

Etude et développement d'une méthode de calibration dosimétrique en deux dimensions d'un imageur portal haute énergie en condition d'imagerie de transit.

J.Camiller^{1,2,4}, J.Mazurier², D.Franck², M.Ducassou², O.Gallocher², I.Latorzeff², D.Marre², N.Mathy², P.Navarro², D.Zarate² et X.Franceries^{1,3,4}.

- ¹. INSERM UMR 825, Imagerie cérébrale et handicaps neurologiques, Toulouse, France.
- ². Groupe Oncorad Garonne – Service de Radiothérapie Clinique Pasteur, Toulouse, France.
- ³. LAPLACE (Laboratoire Plasma et Conversion d'Energie), Université Paul Sabatier, Toulouse, France.
- ⁴. Université Paul Sabatier Toulouse III, Toulouse, France.

INTRODUCTION

La pratique de la dosimétrie *in vivo* (DIV) fait partie de l'un des 18 critères d'agrément exigés par l'Institut National du Cancer (INCA) pour qu'un établissement de santé puisse être autorisé à exercer des activités de traitements par radiothérapie externe ¹.

L'utilisation de diodes semi-conductrices pour réaliser la DIV en routine clinique reste la solution la plus employée de nos jours. Placée directement sur la peau du patient, elle permet de mesurer la dose à l'entrée ². Elle reste cependant difficile à appliquer pour certaines techniques d'irradiations comme les traitements par Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité (RCMI). En effet, dans cette configuration, une mesure ponctuelle de la dose à l'entrée n'est pas suffisamment représentative de la dose délivrée au volume cible.

Depuis plusieurs années, les imageurs portal haute énergie (EPID) ont fait l'objet de plusieurs études ³⁻⁷ afin de caractériser leur réponse en fonction des différents paramètres de traitements. Il a été montré notamment que ces dispositifs présentaient des caractéristiques très intéressantes permettant de les utiliser à des fins dosimétriques.

Ce travail s'inscrit dans un projet de recherche qui consiste à développer un algorithme de reconstruction de la dose déposée dans le patient déterminée à partir du signal de l'EPID. Un premier formalisme permettant de calculer la dose *in vivo* en un point situé sur l'axe du faisceau à partir du signal de l'EPID a été étudié et mis en place en routine clinique pour les localisations pelviennes traitées par faisceaux modulés ⁸.

L'extension de la méthode pour la reconstruction de la dose dans le patient hors de l'axe (*i.e.* en deux dimensions) nécessite en premier lieu que l'EPID soit calibré en dose sur toute sa surface de détection. Pour cela, un algorithme de calibration 2D en condition d'imagerie de transit (*i.e.* avec patient) a été développé et étudié.

MATERIELS ET METHODES

Les EPIDs utilisés sont des imageurs à base de silicium amorphe de type α S-500™, embarqués sur des CLINACs 23 iX^{TM} via un bras rétractable de type Exact-Arm™ (Varian Medical System, Palo Alto, CA, USA).

Le principe de ce système est basé sur un schéma de détection indirecte où les rayons X issus de l'accélérateur sont d'abord convertis en signal lumineux par un cristal scintillateur (Oxysulfite de Gadolinium), pour ensuite être transformés en signal électrique.

Le signal de l'EPID utilisé (S_{EPID}) correspond au produit du niveau de gris (NG) d'un pixel de l'image acquise en mode intégrée (*i.e.* acquise pendant toute la durée du faisceau) avec le nombre de lecture élémentaires (« Averaged Frames », AF) :

$$S_{EPID} = NG * AF$$

Afin de convertir ce signal en dose, plusieurs étapes regroupées dans l'équation suivante sont nécessaires.

$$Dp(x, y, c) = \left\{ f_{RD}^{c_{REF}} [S_{EPID}(x, y)].BP(x, y).F_T(x, y, c, T) \right\} \otimes^{-1} K_{C_{REF}}(x, y) \otimes K_{EAU}(x, y)$$

Avec :

$Dp(x, y, c)$: Dose portale calculée au pixel de coordonnées (x, y) et déterminée pour une taille de champ c .

$f_{RD}^{c_{REF}}$: Fonction de réponse en dose de l'EPID relative à une taille de champ de référence c_{REF} .

$S_{EPID}(x, y)$: Signal brut enregistré par l'EPID.

$BP(x, y)$: Matrice de restauration du profil dosimétrique.

$F_T(x, y, c, T)$: fonction de transmission permettant de prendre en compte la variation de la réponse de l'EPID induite par la modification du spectre en énergie du faisceau en sortie de patient.

$K_{C_{REF}}(x, y)$: Kernel de dépendance vis-à-vis de c_{REF} .

$K_{EAU}(x, y)$: Kernel de redistribution de dose dans l'eau.

➤ 1^{er} ETAPE : Restauration du profil dosimétrique:

La calibration intrinsèque au logiciel d'acquisition des images de l'EPID modifie de manière significative le signal de l'EPID et plus particulièrement lorsque l'on s'éloigne de l'axe du faisceau. Afin de restaurer le profil dosimétrique, une matrice de correction (BP) correspondant au rapport entre la diagonale d'une image acquise avec l'EPID et un profil dosimétrique acquis pour la même taille de champ est utilisée et appliquée sur tous les pixels de l'image de coordonnées (x, y) .

➤ 2^{ème} ETAPE : Conversion de S_{EPID} en dose relative grâce à une fonction réponse.

Une fonction de réponse en dose (f_{RD}) de l'EPID doit d'abord être établie. Pour cela, une série d'images est acquise pour plusieurs valeurs d'unités moniteurs (de 1 à 500 UM) délivrés pour une taille de champ de référence (c_{REF}).

Parallèlement à cela, une série de mesures avec une chambre d'ionisation (D_{CI}) placée au maximum de profondeur dans un milieu équivalent eau est réalisée pour les mêmes faisceaux. La chambre d'ionisation utilisée dans cette étude et de type SEMIFLEX 31010 reliée à un électromètre UNIDOS Universal Dosemeter (PTW-Freiburg, Freiburg, Germany).

La fonction de réponse en dose à déterminer doit satisfaire l'égalité :

$$f_{RD}^{c_{REF}}(D_{CI}) = S_{EPID}$$

➤ 3^{ème} ETAPE : Prise en compte de l'atténuateur entre la source et l'EPID :

La prise en compte du patient entre la source et l'EPID nécessite d'établir une fonction de correction $F_T(x,y,c,T)$. Cette fonction, dépendante de la valeur de la transmission (*i.e.* du rapport entre une image acquise avec et sans patient), permet de prendre en compte les changements de la réponse de l'EPID induits par la modification du spectre en énergie du faisceau en sortie de patient ⁹.

➤ 4^{ème} ETAPE : Déconvolution avec un Kernel de dépendance vis-à-vis de c_{REF} :

Une déconvolution de la matrice image avec un kernel va permettre de lever la dépendance de S_{EPID} vis-à-vis de la taille de champ de référence utilisée pour établir la fonction de réponse en dose. La validation de $K_{c_{REF}}(x,y)$ s'est faite de manière itérative par ajustement entre les mesures réalisées avec l'EPID et celles réalisées avec la chambre d'ionisation pour des tailles de champs allant de 3x3 cm² jusqu'à 20x20 cm².

➤ 5^{ème} ETAPE : Convolution avec un Kernel de redistribution de dose dans l'eau:

Cette ultime étape va permettre de simuler la distribution de la dose dans un fantôme équivalent eau, à la profondeur du maximum de dose. La validation du kernel s'est faite en comparant des profils dosimétriques reconstruits par l'EPID et calculés par notre système de planification de traitement (« Treatment Planning System », TPS).

Le développement et l'évaluation de l'algorithme a été réalisé sous MatlabTM. Pour plus de rapidité, les opérations de convolution et de déconvolution sont réalisées dans l'espace de Fourier. L'évaluation de la méthode s'est déroulée en plusieurs étapes. Dans un premier temps, la dose calculée par notre algorithme sur l'axe a été comparée à une mesure réalisée avec la chambre d'ionisation. Puis, des profils dosimétriques ont ensuite été reconstruits à partir de l'EPID et comparés à ceux calculés par notre système de planification de traitement par la méthode du gamma index pour des tailles de champs allant de 3x3 cm² jusqu'à 20x20 cm². Le modèle fut développé pour un faisceau de 6 MV et pour une distance source détecteur de 150 cm.

RESULTATS

La fonction de réponse en dose a été établie pour une taille de champ de référence $c_{REF} = 10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Cette fonction est de forme linéaire pouvant s'écrire :

$$S_{EPID} = a * D_{CI} + b.$$

avec :

S_{EPID} : Signal de l'EPID déterminé pour un nombre d'UM variant de 1 à 500 UM pour une taille de champ de référence c_{REF} .

D_{CI} : Dose mesurée avec la chambre d'ionisation au maximum de profondeur pour la même taille de champ c_{REF} et pour un nombre d'UM variant de 1 à 500 UM.

a et b : Coefficients de régression linéaire.

Les deux kernels ont été modélisés comme deux fonctions 2D dépendant chacune des coordonnées (x,y) des pixels de l'image.

- $K_{CREF}(x,y)$ est une fonction exponentielle de la forme :
$$K_1(x, y) = A_1 \frac{e^{(-b_1 \sqrt{x^2+y^2})}}{\sqrt{x^2 + y^2}}$$
- $K_{EAU}(x,y)$ est une fonction Gaussienne de la forme :
$$K_2(x, y) = A_2 \frac{e^{\left(\frac{-\sqrt{x^2+y^2}}{2\sigma^2}\right)}}{2\pi\sigma^2}$$

La fonction de transmission correspond au produit de deux fonctions et peut s'écrire de la manière suivante :

$$F_T(x,y,c,T) = F_1(x,y,T) * F_2(x,y,c)$$

La première fonction $F_1(x,y,T)$ dépendant de la valeur de la transmission (*i.e.* du rapport entre une image acquise avec et sans patient) est modélisée à partir d'un profil diagonal acquis pour une taille de champ de $26,7 \times 20 \text{ cm}^2$ pour plusieurs épaisseurs d'atténuateurs (5, 10, 15, 20, 25 et 30 cm). Ces différents profils sont ensuite comparés à ceux acquis avec la chambre d'ionisation dans les mêmes conditions d'irradiations.

La deuxième fonction $F_2(x,y,c)$ permettra de prendre en compte la valeur de la taille de champ utilisée pour modéliser $F_1(x,y,T)$.

Pour chaque faisceaux contrôlés, l'écart entre la dose calculée sur l'axe du faisceau par notre méthode et celle mesurée avec la chambre d'ionisation est systématiquement compris entre $\pm 0.5\%$ pour des tailles de champs compris entre $3 \times 3 \text{ cm}^2$ et $20 \times 20 \text{ cm}^2$.

L'étude des profils a montré un excellent accord entre la dose reconstruite à partir de l'image EPID et celle calculée par le TPS puisque plus de 95% des points étudiés ont un gamma index inférieur à 1 (3%-3mm). L'évaluation de la fonction de transmission est en cours.

CONCLUSION.

Les résultats obtenus par ce modèle sont en adéquation avec les mesures expérimentales et confirment le bon fonctionnement de cet algorithme de calibration. Cette étape est un pré requis indispensable pour pouvoir dans un second temps reconstruire la dose délivrée au patient en deux et trois dimensions. Pour cela, une rétroprojection de la dose mesurée avec l'EPID sera envisagée.

REFERENCES.

- ¹ Institut National du CAnCer. Critères d'agrément pour la pratique de la radiothérapie externe. www.e-cancer.com. 2008.
- ² Huyskens D., Bogaerts R., Verstraete J., Loof M., Nystrom H., Fiorino C., Broggi S., Jornet N., Ribas M., Thwaites D.I. "Practical Guidelines for the Implementation of in vivo Dosimetry with Diodes in External beam Radiotherapy", ESTRO Series: Clinical Physics for Radiotherapy, Bk 5 (ESTRO:Brussels). 2001.
- ³ Greer P, Popescu C. Dosimetric properties of an amorphous silicon electronic portal imaging device for verification of dynamic intensity modulated radiation therapy. *Med Phys.* 2003;30(7):1618–27.
- ⁴ McCurdy B, Luchka K, Pistorius S. Dosimetric investigation and portal dose image prediction using an amorphous silicon electronic portal imaging device. *Med Phys.* 2001;28(6): 911–24.
- ⁵ McCurdy B, Greer P. Dosimetric properties of an amorphous-silicon EPID used in continuous acquisition mode for application to dynamic and arc IMRT. *Med Phys.* 2001;36(7): 3028–39.
- ⁶ McDermott LN, Louwe R, Sonke JJ, van Herk M, Mijnheer BJ. Dose–response and ghosting effects of an amorphous silicon electronic portal imaging device. *Med Phys.* 2004;31(2): 285-95.
- ⁷ Winkler P, Hefner A, Georg D. Dose-response characteristics of an amorphous silicon EPID. *Med Phys.* 2005;32(10): 3095–105.
- ⁸ J. Camilleri, J. Mazurier, D. Franck, M. Ducassou, O. Gallocher, I. Latorzeff, D. Marre, N. Mathy, P. Navarro, D. Zarate, X. Franceries.. Validation and implementation of in vivo portal dosimetry for pelvic region treated by intensity-modulated radiotherapy. *Physica Medica.* 2012. Vol. 28, Supplement 1, Page S12.
- ⁹ J. Chen, C. F. Chuang, O. Morin, M. Aubin, and J. Pouliot, "Calibration of an amorphous-silicon flat panel portal imager for exit-beam dosimetry," *Med. Phys.* 2006;33:584–594