

# UTILISATION DU CODE BEAMNRC DANS L'ÉVALUATION DE L'INFLUENCE DES PROTHÈSES DENTAIRES DANS LES TRAITEMENTS DES CANCERS ORL PAR RADIOTHÉRAPIE EXTERNE

**Céline DE CONTO, Régine GSCHWIND, Libor MAKOVICKA**

IRMA/CE UMR CNRS 6249

Pôle universitaire des Portes du Jura, BP 71427, 25211 MONTBELIARD

## Introduction

L'influence des hétérogénéités de densité élevée (prothèses, dispositifs divers implantables) est bien connue dans le traitement des cancers par radiothérapie externe [1,2], d'une part au niveau de l'imagerie tomодensitométrique en créant des artefacts, et d'autre part au niveau des systèmes de planification des traitements (TPS), qui utilisent cette information erronée pour calculer la distribution de la dose dans le volume à partir d'algorithmes ne prenant pas correctement en compte ces densités.

Les solutions de corrections au niveau de l'imagerie existent [3,4], cependant leur utilisation reste marginale du fait essentiellement du coût élevé de l'option et limitée en présence de multiples prothèses dentaires. Ainsi, nous nous sommes intéressés à l'influence des prothèses dentaires, généralement en quantité importante et difficile à éviter au niveau de la sphère ORL. Les densités des matériaux rencontrés sont variables, de la résine ou de la céramique (proche de la densité de la dent,  $d \approx 2,2$ ) à l'or ( $d=16$ ) en passant par les alliages métalliques (densité entre 7 et 9).

Une étude préliminaire [5] portant sur de vraies dents dans un fantôme de PMMA et comparant des mesures expérimentales (TLD), des simulations Monte Carlo (code BEAMnrc [6, 7, 8]) et des calculs sur le TPS Oncentra Master Plan [9] de la société Nucletron (algorithmes Pencil Beam et Collapsed Cone), a montré que même un petit échantillon ( $1\text{cm}^3$ ) avait une influence non négligeable sur la distribution de la dose irradié par un faisceau de photons de 6 MV perpendiculaire de  $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$  (Tableau ci-dessous).

**Tableau : Résultats des détecteurs TLD (2%), des simulations Monte Carlo (3%) et du système de planification des traitements (4%) pour la dent avec amalgame et la couronne comparés à une dent saine (l'incertitude des résultats est précisée entre parenthèses).**

| Ecart de dose à l'interface par rapport à la dent saine (en %) | Interface tissu/échantillon |             |          | Interface échantillon/tissu |             |          |
|--|-----------------------------|-------------|----------|-----------------------------|-------------|----------|
|  | TLD                         | Monte Carlo | TPS*     | TLD                         | Monte Carlo | TPS*     |
| Dent avec amalgame   | - 4.26 %                    | + 1.43 %    | + 0.22 % | - 0.37 %                    | - 26.72 %   | -1,81 %  |
| Couronne   | + 2.13 %                    | + 23.82 %   | + 0.28 % | - 13.6 %                    | - 10.95 %   | - 1,70 % |

\* Algorithme Pencil Beam avec correction d'hétérogénéités.

Les simulations Monte Carlo ont été réalisées sur une reproduction voxel par voxel du fantôme expérimental. Afin d'être plus proche de la planification réelle des traitements et d'évaluer l'écart produit par une prothèse dentaire sur la distribution de la dose lors de la planification d'un traitement ORL conformationnel, l'étude s'est poursuivie en deux étapes : (1) sur les images CT du fantôme expérimental et (2) sur des images CT de patients.

## Matériels et méthodes

Le TPS OMP dispose de trois algorithmes pour le calcul de la distribution de dose : sans correction d'hétérogénéités (milieu homogène), Pencil Beam (PB) et Collapsed Cone (CC) qui sont comparés aux simulations Monte Carlo, dans les mêmes conditions. Dans un premier temps, les calculs sont réalisés sur les images CT du fantôme expérimental avec un seul faisceau de photons de 6 MV de 5 cm x 5 cm, la matrice de calcul étant de 5 mm et 0,4 mm respectivement dans OMP et dans BEAMnrc. Dans un second temps, les calculs sont effectués sur les images CT d'un patient pour un seul faisceau de traitement puis pour le traitement en totalité. Dans BEAMnrc, les images sont redimensionnées pour atteindre une matrice de calcul de 2 mm. La matrice de calcul d'OMP reste à 5 mm (dimension utilisée lors de la planification).

Pour chacune de ces séries d'images, les distributions de dose sont calculées sur les images CT originales en considérant la courbe de conversion UH/densité par défaut du scanner (de -1000 UH pour l'air ( $d = 0,001$ ) à 2832 UH pour l'aluminium ( $d = 2,83$ )) et sur les images CT dont les densités sont corrigées selon quatre méthodes (1 & 2 pour le TPS, 3 & 4 pour BEAMnrc) :

- La première méthode consiste à attribuer des densités manuellement, jusqu'à la valeur de 2,83 (**méthode 1**). Elles sont appliquées sur les différents volumes d'intérêt contourés (corps entier, dents, prothèses).
- La seconde méthode consiste à créer un volume d'intérêt corps entier auquel les prothèses sont soustraites. De cette façon les artéfacts sont corrigés et la valeur de la densité des prothèses restera la valeur par défaut de la courbe de conversion : à 3000 UH (valeur maximale) correspond la densité du fer 7,87 (**méthode 2**).
- BEAMnrc nécessite de concaténer les images CT en un seul fichier. Lors de cette étape la courbe de conversion est renseignée. Dans ce cas, la courbe est extrapolée avec un point de densité plus élevée de 8,06 pour l'acier pour des UH comprises entre 2832 et 3071 (**méthode 3**).
- La dernière méthode consiste à corriger manuellement les densités comme pour le TPS afin de corriger les artéfacts (**méthode 4**) à l'aide d'un logiciel maison « egsphantOpener » [10].

Dans la configuration simple du fantôme expérimental et dans celle d'un seul faisceau de traitement sur les images d'un patient, les écarts sont évalués avec les rendements en profondeur traversant les échantillons pour les quatre méthodes de calculs et les quatre méthodes de correction des densités décrites précédemment.

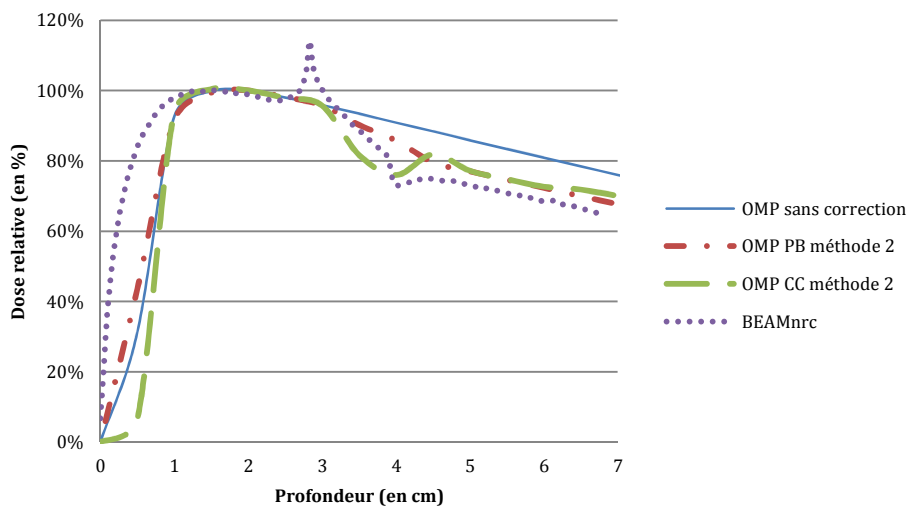
Concernant la reproduction du traitement conformationnel, la comparaison se fait sur un profil de dose traversant une prothèse dentaire. De plus, pour le TPS OMP, les informations des histogrammes dose/volume du CTV (Clinical Target Volume) sont analysées afin d'évaluer l'impact sur la dose globalement délivrée.

## Résultats

La première partie de l'étude porte sur les images CT du fantôme expérimental, les résultats sont donnés pour l'échantillon « couronne ». La résolution plus fine de BEAMnrc permet d'observer précisément la dose aux interfaces et notamment le pic de rétrodiffusion, la sous-estimation du TPS est de l'ordre de 15 %. Globalement, la couronne est bien prise en compte à distance par le TPS, la dose à 5 cm de profondeur (1 cm après la couronne) est similaire.

Lorsque l'on cherche ensuite à corriger les densités manuellement (méthode 1), on sous-estime la densité de la couronne qui conduit à une atténuation d'environ 11 %. La seconde méthode (méthode 2) permet de s'affranchir des artéfacts et d'attribuer une valeur de densité plus exacte. Dans cette configuration (Figure 1), la dose à 5 cm de profondeur (1 cm après la

couronne) est encore surestimée de l'ordre de 5,5 %. Le pic de rétrodiffusion n'est pas pris en compte dans les algorithmes du TPS, l'écart de dose à l'interface est de plus de 17 % quelle que soit la méthode de correction des densités.

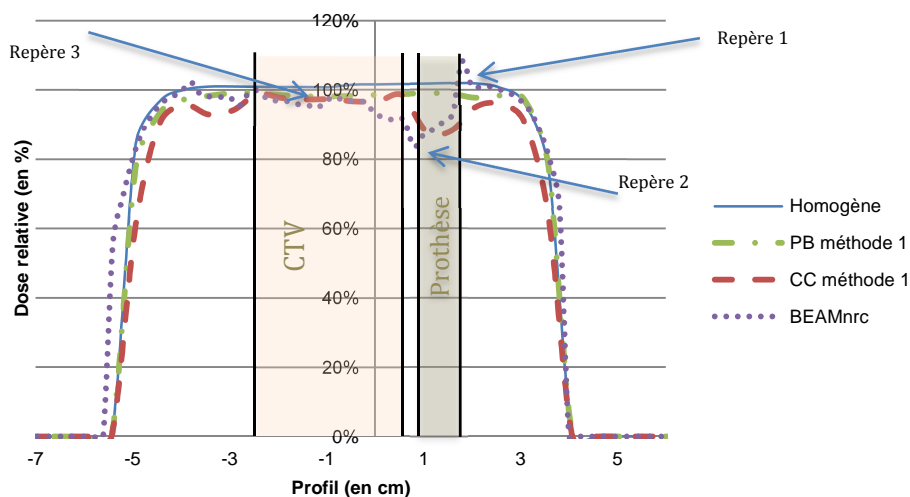


**Figure 1 : Comparaison des rendements en profondeur entre le TPS OMP (méthode 2 de correction des densités) et le code BEAMnrc pour l'échantillon "couronne".**

La seconde partie de l'étude porte sur les images CT d'un patient reproduisant dans un premier temps un faisceau complexe de traitement (avec collimateur multilames et filtre en coin dynamique). Cela permet d'observer, pour les méthodes 2 et 4 de correction des densités, comme pour le fantôme, une surestimation de la dose d'environ 8 % à 5 cm de profondeur (1,5 cm après la prothèse) quelle que soit l'algorithme par rapport à BEAMnrc.

Dans un second temps, le traitement est reproduit en totalité. En comparant les profils passant par la prothèse (Figure 2), plusieurs points sont à souligner :

- La rétrodiffusion (repère 1) est visible avec BEAMnrc, l'écart avec les algorithmes PB et CC est respectivement de 10,0 % et de 17 %.
- L'interface interne (repère 2) d'un changement de milieu dense (couronne) vers un milieu de densité plus faible (tissu) engendre une surestimation de la dose de 5 à 11% pour les deux algorithmes confondus par rapport à BEAMnrc.
- Au centre du profil (repère 3) correspondant au centre de la cavité buccale (entre les dents) où se situe le volume à traiter, les écarts de dose sont nuls.



**Figure 2 : Profil de dose d'un traitement passant par une prothèse.**

Enfin si l'on compare les HDV uniquement pour les algorithmes du TPS, la couverture du CTV est plus faible avec CC qu'avec PB, l'écart est de 2 % pour un même volume.

## Discussion/Conclusion

La présence de la prothèse engendre, outre les artéfacts sur l'image CT, une modification de la distribution de la dose significative, si la valeur de densité n'est pas rétablie notamment aux interfaces et peut subsister au-delà.

Comme les images CT du fantôme expérimental ont une résolution plus fine dans BEAMnrc (0,4 mm) que dans le TPS (5 mm), et que BEAMnrc modélise exactement tous les phénomènes physiques, les résultats font apparaître le pic de rétrodiffusion et permettent de déterminer plus précisément l'atténuation. Lorsque les images CT sont corrigées avec la méthode 2, l'écart entre le prévisionnel (TPS) et le réel (BEAMnrc) est minimisé. De plus, aucun des algorithmes du TPS ne modélisent correctement la prothèse et ses interfaces. CC montre tout de même une meilleure approche de l'atténuation dans un matériau de densité élevée.

Ce résultat se reproduit de la même façon pour un faisceau de traitement sur les images CT d'un patient malgré la réduction de la résolution de la matrice de calcul dans BEAMnrc (2 mm). La méthode 2 de correction des hétérogénéités est toujours préférable.

Ces observations sont conformes à ce que l'on attendait des algorithmes de calcul implémentés dans le TPS. Pour la réalisation complète du traitement, le cas étudié ne présentant qu'une seule prothèse l'atténuation est en quelque sorte compensée par le faisceau opposé. Bien que l'on observe des écarts significatifs aux interfaces entre les trois algorithmes, l'incidence sur la dose délivrée au volume cible ne représente qu'un sous-dosage de 2 %.

En condition clinique, pour ce patient, la méthode 2 pour corriger des densités est une solution intermédiaire pour minimiser les écarts de dose.

Cette étude ne portant que sur un seul cas et sur une seule prothèse, plusieurs autres configurations sont en cours d'analyse pour confirmer ces observations dans des cas plus complexes.

## Remerciements

Je tiens à remercier La ligue Contre le Cancer (comité du Doubs), le Pays de Montbéliard Agglomération et le Mésocentre de Calcul de l'Université de Franche-Comté.

## Références

- [1] Russell R, Pillai K, Jones PK. In vitro backscattering from implant materials during radiotherapy. *J Prosthetic Dentistry* 1996;75(6):626-32.
- [2] Sauer OA. Calculation of dose distributions in the vicinity of high-Z interfaces for photon beams. *Med Phys* 1995;22(10):1685-90.
- [3] Y. Kim, W.A. Tomé, M. Bal, T.R. McNutt and L. Spies, The impact of dental metal artifacts on head and neck IMRT dose distributions, *Radiat Oncol* 79 p198-202 (2006)
- [4] Vannier M.W., Hidlebolt C.F., Connover G., Knapp R.H., Yokoyama-Crothers N. and Wang G., Three-dimensional dental imaging by spiral CT, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology* 84(5) p561-570 (1997)
- [5] De Conto C., Gschwind R., Martin E. et Makovicka L. Study of dental prostheses influence in radiation therapy. *Physica Medica*, In press (2013).
- [6] Kawrakow I, Rogers DWO. The EGSnrc code system: MC simulation of electron and photon transport. Technical Report PIRS-701, NRCC, Ottawa, Canada; 2011.
- [7] Walters B, Rogers DWO. DOSXYZnrc users manual. NRCC Report PIRS-794revB 2011.
- [8] Rogers DWO, Walters B, Kawrakow I. BEAMnrc users manual. NRCC Report PIRS-0509(A)rev1 2011.
- [9] Oncentra Master Plan v3.1 SP3, Physics and algorithms manual 192.739ENG-01, Nucletron.
- [10] E. Buffard, R. Gschwind, L. Makovicka, C. David, Monte Carlo calculations of the impact of a hip prosthesis on the dose distribution, *NIMB*, Vol. 251(1) p 9-18 (2006).