



Disponible en ligne sur
SciVerse ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
EM|consulte
www.em-consulte.com



Mise au point

Calcul de la distribution de dose en curiethérapie

Brachytherapy dose calculation

M. Ferré^a, H. Mailleux^a, N. Pierrat^b, C. Dejean^{c,*}

^a Service de physique médicale, institut Paoli-Calmettes, BP 156, 232, boulevard de Sainte-Marguerite, 13273 Marseille cedex 09, France

^b Unité de physique médicale, institut Curie, 26, rue d'Ulm, 75248 Paris cedex 05, France

^c Unité de physique médicale, centre Antoine-Lacassagne, 33, avenue de Valombrose, 06189 Nice cedex 2, France

INFO ARTICLE

Historique de l'article :

Reçu le 13 janvier 2013

Accepté le 15 janvier 2013

Mots clés :

Curiothérapie

Formalisme TG-43

Calcul de dose

Optimisation

RÉSUMÉ

Le calcul de la distribution de dose en curiethérapie a évolué en passant de l'utilisation simple d'abaques à celle du formalisme TG-43. Il dépend des caractéristiques physiques et géométriques de chaque source, de la position de la source par rapport au point de calcul et de la composition du milieu. Le principe et les limitations de celui-ci sont présentés ainsi que les différents systèmes dosimétriques associés aux règles d'implantation et à la définition de la dose prescrite. Les nouvelles générations d'algorithmes et leurs apports sont discutés.

© 2013 Société française de radiothérapie oncologique (SFRO). Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

ABSTRACT

Brachytherapy dose distribution calculation has evolved from the simple use of charts to the TG-43 formalism. It depends on the physical and geometrical characteristics of each source, the position of the source relatively to the calculation point and on the medium composition. Its principles and limitations are presented as well as the different dosimetric systems associated with implementing rules and the definition of the prescribed dose. The new generation of algorithms and their contributions are discussed.

© 2013 Société française de radiothérapie oncologique (SFRO). Published by Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

1. Introduction

Les développements qu'a connus la curiethérapie au cours des dernières décennies ont influencé l'approche du calcul de dose et des systèmes dosimétriques. Ainsi, le principe de superposition a-t-il été appliqué depuis toujours en curiethérapie. Il consiste à calculer la dose dans un milieu infini homogène constitué d'eau et en considérant que la distribution de dose n'est pas affectée par la présence des autres sources. La dose en un point est alors obtenue en additionnant la contribution de toutes les sources. L'augmentation de la précision du calcul de dose conjuguée à l'utilisation de l'imagerie tridimensionnelle a mis en évidence certaines limites de ce principe de superposition (modification des conditions de diffusion à proximité de la peau, prise en compte

des hétérogénéités...) appelant à de nouvelles voies d'amélioration [1]. En ce qui concerne les systèmes dosimétriques, l'utilisation de l'imagerie tridimensionnelle a permis de faire le lien entre la géométrie de l'implant et la dose aux volumes cibles et aux organes à risque. Par ailleurs, l'évolution des projecteurs de source a ouvert la voie aux algorithmes d'optimisation. Nous présentons ici un état des lieux concis sur l'évolution des méthodes de calcul de dose et des systèmes dosimétriques utilisés en curiethérapie.

2. Calcul de dose en curiethérapie

2.1. Méthodes pré-TG-43

Avant la parution du rapport 51 de l'American Association of Physicists in Medicine (AAPM), deux types de méthodes de calcul étaient utilisés par les systèmes de planification des traitements (TPS) : celles basées sur le calcul de dose pour une source ponctuelle et celles dites de l'intégrale de Sievert [2–4]. Le principal problème

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : Catherine.dejean@nice.unicancer.fr (C. Dejean).

de ces méthodes réside dans leur tentative de calculer la distribution de dose dans l'eau à partir de la distribution de fluence en énergie dans l'air, ce qui ne peut être fait simplement que dans le cas d'une source ponctuelle.

2.2. Méthode du TG-43

Le formalisme du TG-43 a été publié en 1995 et mis à jour en 2004 (TG-43U1) [2,5,6]. Cette méthode n'est pas basée sur un modèle de calcul et s'applique à des sources possédant une symétrie de révolution. Elle permet de calculer la distribution de dose bidimensionnelle (dans un plan passant par l'axe longitudinal de la source) dans un milieu infini homogène constitué d'eau. La description du formalisme est réalisée dans un système de coordonnées polaires dont l'origine est située au centre de la source. Le calcul procède en deux étapes. Dans un premier temps, le débit de dose dans l'eau au point de référence (r_0, θ_0) est calculé à partir de S_K (quantité numériquement égale au débit de kerma de référence). Pour plus de détails, nous renvoyons le lecteur à la référence [5] en utilisant la constante Λ :

$$\dot{D}_{eau}(r_0, \theta_0) = S_K \cdot \Lambda \quad (1)$$

La distribution de dose en un point quelconque est ensuite obtenue en multipliant cette quantité par le rapport $f(r, \theta)$ des doses dans l'eau aux points (r, θ) et (r_0, θ_0) . Le formalisme pourrait donc se réduire à l'expression :

$$\dot{D}_{eau}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot f(r, \theta) \quad (2)$$

Où la fonction $f(r, \theta)$ devrait être déterminée pour chaque modèle de source. Cependant, afin de faciliter les mises à jour de ces données dosimétriques, deux fonctions différentes sont utilisées à la place de $f(r, \theta)$: la fonction radiale de dose $g_L(r)$ et la fonction d'anisotropie $F(r, \theta)$. De plus, afin d'améliorer la précision de l'interpolation des valeurs à partir des tables de données, une correction de l'effet de la loi de l'inverse carré des distance est incluse dans ces deux fonctions à l'aide de la fonction géométrique $G_L(r, \theta)$;

$$g_L(r) = \frac{\dot{D}_{eau}(r, \theta_0)}{\dot{D}_{eau}(r_0, \theta_0)} \cdot \frac{G_L(r_0, \theta_0)}{G_L(r, \theta_0)} \quad (3)$$

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}_{eau}(r, \theta)}{\dot{D}_{eau}(r, \theta_0)} \cdot \frac{G_L(r, \theta_0)}{G_L(r, \theta)} \quad (4)$$

Ces corrections doivent être compensées dans l'expression complète du débit de dose. L'Eq. (2) prend donc finalement la forme :

$$\dot{D}_{eau}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot g_L(r) \cdot F(r, \theta) \cdot \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \quad (5)$$

Une version 1D du formalisme est également décrite dans le rapport 84 de l'AAPM [5]. Celle-ci se révèle utile lorsque l'orientation des sources ne peut pas être déterminée avec précision (cas des implants de prostate).

La méthode du TG-43U1 requiert la détermination préalable de paramètres dosimétriques ($g(r)$, $F(r, \theta)$ et Λ) pour chaque modèle de source utilisée. Aussi, les tables de données dosimétriques doivent-elles régulièrement être mises à jour pour s'adapter aux nouveaux modèles de sources mis sur le marché. Ces mises à jour ont été publiées dans les rapports 84 et 84S pour les sources émettrices de photons de basse énergie (^{125}I et ^{103}Pd) et dans le rapport 229 pour celles de hautes énergies (^{192}Ir , ^{60}Co , ^{198}Au et ^{137}Cs) [5–7]. Ces différents rapports traitent également en détail des questions méthodologiques relatives à l'établissement de ces données dosimétriques ; choix d'un ensemble de données consensuel unique par modèle de source, recommandations pour la détermination

théorique et expérimentale des données dosimétriques et méthodologie pour l'interpolation (et l'extrapolation) des valeurs à partir des tables de données.

2.3. Limites du TG-43, perspectives d'avenir

La principale limitation du formalisme du TG-43 est directement liée à l'application du principe de superposition. Il en résulte la non-prise en compte de plusieurs phénomènes ; différence entre l'eau et le milieu réel, blindages métalliques des applicateurs, atténuation entre sources (notamment entre grains d'iode) et modification de la contribution du rayonnement diffusé à proximité du contour externe du patient.

Afin d'améliorer le calcul de dose en curiethérapie, différents axes de développement sont envisagés :

- l'utilisation de modèles analytiques de séparation de rayonnement primaire/diffusé, notamment des algorithmes de convolution-superposition, ou *collapse cone* [8,9]. Compte tenu de la faible énergie des photons utilisés en curiethérapie, la contribution du diffusé devient vite plus importante que la contribution du primaire (à partir de 6 cm pour l'iridium-192). S'il est rapide de calculer la contribution du primaire, le calcul de la dose diffusé nécessitera de bien connaître la géométrie du volume, notamment en termes de densité ;
- l'utilisation d'une méthode déterministe pour résoudre l'équation de transport de Boltzmann [10,11] ;
- l'utilisation de méthodes stochastiques en calculant la dose à l'aide d'un code de calcul Monte Carlo, que ce soit un Code généraliste comme Monte Carlo N-Particle (MCNP) ou GEometry ANd Tracking (GEANT4), un code plus spécifique au domaine médical comme par exemple EGSnrc, ou alors des codes spécifiques à la curiethérapie tels que Monte Carlo for Prostate Implant (MCPI) [12] et Brachydose [13].

Certaines de ces approches sont déjà commercialisées par les constructeurs, comme par exemple Acuros® chez Varian [14].

3. Systèmes dosimétriques et d'optimisation

3.1. Systèmes dosimétriques

L'expression « système dosimétrique » regroupe différentes notions : les règles d'implantation des sources radioactives, le calcul de la dose délivrée au patient ainsi que les recommandations pour la définition de la dose de prescription. Ces systèmes sont généralement basés sur la géométrie de l'implant plutôt que sur l'anatomie du patient. Ils peuvent être regroupés en deux catégories : la curiethérapie endocavitaire et les applications interstitielles.

3.1.1. Curithérapie endocavitaire

Ces systèmes ont initialement été développés pour une utilisation avec le radium 226 [15]. Les prescriptions étaient données en termes de milligrammes de radium-226 multipliés par le nombre d'heures d'irradiation (mg.h). Ce mode de prescription posait un problème quand la curiethérapie complétait une radiothérapie externe. Pour cette raison, le système de Manchester a été développé qui permet de spécifier la prescription en termes de dose délivrée à des points nommés « A ». Dans une des révisions du système de Manchester, ces points se trouvent à 2 cm latéralement par rapport au canal central de l'utérus et 2 cm au-dessus de l'extrémité basse de la source utérine [16].

Les informations à rapporter pour les traitements gynécologiques sont précisées dans le rapport de l'International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) 38 [2]. Ces données

Download English Version:

<https://daneshyari.com/en/article/2118090>

Download Persian Version:

<https://daneshyari.com/article/2118090>

[Daneshyari.com](https://daneshyari.com)