

Dosimétrie in vivo pour la vérification de dose cutanée en tomothérapie hélicoïdale : étude préliminaire

Olivier Ribot, Mathieu Gautier, Serge Marcier, Catherine Dejean.
Département de Radiothérapie, Centre Antoine Lacassagne, Nice.

Introduction :

La tomothérapie hélicoïdale est une modalité de radiothérapie avec modulation d'intensité (IMRT) constituée d'un accélérateur linéaire de 6 MV délivrant un faisceau étroit (« fan beam ») et montée sur un anneau de tomodensitomètre permettant une rotation continue durant le traitement. Parallèlement à la rotation du faisceau, la table de traitement est translaturée à travers l'anneau ce qui permet de délivrer la dose en mode hélicoïdal. La modulation d'intensité du faisceau est obtenue grâce à un collimateur binaire de 64 lames qui, associé avec le mouvement de la table, permet d'obtenir des plans de traitement avec une très bonne couverture du volume cible tout en épargnant les tissus sains et les organes à risques environnants.

L'appareil de tomothérapie permet également d'acquérir des images tomodensitométriques de haute énergie (MVCT). Cette imagerie MVCT permet un traitement guidé par l'imagerie en repositionnant le patient, avant chaque séance, grâce au recalage avec le scanner de référence utilisé pour la planification du traitement.

Grace à l'association de la modulation d'intensité et du guidage par l'imagerie la tomothérapie est une technique d'irradiations utilisée pour le traitement des cancers ORL dont les volumes cibles sont souvent complexes et localisés près de plusieurs organes sensibles (parotides, moelle, tronc cérébral).

Objectif :

Notre étude préliminaire s'intéresse aux mesures de dose à la peau sur les patients traités sur l'appareil de tomothérapie Hi-Art du centre Antoine Lacassagne. Dans le cadre du contrôle qualité du traitement, il est important de connaître avec précision la dose en surface. En effet, plusieurs études montrent une augmentation des réactions cutanées pour les traitements d'IMRT par rapport aux traitements conventionnels. Cette augmentation de la dose à la peau est due à la multiplication des faisceaux obliques présent sur les techniques d'IMRT et particulièrement lorsque le volume cible est proche de la surface comme c'est souvent le cas pour les localisations ORL.[1, 2]

Pour réaliser nos mesures in vivo de la dose cutanée, nous allons dans un premier temps étudier les différents dosimètres in vivo disponibles dans notre centre et vérifier si leurs utilisations est possible en tomothérapie. Nous réaliserons ensuite une série de mesure in vivo sur un fantôme anthropomorphique RANDO et enfin sur une série de patients pour étudier les réponses des dosimètres en fonction des plans de traitement.

Matériels et Méthodes :

Les détecteurs que nous étudions en priorité sont les MOSFET (Metal oxide semiconductor field effect transistor). Ces détecteurs sont déjà utilisés en dosimétrie in vivo pour des traitements conventionnels en raison de leur simplicité d'utilisation, de leur lecture directe du résultat et de leur faible taille. Pour déterminer si leur utilisation est possible lors de traitement en tomothérapie, nous étudions la dépendance des résultats de mesures en fonction de paramètres importants comme la taille de champ et l'angulation du faisceau.

Nous étudierons aussi deux autres types de détecteur, les films Gafchromic EBT3 qui permettent d'avoir une image 2D de la dose en surface et les dosimètres thermoluminescents qui fourniront des doses de référence pour comparer à celles données par les MOSFET.

Pour avoir la meilleure réponse possible de dose correspondant à la peau nous étudierons le comportement des trois détecteurs dans la zone de build-up. La dose à la peau est définie par l'ICRU comme la dose à une profondeur de référence de 0,07 mm. En réalité, il est difficile d'obtenir une mesure à cette profondeur de référence car chaque détecteur possède un point de mesures effectif qui correspond à la profondeur équivalente d'eau (WET : Water Equivalent Thickness) entre la surface d'entrée et le milieu de la zone active du détecteur. Sur les premiers millimètres de matière où la variation de dose est très rapide cette différence de WET entre les dosimètres peut entraîner des écarts de mesure importants. On déterminera donc le point de mesure effectif de chaque dosimètre expérimentalement ou grâce aux spécifications des constructeurs. [3,4]

Résultats et discussion :

Nos premiers résultats et les recherches bibliographiques menées nous permettent de dire que la dosimétrie in vivo sur l'appareil de tomothérapie est réalisable avec les trois types de détecteurs envisagés avec plus ou moins de facilité.

Notre étude porte principalement sur les MOSFET qui sont les plus simples d'utilisation. Nos mesures montrent que ces capteurs sont bien adaptés aux mesures de dose dans le champ car la sensibilité varie très peu avec la taille de champs. L'étude de la dépendance angulaire, montre que les variations de réponse en fonction de l'angle du faisceau sont au maximum de -4,5% ce qui est supérieur au $\pm 2\%$ indiqué par le constructeur. Cette dépendance non négligeable peut être un problème car elle introduit une incertitude importante sur la mesure. La solution pour réduire cette dépendance est de diminuer la taille des MOSFET en utilisant des modèles plus récents appelé micro-MOSFET [5].

Le principal inconvénient de ce type de détecteur est qu'il n'est pas composé de matériaux équivalant eau et qu'il présente donc une WET importante de l'ordre de 1 mm que nous avons déterminée grâce au rendement en profondeur mesuré expérimentalement dans la zone de build-up.

Les matériaux constituant les films radiochromique et les dosimètres thermoluminescent ont une densité plus proche de l'eau et des WET plus réduits. Le film EBT3 est celui qui à la point de mesure effectif le plus faible et donc la dose la plus proche de la dose à la peau réelle. Nos mesures de dose en surface confirment les résultats obtenus car la dose mesurée croît lorsque le WET augmente. Les autres caractéristiques des dosimètres thermoluminescents et des films sont bien connues car ils sont utilisés couramment en tomothérapie, notamment pour les contrôles qualités des plans de traitement.

Les trois types de dosimètres présentent des intérêts et des inconvénients, ils seront tous les trois utilisés pour l'application sur le fantôme RANDO avec les différents plans de traitement visant à étudier la protection de la peau.

La mesure des facteurs correctifs concernant les différents dosimètres, nous permet de mettre en place les mesures sur fantôme avec différents facteurs d'optimisation.

Nous réaliserons des mesures *in vivo* sur un fantôme RANDO dans les conditions de traitements d'un cancer ORL. Pour étudier l'optimisation de la dose à la peau, nous définissons plusieurs plans de traitement prenant plus ou moins en compte la protection de la peau.

Le plan n° 1 est représentatif des plans de traitement utilisés actuellement dans notre centre avec une marge d'exclusion de 3 mm entre la peau et le PTV (Planning Target Volume). Le plan n° 2 est similaire au plan 1 avec une marge d'exclusion étendue à 5 mm.

Les plans n° 3 et 4 mettent plus l'accent sur la protection de la peau en définissant la peau comme un organe à risque. Les marges entre la peau et le PTV sont respectivement 3 et 5 mm pour les plans 3 et 4.

Une fois cette étape validée, les mesures sur patient seront confrontées aux résultats du logiciel de planification.

Références

- [1] Lee N, Chuang C, Quivey JM, Phillips TL, Akazawa P, Verhey LJ, et al. Skin toxicity due to intensity-modulated radiotherapy for head-and-neck carcinoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2002, vol. 53, pp. 630-637.
- [2] Avanzo M, et al., Dose to the skin in helical tomotherapy: Results of *in vivo* measurements with radiochromic films, *Physica Medica* (2012), doi:10.1016/j.ejmp.2012.04.004
- [3] Devic S, Seuntjens J, Abdel-Rahman W, Evans M, Olivares M and Podgorsak E, Accurate skin dose measurements using radiochromic film in clinical applications, *Med.Phys* 2006, vol. 33 (4), pp 1116-1124
- [4] Snir JA, Mosalaei H, Jordan K, Yartsev S. Surface dose measurement for helical tomotherapy. *Med. Phys.* 2011, vol. 38, pp. 3104-3107
- [5] Ramaseshan R, Kohli K S, Zhang T J, Lam T, Norlinger B, Hallil A et al., Performance characteristics of a microMOSFET as an *in vivo* dosimeter in radiation therapy, *Phys. Med. Biol.*, 2004, vol. 49, pp. 4031–4048