

RAYONX X, γ ET PARTICULAIRES

APPLICATIONS (LASER, SPECTRO, ŒIL)

Pr. D. MARIANO-GOULART

- Nature et propriétés des rayons X et γ
- Interaction des rayons X et γ 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
 - de corriger certains troubles visuels (**amétropies sphériques**)

*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.
 - Dioptrique oculaire,

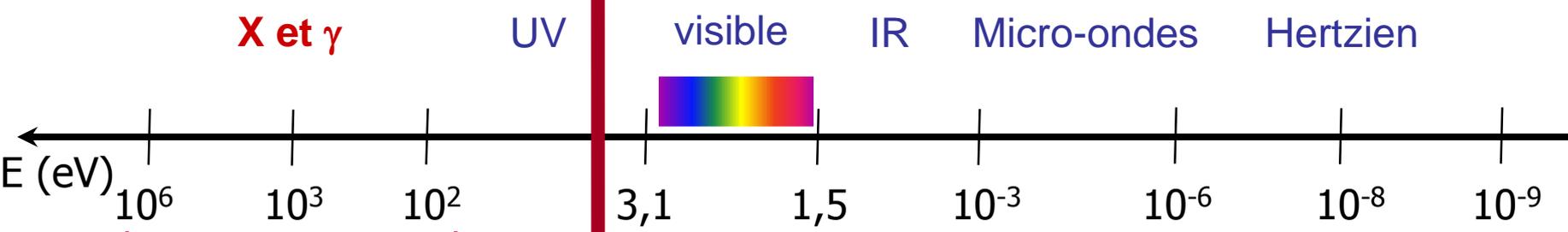
PHOTONS IONISANTS

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

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 γ suivant l'origine :
 X : nuage électronique
 γ : noyau ou annihilation particule - antiparticule
 + neutrons, protons, électrons, alpha



RAYONNEMENTS IONISANTS

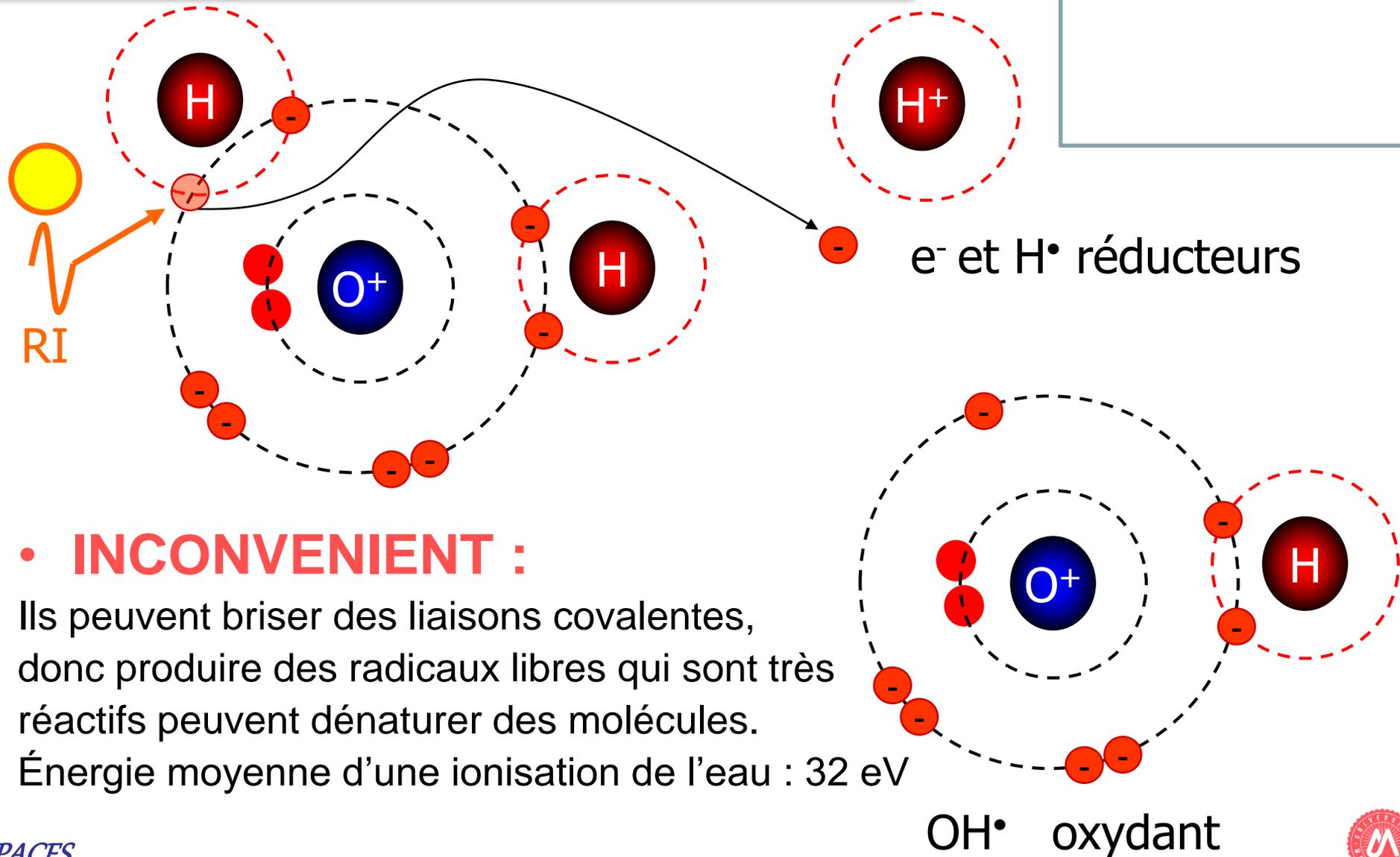
- Rayonnement ionisant, définition :

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



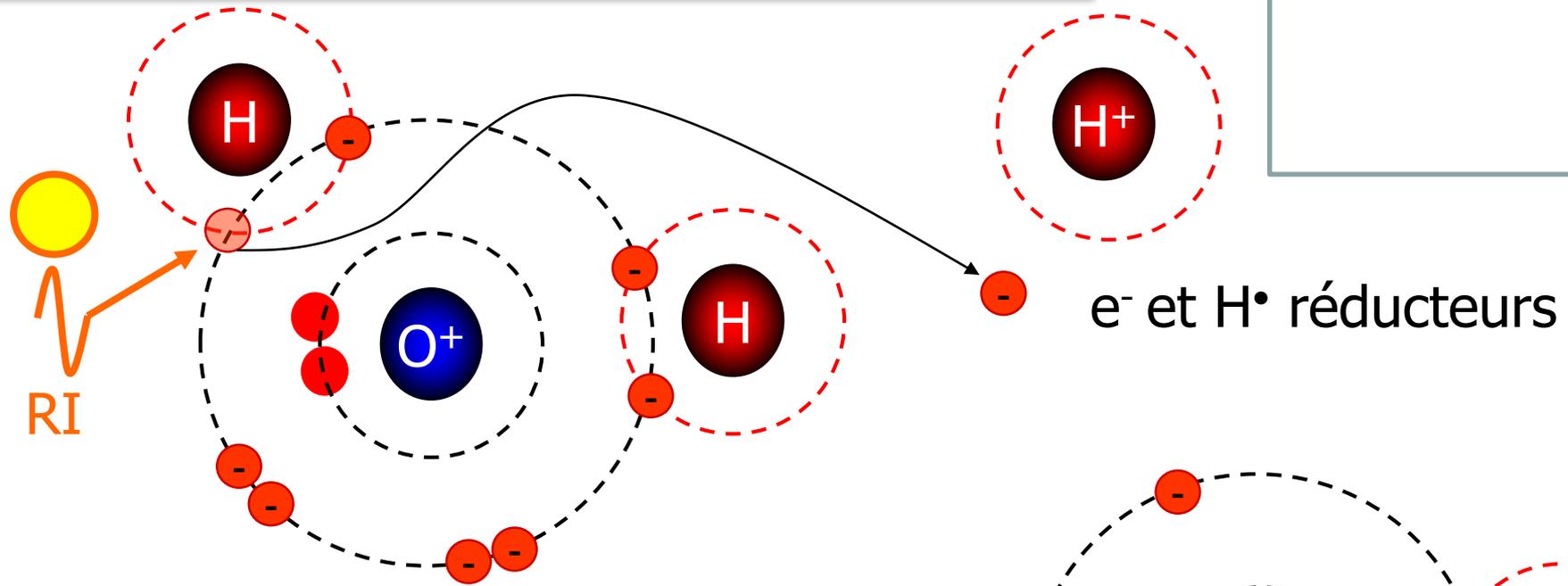
- **INCONVENIENT :**

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

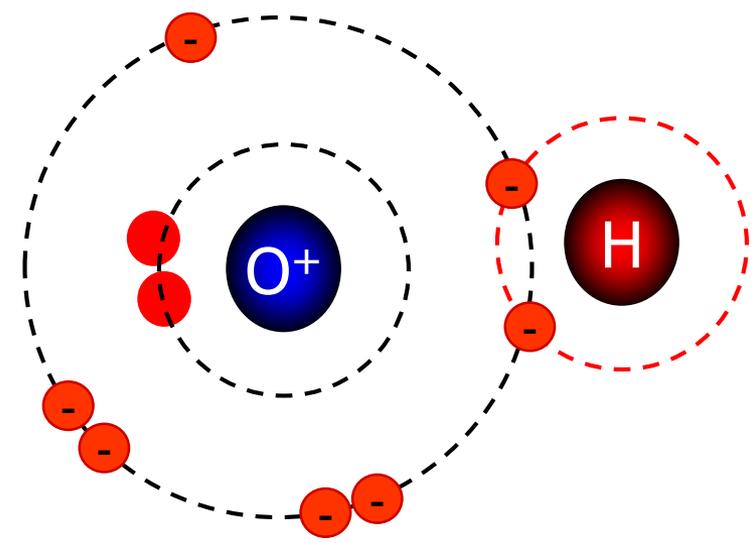


RAYONNEMENTS IONISANTS



- AVANTAGE :**

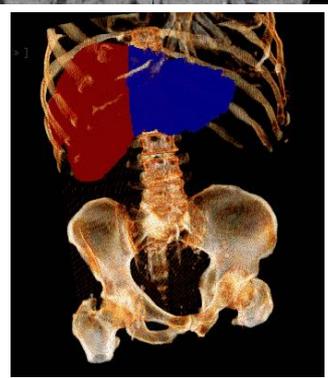
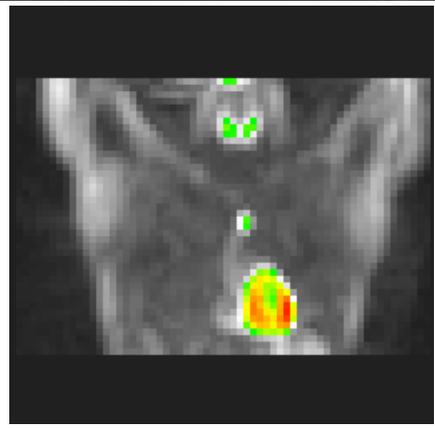
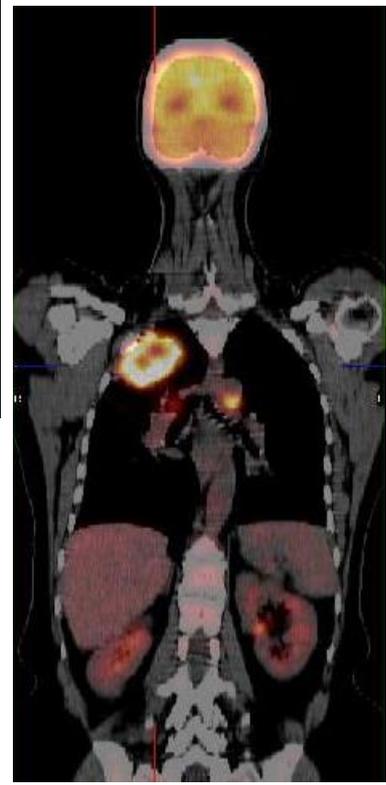
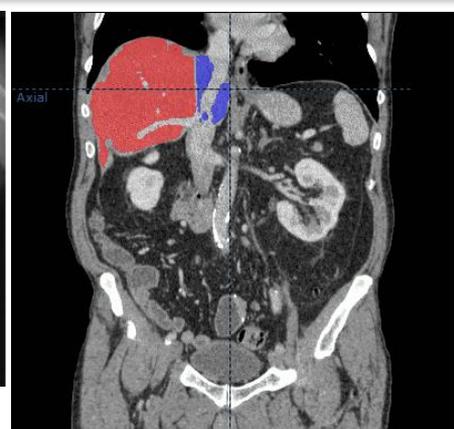
Ils peuvent être utilisés pour irradier des cellules pathologiques (cancers, Hyperthyroïdie...).



OH^\bullet oxydant



PHOTONS IONISANTS



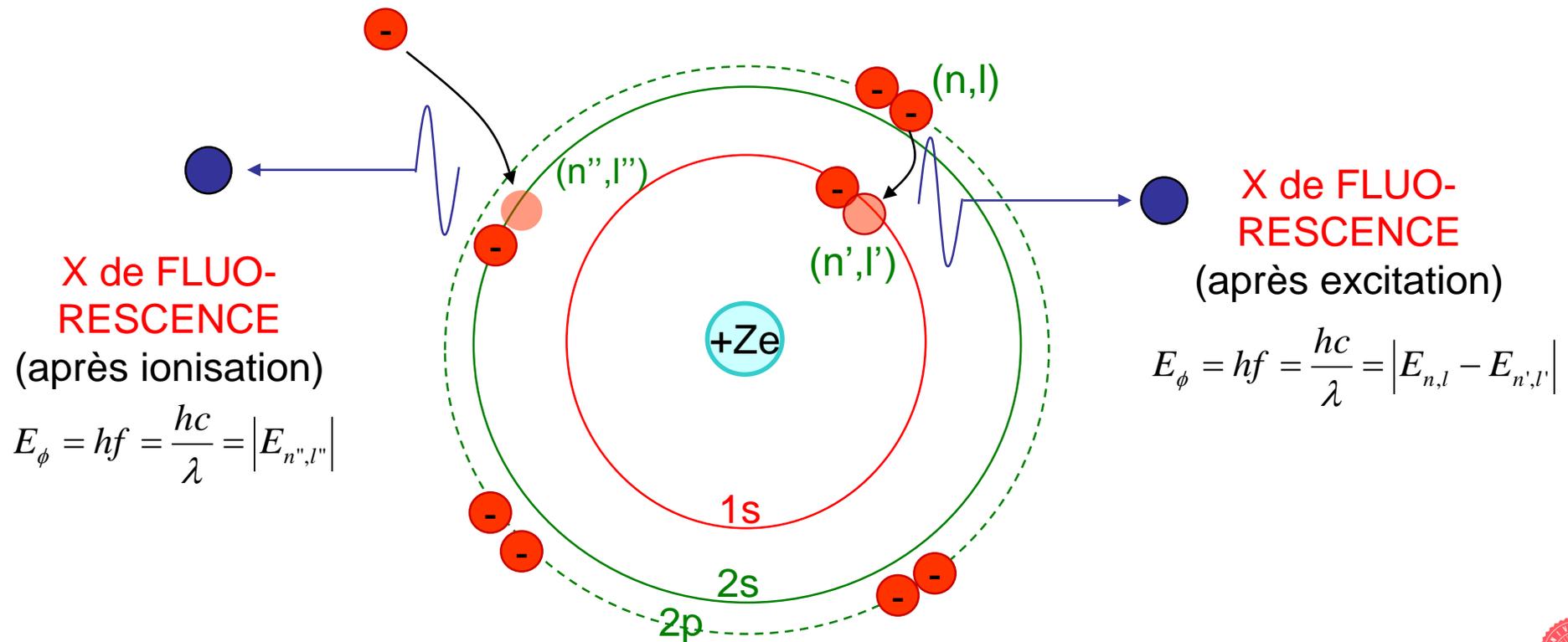
- **AVANTAGE :**

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



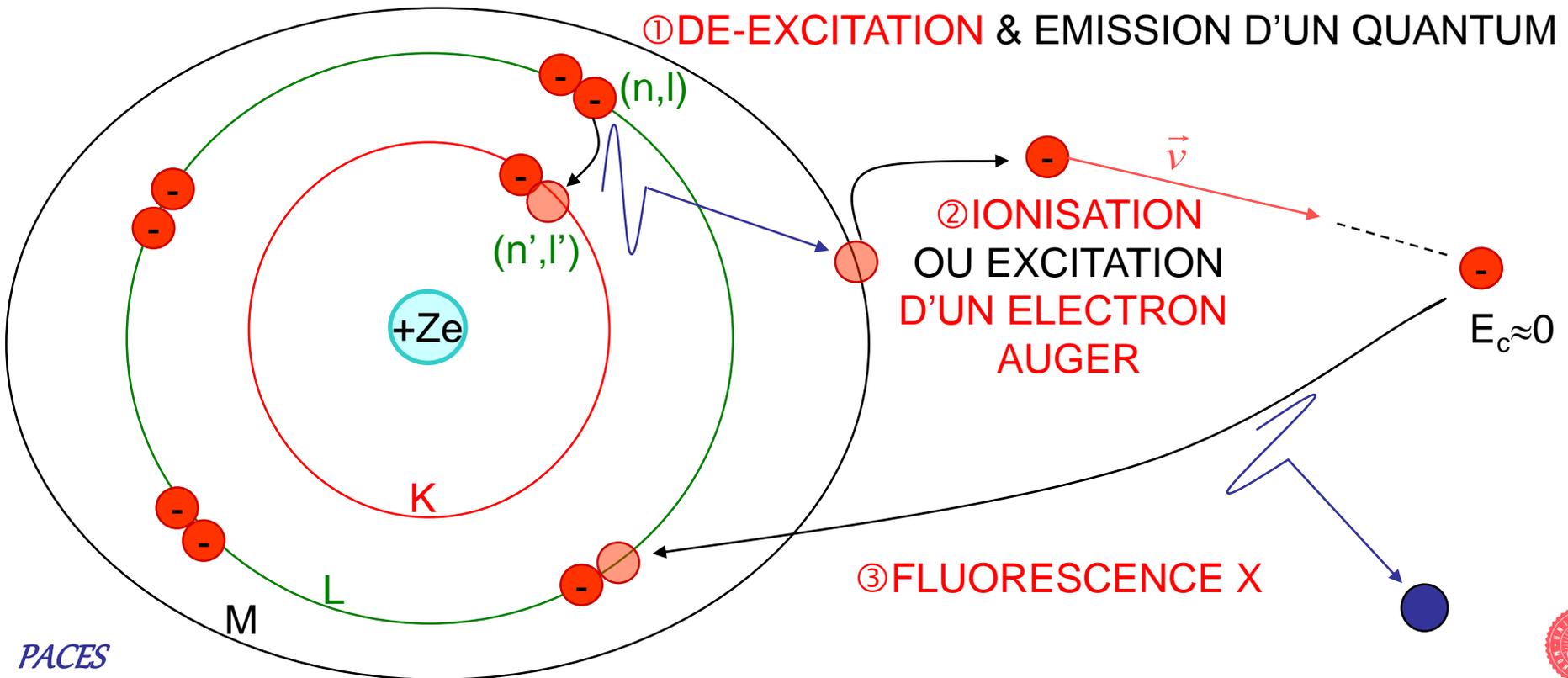
PRODUCTION DE RAYONS X

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



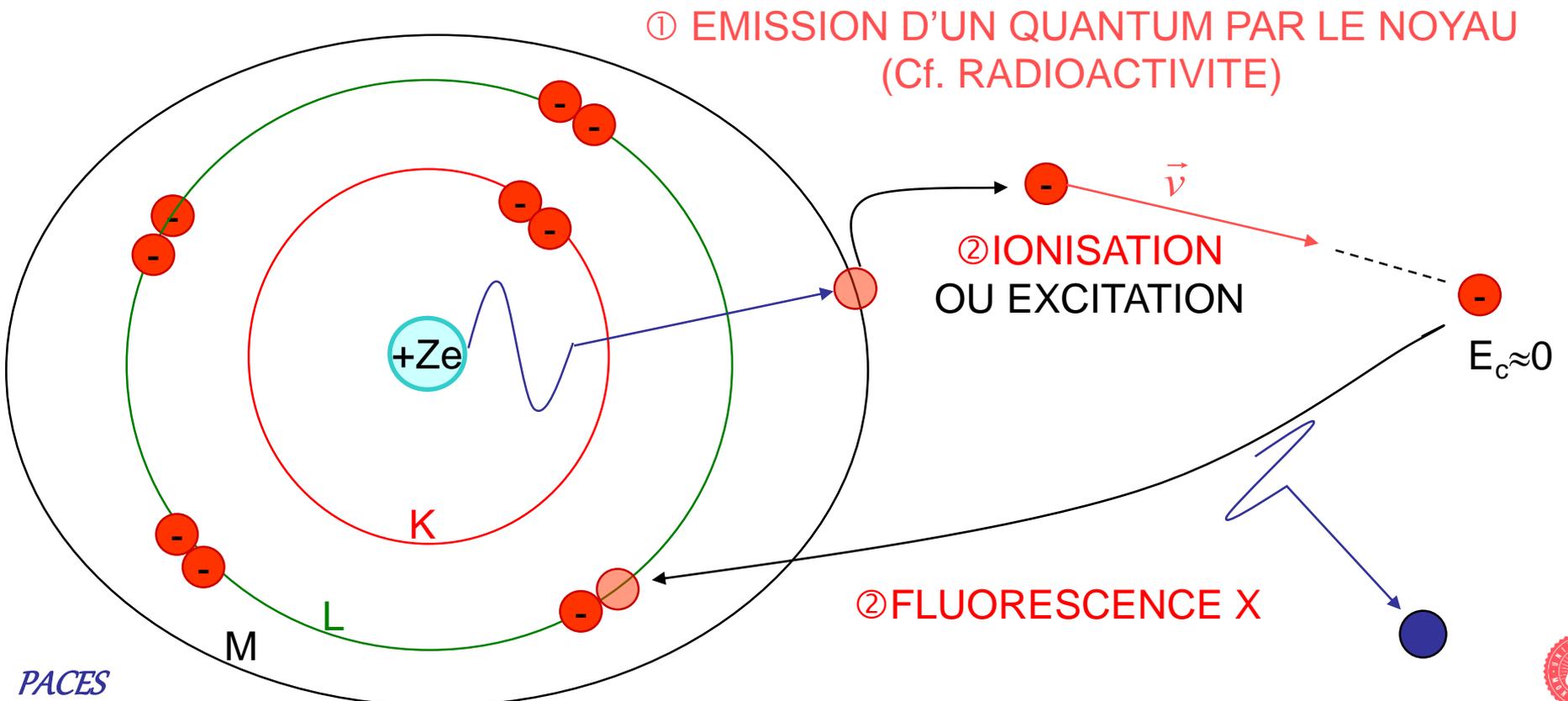
PRODUCTION DE RAYONS X

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



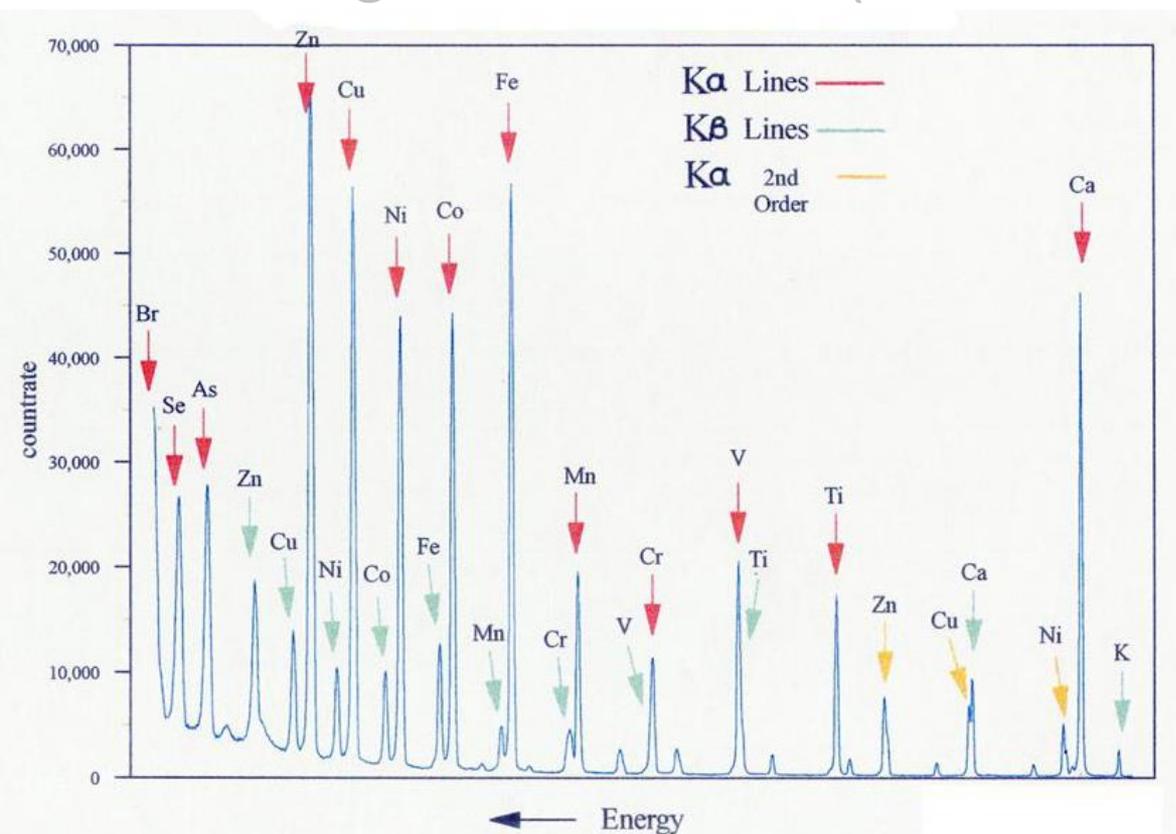
PRODUCTION DE RAYONS X

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



PRODUCTION DE RAYONS X

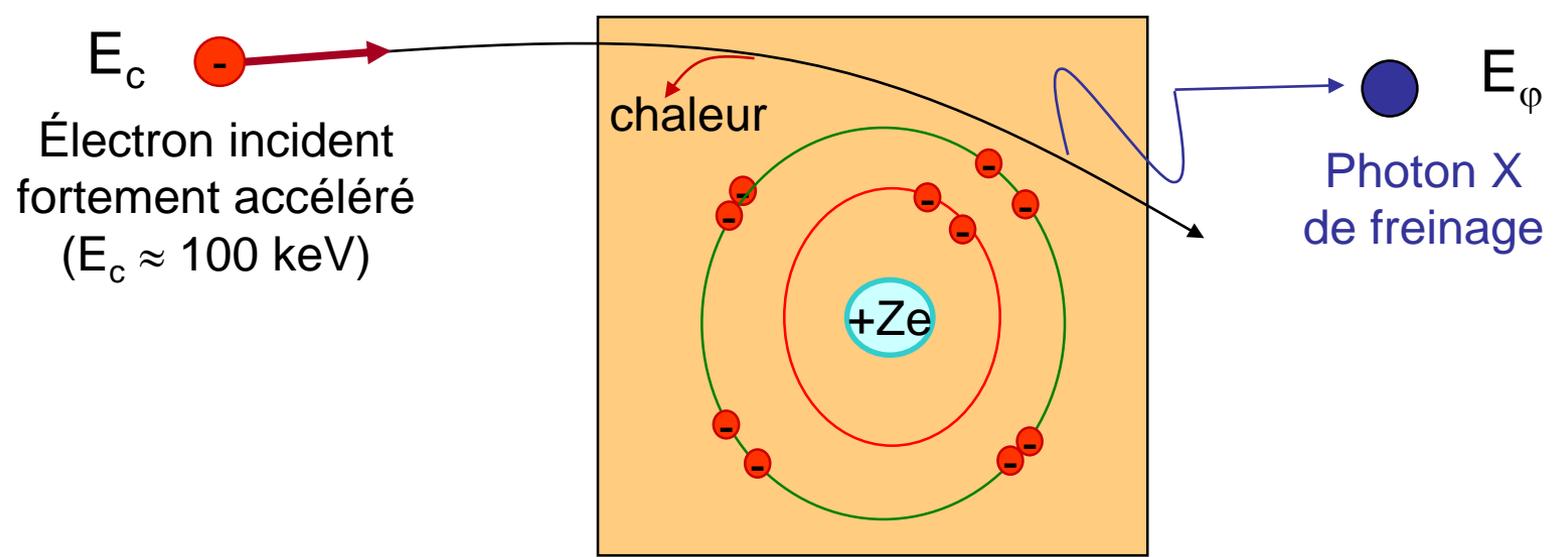
- Dé-excitation d'électrons atomiques
 - Fluorescence, effet Auger, **conversion interne**
- Freinage d'électrons (Bremsstrahlung)



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

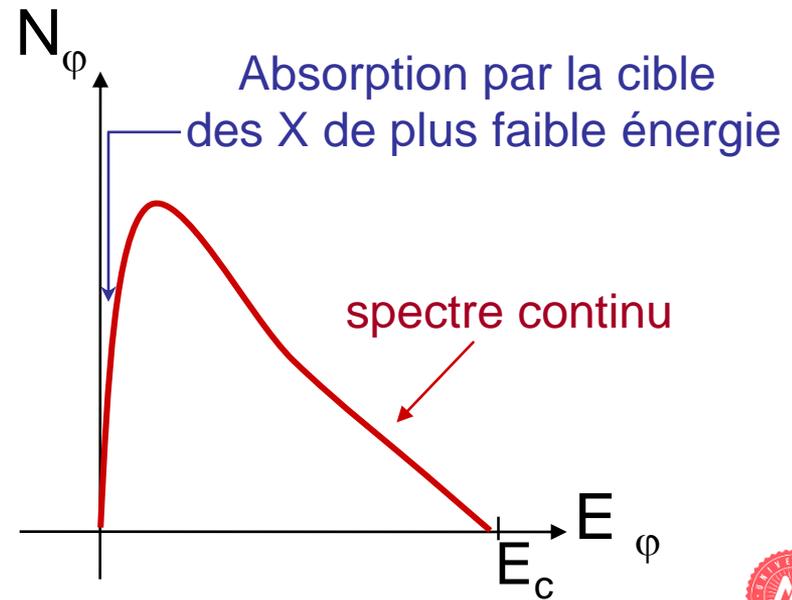
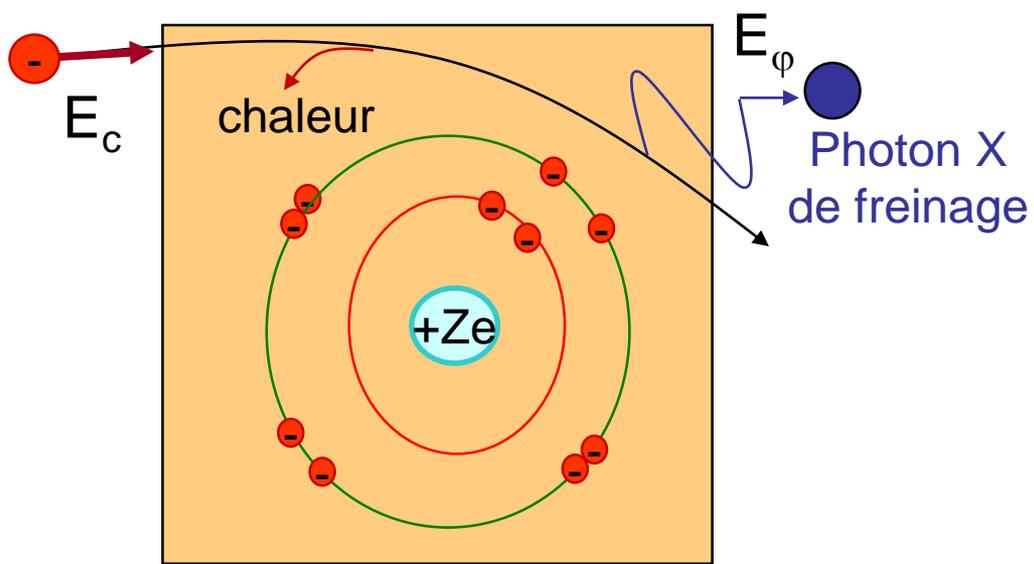
PRODUCTION DE RAYONS X

- 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)



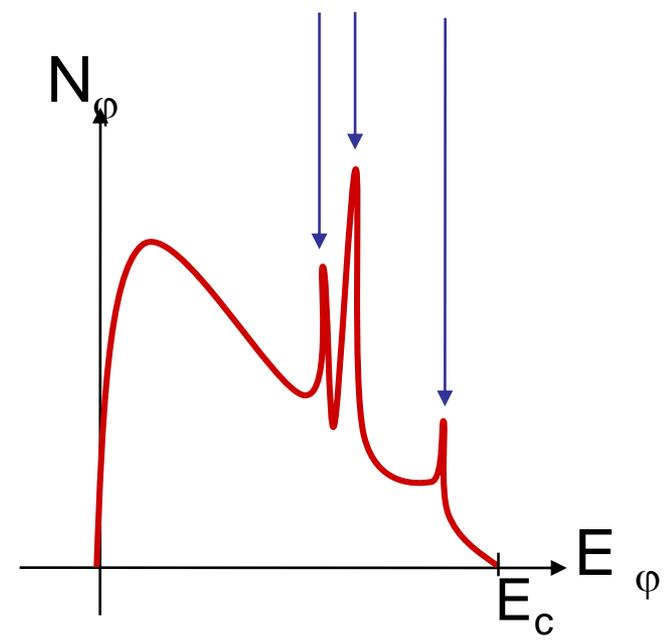
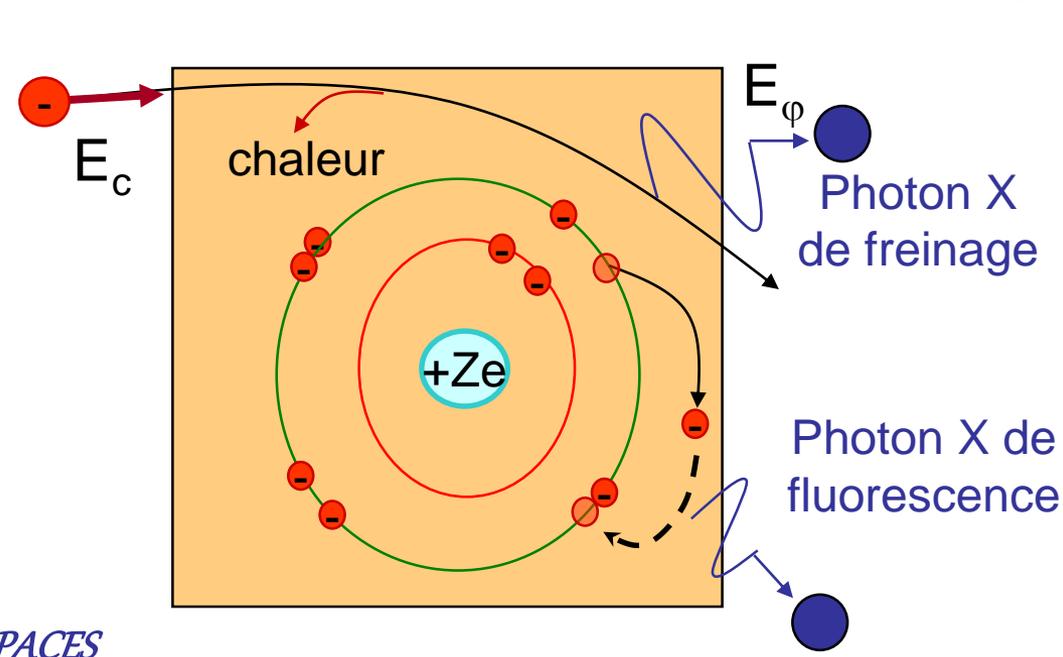
PRODUCTION DE RAYONS X

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



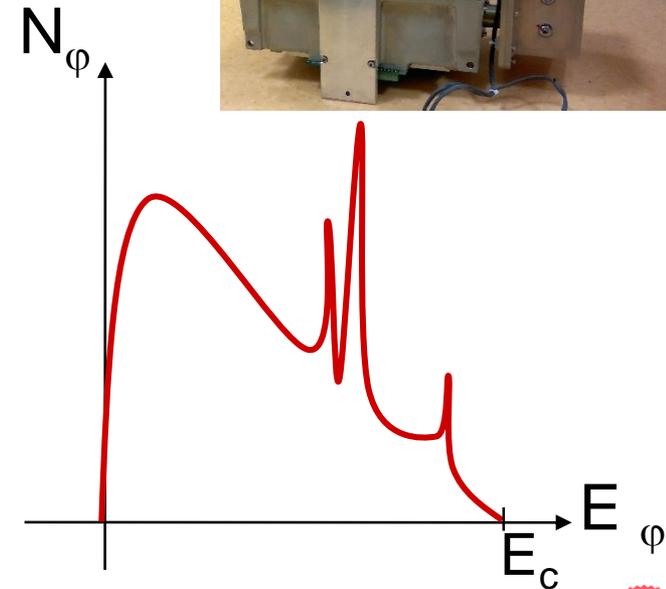
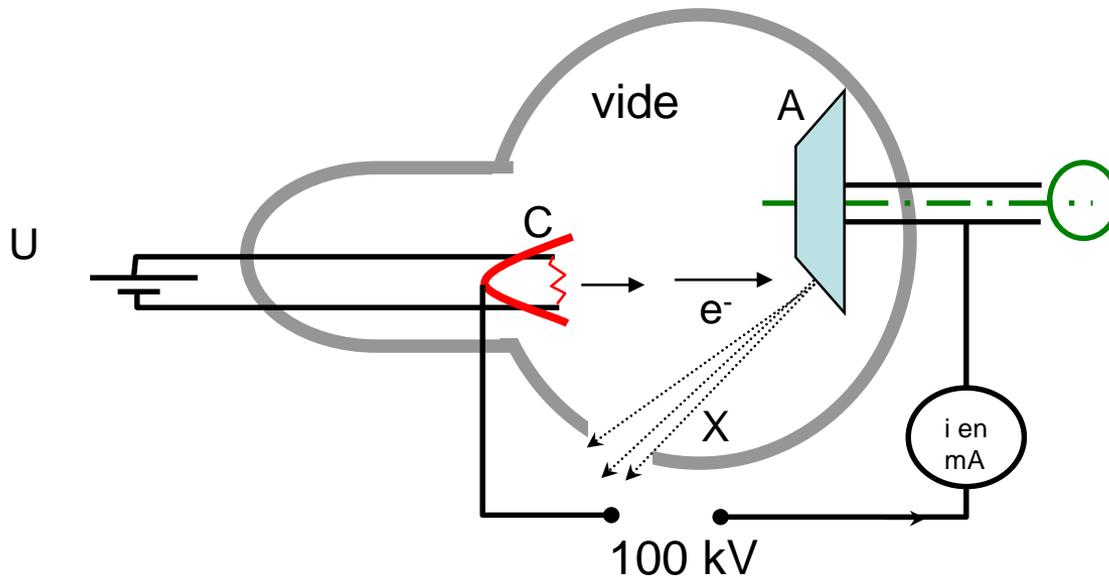
PRODUCTION DE RAYONS X

- 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).



EXERCICE (Concours PACES 2011)

Un tube à rayons X dont l'anode est en tungstène est utilisé avec une tension d'accélération des électrons de 150 kV.

Les énergies d'ionisation des couches K ($n=1, l=0$), L ($n=2, l=0$) et M ($n=3, l=0$) de l'atome de tungstène sont respectivement 69,5 keV, 12,1 keV et 2,8 keV.

- A. L'énergie véhiculée par le rayonnement X produit est principalement le fait d'un rayonnement de freinage.
- B. Le spectre du rayonnement X produit est un spectre continu au sein duquel peuvent être observées des raies surajoutées d'énergie 66,7 keV et 57,4 keV.
- C. L'énergie véhiculée par le rayonnement X produit est principalement le fait de photons de 9,3 keV.
- D. Une raie unique est observée à 9,3 keV dans le spectre du rayonnement X produit.
- E. S'il est focalisé sur un tissu humain vivant, le rayonnement X produit par ce tube est capable de créer des radicaux libres.
- F. L'énergie des photons émis varie entre 0 et 175 keV
- G. Des photons X non ionisants prédominent dans le rayon X observé

Connaissance

Réflexion

Les deux

$$69,5 - 2,8 = 66,7$$

$$69,5 - 12,1 = 57,4$$

$$12,1 - 2,8 = 9,3$$

pas unique

entre 0 & 150 keV

autoabsorbés



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 : ${}^A_ZX \rightarrow {}^{A'}_ZY + \text{particules}$
- 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

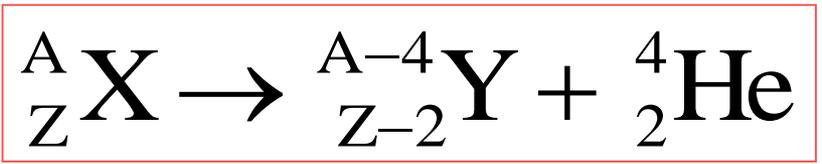
DESINTEGRATIONS RADIOACTIVES

- 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 :

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

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

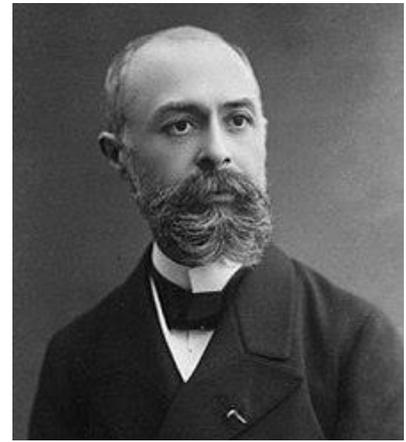
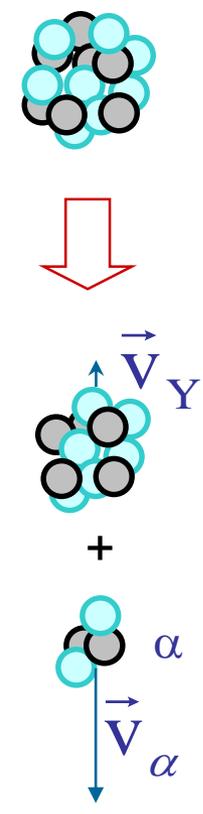
$$E_d = [M(X) - Z.m_e - M(Y) + (Z - 2).m_e - M(\alpha) + 2.m_e].c^2$$

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

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



Henri Becquerel
1852-1908



RADIOACTIVITE ALPHA

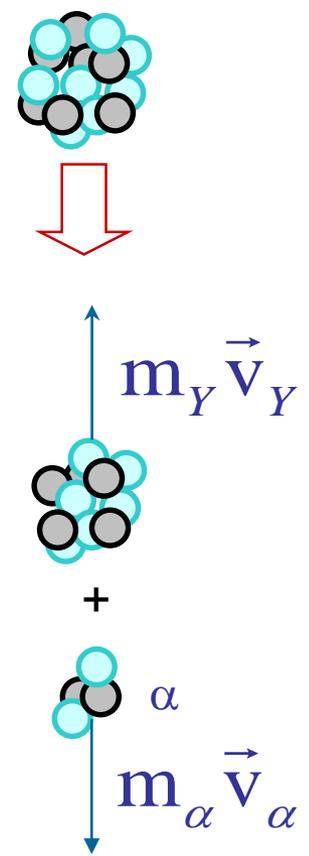
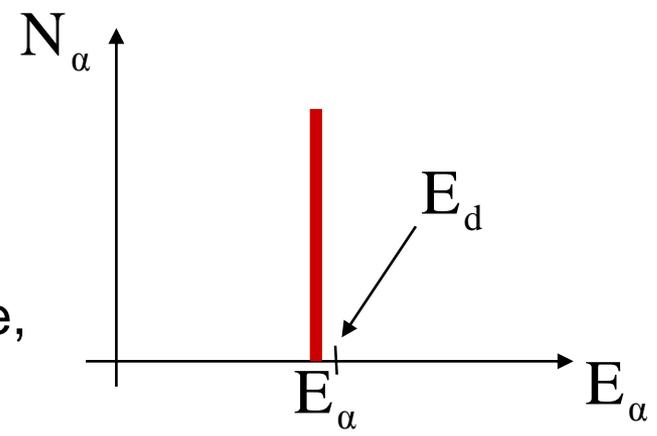
- **Spectre de raie unique** (approximation) :

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

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

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

Énergie des 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**

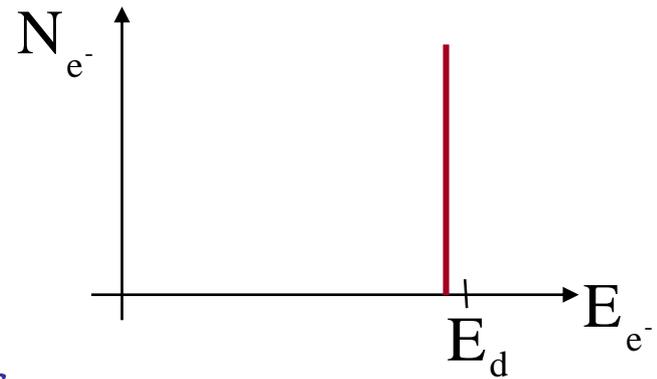
RADIOACTIVITE BETA MOINS

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

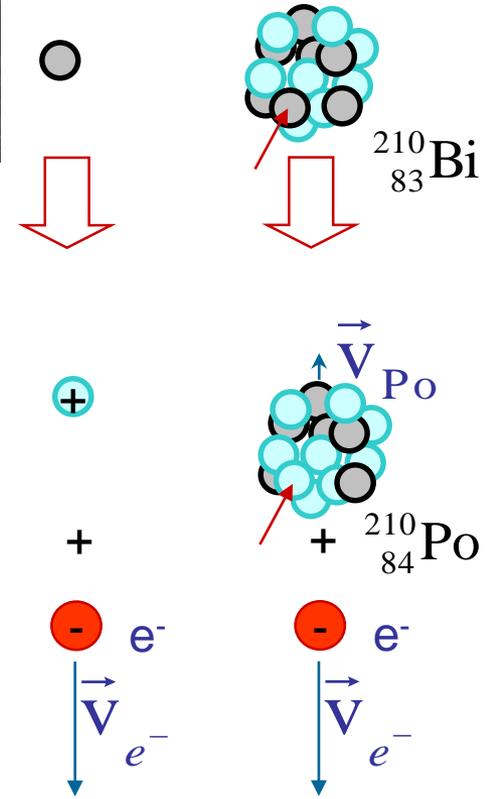
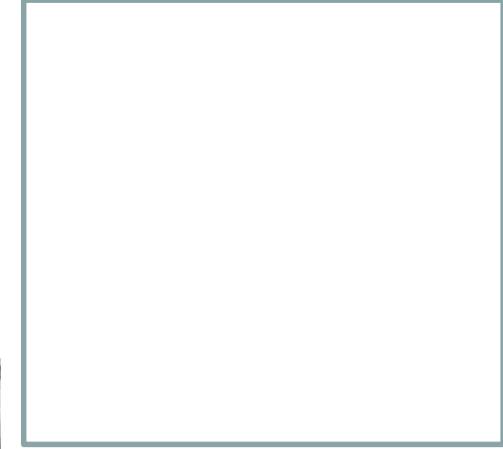


- Energie disponible :

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



Spectre de raies ?



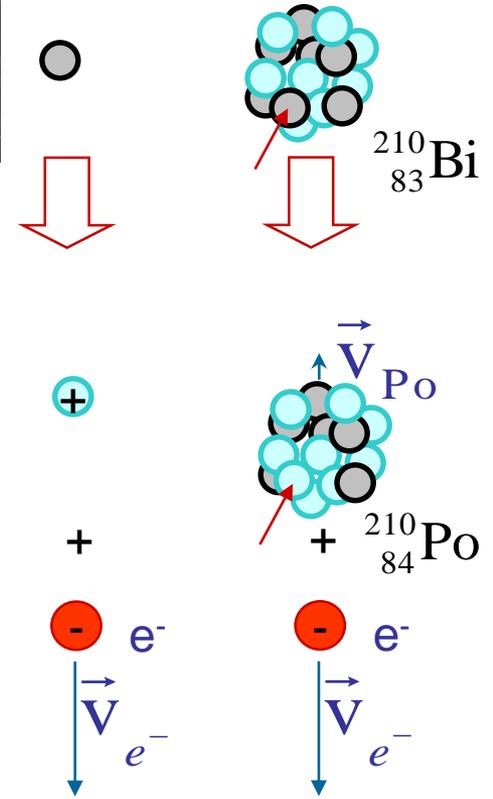
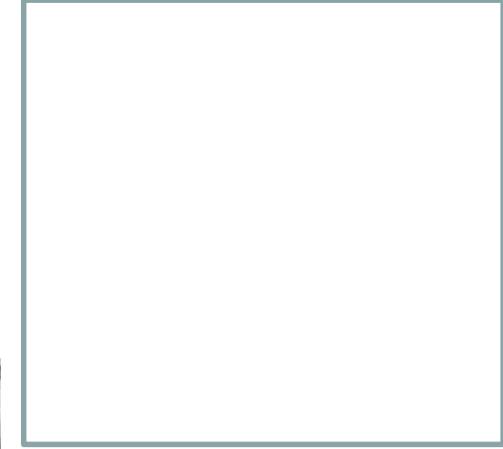
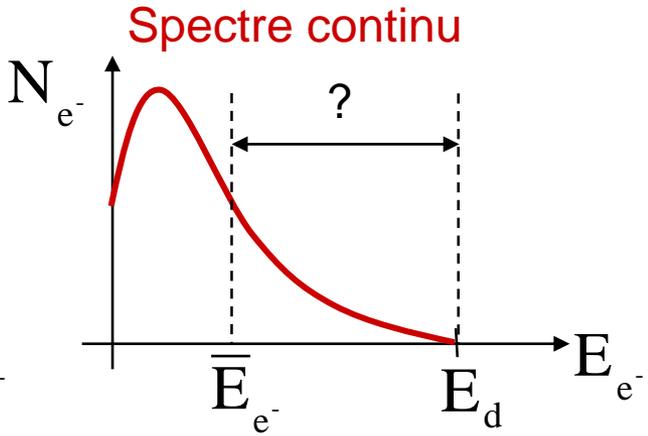
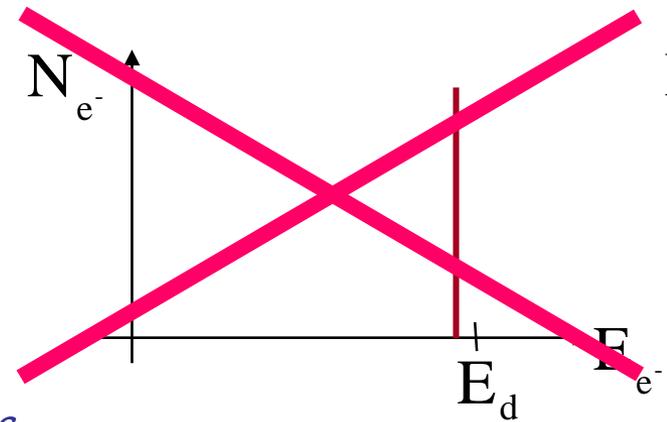
RADIOACTIVITE BETA MOINS

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



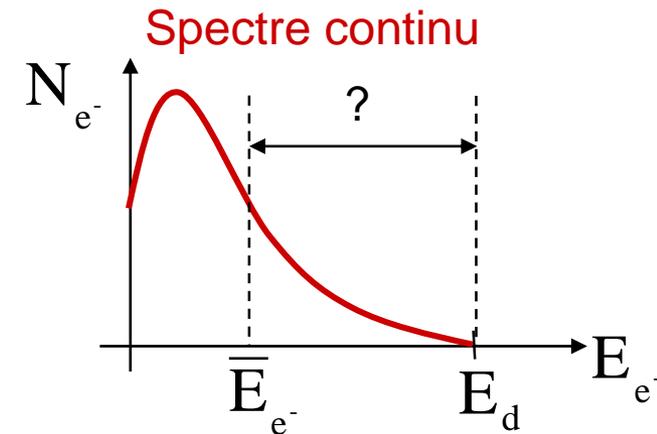
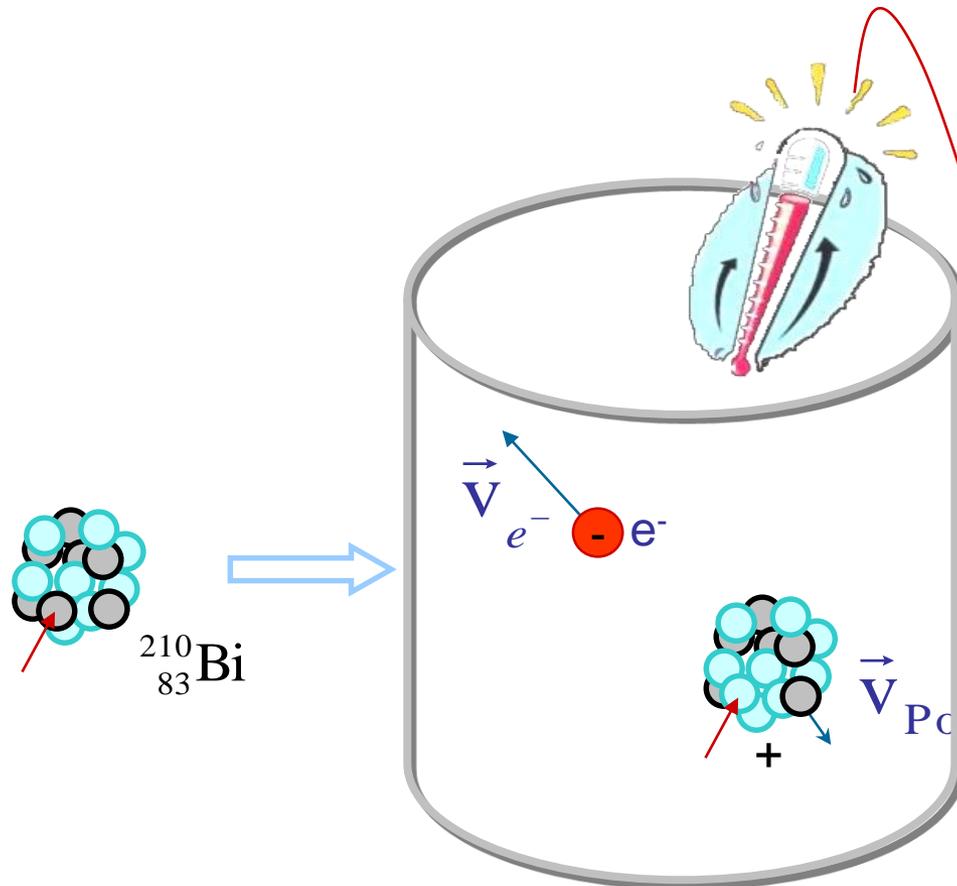
- Energie disponible :

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



RADIOACTIVITE BETA MOINS

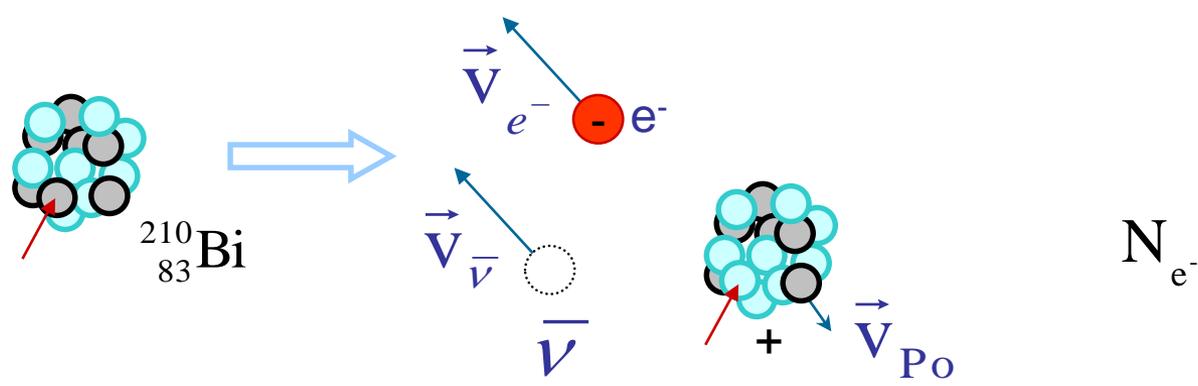
- Où est perdue l'énergie ?
Ralentissement variable des e^- (1922, Meitner) ?



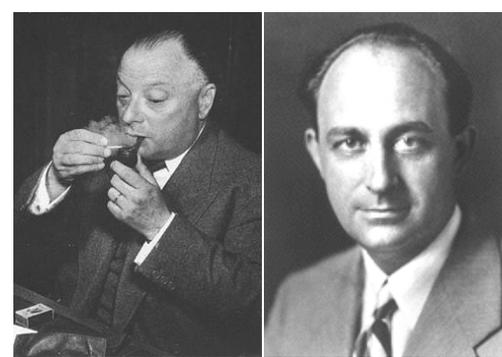
1925, Ellis et Wooster : calorimétrie

RADIOACTIVITE BETA MOINS

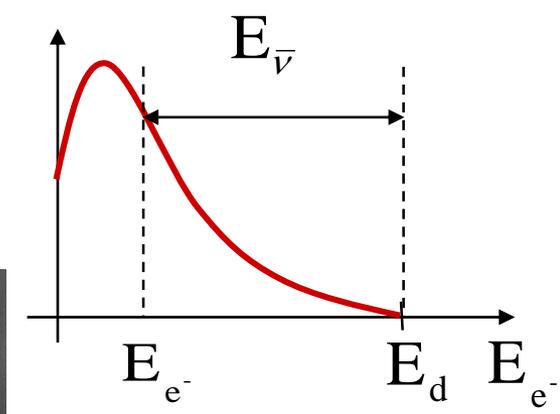
- Où est perdue l'énergie ?
1931, Pauli: émission d'une particule non détectée ?



- 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

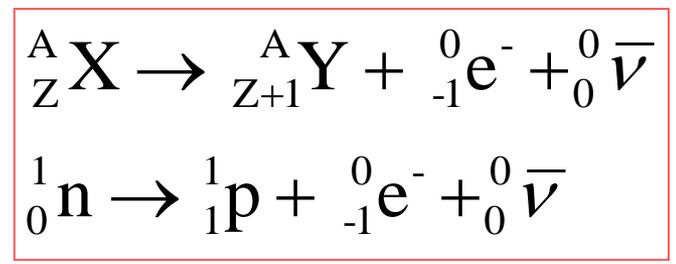


Spectre continu (pour l' e^- et le $\bar{\nu}$)



RADIOACTIVITE BETA MOINS

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



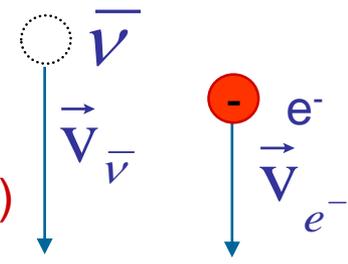
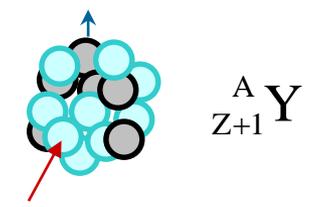
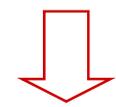
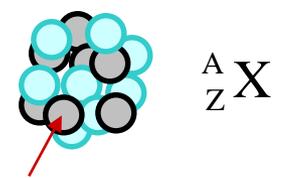
- Energie disponible :

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

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

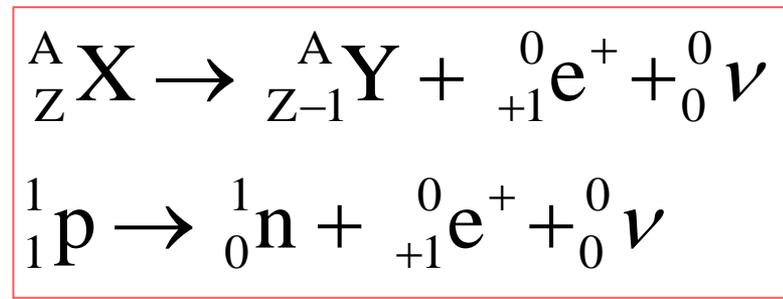
- Spectre **continu** pour l'électron, ionisant

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



RADIOACTIVITE BETA PLUS

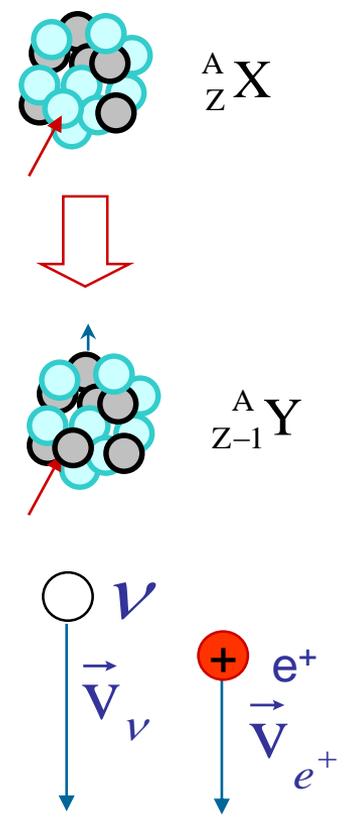
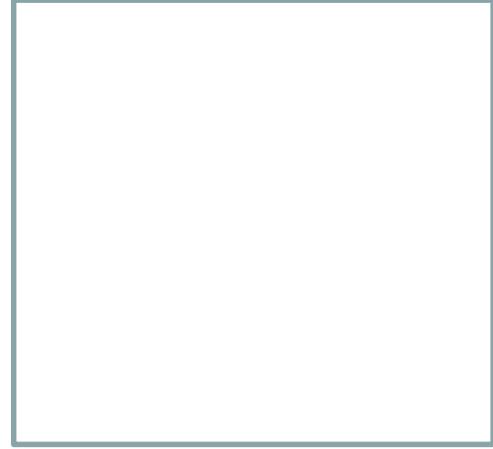
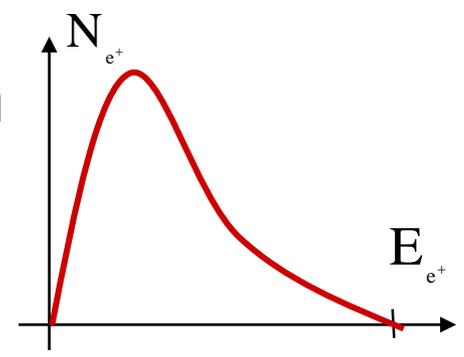
- Emission d'un **positon** et d'un **neutrino** par un noyau riche en protons :



- Energie disponible :

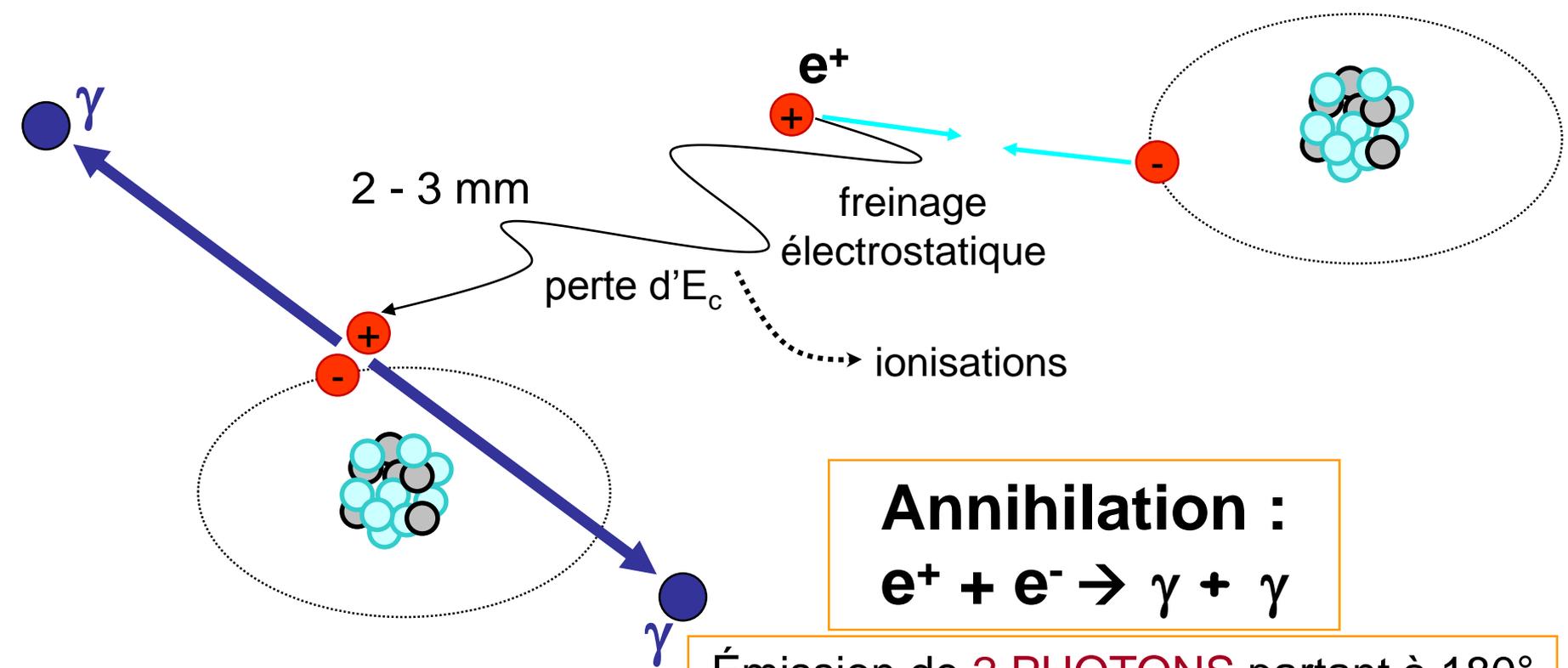
$$E_d = [M(X) - M(Y) - m_e]c^2 = [\mathcal{M}(X) - \mathcal{M}(Y) - 2m_e]c^2$$

- Spectre **continu** du positon



RADIOACTIVITE BETA PLUS

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



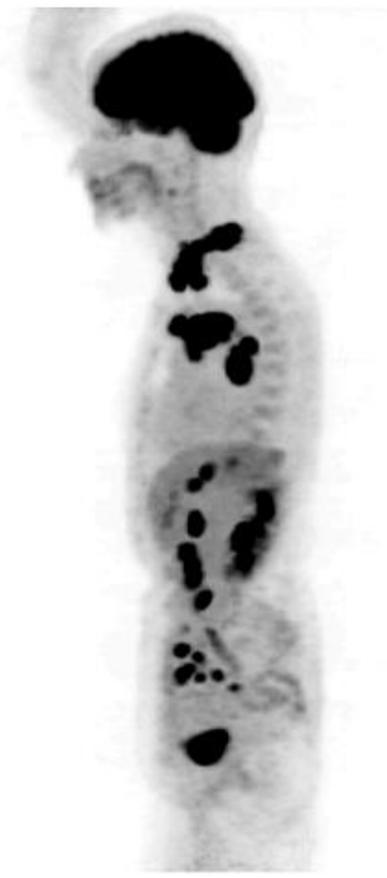
Annihilation :
 $e^+ + e^- \rightarrow \gamma + \gamma$

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

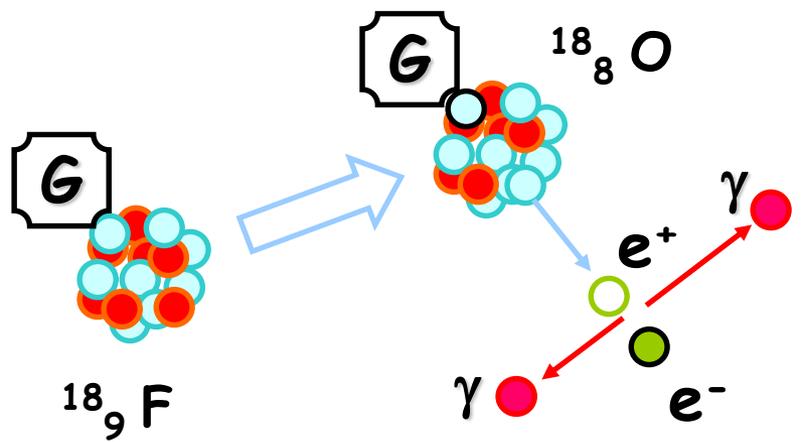


RADIOACTIVITE BETA PLUS

- Application :

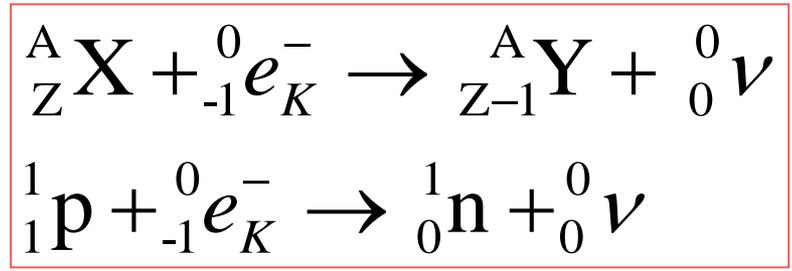


Tomographie
par
Émission de
Positons (TEP)
=
Scintigraphie
de coïncidence



CAPTURE ELECTRONIQUE

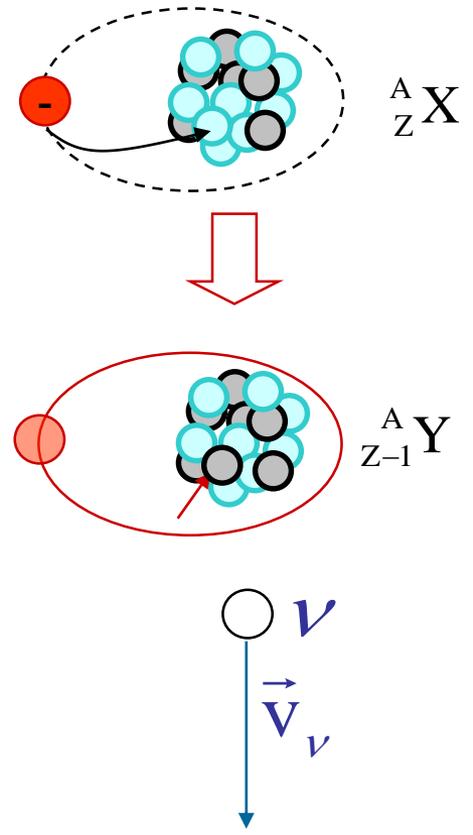
- Capture d'un électron atomique K par un noyau riche en protons :
 - En compétition avec β^+



- Energie disponible :

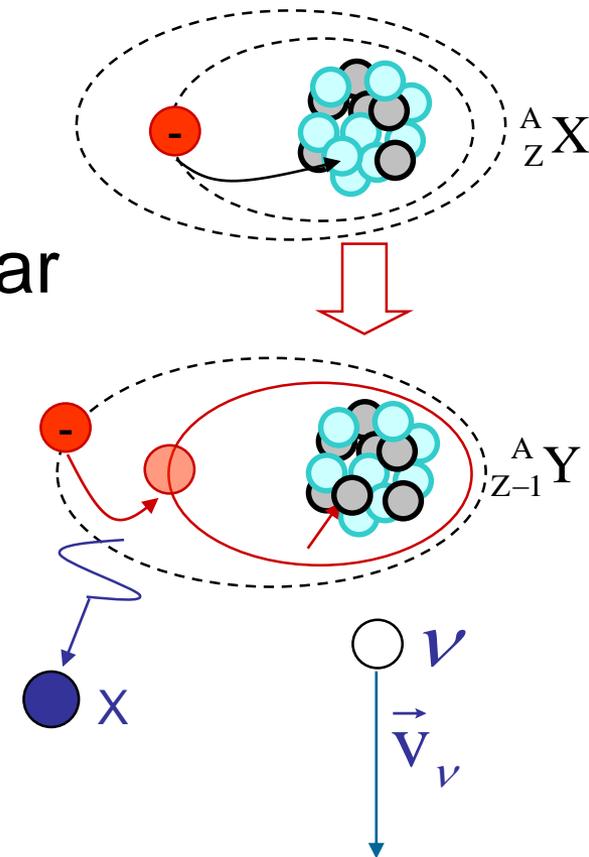
$$E_d = [M(X) + m_e - M(Y)]c^2 - E_K^i$$

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



CAPTURE ELECTRONIQUE

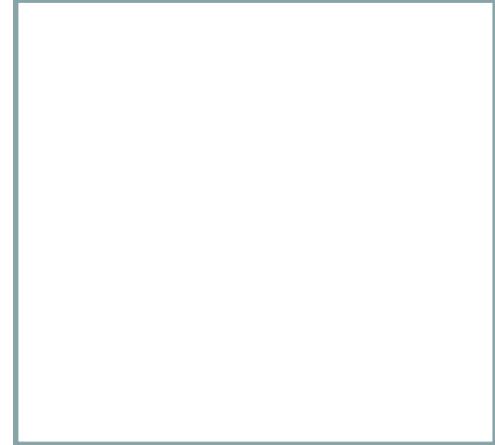
- Il s'ensuit l'émission de photons X de fluorescence caractéristiques de l'atome fils Y
- Application : dosage de protéines par Radio-Immuno-Array (RIA) via un comptage X
 - Application : comptage à 35 keV pour de l' ^{125}I fixée sur la molécule à doser.



RADIOACTIVITE PAR INTERACTION EM

Il en existe 3 modes :

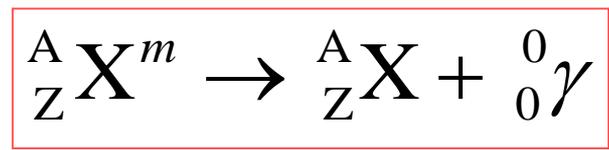
- Radioactivité gamma (γ)
- Conversion interne
- Création de paires



RADIOACTIVITE GAMMA (Villard 1900)



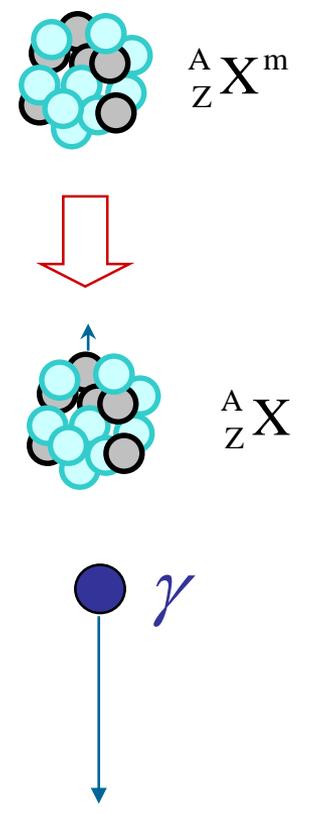
- Emission d'un **photon** :



- Energie disponible :

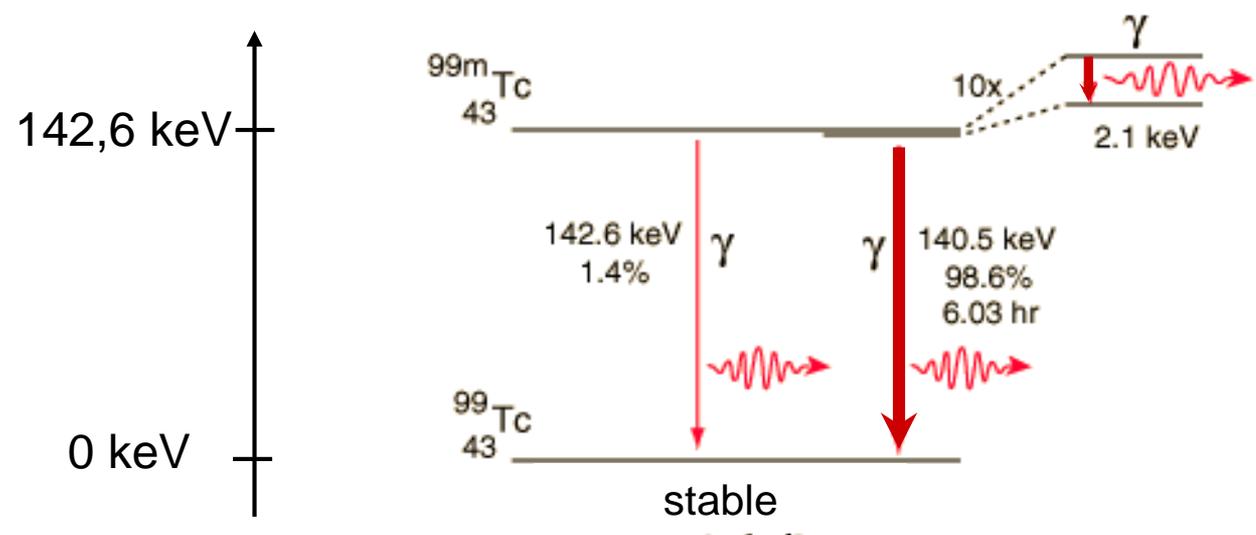
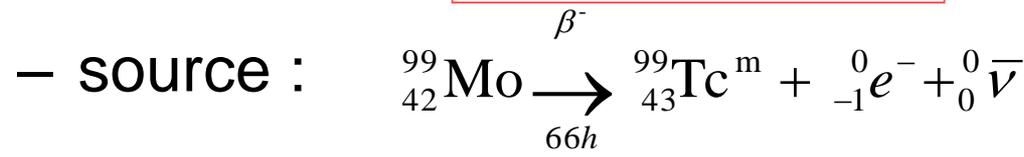
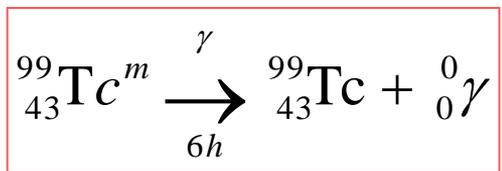
$$E_d \approx E_\gamma = hf = \frac{hc}{\lambda} = [M({}^A_Z X^m) - M({}^A_Z X)]c^2$$

- Spectre **de raies**



RADIOACTIVITE GAMMA

- Applications : le technétium 99m



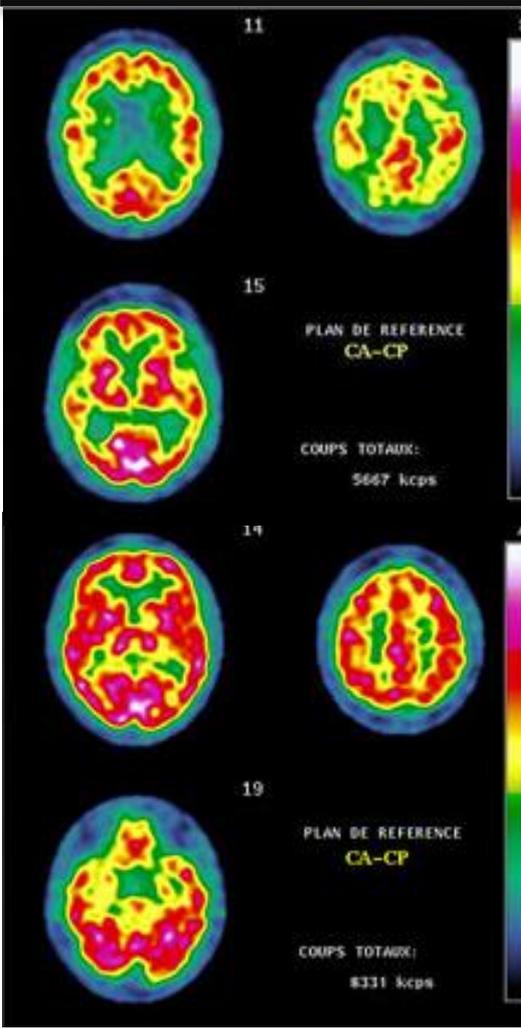
Scintigraphie
d'émission
mono-
photonique :

Single
Photon
Emission
Computed
Tomography

- D'autres isotopes sont utilisés (${}_{53}^{123}\text{I}$, ${}_{36}^{81}\text{Kr}$, ${}_{49}^{111}\text{In}$, ${}_{81}^{201}\text{Tl}$...)



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

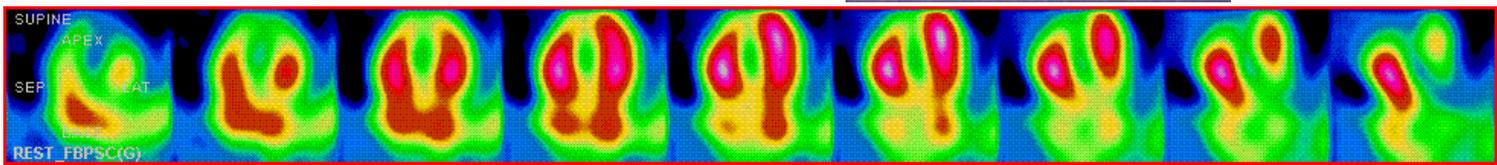
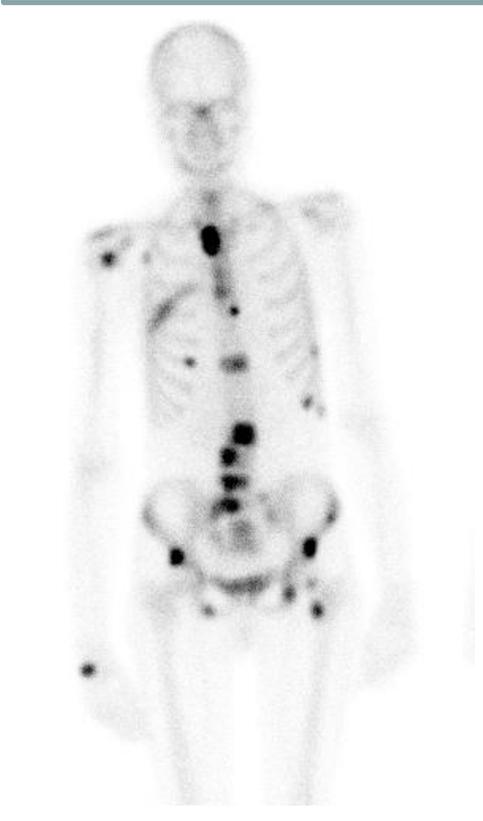
Name	PalRa (ECToolbox Abr
Pat ID	376162
Study	
Dataset	stress
Date	02/20/1996 15:33:43
Matrix	64x64
Slices	17
Intervals	8
Mm/Vox	6.37
Counts	386
Volume	105ml [1]
EDV	108ml [8]
ESV	43ml [4]
SV	64ml
EF	60%

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

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

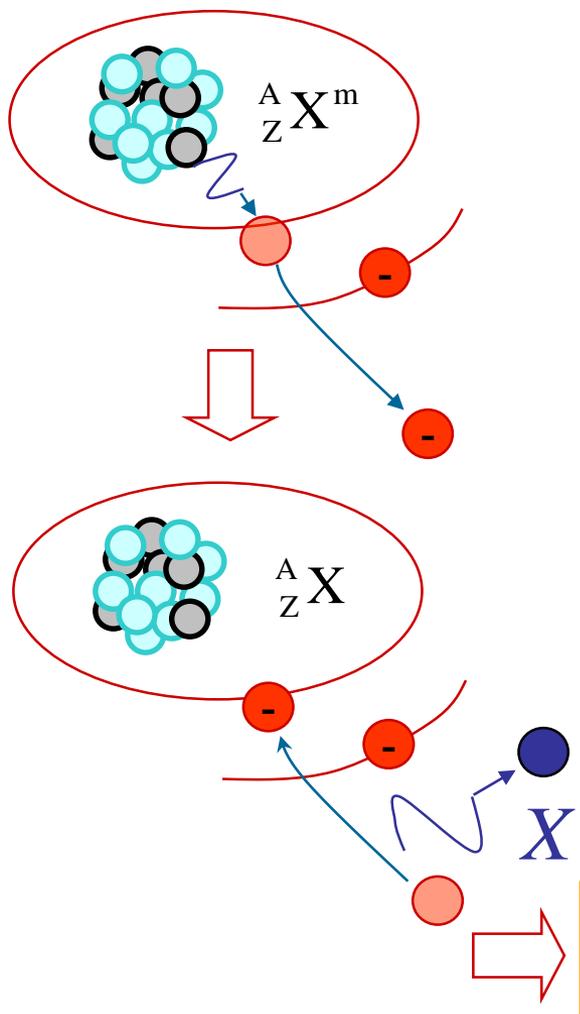
Volume (ml) / Interval

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



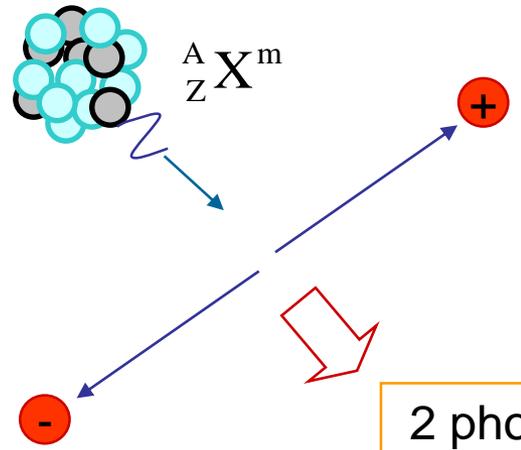
AUTRES RADIOACTIVITES PAR INTERACTION EM

- Conversion interne



spectre de raies de fluorescence X

- 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^+

EXERCICE (concours 2013)

On observe l'apparition de manganèse $^{55}_{25}\text{Mn}$ (masse atomique de 54,938 047 u) au sein de fer $^{55}_{26}\text{Fe}$ (masse atomique 54,938 296 u), sans émission de particule chargée positivement ($1 \text{ u} = 931,5 \text{ Mev}/c^2$).

On donne: $E_i^{1s} (^{55}_{26}\text{Fe}) = 7,11 \text{ keV}$ et $E_i^{1s} (^{55}_{25}\text{Mn}) = 6,54 \text{ keV}$
 $E_i^{2s} (^{55}_{26}\text{Fe}) = 0,85 \text{ keV}$ et $E_i^{2s} (^{55}_{25}\text{Mn}) = 0,77 \text{ keV}$
 $E_i^{2p} (^{55}_{26}\text{Fe}) = 0,72 \text{ et } 0,71 \text{ keV}$ et $E_i^{2p} (^{55}_{25}\text{Mn}) = 0,65 \text{ et } 0,64 \text{ keV}$

- Connaissance
- Réflexion
- Les deux

1- Ecrire la réaction en cause $^{55}_{26}\text{Fe} + {}^0_{-1}e_K^- \rightarrow ^{55}_{25}\text{Mn} + {}^0_0\nu$

2- Calculer l'énergie emportée par la particule émise

$$E_d = [\mathfrak{m} (^{55}_{26}\text{Fe}) - \mathfrak{m} (^{55}_{25}\text{Mn})] \cdot c^2 - E_K^i (^{55}_{26}\text{Fe})$$

$$= [54,938296 - 54,938047] \cdot 931,5 - 7,11 \cdot 10^{-3} = 224,83 \text{ keV}$$

3- Calculer l'énergie des photons émis après la réaction

(hors Auger sur M) $L1 \rightarrow K : 6,54 - 0,77 = 5,77 \text{ keV}$
 $L2 \rightarrow K : 6,54 - 0,65 \text{ ou } 0,64 = 5,89 \text{ keV ou } 5,90 \text{ keV}$
 $L2 \rightarrow L1 : 0,77 - 0,65 \text{ ou } 0,64 = 0,12 \text{ keV ou } 0,13 \text{ keV}$ } Fluorescence X



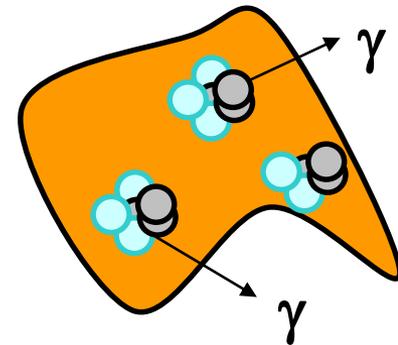
OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 8

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 $\bar{C} = -\Delta N = \lambda \cdot N \cdot \Delta t$
- **P(C _{Δt} =n)** : probabilité de mesurer $n \neq \bar{C}$ photons issus de désintégrations dans un intervalle de temps Δt
- Le phénomène de désintégration est aléatoire
 - **sans mémoire** : désintégrations indépendantes
 - **stationnaire** : proba(désintégration entre t et $t+\Delta t$) ne dépend que de Δt , et pas de t .
 - **rare** $\lambda \ll 1$



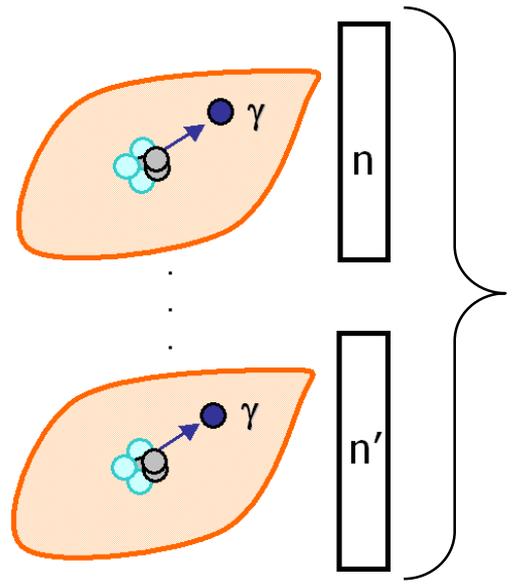
\bar{C} photons γ

LOI DE DECROISSANCE RADIOACTIVE

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



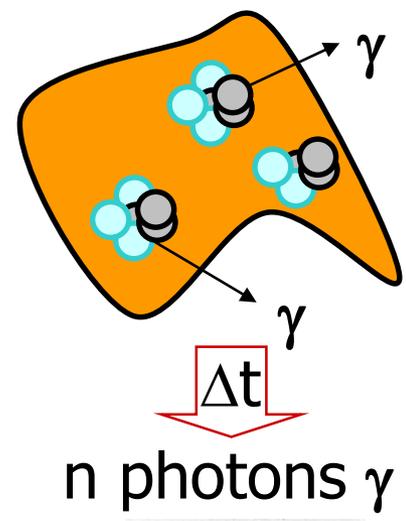
Processus **POISSONNIEN**



$\bar{C} = \lambda \cdot N \cdot \Delta t$
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
1781-1840



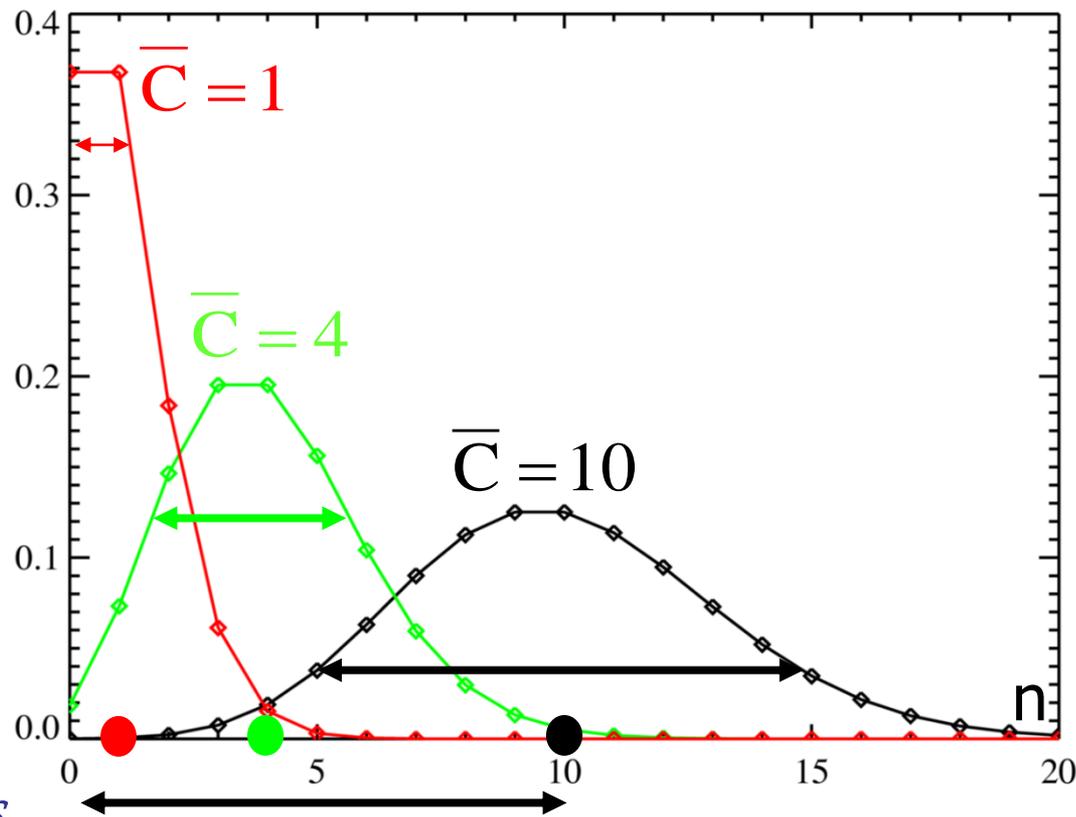
LOI DE DECROISSANCE RADIOACTIVE

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



Processus **POISSONNIEN**

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



Propriété essentielle d'une statistique de Poisson :

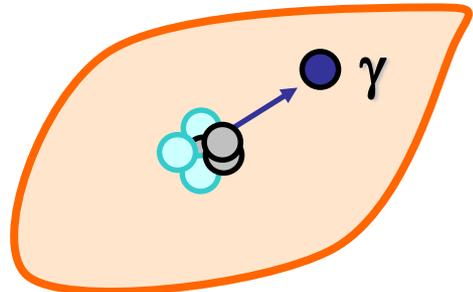
$$\bar{C} = \lambda N \Delta t = \sigma^2$$

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

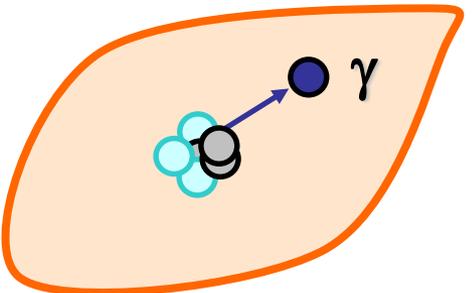
$$\frac{S}{B} = \sqrt{\bar{C}}$$

LOI DE DECROISSANCE RADIOACTIVE

Processus aléatoire suivant une loi de Poisson : $\sigma^2 = \bar{C}$

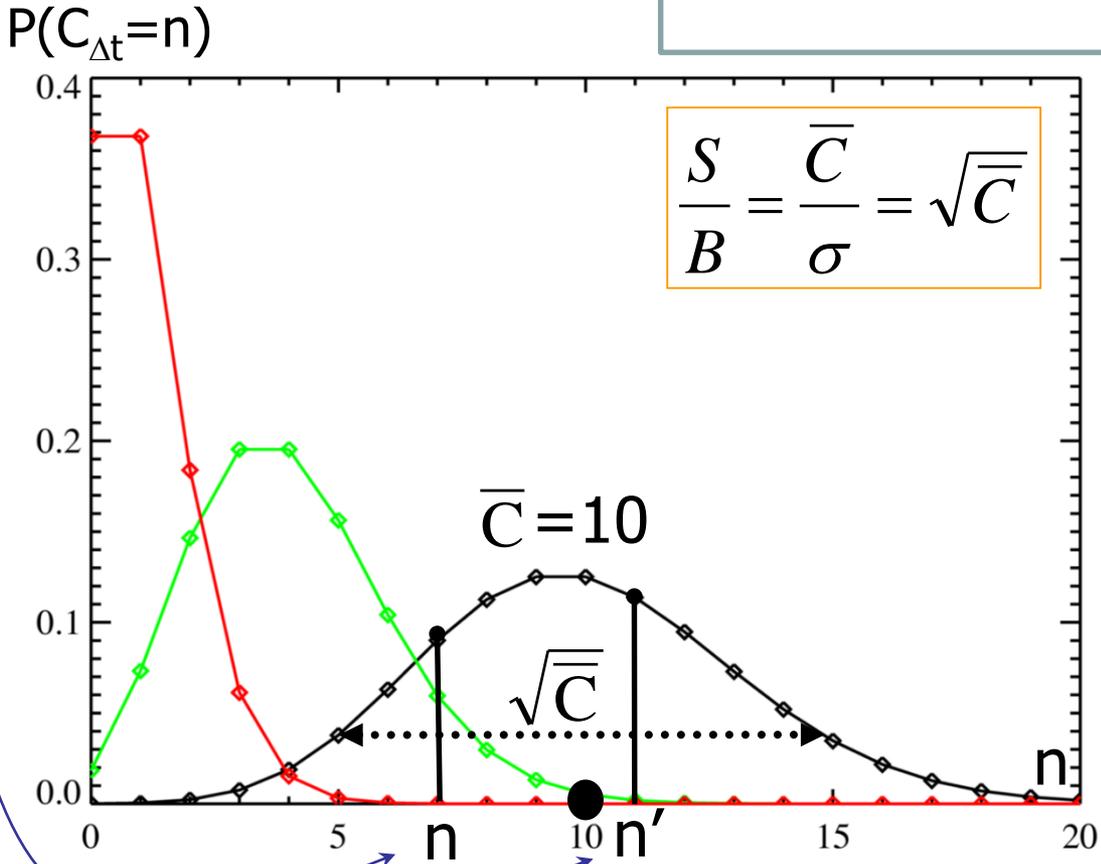


n



n'

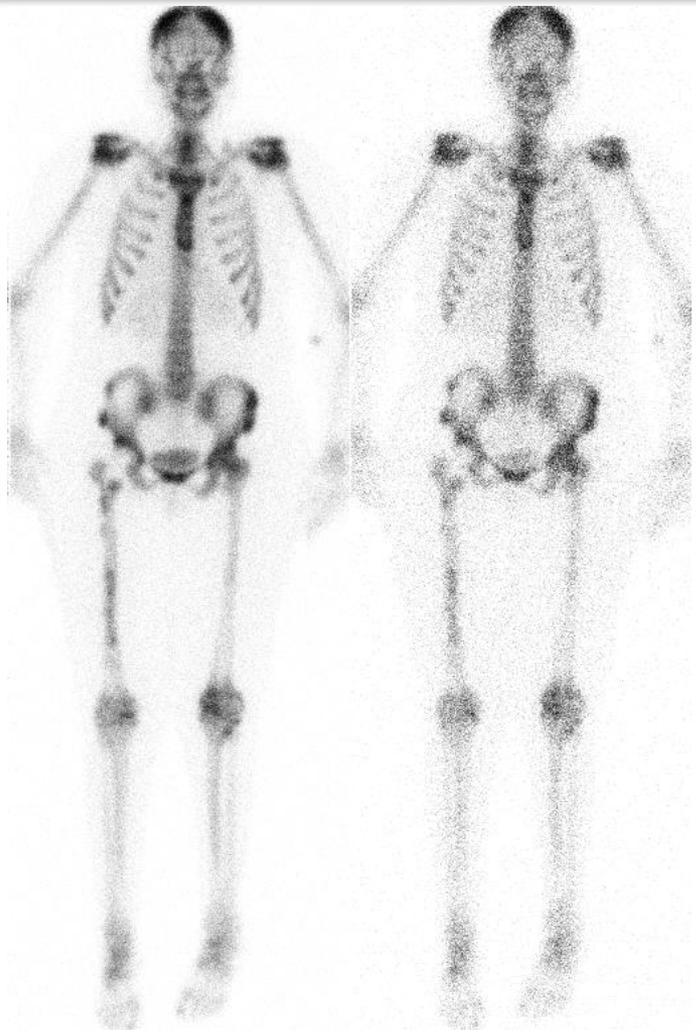
$$C \in [\bar{C} - \sqrt{\bar{C}}, \bar{C} + \sqrt{\bar{C}}]$$
$$p = 68,3\%$$



« 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 = probabilité qu'un isotope se désintègre/sec

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

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

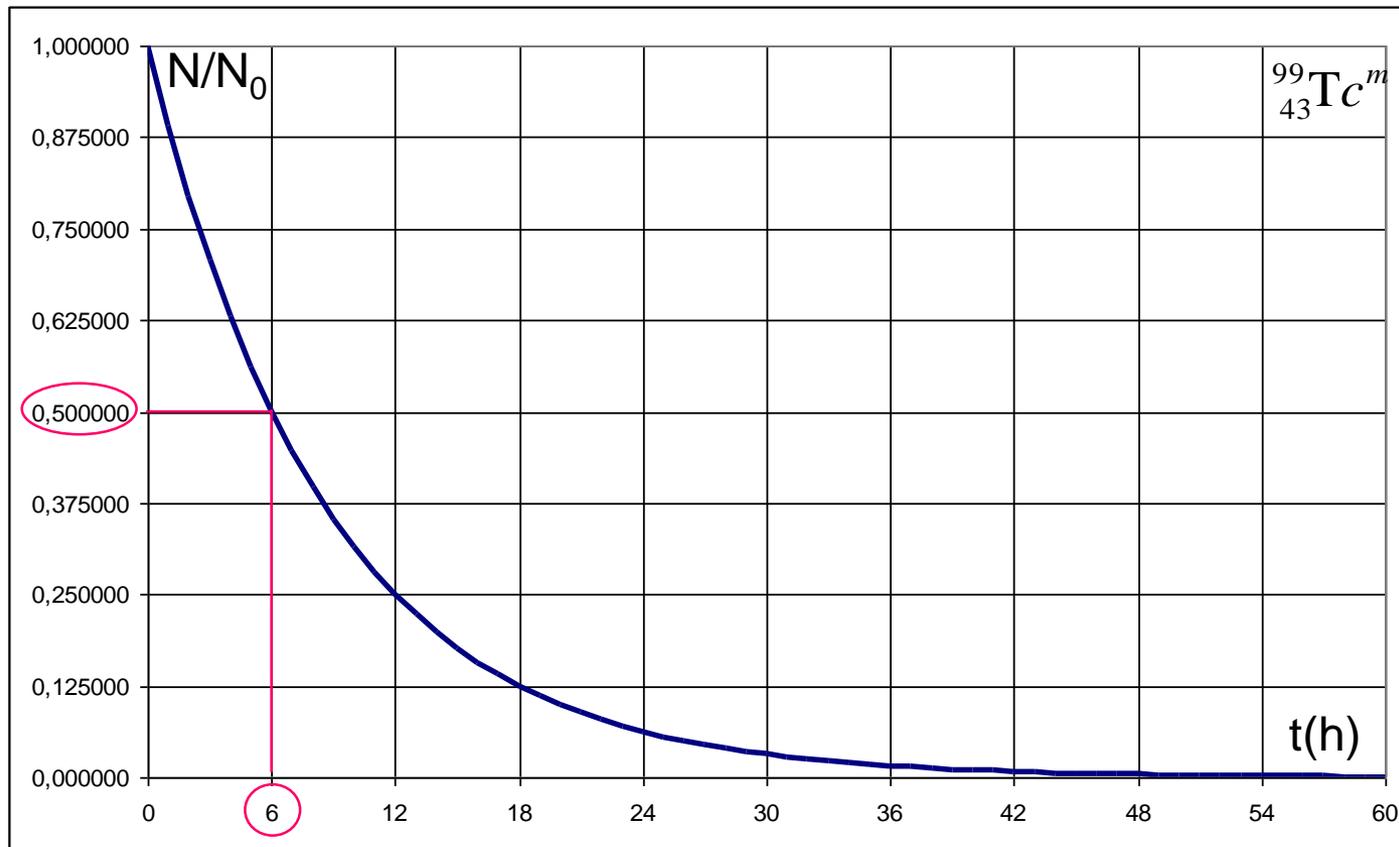
en intégrant : $\ln N = -\lambda.t + K$

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

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

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

LOI DE DECROISSANCE RADIOACTIVE



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

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

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

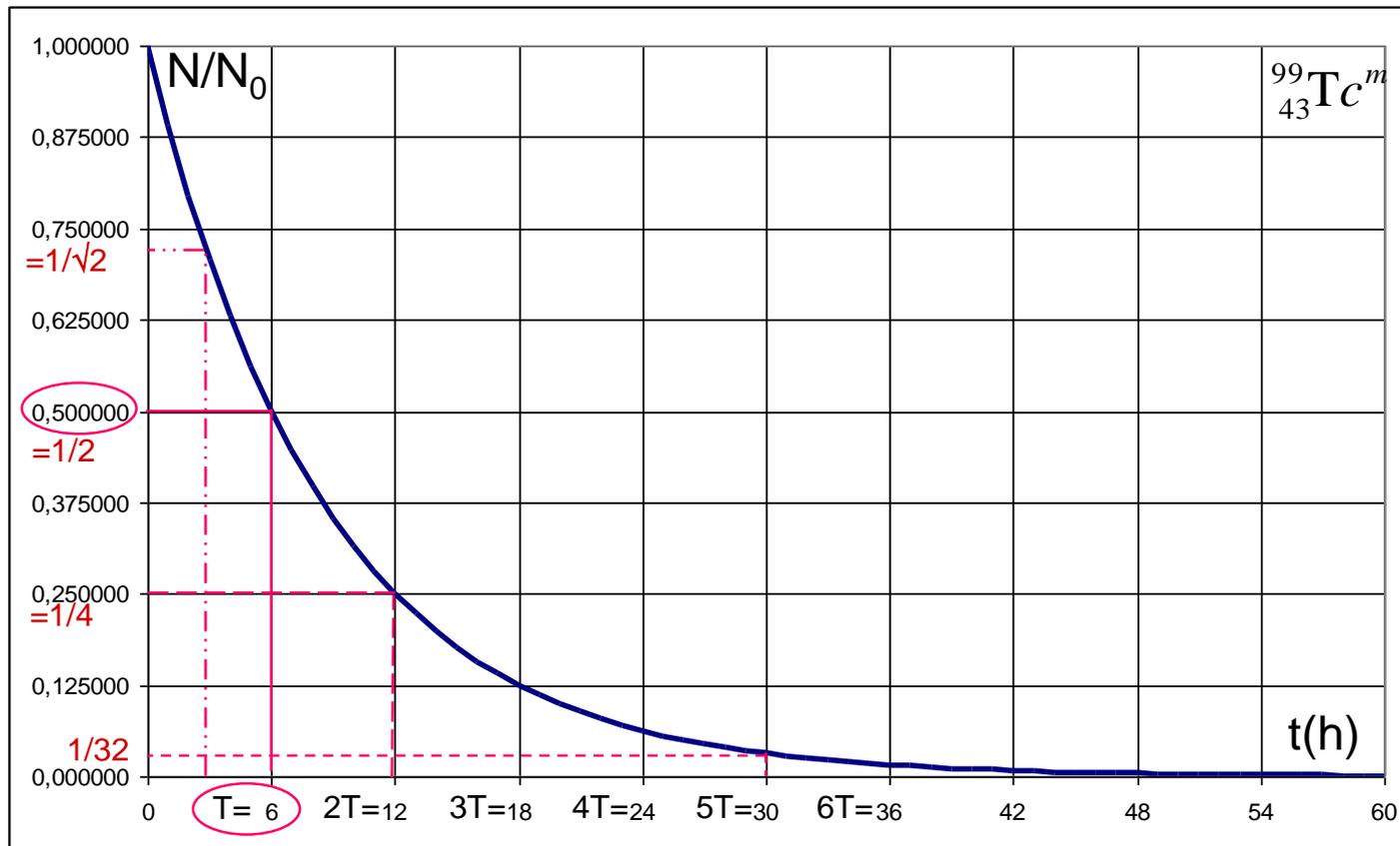
$$N(t) = \frac{N_0}{2^{\frac{t}{T}}}$$

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 ($2^{10}=1024$)

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

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

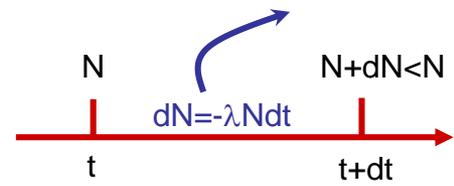


LOI DE DECROISSANCE RADIOACTIVE

Vie moyenne τ d'un isotope avant désintégration:

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

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



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

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

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

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



ACTIVITE

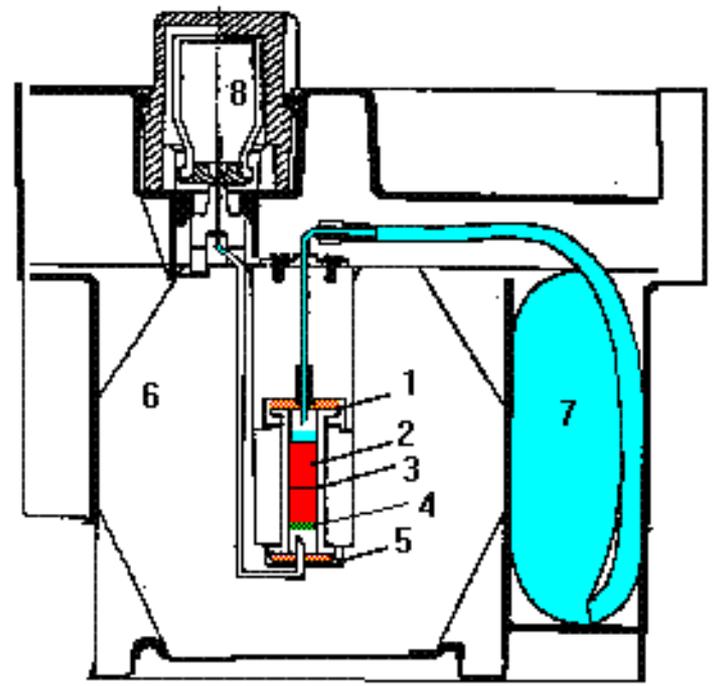
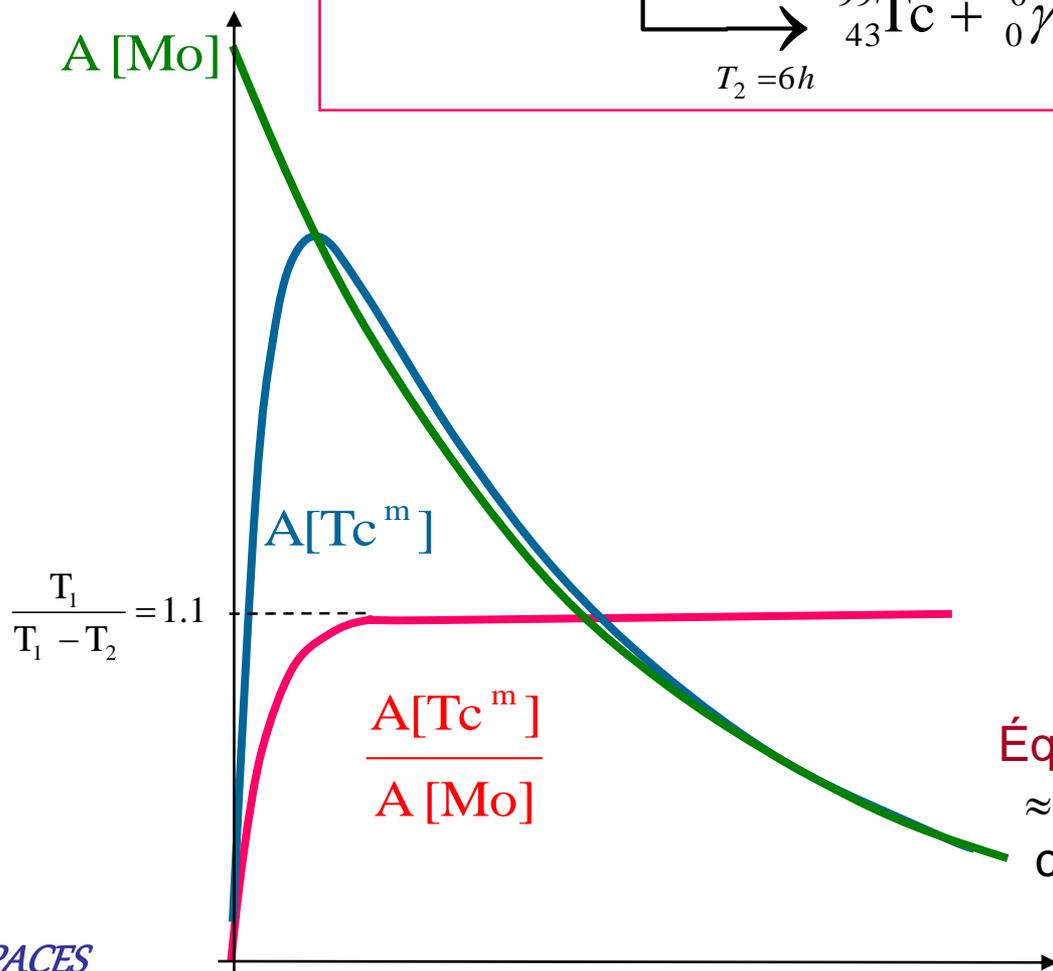
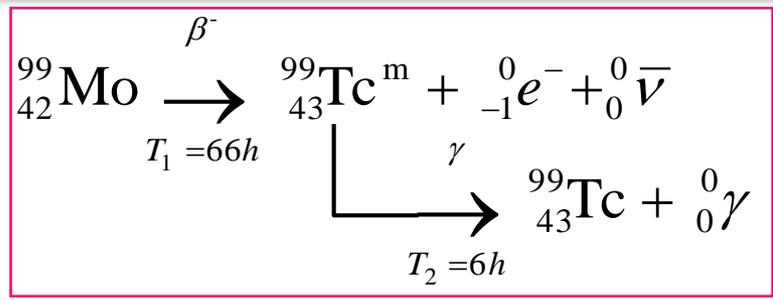
- **Activité**^{DEF} = **nombre de désintégrations par seconde au sein d'un échantillon**
- **Unité SI: Becquerel (Bq) : 1 Bq = désintégration/sec.**
- **Autre unité: curie (Ci) : 1 mCi = 37 MBq**

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

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

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

FILIATIONS RADIOACTIVES



Équilibre séculaire ou de régime :
 ≈ 1 désintégration de ${}^{99}\text{Mo}$ pour
 chaque désintégration de Tc^m .
Le Mo « impose » sa période



EXERCICE

Pour réaliser une scintigraphie osseuse, on administre par voie intraveineuse 3,8 ng de $^{99}_{43}\text{Tc}^m$ ($T = 6 \text{ h}$) à un patient.

1- Déterminer le nombre de moles de molybdène nécessaire à sa production

$$1 \text{ mole} \equiv 99 \text{ g} \Rightarrow 3,8 \text{ ng} \equiv \frac{3,8 \cdot 10^{-9}}{99} = 38,4 \cdot 10^{-12} \text{ moles de } ^{99}_{43}\text{Tc}^m \text{ ou de } ^{99}_{42}\text{Mo}$$

2- Déterminer l'activité injectée

$$38,4 \cdot 10^{-12} \text{ moles} = 23 \cdot 10^{12} \text{ atomes. } A = \lambda N = \frac{\ln 2}{T} N = \frac{\ln 2}{6 \cdot 60 \cdot 60} 23 \cdot 10^{12} = 741 \text{ MBq} = 20 \text{ mCi}$$

3- Déterminer la vie moyenne de ce radio-isotope

$$\tau = \frac{1}{\lambda} = \frac{T}{\ln 2} = 8,6 \text{ h} = 8 \text{ h } 39 \text{ min}$$

4- Quelle conséquence aurait l'administration d'une activité 4 fois plus faible

4 fois moins de photons détectés et S/B divisé par 2 (ou temps de pose x 2)

En supposant l'absence de toute élimination de cet isotope:

5- Combien de photons gamma seront émis dans l'organisme du patient ? $23 \cdot 10^{12}$

6- Quelle % d'activité persistera 24h après l'injection ?

$$t = 24 \text{ h} = 4 \cdot T \Rightarrow A = \frac{A_0}{2^{\frac{t}{T}}} = \frac{A_0}{2^4} = \frac{A_0}{16} = 6,25\% \cdot A_0$$

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

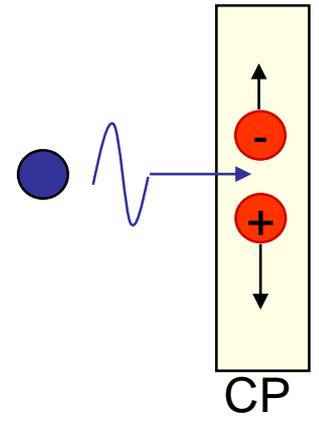
- **Savoir manipuler et utiliser :**

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

MODES D'INTERACTIONS PHOTON-MATIERE

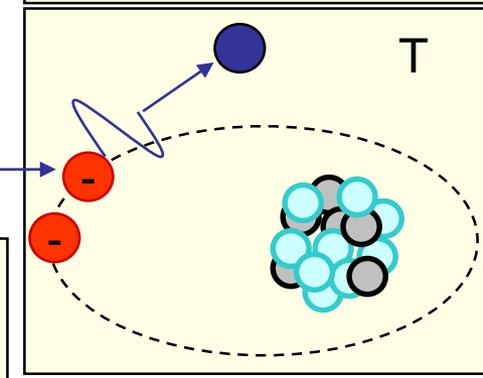
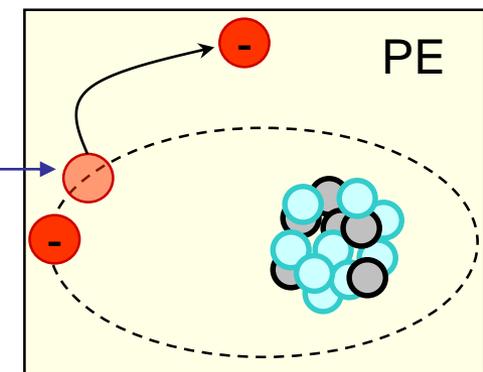
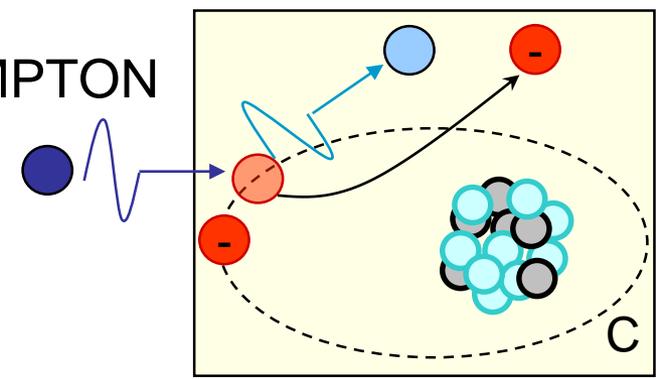
• ABSORPTION

- CREATION DE PAIRES
- PHOTO-ELECTRIQUE



• DIFFUSION

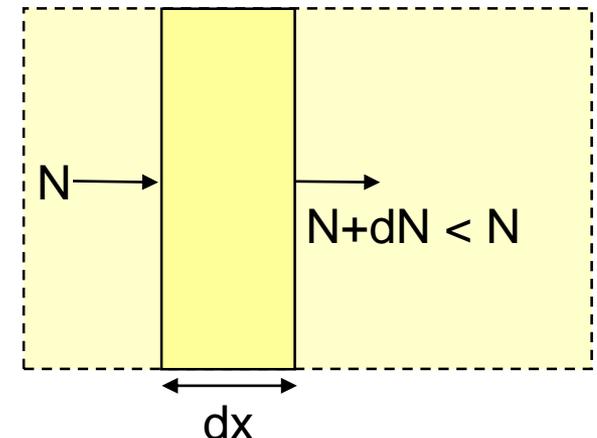
- ELASTIQUE THOMSON
- INELASTIQUE COMPTON



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

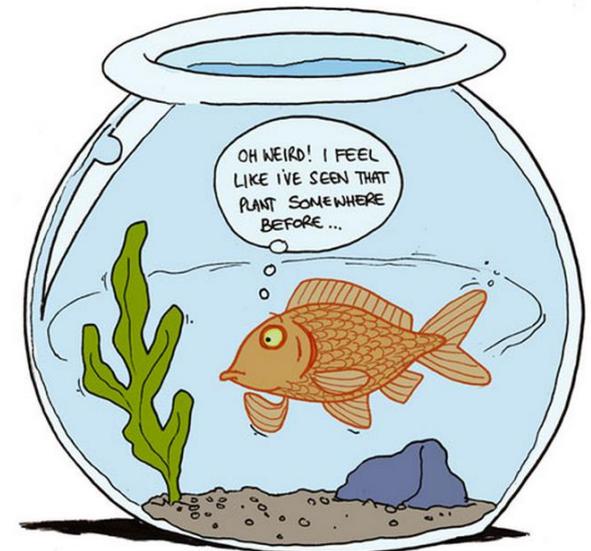
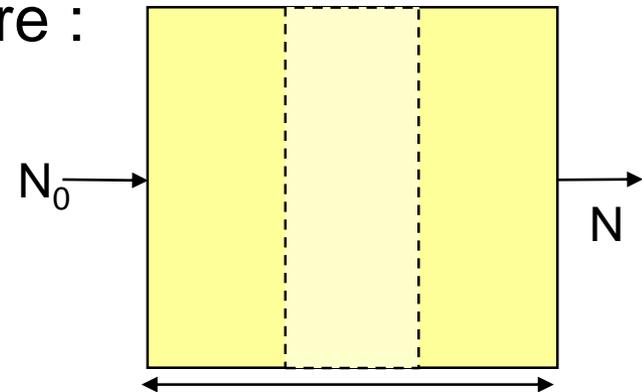
- On définit l'**atténuation** d'un faisceau de photons par le nombre de photons du faisceau ayant **interagit** avec la matière :

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

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

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

N = nombre de photons ayant 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

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

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

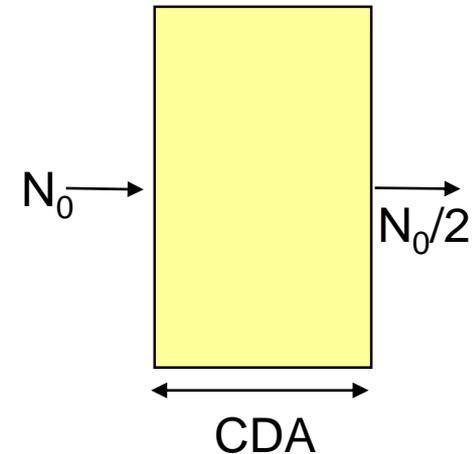
$$N(x) = N_0 e^{-\mu x} = N_0 e^{-\frac{\ln 2}{\text{CDA}} x} \Rightarrow N(x) = N_0 \cdot 2^{-\frac{x}{\text{CDA}}}$$

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

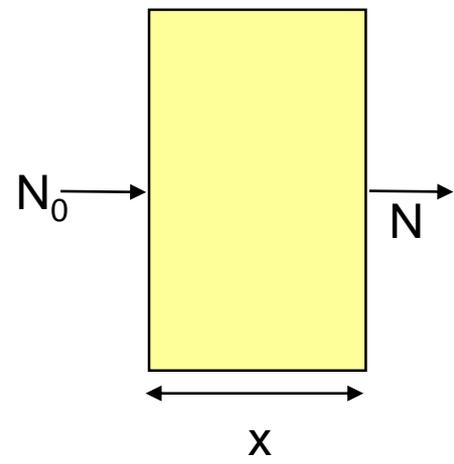
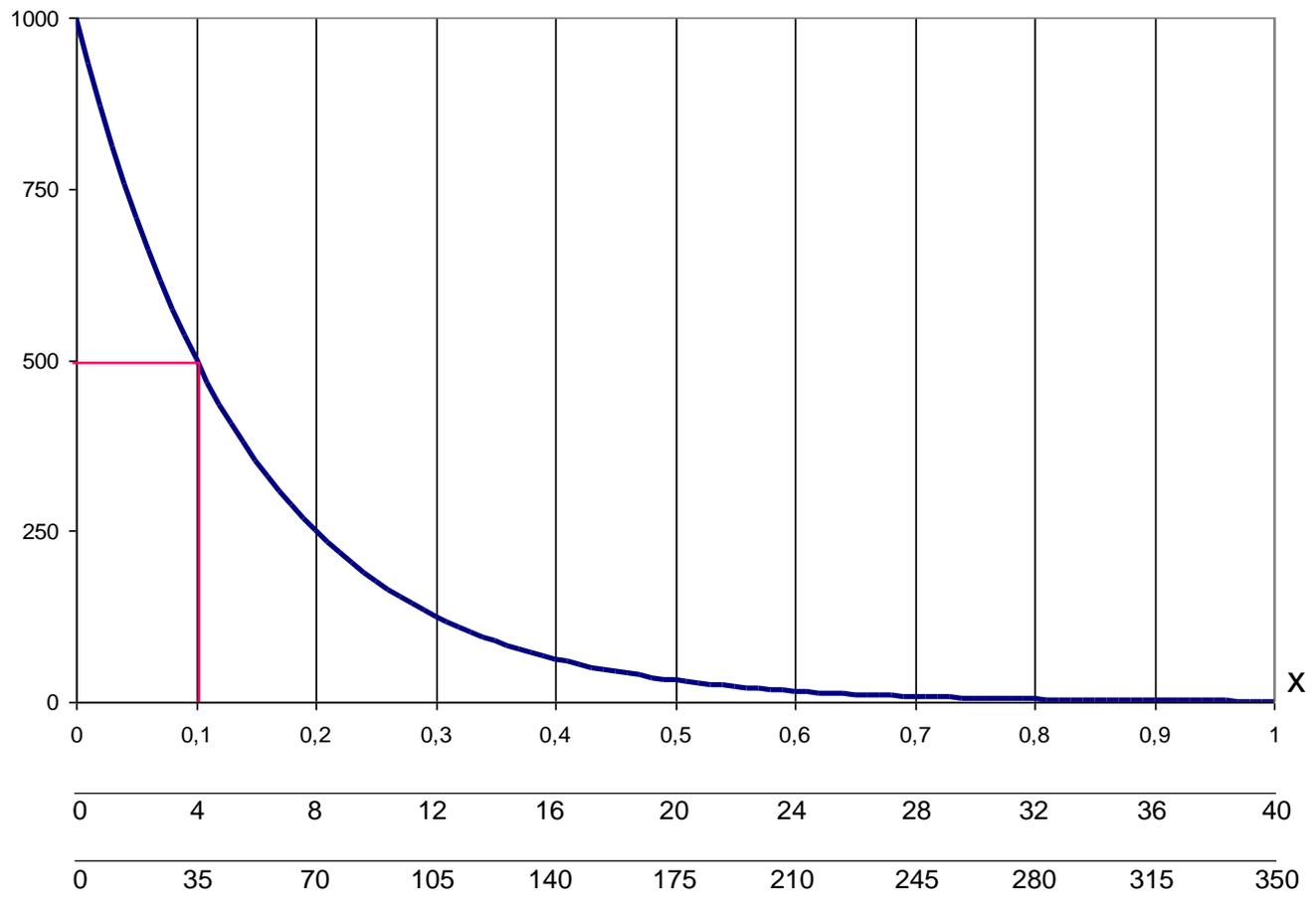
Libre parcours moyen

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

distance moyenne parcourue avant interaction



ATTENUATION DES PHOTONS

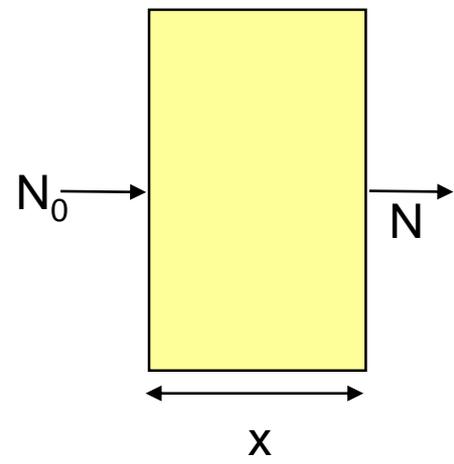
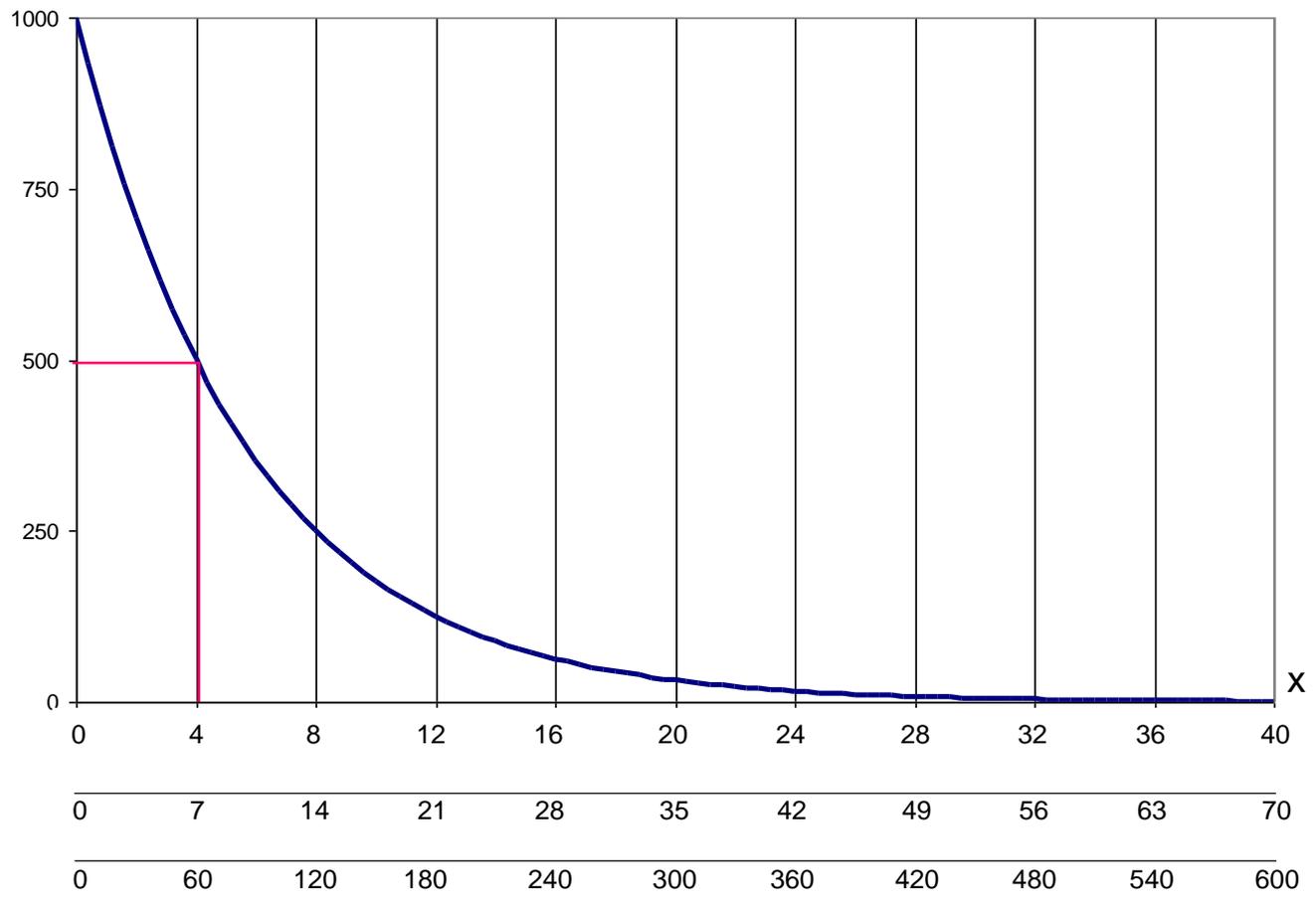


mm de plomb
cm d'eau
m d'air

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

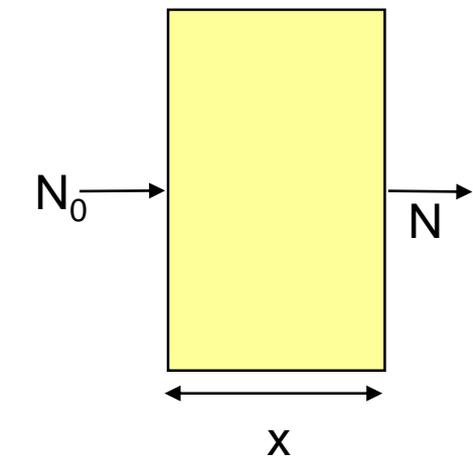
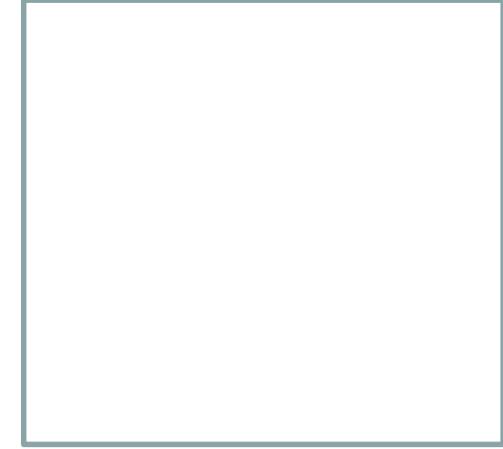
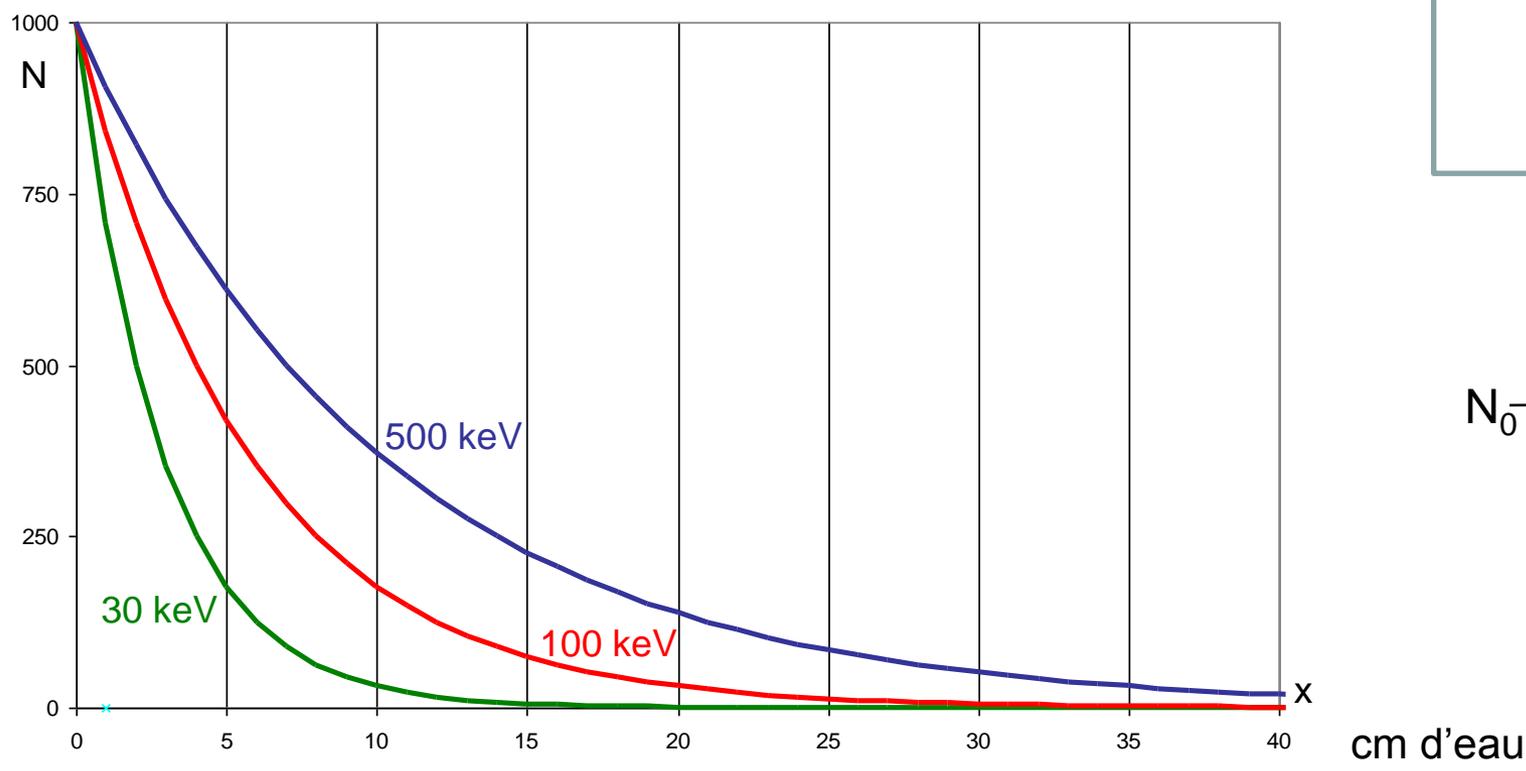


mm de plomb
cm d'eau
m d'air

Photons de 500 keV :
 dans du plomb : CDA = 4 mm
 dans de l'eau : CDA = 7 cm
 dans de l'air : CDA = 60 m



ATTENUATION DES PHOTONS

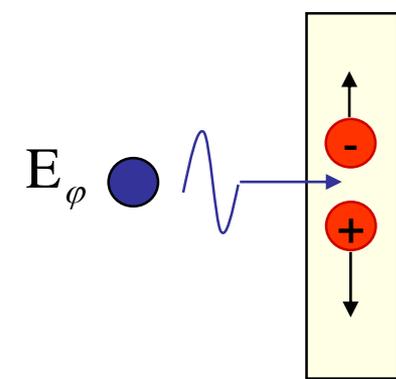


Dans de l'eau :
 photons de 30 keV : CDA = 2 cm \Rightarrow plus atténués
 photons de 100 keV : CDA = 4 cm
 photons de 500 keV : CDA = 7 cm \Rightarrow plus pénétrants



CREATION DE PAIRES

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

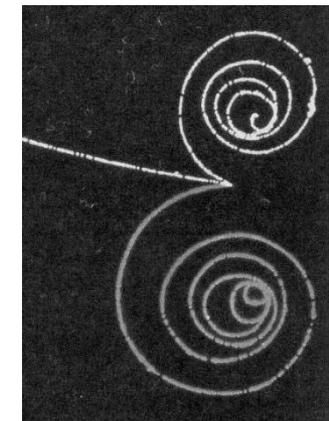


- Nécessite des photons d'énergie supérieure à l'énergie de masse du positon et de l'électron :

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

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

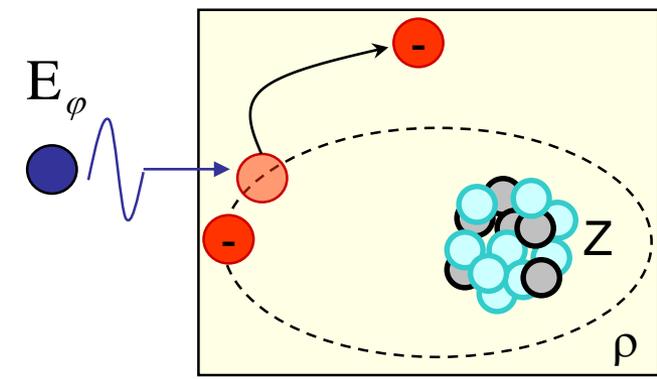
- Marginal dans le domaine de la santé, sauf parfois en radiothérapie



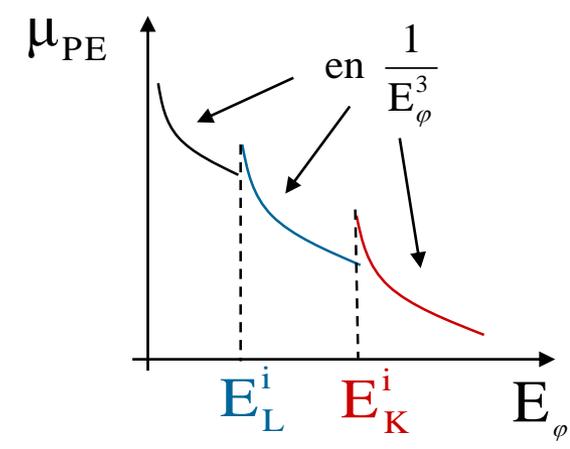
EFFET PHOTO-ELECTRIQUE

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

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

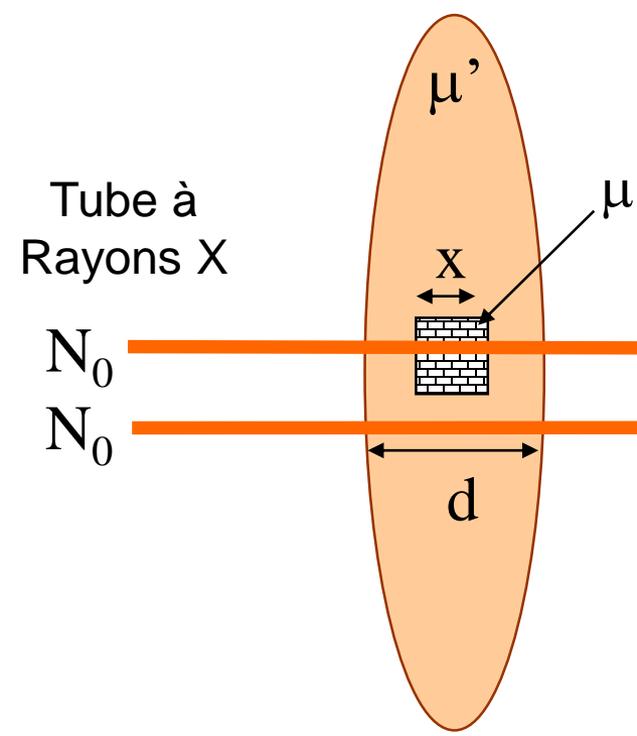


- Prépondérant
 - dans les tissus biologiques si $E_\phi \approx 10 - 50 \text{ keV}$
 - dans le plomb si : $E_\phi < 500 \text{ keV}$



EFFET PHOTO-ELECTRIQUE

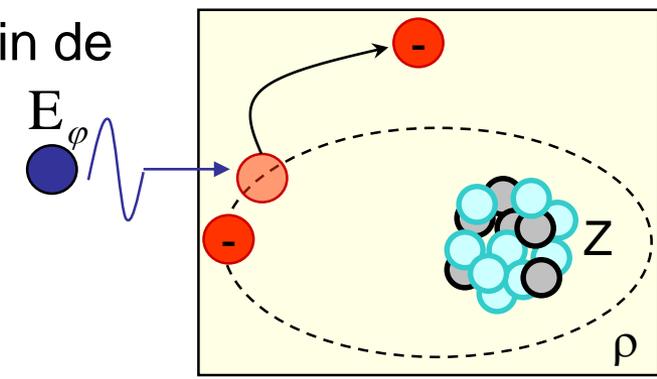
- Applications :
 - **Contraste en radiologie** : pièce osseuse de coefficient linéique d'atténuation μ au sein de tissus de coefficient μ' :



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

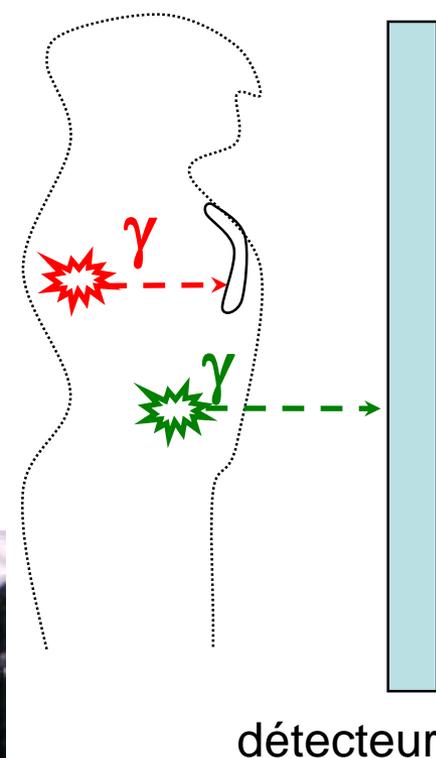
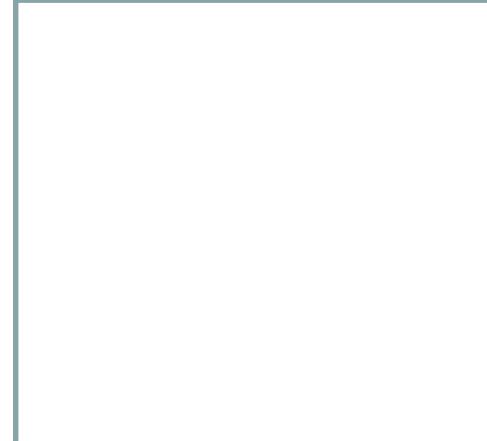
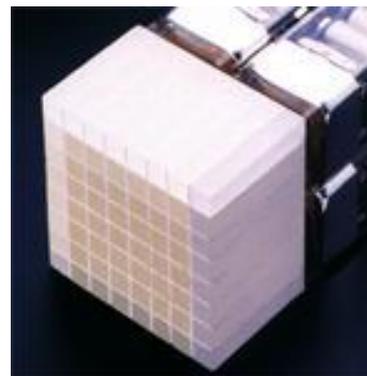
$$I_2 = I_0 e^{-\mu' \cdot d}$$

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



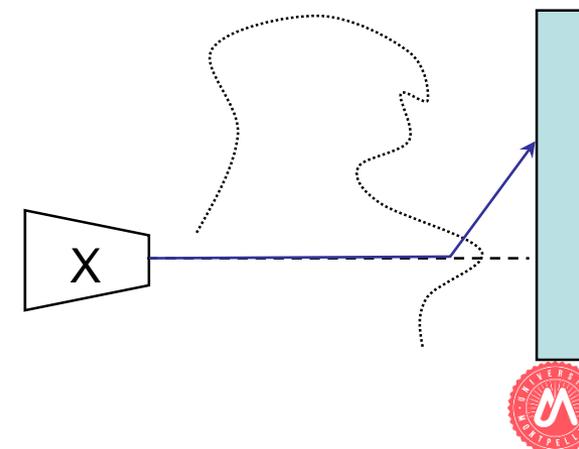
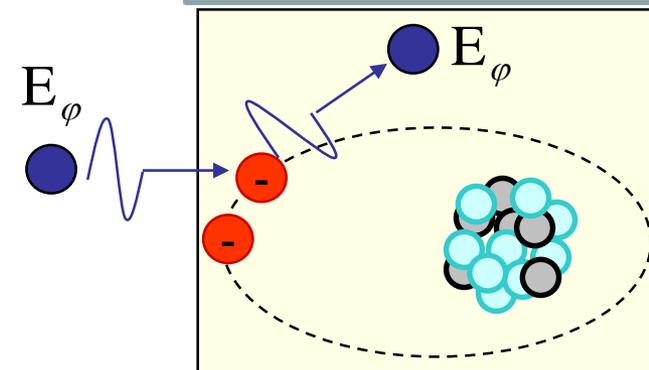
EFFET PHOTO-ELECTRIQUE

- 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**



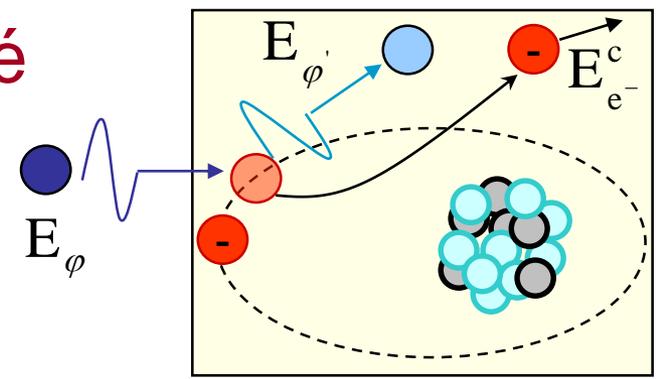
DIFFUSION INELASTIQUE COMPTON

- 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

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

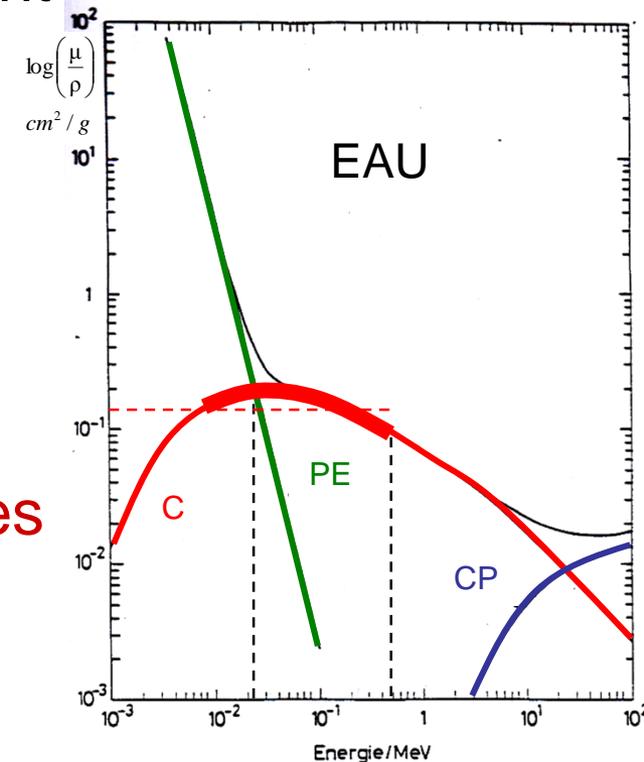


DIFFUSION INELASTIQUE COMPTON

- 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 $E_\varphi > 50 \text{ keV}$



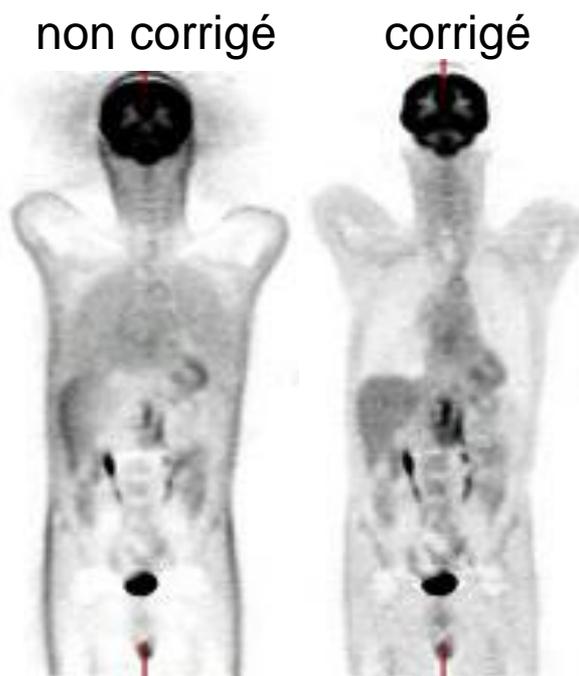
DIFFUSION INELASTIQUE COMPTON

- Applications : **flous**

– flou en radiologie

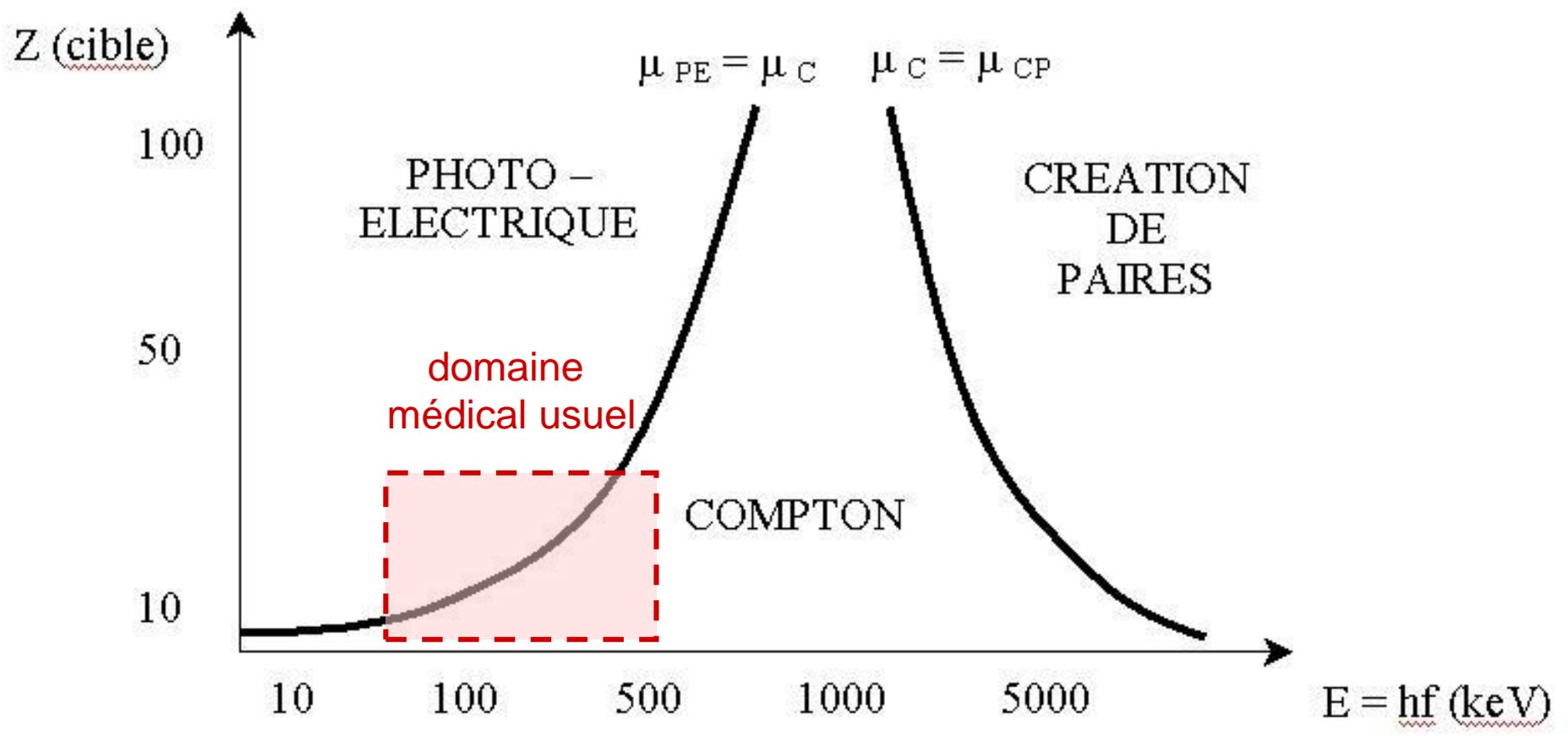


– flou et atténuation en scintigraphie



INTERACTIONS PHOTON-MATIERE

Synthèse sur la prédominance des différents effets :



EXERCICE (d'après concours 2014)

On veut se protéger d'une source radioactive émettant à chaque désintégration un photon de 100 keV et un photon de 500 keV, avec une période de 3 heures.

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

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

Connaissance
Réflexion
Les deux

A. Doubler la distance entre le sujet et la source. $1/d^2 = 1/4 = 25\%$

B. Attendre 6 heures avant de s'exposer. $2^{-6/3} = 1/4 = 25\%$

$$N = \frac{N_0}{2} \cdot (2^{-\frac{x}{0,1}} \cdot 2^{-\frac{y}{10}} + 2^{-\frac{x}{5}} \cdot 2^{-\frac{y}{50}}) \text{ que l'on veut égal à } \frac{N_0}{4}$$

$$\text{On veut donc } 2^{-\frac{x}{0,1}} \cdot 2^{-\frac{y}{10}} + 2^{-\frac{x}{5}} \cdot 2^{-\frac{y}{50}} = \frac{1}{2}$$

C. Interposer 10 mm de plomb

$$2^{-\frac{10}{0,1}} + 2^{-\frac{10}{5}} = \frac{1}{2^{100}} + \frac{1}{2^2} \approx \frac{1}{4}$$

D. Interposer 5 mm de plomb et 50 mm de béton

Il ne reste que $1/8 = 12,5\%$
87,5% atténué

$$2^{-\frac{5}{0,1}} \cdot 2^{-\frac{50}{10}} + 2^{-\frac{5}{5}} \cdot 2^{-\frac{50}{50}} = 2^{-\frac{5}{0,1}} \cdot 2^{-\frac{50}{10}} + 2^{-\frac{5}{5}} \cdot 2^{-\frac{50}{50}} = 2^{-50} \cdot 2^{-5} + 2^{-1} \cdot 2^{-1} \approx \frac{1}{4}$$



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

Diffusion ou absorption 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

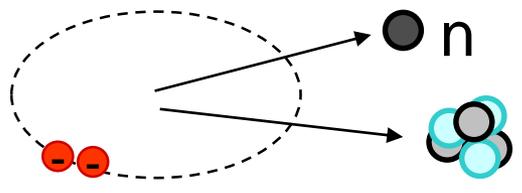
- Volume noyau \ll Volume atome
 - donc **probabilité** de choc neutron-noyau **faible**
 - ces chocs entraînent peu de perte d'énergie en général
 - donc les neutrons sont très pénétrants (Pb. Radioprotection)
- Les neutrons de faible énergie interagissent plus

INTERACTIONS NEUTRON-MATIERE

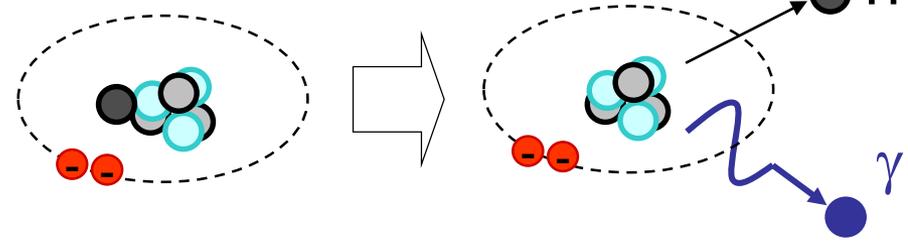
Fission

Diffusion sur les petits noyaux atomiques

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

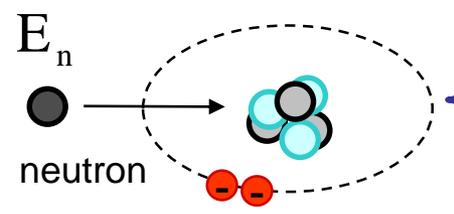
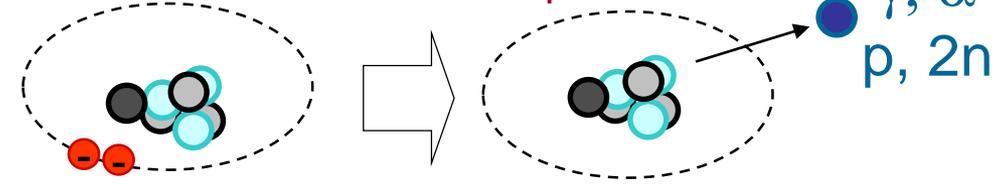


Diffusion avec noyau composé



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

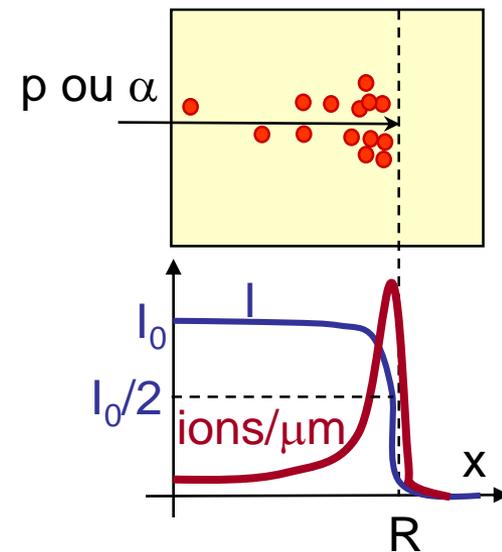
- α/p = particules chargées **lourdes**
- Interactions électrostatiques avec les électrons de la cible \Rightarrow **IONISATIONS-EXCITATIONS** le long de la trajectoire
- Vitesse faible (par rapport aux électrons)
 \Rightarrow TEL $\propto (Z/v)^2$ élevés (≈ 100 keV/ μm pour α),
donc pénétration relativement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

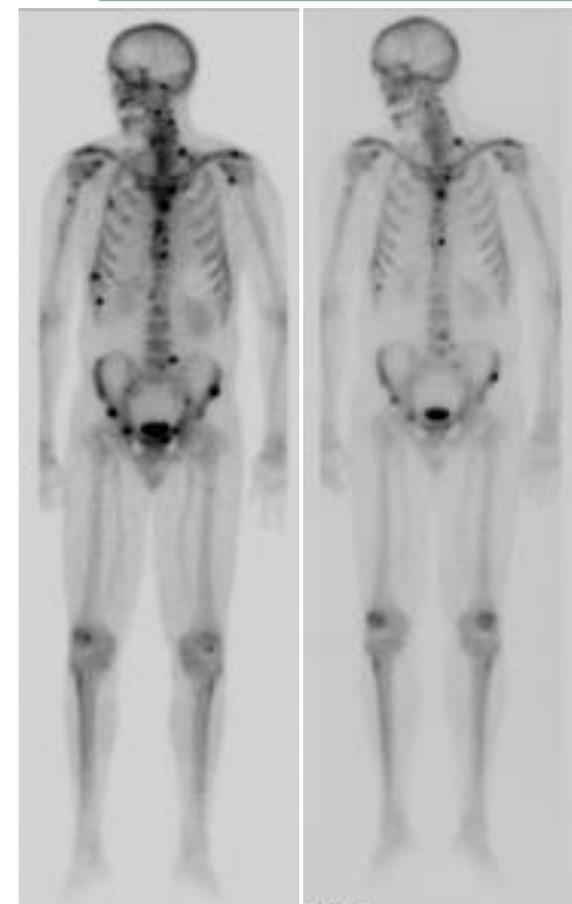
Il se fixe sur l'os comme du calcium.

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.

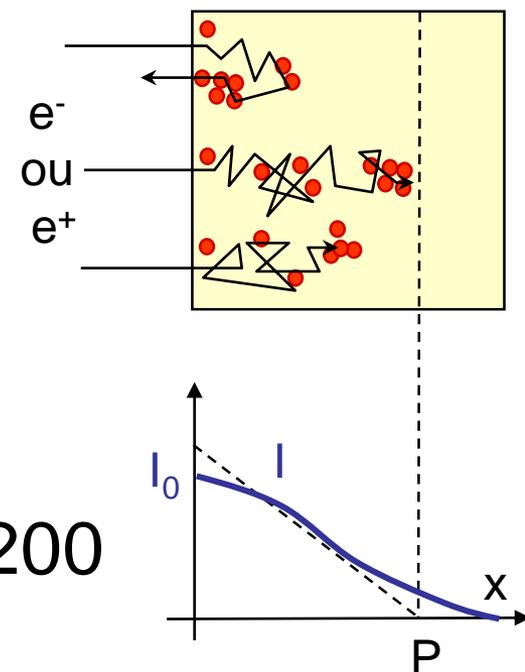


INTERACTIONS ELECTRON-MATIERE

- 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

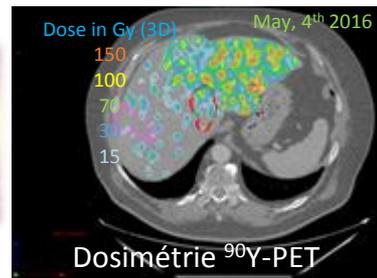
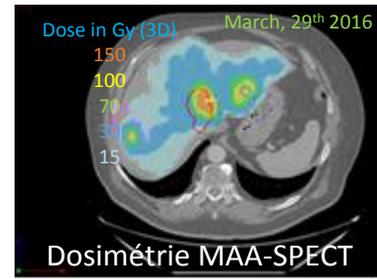
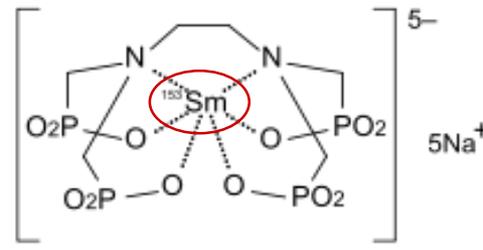
INTERACTIONS ELECTRON-MATIERE

- 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



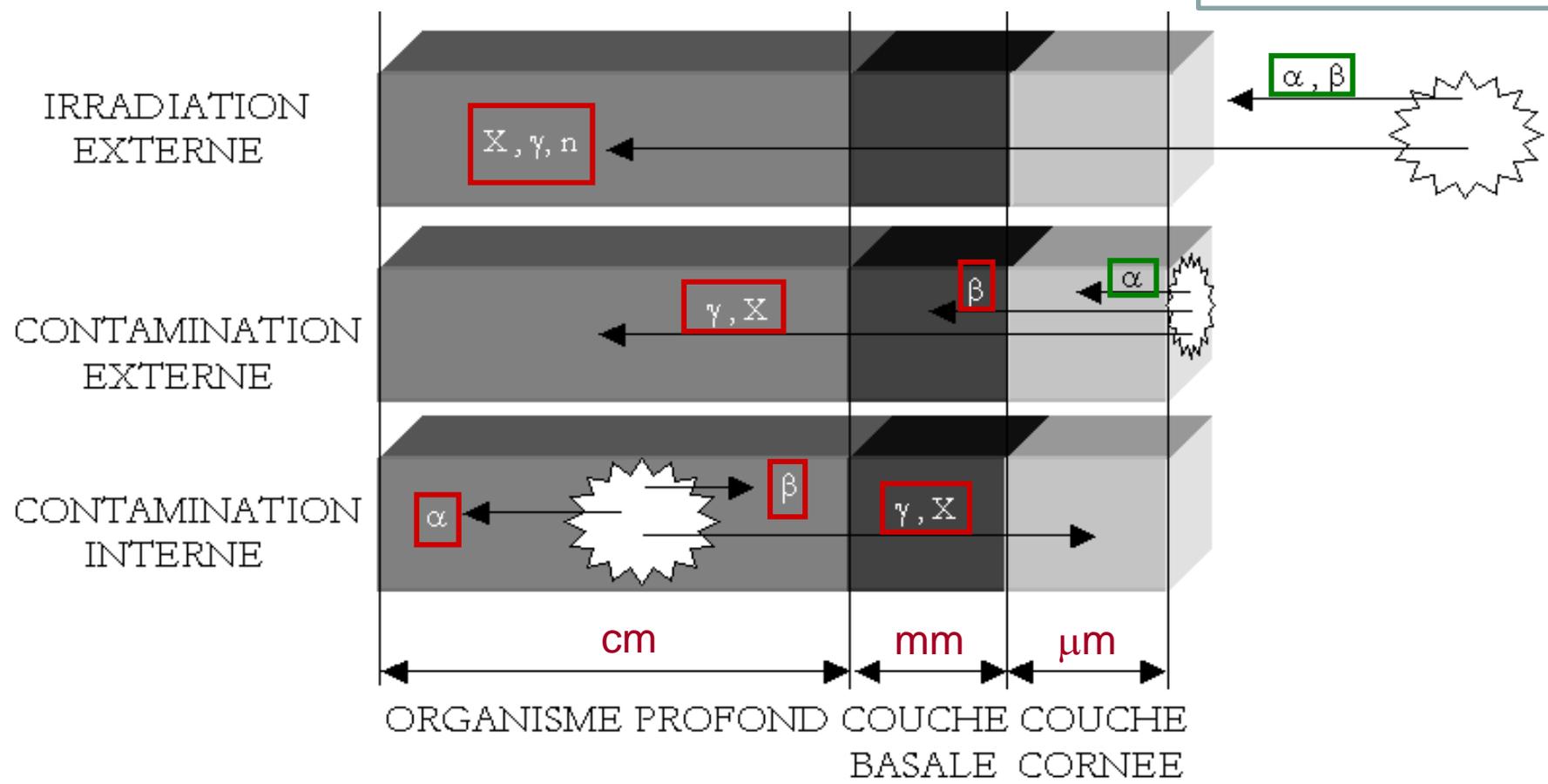
RADIOTHERAPIE METABOLIQUE β^-

- Antalgie/ **métastases ostéophiles**
 - β^- : 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

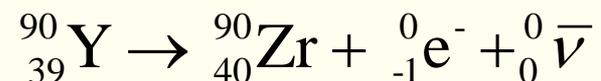
Conséquences en matière de radioprotection (contaminations) :



EXERCICE (d'après concours 2017)

On souhaite irradier à midi une tumeur hépatique de 200 g en y injectant sélectivement $5 \cdot 10^9$ Bq d'yttrium 90 ($^{90}_{39}\text{Y}$, un radioisotope de masse atomique 89,90715 u) qui se désintègre en zircon 90 ($^{90}_{40}\text{Zr}$ de masse atomique 89,90470 u, $1 \text{ u} = 931,5 \text{ MeV}$) avec une période de 2,7 jours. La constante de dose de la réaction est $\Delta = 151 \cdot 10^{-15} \text{ J} \cdot \text{Bq}^{-1} \text{ s}^{-1}$.

1- Ecrire la réaction de désintégration



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

$$A_0 = A \cdot 2^{\frac{t}{T}} = 5 \cdot 10^9 \cdot 2^{\frac{3}{2,7 \cdot 24}} = 5,2 \cdot 10^9 \text{ Bq}$$

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

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

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

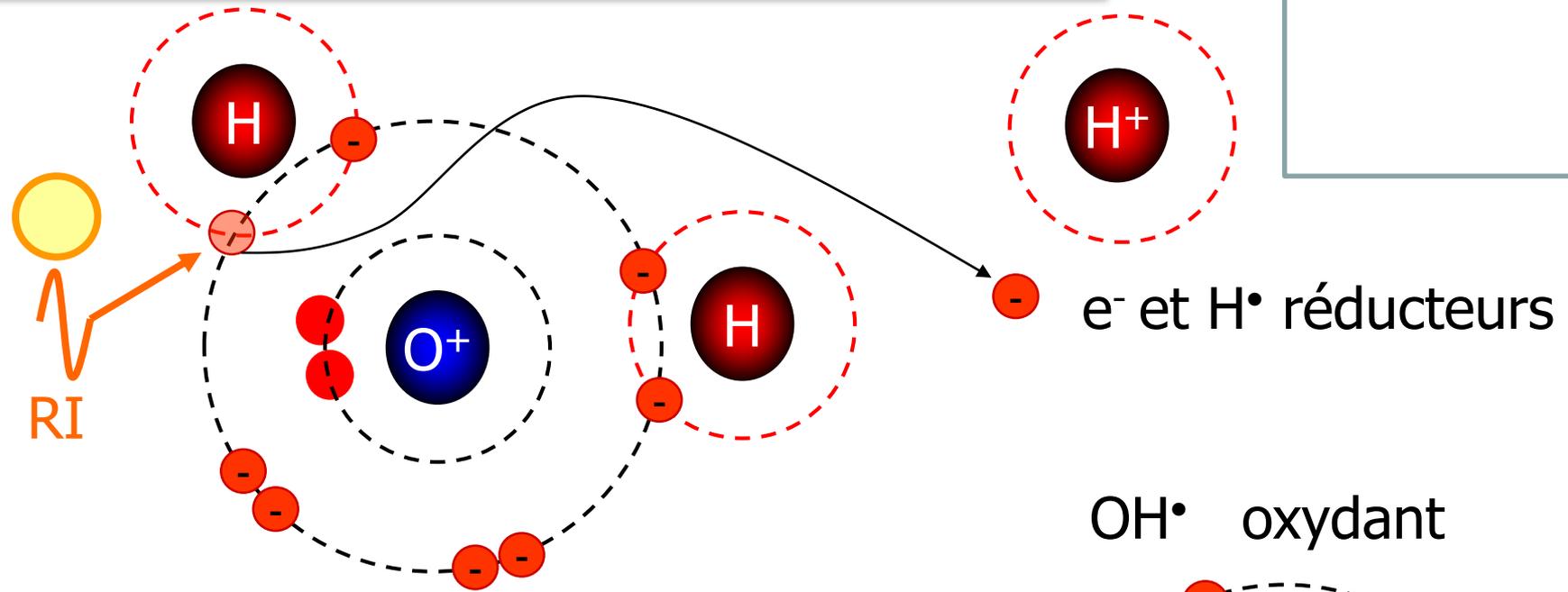
$$P_{\text{max}} (\text{mm}) \approx \frac{2282 (\text{keV})}{200} = 11,4 \text{ mm}$$

5- Evaluer l'irradiation des ovaires nulle

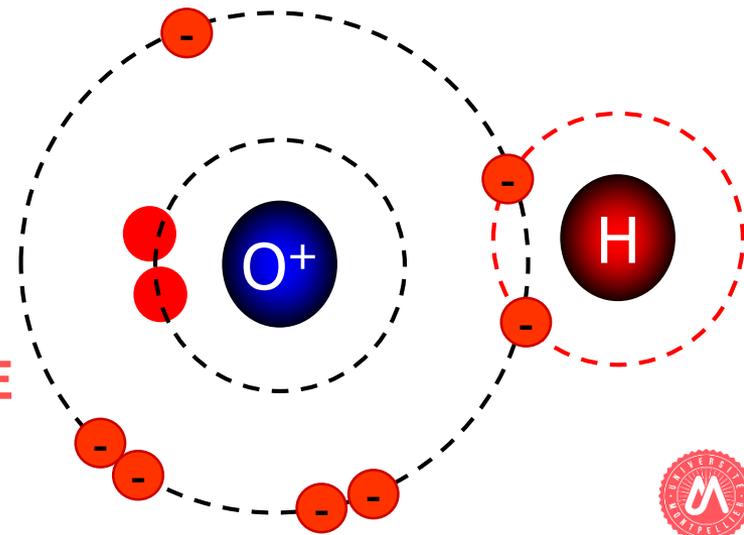
OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 11

- 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

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 : $\overset{o}{D} = \frac{dD}{dt}$

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)

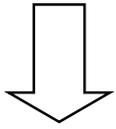
Tissu ou organe	w_T
Gonades	0,20
Poumons, Moelle osseuse, Estomac, Colon	0,12
Vessie, Seins, Oesophage, Foie, Thyroïde	0,05
Peau, Surface des os	0,01
Autre organe	0,025
Autre organe	0.025

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

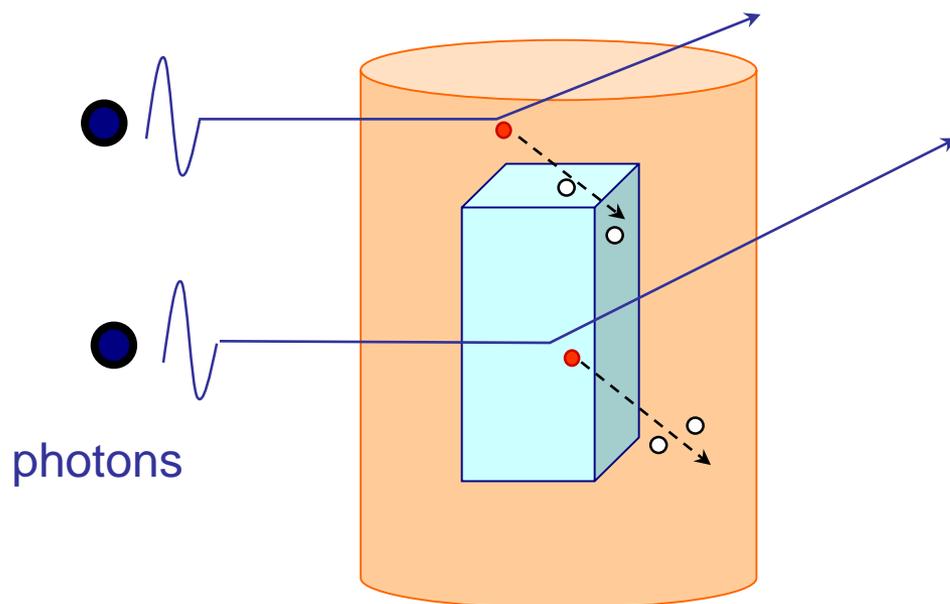


ESTIMATION DE DOSE

- 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 restitue ensuite cette énergie tout au long de son parcours, sous forme d'ionisations (Dose absorbée D)



Hypothèse

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

alors :

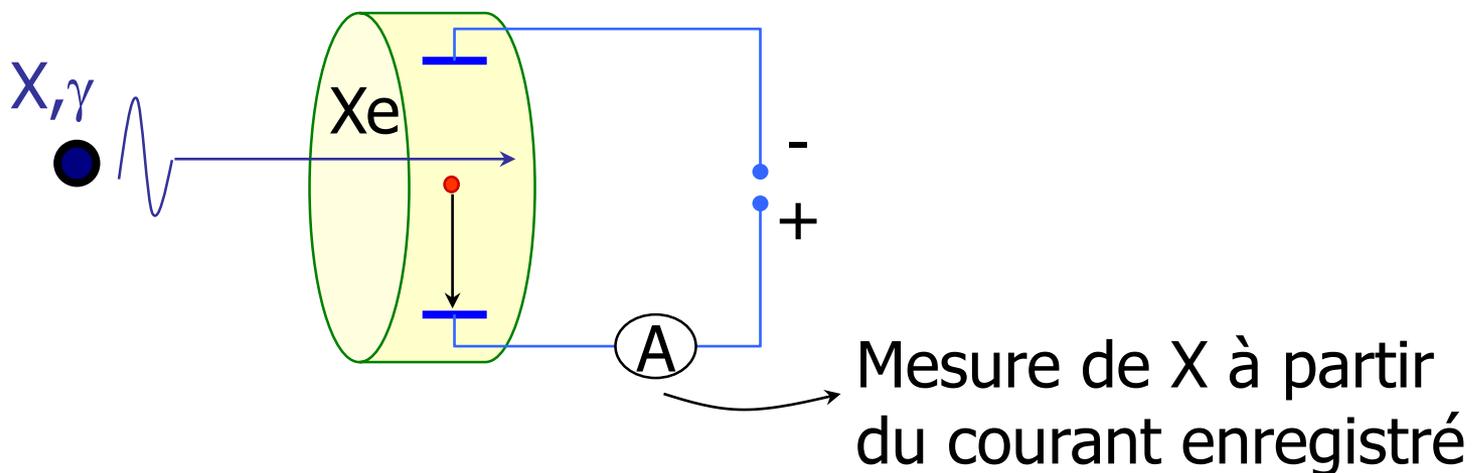
$$\text{énergie transférée/kg} = D$$

(considérée valide dans ce qui suit)

EXPOSITION X

- X = charge électrique (de chaque signe) produite par un faisceau de photons par kg d'air.
Unité : C/kg

- Intérêt : paramètre mesurable 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 : $F = dE/dS = N \cdot E_\phi / dS$ J/m²

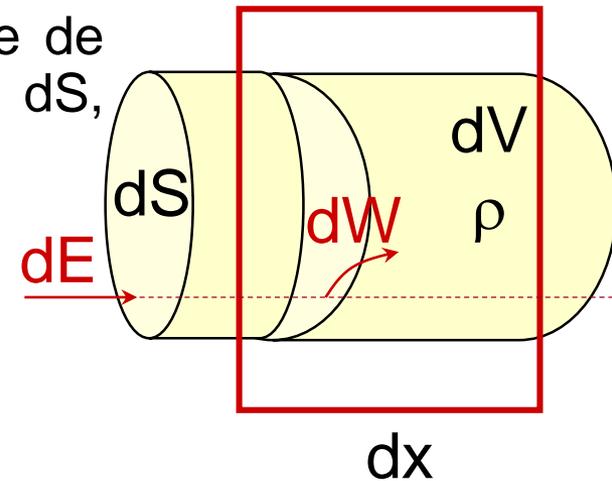
L'énergie transférée dW à un volume dV d'une cible de masse volumique ρ par un faisceau de section dS , transportant une énergie $dE = E_\phi \cdot N$ est :

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

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



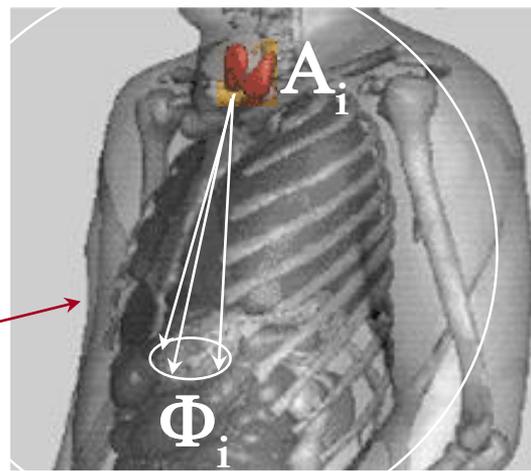
$$D_{\text{tissu}} = 34.X \cdot \frac{\left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{tissu}}}{\left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{air}}}$$

DOSIMETRIE INTERNE

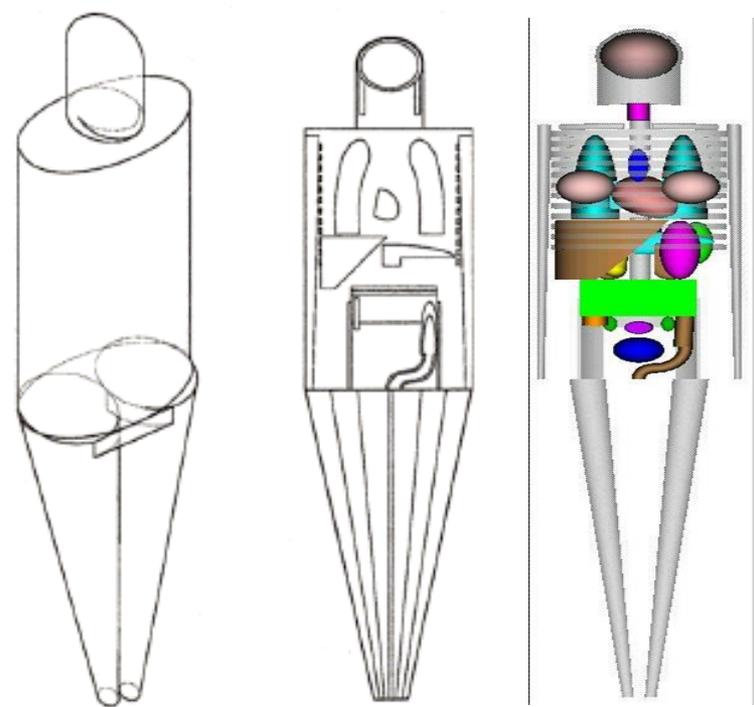
Problème : source interne de photons $\Rightarrow D = ?$

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

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

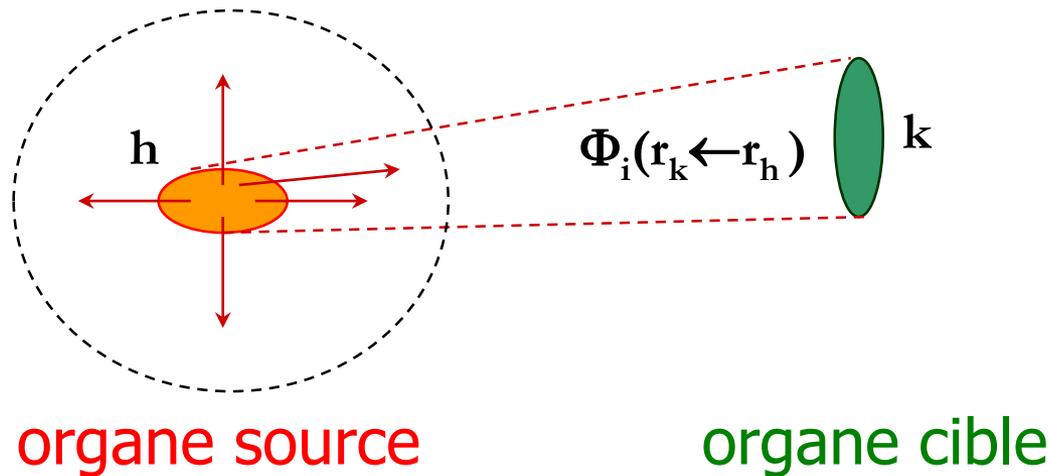
$$\Sigma \Delta_i = \text{énergie moyenne émise/désintégration}$$

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 $\Phi_i(r_k \leftarrow r_h)$

$\Phi_i(r_k \leftarrow r_h)$ = 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

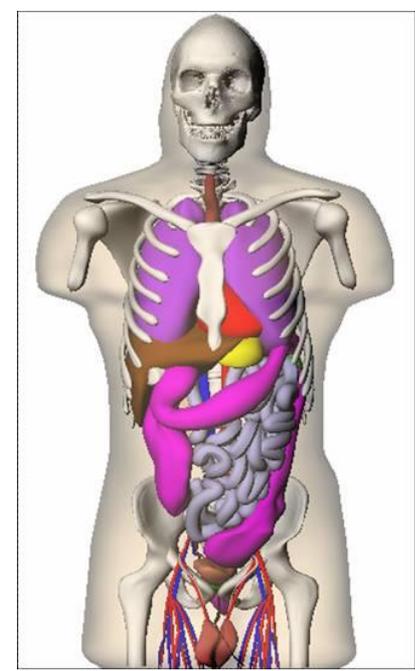
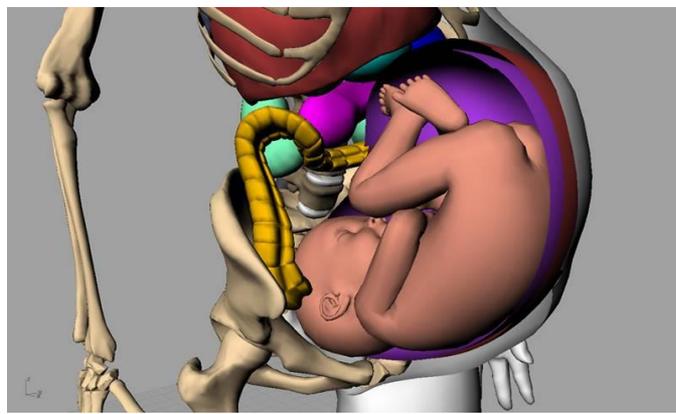
- Et pour toutes les sources h :

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

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 :

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

\tilde{A}_h

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

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

TEMPS DE RESIDENCE

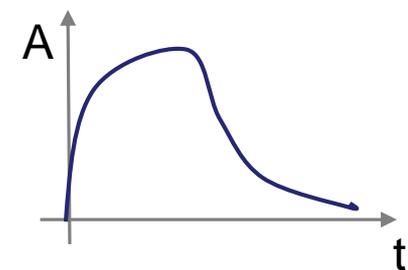
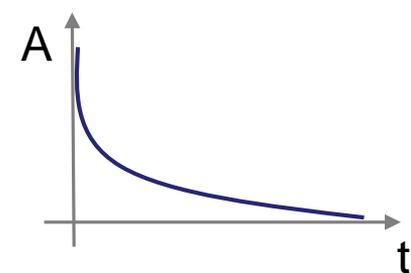
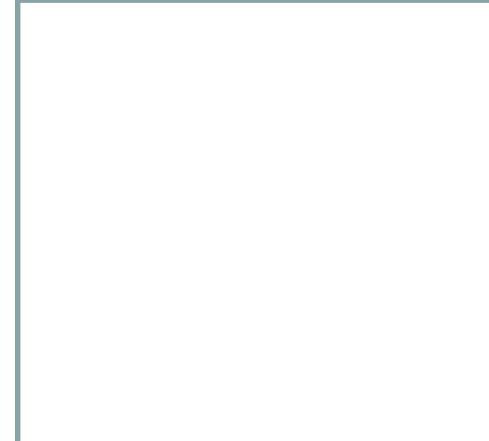
$$D(r_k) = \sum_h \tilde{A}_h \cdot S(r_k \leftarrow r_h)$$

Cas simple: activité initiale A_0 immédiatement concentrée dans un 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 :

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

La connaissance de l'activité A_0 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

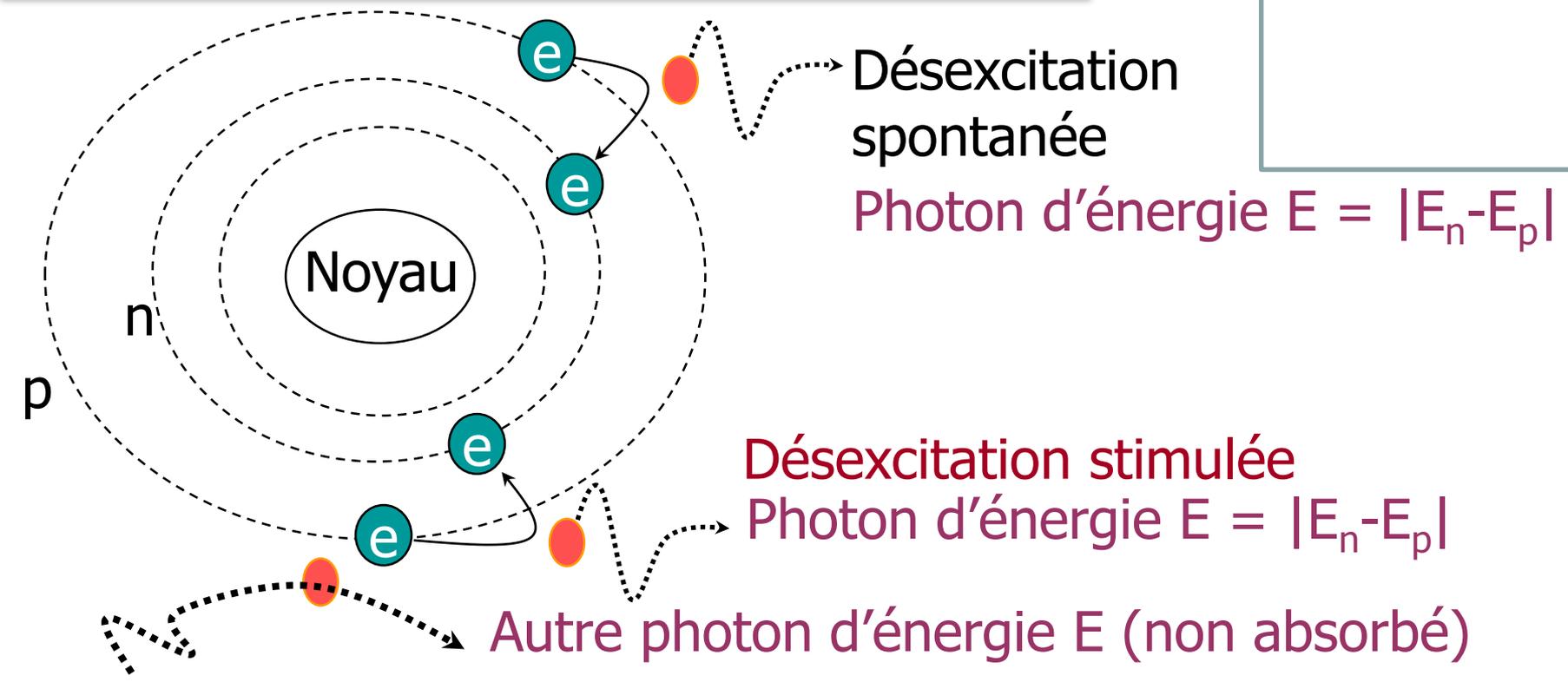
OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 12

- **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

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

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

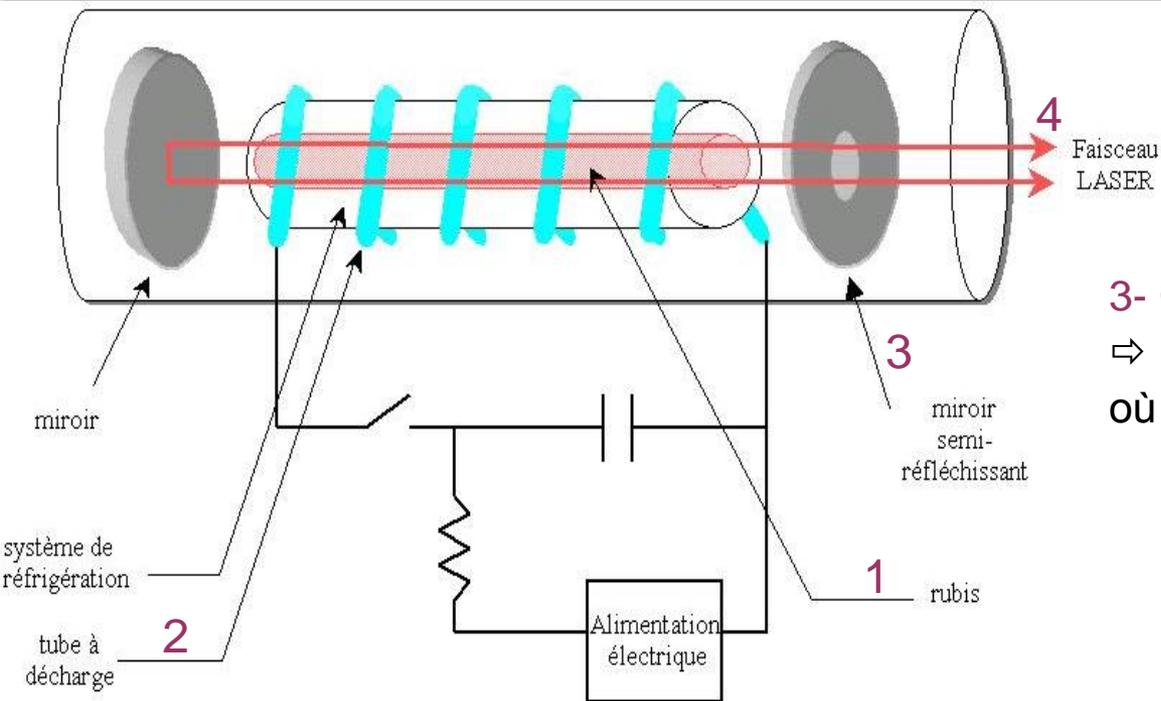
BASES PHYSIQUES DU LASER



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:

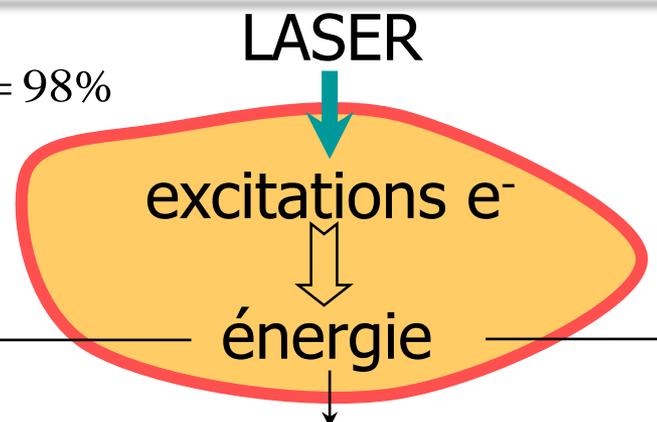
- visible*, micro-onde**, UV
- monochromatique
- cohérente
- amplifi e et focalis e
- continue ou puls e

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^{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

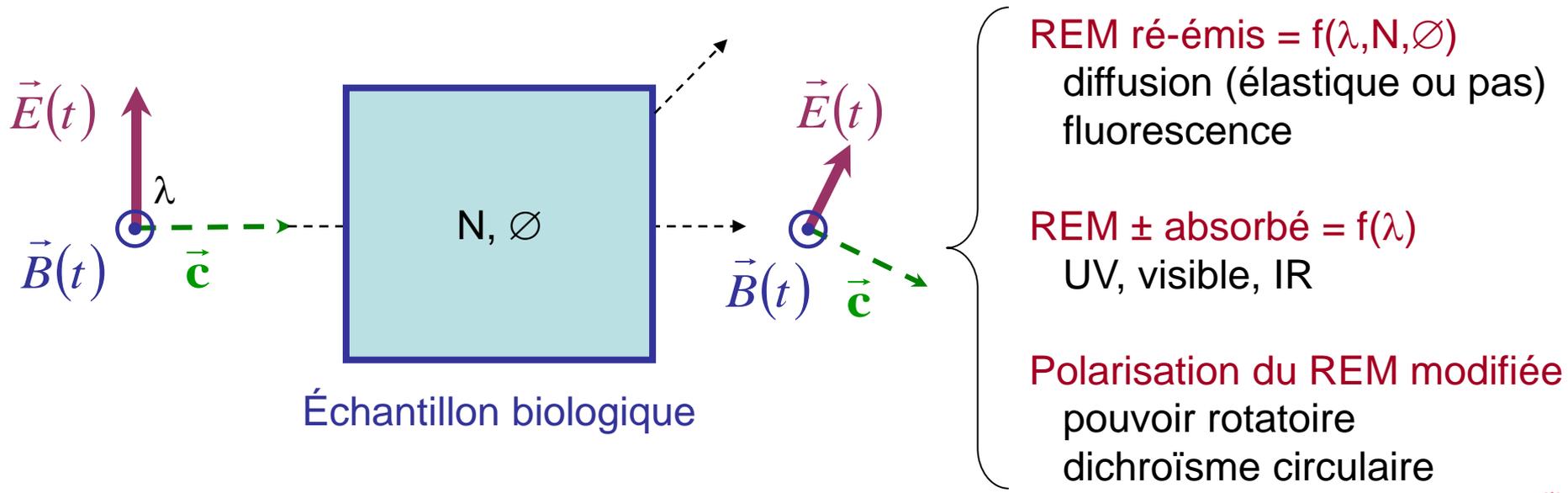
Rétine, Cancers
 ORL, poumon, œsophage, prostate...



SPECTROMETRIES (UV, visible, IR)

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

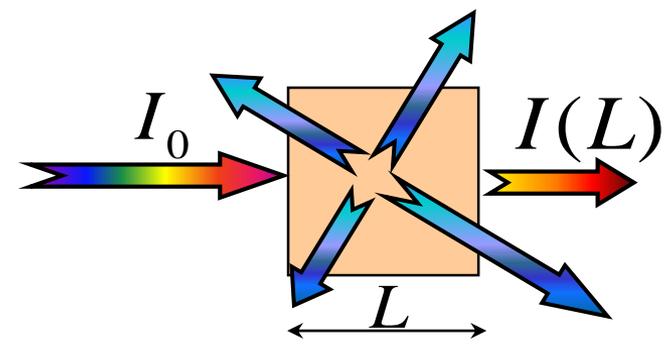
Principe: modification d'un REM traversant un échantillon



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 :

Coef. d'atténuation linéique (m^{-1})

$k \uparrow \Rightarrow$ absorption \pm diffusion \uparrow

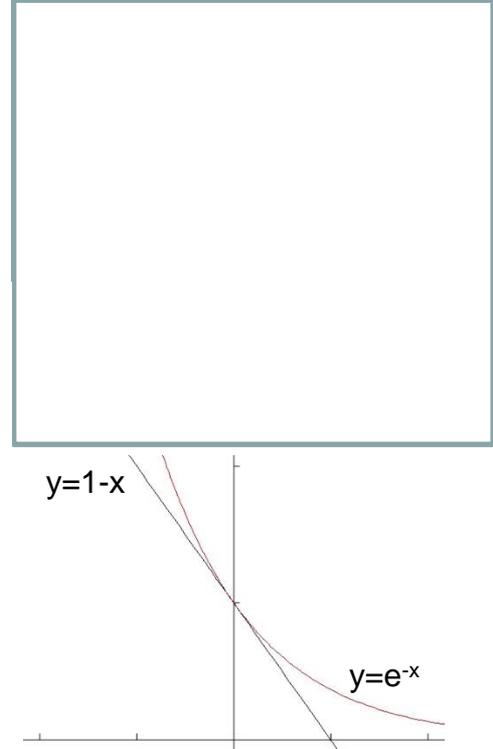
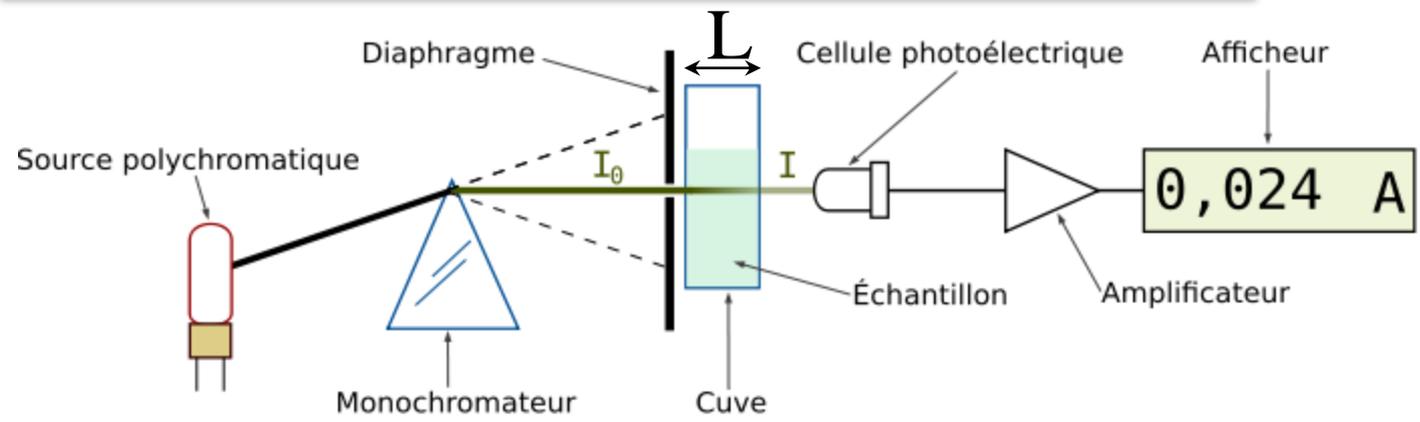
$k = \sigma \cdot C$

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

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



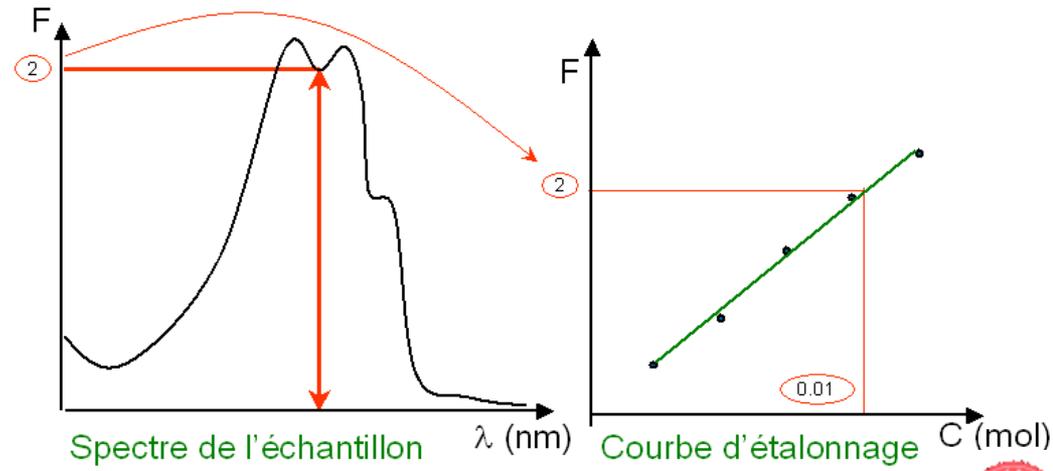
ABSORPTION DE LA LUMIERE



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

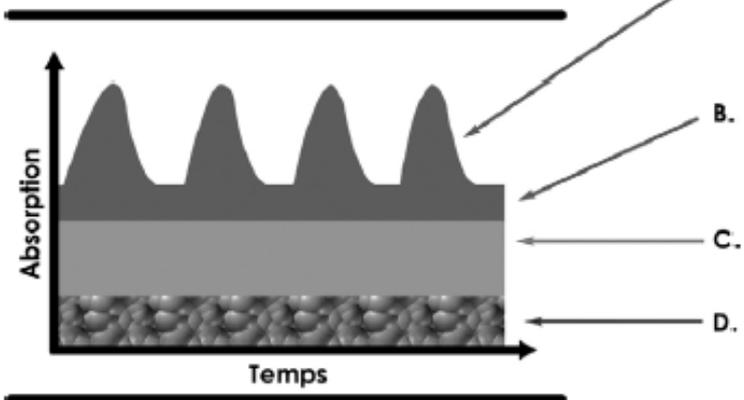
$$F = \frac{I_0 - I}{I_0} \approx \sigma \cdot L \cdot C$$

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



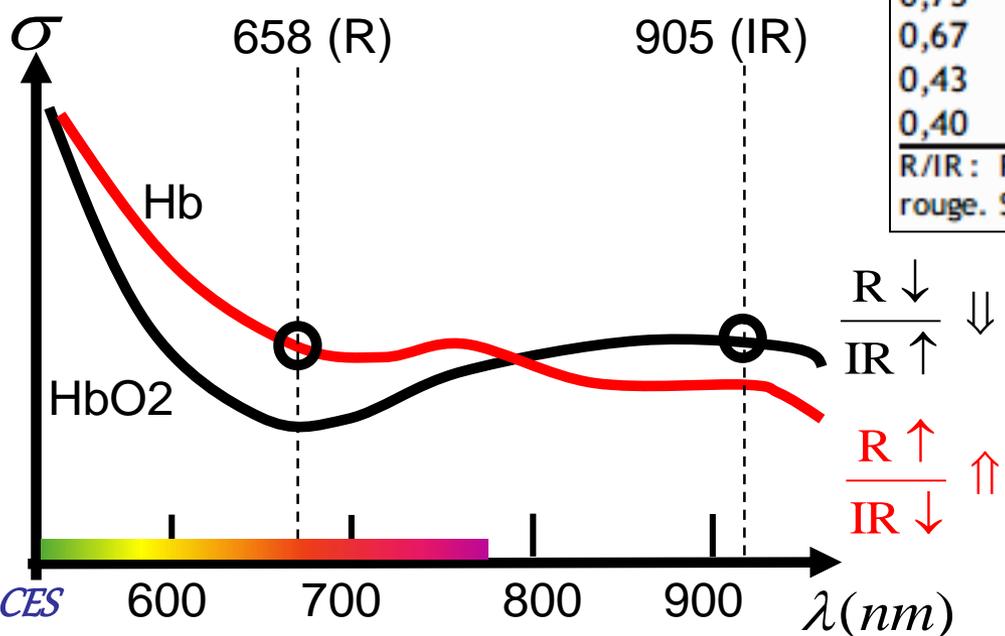
EXEMPLE: OXYMETRIE DE POULS

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.



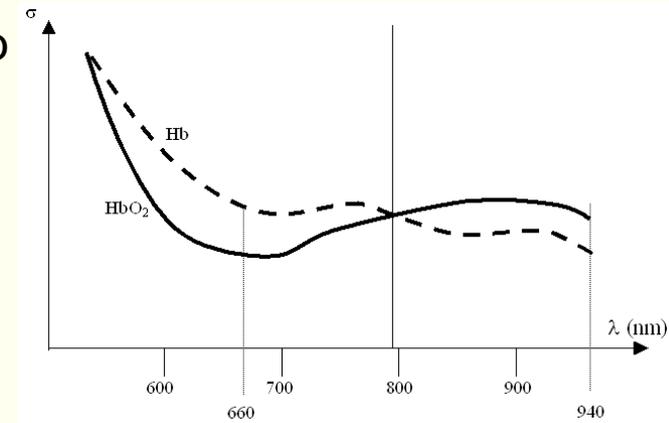
$$Sp_{O_2}^a = \frac{Hb_{O_2}}{Hb_{O_2} + Hb}$$



EXERCICE (Concours 2013)

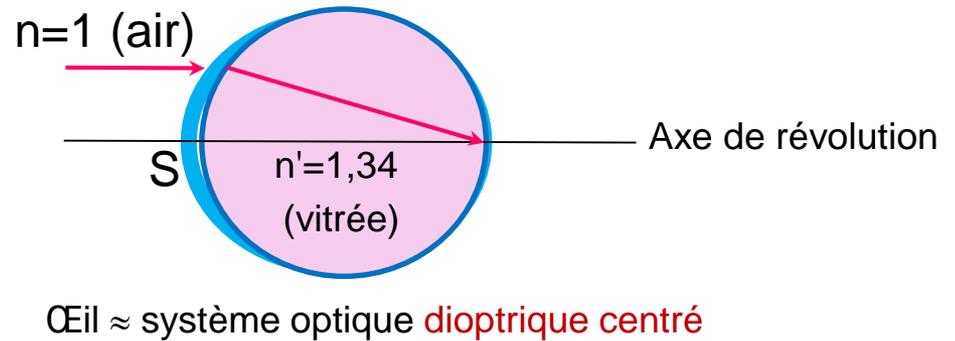
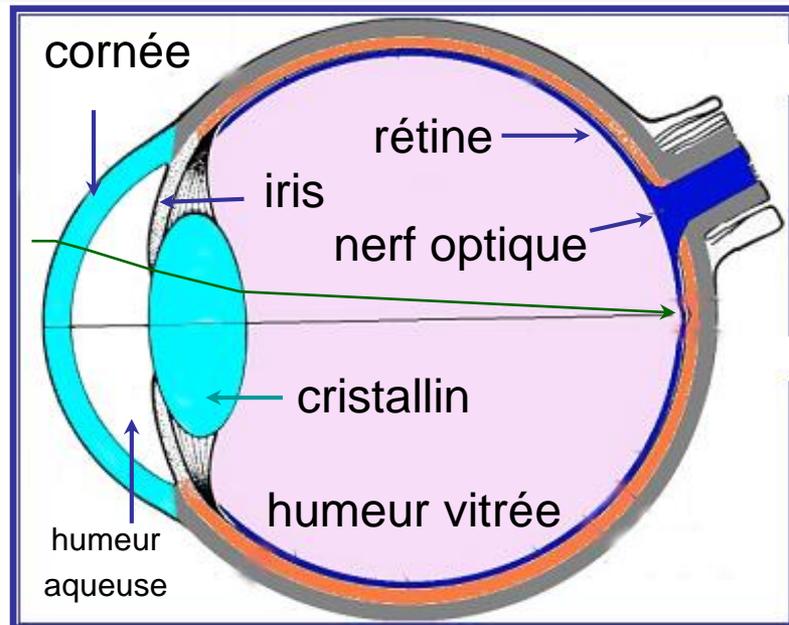
En oxymétrie de pouls, on utilise 2 radiations de longueurs d'onde 660 nm et 940 nm. On note R/IR le rapport des absorbances (fractions absorbées) et σ_R/σ_{IR} celui des coefficients d'extinction molaire de la lumière rouge et IR. Les concentrations d'Hb et HbO₂ permettent une linéarisation de la loi de Beer.

Connaissance



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

MODELISATION D'UN OEIL HUMAIN



- **Dioptré** = frontière entre un espace transparent d'indice de réfraction n' et un autre 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

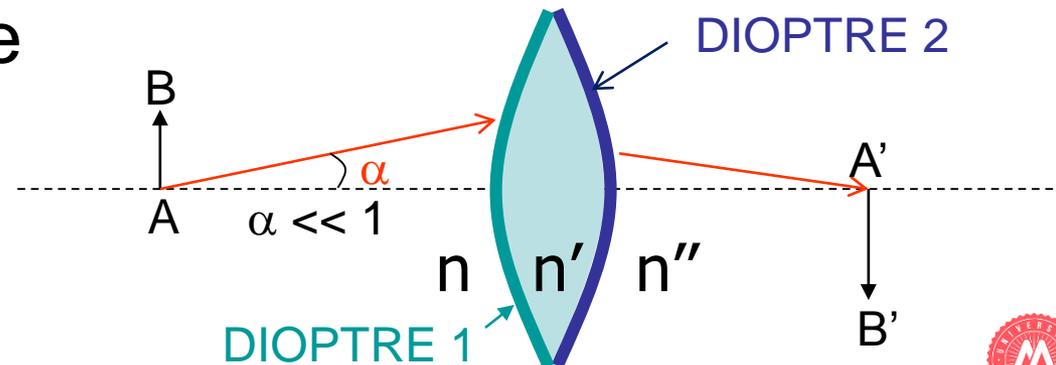
MODELISATION D'UN Oeil (HYPOTHESES)

Approximation de Gauss :

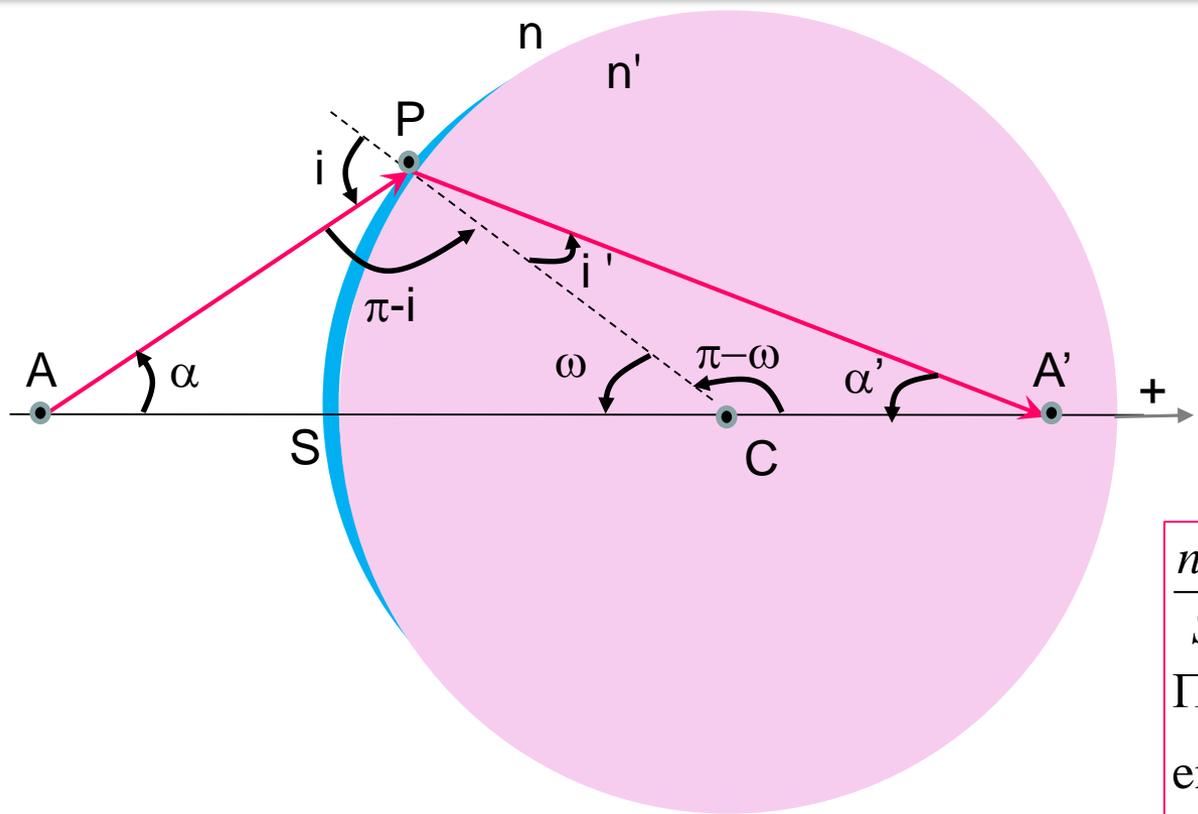
- système optique centré,
- dont **les rayons lumineux s'écartent peu de l'axe**

Dans l'approximation de Gauss, le système optique est

- **stigmatique** si l'image de tout point A est un point A'
- **aplanétique** si l'image de tout segment AB perpendiculaire à l'axe est un segment A'B' perpendiculaire à l'axe



FORMULE DE CONJUGAISON DU DIOPTRE SPHERIQUE



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

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

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

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

Π 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
 Π est additive

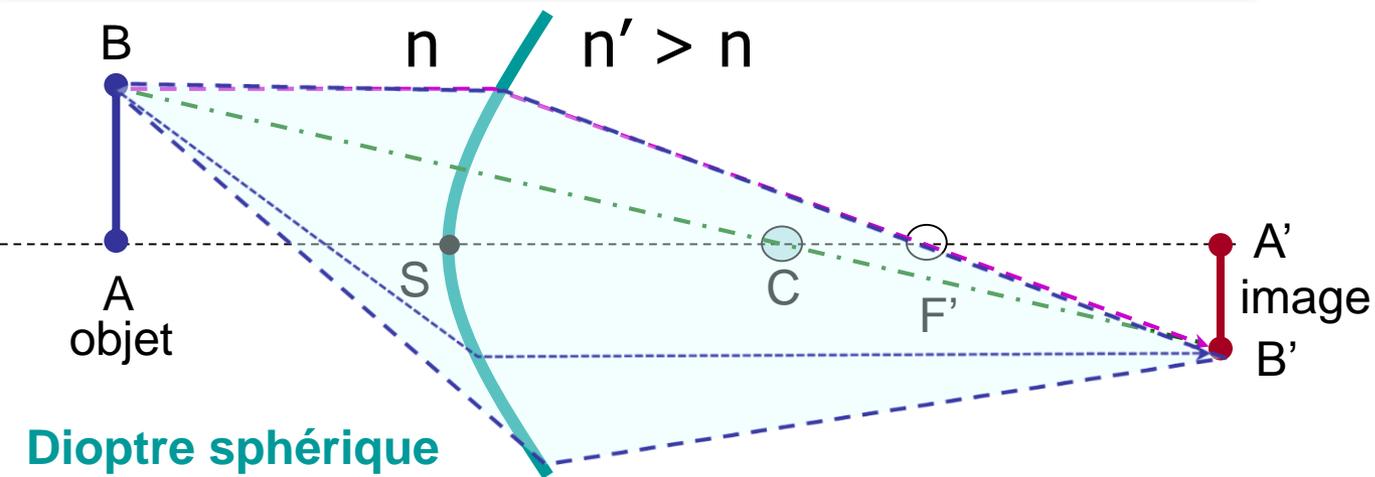
$$n \cdot (\omega + \alpha) = n' \cdot (\omega - \alpha') \Rightarrow (n' - n) \cdot \omega = n \alpha + n' \alpha'$$

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

$$\Rightarrow (n' - n) \cdot \frac{SP}{SC} = -n \frac{SP}{SA} + n' \frac{SP}{SA'}$$

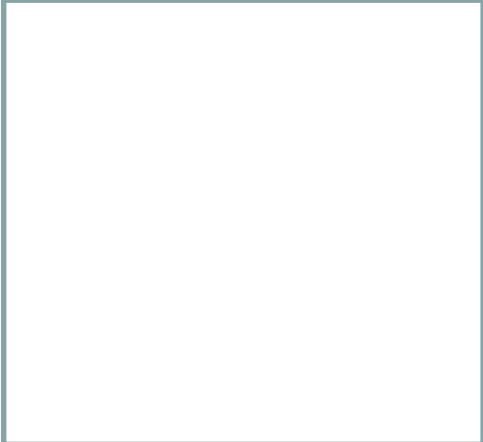


CONSTRUCTION DES IMAGES



Dioptre sphérique convergeant

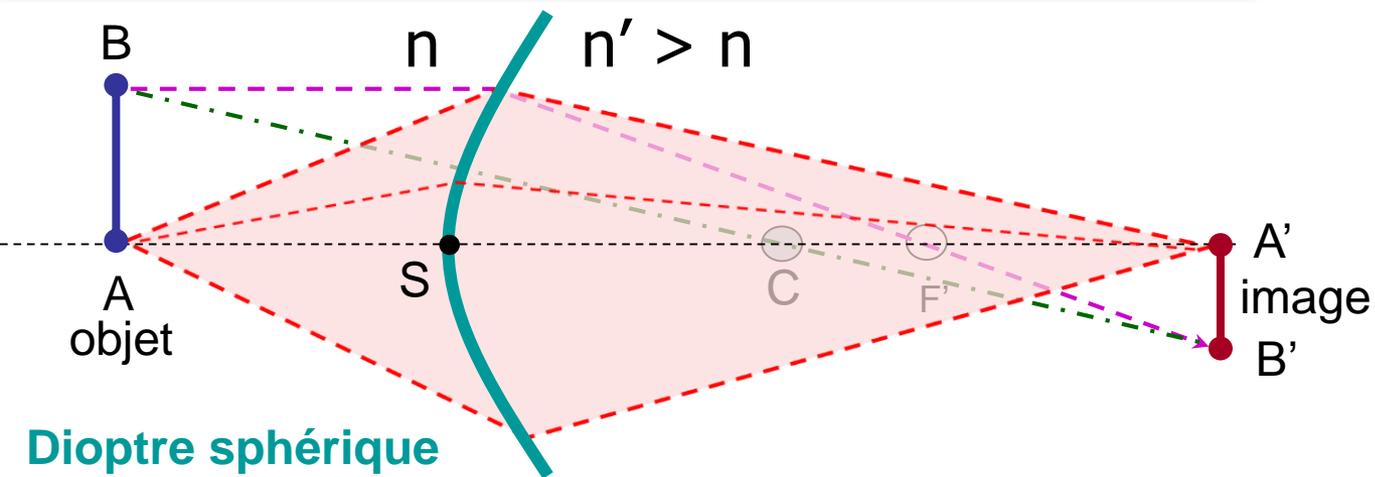
- Un rayon parallèle à l'axe optique émerge en coupant l'axe au foyer image F' avec $\Pi = n' / SF'$
- Un rayon normal au dioptre passe par le centre sans être dévié (Descartes)



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



CONSTRUCTION DES IMAGES



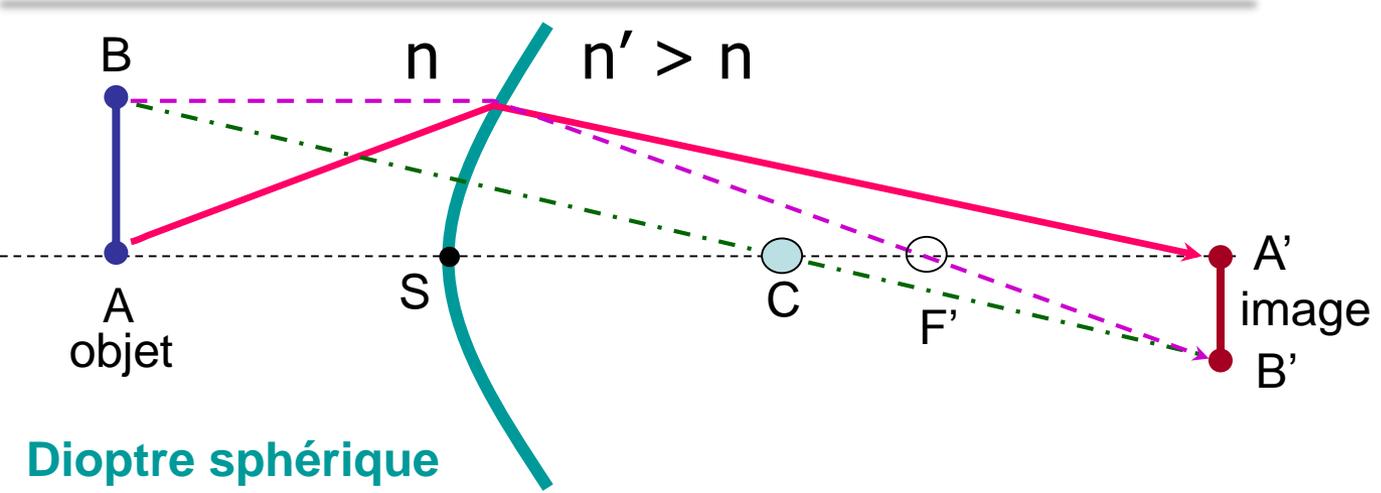
$$\Pi = \frac{n' - n}{SC} = \frac{n'}{SA'} - \frac{n}{SA}$$

Dioptre sphérique convergeant

- 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)



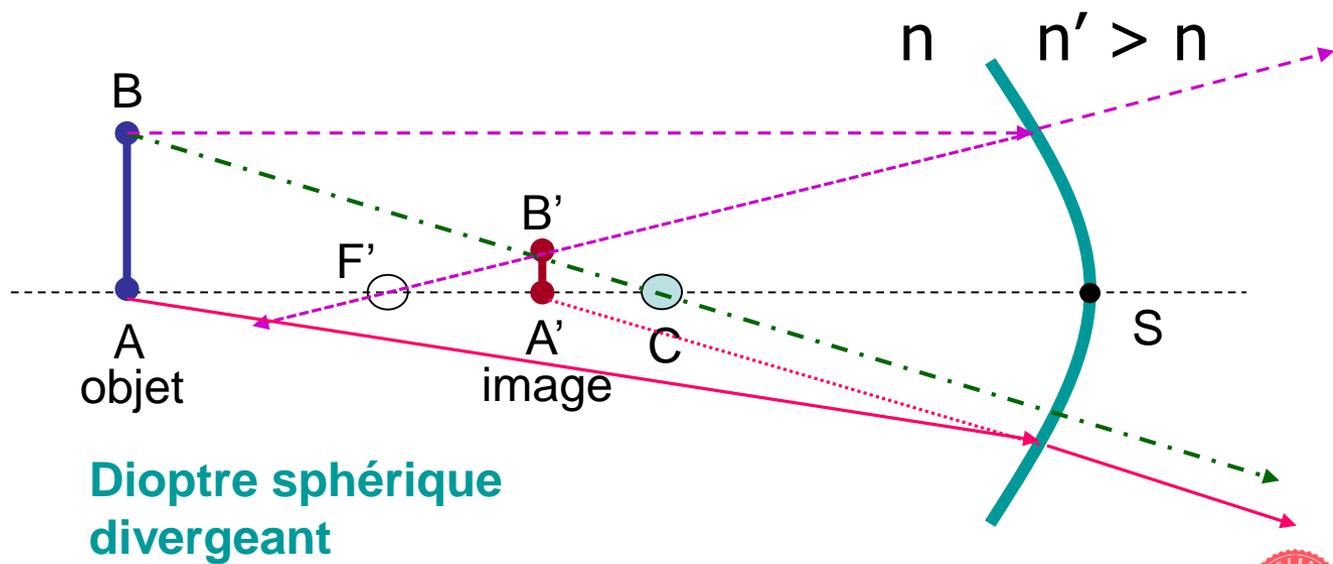
CONSTRUCTION DES IMAGES



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

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)

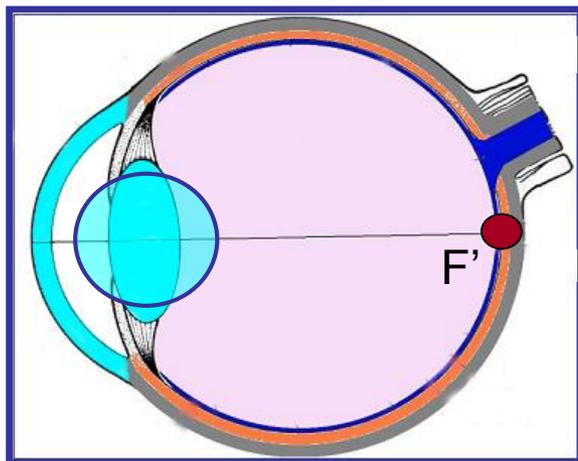


Dioptré sphérique divergent

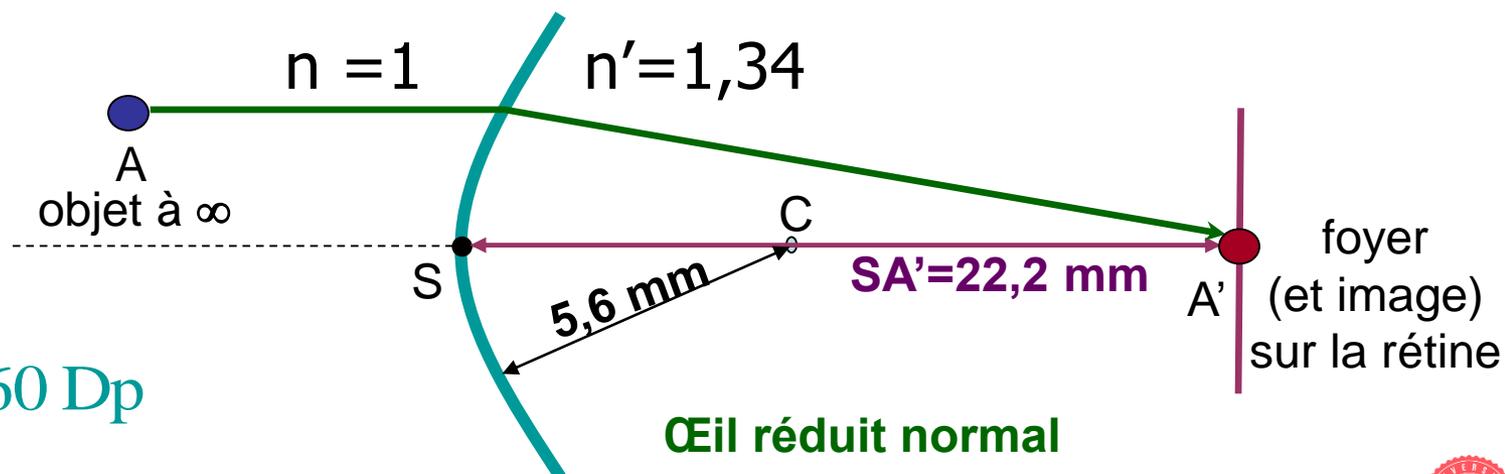


MODELE DE L'ŒIL REDUIT NORMAL

Cornée (42 Dp)
 +
 Cristallin
 (22 Dp + δ)
 = 4 dioptries

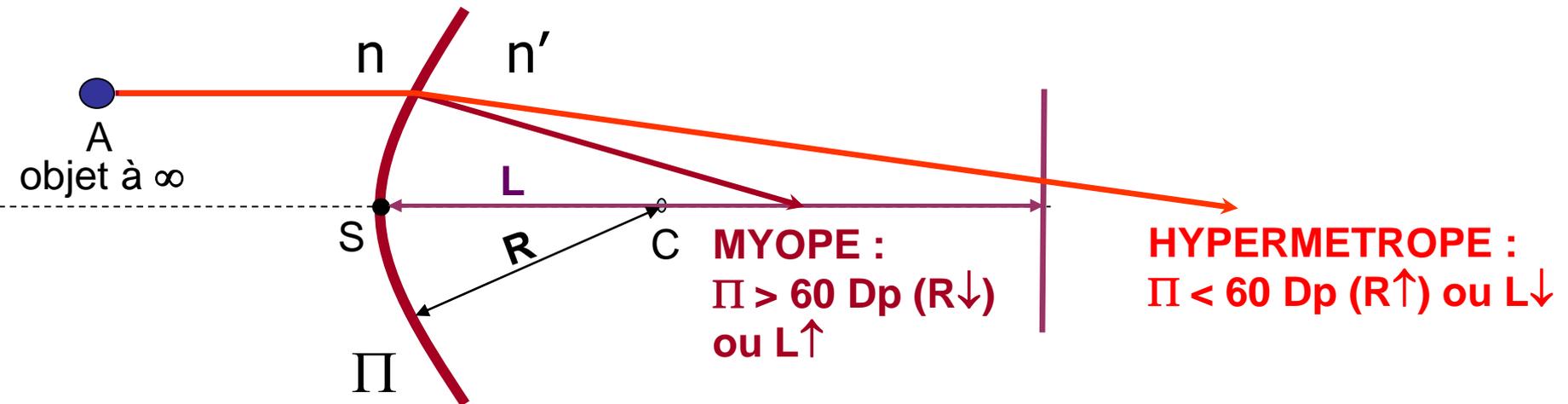
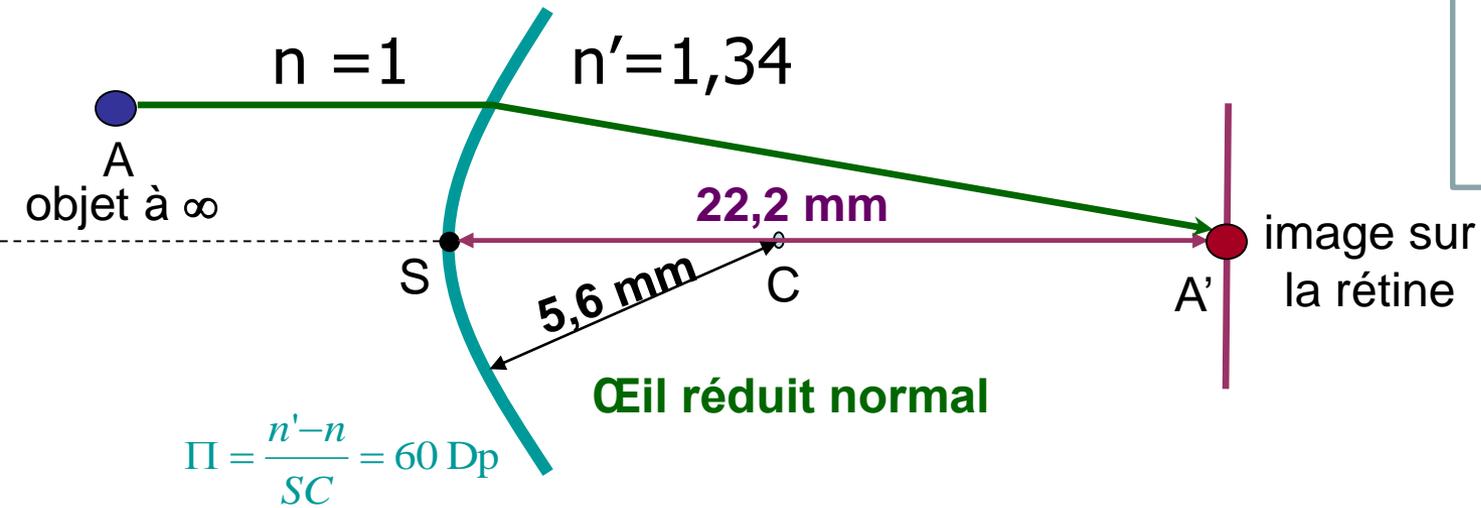


\cong 1 dioptre convergent (60 Dp)
 La rétine est dans le plan focal image



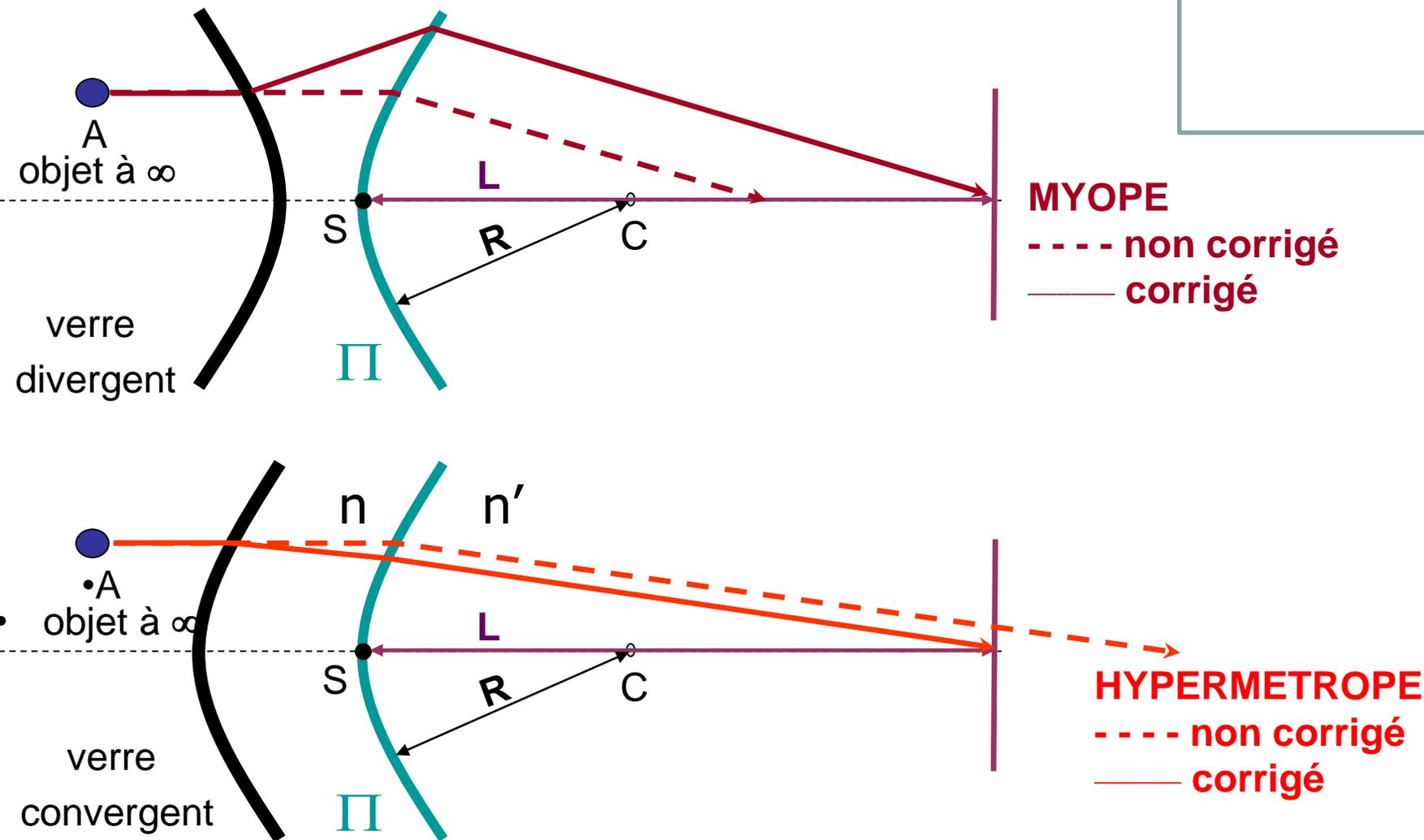
$$\Pi = \frac{n' - n}{SC} = 60 \text{ Dp}$$

AMETROPIES SPHERIQUES



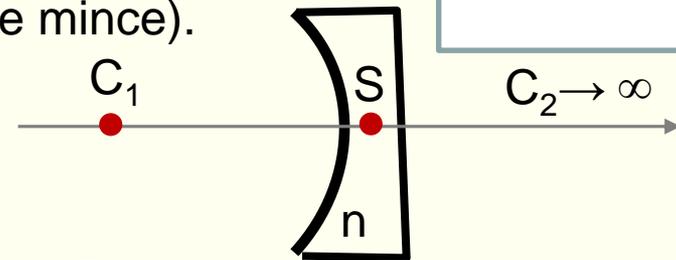
Pathologie de la convergence

CORRECTIONS DES AMETROPIES SPHERIQUES



EXERCICE 1 (d'après concours 2016-2017)

Une lentille de verre ($n=1,8$) est constituée d'un dioptre divergent de $R_1= 80$ cm et d'un dioptre plan. On considère que les sommets des 2 dioptres sont confondus (lentille mince).



1- Donnez la formule de conjugaison de cette lentille

$$\left. \begin{aligned} \frac{n-1}{SC_1} &= \frac{n}{SA''} - \frac{1}{SA} \\ \frac{1-n}{SC_2} &= 0 = \frac{1}{SA'} - \frac{n}{SA''} \end{aligned} \right\} \Rightarrow \frac{n-1}{SC_1} = \frac{1}{SA'} - \frac{1}{SA}$$

2- Calculez la puissance de cette lentille

$$\Pi = \frac{n-1}{SC_1} = -\frac{0.8}{80 \cdot 10^{-2}} = -1 \text{ Dp} \quad (SC_1 = -R_1)$$

3- Calculez la focale image de cette lentille

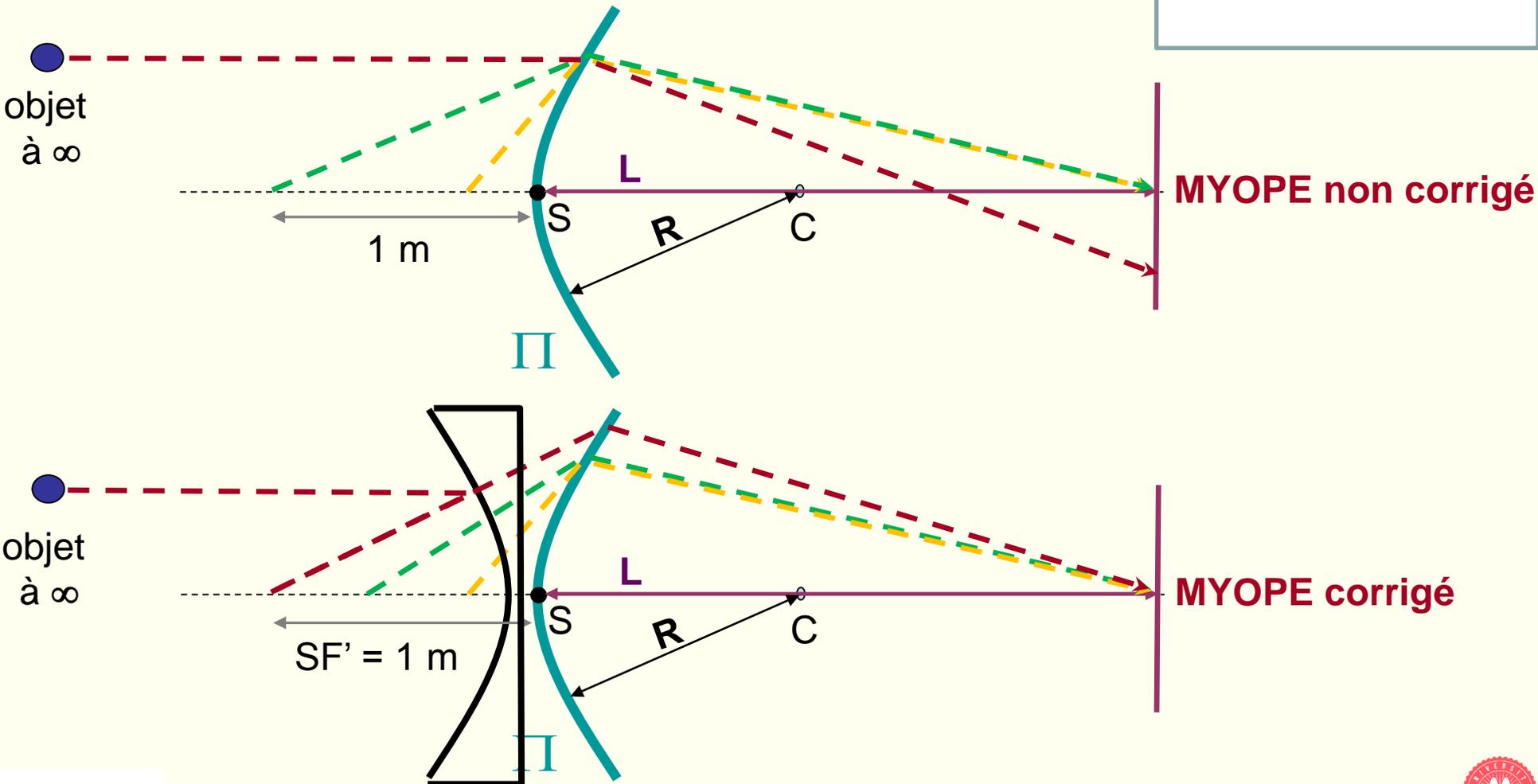
$$\Pi = -1 = \frac{1}{SF'} \Rightarrow SF' = -1 \text{ m}$$

4- Calculez le grandissement d'un objet placé à 1 m en amont de cette lentille

$$G = \left| \frac{SA}{SA'} \right| = |\Pi \cdot SA + 1| = |(-1) \cdot (-1) + 1| = 2$$

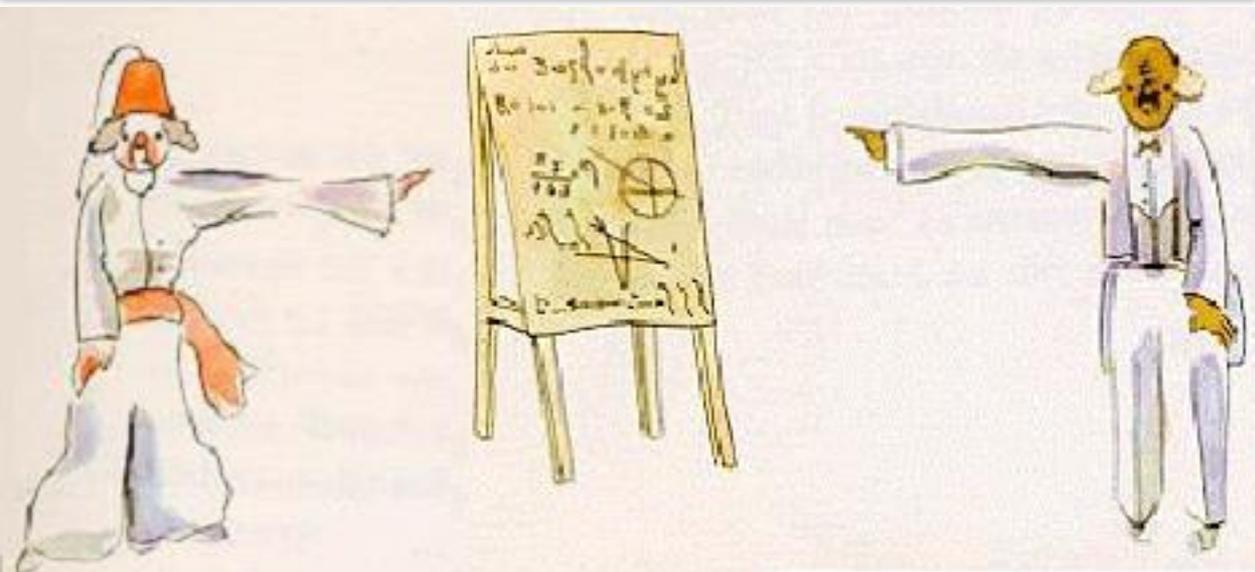
EXERCICE 2

Quelle correction proposer à un patient myope qui voit flou tout objet situé au-delà d'un mètre de son œil ?



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