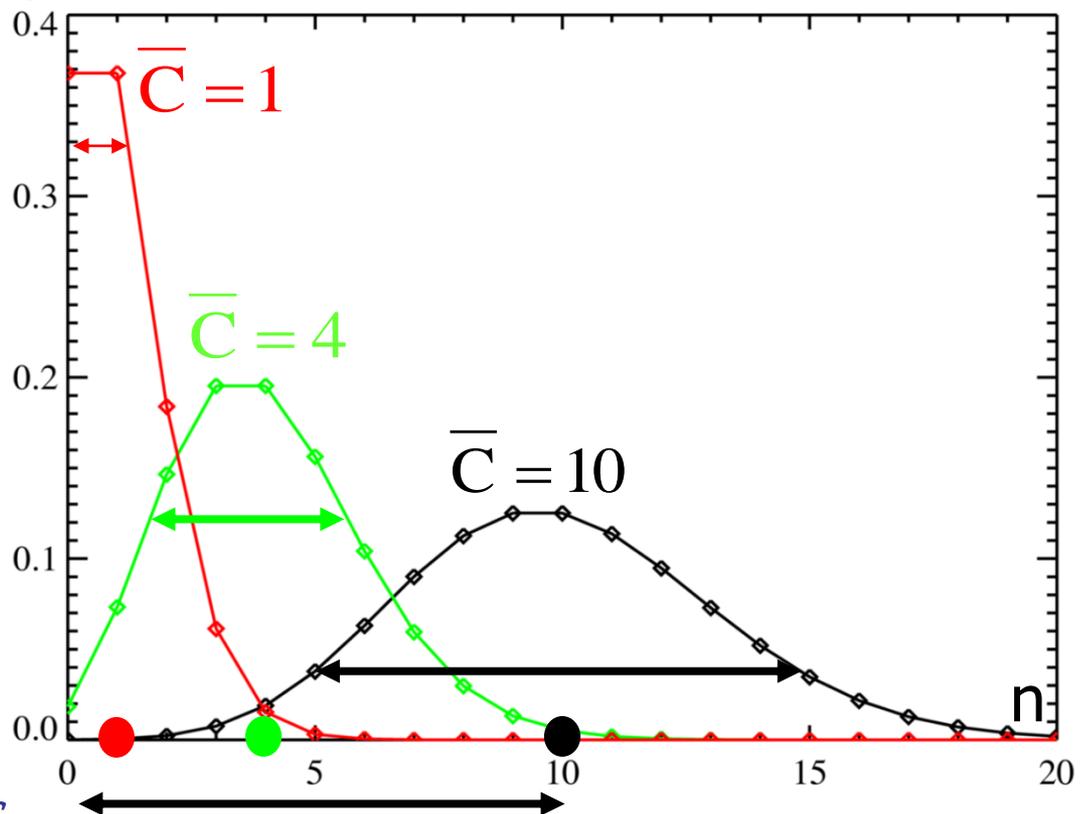
LOI DE DECROISSANCE RADIOACTIVE

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



Processus **POISSONNIEN**

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



Propriété essentielle d'une statistique de Poisson :

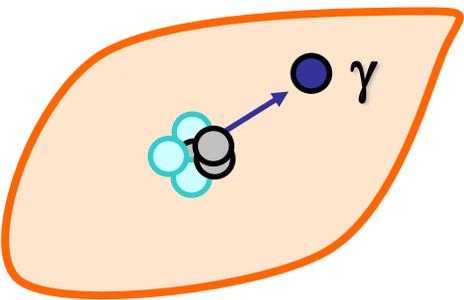
$$\bar{C} = \lambda N \Delta t = \sigma^2$$

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

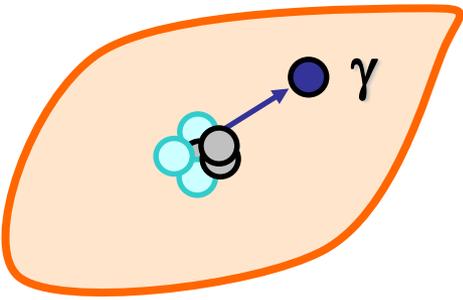
$$\frac{S}{B} = \sqrt{\bar{C}}$$



LOI DE DECROISSANCE RADIOACTIVE



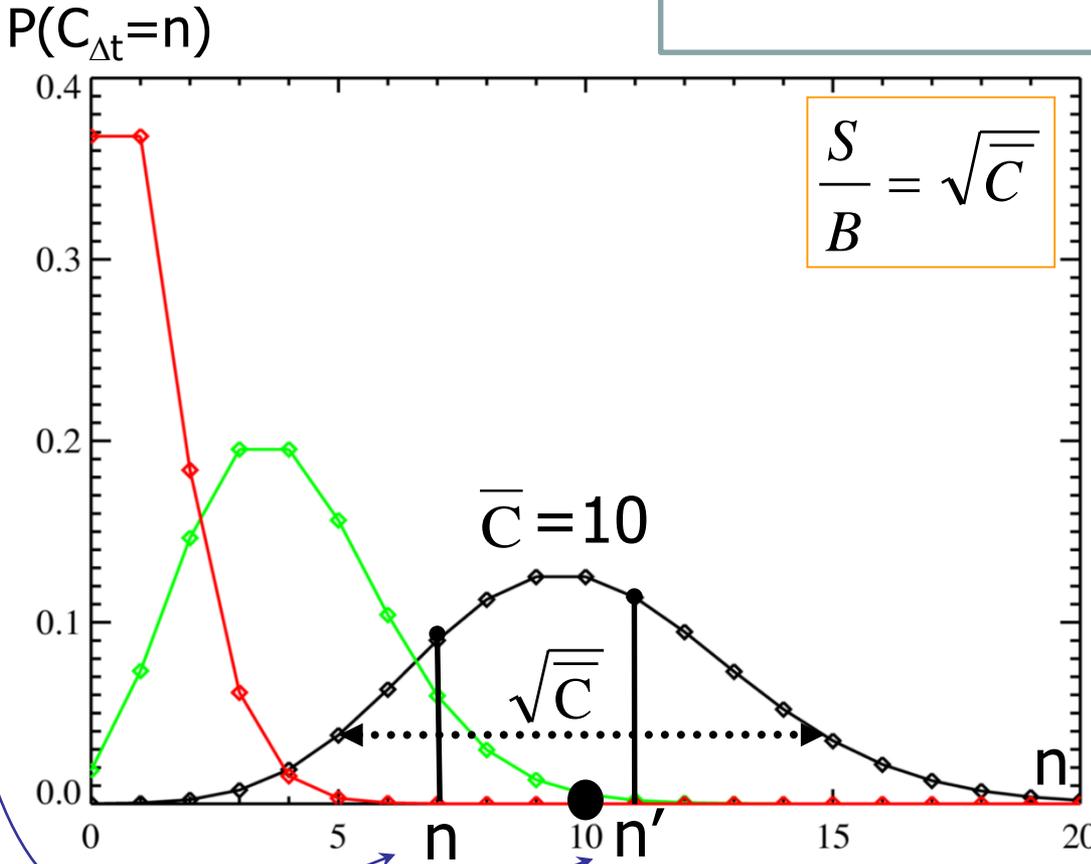
n



n'

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

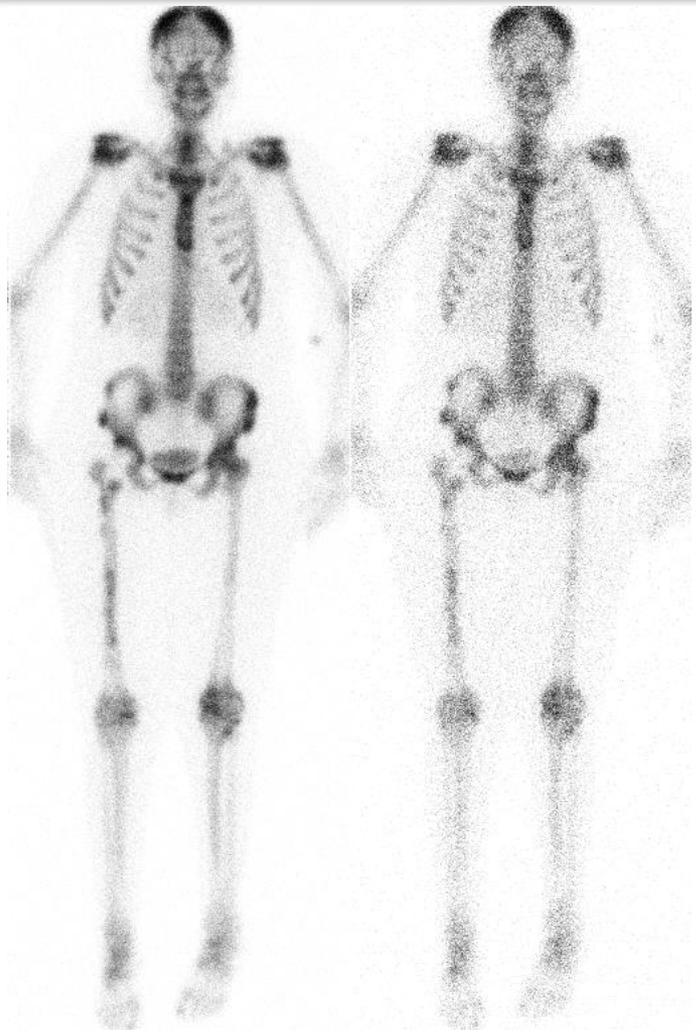
$$p = 68,3\%$$



« 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
- λ = proba. qu'un isotope se désintègre/sec

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

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

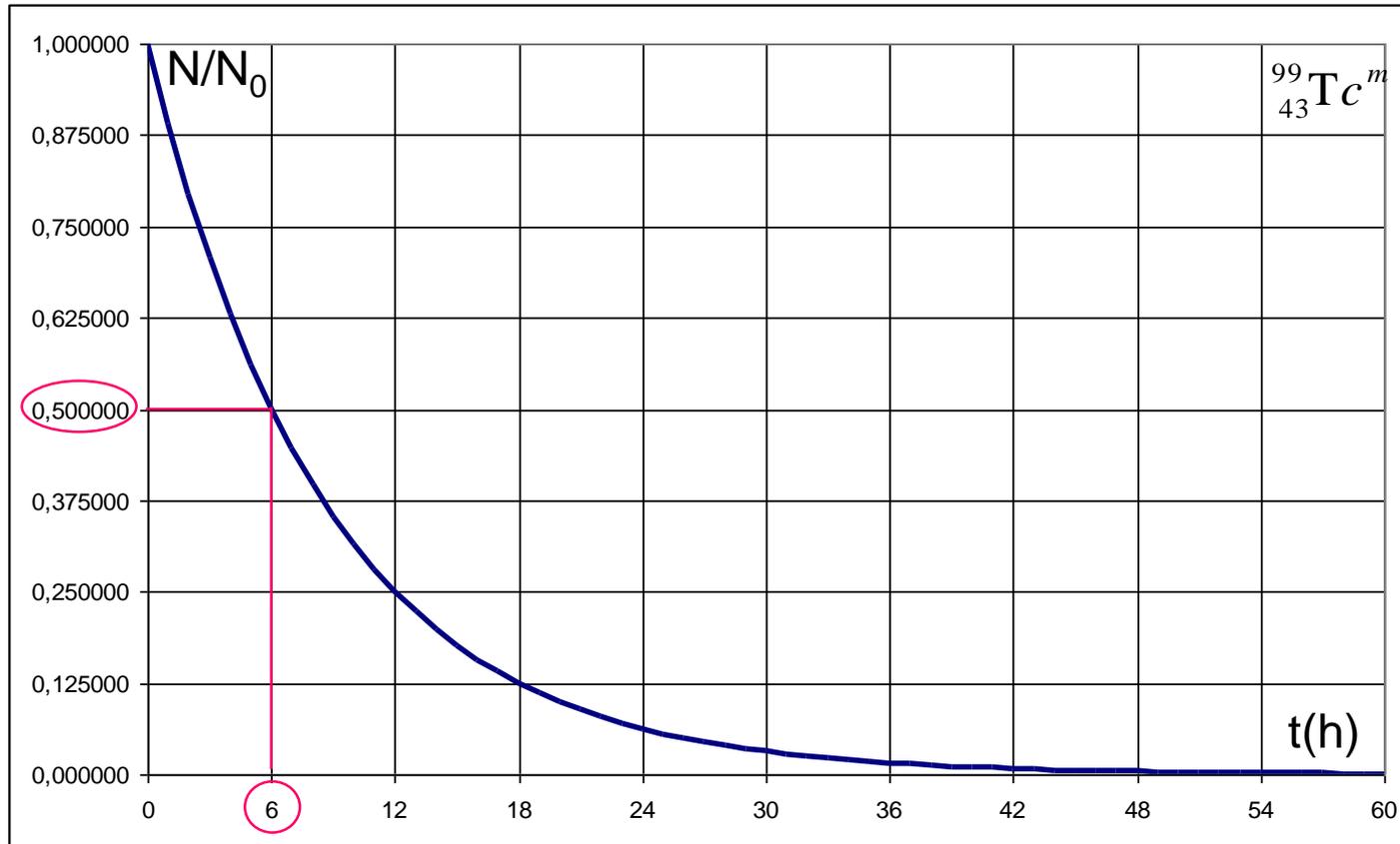
en intégrant : $\ln N = -\lambda.t + K$

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

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

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

LOI DE DECROISSANCE RADIOACTIVE



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

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

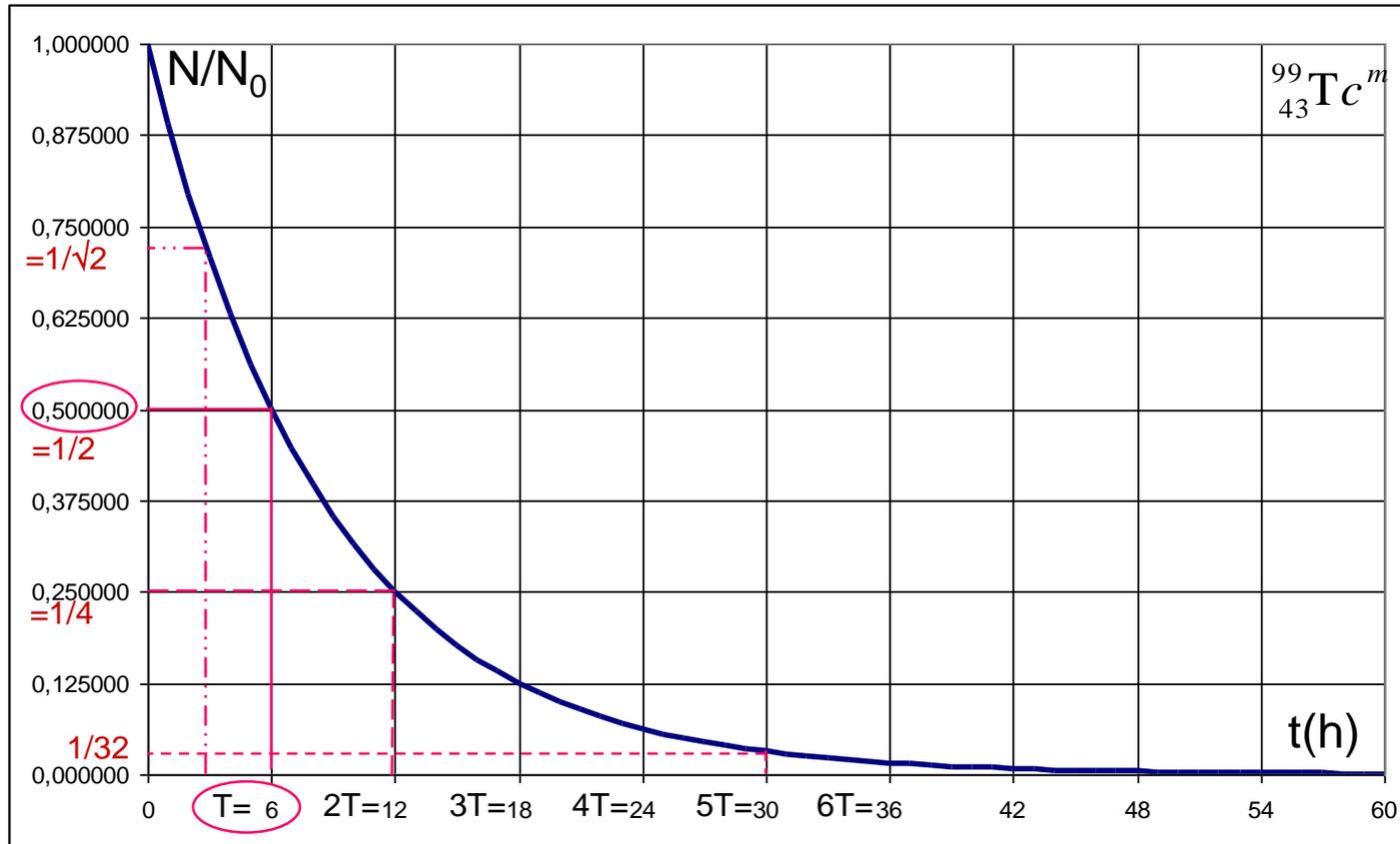
$$N(t) = N_0 e^{-\lambda \cdot t}$$

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

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

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

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 τ d'un isotope avant désintégration:

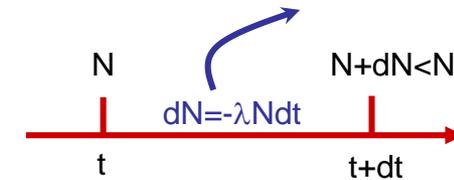
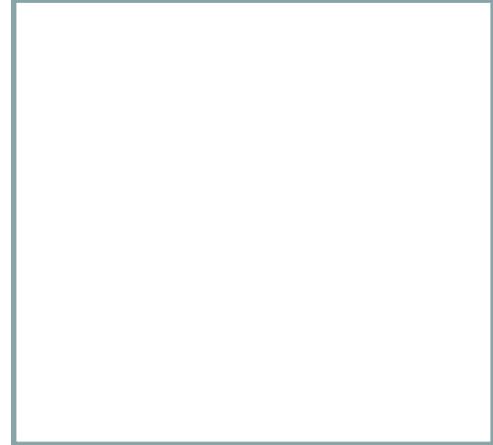
$$\tau = \frac{1}{N_0} \int_{t=0}^{\infty} t \cdot dN = \frac{1}{N_0} \int_{t=0}^{\infty} t \cdot \lambda N dt = \frac{1}{N_0} \int_{t=0}^{\infty} t \cdot \lambda N_0 e^{-\lambda t} dt$$

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

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



ACTIVITE

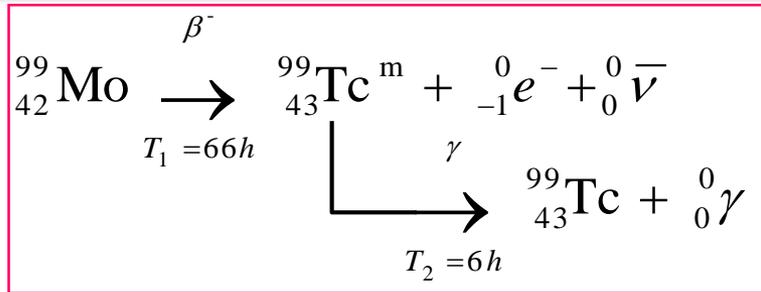
- **Activité** ^{DEF} = **nombre de désintégrations par seconde au sein d'un échantillon**
- **Unité SI: Becquerel (Bq) : 1 Bq = désintégration/sec.**
- **Autre unité: curie (Ci) : 1 mCi = 37 MBq**

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

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

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

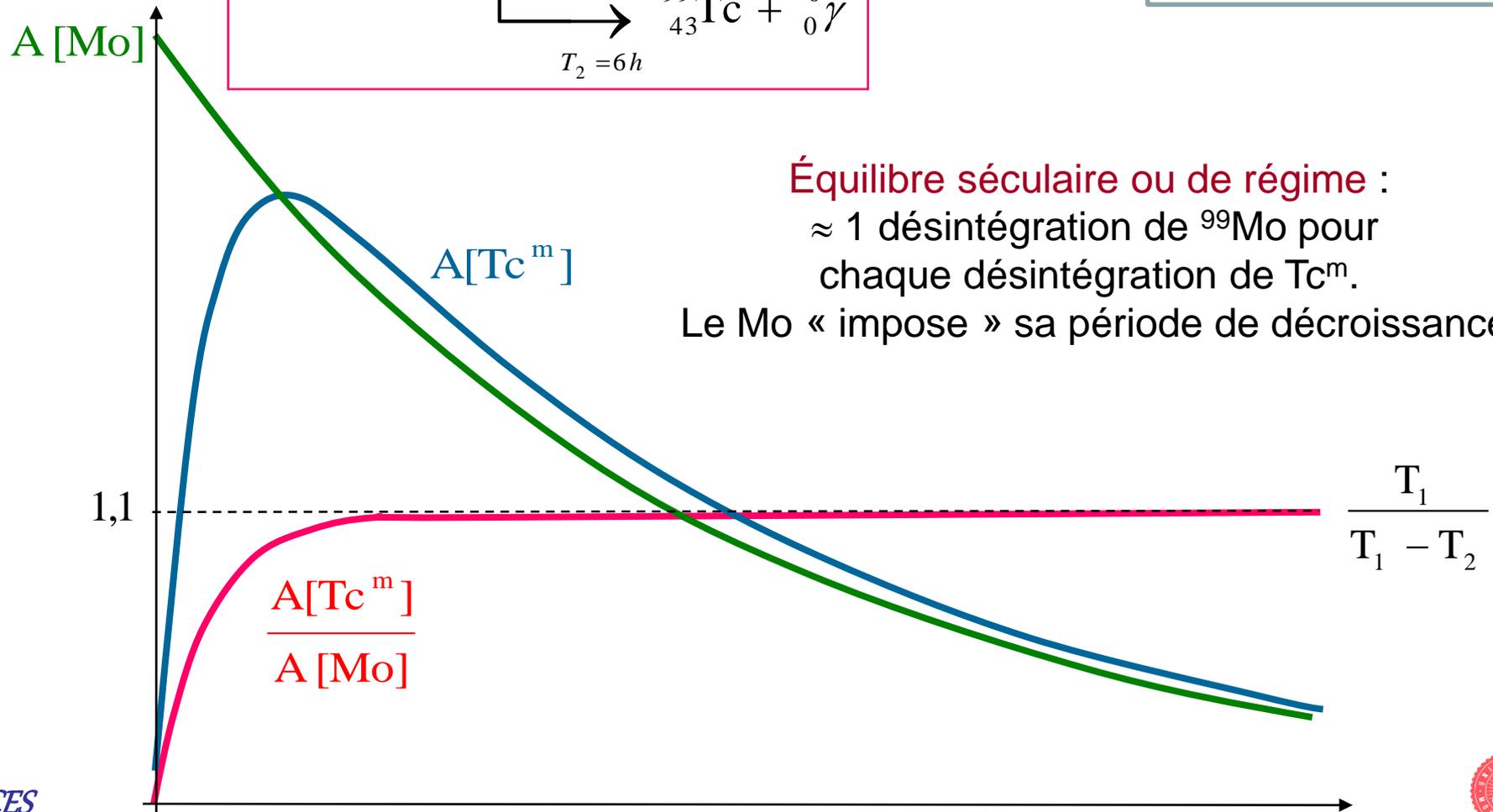
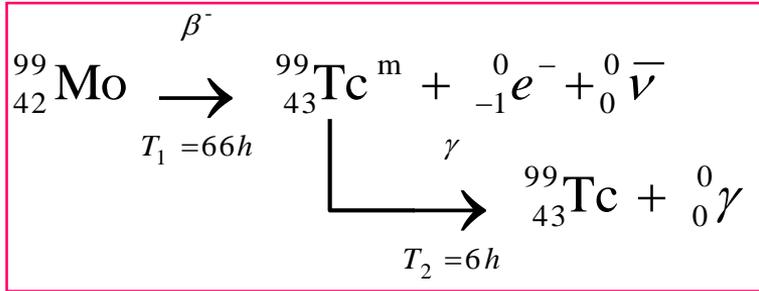
FILIATIONS RADIOACTIVES



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

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

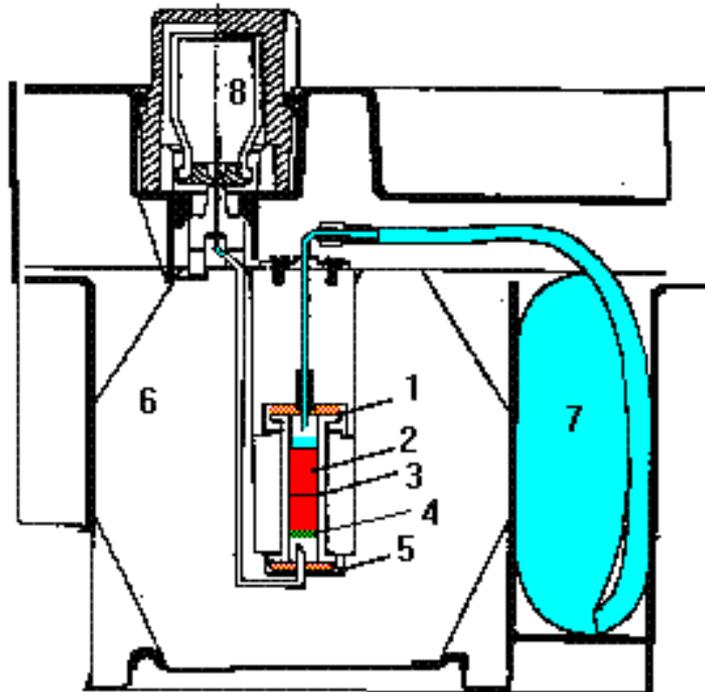
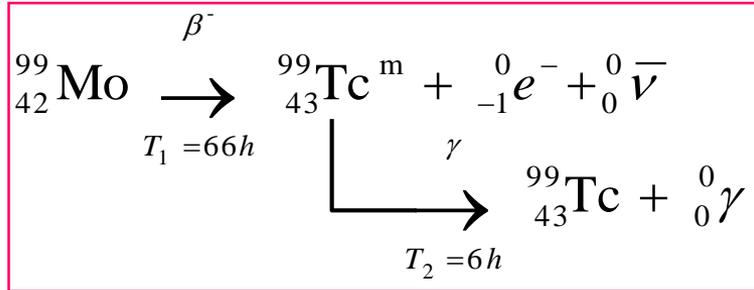
FILIATIONS RADIOACTIVES



Équilibre séculaire ou de régime :
 ≈ 1 désintégration de ${}^{99}\text{Mo}$ pour
chaque désintégration de Tc^m .
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 λ , T , τ .
- 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

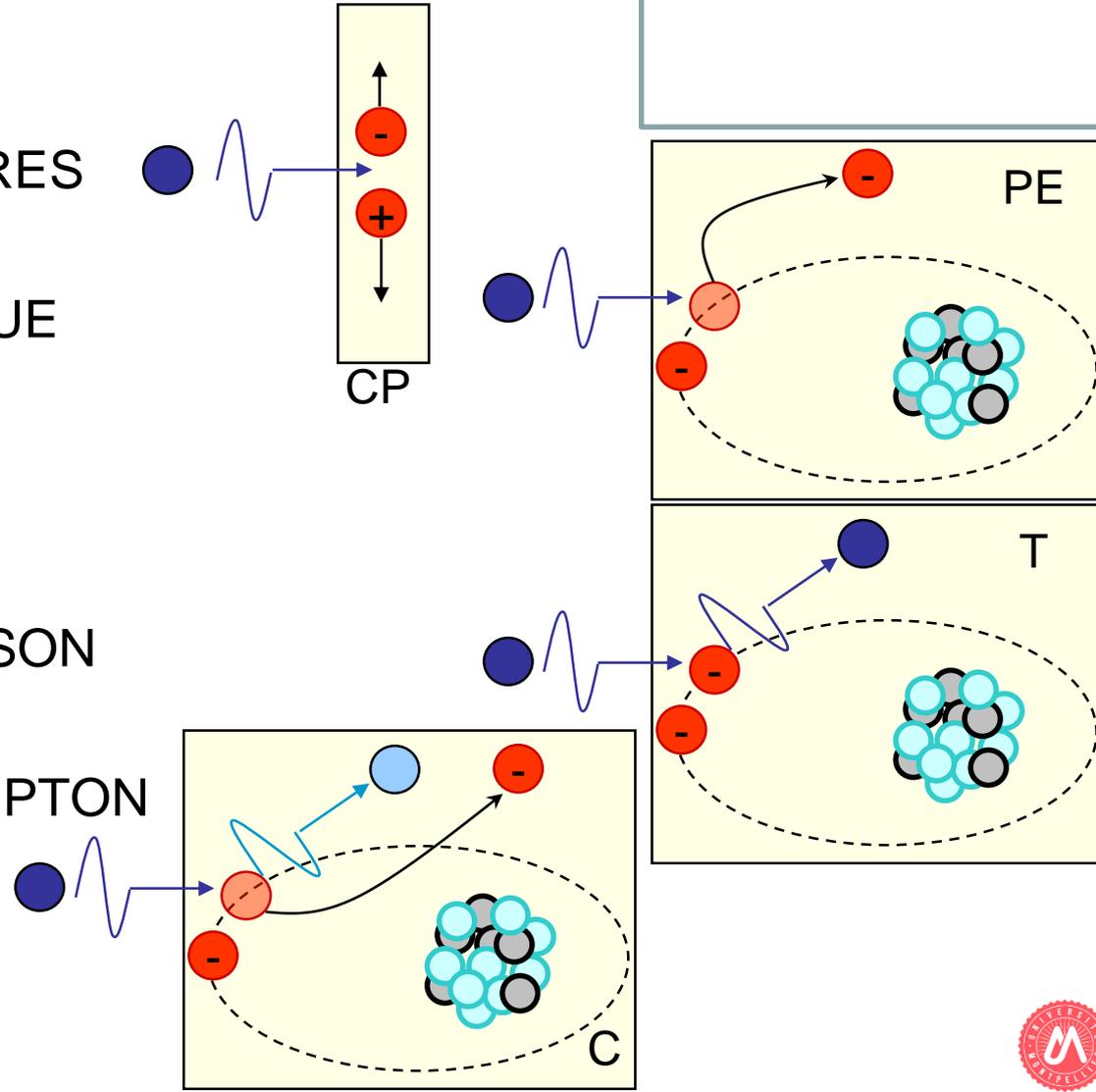
MODES D'INTERACTIONS PHOTON-MATIERE

• ABSORPTION

- CREATION DE PAIRES
- PHOTO-ELECTRIQUE

• DIFFUSION

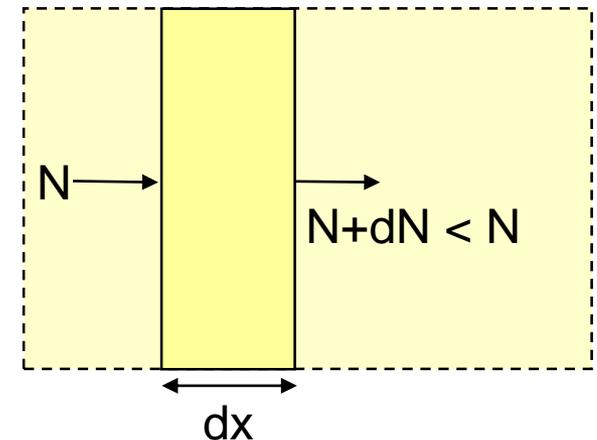
- ELASTIQUE THOMSON
- INELASTIQUE COMPTON



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 μ** comme la probabilité d'interaction avec la matière par unité de longueur traversée

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



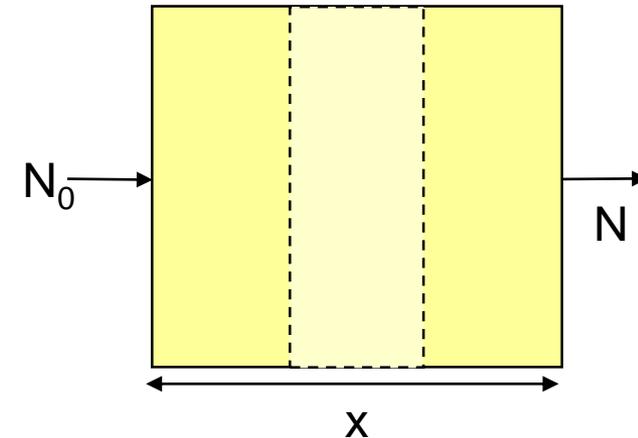
ATTENUATION DES PHOTONS

- 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 traversés 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

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

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

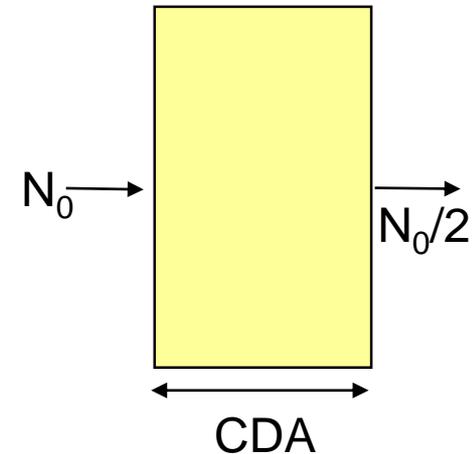
$$N(x) = N_0 e^{-\mu x} = N_0 e^{-\frac{\ln 2}{\text{CDA}} x} \Rightarrow N(x) = N_0 \cdot 2^{-\frac{x}{\text{CDA}}}$$

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

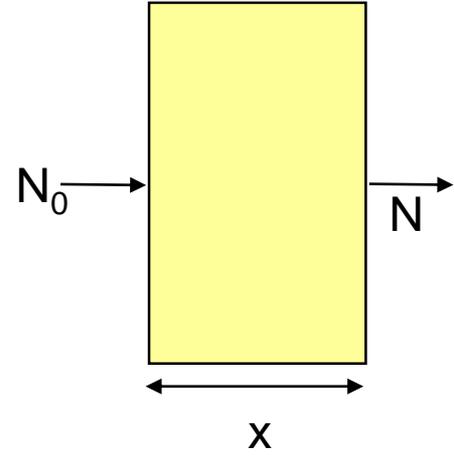
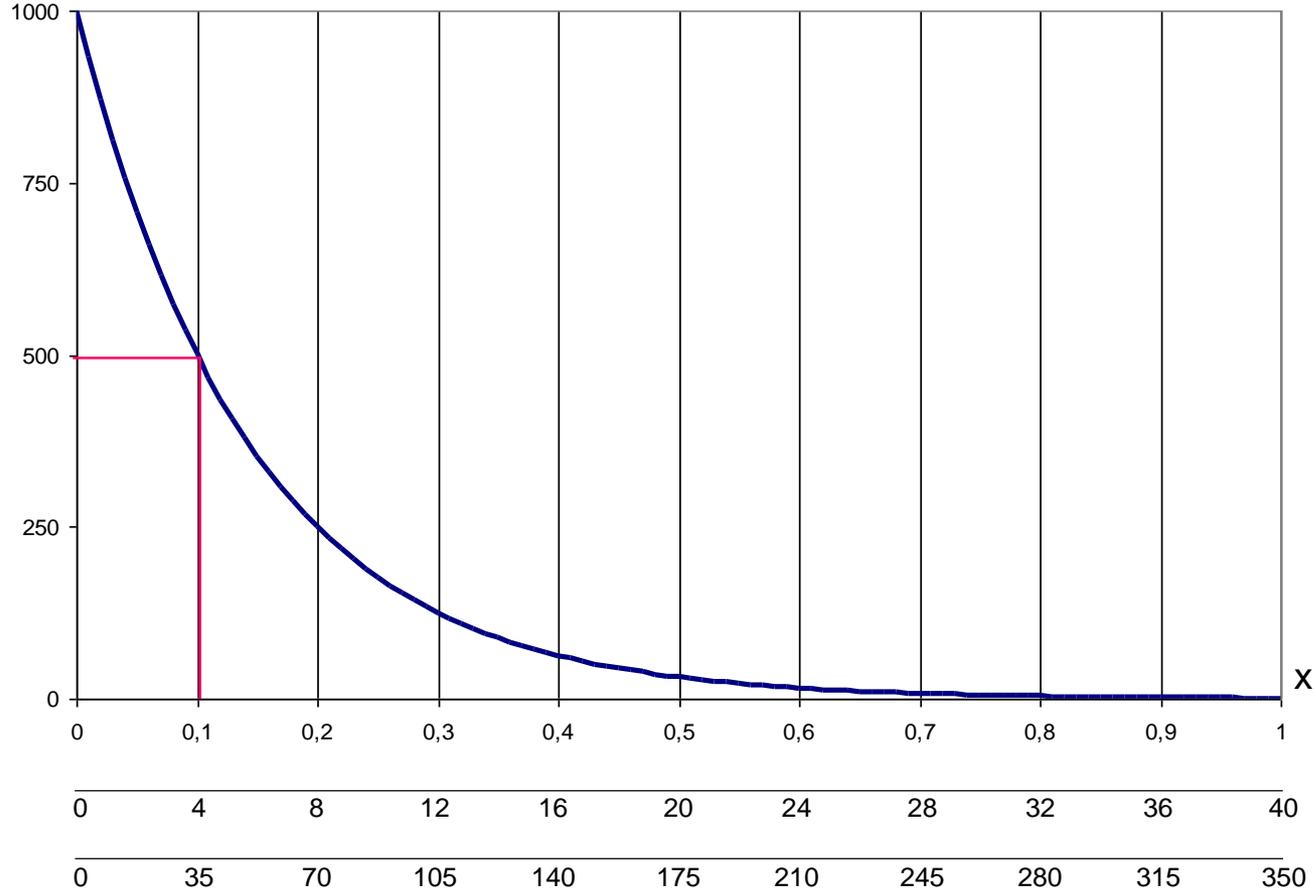
Libre parcours moyen

$$\text{LPM} = \frac{1}{\mu}$$

distance moyenne parcourue avant interaction



ATTENUATION DES PHOTONS

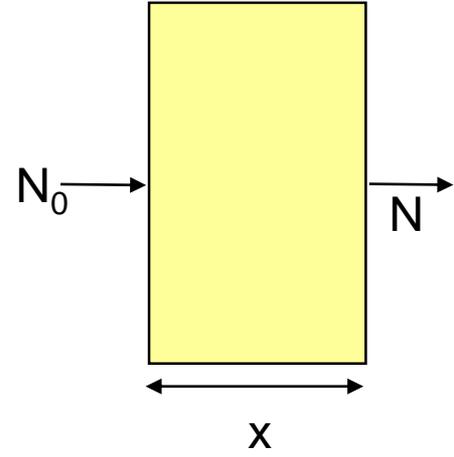
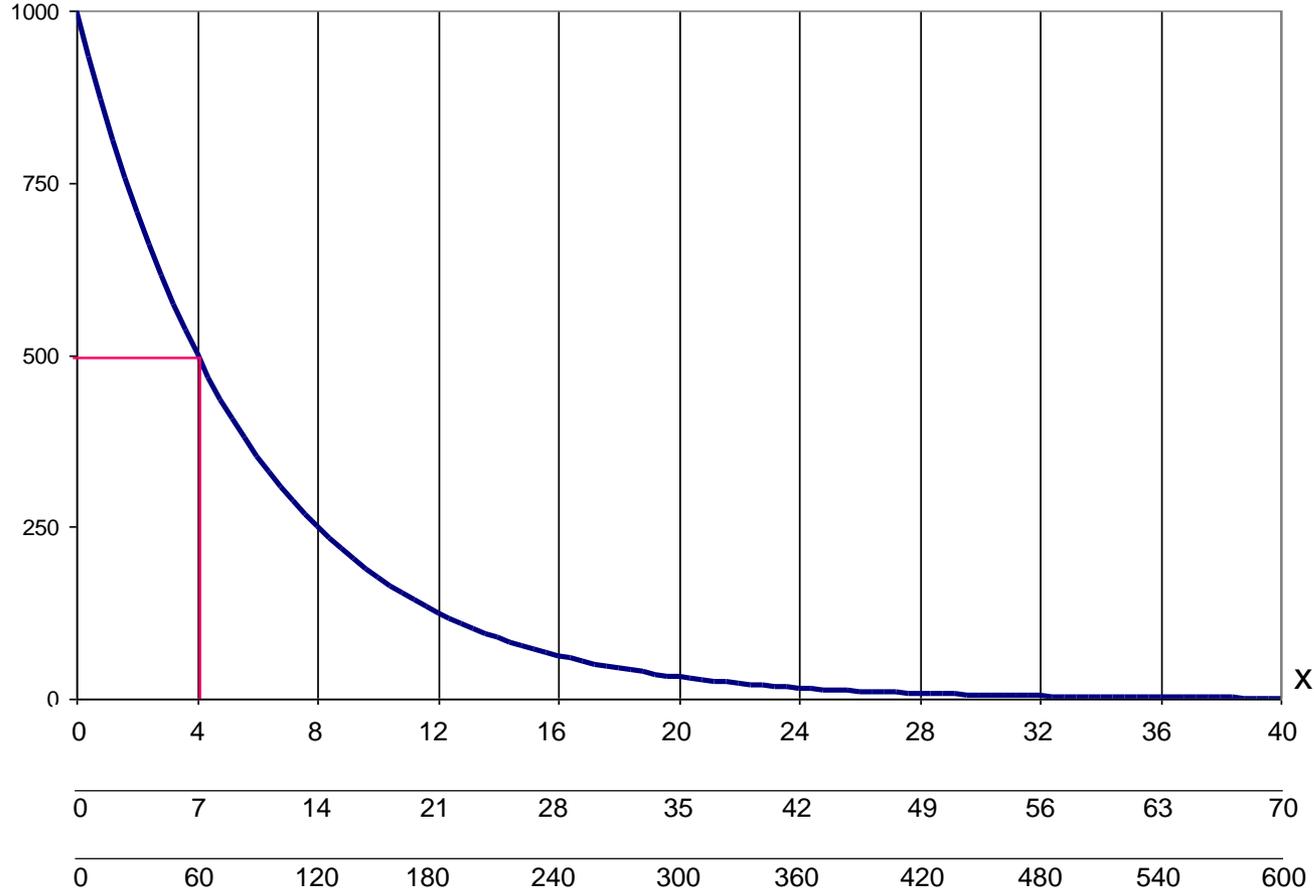


mm de plomb
cm d'eau
m d'air

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

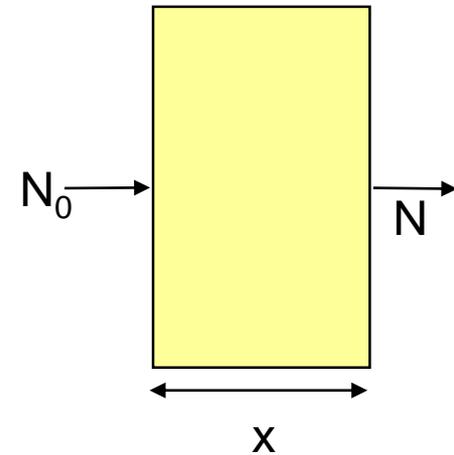
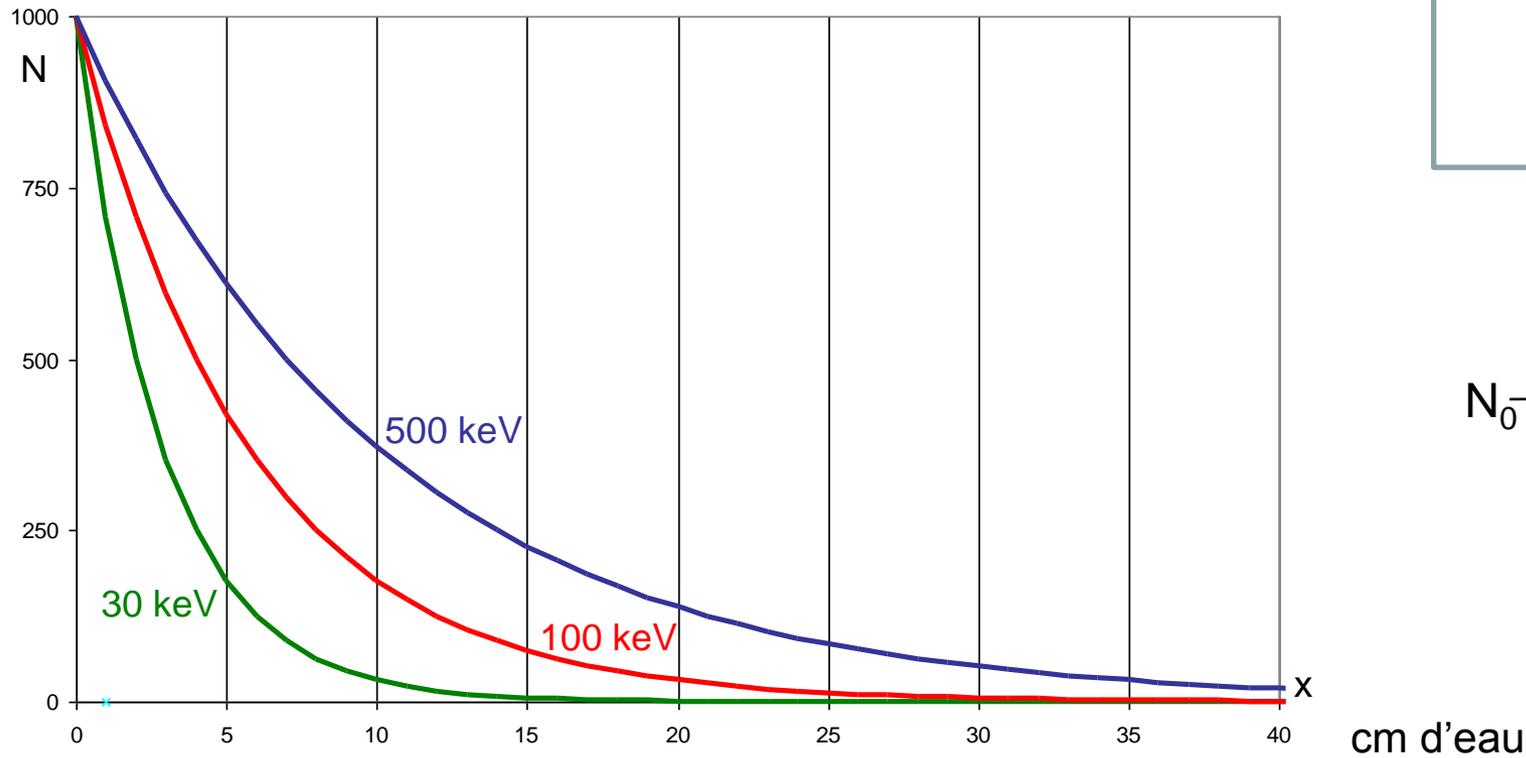


mm de plomb
cm d'eau
m d'air

Photons de 500 keV :
 dans du plomb : CDA = 4 cm
 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

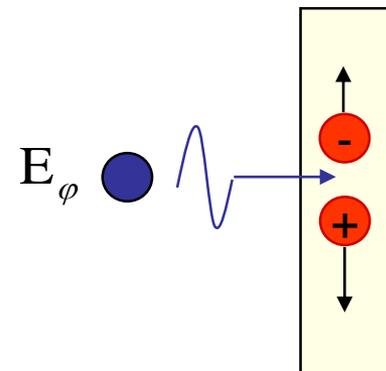
- Matérialisation d'un photon en une paire particule/antiparticule de nature électronique (électron et positon)

- 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

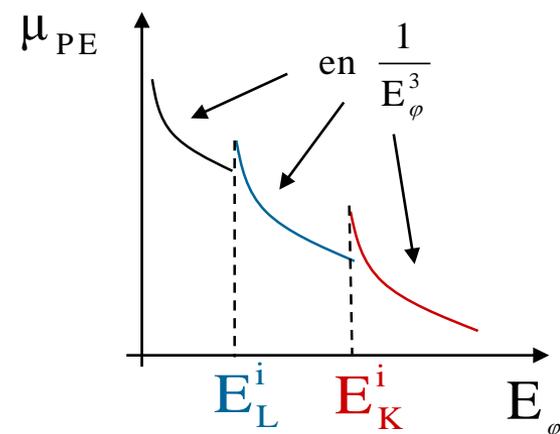
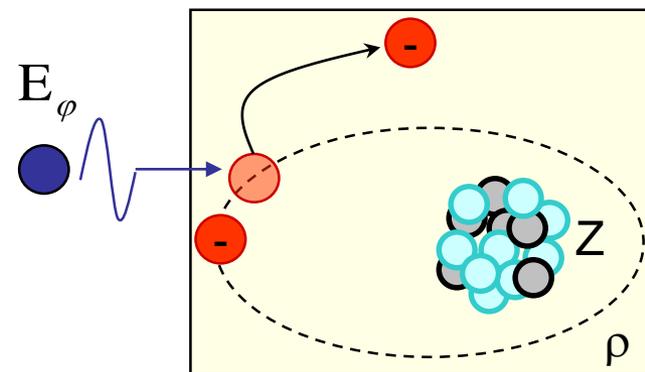
- Loi de Bragg et Pierce :

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

- Prépondérant

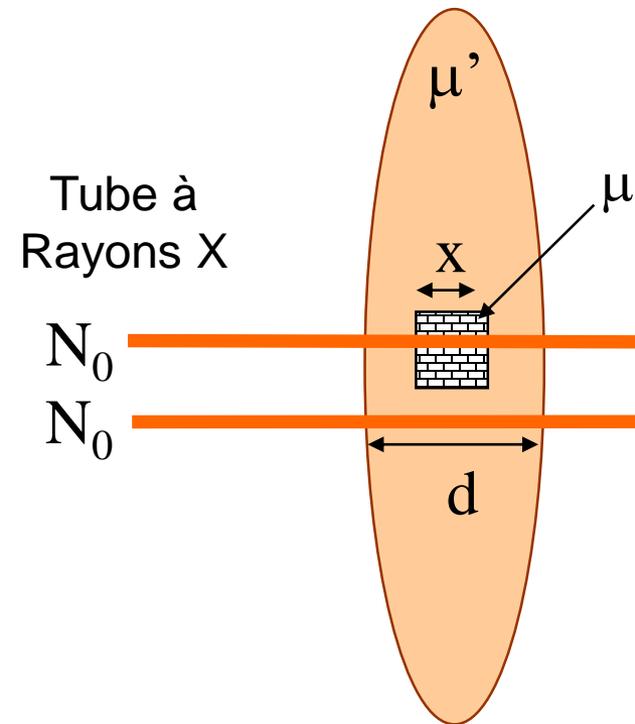
– dans les tissus biologiques si $E_\phi \approx 10 - 50 \text{ keV}$

– dans le plomb si : $E_\phi < 500 \text{ keV}$



EFFET PHOTO-ELECTRIQUE

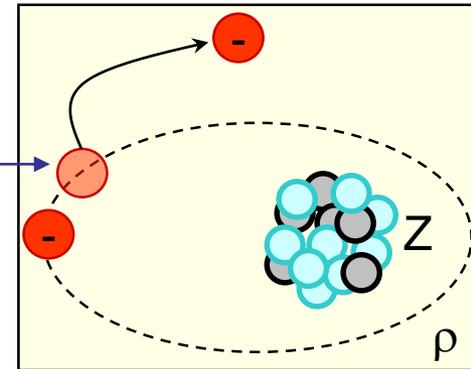
- Applications :
 - **Contraste en radiologie** : pièce osseuse de coefficient linéique d'atténuation μ au sein de tissus de coefficient μ' :



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

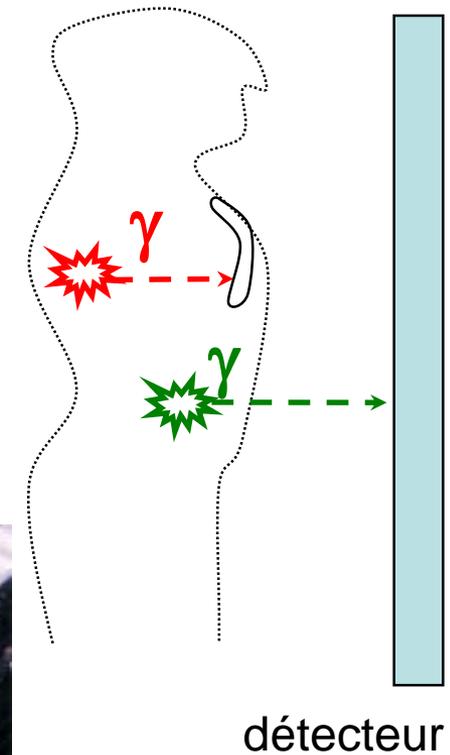
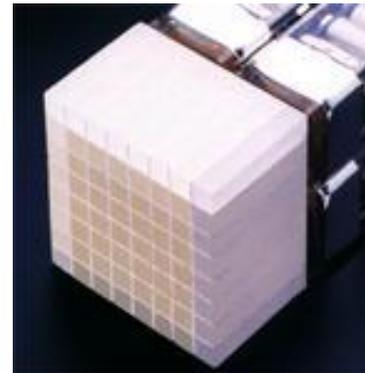
$$I_2 = I_0 e^{-\mu' \cdot d}$$

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



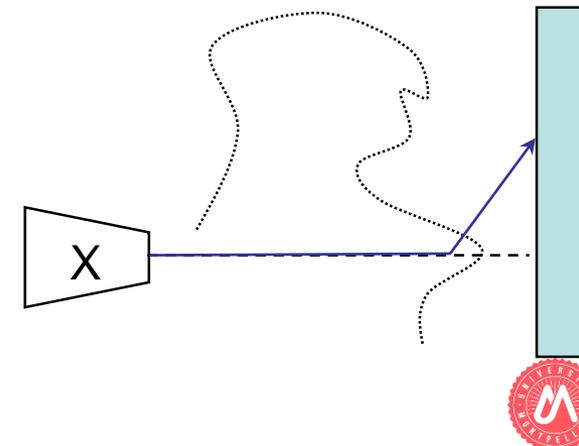
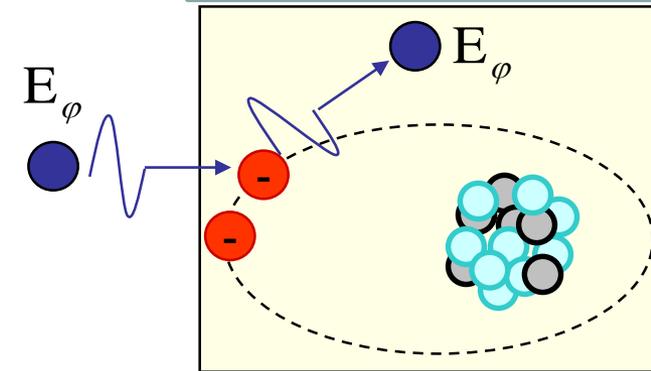
EFFET PHOTO-ELECTRIQUE

- Applications :
 - **Contraste en radiologie**
 - **Auto-atténuation en scintigraphie**
 - **Détecteurs de γ 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**



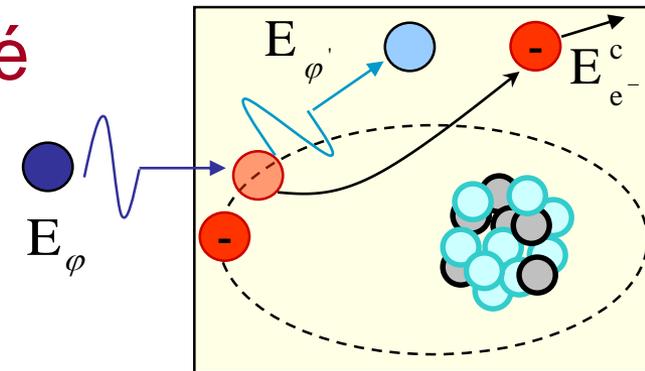
DIFFUSION INELASTIQUE COMPTON

- 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

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

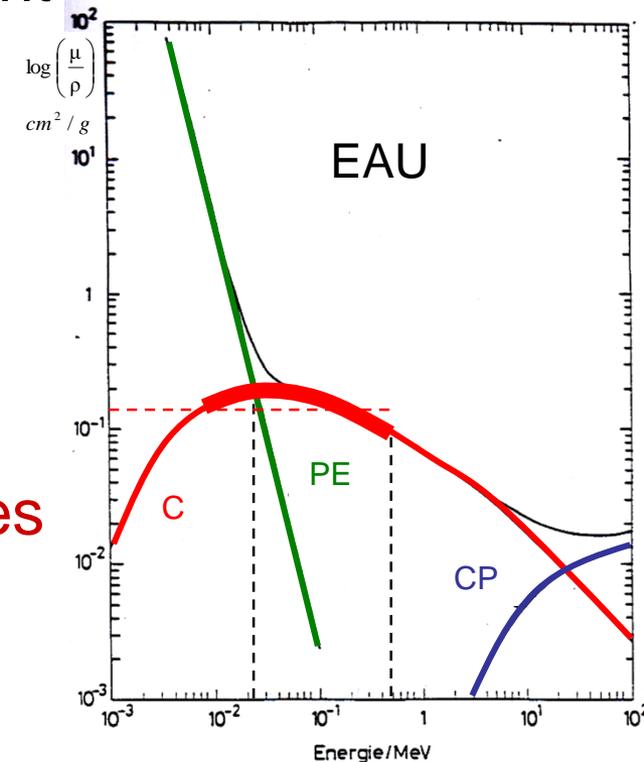


DIFFUSION INELASTIQUE COMPTON

- L'expression de μ_c est complexe (formule de Klein-Nishina)
- On considèrera que μ_c/ρ 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

non corrigé

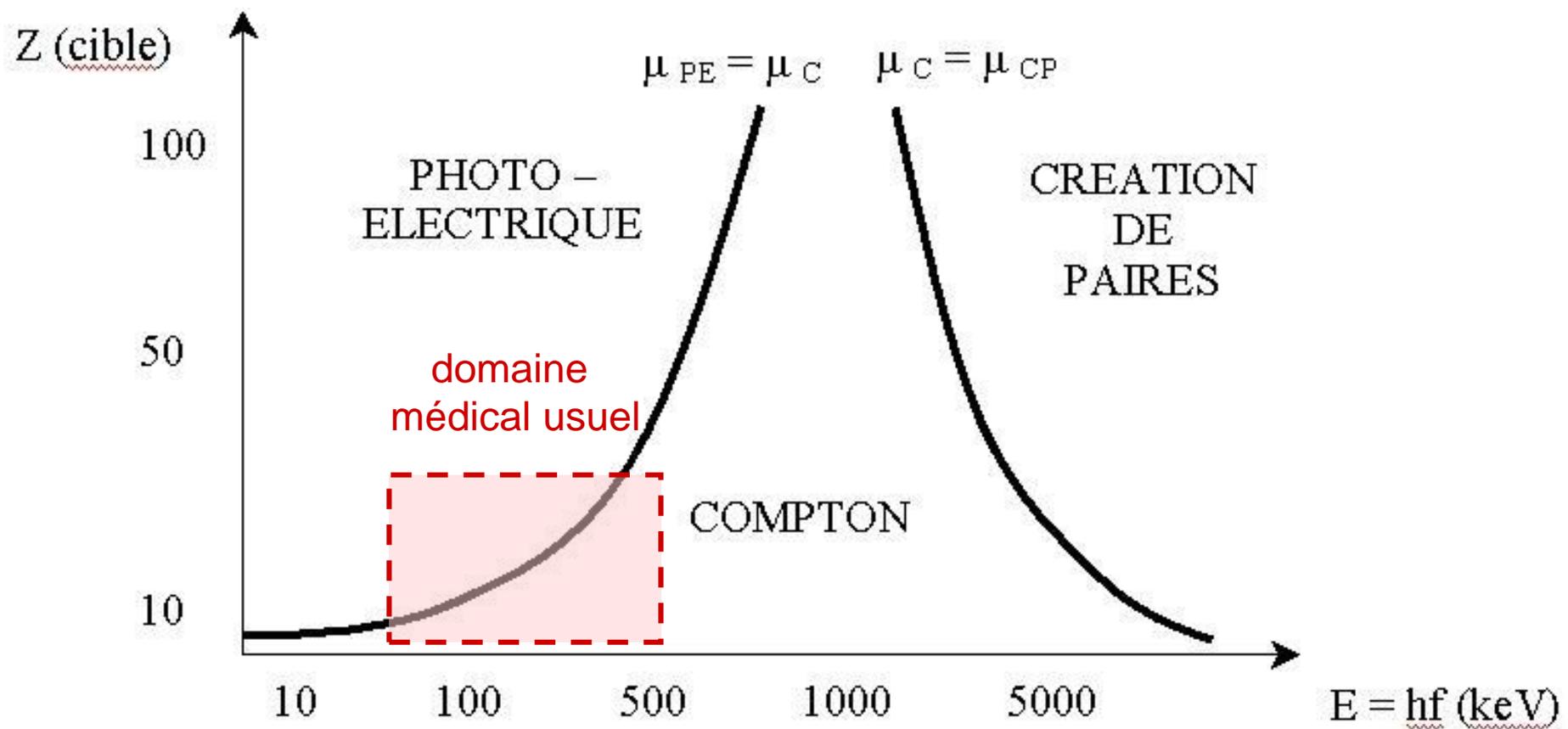


corrigé



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 μ , CDA, LPM.
- **Savoir définir, caractériser et manipuler :**
 - La loi de décroissance (μ , 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 α
- « 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

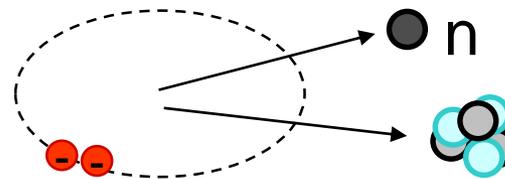
- Volume noyau \ll Volume atome
 - donc **probabilité** de choc neutron-noyau **faible**
 - ces chocs entraînent peu de perte d'énergie en général
 - donc les neutrons sont très pénétrants (Pb. Radioprotection)
- Les neutrons de faible énergie interagissent plus

INTERACTIONS NEUTRON-MATIERE

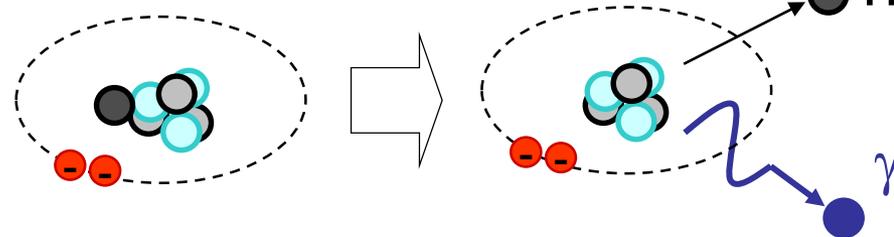
Fission

Diffusion sur les petits noyaux atomiques

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

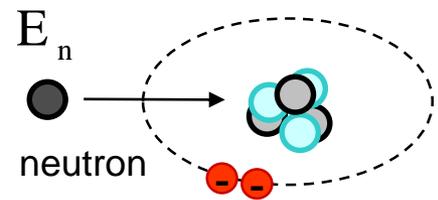
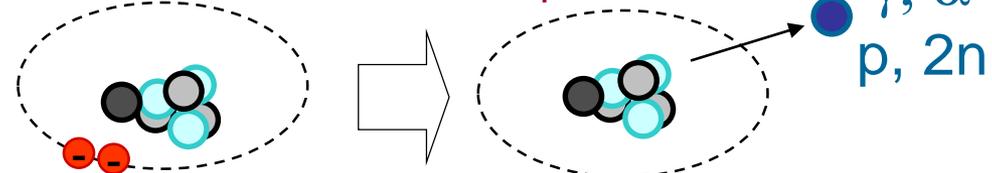


Diffusion avec noyau composé



Absorption par capture radiative:

- Production de radio-isotopes



Dans tous les cas :
 \Rightarrow ionisations +++

INTERACTION PARTICULE CHARGEE-MATIERE

GENERALITES :

- **INTERACTION ELECTROSTATIQUE SUR LES ELECTRONS DE LA CIBLE** ⇒ **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 : **↑ avec la profondeur** (et la charge de la particule : $z_\alpha = 2.z_p$)

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

↑
z et vitesse de la particule

↙
Z et atomes/m³ dans la cible

INTERACTIONS α /PROTON-MATIERE

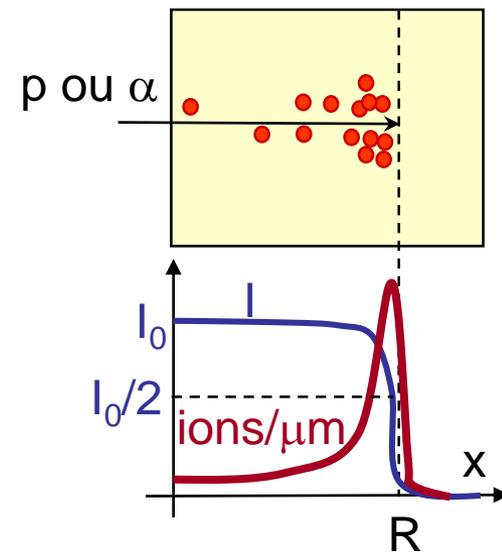
- α/p = particules chargées **lourdes**
- Interactions électrostatiques avec les électrons de la cible \Rightarrow **IONISATIONS-EXCITATIONS** le long de la trajectoire
- Vitesse faible (par rapport aux électrons)
 \Rightarrow TEL $\propto (Z/v)^2$ élevés (≈ 100 keV/ μm pour α),
donc pénétration relativement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

INTERACTIONS α /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)

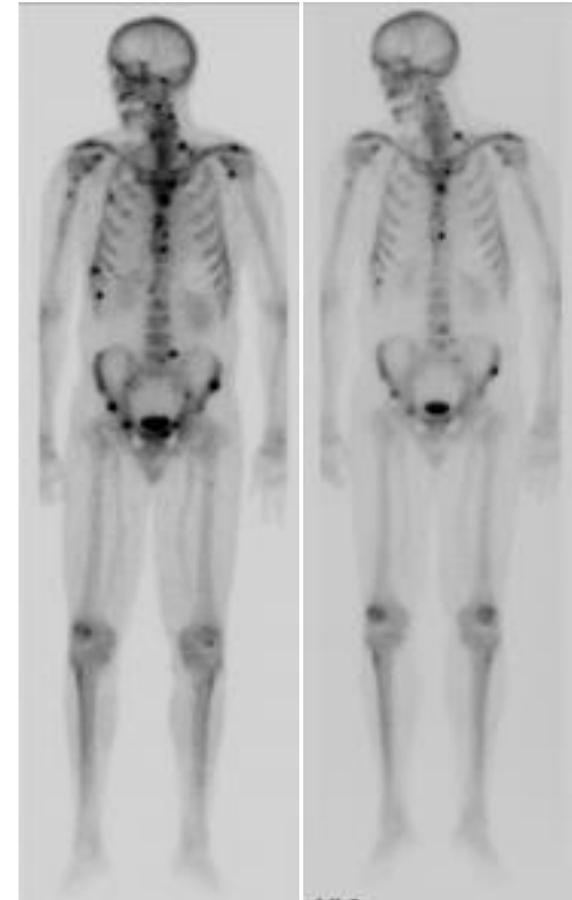
Il se fixe sur l'os comme du calcium.

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

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.

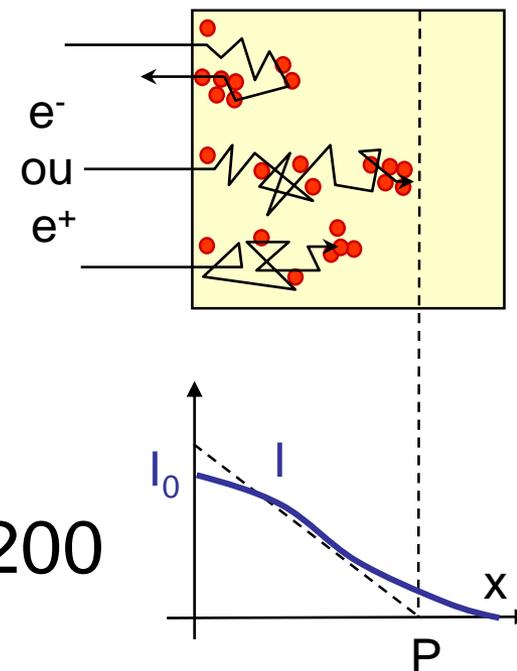


INTERACTIONS ELECTRON-MATIERE

- Particules chargées **légères**
- Interactions électrostatiques avec les électrons de la cible
⇒ **IONISATIONS-EXCITATIONS** le long de la trajectoire
- Vitesse élevée (par rapport aux α 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

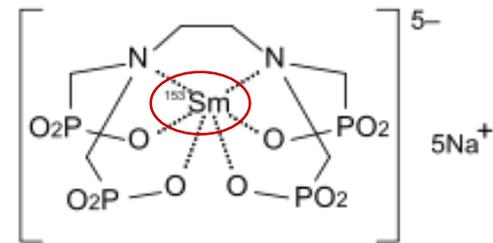
- donc ionisations \uparrow le long d'une trajectoire en **ligne brisée**
- Dose déposée sur une épaisseur moins précise appelée **PORTEE**, P,
P = distance maximale parcourue par les électrons dans la direction initiale :
- **Ordre de grandeur** : $P \text{ (mm)} \approx E(\text{keV})/200$
- **Applications** : radiothérapie métabolique, TEP



RADIOTHERAPIE METABOLIQUE β^-

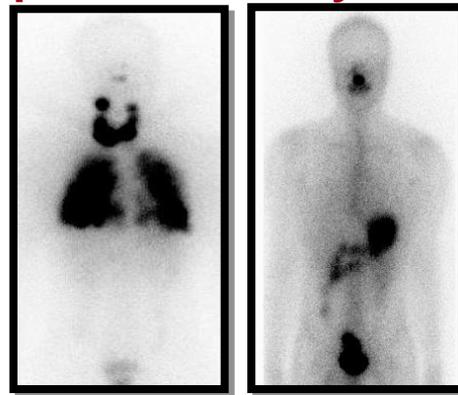
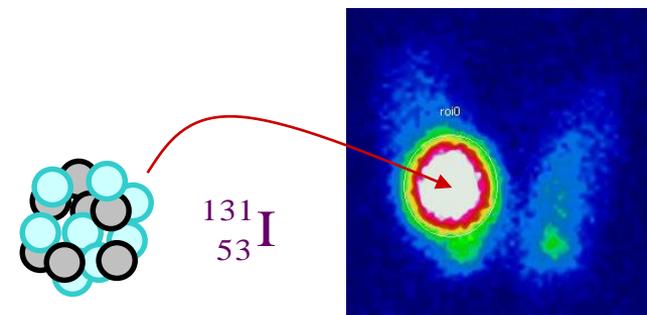
- **Antalgie sur métastases ostéophiles**

- émetteur β^- : samarium $^{153}_{62}\text{Sm}$ et strontium $^{89}_{38}\text{Sr}$
- $E_{\beta}^{\text{max}} = 1500$ et 800 keV
- Couplage à un biphosphonate
- $P \approx 1500/200 \approx 8$ mm $\gg R(^{223}_{88}\text{Ra})$



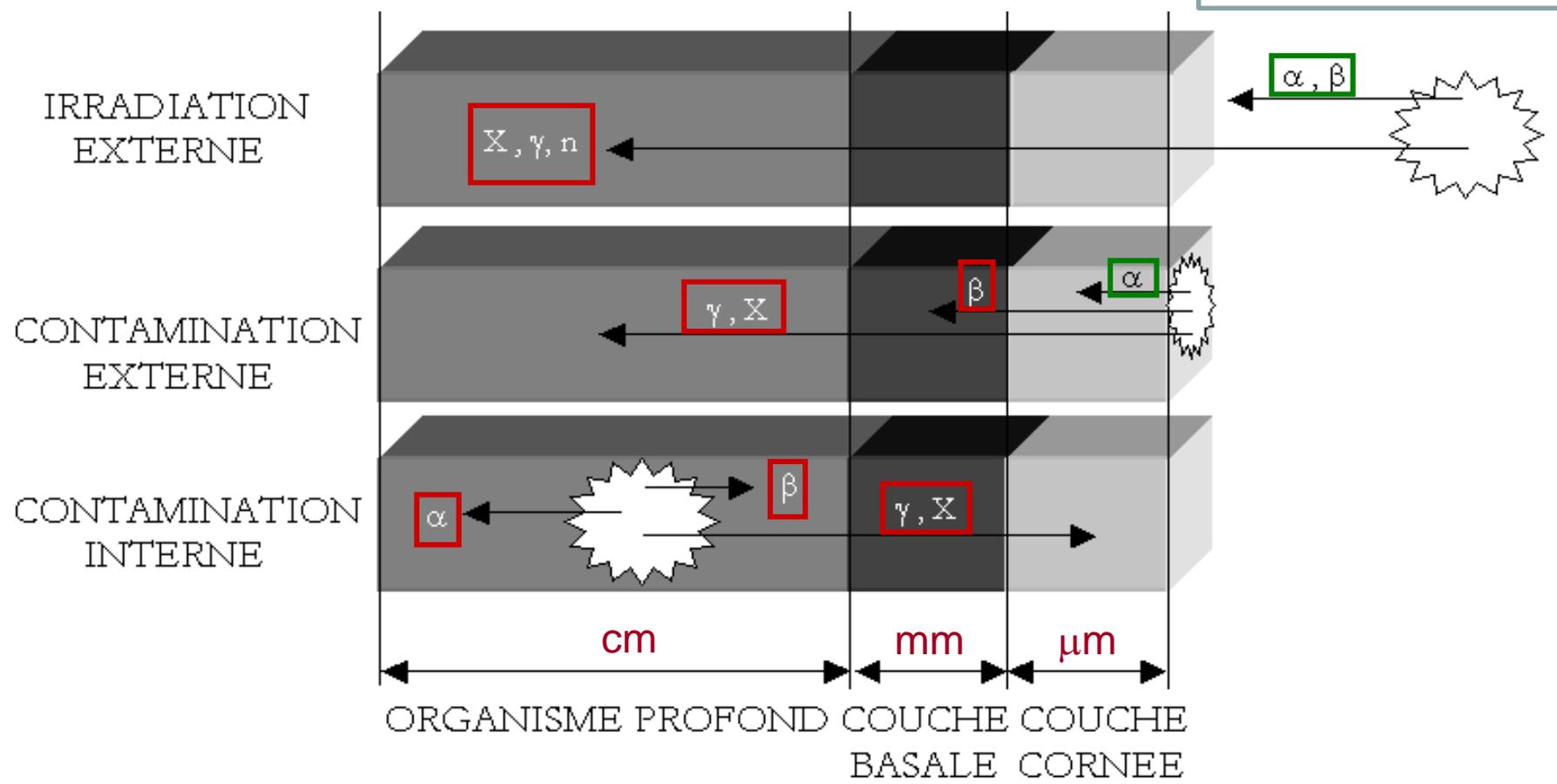
- **Traitement d'hyperthyroïdies**

- **Traitement des néoplasies thyroïdiennes**



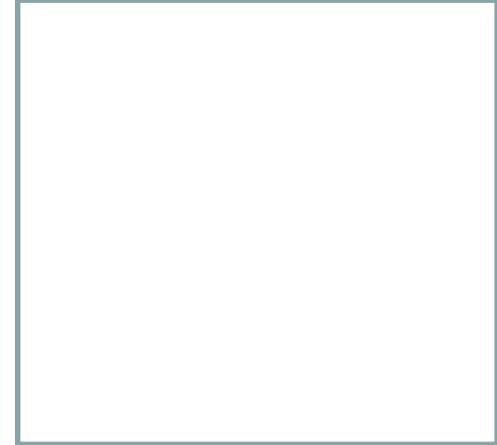
INTERACTIONS PARTICULE-MATIÈRE

Conséquences en matière de radioprotection (contaminations) :



OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 11

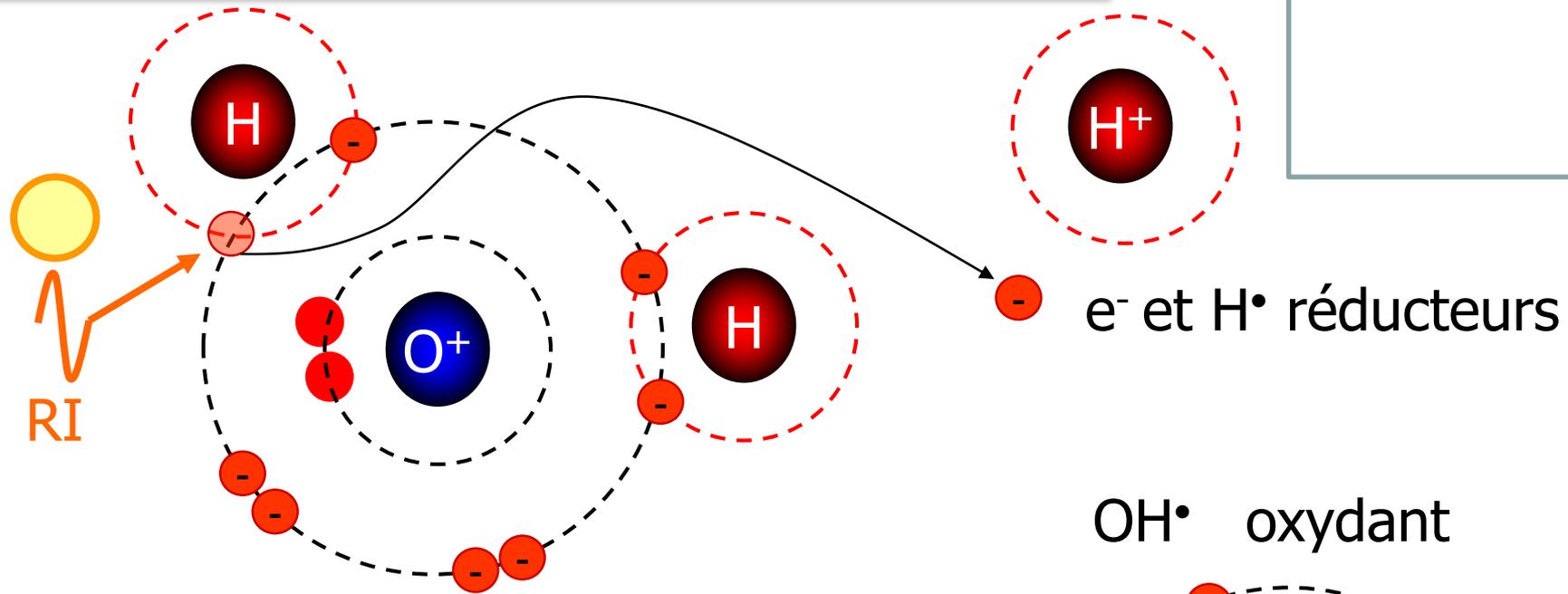
- Savoir caractériser et juger de la dangerosité des interactions avec de la matière des:
 - Neutrons:
 - Diffusions ou capture radiative \Rightarrow ionisations
 - Très pénétrants
 - protons et alpha:
 - Par interaction électrostatique \Rightarrow ionisations ++
 - trajectoire rectiligne sur parcours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



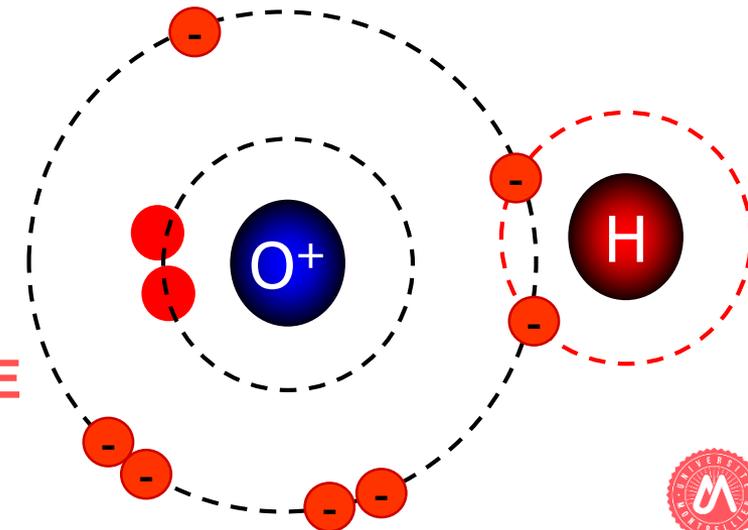
DOSIMETRIE

- 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
- **IMPORTANCE 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/ μ 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

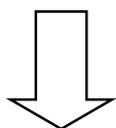
CIPR 60



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

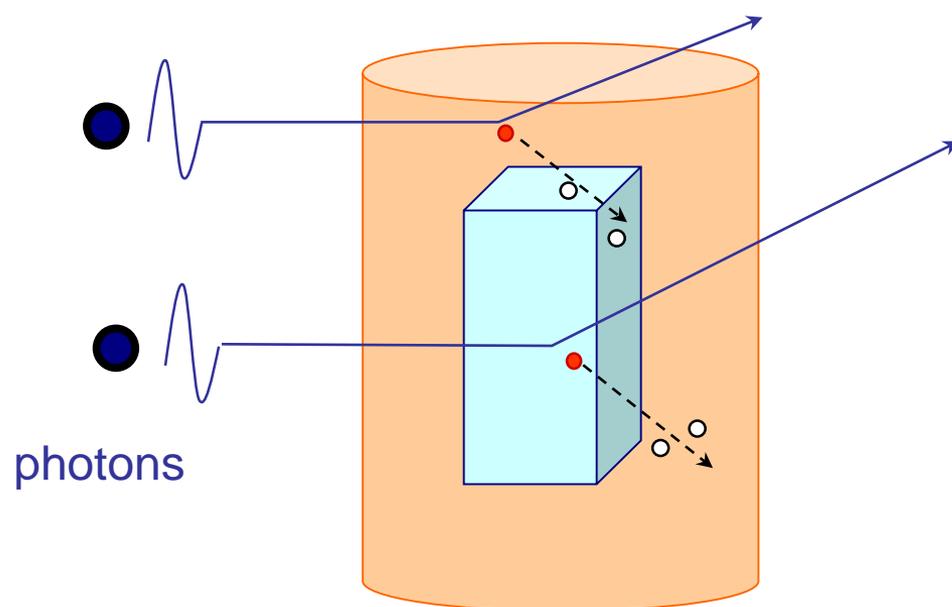


ESTIMATION DE DOSE

- 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 resitue 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

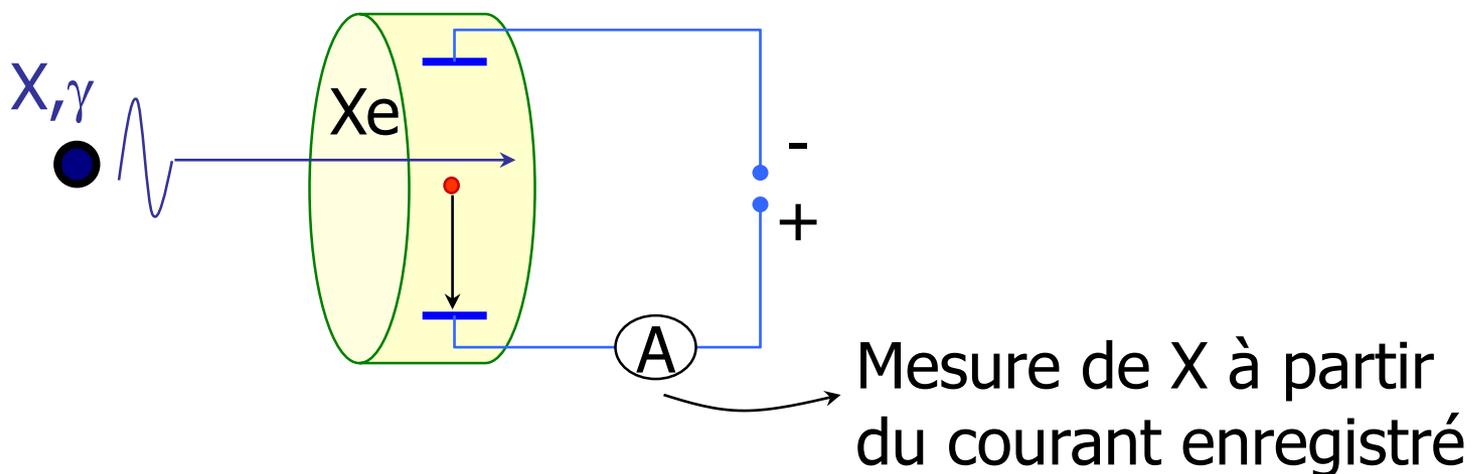
alors :

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_ϕ) traversant une surface dS en un certain temps, rapportée à dS : $F = dE/dS = N \cdot E_\phi / dS \text{ J/m}^2$

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

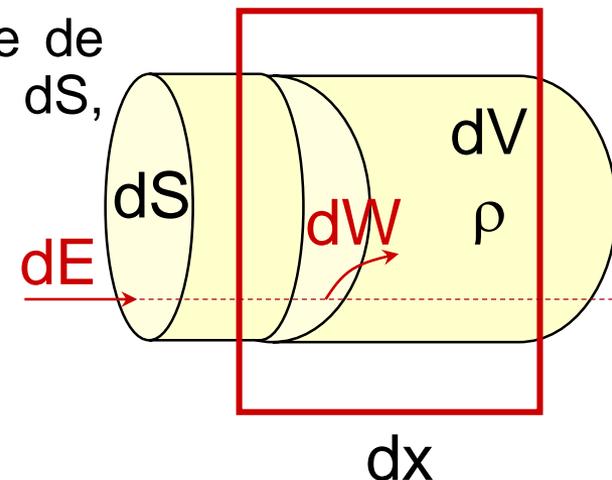
$$dW = dN \cdot E_\phi = \mu \cdot N \cdot dx \cdot E_\phi = \mu \cdot dx \cdot dE = \mu \cdot dx \cdot F \cdot dS$$

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 : μ 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



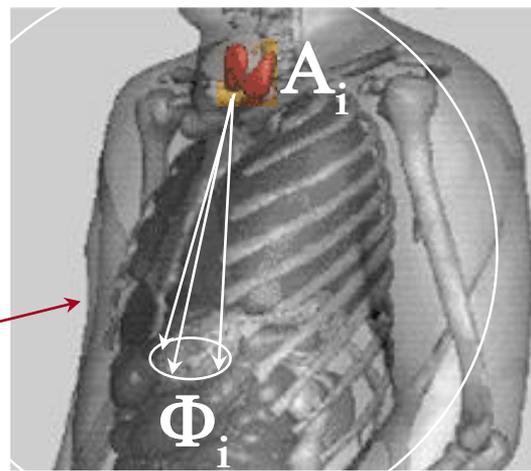
$$D_{\text{tissu}} = 34.X \cdot \frac{\left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{tissu}}}{\left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{air}}}$$

DOSIMETRIE INTERNE

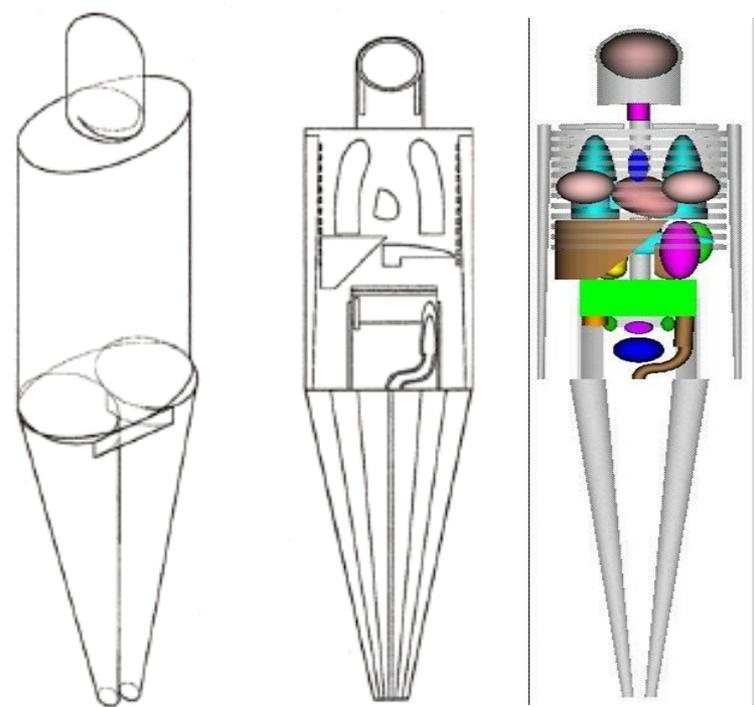
Problème : source interne de photons $\Rightarrow D = ?$

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 Δ_i

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

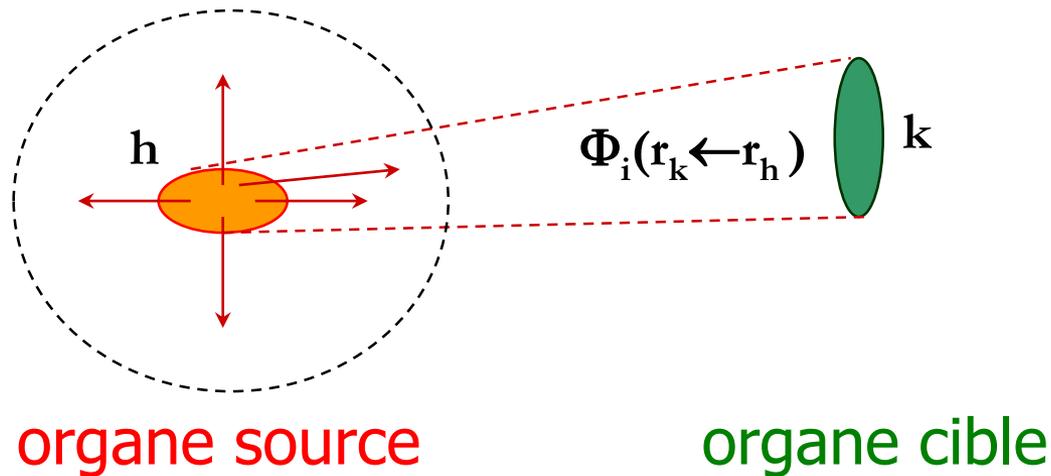
$$\Sigma \Delta_i = \text{énergie moyenne émise/désintégration}$$

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 $\Phi_i(\mathbf{r}_k \leftarrow \mathbf{r}_h)$

$\Phi_i(\mathbf{r}_k \leftarrow \mathbf{r}_h)$ = 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

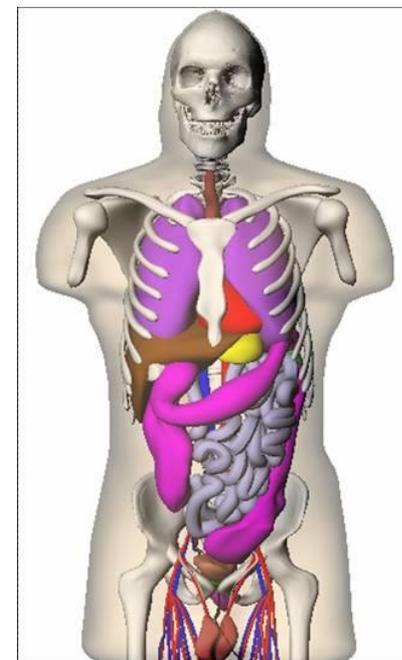
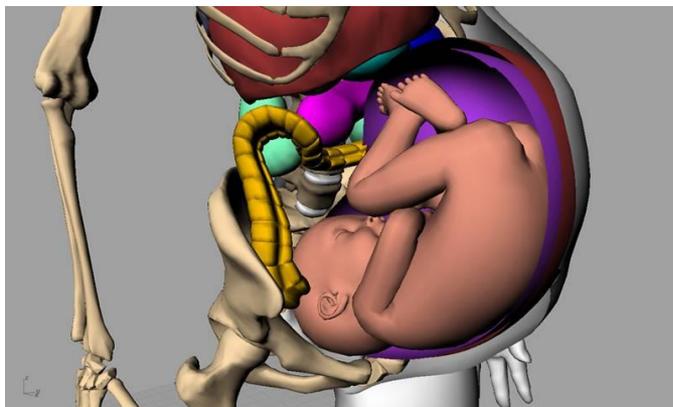
- Et pour toutes les sources h :

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

DEBIT DE DOSE DANS LA CIBLE k

- $$D(r_k) = \sum_h A_h \cdot S(r_k \leftarrow r_h)$$

- 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 :

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

\tilde{A}_h

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

\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 :

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

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

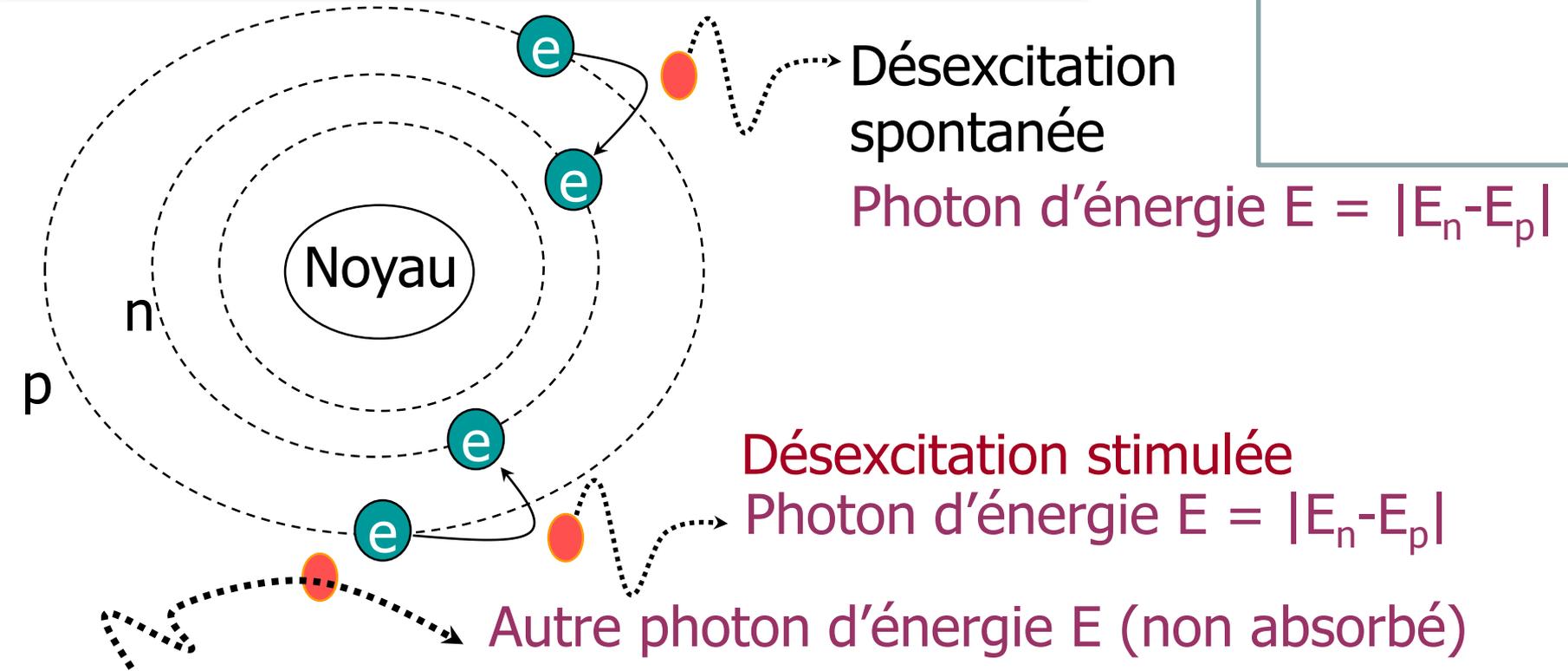
OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 12

- **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

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

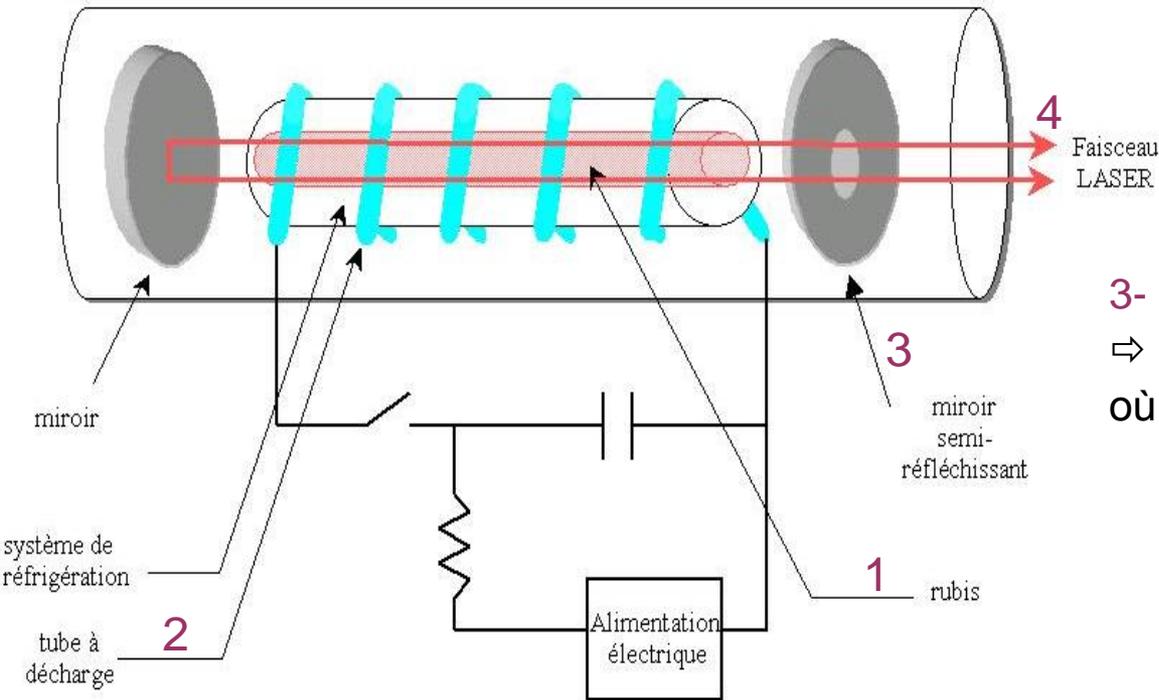
$$D_{\text{tissu}} = 34 \cdot X \cdot \frac{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{tissu}}}{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{air}}}$$

BASES PHYSIQUES DU LASER



Einstein 1917: la 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**.

INVERSION, POMPAGE, AMPLIFICATION



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

4- RADIATION LASER:

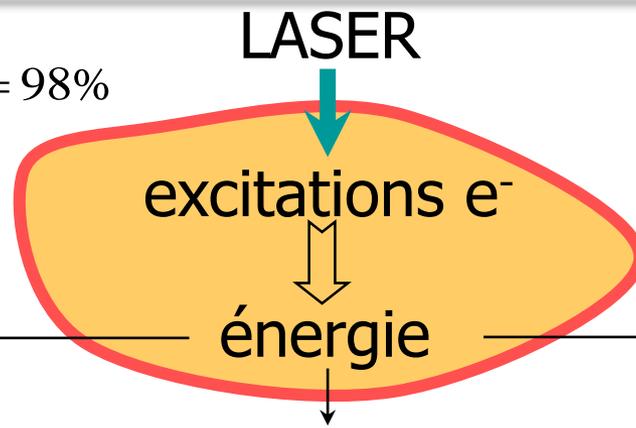
- visible*, micro-onde**, UV
- monochromatique
- cohérente
- amplifi e et focalis e
- continue ou puls e

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^{12} W/m²)
 ⇒ E > 10⁷ 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

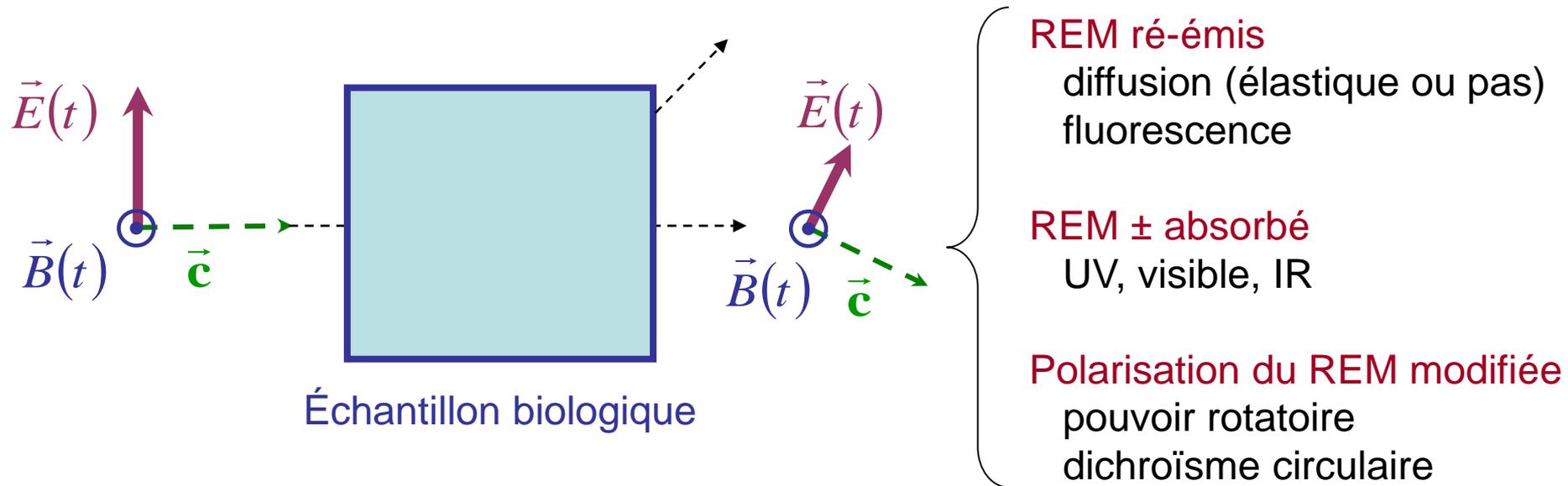
Rétine, Cancers
 ORL, poumon, œsophage, prostate...



SPECTROMETRIES (UV, visible, IR)

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

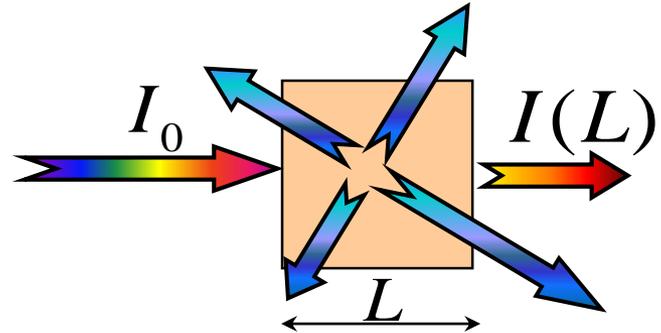
Principe: modification d'un REM traversant un échantillon



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⁻³

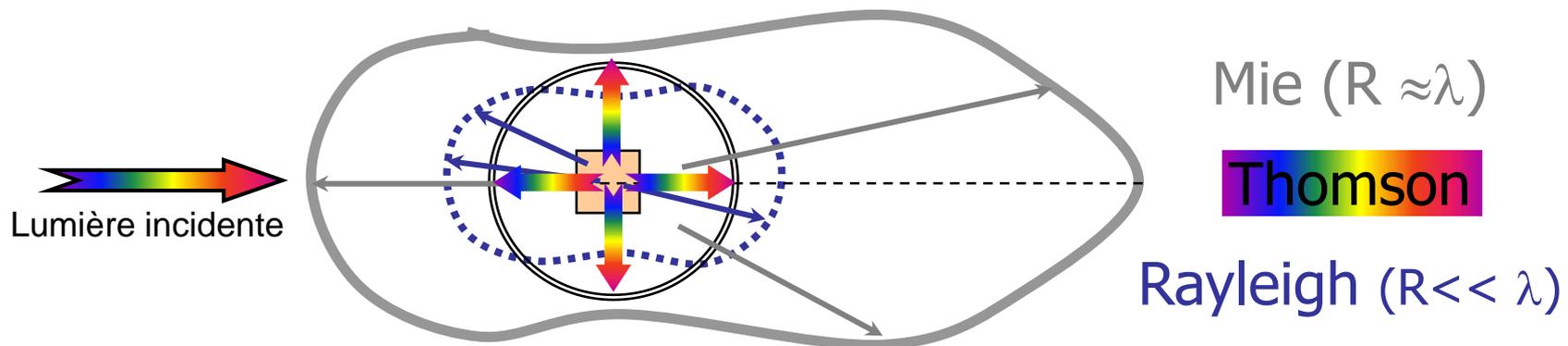
Section efficace molaire
m².mol⁻¹

Coef. d'atténuation linéique (m⁻¹)
k \uparrow \Rightarrow absorption \pm diffusion \uparrow



DIFFUSION ELASTIQUE DE LA LUMIERE

- **Non sélective & isotrope (Thomson)**
 - Electrons peu liés au noyau; $k \propto N$
- **Sélective (k_λ) & anisotrope** : Electrons liés au noyau
 - **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 blancs)
 - Applications : **turbidimétrie**: mesure de k à la λ incidente
néphélémétrie: mesure du diffusé Rayleigh (90°)
 \Rightarrow Taux de précipités Ag/Ac, poussières/air, eau } \Rightarrow N, R



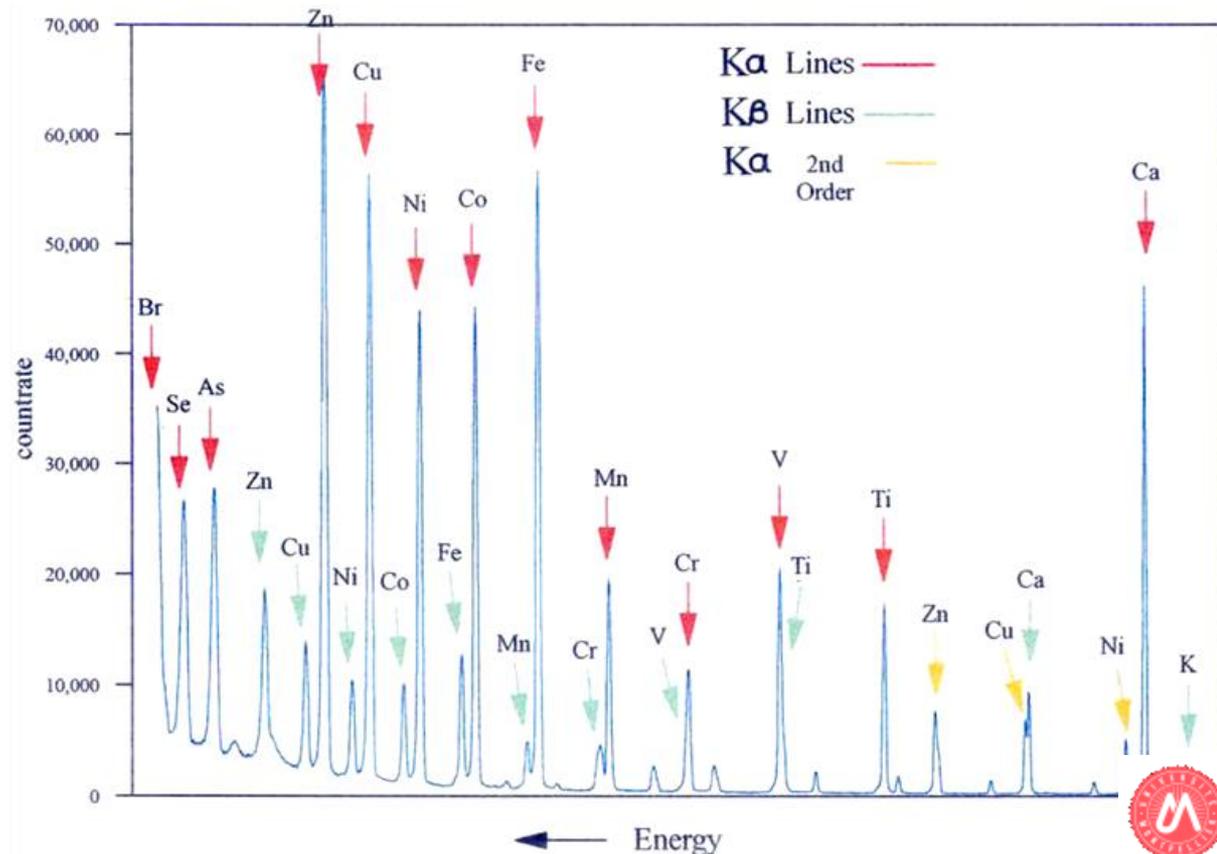
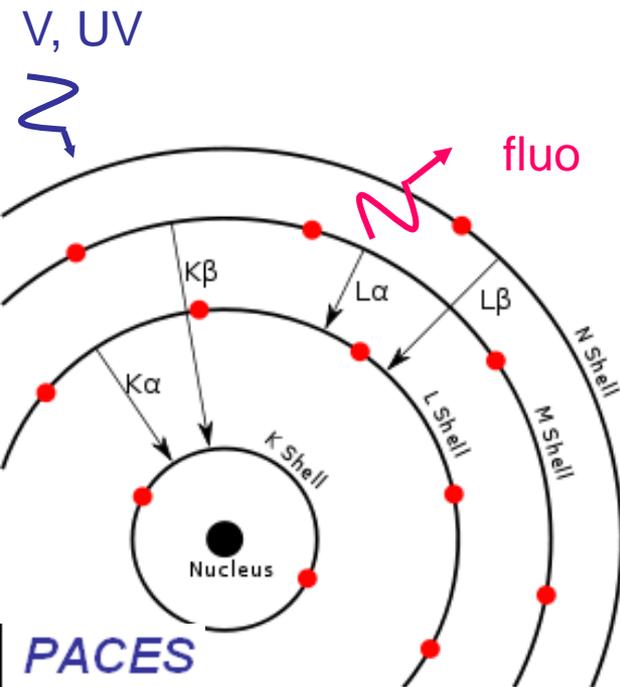
DIFFUSION INELASTIQUE RAMAN

- **Diffusion inélastique**: certains photons diffusés par des molécules ont une énergie plus faible que l'énergie incidente.
- Cette différence d'énergie est conférée à des **niveaux d'énergie vibrationnelle** (voire rotationnelle ou électronique) lors d'une interaction entre le dipôle électrique d'une molécule et un photon de lumière laser.
- Le spectre Raman donne des informations sur les **liaisons amides** du squelette protidique, de la **structure secondaire** des protéines (ADN), **l'environnement des acides aminés...**

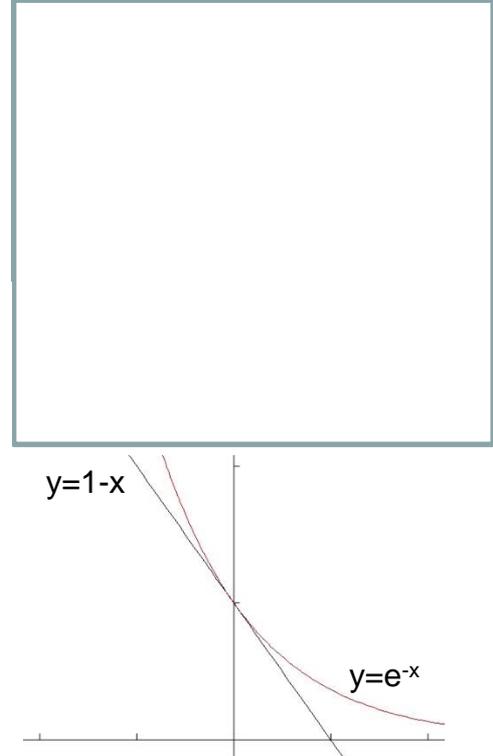
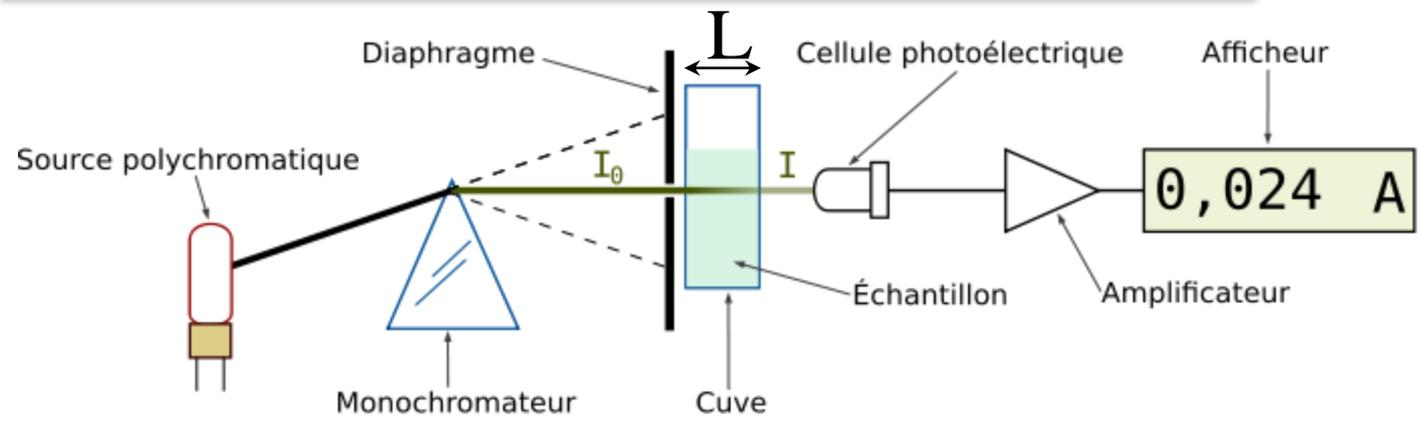


SPECTROMETRIE PAR FLUORESCENCE

Fluorescence = après irradiation par une lumière UV ou visible, émission par le **fluorophores** d'une lumière de λ plus élevée. Applications : **Dosages de très faibles concentrations (nM), étude de l'environnement du chromophore**



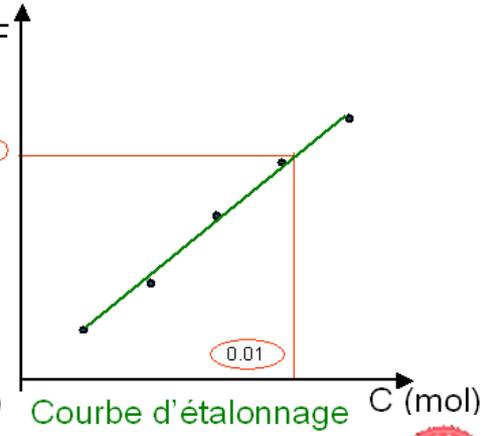
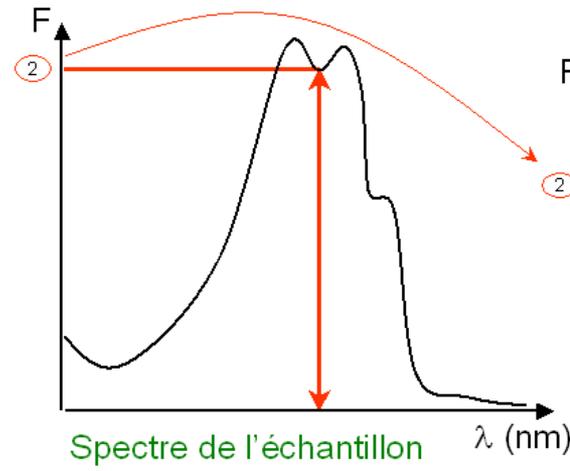
ABSORPTION DE LA LUMIERE



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

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

C = concentration en mol/m³
 F = fraction de lumière absorbée
 ≈ **absorbance** = **densité optique**

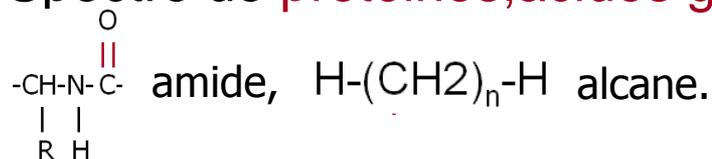


SPECTROMETRIE D'ABSORPTION

- Dans l'optique et l'UV :
 - Excitation de **doublets non liant, doubles liaisons**
 - Absorption de certaines λ par un **chromophore**
 - hémoglobine, hémocyanine, chlorophylle...
 - rétinol, β -carotène, anthocyanine...
 - Absorbance = $f(\lambda) \rightarrow$ cp. atomiques et liaisons chimiques

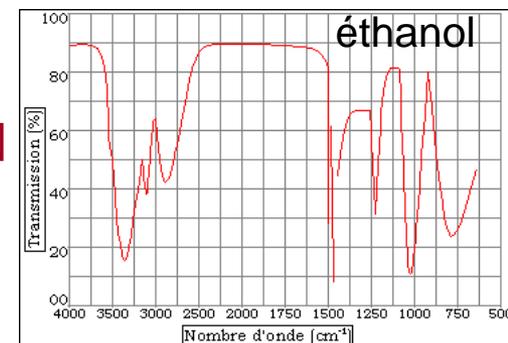
- Dans l'IR :

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



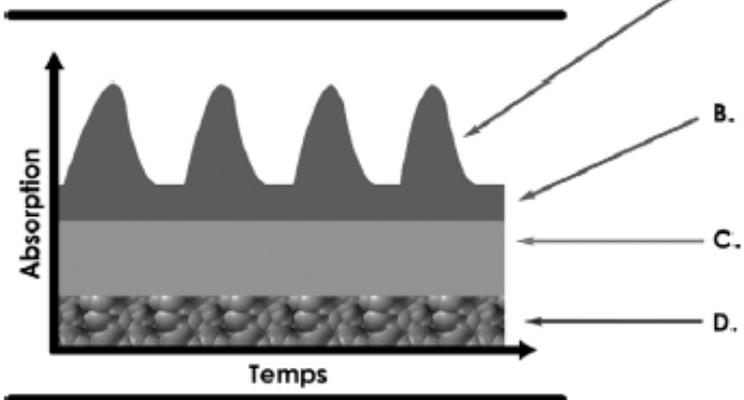
- **Structures secondaires** de protéines

- (hélices α , feuillet β)



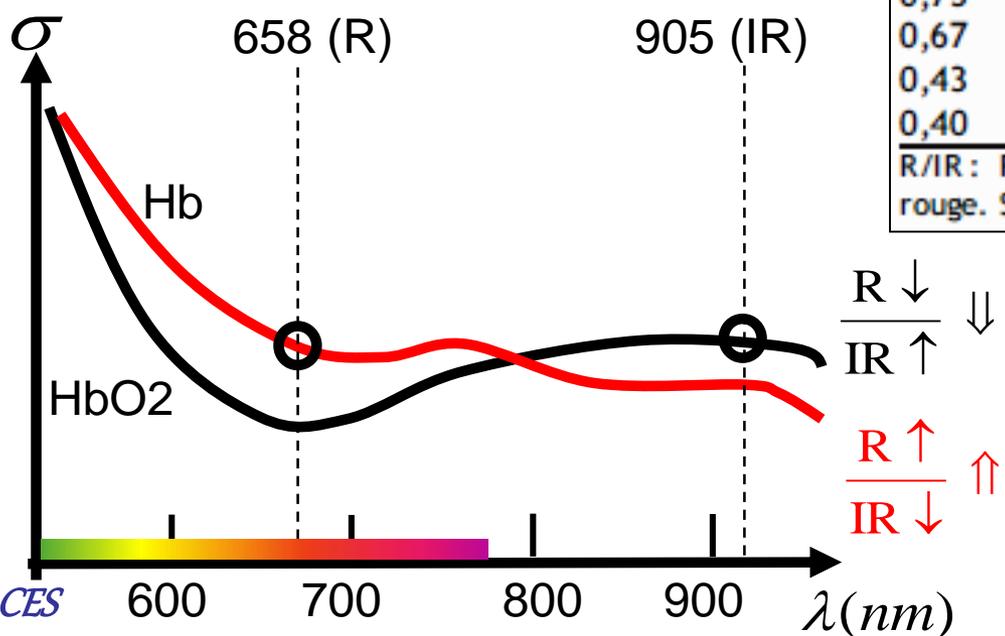
EXEMPLE: OXYMETRIE DE POULS

Principe de l'oxymétrie de pouls :
la Pléthysmographie



R/IR	SpO ₂ (%)
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. SpO₂ : Saturation Pléthysmographique en O₂.



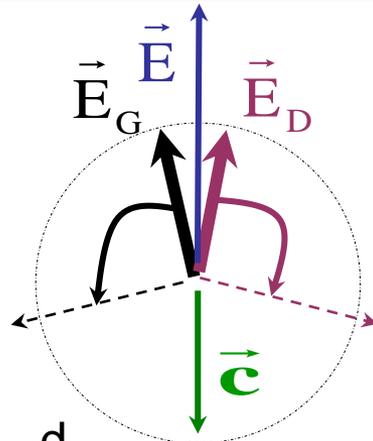
$$Sp_{O_2}^a = \frac{Hb_{O_2}}{Hb_{O_2} + Hb}$$

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

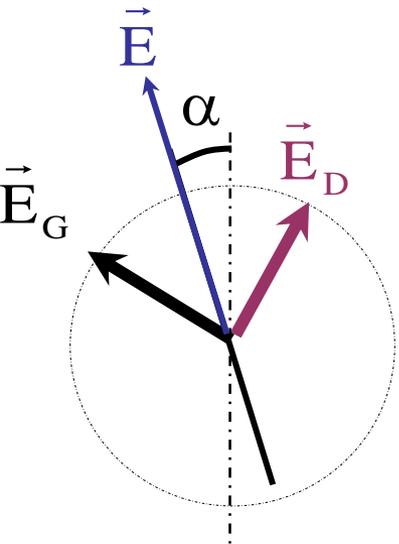


SPECTROPOLARIMETRIE

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

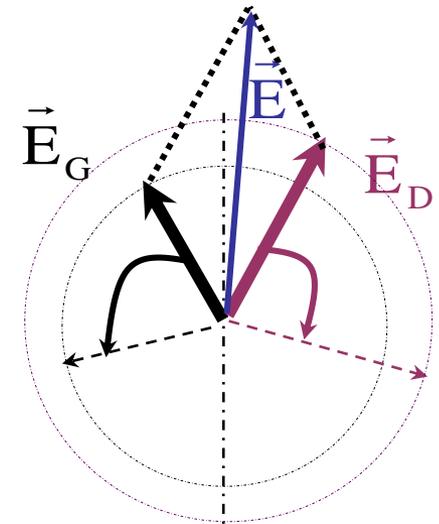


POUVOIR ROTATOIRE



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) $\propto d.C$

$\sigma_G = \sigma_D$

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

$\sigma_G \neq \sigma_D$

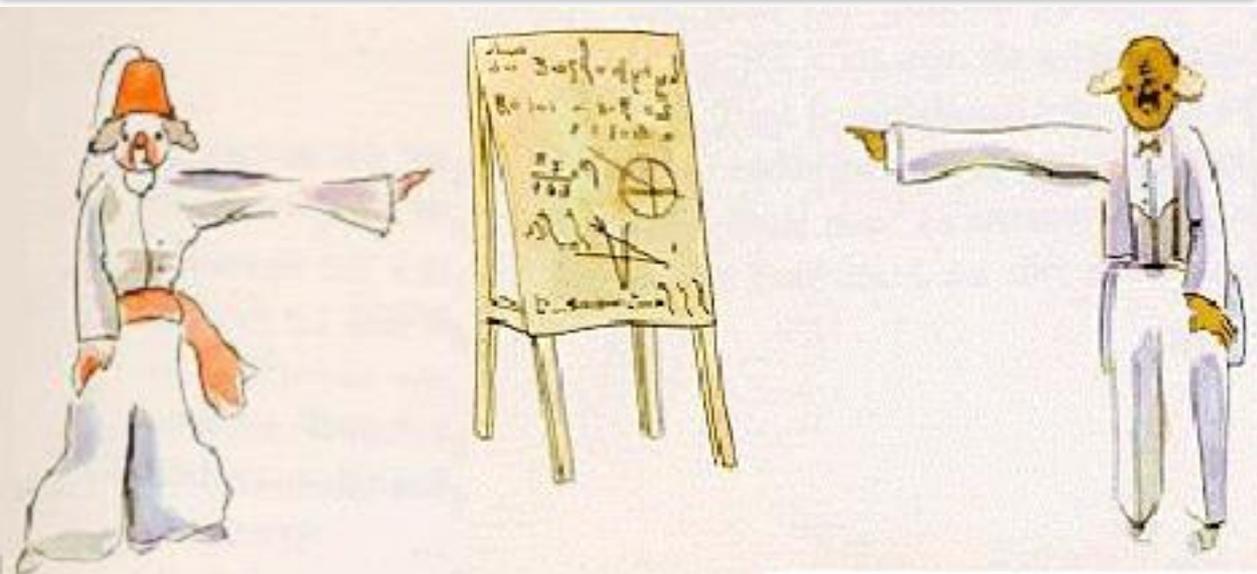
* Carbone ou environnement asymétrique ou champ magnétique

Spectres gaussiens de structures protéiques (hélices, feuilletts)



OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 13

- **Connaître:** radiation focalisée cohérente amplifiée
 - 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:** le principe et les applications d'une spectroscopie
 - de diffusion élastique (néphélémétrie) ou Raman (amide, structure)
 - d'absorption visible-UV (chromophores), IR (groupes amide, structure)
 - de fluorescence (nanomoles, environnement)
 - Pouvoir rotatoire et dichroïsme circulaire (structures protéiques)
 -
- **Savoir manipuler et raisonner sur :**
 - La loi de Beer-Lambert.



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