



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)



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

RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

OBJECTIFS PEDAGOGIQUES (CE)

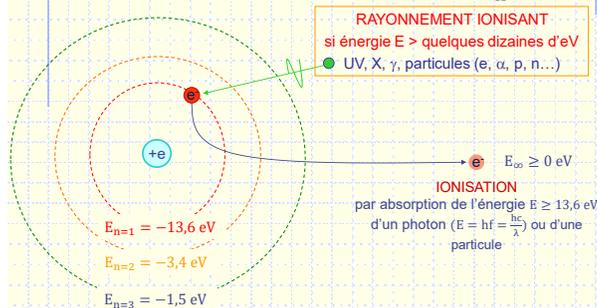
PLAN	OBJECTIFS PEDAGOGIQUES
INTERACTION PHOTONS/MATIERE	1- Prescrire et interpréter des images radiologiques et scintigraphiques en s'appuyant sur les principes physiques qui conditionnent la production de ces images. 2- Evaluer les conséquences sur la santé d'une exposition à un rayonnement de photons.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

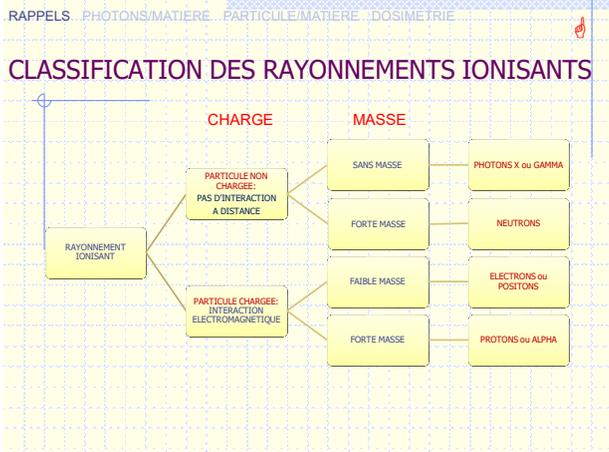
Ce cours est un prérequis pour les cours de radiobiologie, de radioprotection et d'imagerie médicale.

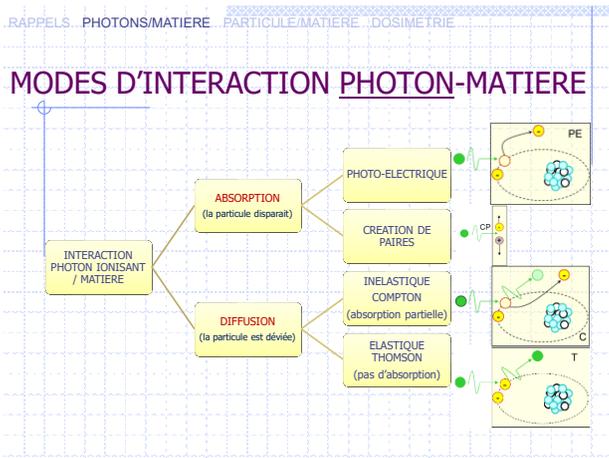
RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

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

ATTENUATION DES PHOTONS

- Le photon: pas de charge électrique, donc l'interaction photon/matière **aléatoire**.
- Coefficient linéique d'atténuation μ
 μ **def** probabilité d'interaction avec la matière par unité de longueur traversée

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

Exemple : $\mu = 0,1 \text{ m}^{-1} = \frac{-10}{100} \frac{1}{\text{m}}$

$N=100$	\rightarrow	$dN = -10$	\rightarrow	$N + dN = 90 < 100$
$dx = 1 \text{ m}$				

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

ATTENUATION DES PHOTONS

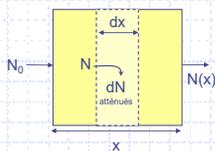
Atténuation d'un faisceau de photons ^{def} nombre de photons du faisceau ayant interagit (par absorption ou diffusion) avec la matière:

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

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

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

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



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

ATTENUATION DES PHOTONS

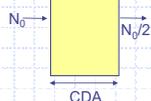
Couche de Demi-Atténuation : épaisseur moyenne nécessaire à l'atténuation de la moitié des photons du faisceau incident

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

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

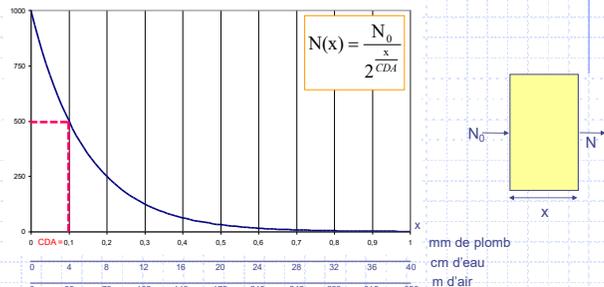
$$N(x) = N_0 e^{-\mu x} = N_0 e^{-\frac{\ln 2}{CDA} x} \Rightarrow N(x) = N_0 \cdot 2^{-\frac{x}{CDA}}$$

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

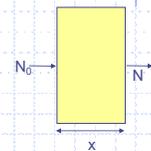


Libre parcours moyen $LPM = \frac{1}{\mu}$ = distance moyenne parcourue avant interaction

ATTENUATION DES PHOTONS

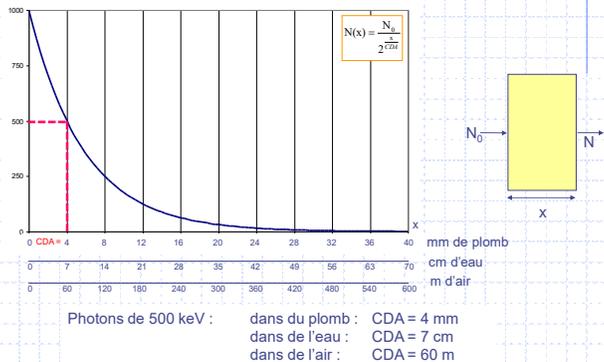


Photons de 100 keV :
 dans du plomb : CDA = 0,1 mm
 dans de l'eau : CDA = 4 cm
 dans de l'air : CDA = 35 m



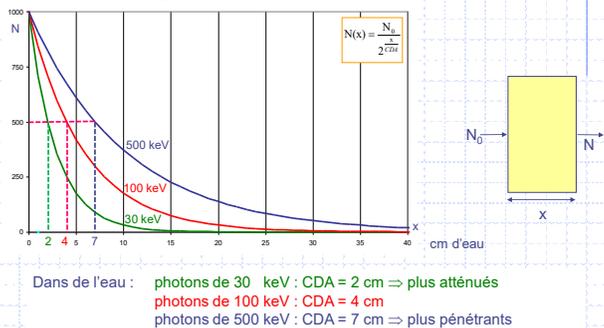
RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

ATTENUATION DES PHOTONS



RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

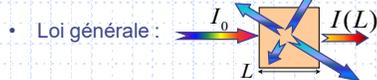
ATTENUATION DES PHOTONS



RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

EXEMPLE : SPECTROMETRIES

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



Loi générale :

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

Loi de Beer :

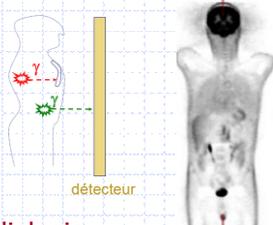
Coef. d'atténuation linéique (m^{-1}) $k \uparrow \Rightarrow$ absorption ± diffusion \uparrow

$$k = \sigma \cdot C$$

Concentration $mol \cdot m^{-3}$
 Section efficace molaire $m^2 \cdot mol^{-1}$

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...)

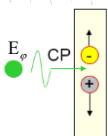
CREATION DE PAIRES

- 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 :

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

$$E_{\phi} - 2 \cdot m_e c^2 = E_e^- + E_e^+$$

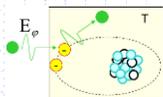
- Marginal dans le domaine de la santé, sauf en radiothérapie



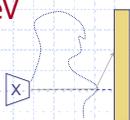
DIFFUSION ELASTIQUE THOMSON

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

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



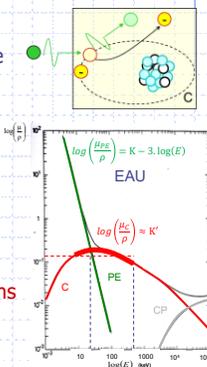
- Important seulement si $E_{\phi} < 45 \text{ keV}$ donc principalement en mammographie où cela cause du flou et nécessite des dispositifs spécifiques



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 :

$$\mu_{\text{C}} \approx C \cdot \rho$$

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

DIFFUSION COMPTON

- Conséquences: **flou**

- flou en radiologie

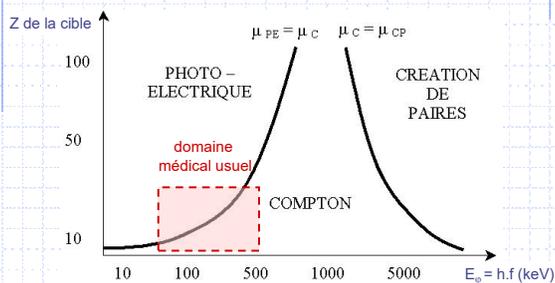


- flou et atténuation en scintigraphie qui nécessiteront d'être corrigés (cf. cours de médecine nucléaire)



INTERACTIONS PHOTON-MATIERE

Synthèse sur la prédominance des différents effets :



RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

INTERACTIONS NEUTRON-MATIERE

Neutre donc non déviée.
Interactions
avec les noyaux cibles
aléatoires et rares :
Particules très pénétrantes
(radioprotection).

E_n
neutron

Dans tous les cas :
⇒ ionisations +++
L'exposition à
un faisceau de neutrons
est très dangereuse

Fission

Diffusion sur les petits noyaux atomiques

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



Diffusion avec noyau composé



Absorption par capture radiative:

- Production de radio-isotopes



RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

INTERACTION PARTICULE CHARGEE-MATIERE

- INTERACTION ELECTROSTATIQUE SUR LES ELECTRONS DE LA CIBLE ⇒ IONISATIONS-EXCITATIONS sur la trajectoire
- TRANSFERT LINEIQUE D'ÉNERGIE (TEL) ≡ quantité d'énergie transférée au milieu cible par la particule incidente par unité de longueur de trajectoire :
 - ↑ avec la charge (z) de la particule ($z_\alpha = 2 \cdot z_p$) et de la cible
 - ↑ si la vitesse de la particule ↓, donc
 - ↑ avec la profondeur

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

z et vitesse de la particule

Z et atomes/ m^3 dans la cible

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)
⇒ $\text{TEL} \propto (Z/v)^2$ élevés ($\approx 100 \text{ keV}/\mu\text{m}$ pour α),
donc pénétration relativement faible
- Chocs directs très peu probables :
TRAJECTOIRE RECTILIGNE

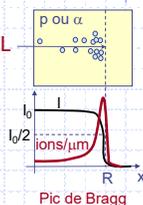
RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

INTERACTIONS α /PROTON-MATIERE

- IONISATIONS \uparrow LE LONG D'UNE TRAJECTOIRE RECTILIGNE

- Dose presque intégralement déposée à une profondeur appelée **parcours** $R \approx E/TEL$
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

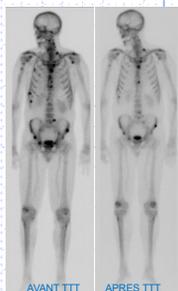
Le $^{223}_{88}\text{Ra}$ radium 223 est un émetteur alpha
 $E_\alpha = 5.0 - 7.5 \text{ MeV}$ (radon & ses descendants)

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

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

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

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



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

RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

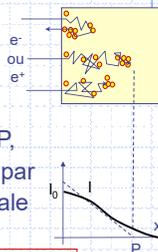
INTERACTIONS ELECTRON-MATIERE

- Particules chargées **légères**
- Interactions électrostatiques avec les électrons de la cible
 \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 ($\approx 0,2 \text{ keV}/\mu\text{m} = 200 \text{ keV}/\text{mm}$), 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

RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

INTERACTIONS ELECTRON-MATIERE

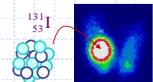
- donc ionisations ↑ le long d'une trajectoire en **ligne brisée**
- Dose déposée sur une épaisseur moins précise appelée **PORTEE, P**, P = distance maximale parcourue par les électrons dans la direction initiale



- **Ordre de grandeur:** $P \text{ (mm)} \approx E \text{ (keV)} / 200$
- **Applications :** Curiethérapie, RT métabolique

RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

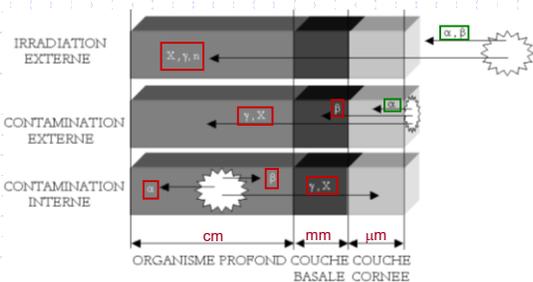
RADIOTHERAPIE METABOLIQUE β

- **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** 
- **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) :



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

RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

GRANDEURS DOSIMETRIQUES

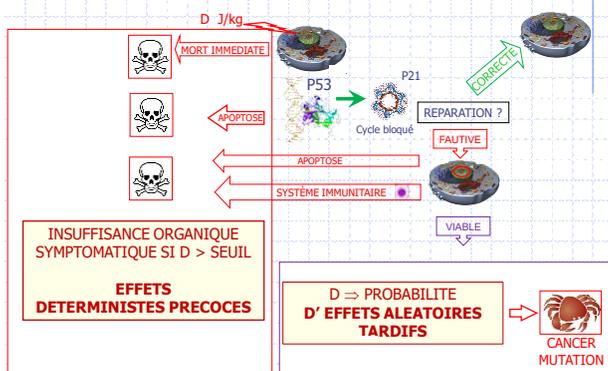
RI:
Photon,
 e^- , e^+ ,
 p , n , α ...

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**

RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

EFFETS PRECOCS ET TARDIFS



RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

DOSE ABSORBEE (D, en GRAY)

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

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

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

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

MESURE A UTILISER
EN RADIOTHERAPIE
OU
EN CAS D'ACCIDENT

RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

LIMITES DE LA DOSE ABSORBEE

- Même si $D \ll 250 \text{ mGy}$, 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

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

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 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 .

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

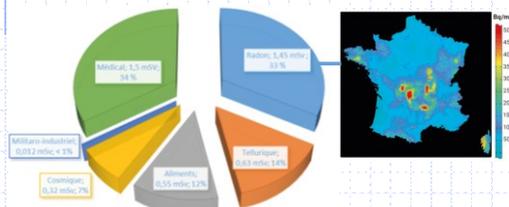
	CIPR 103 (2007): Tissu ou organe	W_T
Détriment tardif global sans prise en compte des débits de dose Additif	seins, poumons, moelle osseuse, estomac, colon	0,12
	gonades	0,08
MESURE A UTILISER POUR LES EXAMENS D'IMAGERIE MEDICALE	vessie, œsophage, foie, thyroïde	0,04
	peau, surface des os, cerveau, glandes 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.

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) = $D \cdot w_R \cdot w_T$.
 - 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).

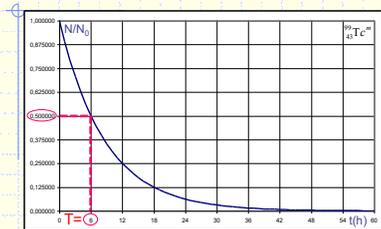
ESTIMATION DE DOSE

• 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

DECROISSANCE 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

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

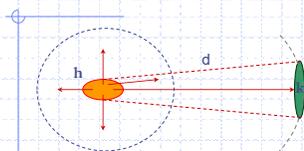
$$N(t) = \frac{N_0}{2^{t/T}}$$

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

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

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

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

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

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

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

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 :

$$\begin{aligned} \dot{D}(r_k \leftarrow r_h) &= A_h \cdot \sum_i \left[\Delta_i \cdot \frac{\Phi_i(r_k \leftarrow r_h)}{m_k} \right] = A_h S(r_k \leftarrow r_h) \\ &= S(r_k \leftarrow r_h) \text{ en Gy dans } k / \text{désintégration dans } h \end{aligned}$$

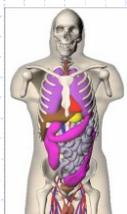
- Pour toutes les sources h : $\dot{D}(r_k) = \sum_h A_h \cdot S(r_k \leftarrow r_h)$

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 $S(r_k \leftarrow r_h) = \sum_i \Delta_i \frac{\Phi_i(r_k \leftarrow r_h)}{m_k}$ pour
 - de nombreux radionucléides,
 - organes sources et cibles,
 - modèles anthropomorphiques.



RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

DOSE ABSORBEE MOYENNE

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

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

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

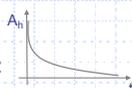
\tilde{A}_h est l'activité cumulée de la source h

RAPPELS PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

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 $T = \frac{\ln 2}{\lambda_h}$:

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



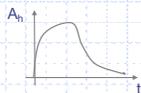
$$\tilde{A}_h = \int_0^{\infty} A_h(t) \cdot dt = \int_0^{\infty} A_0 \cdot e^{-\lambda_h \cdot t} dt = A_0 \cdot \left[\frac{e^{-\lambda_h \cdot t}}{-\lambda_h} \right]_0^{\infty} = \frac{A_0}{\lambda_h} = A_0 \tau_h$$

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

RÂPPELS PHOTONS/MATIÈRE PARTICULE/MATIÈRE DOSIMÉTRIE

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.

RÂPPELS PHOTONS/MATIÈRE PARTICULE/MATIÈRE DOSIMÉTRIE

DOSE ABSORBÉE 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

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 moyen d'une ❶ de l'irradiation des organes ❷ par le poumon qui a fixé la radioactivité. Pour lui permettre de réaliser cette estimation, il a besoin de connaître les caractéristiques morphologiques de la ❸, le ❹ et l' ❺ administrée.

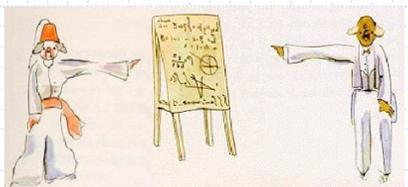
Le risque de malformation fœtale ❻ par le fait que la dose efficace ❼ par le fait que la dose efficace exprimée en milli- ❽ sur le corps entier du fœtus est de ❹ x ❶ x ❷ = ❹.

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

wooclap 100% 0 / 5

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://scintf.edu.umontpellier.fr/enseignements/cours/>

ANNEXES

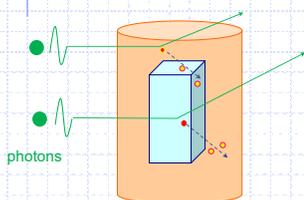
Compléments non exigibles à l'examen mais permettant de justifier certains points du cours

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

RAPPELS : PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

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)

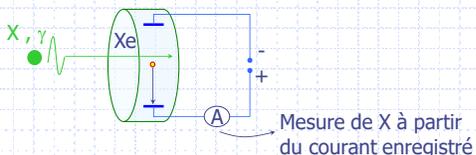


Hypothèse
Équilibre électronique :
 l'énergie transférée hors du volume V et absorbée dans V est égale à celle transférée dans V et absorbée hors de V
 alors :
énergie transférée/kg = D
 (considérée valide dans ce qui suit)

RAPPELS : PHOTONS/MATIERE PARTICULE/MATIERE DOSIMETRIE

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 :



RAPPELS PHOTONS/MATIÈRE PARTICULE/MATIÈRE DOSIMÉTRIE

LIEN EXPOSITION - DOSE ABSORBÉE DANS L'AIR

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

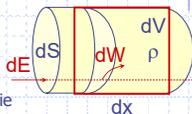
$$D_{\text{air}} (\text{Gy}) = 34 \cdot X (\text{C} \cdot \text{kg}^{-1})$$

RAPPELS PHOTONS/MATIÈRE PARTICULE/MATIÈRE DOSIMÉTRIE

LIEN FLUENCE - DOSE ABSORBÉE (DANS TOUT MILIEU)

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

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



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

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

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

Attention : μ pour l'absorption seulement

RAPPELS PHOTONS/MATIÈRE PARTICULE/MATIÈRE DOSIMÉTRIE

DOSE ABSORBÉE DANS UN TISSU

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

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

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



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

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

Applications : Contrôle de qualité en radiographie et radiothérapie