

DOSIMETRIE

Pr ADAMBOUNOU Kokou (MD, PhD)

Biophysicien, Médecin Radiologue et Nucléaire

LS1-LS2 / 2022-2023

OBJECTIFS

- 1-Décrire les paramètres géométriques et énergétiques d'un faisceau de RE
- 2-Comparer Energie transférée et Energie absorbée
- 3-Définir Kerma et Dose absorbée
- 4-Décrire les grandeurs dosimétriques radiobiologiques
- 5-Citer 4 dosimètres
- 6- Comparer les dosimètres passifs aux dosimètres actifs

PLAN

- **Introduction**
- **1-Rappels**
- **2-Dosimétrie des rayonnements électromagnétiques**
- **3-Dosimétrie des rayonnements particuliers**
- **4-Grandeurs dosimétriques en radiobiologie**
- **5- Dosimètres**
- **Conclusion**

Introduction

➤ Définition

Dosimétrie : détermination quantitative de l'Energie absorbée ou transférée par unité de masse de matière lors des interactions des RI avec la matière.

➤ Intérêts :

- Estimation de la dose reçue par le patient
- Optimisation du protocole de radiothérapie
- Surveillance du personnel médical
- Etablissement des normes de radioprotection

1- Rappels

- **Nature et caractéristiques des rayonnements ionisants**
- **Interaction des rayonnements ionisants avec la matière**

2- Dosimétrie des rayonnements électromagnétiques

2-1- Caractérisation d'un faisceau de photons

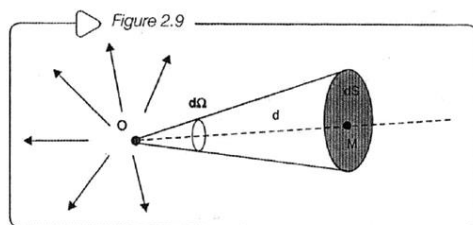
Considérons un faisceau de N photons mono-énergétiques, chaque photon incident transportant l'énergie $\varepsilon = h\nu$. Ce faisceau monochromatique est caractérisé par un certain nombre de grandeurs géométriques et énergétiques.

○ Paramètres géométriques d'une irradiation

Le faisceau incident peut être émis à partir d'une source ponctuelle O dans toutes les directions de l'espace à trois dimensions. La source de rayonnement est dite <<isotrope>>, si toutes les directions de l'espace sont équivalentes. C'est le cas par exemple des sources radioactives. Les sources de rayons X de freinage, sont par contre anisotropes.

L'ouverture du faisceau de photons à partir de la source O (Figure 2.9) peut être repérée par un angle solide.

L'angle solide élémentaire, noté $d\Omega$, est l'angle sous lequel on voit, à partir de la source ponctuelle O , une surface dS infiniment petite entourant un point M situé à la distance D de la source O .



Si la droite OM est normale à la surface dS nous avons :

$$d\Omega = dS/d^2 \text{ avec } OM=d$$

L'espace complet est vu, à partir du point O , sous un angle solide Ω

$$\Omega = \int d\Omega$$

○ Paramètres énergétiques d'une irradiation

Le flux ϕ énergétique de la source

Il correspond à l'énergie totale transportée par le faisceau, par unité de temps :

$$\Phi(t) = \varepsilon \frac{dN}{dt}$$

Il peut varier au cours du temps. L'énergie W émise par la source pendant un intervalle de temps Δt sera alors :

$$W = \int_t^{t+\Delta t} \Phi(t) dt$$

Dans le système d'unités internationales, W s'exprimera en Joule et ϕ en Watt.

L'intensité énergétique

$$I_{OM} = \frac{d\Phi}{d\Omega}$$

Elle se mesure dans une direction OM donnée :

L'éclairement E en un point M

On considère une surface infinitésimale dS entourant le point M et normale à la droite OM. Le flux d'énergie, par unité de surface traversée, est appelée éclairement E . Son unité dans le SI est W/m^2

$$E = \frac{d\Phi}{dS} = \frac{1}{d^2} \frac{d\Phi}{d\Omega}$$

La fluence énergétique en un point M

L'énergie totale rayonnée par la source, à travers la surface infinitésimale dS entourant le point M , pendant l'intervalle de temps Δt est appelée fluence :

$$F = \int_t^{t+\Delta t} E(t) dt$$

Le résultat fondamental est celui-ci : la fluence F , c'est à dire l'énergie totale rayonnée, varie comme E en raison inverse du carré de la distance d entre la source et la surface éclairée. Elle s'exprime en $Joule/m^2$

2-2- Grandeurs dosimétriques générales

Les transferts d'énergie

Considérons un faisceau de photons en interaction avec un matériau cible. Nous avons vu précédemment qu'il pouvait donner naissance au sein du matériau, à la diffusion dans toutes les directions de photons secondaires, et aussi à la mise en mouvement d'électrons dont l'énergie cinétique qui était progressivement absorbée par le matériau, à la suite de multiples collisions. Si le faisceau incident pénètre au sein d'un tissu, les effets biologiques sont naturellement fonction de l'énergie absorbée par unité de volume.

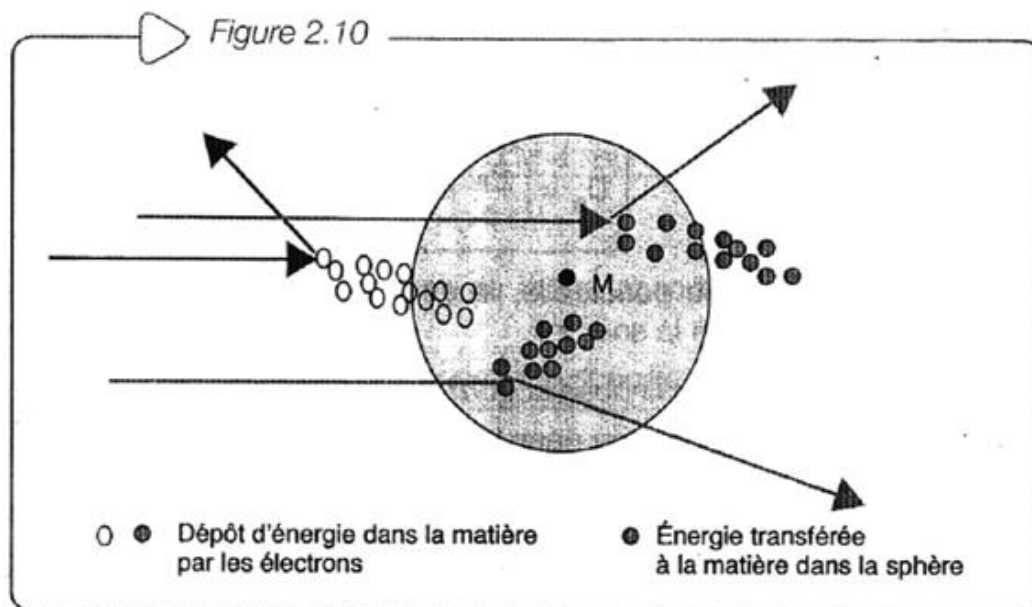
○ Le Kerma K

Pour mieux préciser le bilan des transferts d'énergie entre les photons incidents, les photons diffusés et les électrons, on considère, au sein du matériau, une sphère élémentaire, de très petite dimension, de masse dm , et centrée en un point M au sein du matériau.

Appelons dW_t l'énergie transférée par des effets photoélectriques ou Compton qui se sont produits à l'intérieur de la sphère, pendant un temps d'irradiation donné (Figure 2.10). Le kerma (kinetic Energy Released per unit Mass) est égal à cette énergie transférée, par unité de masse de la cible :

$$K = \frac{dW_t}{dm}$$

Son unité dans le système international sera le Joule par kilogramme (J/kg). Cette unité porte le nom de <<Gray>> (Gy). Le centième de Gray (cGy) porte aussi le nom de <<rad>>.

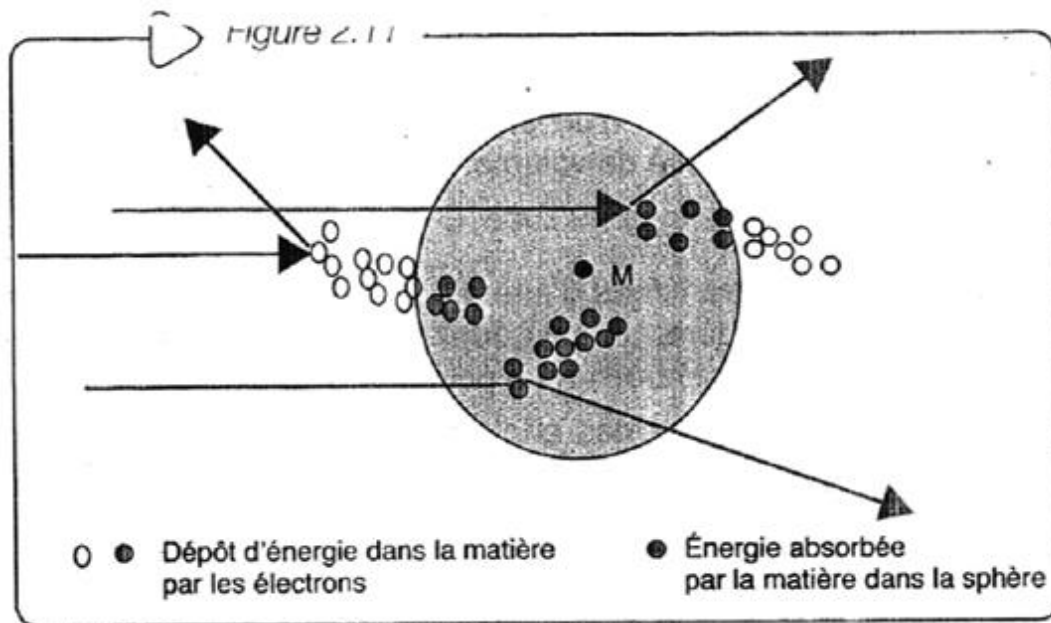


○ La dose absorbée D_a

Définition

La dose absorbée est égale à l'énergie effectivement absorbée dW_a , par unité de masse de la cible, c'est-à-dire à l'énergie déposée dans la sphère et le résultat d'interactions et il y a eu lieu à l'intérieur et à l'extérieur de la sphère (figure 2.11) :

$$D_a = \frac{dW_a}{dm}$$



Son unité dans le système international sera aussi le Joule par kilogramme appelé <<Gray>> (Gy).

Relation avec la fluence

La dose absorbée est reliée au coefficient de transfert μ_a de l'énergie absorbée par le matériau cible, à la masse volumique ρ de ce matériau et à la fluence énergétique F :

$$D_a = \left(\frac{\mu_a}{\rho} \right) F$$

Dans le cadre d'une source isotrope ponctuelle, La dose absorbée varie donc en fonction de l'inverse du carré de la distance d à la source.

Relation entre le Kerma et la dose absorbée

Le flux d'électrons créé par effet Compton dans le matériau absorbant n'est pas isotrope. Il en résulte que le kerma n'est pas égal à la dose absorbée en tout point de la cible. Ces 2 grandeurs sont cependant à peu près égales en tout point intérieur situé à plus de quelques millimètres des bords de la cible. On dit que l'équilibre électroniques est réalisé.

○ Le débit de dose

La vitesse de variation de la dose absorbée est une grandeur importante en radioprotection et en radiothérapie. Elle est définie, à un instant donné, par :

$$\frac{dD_a}{dt} = \dot{D}_a$$

Le débit de dose dans un tissu est :

$$\left(\dot{D}_a \right)_{\text{tissu}} = \frac{\left(\frac{\mu_a}{\rho} \right)_{\text{tissu}}}{\left(\frac{\mu_a}{\rho} \right)_{\text{air}}} \left(\dot{D}_a \right)_{\text{air}}$$

○ Cas d'une source radioactive d'activité A(t)

Période effective et période biologique d'un radioélément

Des radionucléides peuvent être introduits dans l'organisme pour diverses raisons, soit naturelles (potassium 40, radon, etc.), soit artificielles (diagnostic ou thérapie).

Leur devenir dépend de plusieurs paramètres. Il dépend, tout d'abord, du mode d'absorption : Inhalation, ingestion ou voie transcutanée. Une fois dans l'organisme, leur cinétique est fonction de leurs propriétés chimiques.

Leur distribution dans l'organisme peut être homogène en cas d'irradiation naturelle, ou localisée dans un groupe plus ou moins radio sensible en cas de radiothérapie par exemple.

Leur évolution temporelle dépend également de leur métabolisme et des voies possibles d'élimination physiologique.

Par définition la période biologique T_{bio} tient compte de tous ces paramètres. Elle correspond à l'intervalle de temps nécessaire pour que la quantité du radioélément Introduite dans un organisme soit réduite de moitié par ces voies biologiques.

La période effective T_{eff} du radioélément dans l'organisme fait intervenir les 2 paramètres temporels caractérisant la cinétique du radioélément : la période physique de la désintégration T et la période biologique T_{bio} à partir de la relation suivante :

$$\frac{1}{T_{\text{eff}}} = \frac{1}{T} + \frac{1}{T_{\text{bio}}}$$

Dose et débit de dose dans le cas d'une source radioactive

Caractéristiques

Le débit de dose est fonction de la nature du milieu absorbant (μ_a , ρ) et de l'énergie E_γ des photons gamma incidents.

Le débit de dose dans l'air dépend d'une constante spécifique Γ . A une distance d de la source il est donné par :

$$\dot{D}_{\text{air}}(t) = \Gamma \frac{A(t)}{d^2} \quad \text{avec} \quad A(t) = A_0 e^{-\lambda t}$$

La constante spécifique du débit de dose s'exprime en général en $\text{Gy.h}^{-1}.\text{Bq}^{-1}$ à 1 mètre.

Ordres de grandeur de la constante Γ dans l'air

Thallium 201 : $\Gamma = 270.10^{-15} \text{Gy.h}^{-1}.\text{Bq}^{-1}$ à 1 mètre.

Technétium 99m : $\Gamma = 18.10^{-15} \text{Gy.h}^{-1}.\text{Bq}^{-1}$ à 1 mètre.

La dose absorbée pendant l'intervalle de temps Δt est alors :

$$D_a = \int_0^{\Delta t} \frac{dD_a}{dt} dt$$

Si la source radioactive a une période T très grande devant l'intervalle de temps Δt de mesure, la décroissance de l'activité en fonction du temps peut être négligée. L'activité $A(t)$ est alors constante et égale à A_0 . La dose absorbée est alors :

$$D_a = \Gamma \frac{A_0}{d^2} \Delta t$$

Si la variation de l'activité en fonction du temps n'est pas négligeable pendant l'intervalle de temps Δt de mesure, la dose absorbée se calcule par l'intégration en fonction du temps du débit de dose :

$$D_a = \Gamma \frac{A_0}{d^2} \frac{1}{\lambda} (1 - e^{-\lambda \Delta t})$$

○ L'exposition

L'exposition X est le rapport de la quantité ΔQ de charges électriques de même signe produites par un rayonnement X ou γ dans un volume d'air (pris dans les conditions normales de température et de pression), par sa masse Δm . $X = \frac{\Delta Q}{\Delta m}$

Unités * S.I : le Coulomb/kg
 * Système Usuel (SU) : le **Röntgen (R)**
1R correspond à 2,58.10⁻⁴C/kg d'air

3- Dosimétrie d'un faisceau de particules matérielles

Les grandeurs dosimétriques définies dans le cas des photons ionisants (voir chapitre « rayons X et gamma ») sont applicables aux cas des faisceaux de particules matérielles.

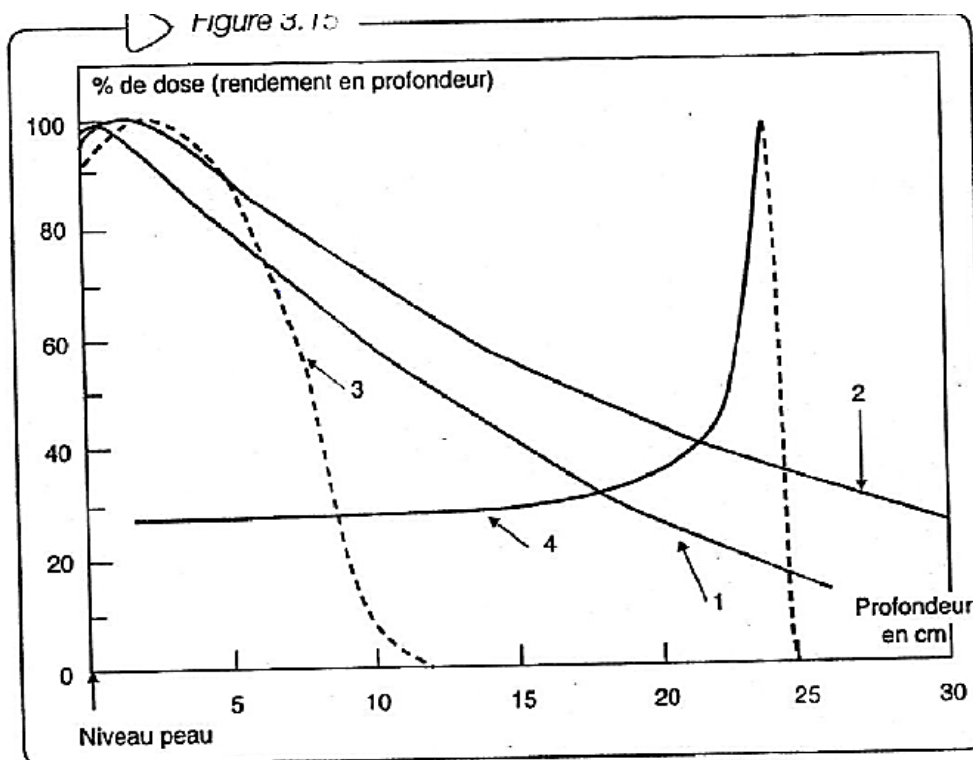
Les rayonnements particuliers transfèrent principalement leur énergie à la matière par des Mécanismes d'ionisation ou d'excitation analogues au cas des photons ionisants. Les transferts thermiques, contrairement au cas des photons, sont cependant négligeables.

La différence essentielle entre les photons et les particules matérielles provient de leur profondeur de pénétration dans une cible, car comme nous l'avons vu précédemment, les parcours des particules matérielles sont finis contrairement au cas des photons. La dose absorbée ne peut donc pas être mesurée à partir de la mesure de l'intensité du faisceau transmis.

: La distribution spatiale de la dose dans un tissu irradié par une source externe dépend des caractéristiques géométriques du faisceau incident et de son énergie.

, La profondeur de pénétration est décrite par une courbe de variation de la dose absorbée en fonction de la distance parcourue par le faisceau dans la matière (figure 3.15). Cette courbe a une forme caractéristique. Pour les particules lourdes, la dose délivrée est en effet maximale en fin de parcours et se traduit par un pic relativement étroit appelé « pic de Bragg ». La dose, délivrée au tissu est maximale dans une zone étroite de quelques millimètres. La position de ce pic dans le tissu est fonction de l'énergie cinétique des particules chargées incidentes.

Figure 3.1



1. Cobalt 60 ; 2. Photons de 10 MeV ; 3. Électrons de 20 MeV ; 4. Pic de Bragg pour protons de 200 MeV.

4- Les grandeurs dosimétriques en radiobiologie

4.1- La dose équivalente.

Nous avons vu précédemment que les rayonnements ionisants pouvaient être constitués des photons ou des particules matérielles. La dose équivalente H tient compte du type de rayonnement utilisé :

$$H = D_a W_R$$

Le facteur de pondération radiologique W_R est égal à l'unité pour les photons et les particules légères (électrons et positons). Il est égal à 20 dans le cas des particules lourdes.

L'unité SI de H , bien qu'elle corresponde au J/kg, ne se nomme cependant plus Gray. Son nom est le Sievert (symbole Sv).

4.2- La dose efficace E .

Les différents tissus de l'organisme sont plus ou moins radiosensibles. Pour tenir compte de ces différences, on définit pour chaque tissu ou organe, un second facteur de pondération W_T qui dépend de la nature du tissu irradié.

Ce coefficient W_T est, par exemple égal à :

- 0,20 pour les gonades
- 0,12 pour les seins, la moelle osseuse et les poumons
- 0,04 pour la thyroïde
- 0,01 pour la peau.

La dose efficace E est égale à la somme des doses équivalentes, pondérées par le facteur W_T et reçues par tous les tissus exposés aux rayonnements incidents.

$$E = \sum D_a W_R W_T$$

La dose efficace est adaptée aux besoins de la radioprotection du personnel médical et des patients. Elle ne tient cependant pas compte de certains facteurs tels que l'âge du patient et le fractionnement éventuel de la dose.

L'unité SI de la dose efficace E reste le Sievert (Sv).

La dose efficace ne se mesure pas. Elle se calcule. En Radiodiagnostic, elle est calculée à partir du PDS (Produit Dose Surface) en radiologie conventionnelle, à partir du PDL (Produit Dose Longueur) en Tomodensitométrie.

5-Les dosimètres

Les principaux détecteurs de rayonnements ionisants sont :

- Les films argentiques radiosensibles ;
- Les détecteurs photoluminescents ;
- Les détecteurs à gaz (compteurs Geiger-Muller, chambres d'ionisation) ;

- Les détecteurs à cristal ;
- Les détecteurs à semi-conducteurs.

Afin de mieux protéger le personnel médical et les patients, il est nécessaire de détecter et de mesurer les doses d'irradiation. On utilise pour cela des dosimètres.

5.1-Les dosimètres passifs

On appelle dosimètres passifs des dosimètres n'ayant pas besoin de source externe d'énergie pour fonctionner. Ce sont des dosimètres intégrateurs, c'est-à-dire qu'ils ne donnent qu'une estimation d'une dose globale. Ils ne permettent pas normalement d'estimer les doses instantanées maximales. Ce sont des dosimètres réglementaires qui doivent être portés à la poitrine par tout travailleur susceptible d'être exposé aux rayonnements ionisants. Des dosimètres d'extrémité sont également utiles lorsque les mains, par exemple, sont plus particulièrement exposées aux rayonnements.

Il existe des dosimètres adaptés aux rayonnements X, bêta, gamma, et des dosimètres pour les neutrons.

Les dosimètres passifs sont les premiers à avoir été développés, étant initialement issus des techniques photographiques. Ces dosimètres plus communément appelés **dosifilms** sont aujourd'hui amenés à disparaître en raison d'évolutions réglementaires. Ils sont fiables et aptes à mesurer des doses variantes entre 0,2mSv et 5mSv.

Les dosifilms sont peu à peu remplacés par des dosimètres, tels que les bagues dosimètres, utilisant des technologies plus performantes basées sur le principe de la lecture d'une émission de lumière ou de thermoluminescence par le détecteur irradié. Les technologies utilisées pour la mesure des thermoluminescences sont OSL (Optical Stimulated Luminescence ou Luminescence Stimulée Optiquement), TLD (Thermo Luminescence) et RPL (Radio Photo Luminescence).

La luminescence est provoquée par un flash lumineux dans le cas de l'OSL et du RLP et par chauffage pour le TLD.

5.2-Les dosimètres actifs

Les dosimètres actifs dits opérationnels (comme les stylodosimètres) sont des appareils électroniques, qui peuvent donner une information **en temps réel** en mesurant à la fois, la dose intégrée et le débit de dose.

Ils peuvent être équipés d'alarmes auditives ou visuelles se déclenchant à partir d'un certain seuil. Ils peuvent également être lus par télétransmission, ce qui permet de surveiller en temps réel toute une zone d'irradiation ou une équipe médicale.

La relecture des informations permet le suivi d'exposition d'un patient ou d'un membre du personnel. Périodiquement, le dosimètre est lu et analysé par un laboratoire agréé. Les données sont ensuite transmises au fichier central par l'autorité de contrôle.

- **Les normes réglementaires**

Au niveau européen, les normes légales de la radioprotection donnent :

- Une limite de dose efficace de 1mSv/an pour la population et de 20mSv/an en moyenne sur 5ans pour les personnes directement affectées aux travaux sous rayonnement ionisants (radiologie médicale, médecine nucléaire, radiothérapie)
- une limite de dose équivalente annuelle de 15mSv pour le cristallin (œil) et de 50mSv pour la peau, dans le cadre des expositions médicales de patients.

Conclusion

La dosimétrie évalue notamment l'énergie absorbée par unité de masse. Son étude est très importante non seulement pour l'utilisation diagnostique mais aussi thérapeutique des rayonnements ionisants.