



This article appeared in a journal published by Elsevier. The attached copy is furnished to the author for internal non-commercial research and education use, including for instruction at the authors institution and sharing with colleagues.

Other uses, including reproduction and distribution, or selling or licensing copies, or posting to personal, institutional or third party websites are prohibited.

In most cases authors are permitted to post their version of the article (e.g. in Word or Tex form) to their personal website or institutional repository. Authors requiring further information regarding Elsevier's archiving and manuscript policies are encouraged to visit:

<http://www.elsevier.com/authorsrights>



Disponible en ligne sur
SciVerse ScienceDirect
www.sciencedirect.com

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



Article original

Évaluation et mise en œuvre de la dosimétrie in vivo de transmission par imageurs portaux



Evaluation and implementation of in vivo transit dosimetry with EPID

P. Boissard^a, P. François^{a,*}, V. Rousseau^b, A. Mazal^a

^a Service de physique médicale, institut Curie, 26, rue d'Ulm, 75005 Paris, France

^b Dosisoft SA, 45/47, avenue Carnot, 94230 Cachan, France

INFO ARTICLE

Historique de l'article :

Reçu le 3 novembre 2012
 Reçu sous la forme révisée
 le 4 mars 2013
 Accepté le 12 mars 2013

Mots clés :

In vivo dosimetry
 Transit dosimetry
 EPID
 Imageurs portaux
 Assurance qualité

Keywords:

In vivo dosimetry
 Transit dosimetry
 EPID
 Portal imagers
 Quality assurance

RÉSUMÉ

Objectifs de l'étude. – La dosimétrie in vivo a pour objectif de détecter et de corriger les écarts de traitements significatifs en radiothérapie. L'utilisation des imageurs portaux permet de rendre ces contrôles rapides et riches en informations. De nombreux travaux ont été publiés sur ce sujet, mais aucune recommandation n'a été établie pour définir les niveaux de tolérance pour ces contrôles. Nous proposons une méthodologie simple pour évaluer le niveau de tolérance global des résultats in vivo obtenus avec ces détecteurs plans.

Matériels et méthodes. – Dans un premier temps, les incertitudes liées à la méthode de reconstruction ont été évaluées. Elles ont été déterminées sur un ensemble de géométries, représentative des situations cliniques, pour lesquelles 45 points de mesure de dose ont été définis. Dans un deuxième temps, il a été réalisé une étude des variations induites par le cadre de la mesure in vivo en présence du patient afin de définir des niveaux d'actions réalistes et adaptés à la routine clinique. Pour finir, une méthodologie est proposée pour déterminer si la méthode, associée à ces niveaux de tolérance, permet de détecter des écarts significatifs de traitements, supérieures à 5% à la dose prescrite.

Résultats – conclusion. – En appliquant cette méthodologie, nous avons conclu qu'un niveau de tolérance de 6,5% ($k=2$) pouvait être associé à notre méthode de dosimétrie in vivo. Il a été montré que cette valeur permettait dans de nombreux cas de détecter des différences de 5% de la dose prescrite. La dosimétrie in vivo de transmission ne peut pas prétendre détecter tous les écarts de traitements, mais elle permet d'augmenter la sécurité des patients.

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

ABSTRACT

Purpose. – In vivo dosimetry is now widely recommended to avoid major treatment error. Transit dosimetry using portal imagers allows fast and accurate in vivo dose verifications. Several teams have published clinical studies but no recommendation has been proposed to define tolerance levels and validation criteria. This study proposes a simple methodology to assess the overall standard deviation of transit dosimetry and was applied to our transit dosimetry method.

Material and methods. – In a first step, the uncertainties due to the dose reconstruction method are evaluated. Their estimation is based on a set of geometries, representative of clinical situations for which 45 points of measurement have been defined. In a second step, we studied the variations of our method in clinical situations. During the treatment session of the patient, the dose was reconstructed and the differences between reconstructed dose and prescribed dose were used to define a realistic tolerance level, adapted to the clinical routine. Then, a methodology is proposed to determine if the transit dosimetry method, with the defined tolerance level allows detecting significant treatment errors (> 5% of the prescribed dose).

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : pascal.francois@curie.net (P. François).

Results – conclusion. – Applying this methodology we concluded that a tolerance level of 6.5% ($k=2$) can be associated with our method. With this value, it is demonstrated that in many cases differences of 5% (or less) on the prescribed dose can be detected. This study demonstrates clearly that in vivo transit dosimetry is not able to detect all the treatment errors but remains an ultimate and efficient tool in many situations.

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

1. Introduction

La dosimétrie in vivo est une mesure s'inscrivant dans la démarche globale d'assurance de la qualité des traitements de radiothérapie externe. L'objectif premier est d'assurer la sécurité du patient et la qualité de son traitement en vérifiant que la dose qui lui est délivrée reste suffisamment proche de celle prescrite par l'équipe médicale [1]. Après avoir été recommandée nationalement et internationalement [2–10], la mise en place de la dosimétrie in vivo est maintenant obligatoire en France [11]. Elle contribue à assurer que, malgré les nombreuses incertitudes inhérentes aux processus de planification et de traitement, la dose délivrée ($D_{\text{délivrée}}$) est aussi proche que possible de la dose prescrite ($D_{\text{prescrite}}$). Pour atteindre cet objectif, l'utilisation du signal transmis à travers le patient et mesuré sur l'imageur portal (EPID : *electronic portal imaging device*) présente de nombreux avantages : disponibilité, simplicité d'utilisation, résolution spatiale et signal numérique en deux dimensions.

Une méthode de dosimétrie in vivo par imageur portal a été développée et mise en place à l'institut Curie [12]. L'étude décrite ici présente une méthodologie permettant d'évaluer la précision de cette méthode. Elle repose sur une approche simple qui conduit à la définition de tolérances au plus près de pratiques cliniques. Une fois les tolérances fixées et parce que la mesure in vivo est une mesure indirecte qui ne reflète pas directement la dose délivrée, la capacité de la méthode à détecter les écarts sur la dose délivrée est ensuite évaluée.

2. Objectifs de l'étude

Plusieurs équipes ont décrit des formalismes de dosimétrie de transit permettant de reconstruire la dose ($D_{\text{reconstruite}}$) dans le patient [13–23]. La dose reconstruite représente donc une estimation de la dose délivrée au patient à partir du signal transmis (S_{transit}) détecté par l'imageur portal :

$$D_{\text{reconstruite}} = S_{\text{transit}} \times f_{\text{algorithme}} \quad (1)$$

avec :

- $D_{\text{reconstruite}}$ la dose reconstruite dans le patient par l'algorithme de dosimétrie en transmission ;
- S_{transit} le signal transmis à travers le patient mesuré à distance ;
- $f_{\text{algorithme}}$ le facteur global, qui dépend de la méthode utilisée, permettant de passer du signal transmis à la dose dans le patient.

Une méthode de dosimétrie in vivo idéale serait indépendante de toute la chaîne de processus de traitement notamment des étapes de préparation et donnerait $D_{\text{reconstruite}} = D_{\text{délivrée}}$.

En réalité, la dose reconstruite n'est pas nécessairement la dose réellement délivrée car le processus de reconstruction comporte de nombreuses incertitudes liées à la méthode de reconstruction. Le facteur $f_{\text{algorithme}}$ est fonction du type de détecteur et des paramètres de traitement, ce qui revient à écrire :

$$f_{\text{algorithme}} = f(\text{détecteur}, p_1, p_2, \dots, p_n) \quad (2)$$

avec p_i = taille de champ, épaisseur du patient, hétérogénéités tissulaires, profondeur du point de calcul, énergie du faisceau, taille et forme du champ, distance (gap d'air) entre le patient et le détecteur, nombre d'unités moniteur, plateau de table, etc.

Si on considère une géométrie de traitement donnée, les écarts induits par les incertitudes liées à la méthode de reconstruction de la dose seront systématiques pour tous les patients (Fig. 1). De plus, si le processus de traitement était parfaitement maîtrisé, à chaque séance nous aurions $D_{\text{délivrée}} = D_{\text{prescrite}}$. En réalité, des écarts sont observés. Ils sont liés à la variabilité intrinsèque à tout processus physique notamment lorsque les paramètres réels de traitement diffèrent de ceux qui ont été planifiés. Lorsque le processus de traitement est maîtrisé (assurance qualité), ces écarts sont mineurs et distribués aléatoirement d'un patient à l'autre et d'une séance de traitement à l'autre [24].

Dans les situations où ces écarts conduisent à des différences significatives entre la dose délivrée et la dose prescrite, au-delà des tolérances fixées (généralement 5%) [4–7], ils sont appelés « écarts de traitement ». La finalité de la dosimétrie in vivo est de détecter ces « écarts de traitement ».

Dans une première partie, la précision de l'algorithme de reconstruction de la dose, ainsi que sa justesse sont évaluées sur des géométries test de complexité croissante [25,26]. Les doses reconstruites en certains points d'intérêt sont comparées aux doses mesurées avec une chambre d'ionisation, prises comme référence. L'ensemble de la gamme d'énergie des faisceaux de photons de haute énergie utilisés en radiothérapie externe a été testé (4, 6, 10 et 20 MV).

Dans un deuxième temps, l'incertitude induite par la mesure du signal transmis derrière un patient, en condition de traitement, sera évaluée. Ces résultats permettront de fixer les niveaux de tolérance adaptés au processus de dosimétrie in vivo en transmission.

Dans une troisième partie, nous avons évalué la capacité de la méthode à détecter des écarts supérieurs à 5% sur la dose aux points d'intérêts.

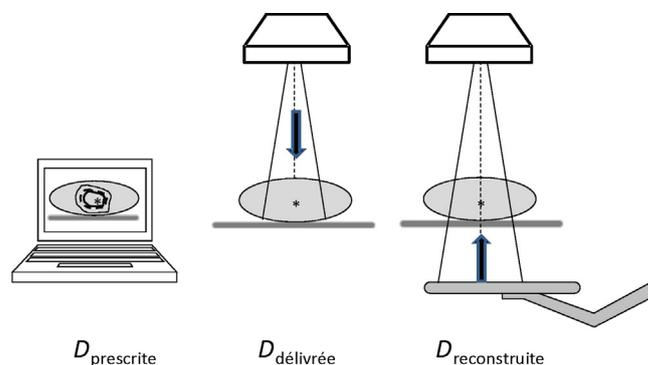


Fig. 1. Synthèse de la méthodologie d'évaluation de la dose délivrée par la dosimétrie de transit : $D_{\text{prescrite}}$, $D_{\text{délivrée}}$ et $D_{\text{reconstruite}}$ sont respectivement les doses prescrite par le radiothérapeute, délivrée au poste de traitement et reconstruite par le formalisme.

Methodology of delivered dose evaluation using transit dosimetry. D_p , D_D , D_R are respectively the prescribed dose, delivered dose and reconstructed dose using the formalism.

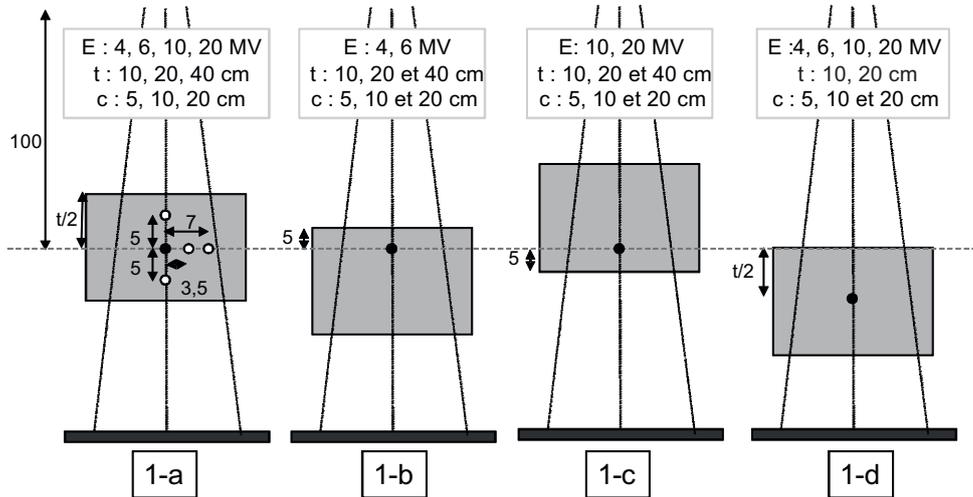


Fig. 2. Géométries test niveau 1 : champs d'irradiation réguliers et fantômes uniformes et homogènes (distances en cm).
Level 1 test geometries: rectangular fields and homogenous phantoms (distances in cm).

3. Matériels et méthodes

3.1. Étape 1 : précision de l'algorithme de reconstruction de la dose ($\sigma_{\text{méthode}}$)

Afin de déterminer la précision de la méthode de calcul de la dose in vivo, différentes géométries test ont été définies. Des mesures en différents points d'intérêts ont été réalisées à l'aide d'une chambre d'ionisation. Ces mesures seront comparées à la dose reconstruite par le formalisme de dosimétrie in vivo afin de déterminer $\sigma_{\text{méthode}}$, la déviation standard sur l'ensemble des mesures liée aux limitations du modèle. L'ensemble des tests a été regroupés en trois niveaux de complexité décrivant l'ensemble des situations ayant été jugées représentatives des situations cliniques rencontrées (Fig. 2–4).

Des acquisitions d'image de fantôme ont été réalisées au scanographe (Aquilion LB, Toshiba MS, Tokyo, JP). Les images ont ensuite été exportées vers le TPS (système de planification des traitements) Éclipse (Varian MS, Palo Alto,

États-Unis) dans lequel une distribution de dose a été calculée pour un nombre d'unités moniteur (UM) donné (typiquement 150 UM). Les plans de traitement validés ont été exportés vers le système d'enregistrement et de vérification des paramètres (Record and Verify) (Aria, Varian MS). Les géométries ont été reproduites dans la salle de traitement afin d'être irradiées, une chambre d'ionisation a été placée aux points d'intérêt et une image portale (calibrée en dose) a été acquise pendant l'irradiation. Les images portales acquises ainsi que les données utiles du patient en format DICOM (digital imaging and communications in medicine) (plan, scanographie, structures) ont été exportées vers la console de dosimétrie in vivo EPIgray (développé en partenariat avec la société Dosisoft, Cachan, FR) depuis le système Record and Verify. Les doses aux points d'intérêt sont alors calculées par l'algorithme de dosimétrie en transmission. La perturbation due à la présence de la chambre d'ionisation au point de mesure sur l'image transmise a été étudiée. Des images avec et sans la chambre ont été faites et nous avons établi que la perturbation liée à la présence de la chambre sur l'image pouvait être corrigée en interpolant la valeur au point de mesure à

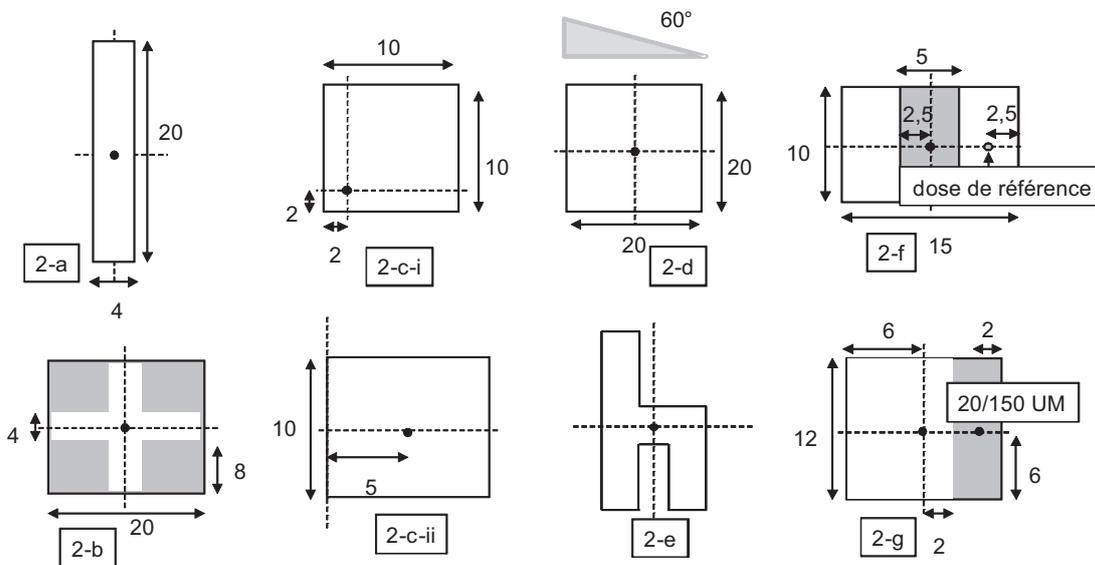


Fig. 3. Géométries test niveau 2 : champs d'irradiation irréguliers (distances en centimètres). Le test 2-e correspond au faisceau de RCMI appelé « test de la chaise » [27].
Level 2 test geometries: irregular fields (distances in cm). Test 2-e is an IMRT field called "Chair test" [27].

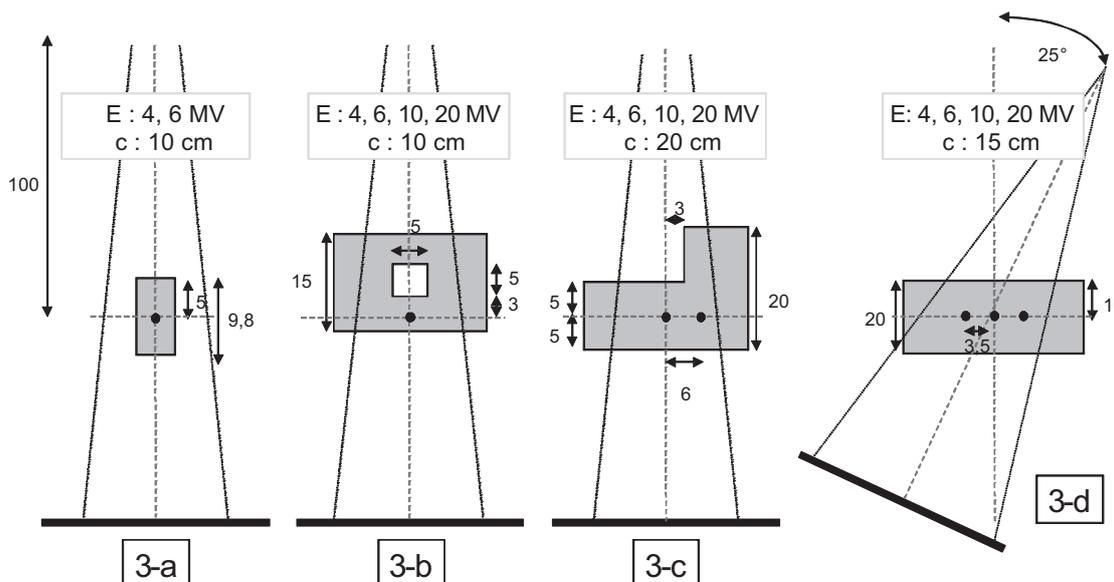


Fig. 4. Géométries test niveau 3 : fantômes non uniformes ou hétérogènes (distances en centimètres).
Level 3 test geometries: non-uniform phantoms or heterogeneities (distances in cm).

partir des valeurs des pixels avoisinants (< 1,5%). Les écarts entre la dose reconstruite, et les doses mesurées à la chambre d’ionisation, D_{CI} sont calculés :

$$\Delta_{\text{méthode}} (\%) = [(D_R/D_{CI}) - 1] \times 100 \quad (3)$$

L’incertitude de la méthode de reconstruction $\sigma_{\text{méthode}}$, est calculée à partir de l’ensemble des résultats obtenus. C’est la valeur de l’incertitude qui contient 95% des écarts mesurés ($k=2$). L’ensemble des mesures a été réalisées sur deux accélérateurs linéaires Varian MS, un Clinac 2100 C/S (4 MV et 10 MV) et un Clinac 2300EX (6 MV et 20 MV). Les conditions d’étalonnage des accélérateurs sont définies pour avoir 1 cGy/UM, à une distance source-peau de 100 cm, et à la profondeur du maximum de dose pour un champ de $10 \times 10\text{cm}^2$. Pour cette étude, les mesures en doses absolues ont été réalisées avec une chambre d’ionisation de type CC13 (IBA, Schwarzenbruck, DE), volume = 0,13 cm³, incertitude du coefficient d’étalonnage donnée à 2,2% ($k=2$) selon de certificat d’étalonnage. La chambre est connectée à un électromètre Dose 1 (IBA). Chaque mesure a été répétée deux fois. Les fantômes sont faits de plaques homogènes de polystyrène [28], disponibles dans le service. La masse volumique de ce matériau est de 1,045 g/cm³. La linéarité et la reproductibilité de l’imageur portal ne sont pas discutées dans cette étude [29,30].

Les acquisitions du signal transmis sont faites à l’aide de deux systèmes d’imagerie portale au silicium amorphe (aSi) EPID Varian MS en mode « image intégrée », un aS500 utilisé en mode synchronisé au débit (IAS2) (Clinac 2100C/S) et un aS1000 utilisé en mode asynchrone (IAS3) (Clinac 2300EX). Les images portales sont converties en unités de calibration (CU) au travers d’une calibration réalisée dans l’interface AM Maintenance [31,32]. À la suite de cette calibration 1 CU est équivalent à 1 cGy pour un champ $10 \times 10\text{cm}^2$, 100 UM et une distance source-détecteur de 100 cm. Pour les mesures en transmission, la distance source-détecteur est fixée à 150 cm, ce qui correspond à la position utilisée en conditions cliniques dans notre département. La réponse en dose des imageurs est contrôlée au moins une fois par semaine.

La distribution des résultats obtenus pour l’ensemble des configurations étudiées est présentée sur la Fig. 5. La déviation moyenne relative est égale à 0,59%, la déviation standard $\sigma_{\text{méthode}} = 2,67\%$. Cette distribution est normale ($\alpha=0,05$) selon le test de Kolmogorov-Smirnov [33]. Le Tableau 1 rapporte la

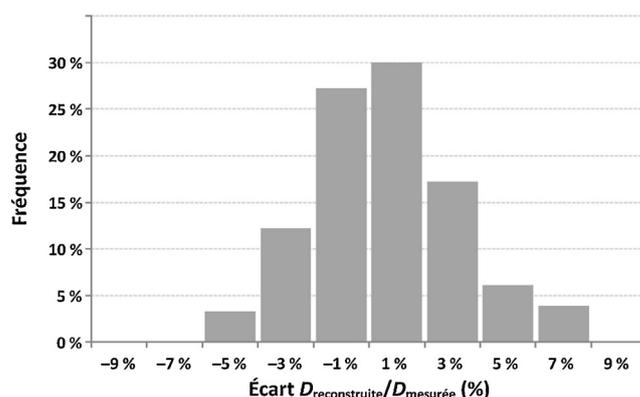


Fig. 5. Distribution des écarts relatifs entre la dose reconstruite ($D_{\text{reconstruite}}$) et la dose mesurée ($D_{\text{mesurée}}$) à la chambre d’ionisation pour tous les points décrits dans les géométries présentées dans ce travail. $n=180$; moyenne=0,59%; écart-type=2,67%.
Relative difference between reconstructed dose D_R and measured dose with IC for all points described in the presented geometries.

Tableau 1

Moyenne et écarts-types des déviations relatives obtenues pour tous les points de mesures. Les résultats sont indiqués par niveau de complexité, ainsi que par énergie. Le nombre de données incluses dans chaque évaluation est indiqué.

Mean and standard deviation of relative differences obtained for all the measured points. The results are reported by complexity levels and energy. The number of data included in each evaluation is also reported.

	Nombre de données	Déviations moyennes (%)	Écart-type (%)
Niveau			
1	116	0,4	2,5
2	36	0,9	3,2
3	28	1,2	2,5
Énergie			
4 MV	45	0,1	3,0
6 MV	45	-0,6	2,0
10 MV	45	0,8	2,1
20 MV	45	2,3	2,7
Tous			
1+2+3	180	0,59	2,67

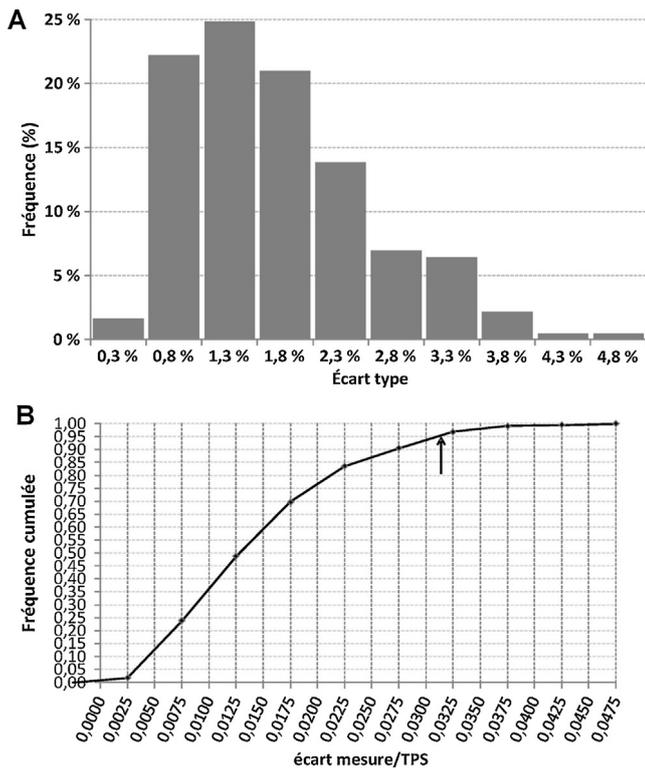


Fig. 6. A. Distribution des écarts moyens par faisceau issus de la variabilité inter-séances du signal de l'imageur portal mesuré en transmission. (92 patients suivis sur plus de dix séances), $n = 419$; moyenne = 1,68 %; écart-type = 0,85 %. B. Distribution en fréquence cumulée des écarts moyens par faisceau. Distribution of mean difference per field due to inter fraction variability of EPID signal measured in transmission (92 patients with a follow up over more than 10 sessions).

statistique des résultats par niveaux de complexité pour l'ensemble des mesures réalisées.

3.2. Étape 2 : détermination des incertitudes en situation clinique ($\sigma_{clinique}$)

La seconde composante de la déviation standard globale de la méthode est l'incertitude $\sigma_{clinique}$ qui est liée au cadre d'utilisation clinique de la dosimétrie de transit. Lors de la phase de mise en place de cette méthode de dosimétrie in vivo à l'institut Curie, la variation du signal transmis a été étudiée pour les 92 premiers patients (soit 419 faisceaux). La cohorte de ces patients est composée de :

- 65 cancers de la prostate (90% irradiés avec modulation d'intensité);
- 11 tumeurs du sein ;
- 16 autres localisations (crânes, poumons, lymphomes, etc.).

Pour chaque faisceau de traitement, au minimum dix contrôles en dosimétrie de transit ont été réalisés au long du traitement. Les écarts ont été enregistrés et la déviation standard sur le signal transmis, $\sigma_{clinique}^i$, a été calculée pour chaque faisceau i . Elle correspond à la variabilité du signal transmis pour un faisceau dans une configuration de traitement donnée.

Les distributions de déviations standard relatives déterminées pour chacun des 419 faisceaux étudiés sont reportées sur la Fig. 6A. Cette variabilité additionnelle est supposée indépendante de la méthode de reconstruction de la dose délivrée. Elle représente la variabilité intrinsèque du processus de traitement. Elle inclut toutes les formes d'incertitudes liées aux performances d'un service

de radiothérapie donné (système de planification des traitements, assurance qualité de l'appareil, mise en place et contrôle de positionnement du patient, etc.). Elle est donc spécifique de chaque équipe et doit être évaluée au cas par cas et chaque fois que le processus évolue.

Dans notre étude, 95% des déviations standard du signal transmis par faisceau étaient inférieures ou égales à la valeur de 3,2% (Fig. 6B). Nous avons estimé que cette valeur était représentative de la variabilité de notre processus de traitement. Elle a été définie comme étant l'incertitude clinique ($\sigma_{clinique}$). Cette valeur représente les « déviations acceptables » liées à la variabilité du processus sur la dose délivrée par faisceau de traitement. Elle pourra être différente d'un centre à l'autre selon ses équipements, ses pratiques cliniques et son processus d'assurance de la qualité. Elle peut être réduite par la répétition des mesures sur n séances. En supposant le caractère aléatoire de ces déviations, le facteur de réduction sera alors $\frac{1}{\sqrt{n}}$. À l'institut Curie, le nombre de séances n a été fixé à trois, ce qui ramène l'incertitude clinique à une valeur de 1,8%.

4. Résultats et discussion

4.1. Incertitude globale ($\sigma_{processus}$) et niveau de tolérance

La déviation standard globale du processus de dosimétrie in vivo, $\sigma_{processus}$, est déterminée à partir de $\sigma_{méthode}$ et de $\sigma_{clinique}$ suivant l'équation :

$$\sigma_{processus} = \sqrt{\sigma_{méthode}^2 + \sigma_{clinique}^2} \tag{4}$$

Pour une vérification sur une séance, la tolérance est fixée à $2 \times \sigma_{processus}$. Cependant, en répétant la mesure sur trois séances, l'écart sur la dose reconstruite lié aux variations inter-séances est réduit d'un facteur $\frac{1}{\sqrt{n}}$ [33]. À l'institut Curie, notre niveau de tolérance final sera donc :

$$\begin{aligned} \text{tolérance}_3 \text{ séances} &= 2 \times \sigma_{processus} \\ &= 2 \times \sqrt{\sigma_{méthode}^2 + \left(\frac{\sigma_{clinique}}{\sqrt{n}}\right)^2} = 6,5\% \end{aligned} \tag{5}$$

Avec $\sigma_{méthode} = 2,67\%$ et $\sigma_{clinique} = 3,2\%$ pour $n = 3$ séances
 La définition du niveau de tolérance à une valeur égale à deux fois la déviation standard, implique d'accepter le risque de valider des résultats à tort mais également de réaliser des investigations inutiles pour environ 5% des doses reconstruites. Dans notre étude, ce résultat est fortement impacté par la RCMI de la prostate, qui représentait deux tiers de la cohorte étudiée. Une étude des incertitudes par pathologie permettrait d'affiner ces premiers résultats. Cependant, ces limites d'actions sont comparables aux résultats présentés par d'autres équipes même si les méthodologies de dosimétrie in vivo en transmission utilisées sont différentes [16,20]. Par exemple, Piermattei et al., qui utilisaient un algorithme semblable, ont fixé la tolérance entre 5 et 6% en fonction du site tumoral [19,20]. En améliorant la réponse dosimétrique des imageurs portaux, ou en utilisant un autre détecteur cette variabilité pourrait être réduite [34–37]. Cependant, pour être utilisable de manière efficace et sûre par un grand nombre de centres de radiothérapie, ces développements doivent être faits en collaboration avec les industriels. Nijsten et al. ont publié leurs résultats in vivo sur un grand nombre de patients pour différentes tumeurs : 933 du pelvis, 725 du sein, 348 du poumon et 242 de la tête et du cou [13]. Les déviations standard alors déterminées étaient égales à respectivement 3,7, 9,5, 6,0, et 8,0% ($k = 1$). Ces valeurs sont relativement larges, elles sont liées aux incertitudes de la méthode de reconstruction mais aussi, à la variabilité additionnelle liée au cadre de la mesure in vivo, appelée $\delta_{clinique}$ dans notre étude. Cette variabilité clinique

a aussi été discutée par Beyer et al. lors d'une étude in vivo réalisée à l'aide de MOSFETs implantés dans la prostate [38]. En appliquant le même protocole, 100% de leurs mesures sur fantômes étaient dans la plage $\pm 5\%$, alors que pour des mesures cliniques in vivo, ce taux descendait à 37%. C'est pour cette raison que $\sigma_{clinique}$ doit être pris en compte dans la définition des tolérances. La variation du signal d'une séance à l'autre est liée aux protocoles de traitements et aux technologies dont dispose chaque centre. Elle peut être réduite par une estimation de la dose in vivo sur une moyenne des résultats acquis sur plusieurs séances. Cela reste possible avec la dosimétrie de transit mais devient problématique avec une méthode classique utilisant les diodes compte tenu du temps nécessaire à la mise en œuvre.

4.2. Capacité de détection des écarts sur dose délivrée supérieure à 5%

Le seuil de tolérance établi, nous avons évalué la capacité de notre méthode à détecter les modifications des paramètres de traitement induisant un écart entre la dose prescrite et la dose délivrée au-delà de $\pm 5\%$. En d'autres termes, parmi ces modifications quelles sont celles qui induisent une différence entre la dose prescrite et la dose reconstruite dépassant le seuil de tolérance fixé de $\pm 6,5\%$ (Fig. 1).

Pour cette évaluation, seules les géométries de niveau 1 ont été considérées. Les paramètres de traitement ont été modifiés un par un jusqu'à ce qu'ils induisent une différence de dose dépassant les 5% au point d'intérêt. La dose reconstruite a ensuite été calculée ($f_{algorithme}$) avec les paramètres de traitement initiaux (planifiés) mais avec la nouvelle valeur du signal transmis (i.e. acquis avec le paramètre modifié) (Éq. [1]). En effet, si des déviations non prévues interviennent au cours du traitement, la dose in vivo sera calculée avec les données issues de la planification mais avec un signal transmis différent. Sept paramètres de traitement représentatifs (épaisseur du patient, taille de champ, distance source-peau, indice de qualité, angle du filtre, unités moniteur, débit de dose, dose prescrite) ont été étudiés.

Un « indice de capacité d'alerte » a été défini arbitrairement comme le pourcentage d'écarts détectés ($nb_{détectés}$) sur l'ensemble des tests (nb_{tests}) réalisés (Éq. [6]). Dans notre étude, un écart aura le statut « détecté » quand, pour une différence entre la dose prescrite et la dose délivrée égale à 5% au point d'intérêt [26], l'écart entre la dose prescrite et la dose reconstruite sera supérieur à la limite de tolérance définie précédemment (6,5%) (Fig. 7, cas 1).

$$Index_{alerte} (\%) = \frac{nb_{détectés}}{nb_{tests}} = 100 \quad (6)$$

Cet indice représente la capacité d'un système de dosimétrie in vivo à détecter les variations de paramètre de traitement ayant une incidence significative sur la dose ($D_{prescrite} - D_{délivrée} > 5\%$). Il vaut 100% si, pour un paramètre donné, toutes les variations de celui-ci donnant lieu à un écart significatif ($> 5\%$) sont détectées. À l'inverse, cet indice vaut 0%. Les résultats présentés dans le Tableau 2 montrent que notre méthode est sensible aux variations anatomiques du patient, de taille de champ et d'énergie (indice qualité). En d'autres termes les tolérances fixées à 6,5% sur la dose

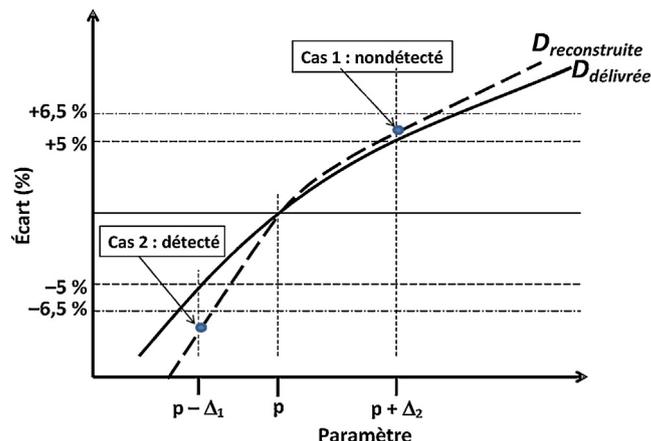


Fig. 7. Principe de détection des écarts dans le cas d'un écart sur la dose délivrée de 5% dû à la variation du paramètre de traitement p . Cas n° 1 : l'écart sur dose reconstruite est supérieur à la tolérance fixée à 6,5%, il est donc détecté. Cas n° 2 : l'écart sur dose reconstruite est inférieur à la tolérance fixée à 6,5%, il n'est donc pas détecté.

Principle of dose difference detection in case of 5% difference on the delivered dose due to the variation of treatment parameter P . Case No. 1: the difference on the reconstructed dose is greater than the fixed tolerance of 6.5%, it is therefore detected. Case No. 2: the difference on the reconstructed dose is lower than 6.5%, it is therefore not detected.

reconstruite permettent de détecter des écarts inférieurs à 5% sur la dose délivrée au point d'intérêt. Le faisceau de 4 MV est particulièrement sensible aux variations d'énergie du fait de la sur-réponse des imageurs portaux aux photons de basse énergie [39]. Pour les erreurs de filtre, d'unités moniteur, ou de débit de dose (TOP), l'écart sur la dose reconstruite est proportionnel à l'écart sur la dose délivrée aux points d'intérêts (i.e. 5% de différence sur la dose reconstruite correspond à 5% sur la dose délivrée). Cependant, comme le seuil de tolérance sur la dose reconstruite est fixé à 6,5%, ce type d'écart n'est pas « détecté » (au sens de cette étude) en dessous de cette valeur. Un suivi statistique global des résultats s'avère donc nécessaire. De cette manière, les déviations systématiques impliquant plusieurs patients seront détectées avec une plus grande finesse. Par exemple, un écart systématique de 3% sur le débit de dose d'un accélérateur ne sera pas « détecté » sur un contrôle individuel, cependant, il le sera très certainement à l'aide d'un suivi statistique inter-patient. L'utilisation d'une carte de contrôle adaptée peut alors faciliter ce suivi [40,41].

Les résultats montrent également que la dosimétrie in vivo en transmission est peu sensible aux écarts de distance source-peau (Tableau 2, colonne 3). Cependant, ces écarts seront détectés en routine dans la plupart des traitements isocentriques avec plusieurs faisceaux car ces déviations entraîneront des variations d'épaisseur auxquelles la méthode est sensible. Nous recommandons de faire un contrôle de positionnement avant chaque contrôle (haute énergie [MV–MV], basse énergie [kV–kV] et/ou tomographie conique [CBCT], en fonction des équipements et des protocoles de traitements) [42,43].

Cette méthodologie d'évaluation peut également être utilisée dans la démarche d'assurance de qualité de notre processus de dosimétrie in vivo comme test de non régression. Chaque

Tableau 2

Indices d'alerte (en pourcentage) évalués sur les géométries de niveau 1. Les résultats sont donnés pour les paramètres de traitement suivant : l'épaisseur du patient, la taille de champ, la distance source-peau, l'indice de qualité du faisceau ainsi que l'angle du filtre.

Alert index (%) evaluated on the level 1 geometries. The results are reported for the following treatment parameters: patient thickness, field size, SSD, quality index and wedge angle.

Énergie (MV)	Épaisseur (%)	Taille de champ (%)	Distance source-peau (%)	Indice de qualité (%)	Angle du filtre (%)
4	88	61	0	96	0
6	88	61	0	84	0
10	75	81	0	86	0
20	67	28	0	78	0

évolution apportée à la méthode de calcul doit diminuer $\delta_{\text{méthode}}$ ou, à minima, ne pas l'augmenter. Elle est également adaptée aux études comparatives. En effet, deux méthodes différentes de dosimétrie in vivo en transmission (ou deux détecteurs) peuvent être comparés. Par exemple, notre service envisage de remplacer l'imageur portal par un détecteur bidimensionnel à chambre d'ionisation [37]. Cette méthode sera alors un outil pour déterminer si cette évolution améliore les résultats obtenus. Il est également possible d'appliquer cette méthodologie aux techniques classiques de dosimétrie in vivo ou aux logiciels de double calcul des unités moniteur [25].

5. Conclusion

Une méthodologie d'évaluation d'une méthode de dosimétrie en transmission a été proposée. Dans un premier temps, les incertitudes liées à la méthode de reconstruction de la dose sont évaluées. Cette évaluation est basée sur différentes géométries tests représentatives des conditions de traitements. Ces tests élémentaires permettent à l'utilisateur de cibler les points faibles de sa méthode. Puis les incertitudes liées à la pratique clinique sont estimées. L'incertitude globale est alors déterminée en combinant les deux types d'incertitude. Le processus de dosimétrie in vivo développé dans notre institut a ainsi été testé pour quatre énergies de photons représentatives de celles utilisées en radiothérapie externe. Le seuil de tolérance défini pour les résultats cliniques est égal à 6,5 % ($k=2$) pour trois séances contrôlées.

Enfin, un indice d'alerte a été défini pour évaluer le pouvoir de détection des écarts en situation clinique. Ce critère objectif ainsi que la définition de géométries aisément reproductibles permettent de préciser les avantages et les limites de la technique. Elles facilitent également les comparaisons entre différentes méthodes et entre différents centres de radiothérapie. Les résultats ont démontré que la dosimétrie in vivo en transmission n'est pas capable de détecter tous les écarts de traitement, elle reste cependant un outil efficace pour sécuriser les traitements en complément des autres mesures d'assurance de la qualité.

Déclaration d'intérêts

Les auteurs déclarent ne pas avoir de conflits d'intérêts en relation avec cet article.

Remerciements

Ce travail a été financé en partie grâce au projet MINIARA (Multimodality Investigation for Novel Oncology Imaging and Radiotherapy).

Références

- [1] Francois P, Lartigau É. Analyse des risques en radiothérapie. *Cancer Radiother* 2009;13:574–80.
- [2] Goyet D, Dusserre A, Marcié S, Telenczak P, Wautier S, Costa A, et al. Guide pour la mise en œuvre en radiothérapie externe de l'assurance de qualité par mesures in vivo par dosimètres thermo-luminescents et semi-conducteurs [Rapport SFPM n° 18]. Paris: Société française de physique médicale (SFPM); 2000 [Disponible en ligne à l'adresse : http://www.sfpf.fr/download/fichiers/docs_sfpf/sfpf_rapport_18-2000_miv.pdf. (Accès le 17/5/2013)].
- [3] Bouche E, Bouscayrol H, Estivalet S, Goubard O, Lisbona A, Noël A, et al. Guide pour la pratique de la dosimétrie in vivo en radiothérapie externe. Paris: SFPM; 2008 [Disponible en ligne à l'adresse : http://www.sfpf.fr/download/fichiers/docs_sfpf/200810_guide_dosi.in.vivo.pdf. (Accès le 17/5/2013)].
- [4] Huyskens DP, Bogaerts R, Verstraete J, Lööf M, Nyström H, Fiorino C, et al. Practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams (entrance dose) [Physics for Clinical Radiotherapy Booklet No. 5. First Edition]. Bruxelles: ESTRO; 2001.
- [5] Van Dam J, Marinello G. Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy [Booklet No. 1. Second Edition]. Bruxelles: ESTRO; 2006 [Disponible en ligne à l'adresse : <http://www.estro.org/binaries/content/assets/estro/school/publications/booklet-1-methods-for-in-vivo-dosimetry-in-external-radiotherapy.pdf>. (Accès le 17/5/2013)].
- [6] American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiotherapy [AAPM Report No. 87]. Madison, WI: Medical Physics Publishing; 2005.
- [7] Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, Hanson WF, Leibel S, Morton RJ, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys* 1994;21:581–618.
- [8] Nuis A. Council Directive 97/43 EURATOM of 30 June 1997 on health protection of individuals against the danger of ionizing radiation in relation to medical exposure. Luxembourg: The Council of the European Union; 1997 [Disponible en ligne à l'adresse : http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/doc/legislation/9743_en.pdf].
- [9] Holm LE, Kupfer T. The Swedish radiation protection institute's regulations on radiation therapy [SSI 2000:4]. Stockholm: Swedish Radiation Protection Institute; 2000 [Disponible en ligne à l'adresse : <http://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/Global/Publikationer/Forfattning/Stralskydd/2000/ssifs-2000-4e.pdf>. (Accès le 17/5/2013)].
- [10] Shafiq J, Barton M, Noble D, Lemer C, Donaldson LJ. An international review of patient safety measures in radiotherapy practice. *Radiother Oncol* 2009;92:15–21.
- [11] Institut national du cancer (Inca). Critères d'agrément pour la pratique de la radiothérapie externe. Boulogne-Billancourt: Inca; 2008 [Accessible en ligne à l'adresse : www.e-cancer.fr. (Accès le 11/7/2011)].
- [12] François P, Boissard P, Berger L, Mazal A. In vivo dose verification from back-projection of a transit dose measurement on the central axis of photon beams. *Phys Med* 2011;27:1–10.
- [13] Nijsten SM, Mijnheer BJ, Dekker AL, Lambin P, Mincken AW. Routine individualized patient dosimetry using electronic portal imaging devices. *Radiother Oncol* 2009;92:65–75.
- [14] Partridge M, Ebert M, Hesse BM. IMRT verification by three-dimensional dose reconstruction from portal beam measurements. *Med Phys* 2002;29:1847–58.
- [15] Louwe RJ, Damen EM, van Herk M, Mincken AW, Törzsök O, Mijnheer BJ. Three-dimensional dose reconstruction of breast cancer treatment using portal imaging. *Med Phys* 2003;30:2376–89.
- [16] Pasma KL, Kroonwijk M, Quint S, Visser AG, Heijmen BJ. Transit dosimetry with an electronic portal imaging device (EPID) for 115 prostate cancer patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;45:1297–303.
- [17] Boellaard R, van Herk M, Mijnheer BJ. A convolution model to convert transmission dose images to exit dose distributions. *Med Phys* 1997;24:189–99.
- [18] Boellaard R, Essers M, van Herk M, Mijnheer BJ. New method to obtain the midplane dose using portal in vivo dosimetry. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;41:465–74.
- [19] Piermattei A, Fidanzio A, Stimato G, Azario L, Grimaldi L, D'Onofrio G, et al. In vivo dosimetry by an aSi-based EPID. *Med Phys* 2006;33:4414–22.
- [20] Piermattei A, Fidanzio A, Azario L, Grimaldi L, D'Onofrio G, Cilla S, et al. Application of a practical method for the isocenter point in vivo dosimetry by a transit signal. *Phys Med Biol* 2007;52:5101–17.
- [21] Kapatotes JM, Olivera GH, Ruchala KJ, Smilowitz JB, Reckwerdt PJ, Mackie TR. A feasible method for clinical delivery verification and dose reconstruction in tomotherapy. *Med Phys* 2001;28:528–42.
- [22] Wendling M, Louwe RJ, McDermott LN, Sonke JJ, van Herk M, Mijnheer BJ. Accurate two-dimensional IMRT verification using a back-projection EPID dosimetry method. *Med Phys* 2006;33:259–73.
- [23] Kavuma A, Glegg M, Metwaly M, Currie G, Elliott A. A novel method for patient exit and entrance dose prediction based on water-equivalent path length measured with an amorphous silicon electronic portal imaging device. *Phys Med Biol* 2010;51:435–52.
- [24] Boissard P. Dosimétrie in vivo en radiothérapie externe avec imageurs portaux au silicium amorphe : de la méthode à la validation clinique [thèse de doctorat]. Toulouse: Université P. Sabatier; 2012.
- [25] Venselaar J, Wellenweerd H. Application of a test package in an intercomparison of the photon dose calculation performance of treatment planning systems used in a clinical setting. *Radiother Oncol* 2001;60:203–13.
- [26] Sellakumar P, Arun C, Sanjay SS, Ramesh SB. Comparison of monitor units calculated by radiotherapy treatment planning system and an independent monitor unit verification software. *Phys Med* 2011;27:21–9.
- [27] Chauvet I, Petitfils A, Lehouby C, Kristner JY, Brunet Y, Lembrez R, et al. The sliding slit test for dynamic IMRT: a useful tool for adjustment of MLC related parameters. *Phys Med Biol* 2005;50:563–80.
- [28] Christ G. White polystyrene as a substitute for water in high energy photon dosimetry. *Med Phys* 1995;22:2097–100.
- [29] McDermott LN, Louwe RJ, Sonke JJ, van Herk MB, Mijnheer BJ. Dose-response and ghosting effects of an amorphous silicon electronic portal imaging device. *Med Phys* 2004;31:285–95.
- [30] McCurdy BM, Luchka K, Pistorius S. Dosimetric investigation and portal dose image prediction using an amorphous silicon electronic portal imaging device. *Med Phys* 2001;28:911–24.
- [31] Image Acquisition System 3 reference guide. Palo Alto, CA: Varian Medical Systems, Inc.; 2007.
- [32] Van Esch A, Depuydt T, Huyskens DP. The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields. *Radiother Oncol* 2004;71:223–34.
- [33] McDonald JH. Handbook of Biological Statistics. 2nd ed. Baltimore, MD: Sparky House Publishing; 2009.

- [34] Kavuma A, Glegg M, Currie G, Elliott A. Assessment of dosimetrical performance in 11 Varian a-Si-500 electronic portal imaging devices. *Phys Med Biol* 2008;53:6893–909.
- [35] Fidanzio A, Cilla S, Greco F, Gargiulo L, Azario L, Sabatino D, et al. Generalized EPID calibration for in vivo transit dosimetry. *Phys Med* 2011;27:30–8.
- [36] Sabet M, Menk FW, Greer PB. Evaluation of an a-Si EPID in direct detection configuration as a water-equivalent dosimeter for transit dosimetry. *Med Phys* 2010;37:1459–67.
- [37] Chung H, Li J, Samant S. Feasibility of using two-dimensional array dosimeter for in vivo dose reconstruction via transit dosimetry. *J Appl Clin Med Phys* 2011;12:3370.
- [38] Beyer GP, Scarantino CW, Prestidge BR, Sadeghi AG, Anscher MS, Miften M, et al. Technical evaluation of radiation dose delivered in prostate cancer patients as measured by an implantable MOSFET dosimeter. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;69:925–35.
- [39] Parent L, Seco J, Evans PM, Fielding A, Dance DR. Monte Carlo modelling of a-Si EPID response: the effect of spectral variations with field size and position. *Med Phys* 2006;33:4527–40.
- [40] Gérard K, Grandhaye JP, Marchesi V, Kafrouni H, Husson F, Aletti P. A comprehensive analysis of the IMRT dose delivery process using statistical process control (SPC). *Med Phys* 2009;36:1275–85.
- [41] Villani N, Gérard K, Marchesi V, Huger S, François P, Noël A. Maîtrise statistique des processus appliquée aux contrôles avant traitement par dosimétrie portale en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité. *Cancer Radiother* 2010;14:189–97.
- [42] McDermott LN, Wendling M, Nijkamp J, Mans A, Sonke JJ, Mijnheer BJ, et al. 3D in vivo dose verification of entire hypo-fractionated IMRT treatments using an EPID and cone-beam CT. *Radiother Oncol* 2008;86:35–42.
- [43] Van Elmpt W, Nijsten S, Petit S, Mijnheer B, Lambin P, Dekker A. 3D in vivo dosimetry using megavoltage cone-beam CT and EPID dosimetry. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009;73:1580–7.