



FACULTÉ DE
MÉDECINE
MONTPELLIER-HÉRAULT
DFGSM2

INTERACTIONS ENTRE RAYONNEMENT IONISANT ET MATIERE

Prérequis : Cours de PASS « Ondes et Matière », disponible
- intégralement sous <https://scinfo.edu.umontpellier.fr/enseignements/cours/>
- Sous forme de synthèse : diaporamas commentés et séances en présentiel proposés
par le Dr E. Deshayes.
(emmanuel.deshayes@umontpellier.fr)

<https://medecine.umontpellier.fr/ue/interactions-ondes-et-matiere/>



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

COMMENT ECHOUER A CETTE UE ?

- Echecs au S1: $109/460 = 24\%$
- Echecs au S2: $33/74 = 45\%$
- Sur 20 étudiants /43 de M en échecs au S1:
 - 70% disent n'avoir pas travaillé l'UE
 - 90% n'ont pas visionné les capsules de rappel
 - 80% n'ont pas assisté aux CM
 - 95% ont travaillé sur les ronéos
 - 60% ont travaillé sur des fiches/Web
 - 15% disent avoir des difficultés à comprendre

Source : enquête anonymisée menée par la Corpo sur les étudiants ayant échoué à l'examen S1 de 2026

RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

OBJECTIFS PEDAGOGIQUES

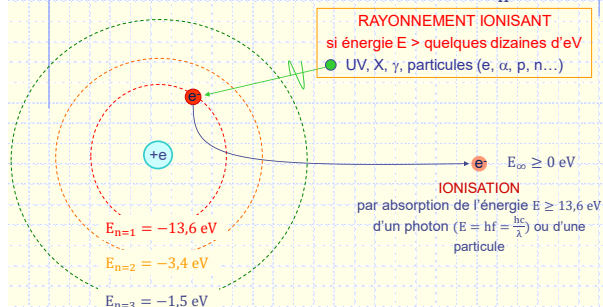
PLAN	OBJECTIFS PEDAGOGIQUES
INTERACTION PHOTONS/MATIERE	1- Prescrire et interpréter des images radiologiques et scintigraphiques en s'appuyant sur les principes physiques qui conditionnent la production de ces images. 2- Evaluer les conséquences sur la santé d'une exposition à un rayonnement de photons. 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.

RAPPELS... PHOTONS/MATIERE... PARTICULE/MATIERE... DOSIMETRIE

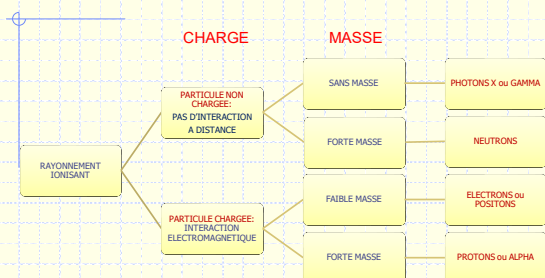
INTERACTION RAYONNEMENT MATIERE

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



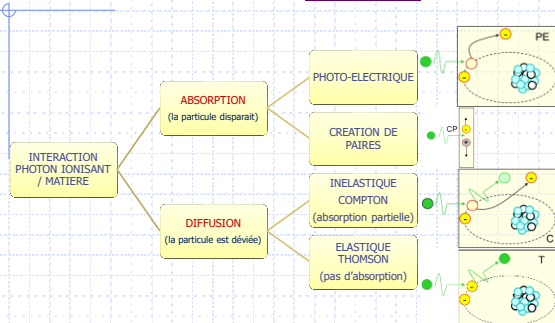
RAPPELS : PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

CLASSIFICATION DES RAYONNEMENTS IONISANTS



RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

MODES D'INTERACTION PHOTON-MATIERE



ATTENUATION DES PHOTONS

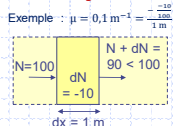
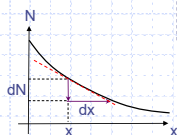
- Le photon: pas de charge électrique, donc l'interaction photon/matière **aléatoire**.

- Coefficient linéique d'atténuation μ

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

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

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



ATTENUATION DES PHOTONS

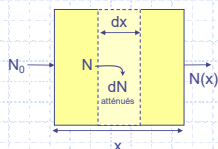
Atténuation d'un faisceau de photons $\stackrel{\text{def}}{=}$ nombre de photons du faisceau ayant **interagit** (par absorption ou diffusion) avec la matière:

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

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

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

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



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

ATTENUATION DES PHOTONS

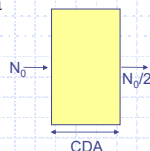
Couche de Demi-Atténuation : épaisseur moyenne nécessaire à l'atténuation de la moitié des photons du faisceau incident

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

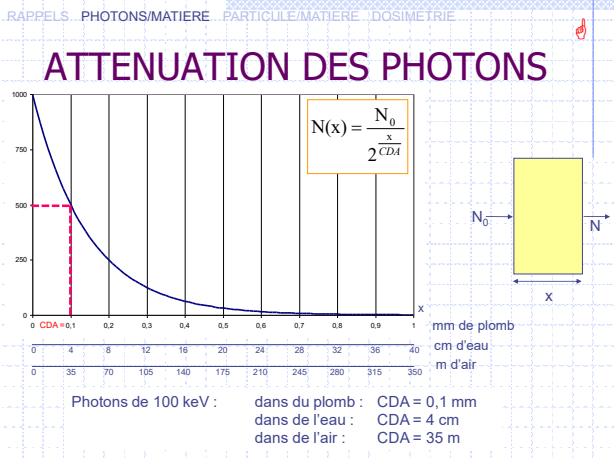
$$\text{CDA} = \frac{\ln 2}{\mu} \approx \frac{0,69}{\mu}$$

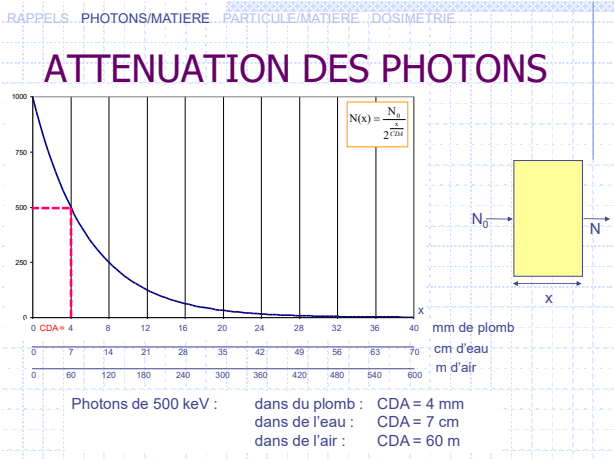
$$N(x) = N_0 e^{-\mu x} = N_0 e^{-\frac{\ln 2}{\text{CDA}} x} \Rightarrow N(x) = N_0 \cdot 2^{-\frac{x}{\text{CDA}}}$$

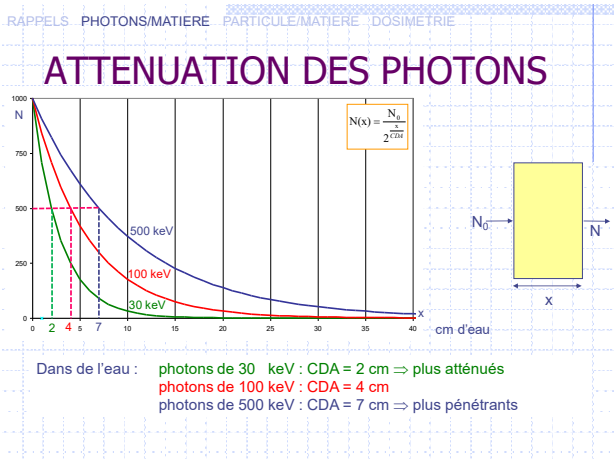
$$N(x) = \frac{N_0}{2^{\frac{x}{\text{CDA}}}}$$



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



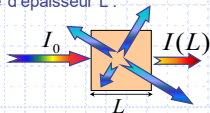




EXEMPLE : SPECTROMETRIES

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

Loi générale :



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

Loi de Beer :

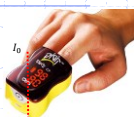
$$k = \sigma \cdot C$$

Concentration
mol.m⁻³

Coef. d'atténuation linéique (m⁻¹)

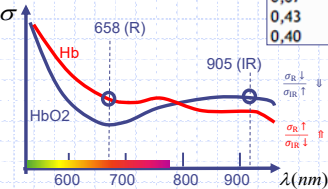
Section efficace molaire
m².mol⁻¹

EXEMPLE: OXYMETRIE DE POULS



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

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



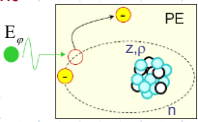
$$Sp_{O_2}^s = \frac{Hb_{O_2}}{Hb_{O_2} + Hb}$$

EFFET PHOTO-ELECTRIQUE

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

Loi de Bragg et Pierce :

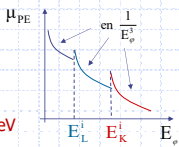
$$\mu_{PE} \approx C_n \cdot \rho \cdot \frac{Z^3}{E_\phi^3}$$



Dépend de la masse volumique ρ .

Prépondérant:

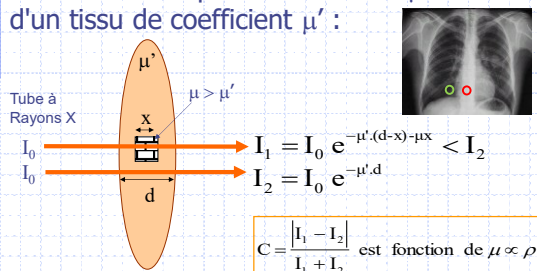
- dans les tissus biologiques si $E_\phi \approx 10$ à 50 keV
- dans le plomb si $E_\phi < 500$ keV



RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

EFFET PHOTO-ELECTRIQUE: APPLICATIONS

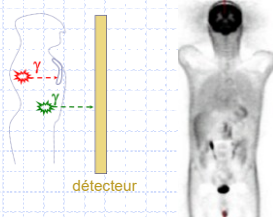
Contraste en radiologie : pièce osseuse de coefficient linéique d'atténuation μ au sein d'un tissu de coefficient μ' :



RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

EFFET PHOTO-ELECTRIQUE: APPLICATIONS

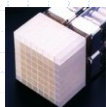
Auto-atténuation en scintigraphie



Détecteurs en radiologie

et en scintigraphie

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



RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

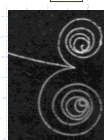
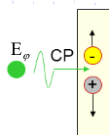
CREATION DE PAIRES

- 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 :

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

$$E_\gamma - 2 \cdot m_e c^2 = E_e^- + E_e^+$$

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

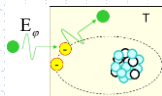


RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

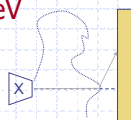
DIFFUSION ELASTIQUE THOMSON

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

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



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



RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

DIFFUSION INELASTIQUE COMPTON

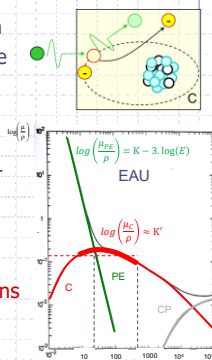
- Changement de direction du photon avec transfert partiel de son énergie à un électron qui est ionisé :

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

- μ_c/ρ est sensiblement constant pour les énergies utilisées en médecine :

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

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



RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

DIFFUSION COMPTON

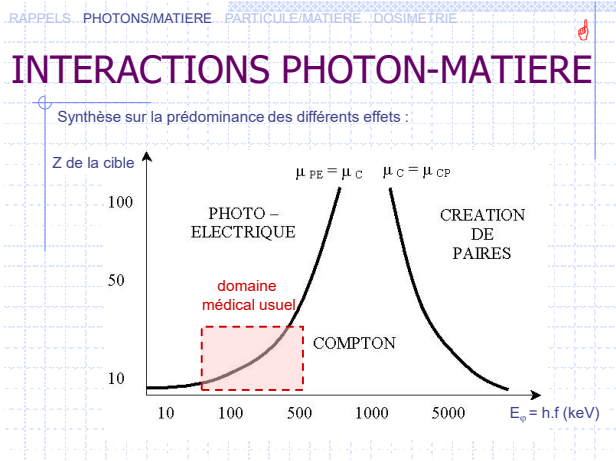
- Conséquences: flous

- flou en radiologie



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





Veillez vous connecter sous wooclap.com SVP :

< Sélectionner une autre question

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

Code d'événement **DBYUJO**

Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

Copier le lien de participation

wooclap 100%

< Sélectionner une autre question Modifier la question

Allez sur wooclap.com et utilisez le code **DBYUJO**

Annale 1^{re} session 2023-2024 (402 candidats, moyennes 9/20 à Montpellier et 7/20 à Nîmes). Sur les deux détecteur...

Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

Une partie des photons émis par la source devant les détecteurs est atténuée principalement par effet 1, et également par effet 2. Dans le premier cas, un rayonnement diffusé de moindre énergie est émis et crée du 3 dans les images. Le détecteur 2 détecte 4 fois plus de photons que le détecteur 1.

wooclap 100%

Sélectionner une autre question

Modifier la question

Allez sur wooclap.com et utilisez le code **DBYUJO**



Annale 2° session 2021-2022 (moyenne 6/20 à Montpellier comme à Nîmes). On s'intéresse à une scintigraphie de...

Dans cette scintigraphie, le marqueur est le 1. Quelle trajectoire est le 2.

Le rayonnement enregistré est 3 en 4 keV.

L'image est dégradée. Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question 5 qui dépend de la 6 des tissus traversés.

Le coefficient linéaire d'atténuation est de 7 %/cm.

8 % des photons d'un foyer situé à 14 cm sous la peau ne sont pas atténués.

Cette atténuation peut être corrigée au moyen d'un 9.

wooclap



RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 1

- Savoir caractériser l'atténuation de photons
 - Comprendre pourquoi pas de charge $\Rightarrow$ interaction aléatoire $\Rightarrow$ décroissance exponentielle
- Pour des photons, savoir définir, caractériser et manipuler
 - La loi d'atténuation (Définition et utilisation de μ , CDA, LPM)
 - Les modes d'atténuation et leurs applications
 - Création de paires : $\gamma \rightarrow e^+ + e^-$ (marginal)
 - Absorption photo-électrique : atténuation $\mu_{PE} \propto \rho \cdot \frac{Z^3}{E_{\text{photon}}^3}$
 - Diffusion Thomson : flou en mammographie
 - Diffusion Compton : atténuation + flou $\mu_C \propto \rho$
 - Leurs domaines de dominance et leurs applications
- Savoir calculer l'efficacité de mesures de radioprotection

Sélectionner une autre question

Modifier la question

Allez sur wooclap.com et utilisez le code **DBYUJO**

Classez par efficacité décroissante les options de radioprotection suivantes pour se protéger d'une source de..

1

Interposer un écran de 15 mm de plomb (CDA du plomb pour des photons de 511 keV = 5 mm)

2

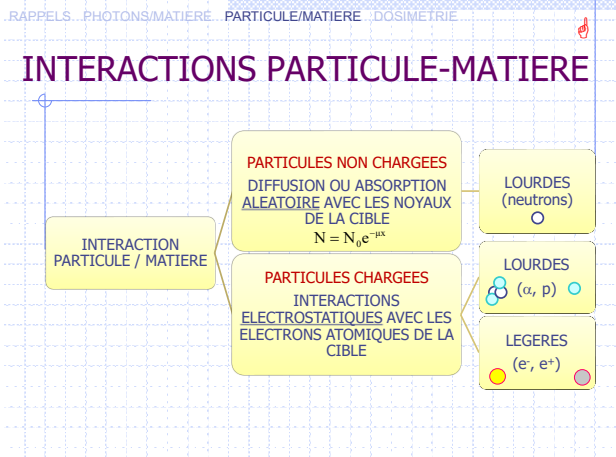
S'éloigner de la source pour la maintenir à 3 mètres

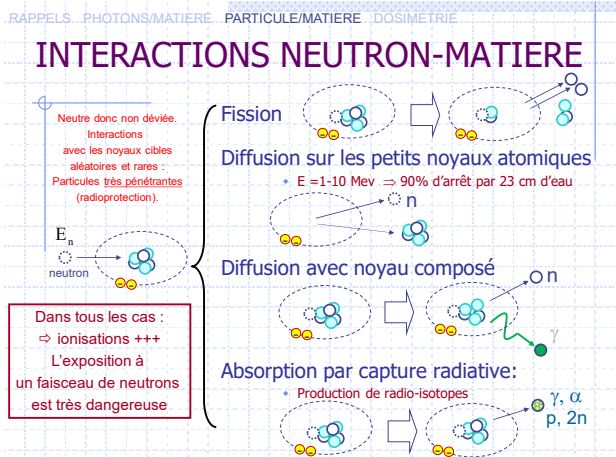
3

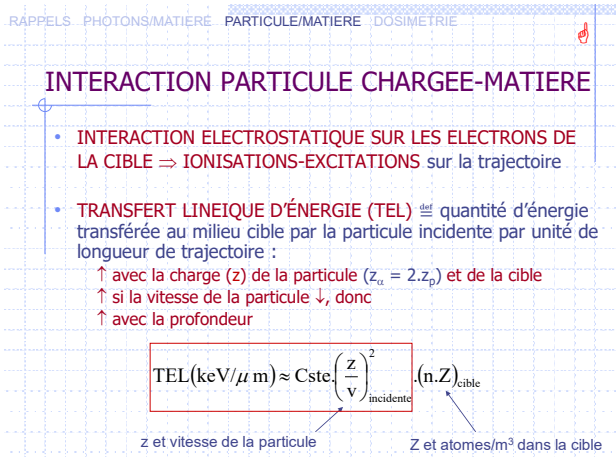
Attendre 4 heures avant de s'exposer à la source

wooclap









RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

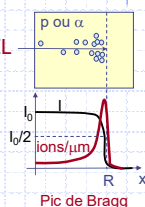
INTERACTIONS α /PROTON-MATIERE

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

RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

INTERACTIONS α /PROTON-MATIERE

- IONISATIONS $\uparrow$ LE LONG D'UNE TRAJECTOIRE RECTILIGNE**
- Dose presque intégralement déposée à une profondeur appelée **parcours $R \approx E/\text{TEL}$**
R dépend de la vitesse, de la masse et de la charge de la particule incidente :
$$R = k \cdot E_c^{1.5} \cdot \frac{m}{Z^2}$$
- Ordre de grandeur** : $R (\mu\text{m}) \approx E(\text{keV})/100$
- Applications** : Radon, ^{223}Ra (Xofigo®) dans le cancer de prostate
En développement : ^{225}Ac , ^{212}Pb dans les Tumeurs neuroendocrines



RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

Ex: RADIOTHERAPIE METABOLIQUE ALPHA

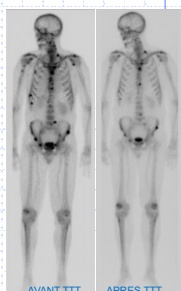
Le $^{223}_{88}\text{Ra}$ radium 223 est un émetteur alpha
 $E_\alpha = 5.0 - 7.5 \text{ MeV}$ (radon & ses descendants)

Il se fixe sur l'os comme du calcium.
 Il se concentre sur les métastases ostéophiles (cancers de prostate).

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

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

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



$^{99\text{m}}\text{Tc-DP}$

RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

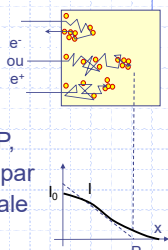
INTERACTIONS ELECTRON-MATIERE

- 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** ($\propto Z^2/v^2$) **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 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

RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

INTERACTIONS ELECTRON-MATIERE

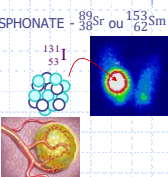
- donc ionisations $\uparrow$ le long d'une trajectoire en **ligne brisée**
- Dose déposée sur une épaisseur moins précise appelée **PORTEE**, **P**,
P = distance maximale parcourue par les électrons dans la direction initiale
- **Ordre de grandeur**: $P (\text{mm}) \approx E(\text{keV})/200$
- **Applications**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



RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

RADIOTHERAPIE METABOLIQUE β^-

- **Monoarthrites inflammatoires** : $^{169}_{68}\text{Er}$, $^{186}_{75}\text{Re}$, $^{90}_{39}\text{Y}$
- **Antalgie de métastase ostéophile** : BIPHOSPHONATE - $^{89}_{38}\text{Sr}$ ou $^{153}_{62}\text{Sm}$
- **Hyperthyroïdies et cancers thyroïdiens** : $^{131}_{53}\text{I}$
- **Cancers du foie** : $^{90}_{39}\text{Y}$ -MICROSPHERES
- **Cancers neurocrines** : $^{177}_{71}\text{Lu}$ -DOTATE
- **Cancer de prostate** : $^{177}_{71}\text{Lu}$ -PSMA



RAPPELS

PHOTONS/MATIERE

PARTICULE/MATIERE

DOSIMETRIE

INTERACTIONS PARTICULE-MATIERE

Conséquences en matière de radioprotection (contaminations) :

IRRADIATION EXTERNE

CONTAMINATION EXTERNE

CONTAMINATION INTERNE

cm mm µm

ORGANISME PROFOND COUCHE BASALE COUCHE CORNEE

Sélectionner une autre question

Modifier la question

Allez sur wooclap.com et utilisez le code **DBYUJO**

Annale 2^e session 2023-2024 (73 candidats, moyennes 4/20 à Montpellier et 3/20 à Nîmes...)

L'atténuation d'un rayonnement X dans de la matière suit une loi exponentielle décroissante car les photons X sont sans interaction avec les atomes de matière se trouvant sur leur trajectoire. C'est différent pour un rayonnement d'électrons car les électrons sont et ont donc une interaction de type avec les atomes de matière situés au voisinage de leurs trajectoires. Le transfert linéique d'énergie d'un électron est inférieur à celui d'une particule alpha de même énergie car la charge électrique et la masse de l'électron sont plus , ce qui entraîne une vitesse plus .

wooclap

100%

RAPPELS

PHOTONS/MATIERE

PARTICULE/MATIERE

DOSIMETRIE

OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 2

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

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 autres : surrénales, vésicule biliaire, cœur, reins, ganglions lymphatiques, muscle, muqueuse buccale, pancréas, prostate, grêle, thymus, utérus	0,12	0,12
Corps entier		1,00

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

DOSE EFFICACE* (E en Sievert)

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

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

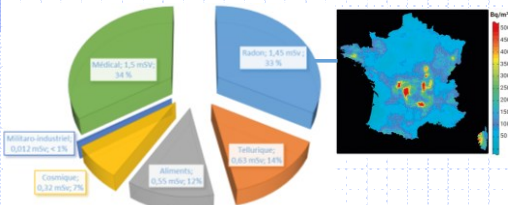
Détriment tardif global sans prise en compte des débits de dose Additif
MESURE A UTILISER POUR LES EXAMENS D'IMAGERIE MEDICALE

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

*Effective dose

Pas de seuil, des éléments de comparaison :

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



A Ramsar (Iran) : 250 mSv/an

Rapport IRSN/2021-00108, Juin 2021

RAPPELS · PHOTONS/MATIERE · PARTICULE/MATIERE · DOSIMETRIE

OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 3

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

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

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

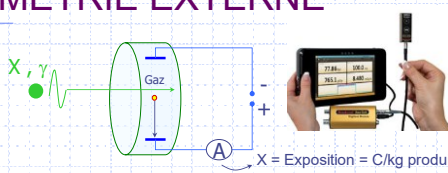
RAPPELS · PHOTONS/MATIERE · PARTICULE/MATIERE · DOSIMETRIE

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

RAPPELS · PHOTONS/MATIERE · PARTICULE/MATIERE · DOSIMETRIE

DOSIMETRIE EXTERNE



X = Exposition = C/kg produite
1 ionisation ⇒ 34 eV = 34.e J
⇒ D_{air}(Gy) = 34. e. X/e = 34.X

Dans tout milieu de masse volumique ρ et de coefficient d'atténuation μ* :

$D = \frac{\mu}{\rho} \cdot F$ où F (J/m²) est l'énergie atteignant l'unité de surface du milieu,

On en déduit : $D_{patient}(Gy) = D_{air} \cdot \frac{(\frac{\mu}{\rho})_{patient}}{(\frac{\mu}{\rho})_{air}} \Rightarrow D_{patient}(Gy) = 34 \cdot \frac{(\frac{\mu}{\rho})_{patient}}{(\frac{\mu}{\rho})_{air}} \cdot X(C/kg)$

Avant l'administration de rayons X au patient,
la mesure de l'exposition détermine la dose absorbée par le patient.

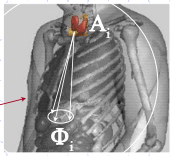
* Cf Annexe

DOSIMETRIE INTERNE

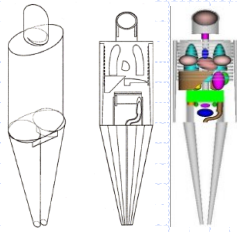
Problème: D=? avec une source interne de RI → modèle

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 ?



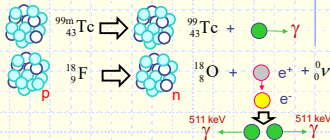
Modèles anthropomorphiques

SOURCES INTERNES DE RAYONS IONISANTS

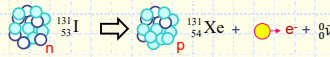
Photons γ :

Radioactivité γ :

Radioactivité β^+ :



Électrons = β^- :



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



Neutrons

DECREOISSANCE RADIOACTIVE (RAPPELS)



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

λ = probabilité de désintégration par seconde

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

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

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

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

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

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

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

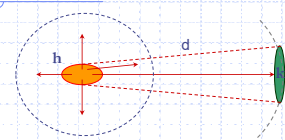
RAPPELS

PHOTONS/MATIERE

PARTICULE/MATIERE

DOSIMETRIE

CALCUL DU DEBIT DE DOSE



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

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

organe source
émet n_i particules
d'énergie E_i , à chaque désintégration, donc
 $\Delta_i = n_i \cdot E_i$ J/désintégration :

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

organe cible

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

RAPPELS

PHOTONS/MATIERE

PARTICULE/MATIERE

DOSIMETRIE

DEBIT DE DOSE DANS LA CIBLE k

- Pour la particule i émise lors de la désintégration:

$$\dot{D}_i(r_k \leftarrow r_h) = A_h \cdot \Delta_i \cdot \frac{\Phi_i(r_k \leftarrow r_h)}{m_k}$$
- Pour toutes les particules ionisantes i émises :

$$\begin{aligned} \dot{D}(r_k \leftarrow r_h) &= A_h \cdot \sum_i \Delta_i \cdot \frac{\Phi_i(r_k \leftarrow r_h)}{m_k} = A_h S(r_k \leftarrow r_h) \\ &= S(r_k \leftarrow r_h) \text{ en Gy dans k / désintégration dans h} \end{aligned}$$
- Pour toutes les sources h :

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

RAPPELS

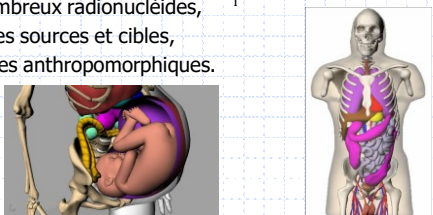
PHOTONS/MATIERE

PARTICULE/MATIERE

DOSIMETRIE

DEBIT DE DOSE DANS LA CIBLE k

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



19

DOSE ABSORBEE MOYENNE

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

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

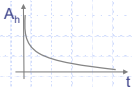
$\tilde{A}_h$

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

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

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

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



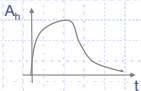
$$A_h(t) = A_0 \cdot e^{-\lambda_h \cdot t}$$

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

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

TEMPS DE RESIDENCE

Dans les cas plus complexes,



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

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

Ces temps de résidence τ_h sont paramétrés dans le MIRD.

RAPPELS

PHOTONS/MATIERE

PARTICULE/MATIERE

DOSIMETRIE

DOSE ABSORBEE MOYENNE

On obtient alors une équation simple:

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

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

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

Applications en médecine nucléaire :

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

Sélectionner une autre question

Modifier la question

Allez sur wooclap.com et utilisez le code **DBYUJO**

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

Le médecin nucléaire à évalué ces doses au [?] de l'irradiation des organes [?] par le poumon qui a fixé la [?] radioactivité [?]. Pour [?] permettre de réaliser cette estimation, il a besoin de connaître les caractéristiques morphologiques [?] la [?], le [?] et l' [?]. Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

Le risque de malformation fœtale ou de fausse couche lié à cette scintigraphie est [?] car la dose [?] par le fœtus est inférieure à [?] mGy.

La dose efficace exprimée en mSv [?] sur le corps entier du fœtus est de [?] x [?] x [?] = [?].

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

wooclap

100%

RAPPELS

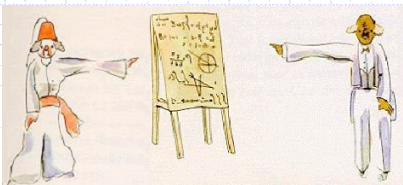
PHOTONS/MATIERE

PARTICULE/MATIERE

DOSIMETRIE

OBJECTIFS DU POINT D'ÉTAPE 4

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



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

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

Je vous remercie pour votre attention

Ce cours est disponible toute l'année sur <http://scintl.edu.umontpellier.fr/enseignements/cours/>

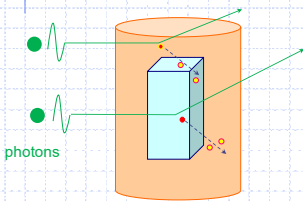
ANNEXES

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

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

DOSIMETRIE EXTERNE

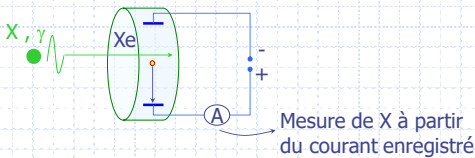
Problème : Un photon transfère une partie de son énergie à un électron sous forme d'énergie cinétique E_c (KERMA). Cet électron restitue ensuite cette énergie tout au long de son parcours, sous forme d'ionisations (Dose absorbée D)



Hypothèse
Équilibre électronique :
l'énergie transférée hors du volume V et absorbée dans V est égale à celle transférée dans V et absorbée hors de V
alors :
énergie transférée/kg = D^0
(considérée valide dans ce qui suit)

EXPOSITION X

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



LIEN EXPOSITION - DOSE ABSORBEE DANS L'AIR

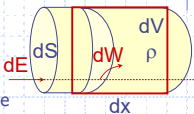
- 1 ionisation crée $1,6 \cdot 10^{-19} \text{ C} = e \text{ C}$
(charges de chaque signe)
- Energie moyenne pour une ionisation dans de l'air: **34 eV = 34.e J**
- $X \text{ C/kg} = X/e \text{ ionisations/kg}$
donc $X \text{ C/kg} \Leftrightarrow D_{\text{air}} = (X/e) \cdot 34.e = 34.X \text{ Gy}$

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

LIEN FLUENCE - DOSE ABSORBEE (DANS TOUT MILIEU)

FLUENCE $\hat{=}$ Energie $dE = N.E_0$ de N particules ionisantes d'énergie E_0 traversant une surface dS en un certain temps, rapportée à dS :
 $F = dE/dS = N.E_0 / dS \text{ J/m}^2$

L'énergie transférée dW à un volume dV d'une cible de masse volumique ρ par un faisceau de section dS , transportant une énergie $dE = E_0.N$ est :



$dW = -dN . E_0 = \mu . N . dx . E_0 = \mu . dx . dE = \mu . dx . F . dS$

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

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

Attention : μ pour l'absorption seulement

DOSE ABSORBEE DANS UN TISSU

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

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



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

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

Quelques exercices et leurs corrections 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. $2^{-6/3} = 1/4 = 25\%$

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

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

- ☐ C. Interposer 10 mm de plomb $2^{-\frac{10}{0,1}} + 2^{-\frac{50}{50}} = \frac{1}{2^{100}} + \frac{1}{2^1} \approx \frac{1}{4}$
 - ☐ D. Interposer 5 mm de plomb et 50 mm de béton $2^{-\frac{5}{0,1} \cdot 2^{-\frac{50}{50}}} = 2^{-\frac{5}{0,1} \cdot 2^{-1}} = 2^{-25} + 2^{-1} \cdot 2^{-1} \approx \frac{1}{4}$
- Il ne reste que 1/8 = 12,5% soit 87,5% atténué

EXERCICE

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

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

2- Quelle activité livrée à 9h doit être commandée ? $A_0 = A \cdot 2^{\frac{t}{T}} = 5 \cdot 10^9 \cdot 2^{\frac{3}{2,724}} = 5,2 \cdot 10^9$ Bq

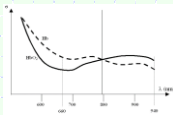
3- Calculer l'énergie maximale de la particule ionisante émise $E_d = (89,90715 - 89,90470) \cdot 931,5 = 2,28$ MeV

4- Calculer l'ordre de grandeur de la portée maximale la particule ionisante émise $P_{\text{max}} (\text{mm}) \approx \frac{2282(\text{keV})}{200} = 11,4$ 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 de DFGSM2 mais utiles pour un médecin

RAPPELS

PHOTONS/MATIERE

PARTICULE/MATIERE

DOSIMETRIE

LASER

SPECTRO

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

RAPPELS

PHOTONS/MATIERE

PARTICULE/MATIERE

DOSIMETRIE

LASER

SPECTRO

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, Co₂, 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	Photoablatif	Photothermique	Photochimique
pulse (ns, 10 ¹² W/m ²) ⇒ E > 10 ⁷ V/m ⇒ claquage, plasma ⇒ onde de choc Rupture méca. Mol.	UV (> 3 eV) Rupture de liaisons covalentes évaporation	Vibrations mol. Échauffement dommages tissulaires	Absorption du LASER par un photo-sensibilisant qui devient cytotoxique
Cataracte secondaire Détatouage Lésions pigmentées	Chirurgie réfractive de la cornée	Hyperthermie coagulation volatilisation des tissus (chirurgie)	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

$\vec{E}(t)$
 $\vec{B}(t)$
 λ
 $\vec{c}$

N, Ø

Échantillon biologique

$\vec{E}(t)$
 $\vec{B}(t)$
 $\vec{c}$

- REM ré-émis = f(λ, N, Ø)
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 ∝ N
- Sélective & anisotrope (e⁻ liés): k_z ↑ si λ ↓ (bleu)
 - Rayleigh si R < λ/10 : k ∝ N/λ⁴ (diffusion par N₂ & O₂ : ciel bleu)
 - Mie si R ≈ λ : k ∝ N/λⁿ (1 < n < 4) (aérosols, nuages, Ag/Ac)
 - Néphélométrie (Rayleigh 90°), turbidimétrie: mesure k ⇒ N, R

Lumière incidente

Mie (R ≈ λ)
Thomson
Rayleigh (R << λ)

• INELASTIQUE (RAMAN)

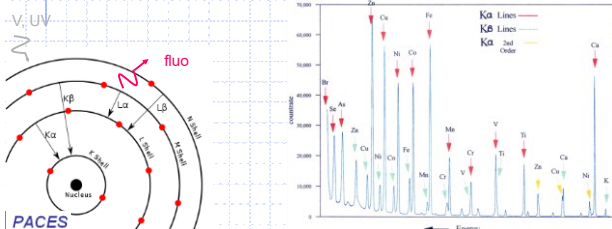
- Photon laser / dipôle électrique moléculaire: hf → E de vibration + hf'
- Liaisons amides, structure 2nd(ADN), environnement des ac, aminés

RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE LASER SPECTRO

SPECTROMETRIE PAR FLUORESCENCE

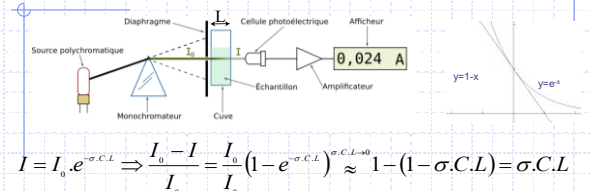
Fluorescence = après irradiation par une lumière UV ou visible, émission par le **fluorophore** d'une lumière de λ plus élevée.

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



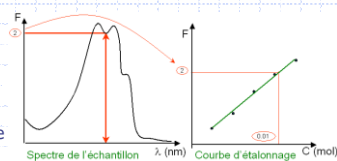
RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE LASER SPECTRO

ABSORPTION DE LA LUMIERE



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

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



RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE LASER SPECTRO

SPECTROMETRIE D'ABSORPTION

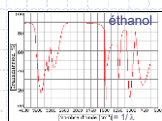
• Dans l'optique et l'UV :

- Excitation de doublets non liants, doubles liaisons
- Absorption de certaines λ par un chromophore
 - hémoglobine, hémocyanine, chlorophylle...
 - rétinol, β -carotène, anthocyanine...
- Absorbance = $f(\lambda)$

→ compositions atomiques et liaisons chimiques

• Dans l'IR :

- Transfert aux E vibrationnelles moléculaires
- Spectre de protéines, acides gras, P-lipides, ADN, amides ($\text{C}=\text{N}-\text{C}$), alcanes ($\text{H}-(\text{CH}_2)_n-\text{H}$)



- Structures secondaires de protéines (hélices α , feuillets β)

RAPPELS

PHOTONS/MATIERE

PARTICULE/MATIERE

DOSIMETRIE

LASER

SPECTRO

SPECTROPOLARIMETRIE

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

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

POUVOIR ROTATOIRE

DICHROISME CIRCULAIRE

$\sigma_G = \sigma_D$

Solution chirale*
indices $n_G \neq n_D$
 $L_G \neq L_d$: déphasage
* Carbone ou environnement asymétrique ou champ magnétique

$\sigma_G \neq \sigma_D$

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

Spectres gaussiens de structures protéiques (hélices, feuillets)

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

29