Université de Montpellier
Faculté de Médecine
Montpellier-Nîmes

INTERACTIONS ENTRE RAYONNEMENT IONISANT ET MATIERE

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

- *Intégralement sous https://scinti.edu.umontpellier.fr/enseignements/cours/*
- *Sous forme de synthèse : diaporamas commentés et séances en présentiel*

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

SYNTHESE ET RAPPELS DU COURS DE BIOPHYSIQUE DE PASS

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

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

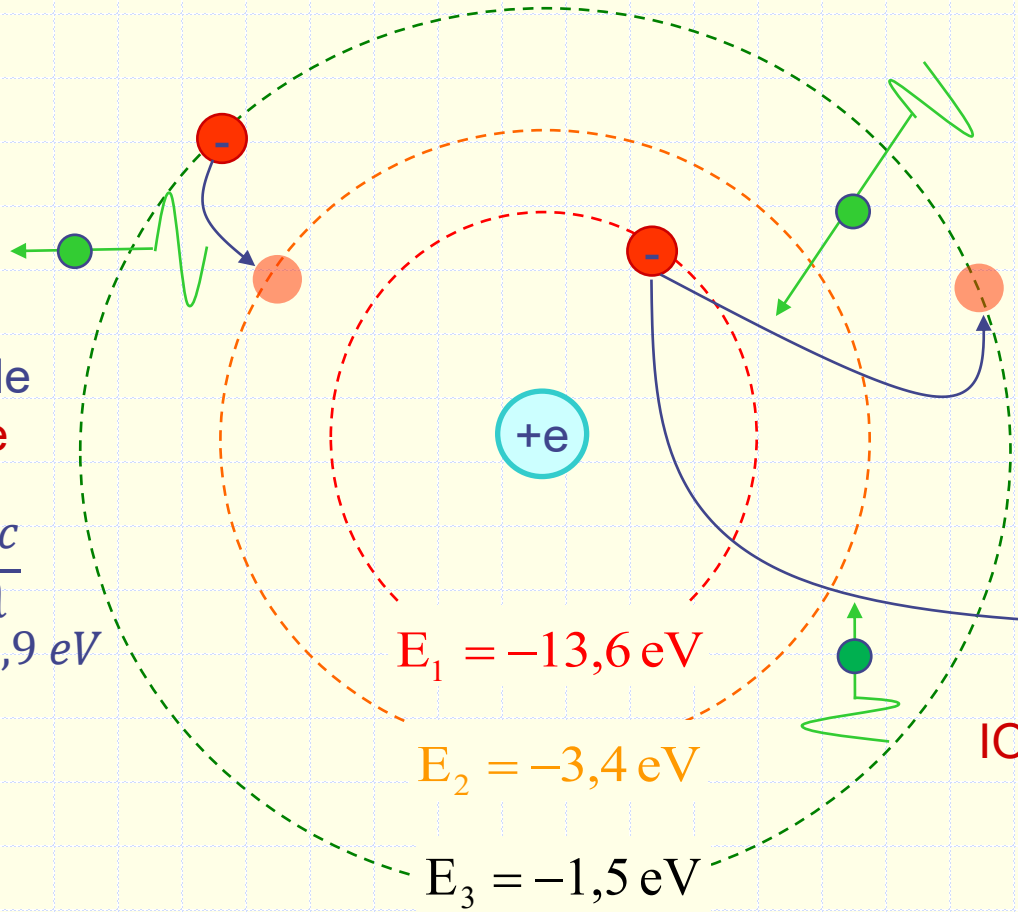
- **Séances en présentiel de complément :**
  - **Site Nîmes : mercredi 6 septembre 2023, 15h-17h**
  - **Site Montpellier : jeudi 14 septembre 2023, 17h30-19h30**

Emmanuel.deshayes@umontpellier.fr

MODELE ATOMIQUE DE BOHR

Dualité onde-corpuscule de l'e⁻ atomique $\Rightarrow$ $^{1}_{1}\mathrm{H}$

$$E_n(eV) = -13{,}6.\frac{1}{n^2}$$



EMISSION d'un photon de **fluorescence** d'énergie

$$E = hf = \frac{hc}{\lambda}$$
$$= |E_3 - E_2| = 1{,}9\ eV$$

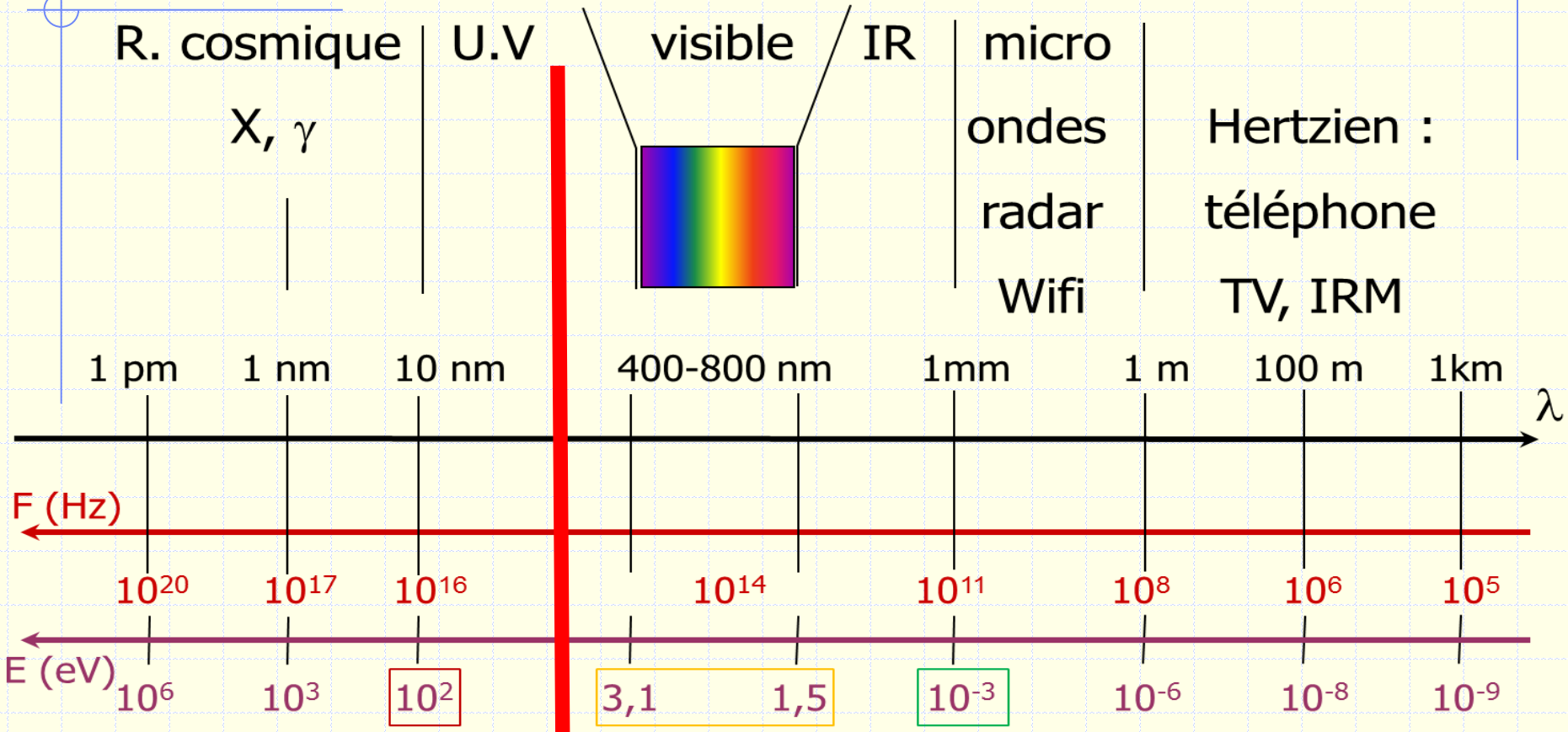
ABSORPTION d'un photon d'énergie

$$E = hf = \frac{hc}{\lambda}$$
$$= |E_3 - E_1| = 12{,}1\ eV$$

IONISATION par absorption d'un photon d'énergie

$$E = hf = \frac{hc}{\lambda} \geq 13{,}6\ eV$$

CLASSIFICATION DES REM : $E = hf = \frac{hc}{\lambda}$



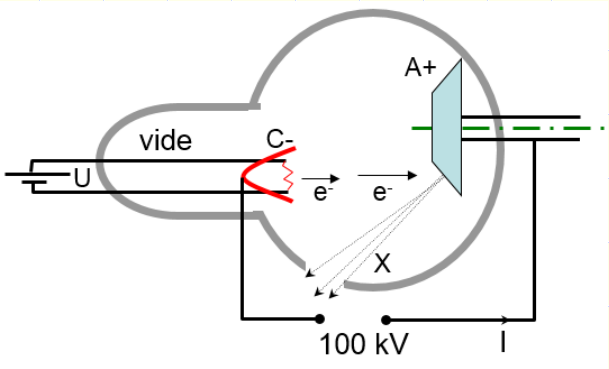
RAYONNEMENTS IONISANTS

RAYONNEMENTS NON IONISANTS

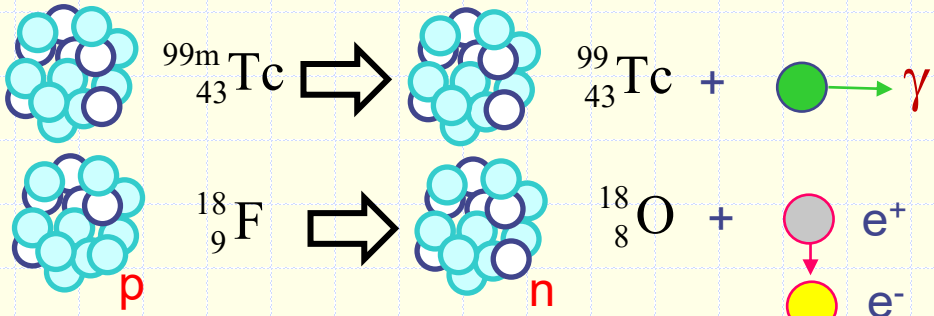
13,6 eV

dont aussi la plupart des rayonnements particulaires

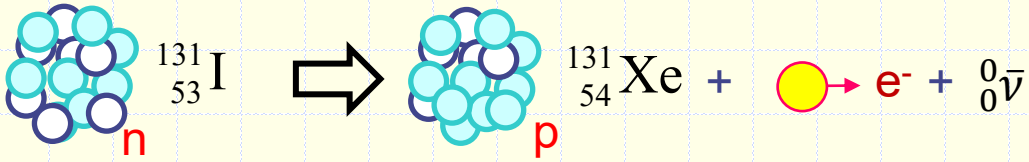
LES RAYONNEMENTS IONISANTS



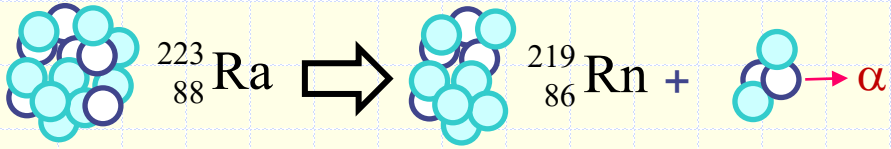
- **Photons X :**
  - Freinage dans un tube X
  - Fluorescence
- **Photons γ :**
  - Radioactivité γ :
  - Radioactivité β^+:



- **Électrons = β^- :**



- **Noyaux $^{4}_{2}He = \alpha$:**



- **Neutrons**

PLAN et OBJECTIFS PEDAGOGIQUES

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

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

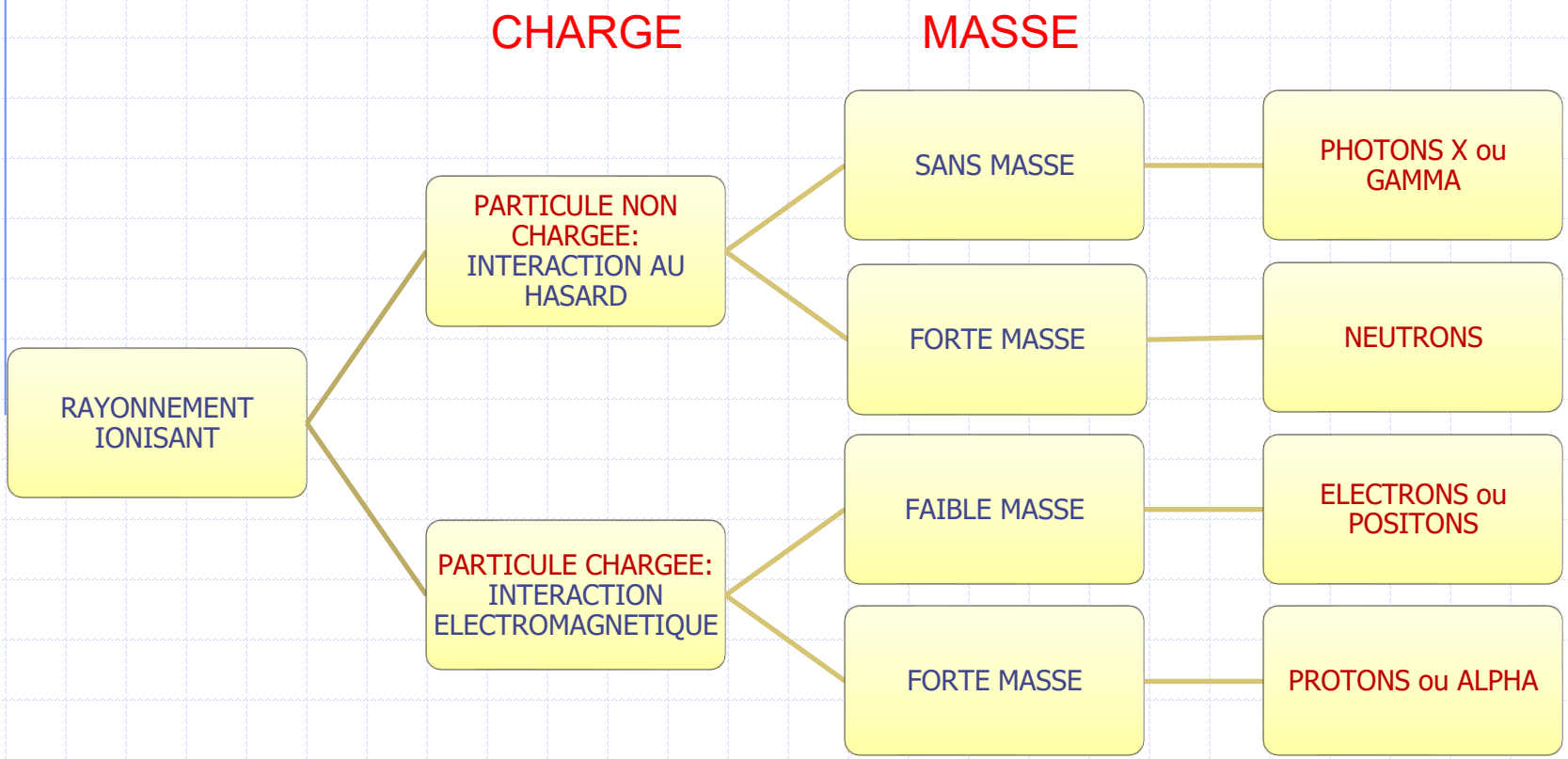
Veuillez vous connecter sous wooclap.com SVP :

1. Allez sur wooclap.com
2. Entrez le code d'événement dans le bandeau supérieur

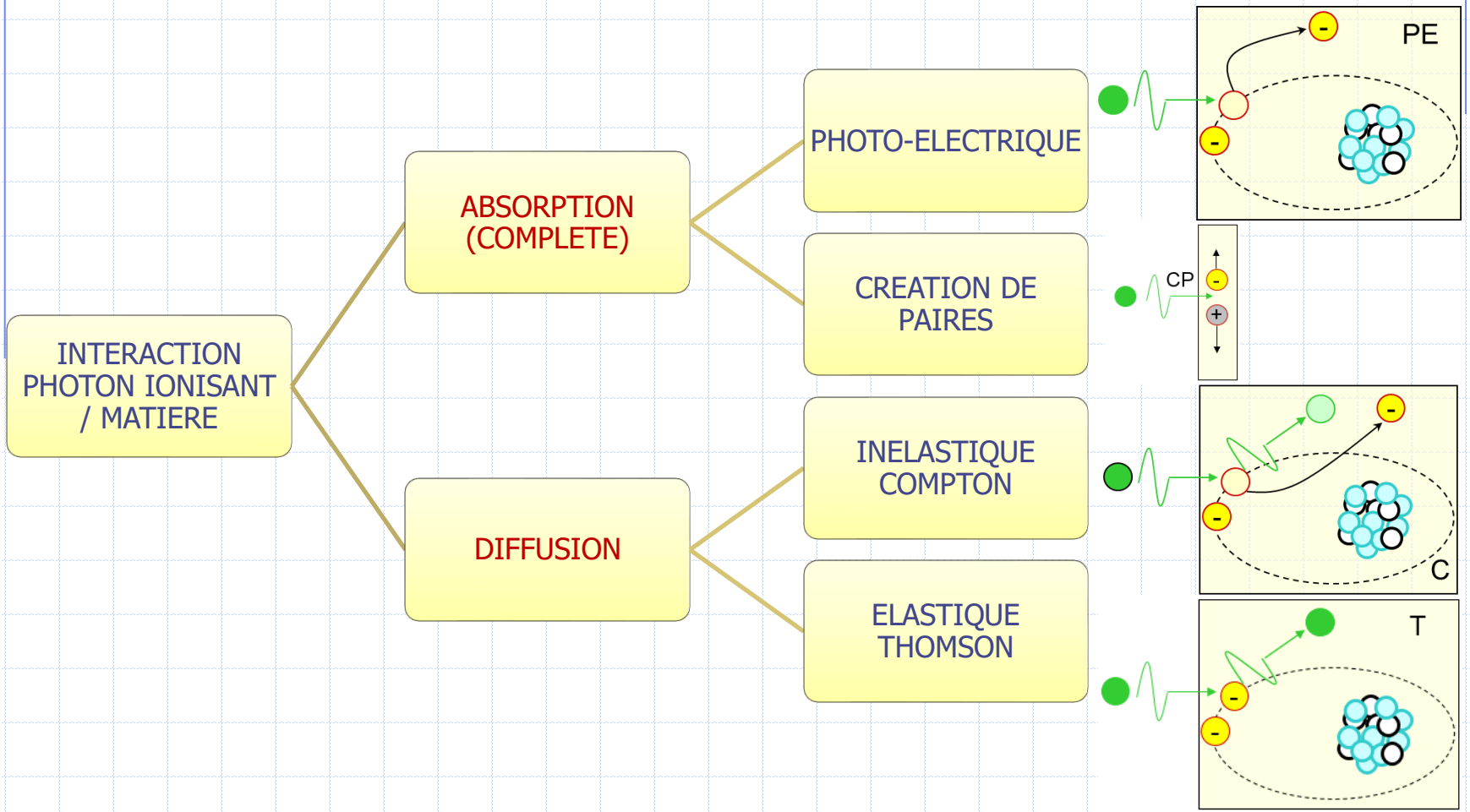
Code d'événement
INTERACTIONRM

1. Envoyez @INTERACTIONRM au 06 44 60 96 62
2. Vous pouvez participer

CLASSIFICATION DES RAYONNEMENTS IONISANTS



MODES D'INTERACTION PHOTON-MATIERE



ATTENUATION DES PHOTONS

- Le photon: pas de charge électrique, donc l'interaction photon/matière aléatoire.

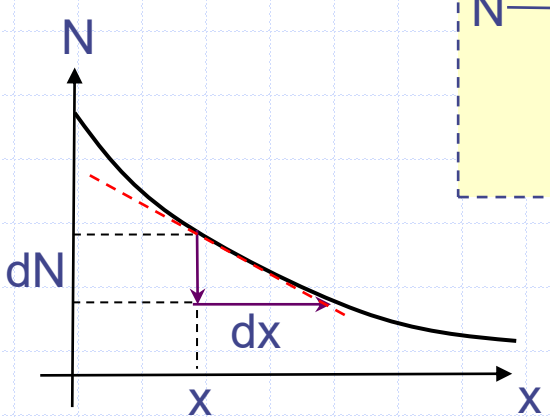
- Coefficient linéique d'atténuation μ

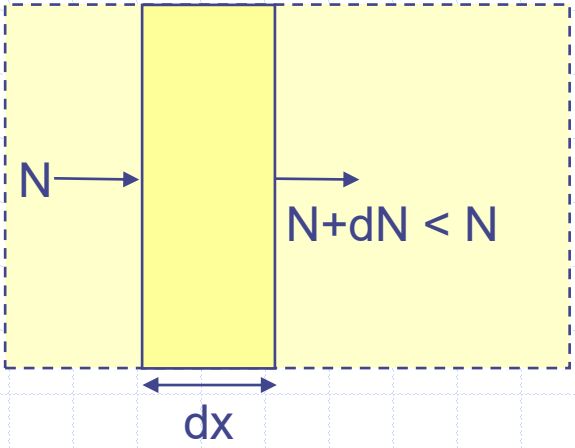
$\mu \stackrel{\text{def}}{=}$ probabilité d'interaction avec la matière par unité de longueur traversée

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

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

$si\ dx \to 0$





ATTENUATION DES PHOTONS

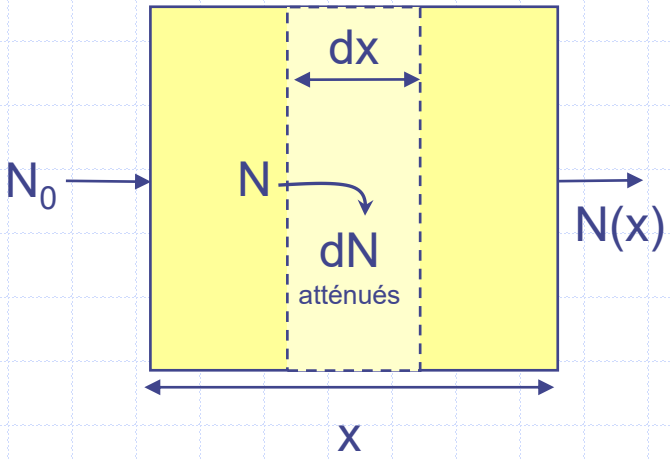
Atténuation d'un faisceau de photons $\stackrel{\text{def}}{=}$ nombre de photons du faisceau ayant interagit (par absorption ou diffusion) avec la matière:

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

$$\Rightarrow \ln N(x) = -\mu.x + Cste$$

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

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



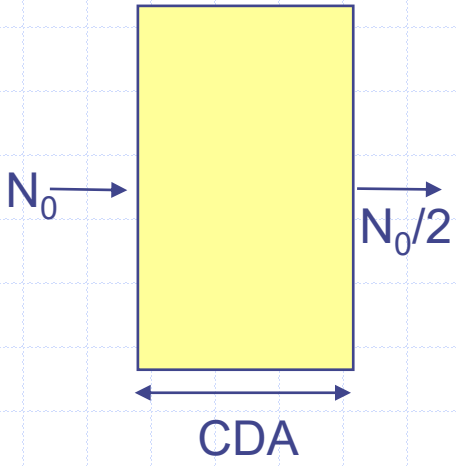
N(x) = nombre de photons ayant traversé l'épaisseur x sans interagir avec la matière, et N_0 = N(0)

ATTENUATION DES PHOTONS

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

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

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

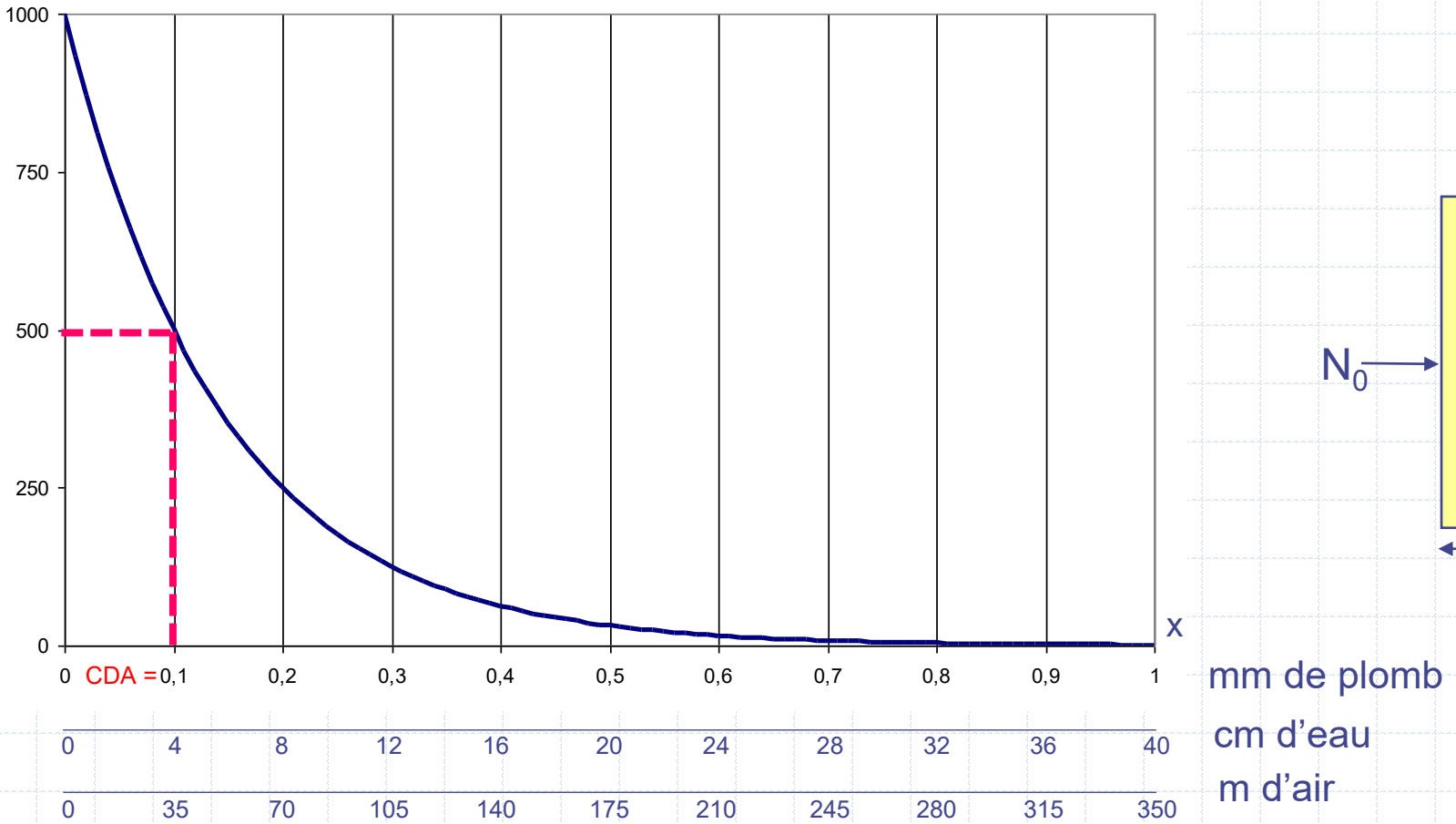


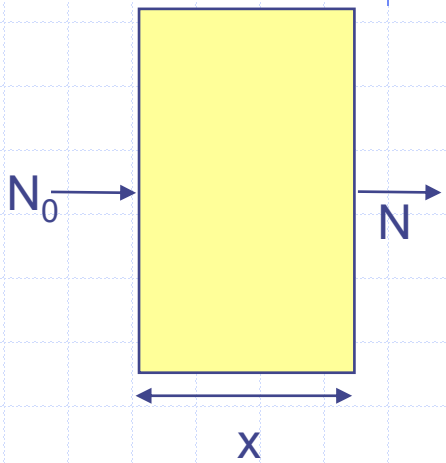
$$N(x) = N_0 e^{-\mu x} = N_0 e^{-\frac{\ln 2}{CDA}x} \Rightarrow N(x) = N_0 . 2^{-\frac{x}{CDA}}$$

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

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

ATTENUATION DES PHOTONS

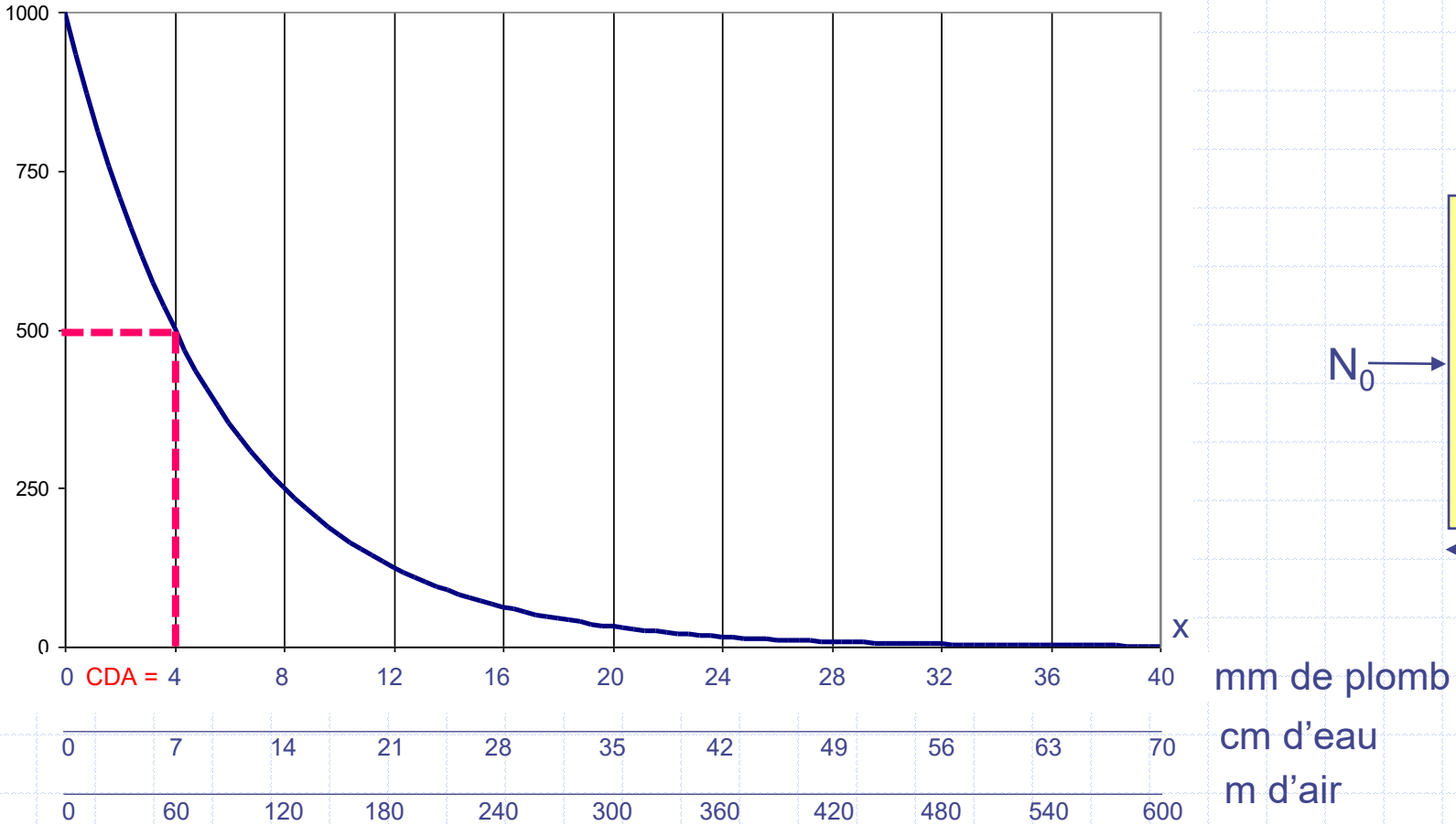


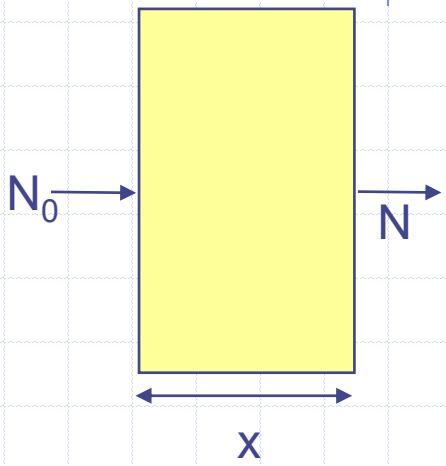


Photons de 100 keV :

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

ATTENUATION DES PHOTONS

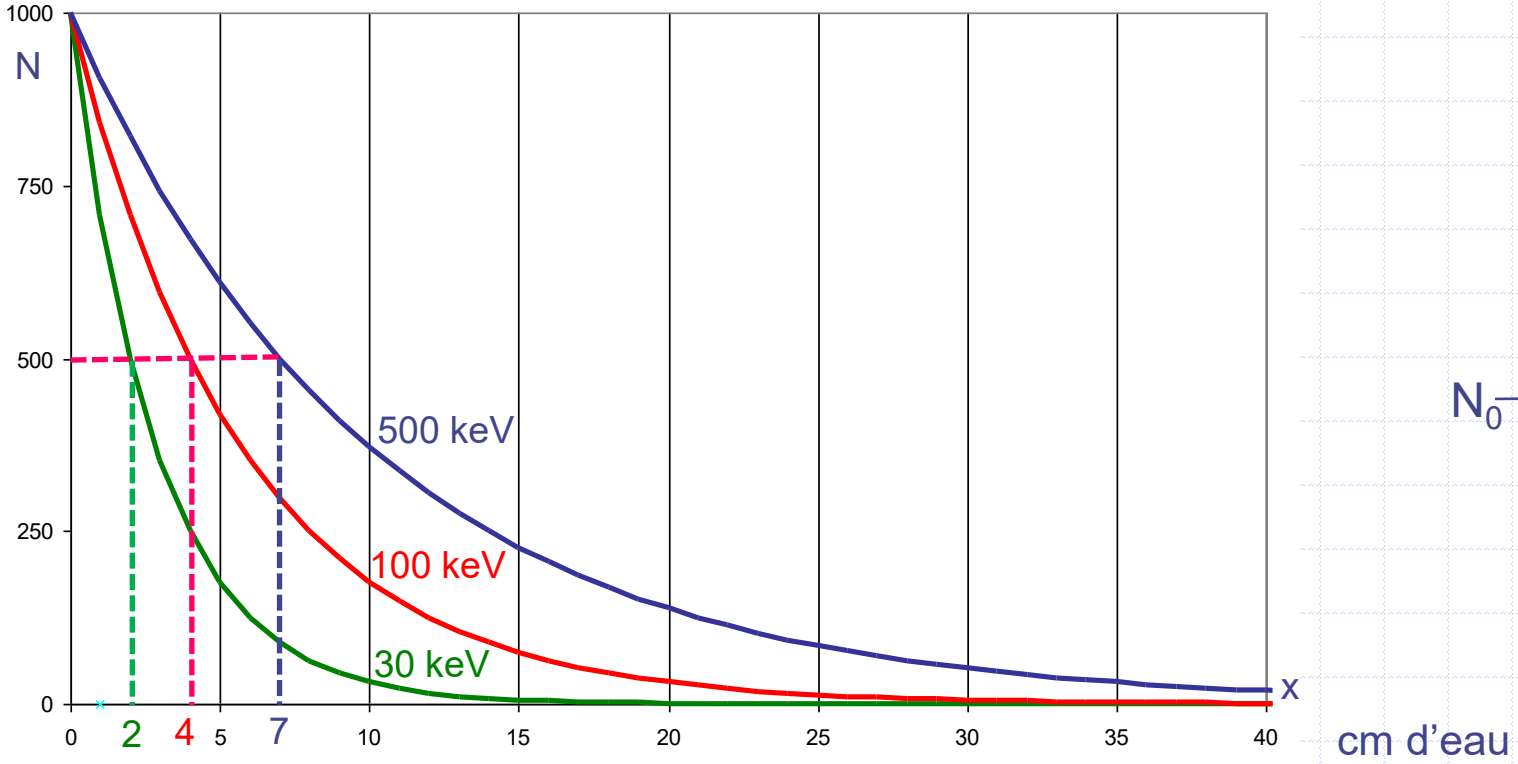


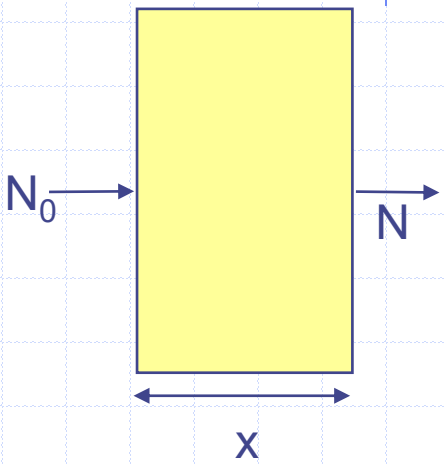


Photons de 500 keV :

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

ATTENUATION DES PHOTONS



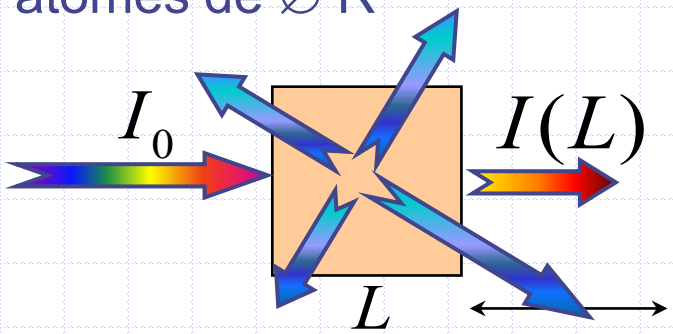


Dans de l'eau : photons de 30 keV : CDA = 2 cm ⇒ plus atténués
photons de 100 keV : CDA = 4 cm
photons de 500 keV : CDA = 7 cm ⇒ plus pénétrants

EXEMPLE : SPECTROMETRIES

Absorption ± ré-émission (si diffusion) d'une lumière incidente par les électrons de N atomes de ∅ R

- Loi générale :



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

- Loi de Beer :

$$k = \sigma.C$$

Concentration mol.m^{-3}

Coef. d'atténuation linéique (m^{-1})

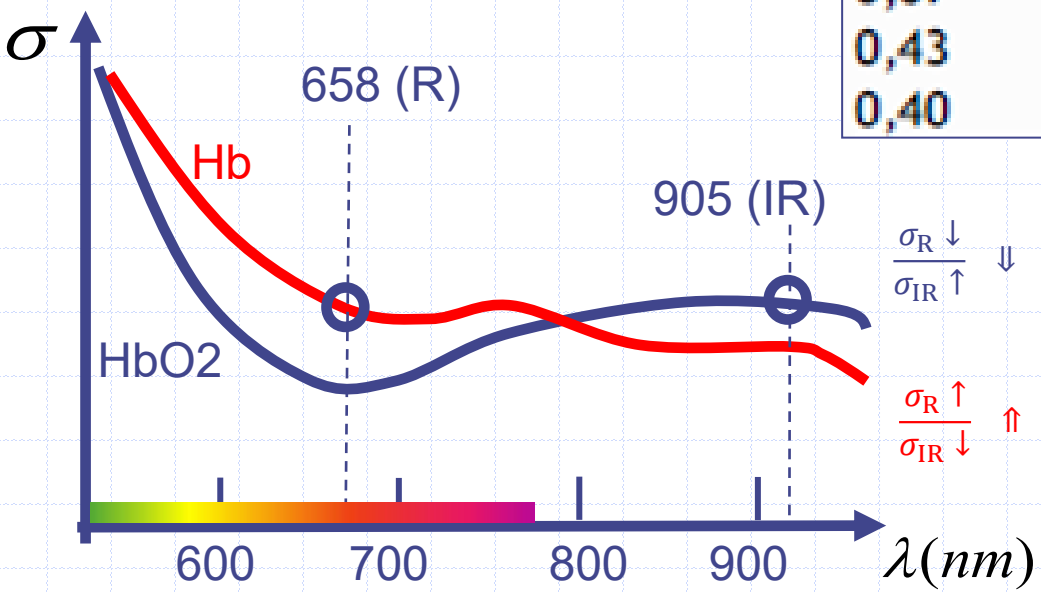
Section efficace molaire m^2.mol^{-1}

k ↑ ⇒ absorption ± diffusion ↑

EXEMPLE: OXYMETRIE DE POULS

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

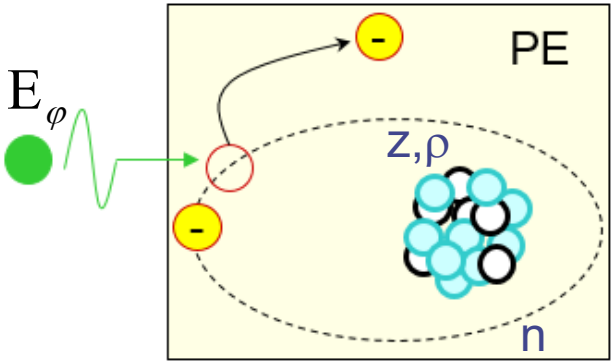
σ_R/σ_{IR}	SpO_2 (%)
2,5	0
1,75	20
1,60	30
1,50	40
1,25	60
1,00	82
0,75	91
0,67	95
0,43	99
0,40	100



$$Sp^a_{O_2} = \frac{Hb_{0_2}}{Hb_{0_2} + Hb}$$

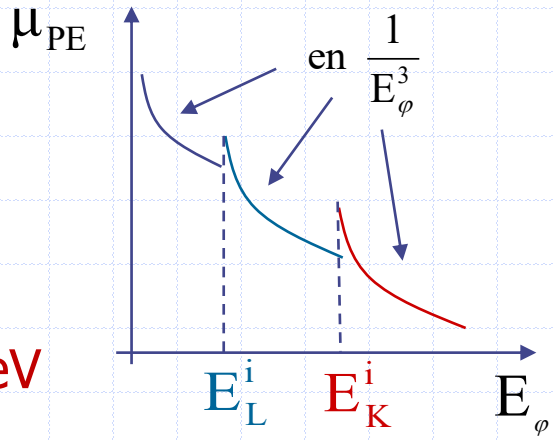
EFFET PHOTO-ELECTRIQUE

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



- Loi de Bragg et Pierce :

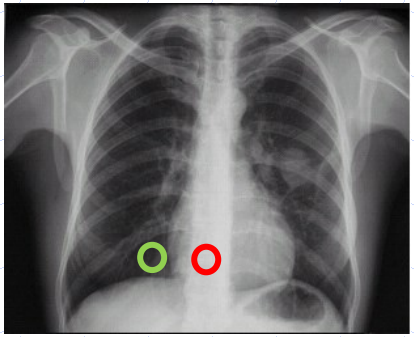
$$\mu_{PE} \approx C_n . \rho . \frac{Z^3}{E_\varphi^3}$$

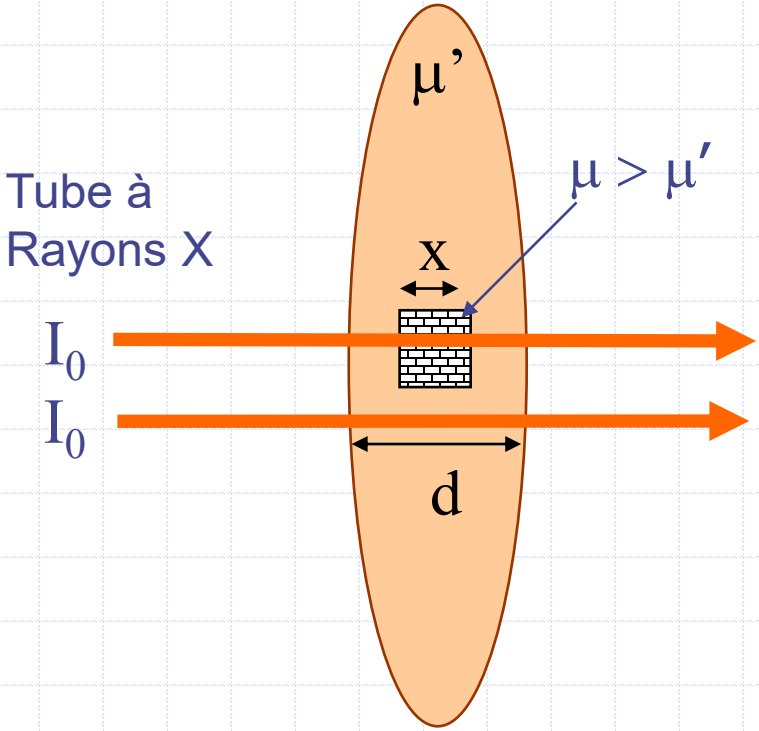


- Dépend de la masse volumique ρ.
- Prépondérant:
  - dans les tissus biologiques si $E_\varphi \approx 10$ à 50 keV
  - dans le plomb si $E_\varphi < 500$ keV

EFFET PHOTO-ELECTRIQUE: APPLICATIONS

Contraste en radiologie : pièce osseuse de coefficient linéique d'atténuation μ au sein d'un tissu de coefficient μ' :





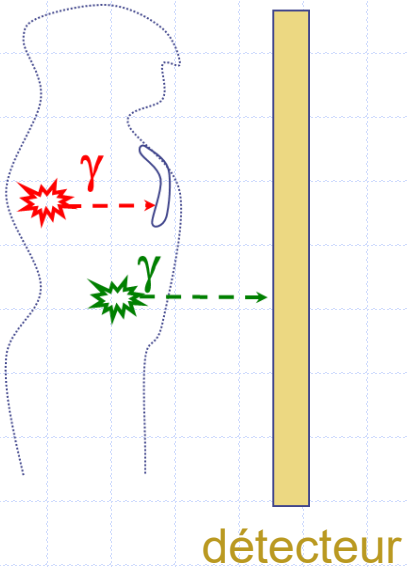
$$I_1 = I_0\, e^{-\mu'.(d-x)-\mu x} < I_2$$

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

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

EFFET PHOTO-ELECTRIQUE: APPLICATIONS

Auto-atténuation en scintigraphie

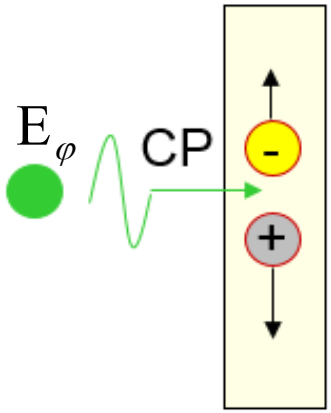


Détecteurs en radiologie et en scintigraphie

- Conversion d'un signal de photons X ou γ en signal électrique (chambres à ionisations, photo-multiplicateurs, détecteurs à semi-conducteurs…)

CREATION DE PAIRES

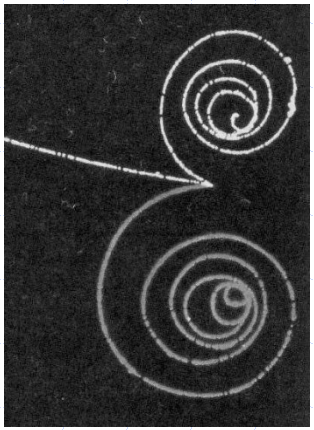
- Matérialisation de l'énergie d'un photon en une paire particule/antiparticule de nature électronique (électron et positon)



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

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

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

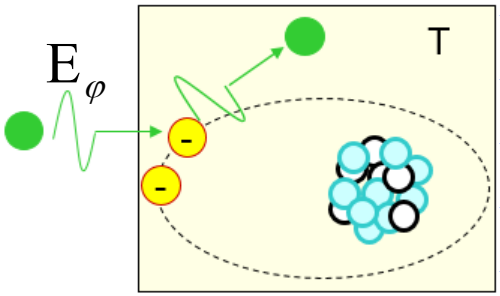


- Marginal dans le domaine de la santé, sauf en radiothérapie

DIFFUSION ELASTIQUE THOMSON

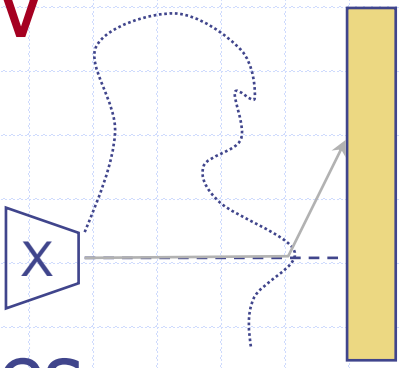
- Changement de direction d'un photon sans échange d'énergie entre le photon et la matière: Pas d'ionisation.

  $E_\varphi = hf = hc/\lambda$ est inchangée



- Important seulement si $E_\varphi < 45$ keV

donc principalement en mammo-graphie où cela cause du flou et nécessite des dispositifs spécifiques



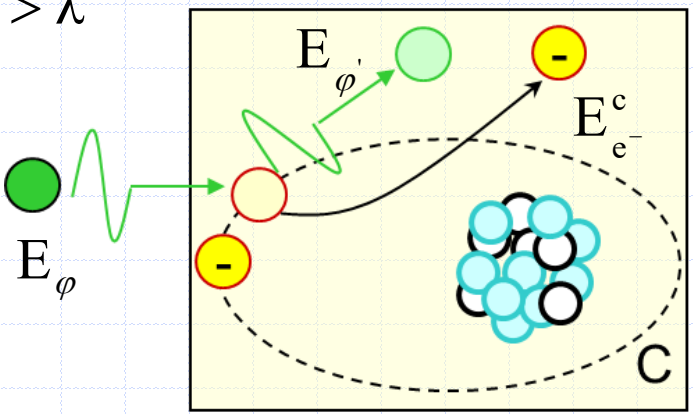
DIFFUSION INELASTIQUE COMPTON

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

$$E_{\varphi} = E_{\varphi'} + E^{i}_{e^-} + E^{c}_{e^-}$$

- Donc : avec

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



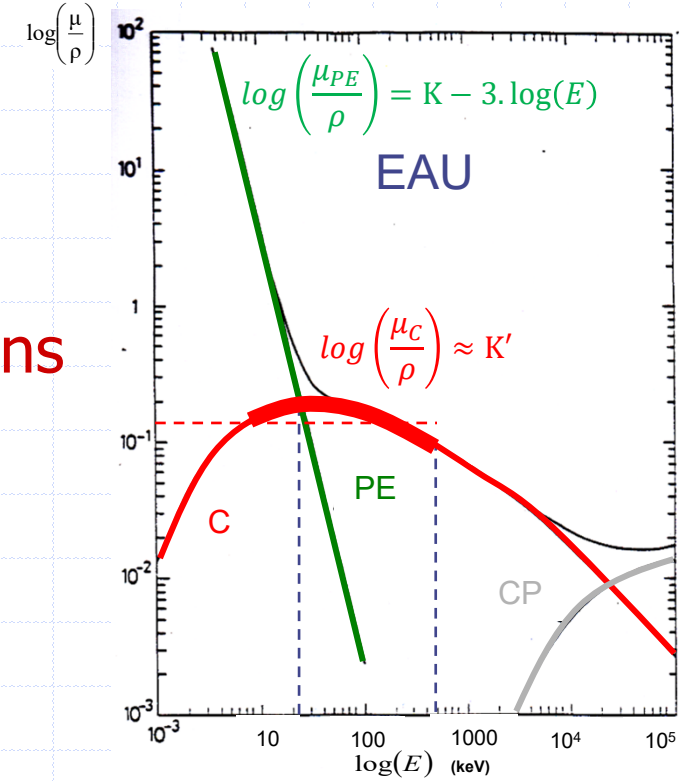
DIFFUSION INELASTIQUE COMPTON

- L'expression de μ_c est complexe (équation de Klein-Nishina)

- μ_c/ρ est sensiblement constant pour les énergies utilisées dans le domaine de la santé :

$$\mu_C \approx C.\rho$$

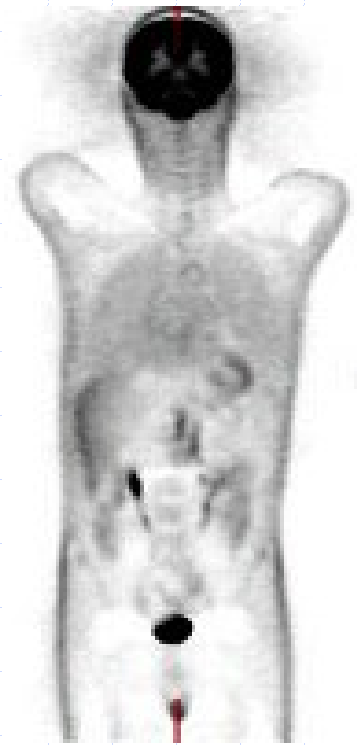
- La diffusion Compton prédomine dans les tissus biologiques si $E_\varphi > 50\,\text{keV}$



DIFFUSION COMPTON

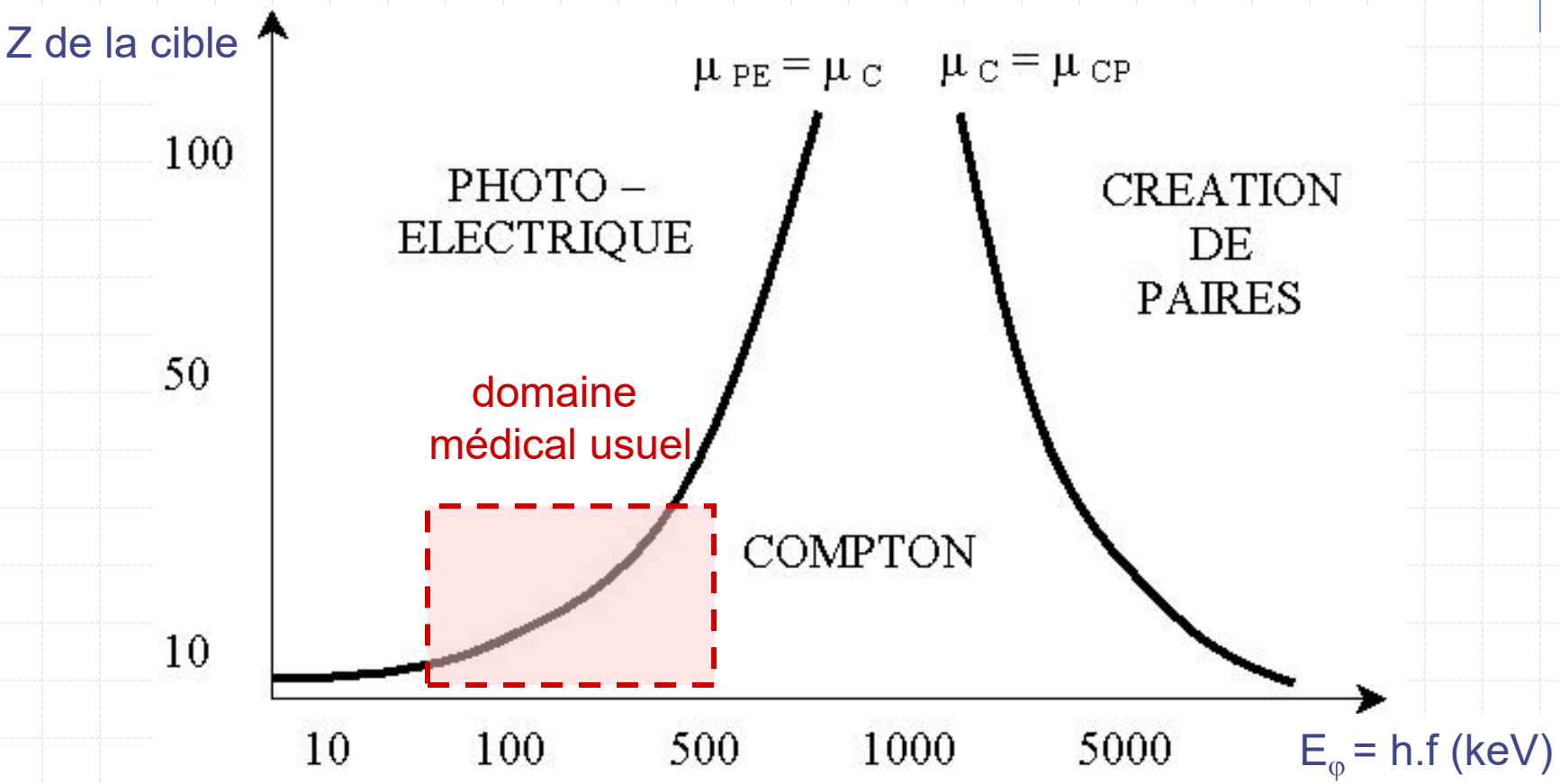
- Conséquences: flous
  - flou en radiologie

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



INTERACTIONS PHOTON-MATIERE

Synthèse sur la prédominance des différents effets :



OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 1

- Savoir caractériser l'atténuation de photons
  - Aléatoire $\Rightarrow$ décroissance exponentielle
  - Définitions de μ, CDA, LPM.

- Pour des photons, savoir définir, caractériser et manipuler
  - La loi d'atténuation (μ, CDA, LPM)
  - Les modes d'atténuation et leurs applications
    - Création de paires : $\varphi \rightarrow e^{+} + e^{-}$ (marginal)
    - Absorption photo-électrique : $\mu_{PE} \approx C_n.\rho.Z^3 / E_\varphi^3$
    - Diffusion Thomson
    - Diffusion Compton : $\mu_C \approx C.\rho$
  - Leurs domaines de dominance et leurs applications

- Savoir calculer l'efficacité de mesures de radioprotection

INTERACTIONS PARTICULE-MATIERE

INTERACTION PARTICULE / MATIERE

PARTICULES NON CHARGEES

DIFFUSION OU ABSORPTION <u>ALEATOIRE</u> AVEC LES NOYAUX DE LA CIBLE

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

- LOURDES (neutrons)

PARTICULES CHARGEES

INTERACTIONS <u>ELECTROSTATIQUES</u> AVEC LES ELECTRONS ATOMIQUES DE LA CIBLE

- LOURDES (α, p)
- LEGERES (e^-, e^+)

INTERACTIONS NEUTRON-MATIERE

Particule non déviée électriquement.

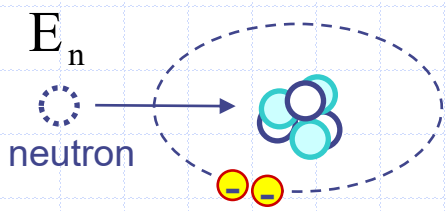
Interaction avec les e^- atomiques négligeable

Interaction aléatoire avec les noyaux seulement

- Volume noyau << Volume atome
  - donc probabilité de choc neutron-noyau faible
  - ces chocs entraînent souvent peu de perte d'énergie
  - donc les neutrons sont très pénétrants (Pb. Radioprotection)

- Les neutrons de faible énergie interagissent plus

INTERACTIONS NEUTRON-MATIERE



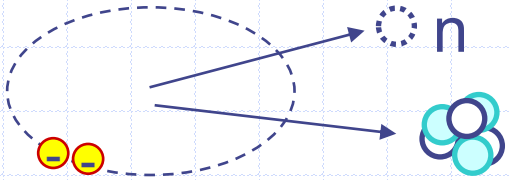
Dans tous les cas :
⇨ ionisations +++

L'exposition à
un faisceau de neutrons
est très dangereuse

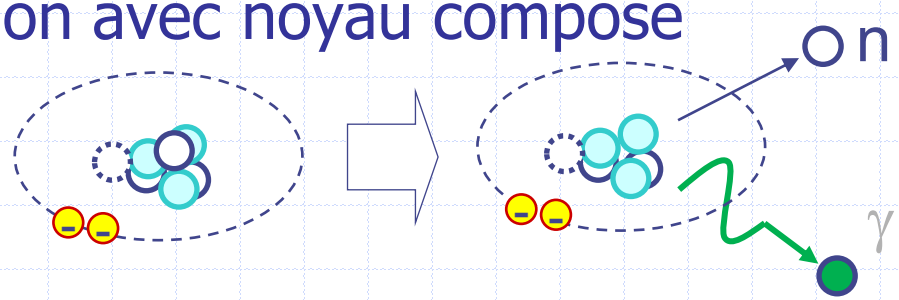
Fission

Diffusion sur les petits noyaux atomiques

- E =1-10 Mev ⇒ 90% d'arrêt par 23 cm d'eau

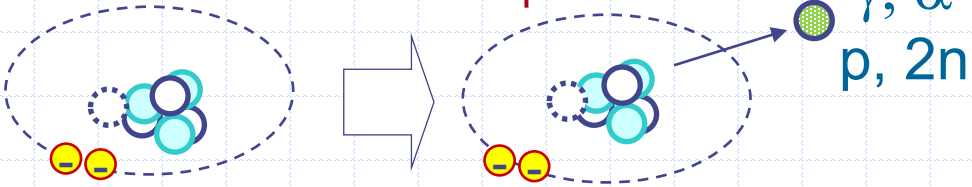


Diffusion avec noyau composé



Absorption par capture radiative:

- Production de radio-isotopes



INTERACTION PARTICULE CHARGEE-MATIERE

- INTERACTION ELECTROSTATIQUE SUR LES ELECTRONS DE LA CIBLE ⇒ IONISATIONS-EXCITATIONS sur la trajectoire

- TRANSFERT LINEIQUE D'ÉNERGIE (TEL) $\stackrel{\text{def}}{=}$ quantité d'énergie transférée au milieu cible par la particule incidente par unité de longueur de trajectoire :
  - ↑ avec la charge (z) de la particule ($z_\alpha = 2.z_p$) et de la cible
  - ↑ si la vitesse de la particule ↓, donc
  - ↑ avec la profondeur

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

z et vitesse de la particule

Z et atomes/m^3 dans la cible

INTERACTIONS α/PROTON-MATIERE

- α et p = particules chargées lourdes

- Interactions électrostatiques avec les électrons de la cible
  $\Rightarrow$ IONISATIONS-EXCITATIONS le long de la trajectoire

- Vitesse faible (par rapport aux électrons)
  $\Rightarrow$ TEL $\propto (Z/v)^2$ élevés ($\approx$ 100 keV/μ**m** pour α),
  donc pénétration relativement faible

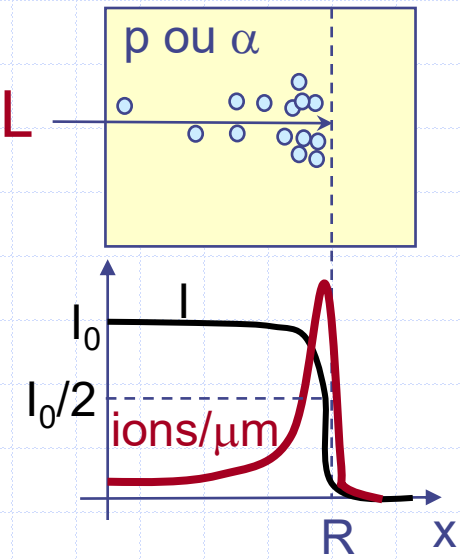
- Chocs directs très peu probables :
  TRAJECTOIRE RECTILIGNE

INTERACTIONS α/PROTON-MATIERE

- IONISATIONS ↑ LE LONG D'UNE TRAJECTOIRE RECTILIGNE

- Dose presque intégralement déposée à une profondeur appelée parcours R≈E/TEL
  R dépend de la vitesse, de la masse et de la charge de la particule incidente :

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



Pic de Bragg

- Ordre de grandeur : R (μm) ≈ E(keV)/100

- Applications : radon, radiothérapie superficielle, radium 223 dans les métastases de cancers de prostate

Ex: RADIOTHERAPIE METABOLIQUE ALPHA

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

E_α = 5.0 – 7.5 MeV (radon & ses descendants)

Il se fixe sur l'os comme du calcium.

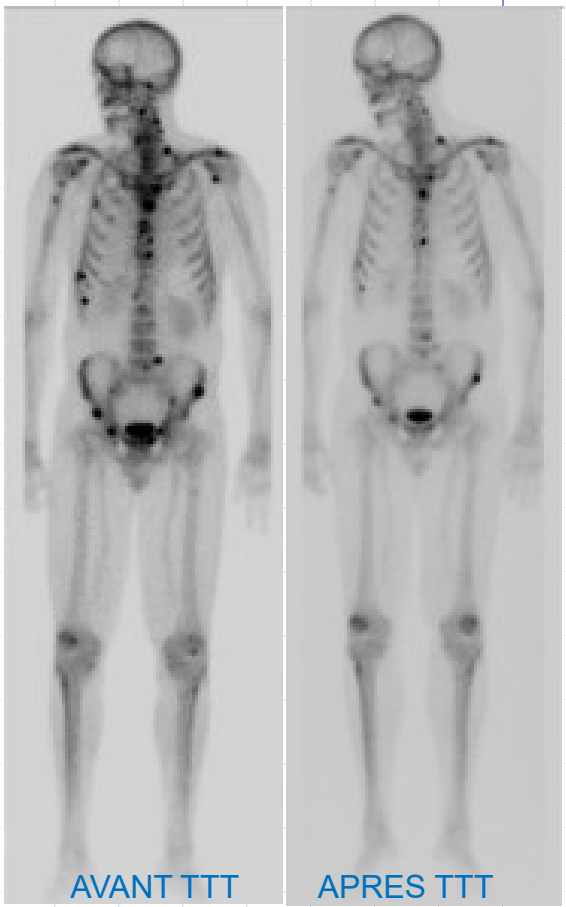
Il se concentre sur les métastases ostéophiles (cancers de prostate).

TEL = 80 keV/μm

$\Rightarrow$ R = (5 à 7.5).10^3/80 = 62 à 94 μm

R < 100 μm = 0.1 mm

donc une irradiation sur moins de 10 cellules.



^{99m}Tc-DP

INTERACTIONS ELECTRON-MATIERE

- Particules chargées légères

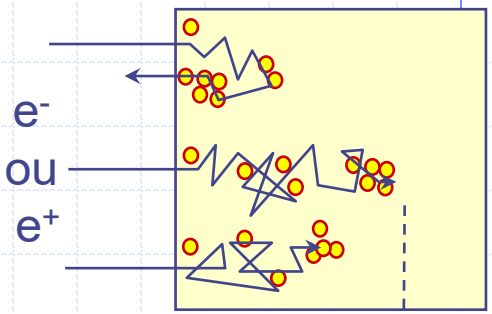
- Interactions électrostatiques avec les électrons de la cible
  $\Rightarrow$ IONISATIONS-EXCITATIONS le long de la trajectoire

- Vitesse élevée (par rapport aux α et protons)
  $\Rightarrow$ TEL ($\propto Z^2/v^2$) plus faibles ($\approx$ 0,2 keV/μm = 200 keV/**mm**), donc pénétration supérieure aux rayons alpha.

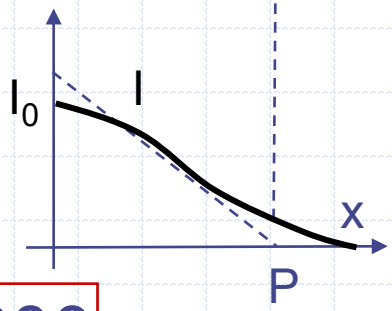
- Masse faible $\Rightarrow$ trajectoire en zigzag par DIFFUSIONS
  - Inélastique (rayonnement de freinage)
  - Élastique sur les noyaux et électrons de la cible
  - Par chocs directs sur les électrons de la cible

INTERACTIONS ELECTRON-MATIERE

- donc ionisations ↑ 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

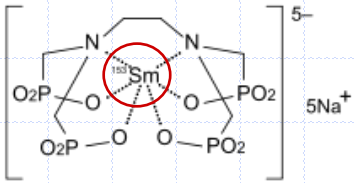


- Ordre de grandeur: $P\ (mm) \approx E(keV)/200$

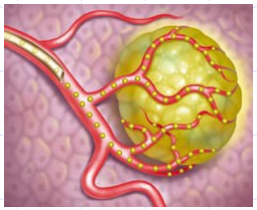
- Applications : radiothérapie métabolique, TEP

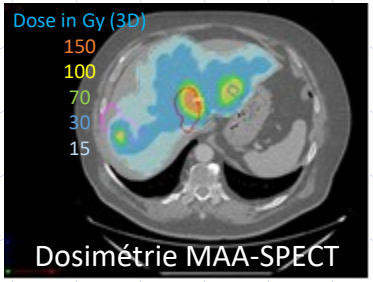
RADIOTHERAPIE METABOLIQUE β^-

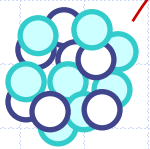
- Antalgie/ métastases ostéophiles
  - β^- : samarium $^{153}_{62}Sm$ et strontium $^{89}_{38}Sr$
  - E^{max}_{β} = 1500 et 800 keV $\Rightarrow$ P = 8-4 mm
  - Couplage à un biphosphonate



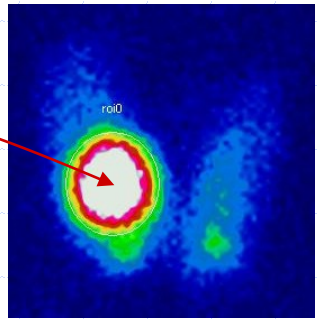
- Synoviorthèses isotopiques (^{169}Er, ^{186}Re, ^{90}Y)
- Traitement des cancers du foie à l'^{90}Y
- Traitement d'hyperthyroïdies
- Traitement des néoplasies thyroïdiennes

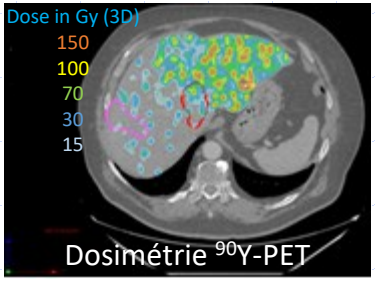






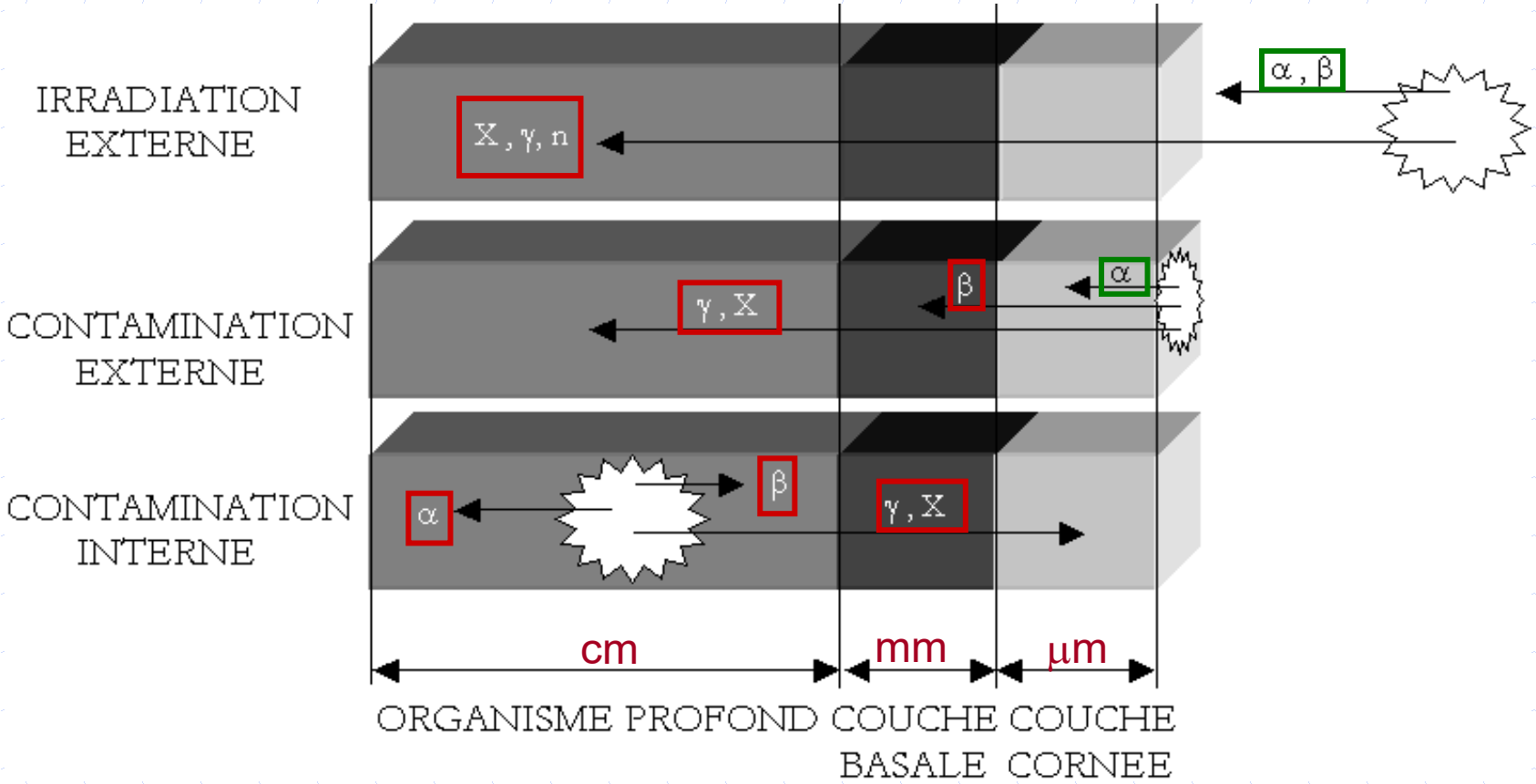
$^{131}_{53}I$





INTERACTIONS PARTICULE-MATIERE

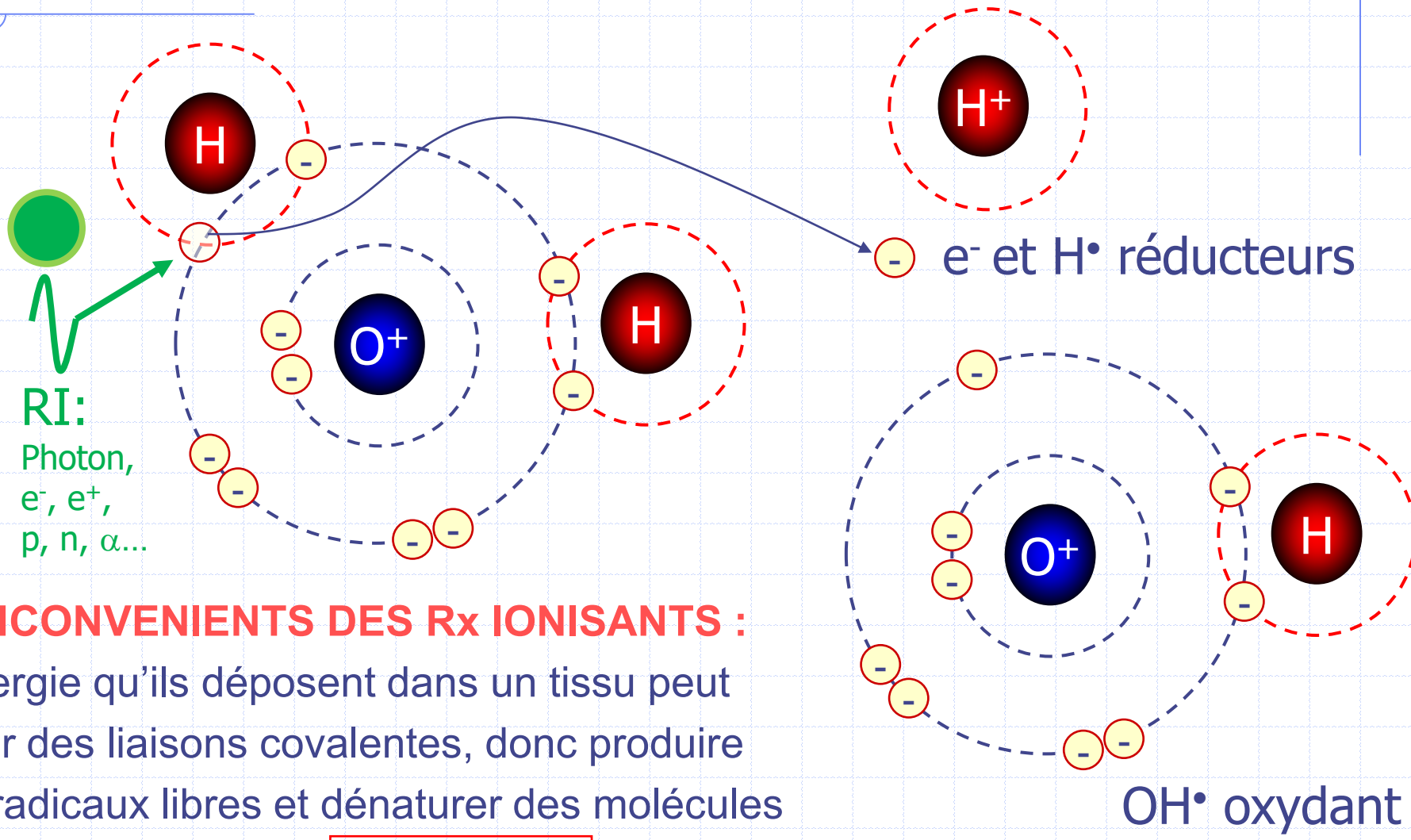
Conséquences en matière de radioprotection (contaminations) :



OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 2

- Savoir caractériser et juger de la dangerosité des interactions avec de la matière des :
  - Neutrons:
    - Diffusions ou capture radiative ⇒ ionisations ++
    - Très pénétrants
  - protons et alpha:
    - Par interaction électrostatique ⇒ ionisations ++
    - trajectoire rectiligne sur parcours de quelques μm
    - Irradiation par le radon, radiothérapie métabolique (en développement)
  - Électrons:
    - Interaction électrostatique + diffusion ⇒ ionisations +
    - trajectoire brisée sur portée de quelques mm
    - Radiothérapie métabolique et vectorisée
- Savoir évaluer l'ordre de grandeur d'une zone irradiée en radiothérapie interne vectorisée ou métabolique

GRANDEURS DOSIMETRIQUES



- **INCONVENIENTS DES Rx IONISANTS :**

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

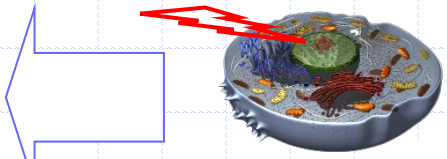
- **IMPORTANCE DE QUANTIFIER CE RISQUE**

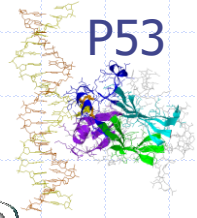
EFFETS PRECOCES ET TARDIFS

MORT IMMEDIATE si D > 100 J/kg
(lésions des membranes…)

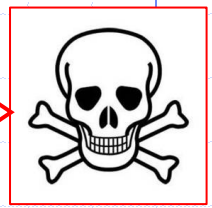
NECROSE/HYPOPLASIE
TISSULAIRE PATHO.

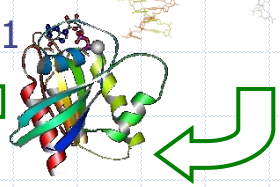
EFFETS DETERMINISTES PRECOCES





APOPTOSE

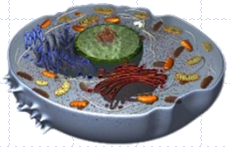




Cycle bloqué

enzymes

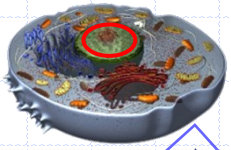
REPARATION



CORRECTE

FAUTIVE

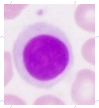
APOPTOSE



VIABLE

EFFETS STOCHASTIQUES TARDIFS

SYSTÈME IMMUNITAIRE



CANCER
MUTATION

DOSE ABSORBEE (D, en GRAY)

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

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

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

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

MESURE A UTILISER
EN RADIOTHERAPIE
OU
EN CAS D'ACCIDENT

LIMITES DE LA DOSE ABSORBEE

- Même si D << 250 mGy, une unique réparation fautive non létale d'un ADN peut à long terme entraîner un cancer ou une mutation (effets stochastiques ou aléatoires à long terme).

- La dose absorbée seule est insuffisante pour quantifier les effets tardifs des rayonnements ionisants :
  - qui sont aléatoires (non déterministes)
  - dont la probabilité dépend de la Dose absorbée,
  - mais aussi :
    - du TEL (keV/μm) du rayonnement ionisant
    - du type de tissu irradié = du nombre de mitoses en son sein (jeune, peu différencié, renouvellement rapide…)

DOSE EQUIVALENTE (H en Sievert)

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

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

RAYONNEMENT	TEL (keV/µm)	W_R (Sv/Gy)
PHOTONS	0,2 à 2	1
ELECTRONS	0,2 à 2	1
PROTONS	15 à 25	5
NEUTRONS	20 à 80	5 à 20
ALPHA	60 à 200	20

COEFFICIENT DE SENSIBILITE TISSULAIRE

Coefficient de sensibilité tissulaire w_T

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

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

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

DOSE EFFICACE* (E en Sievert)

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

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

Détriment tardif global sans prise en compte des débits de dose
Additif
MESURE A UTILISER POUR LES EXAMENS D'IMAGERIE MEDICALE

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

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

*Effective dose

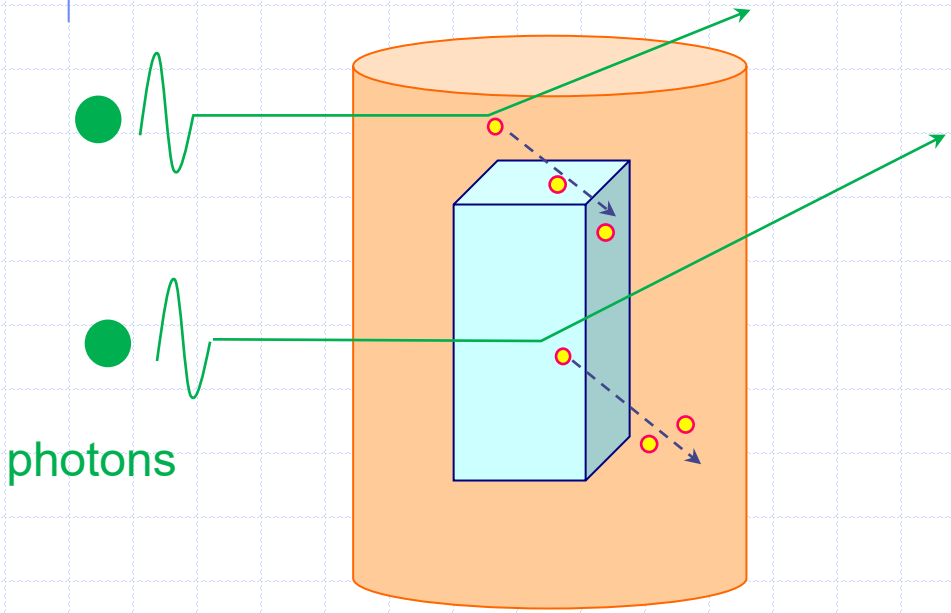
ESTIMATION DE DOSE

- Le problème est donc de mesurer ou d'estimer une dose absorbée (la dose efficace en découle, connaissant les rayonnements et les organes irradiés)

- Deux situations distinctes :
  - Irradiation externe (photons) :
    - radiologie, radiothérapie externe, radiochirurgie…
  - Irradiation interne:
    - Scintigraphie, radiothérapie métabolique, curiethérapie

DOSIMETRIE EXTERNE

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



Hypothèse

Équilibre électronique :

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

alors :

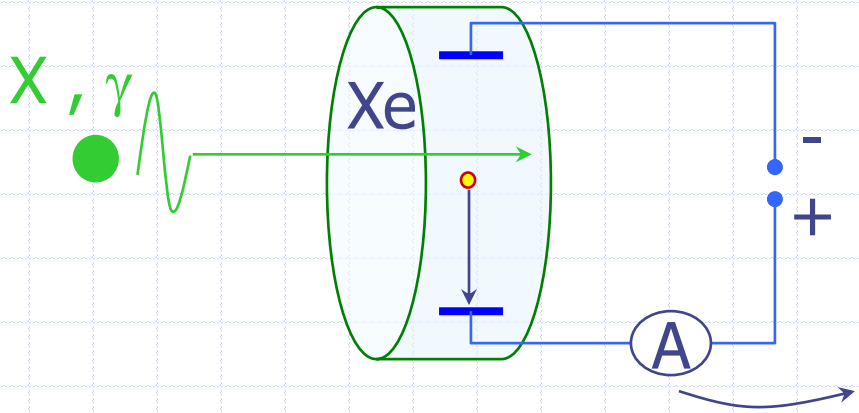
énergie transférée/kg = D

(considérée valide dans ce qui suit)

EXPOSITION X

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

- Intérêt : paramètre mesurable en dosimétrie externe au moyen d'une chambre à ionisations :



Mesure de X à partir du courant enregistré

LIEN EXPOSITION - DOSE ABSORBEE DANS L'AIR

- 1 ionisation crée 1,6 10^{-19} C = e C
  (charges de chaque signe)

- Energie moyenne pour une ionisation dans de l'air: 34 eV = 34.e J

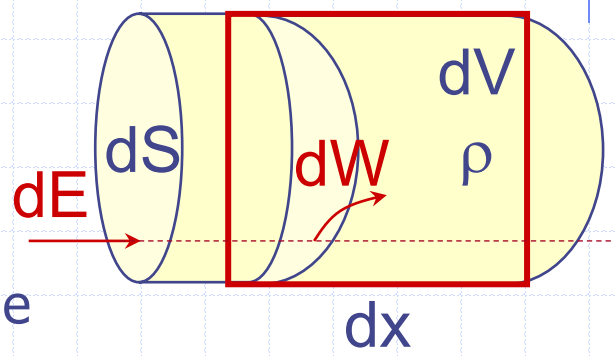
- X C/kg = X/e ionisations/kg
  donc X C/kg $\Leftrightarrow$ D_{air} = (X/e).34.e = 34.X Gy

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

LIEN FLUENCE - DOSE ABSORBEE (DANS TOUT MILIEU)

FLUENCE $\stackrel{\text{def}}{=}$ Energie $dE = N.E_\phi$ de N particules ionisantes d'énergie E_ϕ traversant une surface dS en un certain temps, rapportée à dS:

$F = dE/dS = N.E_\phi / dS$ 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 $dE = E_\phi.N$ est :

$$\mathrm{dW} = -dN.E_\varphi = \mu.\mathrm{N.dx}.E_\varphi = \mu.\mathrm{dx.dE} = \mu.\mathrm{dx.F.dS}$$

La dose absorbée est donc : $\mathrm{D} = \frac{|\mathrm{dW}|}{\mathrm{dm}} = \frac{\mu.(\mathrm{F.dS}).\mathrm{dx}}{\rho.\mathrm{dS.dx}} = \frac{\mu}{\rho}.\mathrm{F}$

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

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

DOSE ABSORBEE DANS UN TISSU

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

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

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

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

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

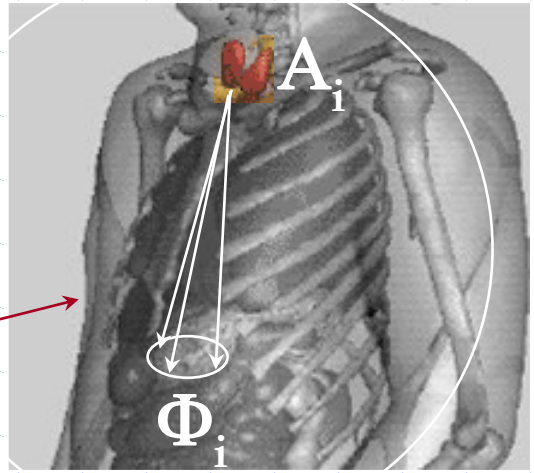
Applications : Contrôle de qualité en radiographie et radiothérapie

DOSIMETRIE INTERNE

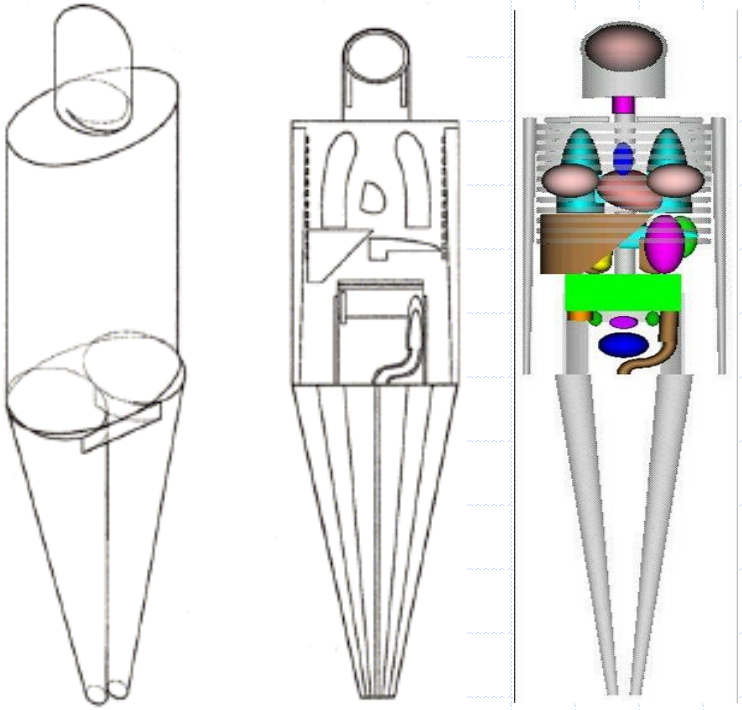
Problème: D=? avec une source interne de photons ⇒ modèle

MIRD : Medical Internal Radiation Dose

radio-isotope connu

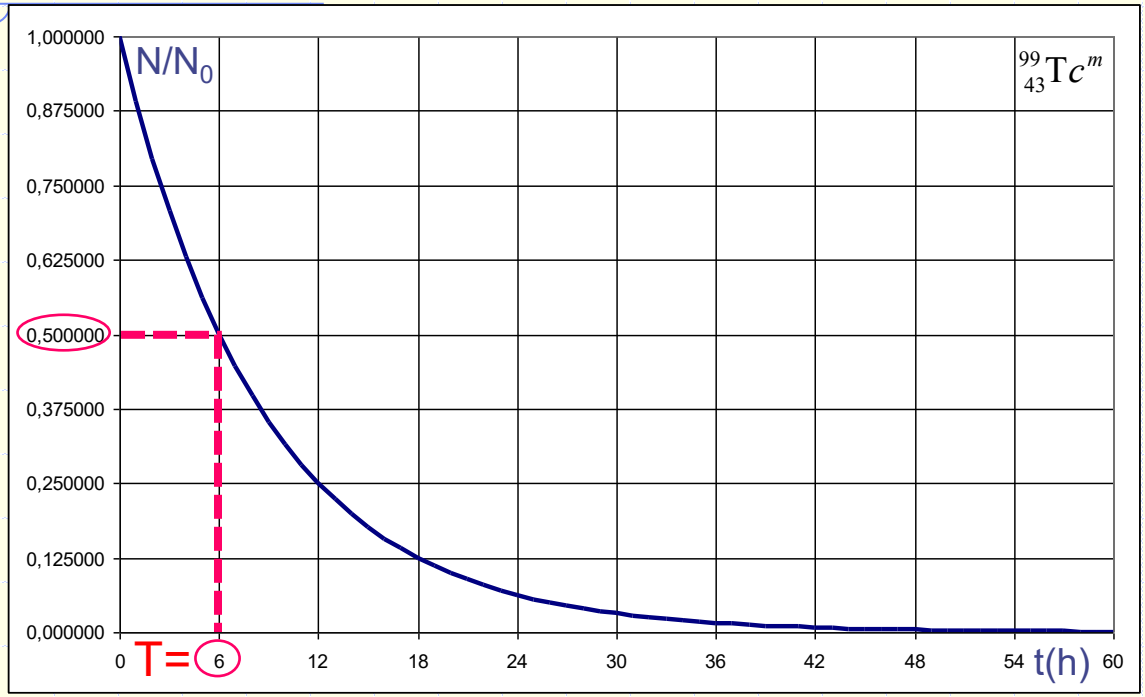


Comment estimer la dose absorbée par un organe cible du fait d'un organe radioactif source de rayonnements ?



Modèles anthropomorphiques

DECROISSANCE RADIOACTIVE (RAPPELS)



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

λ = probabilité de désintégration par seconde

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

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

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

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

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

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

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

CONSTANTE DE DOSE Δ_i

Δ_i = $n_i.E_i$ en (Gy.kg)/(Bq.s) = J/désintégration

= nb de particules i émises/désintégration

x énergie moyenne de ces particules.

$\Sigma\Delta_i$ = énergie moyenne émise/désintégration

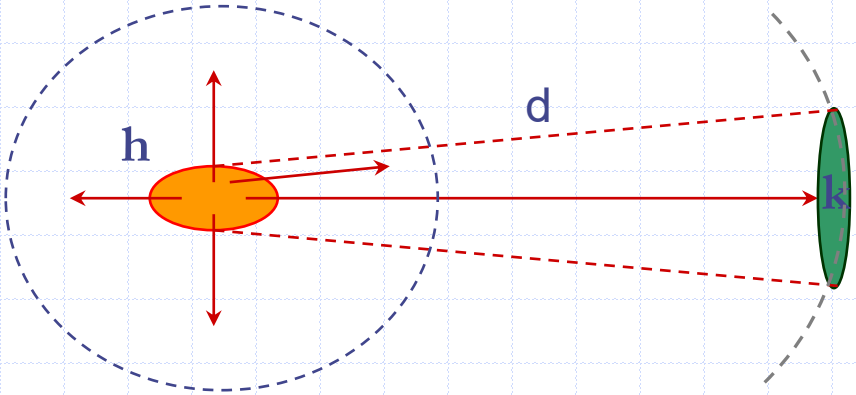
Ex: pour $^{99m}_{43}Tc$ émetteur γ unique à 140 keV: Δ = 140 000.e J/désintégration

Débit de dose émis de façon isotrope par une activité source A absorbée dans une masse cible m :

$$\mathring{D}_i\,(Gy/s) = A.\Delta_i.\frac{1}{m}$$

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/d²)



$$\Phi_i(r_k \leftarrow r_h) \sim e^{-\mu' d} . Diff(\mu' d) \frac{Surf_k}{4\pi d^2}$$

organe source

organe cible

DEBIT DE DOSE DANS LA CIBLE k

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

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 :

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

- Pour toutes les particules ionisantes i émises :

$$\overset{\circ}{D}(r_k \leftarrow r_h) = A_h.\sum_i \Delta_i \frac{\Phi_i(r_k \leftarrow r_h)}{m_k} = A_h S(r_k \leftarrow r_h)$$

où $S(r_k \leftarrow r_h) = \sum_i \Delta_i \frac{\Phi_i(r_k \leftarrow r_h)}{m_k}$

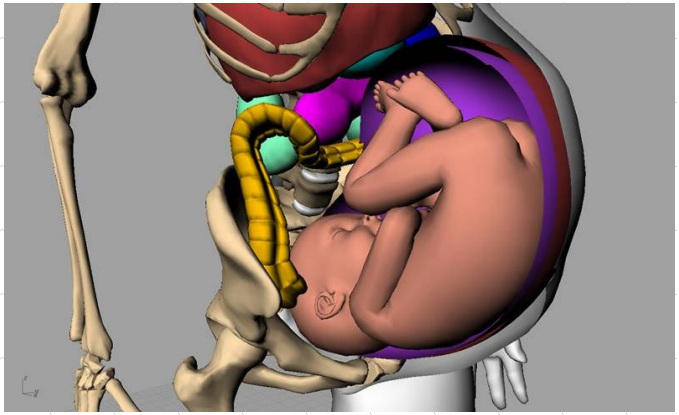
en Gy dans k / désintégration dans h

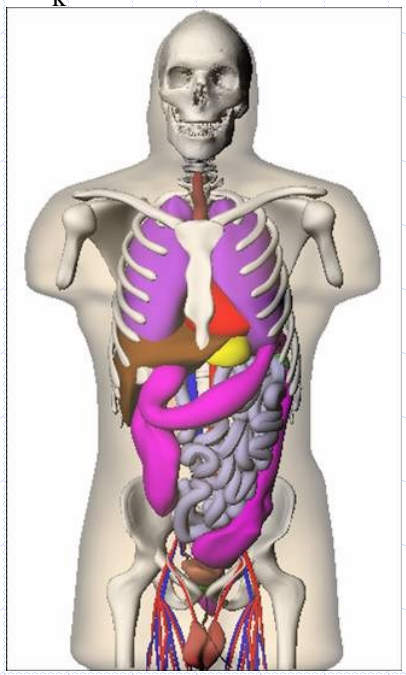
- Et pour toutes les sources h : $\boxed{\overset{\circ}{D}(r_k) = \sum_h A_h.S(r_k \leftarrow r_h)}$

DEBIT DE DOSE DANS LA CIBLE k

- $$\boxed{\mathring{D}(r_k) = \sum_h A_h . S(r_k \leftarrow r_h)}$$

- 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

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

Par intégration :

$$D(r_k) = \int_0^\infty \overset{\circ}{D}(r_k)\,dt = \int_0^\infty \sum_h A_h . S(r_k \leftarrow r_h)\,dt = \sum_h \underbrace{\boxed{\int_0^\infty A_h\,dt}}_{\tilde{A}_h} . S(r_k \leftarrow r_h)$$

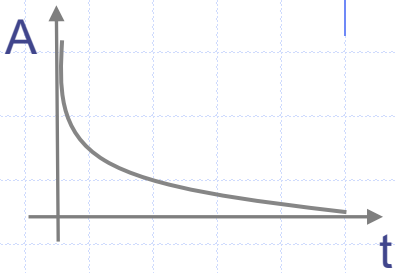
$$D(r_k) = \sum_h \tilde{A}_h . S(r_k \leftarrow r_h)$$

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

TEMPS DE RESIDENCE

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

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



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

Dans ce cas simple, τ_h est la vie moyenne $1/\lambda_h$ de l'isotope.

Dans les cas plus complexes, on définit de même le temps de résidence du radioisotope dans la source pour une activité injectée A_0 par: $\boxed{\tau_h = \frac{\tilde{A}_h}{A_0}}$

Ces temps de résidence τ_h sont paramétrés dans le MIRD.

DOSE ABSORBEE MOYENNE

On obtient alors une équation simple:

$$\boxed{D(r_k) = A_0 . \sum_h \tau_h . S(r_k \leftarrow r_h)}$$

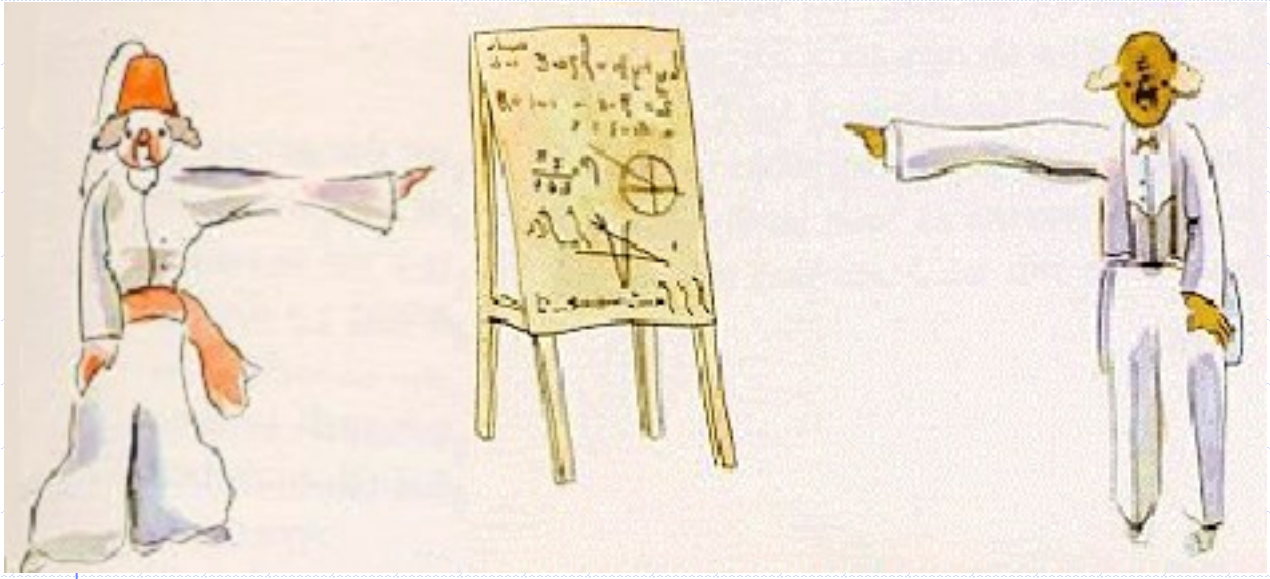
La connaissance de l'activité A_0 et du radio-isotope administrés permet donc d'estimer la dose absorbée par un organe k donné.

Applications en médecine nucléaire :

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

OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 3

- Savoir justifier l'existence les effets déterministes précoces et stochastiques tardifs d'une exposition à une radiation ionisante
- Savoir définir et utiliser les notions de doses absorbée, équivalente et efficace (sans apprendre les valeurs des w_R et w_T).
- En cas d'irradiation externe : Savoir comment une dose absorbée se calcule : notion d'exposition (inutile de retenir l'équation et la démonstration correspondante)
- En cas d'irradiation interne : Savoir comment une dose absorbée se calcule : principes du MIRD, notions de constante de dose, de fraction absorbée, et de temps de résidence. Savoir quels paramètres transmettre à un radiophysicien pour lui permettre de calculer une dose absorbée à un organe.



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

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

Je vous remercie pour votre attention

Ce cours est disponible toute l'année sur http:\\scinti.edu.umontpellier.fr/enseignements/cours/

Quelques exercices pour vérifier que vos connaissances sont solidement acquises

EXERCICE DE SYNTHESE

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

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

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

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

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

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

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

☐ C. Interposer 10 mm de plomb $2^{-\frac{10}{0,1}} + 2^{-\frac{10}{5}} = \frac{1}{2^{100}} + \frac{1}{2^2} \approx \frac{1}{4}$

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

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

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

EXERCICE

On souhaite irradier à midi une tumeur hépatique de 200 g en y injectant sélectivement 5.10^9 Bq d'yttrium 90 ($^{90}_{39}Y$), un radioisotope de masse atomique 89,90715 u) qui se désintègre en zircon 90 ($^{90}_{40}Zr$) de masse atomique 89,90470 u, 1 u = 931,5 MeV) avec une période de 2,7 jours.

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

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

$$A_0 = A.2^{\frac{t}{T}} = 5.10^9.2^{\frac{3}{2,7.24}} = 5,2.10^9 \text{ Bq}$$

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

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

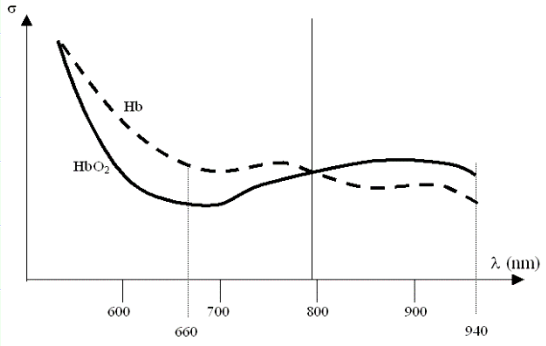
4- Calculer l'ordre de grandeur de la portée maximale la particule ionisante émise

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

5- Evaluer l'irradiation des ovaires nulle

EXERCICE

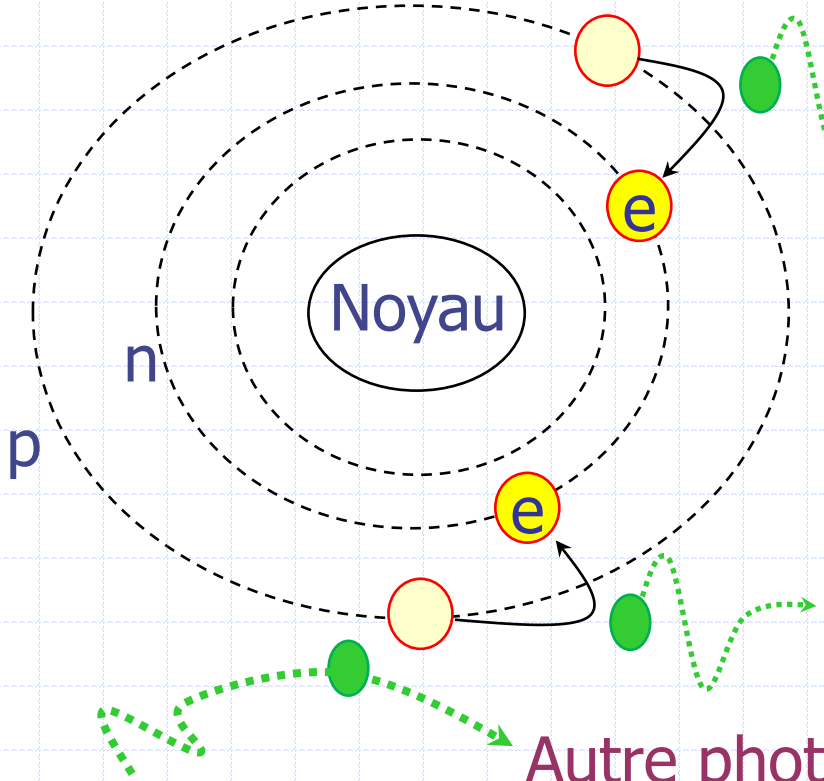
En oxymétrie de pouls, on utilise 2 radiations de longueurs d'onde 660 nm et 940 nm. On note R/IR le rapport des absorbances (fractions absorbées) et σ_R/σ_{IR} celui des coefficients d'extinction molaire de la lumière rouge et IR. Les concentrations d'Hb et HbO2 permettent une linéarisation de la loi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



- ☒ 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.

Compléments de cours non exigibles à l’examen mais utiles pour un professionnel de santé

BASES PHYSIQUES DU LASER



Désexcitation spontanée
Photon d'énergie $E = |E_n - E_p|$

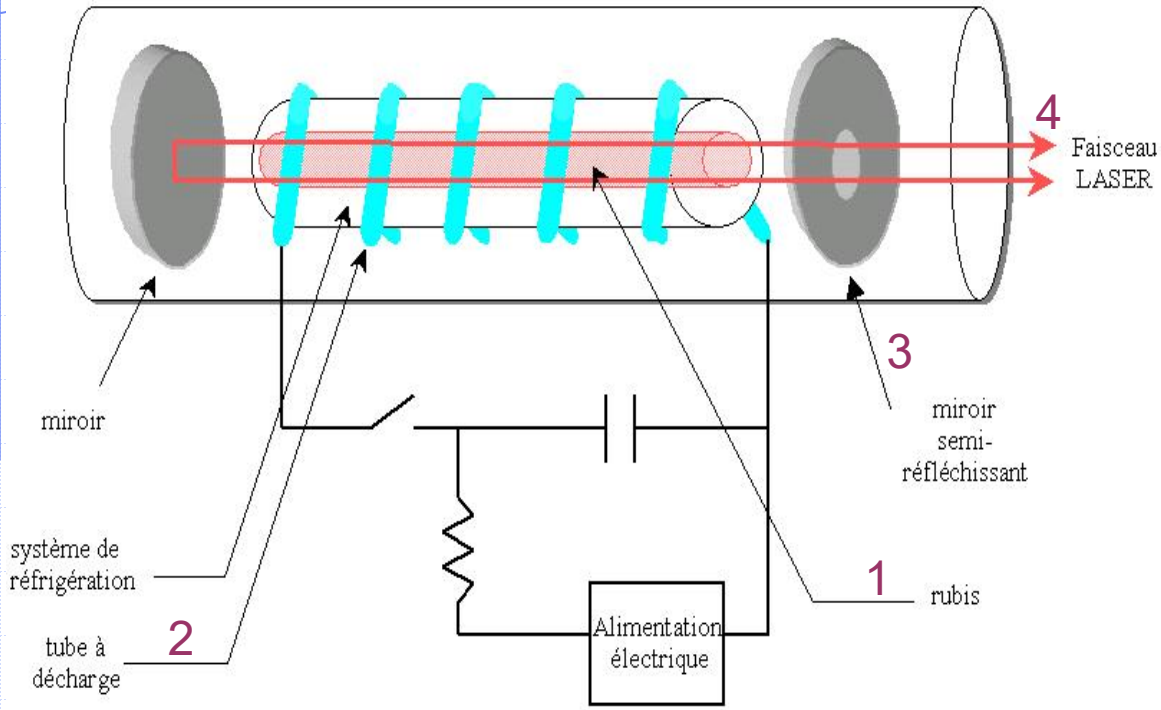
Désexcitation stimulée
Photon d'énergie $E = |E_n - E_p|$

Autre photon d'énergie E (non absorbé)

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 .

Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation

INVERSION, POMPAGE, AMPLIFICATION



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

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

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

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

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

INTERACTIONS LASER-TISSUS

LASER

excitations e⁻

énergie

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

Electromécanique

pulse (ns,10^{12} W/m²)
⇒ E > 10^7 V/m
⇒ claquage,plasma
⇒ onde de choc
Rupture méca. Mol.

Cataracte secondaire
Détatouage
Lésions pigmentées

Photoablatif

UV (> 3 eV)
Rupture de liaisons covalentes
évaporation

Chirurgie réfractive de la cornée

Photothermique

Vibrations mol.
Échauffement
dommages tissulaires

Hyperthermie
coagulation
volatilisation des tissus (chirurgie)

Photochimique

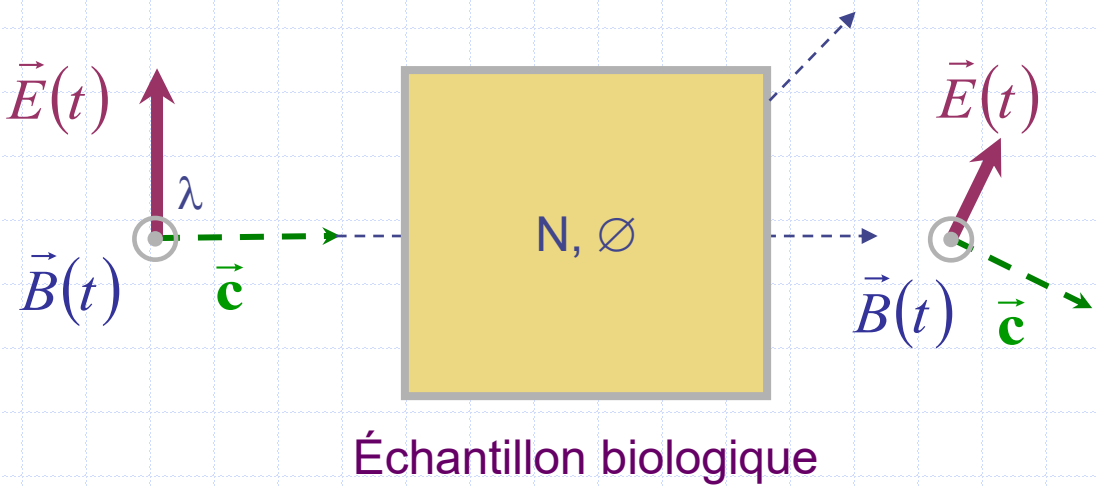
Absorption du LASER par un photo-sensibilisant qui devient cytotoxique

Rétine, Cancers ORL, poumon, œsophage, prostate…

SPECTROMETRIES (UV, visible, IR)

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

Principe: modification d'un REM traversant un échantillon



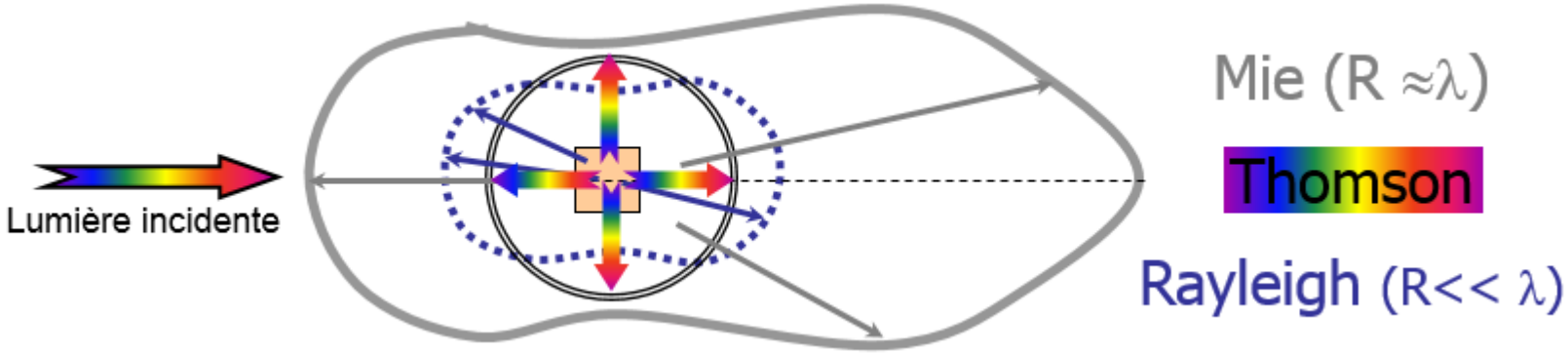
REM ré-émis = f(λ,N,∅)
- diffusion (élastique ou pas)
- fluorescence

REM ± absorbé = f(λ)
- UV, visible, IR

Polarisation du REM modifiée
- pouvoir rotatoire
- dichroïsme circulaire

DIFFUSION DE LA LUMIERE

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

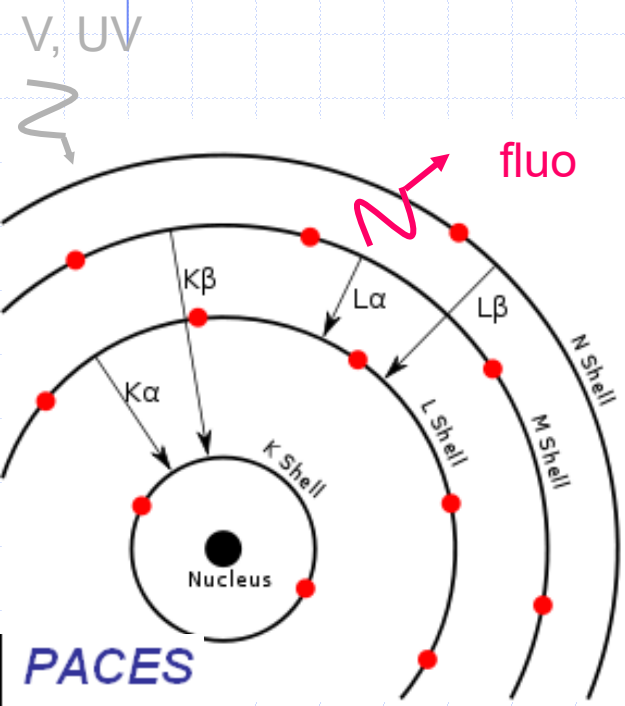


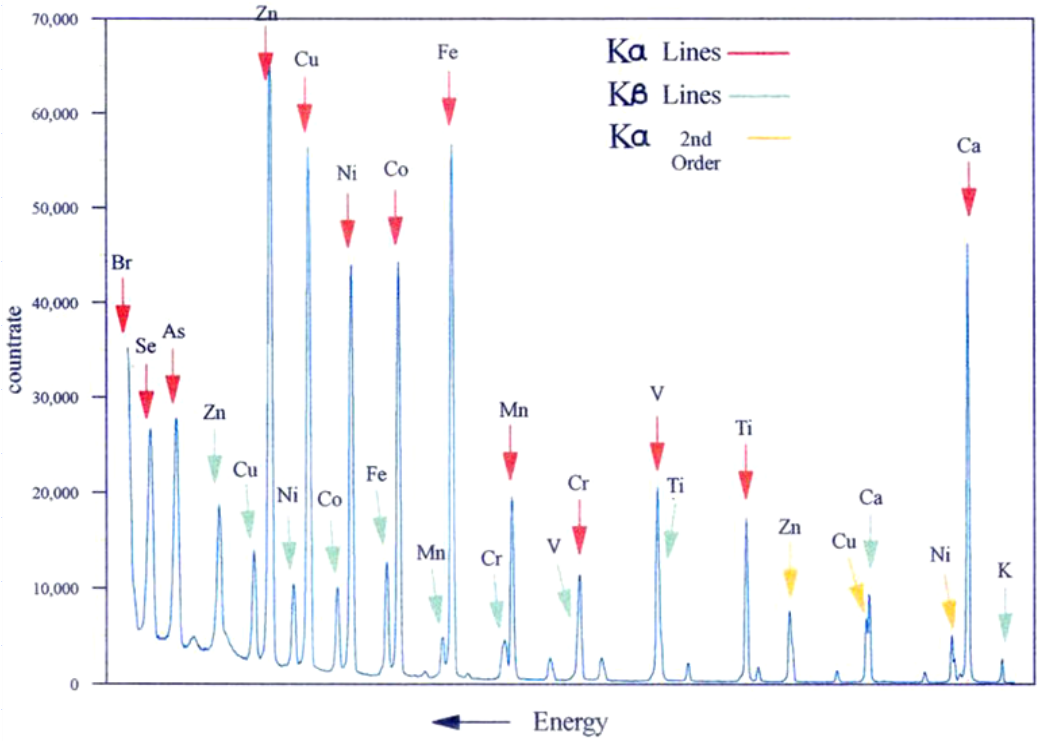
- INELASTIQUE (RAMAN)
  - Photon laser / dipôle électrique moléculaire: hf → E de vibration + hf'
  - Liaisons amides, structure 2nd(ADN), environnement des ac. aminés

SPECTROMETRIE PAR FLUORESCENCE

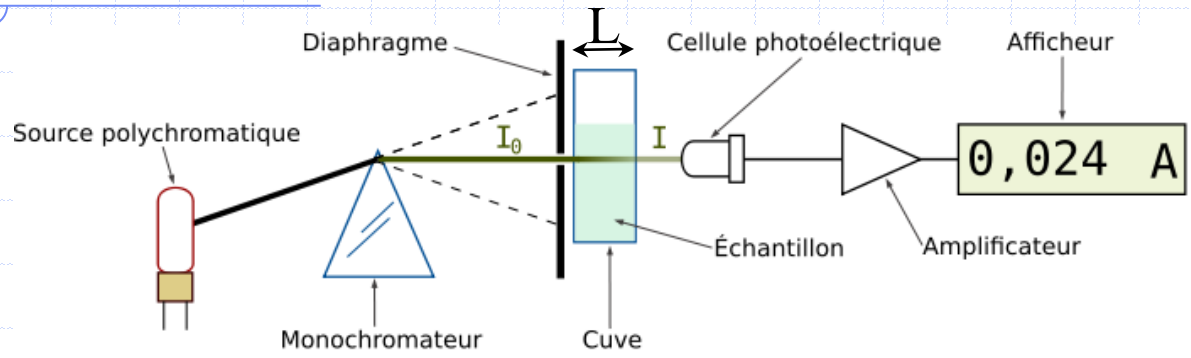
Fluorescence = après irradiation par une lumière UV ou visible, émission par le fluorophores d'une lumière de λ plus élevée.

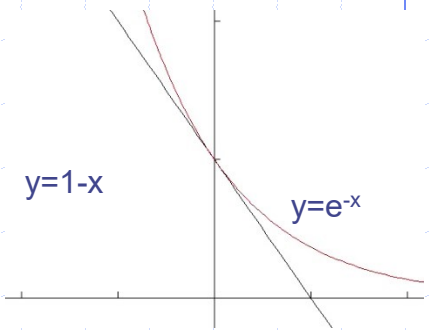
Applications : Dosages de très faibles concentrations (nM), étude de l'environnement du chromophore





ABSORPTION DE LA LUMIERE





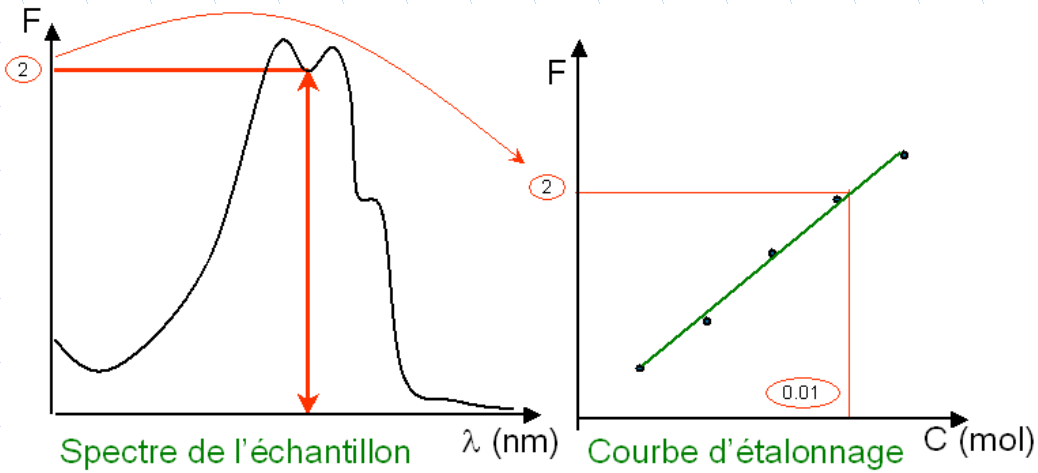
$$I = I_0 . e^{-\sigma . C . L} \Rightarrow \frac{I_0 - I}{I_0} = \frac{I_0}{I_0}\left(1 - e^{-\sigma . C . L}\right) \overset{\sigma . C . L \to 0}{\approx} 1 - (1 - \sigma . C . L) = \sigma . C . L$$

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

C = concentration en mol/m^3

F = fraction de lumière absorbée

≈ absorbance = densité optique

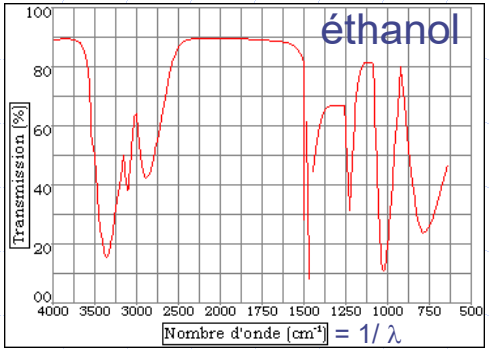


SPECTROMETRIE D'ABSORPTION

- Dans l'optique et l'UV :
  - Excitation de doublets non liants, doubles liaisons
  - Absorption de certaines λ par un chromophore
    - hémoglobine, hémocyanine, chlorophylle…
    - rétinol, β-carotène, anthocyanine…
  - Absorbance = f(λ)

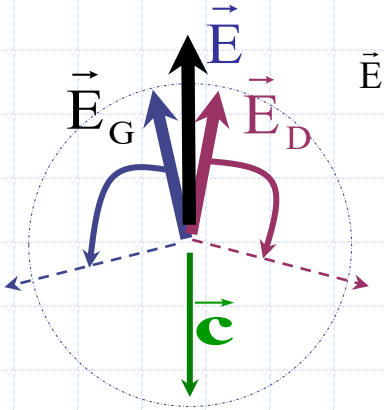
  $\rightarrow$ compositions atomiques et liaisons chimiques

- Dans l'IR :
  - Transfert aux E vibrationnelles moléculaires
  - Spectre de protéines, acides gras, P-lipides, ADN, amides (-CH(R)-N(H)-C(=O)-), alcanes ($H-(CH_2)_n-H$)
  - Structures secondaires de protéines (hélices α, feuillets β)



SPECTROPOLARIMETRIE

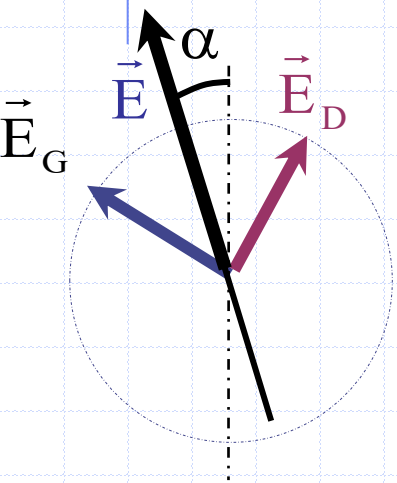
$\vec{E}_G$ et $\vec{E}_D$: polarisation circulaire



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

POUVOIR ROTATOIRE

DICHROISME CIRCULAIRE



$\sigma_G = \sigma_D$

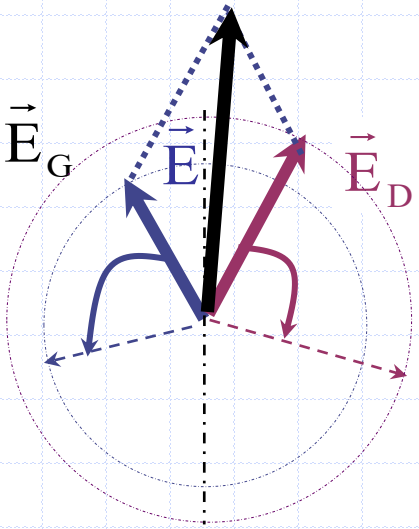
d

Solution chirale*

indices $n_G \neq n_D$

$L_G \neq L_d$: déphasage

$\sigma_G \neq \sigma_D$



* Carbone ou environnement asymétrique ou champ magnétique

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

Spectres gaussiens de structures protéiques (hélices, feuillets)

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