

Nouvelle référence métrologique en radiothérapie peropératoire

Abdullah ABUDRA'A, Jean GOURIOU, Christel STIEN, Marc DENOZIERE, Johann PLAGNARD, Bruno CHAUVENET, Isabelle AUBINEAU-LANIÈCE (LNHB/LMD)

Partenaires : Hôpital Saint-Louis (Paris)

Enjeux : Disposer de données dosimétriques indépendantes des constructeurs pour la radiothérapie per opératoire à l'aide de mini-générateurs de rayons X, tel que recommandé par la haute autorité de santé (HAS, 2016).

Contexte et objectifs

La curiethérapie électronique est une technique de traitement du cancer utilisant des rayons X de faible énergie (≤ 50 keV) générés par des tubes à rayons X miniaturisés et positionnés au contact des tissus à irradier. La miniaturisation des générateurs à rayons X a conduit au développement de nouveaux systèmes de traitement, dont le plus répandu dans le monde et le seul utilisé en France est le système INTRABEAM® commercialisé par la société Zeiss. Au-delà du bénéfice médical, les avantages potentiels de la curiethérapie électronique sont une diminution drastique de l'inconfort du patient combinée à un moindre coût de traitement.

Ainsi, dans le cadre du cancer du sein, une dose de l'ordre de 20 Gy est délivrée au lit tumoral, directement au bloc opératoire après l'exérèse chirurgicale de la tumeur, en une seule et unique séance de quelques dizaines de minutes. Ce « boost » de dose est réalisé en coiffant l'aiguille de la source INTRABEAM d'un applicateur sphérique dont le diamètre est adapté au volume de la cavité tumorale (figure 1).

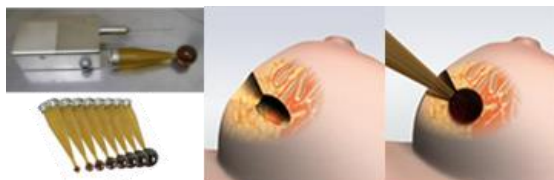


Figure 1 : Boost de dose délivrée au lit tumoral, directement après l'exérèse chirurgicale du volume tumoral, à l'aide de la source INTRABEAM associée à un applicateur sein adapté.

En France, le premier traitement de cancer du sein par radiothérapie peropératoire (RTPO) a eu lieu à Nantes fin 2011. Aujourd'hui une douzaine de centres hospitaliers français propose des traitements par RTPO au moyen de la technique INTRABEAM. Très rapidement, plusieurs physiciens médicaux ont exprimé au laboratoire français de métrologie de la dose (LNHB) leur besoin de raccordement dosimétrique à une référence indépendante du constructeur. Ce besoin a été réaffirmé par la Haute Autorité de Santé (HAS) dans un rapport sur l'évaluation de la RTPO dans le cancer du sein paru en avril 2016. Le présent travail vise à renforcer la sécurité d'emploi d'appareils de RTPO par rayons X de basse énergie (< 50 keV) par le développement et le transfert d'une référence dosimétrique indépendante du constructeur.

Résultats

La méthodologie développée pour une configuration spécifique de la source INTRABEAM® est transposable à tout autre système de RTPO par rayons X. Cette méthodologie, qui ne requiert pas l'acquisition du système de RTPO étudié, permet en six étapes d'assurer la traçabilité métrologique d'une source en termes de dose absorbée dans l'eau à 1 cm de profondeur dans l'eau (conditions de référence HAS en 2016).

Les deux premières étapes consistent à caractériser et à reproduire au LNHB, à l'aide d'un générateur de rayons X conventionnel et de filtres appropriés, le spectre photonique émis par la source considérée, à savoir ici le système INTRABEAM® associé à un applicateur sein de 4 cm de diamètre.

Durant la troisième étape, le faisceau photonique reproduit est caractérisé en termes de débit de kerma dans l'air à l'aide d'une chambre primaire d'ionisation à paroi d'air, développée précédemment au LNHB et dédiée aux rayons X de basse énergie (figure 2).

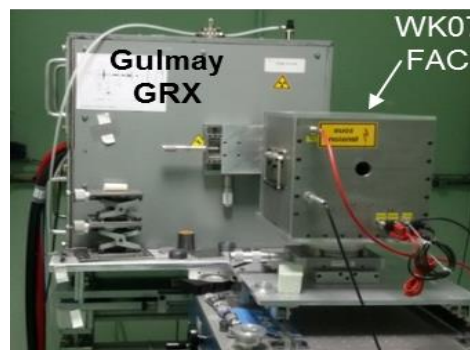


Figure 2 : Caractérisation du faisceau photonique reproduit en termes de débit de kerma dans l'air à l'aide d'une chambre primaire d'ionisation à paroi d'air dédiée aux basses énergies.

L'utilisation de cette chambre a nécessité de déterminer les facteurs de correction appropriés pour corriger de la présence de la chambre au lieu de l'air dans le faisceau de référence. Cette détermination a été réalisée par deux méthodes conduisant à des résultats compatibles : l'une conventionnelle repose sur la mesure et le calcul de facteurs séparés, l'autre est basée sur le calcul d'un facteur unique de correction par méthode Monte Carlo.

Le faisceau reproduit, une fois caractérisé en débit de kerma dans l'air, est utilisé lors de la quatrième étape pour étalonner une chambre d'ionisation à cavité de type PTW 23342.

A son tour, cette chambre à cavité est employée comme instrument de transfert, durant la cinquième étape, pour étalonner le système INTRABEAM® d'un service médical, en l'occurrence pour cette étude celui de l'hôpital Saint-Louis à Paris (figure 3).

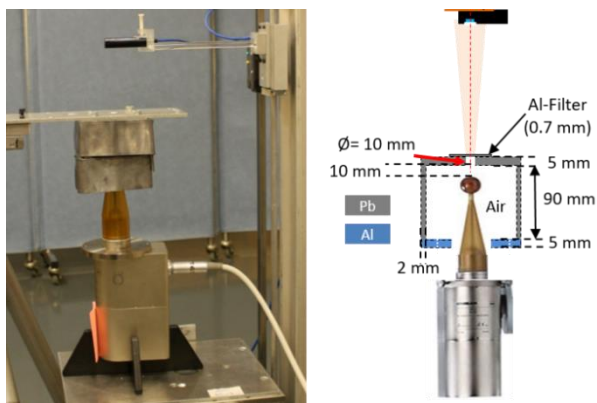


Figure 3 : Etalonnage de la source INTRABEAM® de Saint-Louis à l'aide de la chambre à cavité PTW23342, elle-même précédemment étalonnée dans le faisceau reproduit au LNHB et caractérisé en débit de kerma dans l'air.

Au cours de la sixième et dernière étape, un modèle Monte Carlo précis de la configuration source considérée a été développé pour calculer le facteur de conversion permettant de passer du kerma dans l'air à la dose absorbée dans l'eau à 1 cm de distance de la surface de l'applicateur sphérique le long de l'axe de l'INTRABEAM® (figure 4).

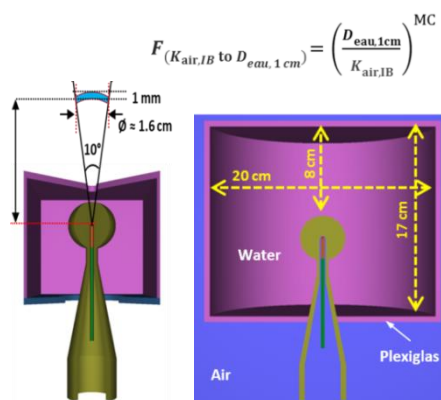


Figure 4 : Calcul MC du facteur de conversion permettant de passer du kerma dans l'air à la dose absorbée dans l'eau (configuration respectivement à gauche et à droite).

Les données dosimétriques fournies par la société Zeiss, concernant l'INTRABEAM® en utilisation à l'hôpital St-Louis à Paris, ont été confrontées à celles obtenues au cours de la présente étude pour le même système. Des différences de respectivement 33 % et 16 % ont été mises en évidence entre les déterminations de dose réalisées par Zeiss, suivant leurs deux méthodes (TARGIT et non-TARGIT), et celles obtenues par la méthode LNHB. Une étude indépendante menée par des homologues européens (PTB, CMI) pour une configuration INTRABEAM® d'aiguille nue a conduit à des observations similaires (table 1).

A 1 cm de la surface de l'applicateur sein	
$\dot{D}_{eau, 1cm.LNHB} / \dot{D}_{eau, 1cm.Zeiss}$	
1 ^{ère} méthode Zeiss	2 ^{ème} méthode Zeiss
1,33	1,16
A 1 cm de de la surface de l'aiguille nue	
$\dot{D}_{eau, 1cm.PTB/CMI} / \dot{D}_{eau, 1cm.Zeiss}$	
1 ^{ère} méthode Zeiss	2 ^{ème} méthode Zeiss
1,62	1,22

Table 1 : Comparaison des doses déterminées par le LNHB et Zeiss pour la source INTRABEAM® associée à un applicateur sein et entre celles déterminées par le PTB / CMI et Zeiss pour la même source mais sans applicateur.

Perspectives

Une fois la méthode LNHB validée par comparaison avec d'autres laboratoires de métrologie européens sur une configuration identique de l'INTRABEAM®, celle-ci pourra être transposée aux divers dispositifs de radiothérapie peropératoire afin d'en assurer la traçabilité métrologique aux services médicaux.