

). La formule peut s'appliquer à un nombre de photons aussi bien qu'à un nombre de particules chargées

$$\phi = \frac{dN}{dS} \quad \text{cm}^{-2} \quad 1.2$$

Le débit de la fluence ϕ exprime le nombre de particules traversant une surface par unité de surface dS et unité du temps dt .

$$\varphi = \frac{dN}{dSdt} \quad \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1} \quad 1.3$$

La fluence énergétique ψ , d'unité [$\text{MeV} \cdot \text{cm}^{-2}$], est la quantité d'énergie emportée par le faisceau au travers de la surface dS . Si E est l'énergie des particules d'un faisceau supposé mono-énergétique, on a donc :

$$\Psi = \Phi \cdot E = \frac{dN}{dS} \cdot E \quad [\text{MeV} \cdot \text{cm}^{-2}] \quad 1.4$$

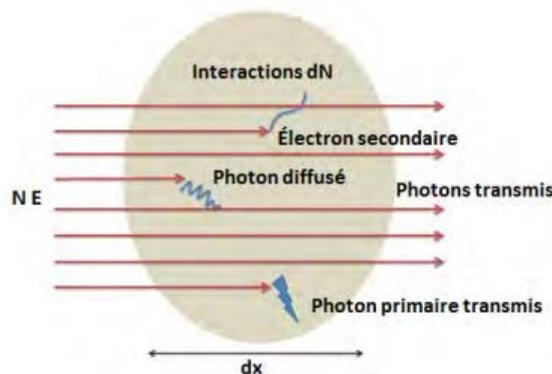
La fluence énergétique ramenée à la seconde, peut aussi être appelée l'intensité du faisceau I

$$I = \frac{d\Psi}{dt} = \varphi \cdot E = \frac{dN}{dSdt} \cdot E \quad [\text{MeV} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}] \quad 1.5$$

Pour un faisceau qui présente une distribution continue en énergie, il y a lieu de tenir compte de la distribution en énergie $\frac{dN}{dE}$ et d'intégrer l'intensité sur l'ensemble du spectre.

- **Coefficient massique de transfert et d'absorption d'énergie**

Le rayonnement incident sur un volume peut être absorbé ou transmis en différentes proportions (Figure 1.6). Les contributions des deux phénomènes sont données par des coefficients d'absorption μ_{ab} et de transfert μ_{tr} .



Pour un faisceau incident d'énergie E , arrivant sous incidence normale sur un volume d'épaisseur dx , le rapport entre l'intensité du faisceau transmis I et celle du faisceau

incident I_0 est :

$$I = I_0 e^{-\mu dx} \quad 1.6$$

μ est le coefficient d'atténuation linéique [cm^{-1}] caractéristique du matériau et de l'énergie incidente. La perte d'énergie sur l'épaisseur dx est donnée par le coefficient d'atténuation.

$$dN = -\mu N dx = \frac{\mu}{\rho} N (\rho dx) \quad 1.7$$

μ/ρ est le coefficient massique d'atténuation d'unité [$\text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$], ρdx masse surfacique donné en [$\text{g} \cdot \text{cm}^{-2}$].

Lorsqu'un faisceau incident de particules non chargées (photons) d'énergie E interagit avec le volume élémentaire, il transmet une partie de son énergie aux particules chargées (électrons secondaires) E_{tr} et une fraction de photons sera diffusée dans le milieu avec énergie E_S .

$$E = E_{tr} + E_S \quad [\text{MeV}] \quad 1.8$$

En multipliant par dN et divisant par $N \cdot E$ (1.8) on obtient :

$$\frac{dN}{N} = \frac{dN}{N} \frac{E_{tr}}{E} + \frac{dN}{N} \frac{E_S}{E} \quad 1.9$$

En remplaçant (1.9) et (1.7) :

$$\frac{\mu}{\rho} \rho dx = \frac{\mu}{\rho} \frac{E_{tr}}{E} \rho dx + \frac{\mu}{\rho} \frac{E_S}{E} \rho dx \quad 1.10$$

Le coefficient massique d'énergie transfert est exprimé par :

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\mu}{\rho} \frac{E_{tr}}{E} \quad [\text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}] \quad 1.11$$

La fraction d'énergie totale absorbée qui représente le coefficient massique d'absorption $\frac{\mu_{ab}}{\rho}$, et qui décrit la perte d'énergie non radiative (Bremsstrahlung) est donné par la relation suivante :

$$\frac{\mu_{ab}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g) \quad (1.12)$$

g est la fraction moyenne de l'énergie transférée aux électrons secondaires.

Calcul de dose en radiothérapie externe

Grandeurs et unités dosimétriques

L'action d'un rayonnement ionisant est définie par plusieurs grandeurs, auxquelles correspondent des unités particulières. Les grandeurs usuellement utilisées en dosimétrie, sont :

Exposition:

L'exposition ne s'applique qu'à des rayonnements indirectement ionisants et parmi ceux-ci uniquement aux rayons X et γ .

Cette quantité d'exposition est définie par l'ICRU (**International Commission on Radiation Units and measurements**) comme le quotient de la charge ΔQ par le volume d'air de masse Δm

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m}$$

L'unité : $C.Kg^{-1}$

L'ancienne unité utilisée était le Roentgen (R)

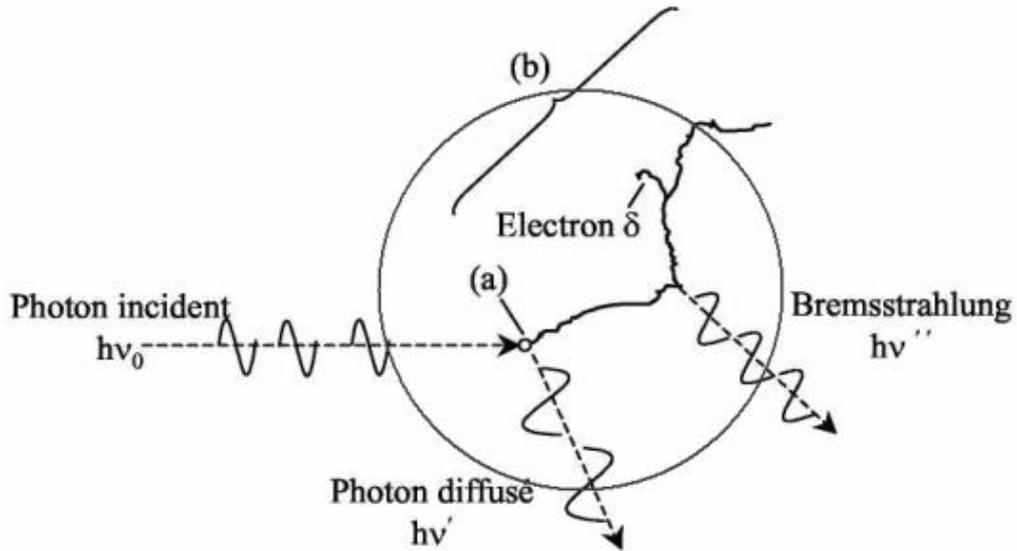
$$1R = 2.58.10^{-4} C. Kg^{-1} [20]$$

Le Kerma:

Le Kerma représente l'énergie cinétique libérée dans le milieu par le rayonnement indirectement ionisant.

Le transfert d'énergie par un flux de photons à un milieu se fait en deux étapes:

- La première est l'interaction des photons avec les atomes du milieu mettant ainsi les électrons en mouvement par les interactions de photons (effet photoélectrique, Compton, création de paire, etc...) (figure .(a))
- La deuxième étape concerne le transfert d'énergie qui se fait entre ces électrons de haute énergie et le milieu par excitations et ionisations (figure. (b)).



Elle présente la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées mises en mouvement par les rayonnements dans le volume de masse dm du milieu:

$$K = \frac{dE_{cin}}{dm}$$

Gy (Gray) ; $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J.kg}^{-1}$

Remarque : Le Kerma s'applique quelle que soit la nature du rayonnement indirectement ionisant. Lorsque le milieu absorbant est l'air, on parle de Kerma et de débit de Kerma dans l'air.

Le Kerma se divise en Kerma de collision K_{col} et Kerma radiatif K_{ra}

Kerma de collision est l'énergie transférée aux électrons secondaires qui est perdue lors des collisions.

Kerma radiatif est l'énergie transférée aux électrons qui est perdue par des processus radiatifs.

Donc, le kerma s'écrit :

$$K = K_{col} + K_{rad}$$

La fraction moyenne de l'énergie transférée aux électrons qui est perdue par des processus radiatifs est représentée par un facteur désigné sous le nom de la fraction radiative . Par conséquent, la fraction d'énergie perdue lors des collisions est $(1 - \bar{g})$.

Une relation fréquemment utilisée entre le kerma de collision et le kerma total K peut être écrite comme suit

$$K_{col} = K(1 - \bar{g})$$

Le débit de Kerma est :

$$K = \frac{\Delta K}{\Delta t}$$

Son unité est le gray par minute.

Dose absorbée :

La dose absorbée, **D**, est le quotient par \overline{dE} , où est l'énergie moyenne cédée par le rayonnement ionisant à la matière de masse dm

$$D = \frac{\overline{d\varepsilon}}{dm}$$

unité en Gy (Gray) ; 1 Gy=1 J.kg⁻¹

Pour une source de photon et sous les conditions de l'équilibre électronique, la dose absorbée, D, peut être exprimée comme suit :

$$D = \phi \cdot E \cdot \frac{\mu_{en}}{\rho}$$

Où : ϕ = fluence des particules (particules /m²), E = énergie du rayonnement ionisant (J), et (μ_{en}/ρ) = Le coefficient massique d'absorption d'énergie (m² / kg).

Débit de dose : Le débit de dose est une grandeur physique définie par :

$$D\dot{=} = D / \Delta t$$

unité en Gy/h

Soient 2 points de l'espace (1) et (2) distants respectivement de d_1 et d_2 d'une source radioactive

$$D_1\dot{=} \cdot d_2^1 = D_2\dot{=} \cdot d_2^2$$

Unité S.I: J. Kg⁻¹. s⁻¹

L'équilibre électronique:

Remarque :

Le Kerma et la dose absorbée s'expriment avec la même unité. Cependant, ce n'est que lorsque l'équilibre électronique est atteint dans le milieu que les quantités Kerma et dose absorbée sont égales.

$$D = K_{col} = K(1 - \bar{g})$$

Grandeurs en radioprotection

- **Dose équivalente H :** La dose équivalente est une grandeur estimée des risques aléatoires selon le type de rayonnement :

$$H = D \cdot W_R \quad \text{unité en Sv (Sievert)}$$

Facteurs de pondération

- photons X, γ et radioactivité β : $W_R=1$
- protons : $W_R =2$
- neutrons : $W_R =2,5$ à 20
- particules α et lourdes : $W_R = 20$

- **Dose efficace E :** La dose efficace est une grandeur estimée des risques aléatoires selon le type de tissu:

$$E = H \cdot \sum W_T \quad \text{unité en Sv (Sievert)}$$

Tissu	W_T
moëlle osseuse, côlon, poumon, estomac, seins	0,12
gonade	0,08
Vessie, foie	0,04
peau, os , cerveau	0,01

Facteurs de pondération

Mesure de la dose en médecine

- médecine nucléaire : radiothérapie interne vectorisée ; A en Bq
- radiothérapie externe: D en Gy
- radiologie: D/m² en Gy/m²
- scanographie: D.m en Gy.m
- mammographie: D en Gy
- les limitations réglementaires sont indiquées en dose efficace

Données faisceaux :

Les faisceaux utilisés sont limités dans leur dimension par un collimateur additionnel multilames. Il s'agit d'un système qui permet d'arrêter les rayons de manière à ne traiter que les zones souhaitées. Des caches personnalisés adaptés à chaque patient peuvent ensuite être ajoutés à ce collimateur pour compléter la protection des organes sains.

La forme des faisceaux d'irradiation ainsi que la position des patients sont vérifiées à l'aide de détecteurs numériques. Techniquement, le faisceau de rayons X est intercepté par un écran qui convertit les rayons en une image lumineuse. Cette image peut être visualisée en direct, sur un écran d'ordinateur, par la manipulatrice au pupitre de commande.

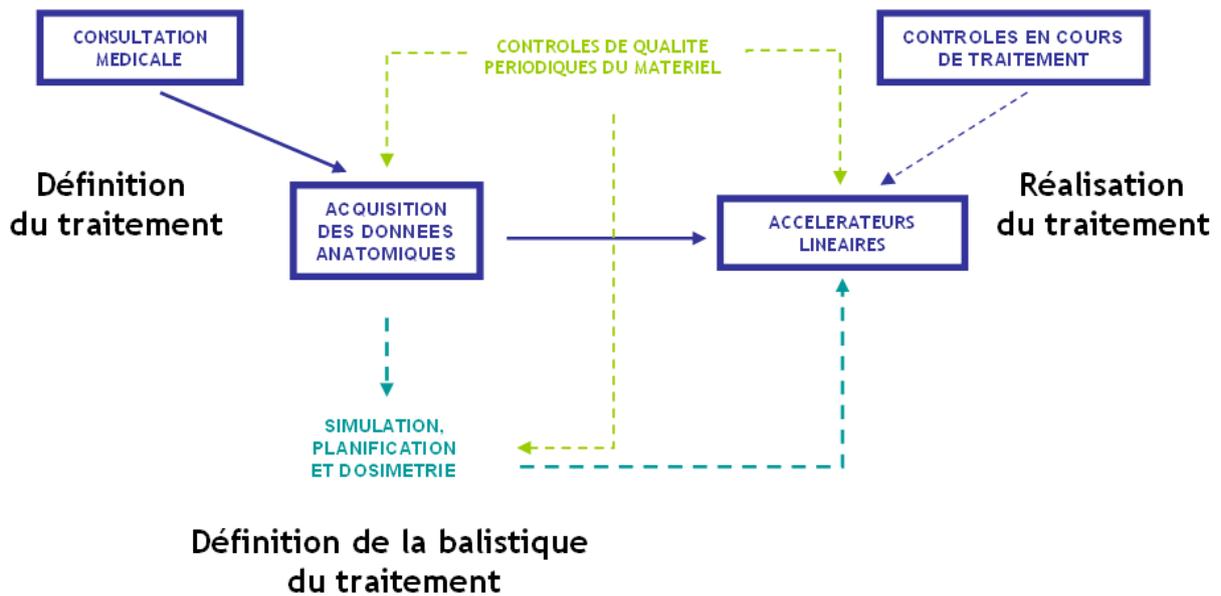
Données patient :

Lors de la première consultation, le patient est informé de toutes les modalités techniques de la radiothérapie et des effets indésirables et secondaires à surveiller.

Dans un premier temps, **les données anatomiques du patient** sont acquises grâce à un simulateur ou un scanner de simulation, auxquelles peuvent être associées des images d'IRM ou de médecine nucléaire. En parallèle, **les protocoles de radiothérapie vont être définis en fonction de la tumeur**, de sa localisation, de sa taille, de son extension et de son grade.

Ces données exploitées via des calculs informatiques, permettent au radiothérapeute de définir le volume à irradier et **de localiser les organes à risque** avoisinants qu'il faudra protéger. De même, le médecin va pouvoir **établir le plan de traitement du patient**, en l'occurrence le nombre de séances et la dose délivrée par séance.

Selon la technique qui sera utilisée, le radiophysicien a ensuite la responsabilité de **définir la balistique du traitement** : choix du nombre de faisceaux, de leurs caractéristiques (orientation, énergie, taille des champs), utilisation ou non de modificateurs de faisceaux ou de la modulation d'intensité, etc... Cette balistique est validée par le radiothérapeute.



En bleu foncé, le circuit du patient. **En vert clair et bleu clair**, les actions réalisées par le radiothérapeute, le radiophysicien et les techniciens, dont les contrôles de qualité périodiques réalisés par le radiophysicien (en vert clair) et le circuit des images dosimétriques et des caractéristiques techniques du traitement (en bleu clair).

Paramètres de traitement

La taille du champ du faisceau de rayonnement :

Les Faisceaux utilisés pour la radiothérapie ont des formes différentes:

Carrée : (produit avec des collimateurs installés dans la machine de thérapie)

Rectangulaire : (produit avec des collimateurs installés dans la machine de thérapie)

Circulaire : (produit avec des collimateurs spéciaux attachés à la machine de traitement)

Irrégulières : (produit avec la coutume blocs de blindage ou à collimateurs mutilâmes)

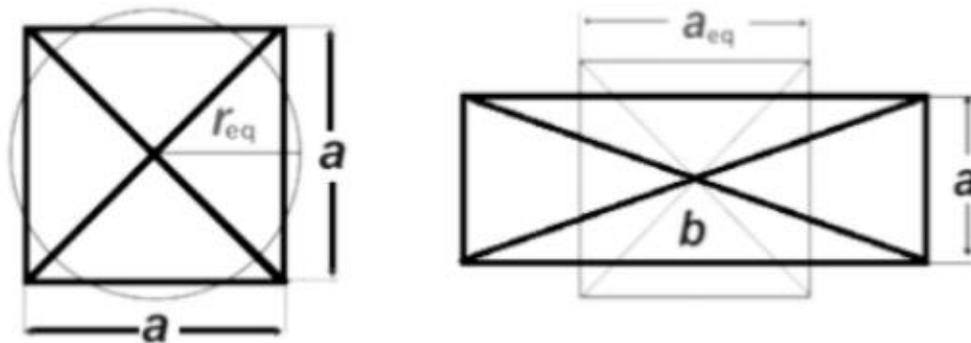
Champ équivalent: Carré équivalent pour un champ rectangulaire

- Un champ rectangulaire avec les côtés a et b sera approximativement égal à un champ carré avec le côté a_{eq} lorsque les deux champs ont le même rapport surface / périmètre

$$aeq = \frac{2ab}{a+b}$$

Un champ carré arbitraire avec le côté a sera équivalent à un champ circulaire avec un rayon r_{eq} lorsque les deux champs ont la même zone

$$req = \frac{aeq}{\sqrt{\pi}}$$



Un collimateur est un dispositif optique permettant d'obtenir un faisceau de rayons de lumière parallèles à partir d'une source de lumière. Ce mot vient du latin collimatio (« ajuster ou viser en ligne droite »)