

- d'ajuster et de corriger les performances initiales en cas de dérive.

L'objectif global de ces concepts est de s'assurer que les exigences cliniques de qualité d'un traitement par radiothérapie soient respectées : cibler un traitement optimal en maximisant la probabilité du contrôle tumoral, tout en maintenant une dose au tissu sain dans la limite des niveaux cliniquement acceptables. La mise en œuvre d'un programme d'assurance de qualité permettra de minimiser les erreurs et de réduire les éventuels accidents.

Programme d'assurance qualité en radiothérapie

Ce programme qui engage la responsabilité de la direction du groupe hospitalier repose sur :

- une gestion documentaire exhaustive,
- une étude des risques encourus par les patients,
- une analyse des situations indésirables ou des dysfonctionnements potentiels tant sur le plan organisationnel, humain que matériel,
- un contrôle régulier de tous les matériels participant à la chaîne de traitement.

Assurance qualité des équipements

- Tests d'acceptance :
 - A la livraison de l'équipement, après installation par le fournisseur
 - Vérification de la conformité du matériel par rapport aux spécifications prévues (appel d'offre, devis, bon de commande...)
- Tests de recette :
 - Après l'acceptance, avant mise en service de l'équipement
 - Acquisition des données nécessaires au bon fonctionnement du système acquis + apprentissage
- Tests de constance :
 - Après mise en service
 - Vérification du fonctionnement du système selon les critères d'acceptances et de recette tout au long de l'utilisation du dispositif médical (régulièrement ou après une intervention majeure sur l'équipement).

Assurance qualité du traitement délivré

Dans le but de vérifier que la dose délivrée correspond à la dose prescrite par le médecin oncologue. en RT externe, un dosimètre est placé dans le faisceau, en un point de référence sur la peau du patient. La dose mesurée est alors comparée à celle prévue par le TPS (au même point). En pratique, le dosimètre est inséré dans un capuchon d'équilibre électronique (build-up cap) qui le place à la position du maximum de dose (d_{max}) et dont la géométrie peut aussi permettre d'assurer une réponse homogène en fonction de l'angle d'incidence du faisceau.

Curiethérapie

Définition et intérêt de la curiethérapie:

La curiethérapie est un moyen de traitement des tumeurs malignes solides par radiations ionisantes. La mise en place de sources radioactives pendant un temps déterminé à l'intérieur même du corps humain permet de détruire les cellules malignes en épargnant au mieux les tissus sains grâce à la décroissance extrêmement rapide de la dose délivrée autour des sources.

Différents types de la curiethérapie :

A\ Selon la position du radioélément par rapport à la tumeur à traiter

1. **La curiethérapie interstitielle** : Les sources sont placées à l'intérieur du tissu à irradier selon des règles d'implantation prévisionnelles (système de Paris).
2. **La plésiocuriethérapie ou curiethérapie de contact** : Ce type de curiethérapie se divise en curiethérapie endocavitaire et en curiethérapie endoluminale. Les sources, introduites dans une cavité naturelle, sont placées au contact du tissu à irradier.

B\ **Selon le débit de dose** : Le débit de dose est défini par le rapport entre la dose délivrée et la durée pendant laquelle les sources radioactives sont à l'intérieur du malade. Trois types de curiethérapie sont ainsi déterminés en fonction du débit de dose:

1. La curiethérapie de haut débit : plus de 12 Gy/heure.
2. La curiethérapie de moyen débit : 2 à 12 Gy/heure.
3. La curiethérapie de faible débit : 0,33 à 0,5 Gy/heure.

Sources utilisées :

Des émetteurs γ , Le radium, Cobalt (60), Le césium 137, L'iridium 192, L'iode 125, Paladium 103

Mode d'irradiation

Irradiation continue : Les traitements en curiethérapie à bas débit de dose sont réalisés par une irradiation continue en utilisant des sources d'activité linéique constante, le césium 137 et les fils d'iridium 192. Ces sources radioactives restent en place délivrant le débit de façon continue durant la durée du traitement.

Irradiation fractionnée

Le développement technologique des projecteurs de source d'iridium 192 d'activité élevée ont permis la réalisation d'irradiations fractionnées pour le traitement à haut débit de dose, et des irradiations extrêmement fractionnées pour le traitement à débit de dose pulsé. Ces projecteurs utilisent une source d'iridium de dimensions très petites.

.Calcul de dose :

Source ponctuelle :

Le débit de dose délivré par une source ponctuelle émetteur X et γ en un point P d'un milieu m situé à la distance r de la source est égal à:

$$\dot{D}_m(r) = K_N \left[\frac{\overline{\mu_{en}}}{\rho} \right]_{air}^m \varphi(r) \frac{1}{r^2}$$

où K_N est le débit de kerma normal, $\left[\frac{\mu_{en}}{\rho}\right]_{air}^m$ est le rapport des coefficients massiques moyens d'absorption en énergie dans le milieu m et dans l'air. $\left[\frac{\mu_{en}}{\rho}\right]_{air}^m = 1,11$ pour toutes les sources utilisées en curiethérapie.

$\varphi(r)$ représente la transmission du rayonnement par le milieu m à une distance r de la source. $\varphi(r)$ est le rapport entre le débit de dose absorbée $D_m(\text{milieu})$ dans le milieu m dans les conditions réelles d'atténuation et de diffusion, $D_m(\text{air})$ et le débit de dose absorbée dans une petite masse du milieu m assurant l'équilibre électronique et placée dans l'air dans les conditions minimales d'atténuation et de diffusion

$$\varphi(r) = \frac{\dot{D}_m(\text{milieu})}{\dot{D}_m(\text{air})}$$

Source réelle en curiethérapie à bas débit de dose

Les sources utilisées en curiethérapie à bas débit de dose se présentent habituellement sous la forme de grains, de tubes, d'aiguilles ou de fils. Le calcul de débit de kerma normal dans l'équation qui donne la dose délivrée par une source ponctuelle est adapté pour qu'il tienne compte d'une source en forme de ligne d'un diamètre négligeable en première approximation.

En décomposant la source de longueur l en éléments de longueur dl , assimilée à une source ponctuelle, le débit de kerma en un point P à distance r d'une source peut être calculé en faisant la somme des kermas délivrés par chacun des éléments de longueur dl , dont le débit de kerma normal serait $k_N dl$ où $k_N = K_N/l$ est le débit de kerma normal par unité de longueur, appelé k_N , appelé le débit de kerma normal linéique et exprimé en $\mu\text{Gy} \cdot \text{cm}^{-1}$ par cm de longueur de source ($\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{h}^{-1} \text{h}^{-1} \text{cm}^{-1}$).

Pour un point P situé à une distance r de l'élément de longueur dl , le débit de kerma élémentaire dans l'air est

$$dK = k_N dl / r^2$$

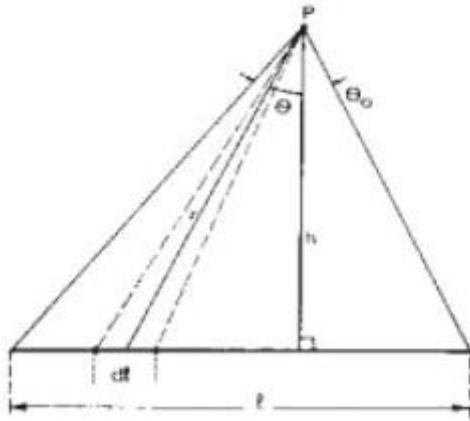
, et pour une source de longueur l :

$$K = k_N \cdot \int_l \frac{dl}{r^2}$$

Le calcul de l'intégrale

$$\int_l \frac{dl}{r^2}$$

dépend de la forme et de la dimension de la ligne l et de la position du point P .



Systèmes de dosimétrie : La curiethérapie interstitielle conduit à une répartition de dose très hétérogène, quel que soit le système d'implantation.

1. **Système de Manchester :** Le système de Manchester a défini une distribution des sources pour qu'une large fraction de l'activité totale demandée pour le traitement soit distribuée en périphérie du volume tumoral, et la fraction restant soit distribuée à l'intérieur.
2. **Système de Quimby :** utilise par exemple une activité de source de radium distribuée de façon uniforme sur la surface ou dans le volume traité
3. **Système de Paris :** Le système de Paris bien adapté à l'utilisation des fils d'iridium 192 repose sur les principes suivants:
 - a. Les lignes radioactives doivent être rectilignes, parallèles, et disposées de manière ce que leurs centres soient dans un même plan perpendiculaire à la direction des lignes. Ce plan est appelé plan central
 - b. Le débit de kerma linéique normal doit être uniforme le long de chaque ligne et identique pour toutes les lignes ;
 - c. Les lignes radioactives doivent être équidistantes.

Source utilisée en curiethérapie à haut débit et à débit pulsé

Le calcul de la distribution de dose autour des sources utilisées en curiethérapie à haut débit ou à débit pulsé (Iridium 192) suit les recommandations de l'AAPM (American Association of Physicists in Medicine)

Le débit de dose absorbé en un point de l'espace défini par un système de coordonnées polaires (Figure I-2), où l'origine de ce système est le centre de la source, est donné par

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \Lambda [G(r, \theta) / G(r_0, \theta_0)] g(r) F(r, \theta)$$

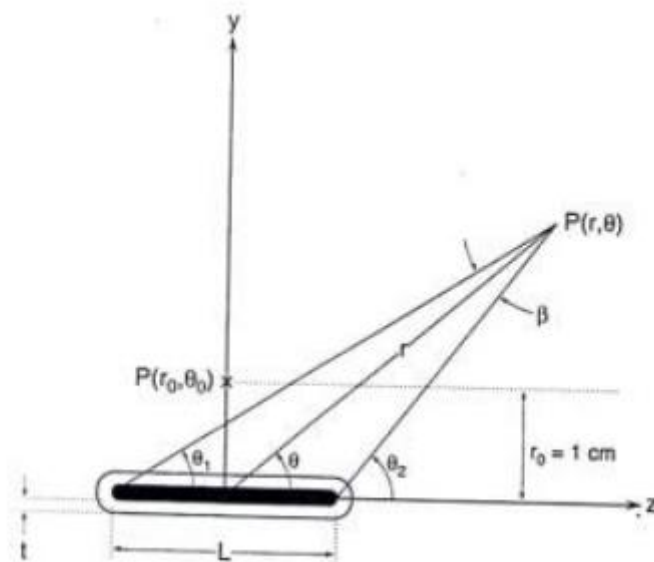
où le point de référence $P(r_0, \theta_0)$ a été choisi sur l'axe transverse de la source passant par son milieu à une distance de 1 cm ($r_0 = 1\text{cm}, \theta_0 = \pi/2$).

S_k est l'activité de la source en terme de kerma dans l'air, et est calculée à partir du débit de kerma dans l'air $\dot{K}(d)$ mesuré à une distance de calibration (d) sur l'axe transverse de la source par la relation : $S_k = \dot{K}(d)d^2$. La distance de référence pour la calibration est 1 m. Cette distance est suffisamment grande pour considérer la source comme étant ponctuelle.

S_k est exprimée en $\mu\text{Gy m}^2 \text{h}^{-1}$.

Λ : Constante de débit de dose, elle est donnée par la relation $\Lambda = \dot{D}(r_0, \theta_0) / S_k$, où $\dot{D}(r_0, \theta_0)$ est le débit de dose au point de référence dans l'eau. Cette constante tient compte de l'effet de

la géométrie de source, de la distribution spatiale de la radioactivité à l'intérieur de la source, de l'atténuation du rayonnement par la gaine enveloppant la source et par la source elle-même, et de la diffusion dans l'eau.



$G(r, \theta)$: Facteur géométrique tient compte de la distribution spatiale de l'activité dans la source en négligeant l'atténuation et la diffusion du rayonnement dans la source et sa gaine et dans le milieu environnant de celle-ci.

Quand la source est assimilée à une source de forme ponctuelle ou par une ligne, le facteur géométrique est égal à :

$$G(r, \theta) = \begin{cases} r^{-2} & \text{Pour une source ponctuelle} \\ \frac{\beta}{Lr \sin \theta} & \text{Pour une source linéique} \end{cases}$$

où L est la longueur active de la source, et β est l'angle sous lequel est vu du point $P(r, \theta)$ la longueur active L de la source.

$g(r)$: Fonction radiale tient compte de l'atténuation et de la diffusion des rayonnements dans le milieu sur l'axe transverse ($\theta_0 = \pi/2$) de la source. Cette fonction peut aussi être influencée par la filtration des photons par la gaine de la source et par la source elle-même.

La fonction radiale est définie par : $g(r) = \dot{D}(r, \theta_0) \times G(r, \theta_0) / \dot{D}(r_0, \theta_0) \times G(r, \theta_0)$

$F(r, \theta)$: Fonction d'anisotropie donne la variation angulaire de débit de dose autour de la source à chaque distance due à l'auto-filtration et à la filtration oblique des photons primaires à travers la gaine de la source, et à la diffusion des photons dans le milieu.

Cette fonction est définie par : $F(r, \theta) = \dot{D}(r, \theta)G(r, \theta) / \dot{D}(r, \theta_0)G(r, \theta)$.


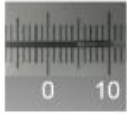

Pour les sources d' ^{192}Ir utilisées en curiethérapie à haut débit de dose ou à débit de dose pulsé, la constante de débit de kerma Λ est issue des données de Williamson (Williamson, 1991) qui a comparé des données mesurées dans l'eau solide aux données obtenues par la

méthode de simulation Monte Carlo. La fonction radiale $g(r)$ a été mesurée par Nath R. (Nath, 1997). Les valeurs de la fonction d'anisotropie $F(r, \theta)$ ont été mesurées par Nath et al (Nath, 1993). Toutes ces données ont été regroupées dans des tableaux et elles sont maintenant utilisées par les systèmes de calcul de dose.

ÉTALONNAGE DE SOURCES DE CURIETHÉRAPIE

Le LNHB s'intéresse à la mise en place de références dosimétriques relatives à différents types de sources de curiethérapie (utilisées dans des gammes différentes de débit de dose comme montré sur le tableau ci-dessous) :

- ^{192}Ir , source actuellement la plus largement employée ;
- ^{60}Co , alternative au ^{192}Ir pour les traitements dits de haut débit de dose (moindre coût pour des résultats thérapeutiques similaires) ;
- ^{125}I , source d'utilisation croissante pour le traitement des cancers de la prostate.

	Isotope utilisé	Activité / débit de dose	Positionnement source	Durée du traitement
Haut débit de dose (HDR)	^{192}Ir (T = 74 d)	4 à 10 Ci (148 à 370 GBq) 12 à 42 Gy/h au volume cible		Quelques minutes (ambulatoire)
	^{60}Co (T = 5,27 a)	1 à 2,2 Ci (37 à 81 GBq) 12 à 42 Gy/h au volume cible		
Débit de dose pulsé (PDR)	^{192}Ir (T = 74 d)	~ 0,5 Ci (~ 18,5 GBq) 2 à 12 Gy/h au volume cible		Source en position de traitement, quelques minutes toutes les heures et ce 24h/24
Bas débit de dose (LDR)	^{125}I (T = 59 d)	Prostate : ~ 1 mCi (~ 37 MBq) Œil : ~ 25 mCi (~ 925 MBq) 0,4 à 2 Gy/h au volume cible		Implants prostatiques permanents (50 à 100 grains) Implants ophtalmiques temporaires (8 à 24 grains/disque oculaire)

