# ELEMENTS DE DOSIMETRIE POUR LE DFGSM2

Pr. MARIANO-GOULART. Université de Montpellier. Faculté de médecine.

Ce cours commence par la définition des grandeurs dosimétriques à utiliser pour quantifier des effets déterministes (dose absorbée) ou stochastiques (dose efficace) d'une irradiation. La suite du cours explique comment déterminer ces grandeurs lorsque la source d'irradiation est externe ou interne à l'organisme. Quelques notions épidémiologiques concluent cet exposé. Ce cours suppose connus les éléments exposés dans les cours antérieurs relatifs aux ondes, à la dualité onde-particule, et aux rayonnements ionisants (enseignements de PASS ou synthèse de ceux-ci proposée aux étudiants de DFGSM2 issus de LAS).

## ① Présentation et rappels

❶ **Objectifs de la dosimétrie** : Quantifier puis tenter de prévoir les effets biologiques d'une exposition à une source de rayonnements ionisants (naturelle ou artificielle, médicale, professionnelle). Cette exposition pourra conduire à l'absorption d'une certaine quantité d'énergie par l'organisme. L'évaluation quantitative des conséquences biologiques de cette absorption devra permettre, en particulier, de guider la mise en place de réglementations.

❷ **Utilité médicale** :

- Evaluation des dangers du radiodiagnostic *in vivo*.
- Mise en place de mesures de radioprotection.
- Contrôle d'une radiothérapie.
- Stratégie thérapeutique en cas d'irradiation aiguë (accidentelle).
- Réglementation lors de l'utilisation de sources ionisantes.

❹ **Interaction des particules avec la matière vivante :** ➢ Cf. première partie du cours "rayonnements X, gamma et particulaires" de l'UE3.

❺ **Conséquences d'une irradiation à l'échelle d'un organisme :**

Sans entrer dans les détails (voir le cours de radiobiologie), précisons seulement qu'une lésion cellulaire radio-induite (de l'ADN en particulier) peut induire deux types d'effets :

↳ Des effets précoces (moins de quelques mois), déterministes, secondaires à une mort cellulaire immédiate ou à une perte irréversible de la capacité de prolifération cellulaire (exemples : irradiation accidentelle, radiothérapie).

↳ Des effets tardifs, aléatoires, secondaires à la survie de cellules ayant subi une lésion mal réparée d'une molécule d'ADN. Il s'agit des cancers radio-induits et de l'induction de mutations génétiques (exemple : radioprotection en radio-diagnostic et en médecine nucléaire). Contrairement aux effets précoces, ces effets tardifs sont susceptibles d'apparaître quel que soit le niveau de l'irradiation (pas de "dose seuil").

## ② Grandeurs dosimétriques

❶ **La dose absorbée D** : il s'agit de l'énergie moyenne dε cédée par un rayonnement ionisant à un volume dV de masse dm de matière. D s'exprime en Gray (Gy) dans le système international :

$$\boxed{D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad \text{en} \quad \text{J.kg}^{-1} \; = \; \text{Gy}}$$

Le débit de dose absorbée, $\overset{o}{D}$ représente la variation de dose absorbée par unité de temps :

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

Cette grandeur est celle qui est adaptée à l'évaluation d'une irradiation dont le niveau est suffisant pour entraîner des **effets déterministes** (ex : au moins 0,25 Gy = 250 mGy en irradiation corps-entier). C'est en particulier le paramètre pertinent en radiothérapie.
En revanche, la dose absorbée ne prend en compte ni l'efficacité relative de chaque type de rayonnement pour produire un effet biologique tardif donné, ni la sensibilité des différents tissus à développer un cancer (ou une mutation). Cette grandeur n'est donc pas préconisée pour décrire les effets tardifs, en particulier dans le domaine du radiodiagnostic ou de la médecine nucléaire.

❷ **La dose équivalente H** : On définit une grandeur "intermédiaire", la dose équivalente H, en pondérant la dose absorbée par le coefficient d'efficacité biologique relative $w_R$ du rayonnement R en cause. L'unité internationale de dose équivalente est le Sievert (Sv) :

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

où $D_{T,R}$ est la dose absorbée moyenne dans le tissu T due au rayonnement R.

$w_R$ est le coefficient d'efficacité biologique du rayonnement considéré.

Il augmente avec le transfert d'énergie linéique de ce rayonnement (TEL) :

| Type de rayonnement | TEL (keV/µm) | $w_R$ (Sv/Gy) |
|---|---|---|
| | | |
| Photons | 0,2 à 2 | 1 |
| Electrons & positons | 0,2 à 2 | 1 |
| | | |
| Protons | 15 à 25 | 5 |
| Neutrons (en fonction de E) | 20 à 80 | 5 à 20 |
| Alpha | 60 à 200 | 20 |

❷ **La dose efficace E** : Lors d'une irradiation par un rayonnement donné, la probabilité de survenue d'effets stochastiques dépend aussi de la nature histologique du tissu irradié (voir cours de radiobiologie). C'est la raison pour laquelle on définit la dose efficace E en multipliant la dose équivalente H par un facteur de pondération pour les tissus, $w_T$. Ce facteur représente la contribution relative d'un tissu au détriment total du aux effets stochastiques qui résulterait d'une irradiation uniforme de tout le corps. L'unité de dose efficace E est le sievert (Sv) :

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

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

Facteurs de pondération pour les tissus, d'après le rapport CIPR 60 de la Commission Internationale de Protection Radiologique.

*Exemple* : En terme d'effet stochastique, le détriment reçu par un patient est équivalent (4 mSv) qu'il reçoive 20 mGy localisés aux gonades ou 160 mGy localisés au cerveau.

La dose efficace est la grandeur qui doit être utilisée pour déterminer le **détriment global et tardif encouru** (cancer, mutations) par un sujet qui subit une irradiation. Cette grandeur est additive. Elle est en particulier utilisée pour déterminer les normes et la réglementation en matière de **radioprotection** (grand public, radiodiagnostic,

médecine nucléaire). Son utilisation n'est pas pertinente pour quantifier les effets déterministes de fortes doses. En toute rigueur, on peut cependant déplorer que :

- Les $w_T$ ont été déterminés pour des doses de 0,5 à quelques Gy. L'utilisation de la dose efficace pour des faibles doses n'est donc qu'une approximation.
- Le débit de dose n'est pas pris en compte

D'autres grandeurs (débit de dose efficace, dose efficace engagée..) sont définies à partir de la dose efficace. Elles sortent des objectifs de ce cours (cf. Bibliographie).

❸ **La dose efficace collective** : Elle sert à apprécier le dommage (tardif) subi dans une population irradiée. Elle est définie par le produit du nombre d'individu de la population par la dose efficace moyenne subie par chaque sujet. A cette dose efficace collective exprimée homme-sievert est associé un dommage exprimé, par exemple, en nombre de cancers mortels.

## ③ Modélisation en dosimétrie externe :

La dose absorbée et la dose efficace qui en découle sont les grandeurs fondamentales qui intéressent le médecin en matière de dosimétrie. La mesure directe de la dose absorbée est possible mais souvent difficile. Cette difficulté a conduit à introduire, pour les rayonnements electro-magnétiques (photons) la notion d'exposition. Cette grandeur est plus accessible à la mesure et permet de déterminer, sous certaines conditions, la dose absorbée.

*Définition* : Un élément de volume dV sera dit en **équilibre électronique** avec le reste de la cible irradiée lorsque la quantité d'énergie transférée dans dV mais absorbée à l'extérieur de dV est égale à l'énergie transférée à l'extérieur de dV mais absorbée dans dV. On se placera, dans la suite de ce cours, sous cette hypothèse. Cela revient en fait à étudier un organe cible homogène loin de ses bords.

*Définition* : On appelle **exposition X** la charge électrique (de chaque signe) produite par unité de masse d'air lors de l'irradiation par un faisceau de photons (1 ionisation crée 1,6 $10^{-19}$ Cb de chaque signe). Dans le système SI, l'exposition s'exprime en $Cb.kg^{-1}$.

*Lien entre exposition X et dose absorbée $D_a$ dans l'air* : $\mathbf{D_a = 34.\ X}$

> Démonstration : Dans de l'air, une exposition de X Cb/kg correspond à la création de X/e ionisations/kg ou e = $1{,}6.10^{-19}$ Cb. L'énergie moyenne requise pour réaliser une ionisation dans de l'air est de 34 eV, soit (34.e) Joules.
> En conséquence, une exposition de X Cb/kg nécessite d'engager une dose $D_a$ de : $D_a = 34.e.X/e = 34.\ X$ Gy.

*Lien entre dose absorbée D et fluence énergétique F dans un milieu quelconque* : **D = (μ/ρ).F**

Démonstration : On définit la fluence énergétique F par l'énergie totale qui traverse un élément de surface S pendant un certain temps, rapportée à S. Supposons qu'un volume dV d'épaisseur dx reçoive perpendiculairement à sa surface S une fluence F homogène (F=ε/S)

$$D = \frac{|d\varepsilon|}{dm} = \frac{\mu.\varepsilon.dx}{dm} = \frac{\mu.F.S.dx}{dm} = \frac{\mu.F.dV}{dm} = \frac{\mu}{\rho}.F$$

Dans cette relation, le coefficient linéique μ fait référence à la seule absorption et ne s'identifie donc pas au coefficient linéique d'atténuation (qui lui inclus aussi, en plus, la diffusion).

En écrivant la relation précédente pour un tissu cible et pour de l'air soumis à une même fluence, puis en exploitant le lien entre dose absorbée dans de l'air et exposition, on obtient immédiatement une relation qui relie dose absorbée dans un tissu biologique et exposition :

*Lien entre dose absorbée et exposition dans un tissu* :

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

En dosimétrie externe, cette relation permet de déterminer la dose absorbée dans un tissu donné (donc de déduire la dose équivalente) en mesurant simplement l'exposition provoquée par le rayonnement de photon, à l'aide d'une chambre d'ionisation (cf. §5).

## ④ Modélisation en dosimétrie interne

La dosimétrie des radionucléïdes en médecine nucléaire, ou dosimétrie interne, est désormais largement réalisée à partir de la notion de fraction absorbée, base de la méthode du comité **MIRD** (Medical Internal Radiation Dose). Publiée en 1991 par Lœvinger et *al.*, cette méthode a fait l'objet d'un développement logiciel largement utilisé et amélioré régulièrement (MIRDOSE3 et logiciels suivants).

*Définition* : On appelle **constante de dose $\Delta_i$** l'énergie moyenne émise par désintégration : $\Delta_i = n_i.E_i$ où $n_i$ est le nombre moyen de particules de type i émises par désintégration et $E_i$ est l'énergie moyenne de ces particules émises. Dans le système SI d'unités, $\Delta_i$ s'exprime en $Gy.kg.Bq^{-1}.s^{-1}$.

*Calcul du débit de dose* $\overset{\circ}{D}$ : Dans une source de grand volume, de masse m, contenant une distribution uniforme de radionucléïde d'activité A et de constante de dose $\Delta$: $\overset{\circ}{D} = \frac{A}{m}.\Delta$

*Définition* : On appelle **fraction absorbée $\Phi_i(r_k \leftarrow r_h)$**, la fraction de l'énergie émise par une région (ou un organe) source $r_h$ émettant un rayonnement ionisant i qui est absorbée dans une région (ou un organe) cible $r_k$.

Le débit de dose crée dans $r_k$ par la source $r_h$ contenant des radioisotopes émettant des particules ionisantes i s'écrit alors:

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

Globalement, le débit de dose crée dans $r_k$ est donc :

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

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

Le terme $S(r_k \leftarrow r_h)$ ne dépend que du radionucléïde considéré et de la géométrie qui lie la source et la cible. Le comité "MIRD" a calculé et publié les facteurs S pour tous les radionucléïdes utilisés en santé, pour les organes sources et cibles impliqués ainsi que pour de nombreux modèles anthropomorphiques (femme enceinte, enfants, adultes, modèles modifiables en fonctions de pathologies tumorales...).

La dose absorbée (moyenne) s'écrit alors simplement en intégrant au fil du temps la dernière équation obtenue :

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

$$\text{où} \quad \tilde{A}_h = \int_0^\infty A_h(t)\,.\,dt \quad \text{est l'activité cumulée dans la source h}$$

Notons $A_0$ est l'activité initialement administrée h et appelons $\tau_h$ le temps de résidence du radionucléïde dans l'organe source h :

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

La **dose absorbée moyenne** dans l'organe k s'exprime donc suivant :

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

A partir des tables de facteurs S publiées par le MIRD, de l'activité administrée et de la connaissance des propriétés pharmacocinétiques qui régissent l'élimination du radio-traceur utilisé (valeurs de $\tau_h$), on peut donc facilement évaluer la dose moyenne absorbée par chaque organe, et donc la dose efficace subie par le patient.

## ⑤ Mesures dosimétriques

❶ **Calorimétrie** : La dose absorbée est proportionnelle à l'échauffement du milieu irradié. Les doses mises en jeu en biologie sont trop faibles pour permettre d'utiliser cette méthode. *Application* : Méthode de référence en physique, sans application médicale $E = m.\,c\,.\,\Delta\theta = D.m \Rightarrow \frac{\Delta\theta}{D} = \frac{1}{c} = 2{,}4.10^{-4}\,K.Gy^{-1}$ dans de l'eau

❷ **Chambre à ionisation** : Le rayonnement ionisant produit des ionisations dans une chambre remplie de gaz (air), entre une différence de potentiel capable de collecter les électrons produits. Cette mesure d'exposition permet de déterminer la dose absorbée dans des conditions d'équilibre électronique.
*Application* : Mesures de rayonnements transmis, dosimétrie externe.

❸ **Dosimétrie par semi-conducteur** : Il s'agit, en quelque sorte, d'une "chambre à ionisation solide".
*Application* : Dosimétrie opérationnelle, suivi de la dose absorbée en radiothérapie.

❹ **Dosimétrie photographique** : L'action du révélateur sur des sels d'argent (AgBr) exposés à la lumière provoque la réduction de ces derniers en argent métal qui se dépose. Le fixateur utilisé ensuite est un solvant destiné à éliminer le gel et les sels d'argent non irradiés (il arrête la réaction).
*Application* : dosimètres professionnels (non linéaires).

❺ **Dosimétrie thermo-luminescente** : Cristaux de FLi, $CaF_2$ contenant des impuretés de Mn, Mg, Cu. L'irradiation provoque le piégeage d'électrons dans la bande interdite. Un choc thermique les fait retomber dans la bande de valence en émettant une intensité lumineuse proportionnelle à la dose absorbée. Il s'agit donc d'une lecture destructrice mais de grande précision.
*Application* : recherche, étalonnages; évaluation de la dose absorbée après radiothérapie.

❻ **Dosimétrie chimique** : On mesure la densité optique dans l'UV après irradiation par des doses de plus de 100 Gy de $FeSo_4$. *Application* : Industrie nucléaire.

## ⑥ Ordres de grandeurs indicatifs en dose efficace :

| | | |
|---|---|---|
| Naturelle | 2,4 mSv | cosmique, tellurique |
| Médicale | 1,1 mSv | diagnostique radiologique surtout |
| Professionnelle | 1,1 mSv | industrie, recherche, aviation, mines.. |
| Domestique | 50 μSv | TV, céramiques, lentilles, montres... |
| Industrielle | 10 μSv | électro-nucléaires < 200 μSv |
| Militaires | 5 μSv | explosions nucléaires expérimentales |