



**Caractérisation du détecteur à fibre scintillante
plastique commercial et étude sur la réduction de
dose aux appareils cardiaques implantables
par blindage de plomb**

Mémoire

Alexandra Bourgouin

Maîtrise en physique – physique médicale
Maître ès sciences (M.Sc.)

Québec, Canada

© Alexandra Bourgouin, 2015

Résumé

Le récent développement de la méthode de discrimination spectrale pour la calibration des dosimètres à fibres scintillantes plastiques (PSD) a conduit au développement du premier dosimètre commercial de ce type, soit l'Exradin W1 (STANDARD IMAGING INC., Middleton, WI, U.S.). Comme tout nouveau dosimètre, celui-ci se devait d'être caractérisé afin d'évaluer sa fiabilité en conditions standards d'irradiation. Le but premier du projet était d'effectuer cette validation. Les résultats obtenus ont démontré que le dosimètre à scintillation était un excellent candidat pour réaliser des mesures de dose hors-champ telles que rencontrées lors de l'évaluation de la réduction de dose aux appareils cardiaques implantables (ACI) par blindage. Les mesures effectuées avec l'Exradin W1 ont démontré une importante réduction de dose autant pour les simples champs antéro-postérieurs (de 40 % à 80 % de réduction de dose) que pour les traitements cliniques complexes (entre 5 % et 45 % de réduction de dose).

Abstract

The recent development of the spectral method for correction of the Čerenkov light in plastic scintillation detectors (PSD) have led to the first commercial dosimeter of this type, the Exradin W1 (STANDARD IMAGING INC., Middleton, WI, U.S.). As any new commercial dosimeter, it had to be characterized and validated in different situations of radiation. The first purpose of this project was to perform this validation. The results of characterization have shown that PSD is an efficient dosimeter to make out-of-field doses measurements as required in the evaluation of the feasibility of using a lead sheet to reduce dose to Cardiac Implantable Electronic Devices, CIED. Measurements performed with PSD shown an important reduction of doses by the shielding for square anterior-posterior field (40 % to 80 %) and also for complex clinical treatments (5 % to 45 %).

Table des matières

Résumé	iii
Abstract	v
Table des matières	vii
Liste des tableaux	ix
Liste des figures	xi
Remerciements	xix
Avant-propos	xxi
Introduction	1
1 Caractérisation et validation de l'Exradin W1	21
1.1 Méthode et matériel	21
1.2 Résultats et discussions	28
1.3 Conclusions sur la caractérisation et validation de l'Exradin W1	47
2 Out-of-field dose measurement at near surface with plastic scintillator detector	49
3 Reducing pacemaker doses with a lead sheet	57
4 Estimating and reducing dose received by cardiac devices for patients undergoing radiotherapy	71
Conclusion	85
Bibliographie	89

Liste des tableaux

0.1	Caractéristique de dosimètres commerciaux disponibles en physique médicale, avantages et inconvénients en lien avec la dosimétrie hors champ.	13
1.1	Déviations maximales et moyennes des résultats par rapport à la position centrale pour les mesures de bleu, de vert et de dose relatives lors des déplacements transverses du photodétecteur sur la table de traitement.	32
1.2	Mesures de grandeur de champ, largeur de pénombre, niveau de planéité et de symétrie pour des profils de champ de 6 MV longitudinal et transverse calculés à partir des mesures de la chambre à ionisation CC04 et du dosimètre à scintillation plastique, l'Exradin W1.	36
1.3	Mesures de dose relative et différences entre les courbes de rendement en profondeur obtenues avec la CC04 et l'Exradin W1 pour un faisceau de photons de 6 MV de 2,5 cm de côté	38
1.4	Mesures de dose relative et différences entre les courbes de rendement en profondeur obtenues avec la CC04 et l'Exradin W1 pour un faisceau de photons de 6 MV de 10 cm de côté	39
1.5	Mesures de dose relative et différences entre les courbes de rendement en profondeur obtenues avec la CC04 et l'Exradin W1 pour un faisceau de photons de 23 MV de 10 cm de côté	39
1.6	Paramètres de caractérisation et différences entre les courbes de rendement en profondeur obtenues avec la CC04 et l'Exradin W1 pour un faisceau d'électrons de 6 MeV de 10 cm de côté.	42
1.7	Paramètres de caractérisation et différences entre les courbes de rendement en profondeur obtenues avec la CC04 et l'Exradin W1 pour un faisceau d'électrons de 18 MeV de 10 cm de côté.	42
1.8	Mesures de grandeur de champ, largeur de pénombre, niveau de planéité et de symétrie pour des profils de champ de 2,5 cm de côté à 6 MV par la CC04 et l'Exradin W1. . .	43
1.9	Mesures de grandeur de champ, largeur de pénombre, niveau de planéité et de symétrie pour des profils de champ de 10 cm de côté à 23 MV par la CC04 et l'Exradin W1. .	44
1.10	Mesures de grandeur de champ, largeur de pénombre, niveau de planéité et de symétrie pour des profils de champ de 10 cm de côté à 6 MeV par la CC04 et l'Exradin W1. .	46
1.11	Mesures de grandeur de champ, largeur de pénombre, niveau de planéité et de symétrie pour des profils de champ de 10 cm de côté à 18 MeV par la CC04 et l'Exradin W1 .	46
3.1	Average difference of dose between W1 measurements and TPS calculation	62
4.1	Treatment information of RTPs, details about out-of-field distance and position of W1 in phantom.	76

4.2 Factor α , β and γ of Eq. (4.2) depending on the beam parameter. 79

4.3 Doses measured, modeled and calculated by TPS. 80

4.4 Mesures de dose *in vivo* au niveau de l'ACI pour 4 patients traités en radiothérapie externe et les mesures de dose sur fantôme (*in vitro*) 86

Liste des figures

0.1	Schéma d'une salle de traitement de radiothérapie externe ainsi que les composantes de la tête d'un accélérateur linéaire.	2
0.2	Courbe de rendement en profondeur théorique d'un faisceau d'électrons avec les paramètres de caractérisation du faisceau (Fig.10, Task Group no.25) [2]	4
0.3	Schéma des composantes radiatives de la dose hors champ primaire [27].	11
0.4	Représentation des volumes importants à considérer lors des traitements en radiothérapie externe pour des patients portant un ACI ainsi que les démarches à suivre pour chaque volume (estimation de dose et recommandation sur l'application du blindage de plomb)[40].	18
1.1	L'Exradin W1 monté sur le support d'acrylique dans la position de grand production de la lumière Čerenkov lors d'une calibration.	23
1.2	Montage représentant l'axe transverse et longitudinal pour les tests sur la dépendance de la réponse du détecteur par rapport au déplacement du photo-détecteur.	25
1.3	Montage représentant la position de l'Exradin W1 dans le champ d'irradiation pour les profils longitudinale perpendiculaire et transverse parallèle.	27
1.4	Mesure de dose entre 0 et 25 cGy par la chambre à ionisation miniature CC04 et le PSD Exradin W1 à un débit de dose constant pour un champ de $30 \times 30 \text{ cm}^2$ à une profondeur de 5 cm dans l'eau solide. A) et C) mesure de dose en nC pour la chambre à ionisation et en pC pour l'Exradin W1 respectivement, B) et D) différence entre les mesures obtenues avec la CC04 et l'Exradin W1 respectivement avec leur courbe de régression linéaire associé. La déviation standard moyenne des résultats pour l'Exradin W1 est de 0,6 % et pour les mesures de dose en deçà de 5 cGy, elle est de 2 %.	29
1.5	Mesure de la dose par la chambre à ionisation CC04 et par l'Exradin W1 d'un champ $30 \times 30 \text{ cm}^2$ à une profondeur de 5 cm pour un faisceau d'énergie 6 MV en fonction du débit de dose. Mesures normalisées pour la dose mesurée au plus haut débit de dose (600 UM/min).	30
1.6	Mesure d'un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de 100 UM à une profondeur de 5 cm pour un faisceau de 6 MV avec l'Exradin W1. Mesure des signaux normalisés pour les valeurs mesurées avec le photodétecteur à 80 cm de l'isocentre sur l'axe longitudinal.	32
1.7	Mesure d'un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de 100 UM à une profondeur de 5 cm pour un faisceau de 6 MV avec l'Exradin W1. Mesure des signaux normalisés pour les valeurs mesurées avec le photodétecteur au centre de l'axe transverse à 80 cm et 50 cm de l'isocentre sur l'axe longitudinal.	33

1.8	Mesure de dose d'un champ $30 \times 30 \text{ cm}^2$ de 100 UM à une profondeur de 5 cm pour un faisceau de 6 MV avec l'Exradin W1 en fonction du rayon de courbure appliqué à la fibre optique claire. Mesures des signaux normalisés par rapport à la mesure avec un rayon de courbure de 15 cm dans la fibre optique claire.	34
1.9	Diagramme en boîte des signaux bleu et vert avec la lumière ambiante de la salle de traitement éteinte ou allumée. Aucune dose appliquée sur le scintillateur de l'Exradin W1.	36
1.10	Mesure d'un profil longitudinal et transverse d'un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à une profondeur de 5 cm dans l'eau à une énergie de 6 MV par la chambre à ionisation CC04 et l'Exradin W1 positionné perpendiculairement ou parallèlement à l'axe du profil. A) et C) courbes du profil longitudinal et transverse normalisées par la dose centrale avec l'Exradin W1 positionnée perpendiculairement ou parallèlement à l'axe du profil, B) et D) différence entre les courbes de profil mesuré par l'Exradin W1 et la CC04 ($D_{W1} - D_{CC04}$).	37
1.11	Mesure d'un rendement en profondeur d'un champ de $2,5 \times 2,5 \text{ cm}^2$ dans l'eau à une énergie de 6 MV mesurée par la chambre à ionisation CC04 et l'Exradin W1. A) courbes de rendement en profondeur normalisées à D_{max} , B) différence entre les courbes de rendement en profondeur normalisées et mesurées par l'Exradin W1 et la CC04 ($D_{W1} - D_{CC04}$) après correction de positionnement.	38
1.12	Mesure d'un rendement en profondeur d'un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dans l'eau à une énergie de 6 MV mesurée par la chambre à ionisation CC04 et l'Exradin W1. A) courbes de rendement en profondeur normalisées à D_{max} , B) différence entre les courbes de rendement en profondeur normalisées et mesurées par l'Exradin W1 et la CC04 ($D_{W1} - D_{CC04}$).	40
1.13	Mesure d'un rendement en profondeur d'un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dans l'eau à une énergie de 23 MV mesurée par la chambre à ionisation CC04 et l'Exradin W1. A) courbes de rendement en profondeur normalisées à D_{max} , B) différence entre les courbes de rendement en profondeur normalisées et mesurées par l'Exradin W1 et la CC04 ($D_{W1} - D_{CC04}$).	41
1.14	Mesure de rendement en profondeur d'un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dans l'eau pour des faisceaux d'électrons de 6 MeV (colonne de gauche) et 18 MeV (colonne de droite) par la chambre à ionisation CC04 et le PSD Exradin W1. A) et B) courbes de rendement en profondeur normalisée par la dose maximale, C) et D) calcul du ratio de la dose normalisée Exradin W1 / CC04, E) et F) différence entre les courbes de rendement en profondeur mesuré par l'Exradin W1 et la CC04 ($D_{W1} - D_{CC04}$).	43
1.15	Mesure d'un profil longitudinal d'un champ de $2,5 \times 2,5 \text{ cm}^2$ à une profondeur de 5 cm dans l'eau à une énergie de 6 MV mesurée par la chambre à ionisation CC04 et l'Exradin W1. A) courbes du profil normalisées par la valeur centrale, B) différence entre les courbes du profil normalisées et mesurées par l'Exradin W1 et la CC04 ($D_{W1} - D_{CC04}$).	44
1.16	Mesure d'un profil longitudinal d'un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à une profondeur de 5 cm dans l'eau à une énergie de 23 MV mesurée par la chambre à ionisation CC04 et l'Exradin W1. A) courbes du profil normalisées par la valeur centrale, B) différence entre les courbes du profil normalisées et mesurées par l'Exradin W1 et la CC04 ($D_{W1} - D_{CC04}$).	45

1.17	Mesure d'un profil longitudinal d'un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à une profondeur de 2 ou 5 cm dans l'eau pour des faisceaux d'électrons de 6 et 18 MeV par la chambre à ionisation CC04 et l'Exradin W1. A) et C) courbes du profil longitudinal d'un champ d'énergie 6 MeV à une profondeur de 2 cm et d'un champ de 18 MeV à une profondeur de 5 cm, B) et D) différence entre les courbes de profil longitudinal d'un champ d'électrons normalisé et mesuré par l'Exradin W1 et la CC04 ($D_{W1} - D_{CC04}$).	47
1.18	Mesure du facteur de champ à une profondeur de 5 cm dans l'eau pour des faisceaux de photons de 6 et 23 MV par la chambre à ionisation CC04 et l'Exradin W1. A) et C) courbes de facteurs de champ d'un faisceau de 6 MV et de 23 MV normalisés par le facteur de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, B) et D) différence entre les courbes de facteurs de champ normalisés et mesurés par la chambre à ionisation CC04 et l'Exradin W1 ($D_{W1} - D_{CC04}$).	48
2.1	Schema of compound of the peripheral dose for external radiation therapy.	51
2.2	Commercial plastic scintillator dosimeter ; the Exradin W1.	52
2.3	Depth dose out-field for a 15 cm side beam at 3 cm out-of-field.	53
2.4	Lateral dose measurement at 0.5 cm depth for anterior (a and b) and posterior (c and d) photon beam.	54
2.5	Lateral dose measurement at 0.5 cm depth for anterior electron beam.	55
3.1	Water tank for depth dose measurements represented with the thin slab of solid water (2 mm) over liquid water with shielding on the top.	60
3.2	Set-up for lateral dose measurements. The dimensions on figure are ; T = 20 cm, W = 30 cm, L = 60 cm, and d = 10 cm. The depth of the dosimeter in the solid water is 5 mm.	61
3.3	Result of depth dose for photon beam with field size of $10 \times 10 \text{ cm}^2$. A) and C) centered dosimeter and B) and D) depth dose curves at 6 cm out-of-fields.	63
3.4	Lateral dose measurements results on photon beams of 10 cm side for A) and B) anterior field and C) and D) posterior filed.	64
3.5	A) Depth dose centered under the lead shielding for a 18 MeV electron beam with a 10 cm electron applicator. B) Impact on dose from shielding centered in the field with different electron beam energies	65
3.6	Lateral dose measurements results on anterior electron beams of 10 cm side.	66
4.1	Picture of the torso phantom made of solid water with an anthropomorphic head used in this work.	75
4.2	Measurement of the dose (cGy) by MU delivered by de linac for a 6 and 23 MV beam in function of the out-of-field distance. A) and B) anterior and posterior fields of 5 and 10 cm side at 6 MV, C)and D) anterior and posterior fields of 5 and 10 cm side at 23 MV.	77
4.3	Dose measurement by W1 and TPS calculation for anterior, posterior fields and for the complete treatment for all IMRT modality plans. Anterior and posterior results are the total dose measured or calculated for all anterior or posterior fields of the RTP. Measurements of W1 are presented in box plot and TPS calculation results are presented with its minus dose deviation.	79

*À celle qui a toujours su,
qui a toujours cru en moi,
mais avant tout,
à celle qui a toujours raison,
N.*

All we have to decide is what to do
with the time that is given us.

The Lord of the Rings : The
Fellowship of the Ring, Peter
Jackson, avec E. Wood, I. McKellen
et L. Tyler, États-Unis, 2001,
Fantaisie, 178 minutes.

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier celui qui a su voir en moi une physicienne passionnée, qui m'a pris sous son aile et qui a su me diriger en me laissant ma liberté tout en me remettant dans le droit chemin lorsque je m'égarais. Merci pour ta confiance, pour ce super projet et pour ta patience, ce document est avant tout pour moi, mais il est aussi pour toi Louis. Les mots sont bien peu pour toute la gratitude que je te porte.

Nicolas, tu es un physicien et une personne en or massif. J'ai vraiment eu beaucoup de chances de travailler avec et pour toi. Tu m'as mené vers des pistes qui ont fait avancer incroyablement mon projet. À toi aussi les mots sont bien peu pour la gratitude que je te porte. Et puis vive les couleurs dans Excel et le mode service !

À Audrey, que dire ! Tu es incroyable, merci de m'avoir écouté répondre à mes propos questions, merci pour ton soutien intellectuel et émotionnel, mais avant tout, merci d'avoir toujours été là dans les moments où j'en avais le plus de besoins.

Merci à ma gang de *fibreux* et en particulier à Jonathan Morin et Mathieu Guillot, vous avez vraiment été d'un grand support aussi pour la physique que pour la correction de mes abstracts, présentations et autres. Merci d'avoir été autant pointilleux et de m'avoir poussée au meilleur de moi-même. Merci pour toutes ces discussions sur la physique médicale, les fibres et sur The Big Bang theory ou The Offspring !

Merci aux physiciens et physiciennes du CHUQ, vous avez toujours été là lorsque j'avais des questions, moyennant quelque fois des muffins au chocolat pour un certain Bernard.

Je souhaite aussi remercier les technologues qui m'ont aidé avec mes impatiences envers Pinnacle ainsi que Marie-Chantal Gagné pour tes scripts.

Et un dernier petit mot pour mes correctrices :

À ma correctrice d'anglais, Jessica et Annie.

À mes correctrices de français, les filles, sans vous je n'aurais pas vu le bout de ce document, vous êtes d'excellentes amies !

Merci mille fois pour ce travail long et fastidieux !

Avant-propos

Le document qui suit est un mémoire par article et regroupe deux articles élaborés dans le cadre de ce projet de recherche. Cette section présente l'auteur principal, indiqué par un astérisque, ainsi que les co-auteurs. Il sera aussi présenté l'état actuel des articles et le rôle de chaque auteur dans l'élaboration de ceux-ci.

Chapitre 2 : Out-of-field dose measurement at near surface with plastic scintillator detector

Alexandra Bourgoïn*^{1,2}, Nicolas Varfalvy^{2,3}, Louis Archambault^{1,2,3}

¹*Département de physique, génie physique et d'optique, Université Laval, Québec, QC, Canada*

²*Centre de recherche sur le cancer de l'Université Laval et Centre de recherche du CHU de Québec, Québec, QC, Canada*

³*Département de Radio-oncologie, CHU de Québec, Québec, QC, Canada*

État : Approbations et corrections des coauteurs avant soumission.

Contributions : J'ai contribué au plan de recherche, protocole de mesure, prise de mesure, analyse des résultats et la rédaction de l'article. Nicolas Varfalvy a contribué au plan de recherche, protocole de mesure, analyse des résultats et la révision du manuscrit. Louis Archambault a contribué au plan de recherche, protocole de mesure et la révision du manuscrit.

Chapitre 3 : Reducing pacemaker doses with a lead sheet

Alexandra Bourgoïn*^{1,2}, Nicolas Varfalvy^{2,3}, Louis Archambault^{1,2,3}

¹*Département de physique, génie physique et d'optique, Université Laval, Québec, QC, Canada*

²*Centre de recherche sur le cancer de l'Université Laval et Centre de recherche du CHU de Québec, Québec, QC, Canada*

³*Département de Radio-oncologie, CHU de Québec, Québec, QC, Canada*

État : Approbations et corrections des coauteurs avant resoumission.

Contributions : J'ai contribué au plan de recherche, protocole de mesure, prise de mesure, analyse des résultats et la rédaction de l'article. Nicolas Varfalvy a contribué au plan de recherche, protocole de mesure, analyse des résultats et la révision du manuscrit. Louis Archambault a contribué au plan de recherche, protocole de mesure et la révision du manuscrit.

Chapitre 4 : Estimating and reducing dose received by cardiac devices for patients undergoing radio-

therapy

Alexandra Bourgoïn^{*1,2}, Nicolas Varfalvy^{2,3}, Louis Archambault^{1, 2, 3}

¹*Département de physique, génie physique et d'optique, Université Laval, Québec, QC, Canada*

²*Centre de recherche sur le cancer de l'Université Laval et Centre de recherche du CHU de Québec, Québec, QC, Canada*

³*Département de Radio-oncologie, CHU de Québec, Québec, QC, Canada*

État : Article accepté pour publication avec correction majeure dans le Journal of Applied Clinical Medical Physics le 5 septembre 2014.

Contributions : J'ai contribué au plan de recherche, protocole de mesure, prise de mesure, analyse des résultats et la rédaction de l'article. Nicolas Varfalvy a contribué au plan de recherche, protocole de mesure, analyse des résultats et la révision du manuscrit. Louis Archambault a contribué au plan de recherche, protocole de mesure et la révision du manuscrit.

Introduction

[...] le but que l'on poursuit est toujours voilé.

M. Kundera¹

La radiothérapie externe

La radiothérapie externe est l'une des techniques utilisées pour traiter plusieurs types de cancer. Cette technique de traitement consiste à soumettre la tumeur à une dose importante de radiation ionisante. La radiothérapie est dite externe puisque la source de radiation ionisante provient de l'extérieur du corps contrairement à certaines techniques telles que la curiethérapie où la source de radiation est placée à l'intérieur du corps au niveau de la tumeur. Il existe plusieurs types d'appareils en radiothérapie externe, dont les accélérateurs linéaires (*Linac* de l'anglais : *linear accelerator*).

Les accélérateurs linéaires

Un accélérateur linéaire produira un champ, ou faisceau, de radiation ionisante en accélérant un faisceau d'électrons à l'intérieur d'un guide d'onde. Le faisceau d'électrons sera focalisé et dévié à l'intérieur de la tête de l'accélérateur par des champs électromagnétiques. Le faisceau d'électrons passera par une cible de métal, habituellement en tungstène, dans le cas où le champ de radiation ionisante souhaité est un faisceau de photons. Dans le cas contraire, le faisceau d'électrons sera directement dirigé vers un feuillet diffusant (*scattering foil*). Le faisceau de photons ou d'électrons passera par des chambres à ionisation à l'intérieur de la tête du *Linac*. Ces chambres permettent à l'accélérateur linéaire de vérifier la planéité du champ, ainsi que de connaître la dose et le débit de dose en temps réel. La grandeur et la forme du champ de radiation sont produites par deux rangées de collimateurs (mâchoires *X* et mâchoires *Y*) et par un collimateur multilames (MLC de l'anglais *multileaf collimator*). Le schéma des composantes principales de la tête de l'accélérateur sont illustrées en Fig. 0.1. Les accélérateurs linéaires sont contrôlés de l'extérieur de la salle de traitement par un amalgame d'ordinateurs (console de l'accélérateur). La console permet de spécifier la dose à administrer en unité moniteur (UM), le débit de dose en UM/minute, la grandeur de champ, l'angle de bras (*gantry*) ou du collimateur de l'appareil ainsi que la position de la table de traitement. La dose administrée par

1. MILAN KUNDERA, *L'insoutenable légèreté de l'être*, Toronto, Gallimard, 1984.

l'appareil est définie en unité moniteur. Habituellement, la conversion des UM en unité de dose va comme suit : $1 \text{ UM} = 1 \text{ cGy}$ au point D_{max} d'un champ dont les dimensions sont de 10 cm de largeur sur 10 cm de longueur.

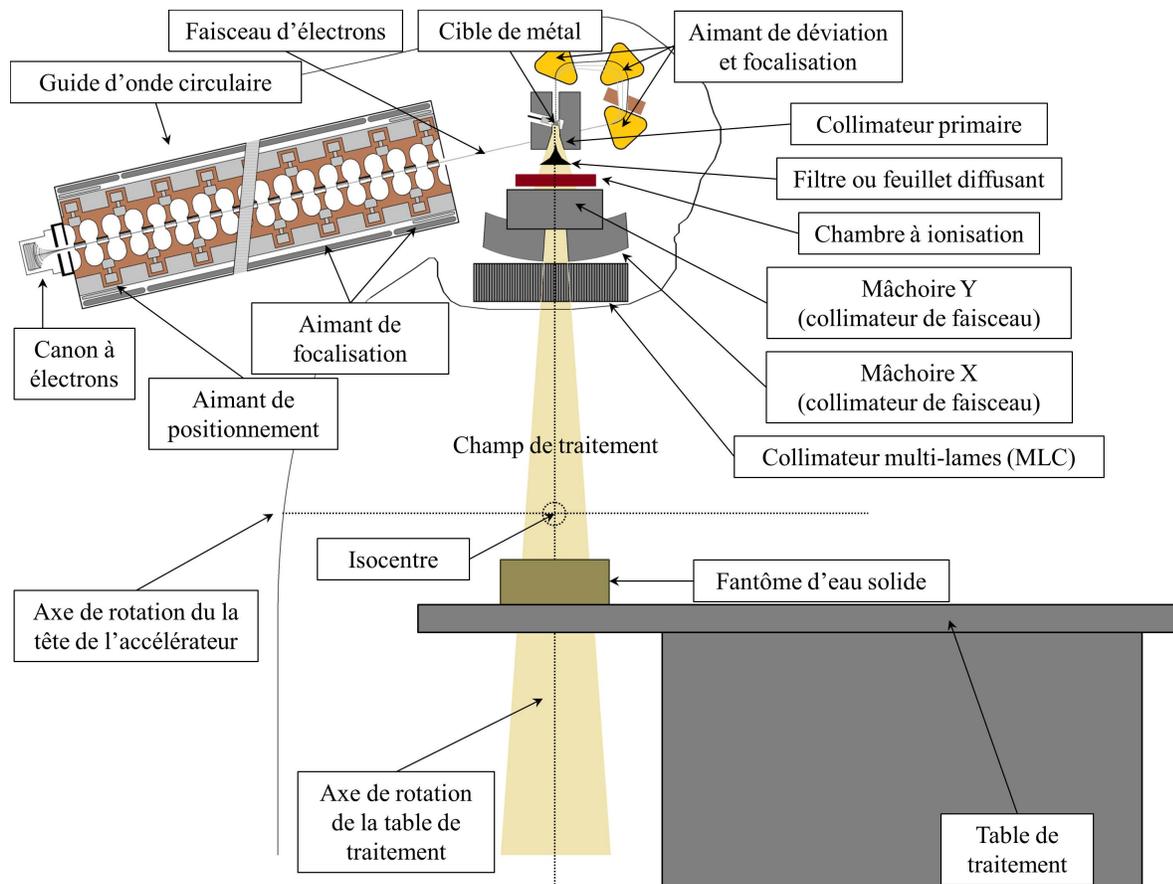


FIGURE 0.1: Schéma d'une salle de traitement de radiothérapie externe ainsi que les composantes de la tête d'un accélérateur linéaire.

Contrôle de qualité des accélérateurs linéaires

Le contrôle de qualité des accélérateurs linéaires est un ensemble d'expérience qui vérifie le bon fonctionnement des appareils et s'assure que la dose prescrite sera celle administrée. Le contrôle de qualité des accélérateurs linéaires passe par une série de tests qui consiste à vérifier les faisceaux d'irradiation. Cette section portera sur la définition de certains tests de contrôle de qualité (CQ) qui seront utilisés dans ce projet.

Profil de dose

Le profil d'un faisceau d'irradiation en photons ou en électrons est caractérisé par quatre paramètres : la grandeur de champ, la largeur de la pénombre, la planéité et la symétrie. La grandeur de champ est définie comme la distance de part et d'autre du champ où la dose équivaut à 50 % de la dose au centre du champ (D_{centre}). La pénombre est la distance entre les points où la dose est équivalente à 20 % de D_{centre} et 80 % de D_{centre} d'un même côté de champ. La planéité (P) est définie comme la variation de la dose dans le plateau central du faisceau. Cette définition se traduit par l'équation suivante :

$$P = 100 \cdot \frac{D_M - D_m}{D_M + D_m} \quad (1)$$

où D_M est la dose maximale mesurée et D_m la dose minimum mesurée à l'intérieur du plateau de dose centrale. La symétrie (S) est définie de plusieurs façons, celle utilisée dans ce document est une comparaison du niveau de dose mesurée de chaque côté du champ et se calcule comme suit :

$$S = 100 \cdot \frac{D_{-0.4w} - D_{0.4w}}{(D_{-0.4w} + D_{0.4w})/2} \quad (2)$$

où $D_{-0.4w}$ est la dose mesurée à une distance de 0.4 fois la grandeur de champ w du côté gauche du champ et $D_{0.4w}$ est la dose mesurée du côté droit du champ [1].

Courbe de rendement en profondeur

Une courbe de rendement en profondeur (RP) est définie comme le ratio entre la mesure de dose à une certaine profondeur x dans le fantôme par rapport à la mesure de dose à D_{max} dans ce même fantôme à une distance source-surface (DSS) constante. Le point de dose D_{max} est la profondeur à laquelle la dose est maximale. La profondeur de ce point dépend de la qualité du faisceau. Celui-ci augmente avec l'énergie du champ autant pour les faisceaux de photons que d'électrons. Pour un faisceau de photons, les points de mesures pertinents pour caractériser le faisceau sont ; la surface, la profondeur de D_{max} et la dose normalisée à 10 cm de profondeur dans le fantôme. Il est aussi pertinent de faire quelques mesures entre ces points.

Pour les faisceaux en électrons, les courbes de rendement en profondeur permettent de déterminer quelques caractéristiques du faisceau. Tout comme pour les faisceaux de photons, la profondeur de D_{max} est une valeur importante à mesurer. Les courbes de rendement en profondeur pour les faisceaux d'électrons permettent aussi de déterminer l'énergie la plus probable, l'énergie moyenne, ainsi que le niveau de contamination. L'énergie la plus probable (E_p) se calcule avec l'équation suivante :

$$(E_p)_0 = C_1 + C_2 R_p + C_3 R_p^2 \quad (3)$$

où R_p est défini à la Fig. 0.2 et C_1 , C_2 et C_3 sont des constantes qui ont comme valeur dans l'eau 0.22 MeV, 1.98 MeVcm⁻¹ et 0.0025 MeVcm⁻² respectivement [2].

L'énergie moyenne, \bar{E}_0 , d'un faisceau se calcule avec l'équation suivante :

$$\bar{E}_0 = C_4 R_{50} \quad (4)$$

où R_{50} est défini dans la Fig. 0.2 et C_4 est une constante dont la valeur dans l'eau est 2.33 MeVcm^{-1} . La contamination créée par l'interaction des électrons avec ; la matière, la tête de l'accélérateur linéaire, l'air ou encore le fantôme, se traduit par une augmentation de la dose en fin de parcours. Dans la Fig. 0.2, la queue du rendement en profondeur montre la contamination des rayons-x. Le calcul du niveau de contamination peut se faire en mesurant la dose à 2 cm et 4 cm après le point de dose R_p .

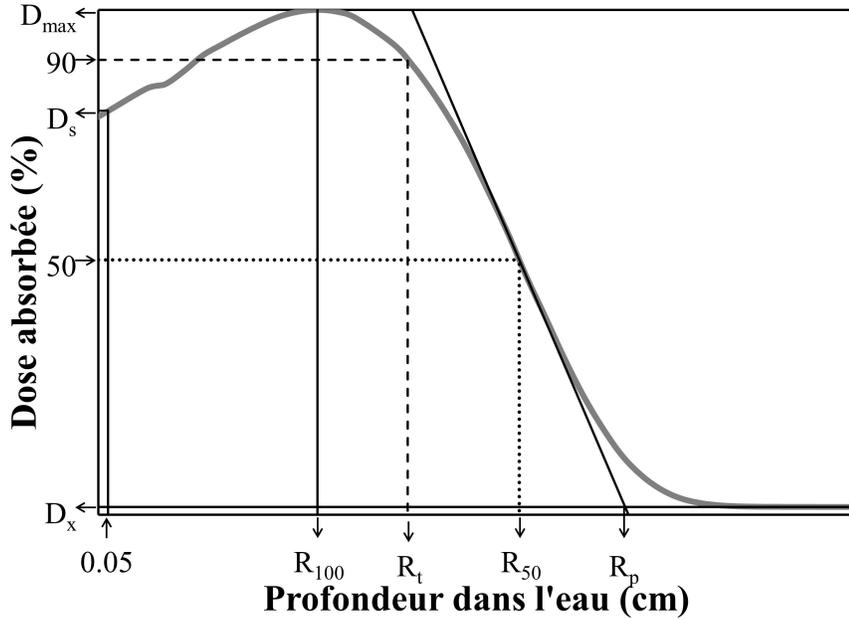


FIGURE 0.2: Courbe de rendement en profondeur théorique d'un faisceau d'électrons avec les paramètres de caractérisation du faisceau (Fig.10, Task Group no.25) [2]

Facteur de champ

Le facteur de champ, $\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ (*field factor* du formalisme d'Alfonso [3]), est le facteur qui permet de calculer l'augmentation de la dose en un point due au changement de grandeur de champ. Ce facteur est le résultat de la multiplication des facteurs collimateur et diffusé. Le facteur collimateur est défini comme le facteur par lequel la dose est augmentée due au diffusé provenant de la tête de l'accélérateur. Le facteur diffusé prend seulement en considération l'augmentation ou la diminution de la dose induite par le diffusé dans le fantôme. Le facteur de champ se mesure dans un fantôme d'eau ou d'eau solide. Il se calcule par la relation suivante :

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}} / D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}} \quad (5)$$

où $D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}}$ est la dose, à une profondeur fixe, d'un champ clinique f_{clin} de largeur et longueur w . $D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}}$ est la dose absorbée dans l'eau pour le champ de référence de la machine sur laquelle le facteur est

mesuré, f_{msr} , à une profondeur de référence et de qualité Q_{msr} (*beam quality of the machine-specific reference*). Dans le formalisme d'Alfonso [3], le champ de référence de la machine f_{msr} est défini par les codes de pratiques, tel que le TG-51 [4], dans le cas où le l'appareil de traitement a la capacité de délivrer un tel champ. Les *Linacs* utilisées dans ce projet ont une telle capacité. Le champ de référence f_{msr} est alors défini comme étant un champ carré de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ pour ce projet. La définition du facteur de champ est la même pour un faisceau d'électrons que pour un faisceau de photons et elle se mesure de la même manière. Par ailleurs, en plus du facteur collimateur et diffusé, le facteur de champ en électrons comprend aussi un facteur cône. Ce facteur prend en considération l'augmentation de la dose provenant du diffusé sur le cône utilisé pour collimer le faisceau primaire.

Les détecteurs à fibre scintillante plastique

Les détecteurs à fibre scintillante plastique (PSD) sont très peu utilisés en radiothérapie pour quantifier les doses déposées. Malgré leurs très grands avantages tels que l'équivalence à l'eau et leurs grandes résolutions spatiales, les détecteurs à fibre scintillante plastique ont un taux d'émission lumineuse faible par rapport au taux d'énergie absorbée. L'un des plus grands problèmes que soulevaient les détecteurs à fibre scintillante plastique est la contamination lumineuse. Cette lumière parasite s'aditionne et se superpose à la scintillation, ce qui empêche la mesure directe de la dose à partir de la lumière collectée au bout du PSD. Depuis 1992, certains groupes de recherche se sont penchés sur la question [5, 6, 7, 8, 9, 10].

Les scintillateurs

Il existe deux grandes classes de scintillateurs : les scintillateurs inorganiques et les organiques [11]. Ces derniers, sous forme de scintillateur plastique, seront utilisés dans ce travail, mais tout d'abord voici la description sommaire de ces différents types de scintillateurs, de leurs caractéristiques, modes de scintillation ainsi que leurs avantages et inconvénients. Tout scintillateur fonctionne sous un même principe de base : lorsqu'un scintillateur est soumis à un champ de radiation, l'énergie de la radiation absorbée par celui-ci causera des transitions électroniques qui exciteront la matière. La libération de la lumière se fera lors de la relaxation des états excités [12].

Les scintillateurs inorganiques sont des cristaux dopés d'activateur. Le mécanisme de scintillation peut être décrit par la théorie des bandes électroniques des cristaux. Lorsque la radiation traverse le cristal, les électrons peuvent absorber l'énergie perdue par la radiation et ainsi passer de la bande de valence à la bande de conduction du cristal [12]. L'activateur a pour but de créer des bandes d'énergie qui auront un écart énergétique se situant dans le spectre du visible. L'activateur a aussi pour but de rendre le cristal transparent à la lumière émise lors de l'irradiation de celui-ci. Les scintillateurs inorganiques comptent parmi les scintillateurs les plus efficaces : le taux de production lumineuse par

rapport à l'énergie de radiation absorbée par le cristal est grand. Par exemple, le taux d'émission du NaI(Tl) est de 38 photons/keV alors que pour un scintillateur plastique, elle est située entre 8 et 10 photons/keV [13]. La raison pour laquelle ce type de scintillateur n'est pas ou peu utilisée en physique médicale c'est qu'il ne répond pas à l'une des caractéristiques dosimétriques les plus recherchées en physique médicale, soit l'équivalence à l'eau. Leur masse volumique est significativement supérieure à celle de l'eau. Par exemple, le scintillateur inorganique NaI(Tl) a une masse volumique de 3,67 g/cm³. Cette différence majeure dans les masses volumiques crée une surestimation de la dose en particulier à cause de l'effet photo-électrique qui y est plus élevé [14].

Contrairement au scintillateur inorganique, l'effet de scintillation sous la radiation des scintillateurs organiques provient de la nature des molécules le composant. La scintillation est le résultat soit de la transition d'un électron à un état excité supérieur (changement d'orbital) ou d'une vibration entre les atomes de la molécule à l'intérieur de la molécule organique [15]. Puisque le processus est interne à la molécule, la scintillation est donc indépendante de l'état physique du matériel : solide, liquide ou gazeux [12]. Les scintillateurs organiques sont à la base des scintillateurs plastiques comme il sera discuté plus bas. Comparativement aux scintillateurs inorganiques, les scintillateurs organiques ont un temps de relaxation rapide de l'ordre de la nanoseconde, mais ils sont moins efficaces en termes de taux d'émission lumineuse.

Étant donné le caractère moléculaire de la scintillation organique, il est possible d'utiliser des molécules organiques comme soluté dans un solvant, c'est le principe de base des scintillateurs plastiques. Les solvants habituellement utilisés sont le polyvinylbenzène (polystyrène) et le polyvinyltoluène (PVT) [11]. Lors de l'exposition du scintillateur plastique à la radiation, l'énergie est d'abord absorbée par le solvant avant d'être transférée aux molécules organiques à l'aide de différents modes d'émission (uv, vibrations ou autres). Le taux d'émission d'un scintillateur plastique n'est pas linéaire avec la concentration de celui-ci dans le solvant puisqu'au-delà d'un certain niveau, il y a un effet de *quenching* (étouffement) dû à la proximité des molécules scintillantes dans le plastique.

Les détecteurs à fibre scintillante plastique utilisent des scintillateurs plastiques sous forme de fibre optique. Ces dosimètres sont composés d'un scintillateur plastique de forme cylindrique recouvert d'une gaine isolante moins réfringente que le scintillateur afin d'avoir une réflexion totale interne telle une fibre optique [16]. Le scintillateur plastique est par la suite couplé à une fibre optique claire afin de propager la lumière jusqu'à un photodétecteur pour mesurer le niveau de lumière émise [7]. Plusieurs types de détecteurs peuvent être utilisés tels que les tubes photomultiplicateurs, les caméras CCD, des photodiodes ou d'autres types de photodétecteur.

La contamination lumineuse

Beddar et coll. ont démontré que la lumière parasite qui contamine la mesure de dose par les dosimètres plastiques est la lumière Čerenkov puisque celle-ci avait une très forte dépendance de l'angle d'irradiation [17]. La lumière Čerenkov est émise lorsqu'une particule chargée, telle qu'un électron, traverse un milieu diélectrique à une vitesse supérieure à celle d'un photon dans cette même matière [18]. Ce critère rend la production de la lumière Čerenkov dans le vide impossible. Le déplacement d'une particule chargée dans un milieu fera osciller les dipôles électriques des molécules le composant, et ce, peu importe la vitesse de la particule chargée. L'oscillation des dipôles électriques produira des ondes électromagnétiques. Le déplacement d'un électron à une vitesse supérieure à c/n , n étant l'indice de réfraction du milieu, permet une production lumineuse synchronisée. Un front d'onde est alors créé par l'interférence constructive des ondes électromagnétiques. L'interférence constructive se produit dans des directions bien précises selon l'énergie de l'électron ce qui crée des cônes lumineux. Cet effet est l'analogie de l'onde de choc sonore. Le spectre d'émission de la lumière Čerenkov est continu et est proportionnel à λ^{-2} . Puisque la vitesse d'un électron dépend de son énergie, il est possible de calculer l'énergie minimale de production de lumière Čerenkov dans un milieu donné. Dans le cas particulier des détecteurs à fibre scintillante, le milieu dans lequel la lumière Čerenkov sera produite est le plastique composant la fibre optique claire et le scintillateur. Dans le cas des plastiques comme le polystyrène et le polyvinyltoluène, l'énergie minimale de production de la lumière Čerenkov se situe autour de quelques centaines de keV. L'énergie minimale de production de la lumière Čerenkov dans le poly méthyle méthacrylate (PMMA), plastique constituant la fibre optique claire, est de 178 keV [19, 20]. Ces énergies sont bien en dessous des énergies de radiation thérapeutique. La production de la lumière Čerenkov est hautement directionnelle [18] ce qui implique que la production de lumière Čerenkov dans une fibre optique claire sera dépendante de son orientation par rapport au faisceau de radiation.

Techniques de correction de la lumière Čerenkov

Différentes techniques pour éliminer la contamination lumineuse due à la production de la lumière Čerenkov ont été développées au cours des deux dernières décennies. Une première technique développée par Beddar et coll. [21] consistait à utiliser deux fibres optiques, l'une couplée avec un scintillateur et l'autre sans scintillateur. La deuxième fibre optique permettait de faire une soustraction de la lumière Čerenkov produite dans la première fibre optique, celle avec le scintillateur. Le problème relié à cette technique était les mesures dans les zones de haut gradient de dose. La lumière Čerenkov produite dans la fibre de référence n'était pas la même que celle produite dans la fibre de lecture de dose.

Une autre technique, développée par Lambert et coll. [9] pour éliminer la lumière Čerenkov était de remplacer la fibre optique par un guide d'onde. Celui-ci sert à propager la lumière produite dans

le scintillateur vers le photodétecteur. Ce guide d'onde est creux, donc rempli d'air. L'énergie seuil de production de lumière Čerenkov dans l'air est autour de 21 MeV. Puisque les énergies thérapeutiques en radiothérapie sont habituellement en dessous de cette énergie, il est considéré qu'il n'y a pas de production de lumière Čerenkov dans ce type de guide d'onde. Par contre, l'utilisation de guide d'onde creux afin d'acheminer la lumière produite dans le scintillateur plastique jusqu'au photodétecteur enlève l'une des qualités les plus recherchées des détecteurs à fibre scintillante plastique, son équivalence à l'eau.

Fontbonne et coll. [6] ainsi que Frelin et coll. [22] ont développé une technique de correction pour la lumière Čerenkov basée sur l'analyse spectrale de la lumière mesurée à la sortie de la fibre optique. Cette technique est basée sur une discrimination spectrale de la lumière par des filtres optiques de couleur et des filtres chromatiques. Le signal lumineux sera divisé en un signal bleu et un signal vert. La dose sera alors proportionnelle au signal vert multiplié par une constante a additionnelle au signal bleu multiplié par une constante b .

$$D = a \cdot G + b \cdot B \quad (6)$$

Afin de déterminer les constantes a et b , une calibration préalable est nécessaire.

Guillot et coll. [19] vont perfectionner cette technique de discrimination spectrale en modifiant la procédure pour déterminer le facteur de correction de la lumière Čerenkov et en simplifiant le calcul de dose.

$$D = a(T_1 - CLR \cdot T_2) \quad (7)$$

D est la mesure de dose, a est un facteur de gain (dans le cas de ce projet, a aura les unités de Gy/pC, ce facteur permet de convertir le courant lu en unité de dose), T_i représente la lumière mesurée pour les deux régions spectrales et le CLR (*Čerenkov light ratio*) est le facteur de correction pour la lumière Čerenkov. Les constantes a et CLR se mesurent lors de la calibration du détecteur. Cette modification de procédure a permis de combler les lacunes de la technique de Fontbonne et coll. et Frelin et coll. dans les situations où l'intensité de la lumière Čerenkov émise dans la fibre optique est supérieure à l'intensité de la lumière émise par la fibre scintillante.

Avantages des détecteurs à fibre scintillante plastique

Équivalence à l'eau : L'équivalence à l'eau en physique médicale se définit comme étant la propriété d'un matériel à interagir de la même manière que l'eau à la radiation. Ce matériel a une section efficace d'interaction similaire à l'eau. Cette équivalence permet de diminuer le nombre de facteurs de correction du détecteur. De plus, l'équivalence à l'eau permet de s'assurer que le détecteur perturbe au minimum le champ de radiation. Il est alors possible de construire des matrices de détecteurs dont la mesure de dose de chaque détecteur n'est pas perturbée par la présence des autres. Les détecteurs à fibre scintillante plastique sont équivalents à l'eau à partir de 500 keV comme démontré par calcul

Monte-Carlo [23]. En deçà de ce niveau d'énergie, ceux-ci ne peuvent être considérés comme équivalents à l'eau. Dans le cas des mesures à l'intérieur d'un champ de radiation, les énergies moyennes sont largement supérieures à 0,5 MeV. Par contre, lors de mesures hors champ d'irradiation, l'énergie moyenne peut être en dessous de cette énergie seuil. Les détecteurs à fibre scintillante plastique sont tout de même considérés comme équivalents à l'eau au-dessus d'une énergie de 150 keV puisque la déviation entre la dose absorbée par le scintillateur et l'eau ne dépasse pas 3.4 % [7].

Linéarité : Un dosimètre est dit linéaire lorsque la lecture de dose est proportionnelle à celle dont il est exposé, et ce, peu importe le niveau. Il a été démontré que les détecteurs à fibre scintillante plastique sont non seulement linéaires avec la dose, mais aussi indépendants à un changement de débit de dose [5]. Cette caractéristique est avantageuse en particulier pour les mesures de dose hors champ puisque les niveaux de dose y sont faibles tout comme le débit de dose.

Mesure en temps réel : La mesure en temps réel est la capacité d'obtenir directement pendant l'irradiation du détecteur, la mesure de dose. Les fibres scintillantes plastiques ont des temps de relaxation de l'ordre de la nanoseconde, de 2 à 3 ns [24]. Le temps pour obtenir la lecture de dose est alors dépendant du type de photodétecteur utilisé. Ceux-ci ont habituellement des temps de réponse inférieurs à une seconde selon le photodétecteur. Les éléments composant les détecteurs à fibre scintillante plastique permettent ainsi d'obtenir la lecture de dose de façon quasi instantanée suite à l'irradiation de ceux-ci ce qui en fait un dosimètre dont la lecture est considérée comme étant en temps réel. Cet élément est avantageux puisqu'il permet de signaler rapidement aux médecins si des modifications dans le montage doivent être apportées. De plus, cette caractéristique est intéressante pour des mesures *in vivo*, car elle permet de savoir rapidement si le patient est soumis à des doses différentes de celles attendues.

Résolution spatiale : La résolution spatiale d'un détecteur est dépendante de la taille de son volume sensible. Le désavantage d'un volume sensible considéré comme large est que la dose est moyennée sur ce volume. Une diminution du volume sensible d'un dosimètre permet d'augmenter sa résolution spatiale, mais diminue habituellement sa précision puisque le signal diminue. Une diminution de signal signifie habituellement une diminution du ratio signal sur bruit, d'où la diminution dans la précision du dosimètre. Un des avantages des détecteurs à fibre scintillante plastique est leur petit volume sensible pour une bonne précision de mesure de dose. Cet avantage a d'ailleurs été utilisé pour des mesures de dose en petits champs [25]. Cette caractéristique permet aussi une meilleure précision de mesure dans les zones de haut gradient de dose.

La dose hors champ

La dose hors champ, ou dose périphérique est la dose à l'extérieur de la zone de traitement, hors du faisceau primaire. La dose hors champ équivaut entre 3 % et 0.1 % de la dose de prescription [26] et est dite secondaire. Cette dose peut provenir d'interactions de la radiation interne au patient ce qui est défini comme étant la diffusion interne. La dose hors champ provient également d'interactions de la radiation externe au patient, soient la radiation de fuite de l'accélérateur, diffusion provenant des collimateurs de l'accélérateur et diffusion dans la salle de traitement tel qu'illustré en Fig. 0.3. À l'intérieur de la tête de l'accélérateur, il y a deux types de blindage, soit le blindage servant à moduler le faisceau d'irradiation primaire, les collimateurs, ainsi que le blindage de la tête de l'accélérateur afin de minimiser la radiation de fuite. Celle-ci est en moyenne plus énergétique que la radiation du diffusé des collimateurs et elle est composée de photons hautement énergétiques. L'intensité de la radiation de fuite est par contre moins importante que la radiation du diffusé des collimateurs. Celle-ci est composée de photons et d'électrons. Les photons provenant du diffusé des collimateurs ont une énergie inférieure au faisceau primaire et ont une portée plus courte que les photons provenant de la radiation de fuite. Les électrons provenant du diffusé des collimateurs sont appelés contamination électronique. Cette dernière a une portée plus courte à l'extérieur du faisceau primaire que la radiation de fuite et des photons provenant diffusé des collimateurs. Par ailleurs, leur portée est plus grande que celle du diffusé interne [27]. La contribution de la dose hors champ provenant de la diffusion dans la salle de traitement est très faible en comparaison avec la diffusion interne, la radiation de fuite de l'accélérateur et la contamination électronique. Elle est donc considérée comme négligeable dans la plupart des cas [27].

La dose périphérique dépend de plusieurs facteurs, dont l'accélérateur linéaire utilisé, l'énergie du faisceau d'irradiation, la grandeur de champ, la profondeur de la mesure dans le milieu et la distance hors champ. Kase et coll. [27] a décrit la contribution à la dose hors champ provenant du diffusé interne, de la radiation de fuite et de la contamination électronique. La contribution à la dose totale provenant du diffusé interne du milieu augmente avec la profondeur. La contribution provenant de la contamination électronique et de la radiation de fuite diminue avec la profondeur. Le pourcentage de la dose périphérique provenant du diffusé interne augmente avec la grandeur du champ alors que la contribution de la radiation de fuite diminue avec la grandeur de champs. La contribution à la dose de périphérie provenant de la contamination électronique va augmenter avec la taille de champ entre 5 et 15 cm de côté, mais diminuera par la suite pour des tailles de champ de 15 et 25 cm de côté. La contribution provenant du diffusé interne diminuera avec la distance hors champ alors que la contribution de la radiation de fuite augmentera. De façon générale, la contribution à la dose de périphérie va diminuer avec l'augmentation de l'énergie du faisceau primaire alors que le contraire sera observé pour la radiation de fuite [27].

En absolu, la dose hors champ augmente avec la grandeur de champ dans un milieu donné pour une

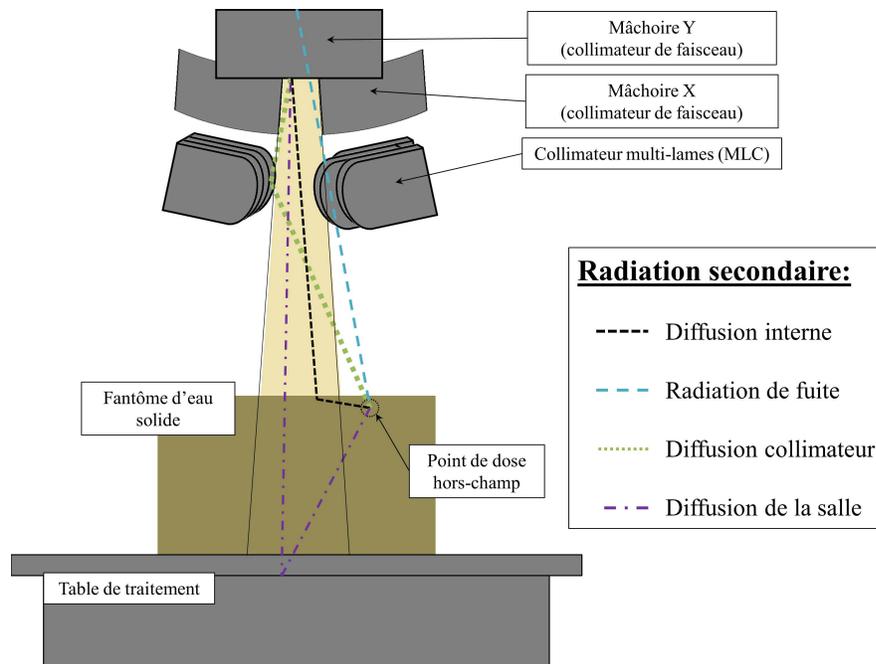


FIGURE 0.3: Schéma des composants radiatives de la dose hors champ primaire [27].

profondeur et une distance hors champ fixes. Cette augmentation est de moindre importance pour de plus grandes distances hors champ [28]. De plus, pour une différence de grandeur de champ fixe, l'augmentation de la dose hors champ sera plus importante si les champs sont de petite taille comparativement à deux champs de grande taille [26]. Par exemple, la différence de dose entre un champ de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ et un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ sera plus grande que la différence de dose entre un champ de $25 \times 25 \text{ cm}^2$ et un champ de $30 \times 30 \text{ cm}^2$. Le comportement de la dose hors champ avec la profondeur n'est pas constant. La dose de périphérie atteindra un minimum autour de la profondeur D_{max} du champ primaire puis augmentera selon la distance hors champ et la grandeur de champ [26]. Dans le tout premier centimètre de profondeur, la courbe de rendement en profondeur aura une région d'accumulation pour les faisceaux de haute énergie près du faisceau primaire et pour de plus petits champs [28, 26]. Il est par contre difficile à statuer sur le niveau de dose exact qui sera mesuré pour un accélérateur linéaire en particulier, puisque celle-ci est dépendante de la collimation du faisceau primaire et du blindage interne de la tête de l'accélérateur [27].

La dosimétrie hors champ

La mesure de dose hors champ est complexe et peu de détecteurs ont les qualités requises pour faire ce type de mesure. Comme décrit plus haut, la contribution à la dose hors champ provient de plusieurs types de radiation, photons et électrons, de basse et haute énergie. Cette caractéristique bien

particulière à la mesure de dose hors champ requiert à la fois une sensibilité équivalente pour les photons, les électrons et les neutrons. Elle requiert aussi que les dosimètres ne soient pas dépendants énergétiquement. Une autre caractéristique de la dose hors champ est la plus grande difficulté à obtenir l'équilibre électronique. Celle-ci est définie comme étant la situation où il y a autant d'énergie entrante que sortante d'un volume donné fixe provenant d'électrons spécifiquement [14]. L'équilibre électronique dans le volume sensible de tout dosimètre est nécessaire afin de relier directement la dose mesurée dans ce dosimètre et la dose réelle en l'absence de celui-ci. Afin d'obtenir un équilibre électronique pour des mesures hors champ, le dosimètre doit avoir un volume sensible petit puisque la portée des électrons y est plus faible. Le dosimètre doit aussi être préférablement eau équivalent afin de perturber au minimum la distribution de la dose. Certains dosimètres, tels que les chambres à ionisation, qui sont constitués d'une cavité d'air ne pourront pas atteindre l'équilibre électronique à l'intérieur de leur volume sensible lors de mesure hors champ ce qui entraînera un biais dans les mesures de dose. Lors de dosimétrie hors champ, une partie de la dose mesurée provient de la diffusion du champ primaire dans le milieu, la radiation très près du champ sera plutôt directionnelle, ce qui implique que le dosimètre ne doit pas avoir de dépendance angulaire. Il est aussi important que le dosimètre soit linéaire avec la dose sur une grande plage de niveau de dose puisqu'hors champ primaire, elles sont très faibles. De plus, le débit de dose varie selon la distance hors champ donc le dosimètre ne doit pas avoir de dépendance selon le débit de dose. La précision de la mesure de dose est aussi importante vu le bas niveau de dose. La lecture de dose en temps réel ainsi que la grande résolution spatiale est préférable, mais non primordiale. Beaucoup de dosimètres commerciaux sont disponibles en physique médicale ; chambre à ionisation, diode, chambre à diamant, chambre à ionisation liquide, dosimètre thermoluminescent, MOSFET, gel dosimétrique, les films radiochromiques et depuis peu les détecteurs à fibre scintillante plastique. Les diodes, les chambres à ionisation liquide ainsi que les chambres à diamant ont une dépendance avec le débit de dose [29]. La lecture en temps réel des gels dosimétriques, des films radiochromiques ainsi que des dosimètres thermoluminescents n'est pas possible. Les MOSFET et les dosimètres thermoluminescents sont imprécis. Le dosimètre qui semble le plus adéquat pour la lecture des doses hors champ est le détecteur à fibre scintillante plastique. Le tableau 0.1 présente les différents avantages et inconvénients des dosimètres énoncés plus haut.

Les appareils cardiaques implantables en radiothérapie externe

La pose d'appareils cardiaques implantables, ACI, est une option thérapeutique pour certaines maladies. Les troubles de rythme cardiaque nécessitant l'implantation d'un stimulateur cardiaque sont les dysfonctions du nœud sinusal incluant la bradycardie, le bloc sinoauriculaire et les pauses sinusales ainsi que les blocs de conductions. Les cardiomyopathies sont aussi des motifs d'installation de stimulateur cardiaque soit à titre préventif lors de risque élevé d'arythmie, soit comme traitement [30]. Les ACI sont habituellement implantés près de la clavicule du patient. Les ACI ont des fonctions de monitoring et peuvent délivrer de petites impulsions électriques en réaction à une arythmie. Il existe

TABLE 0.1: Caractéristique de dosimètres commerciaux disponibles en physique médicale, avantages et inconvénients en lien avec la dosimétrie hors champ.

Dosimètres	Avantages	Inconvénients
Chambre à ionisation	Justesse Lecture en temps réel	Large volume sensible Pas eau équivalente Perturbation de la fluence
Diode	Petit volume sensible Lecture en temps réel	Dépendance au débit de dose Dépendance angulaire Pas eau équivalente
Chambre à diamant	Petit volume sensible Lecture en temps réel	Dépendance au débit de dose Dispendieux
Chambre à ionisation liquide	Lecture en temps réel	Dépendance au débit de dose Importante recombinaison ionique
Dosimètre thermoluminescent	Haute résolution spatiale	Lecture en temps réel impossible Imprécision Pas eau équivalente
MOSFET	Petit volume sensible Lecture en temps réel	Imprécision Radiosensible (courte durée de vie) Pas eau équivalente
Gel dosimétrique	Haute résolution spatiale Multipoint	Lecture en temps réel impossible Chimiquement délicat Difficulté de lecture
Films radiochromiques	Haute résolution spatiale Multipoint	Lecture en temps réel impossible Dispendieux Mauvaise reproductibilité
Fibre scintillante plastique	Lecture en temps réel Petit volume sensible Eau équivalente	Faible sensibilité Faible précision en temps réel

une multitude de types d'ACI dépendamment du nombre de chambres (sonde reliée aux ventricules ou aux oreillettes) et de leur fonction. Dans ce document, nous ferons la distinction entre les stimulateurs cardiaques (*pacemaker*) et les défibrillateurs automatiques implantables (DAI, *Implantable cardioverter-defibrillator*) qui sont des ACIs dotés d'une fonction de défibrillation automatique en plus des fonctions habituelles des stimulateurs cardiaques. La défibrillation consiste en une décharge électrique dans le but de restaurer la fréquence cardiaque. La dépendance au stimulateur cardiaque se traduit chez les patients ayant un rythme cardiaque autonome inadéquat ou simplement une absence

de rythme cardiaque autonome. Pour ces patients, l'arrêt ou la dysfonction de l'ACI peut mettre leur vie en danger [31].

Un ACI est composé d'un boîtier et de ses sondes. La taille moyenne du boîtier est de 10 cm². Le boîtier contient une antenne radiofréquence qui permet de transmettre les données au travers de la peau à des fins de lecture par un dispositif externe. Il contient aussi un système de détection pour l'activité cardiaque ainsi qu'un système de mesure pour les statistiques de fonctionnement, la charge de la batterie ainsi que la résistance des sondes. La source d'énergie de l'ACI est une batterie de lithium-ion d'une durée de vie restreinte d'environ 10 ans. Les sondes sont des fils conducteurs munis d'une gaine isolante. Elles sont habituellement faites d'un alliage de titane, iridium et carbone. Les impulsions électriques sont délivrées par l'électronique qui calibre ceux-ci en amplitude, largeur et fréquence. De nos jours, la quasi-totalité des appareils cardiaques implantables sont construits à partir de circuit CMOS, *complementary metal-oxide-semiconductor*, mais avant les années 80 et 90, les circuits électriques étaient composés de semi-conducteurs bipolaires.

Fonctionnement et effet radiatif théorique sur les semi-conducteurs bipolaires et CMOS

Les semi-conducteurs bipolaires sont composés de deux substrats semi-conducteurs identiques de type N ou P séparés par une fine tranche semi-conductrice de type opposé (NPN ou PNP). Les CMOS sont composés de transistors à effet de champ à grille métal-oxyde (MOSFET) de type P connecté en séries avec des MOSFET de type N. Les composantes N et P des CMOS sont en antiphase. Un faible courant continu circule constamment dans le semi-conducteur bipolaire contrairement aux CMOS qui consomment seulement du courant lors de la transition d'état, passant vers bloquant et vice versa, de ses transistors. Lors de l'interaction de la radiation ionisante avec la matière, il y a création d'une paire électron-trou. Dans les semi-conductrices bipolaires, cette création de paires aura pour effet de modifier le courant de base circulant dans le semi-conducteur. Dans le cas des circuits CMOS, la création d'une paire électron-trou pourrait avoir comme effet de maintenir le transistor de type N en état «passant». Ceci aura pour effet que les deux types de transistor, N et P, ne seront plus en antiphase [32].

Radiosensibilité des appareils cardiaques implantables

Les ACIs sont facilement endommagés par la radiation. Cette problématique concernant la radiosensibilité des ACI a été observée en 1984 par Maxted et coll. [32]. Ces derniers ont observé sept stimulateurs cardiaques sur un total de 19 ayant une dysfonction après une exposition entre 39 et 69 Gy. Dans les stimulateurs cardiaques testés pour cette étude, deux types de technologie électronique ont été utilisés, soient la technologie semi-conductrice bipolaire et la technologie CMOS. Maxted et coll. ont conclu, suite à cette étude, que les stimulateurs cardiaques construits à partir de circuit CMOS

sont plus radiosensibles que ceux dont les circuits étaient de technologie semi-conducteur. La même observation a été faite en 1991 par Rodriguez et coll. [33] dont l'étude portait sur 33 stimulateurs cardiaques et 4 défibrillateurs automatiques implantables. Par contre, Rodriguez et coll. ont observé des défaillances à des niveaux de doses inférieurs à Maxted et coll., soit à 14 Gy. Un total de huit défaillances ont été observées sur les groupes des 37 ACI, stimulateurs cardiaques et DAI confondus, sous un seuil de 50 Gy. En 2002, Mouton et coll. [34] ont publié une large étude sur les doses seuils pour les stimulateurs cardiaques. Sur un total de 96 stimulateurs cardiaques, différents types de défaillance ont été observés allant des défaillances mineures à graves et allant de momentané à irréversible. L'une des plus graves défaillances, soit le silence permanent, a été observée après des doses aussi faibles que 0.5 Gy. Il a été observé qu'une dose aussi faible que 0.05 Gy peut mener à une défaillance mineure menant à un malaise chez le patient. Plus de 14.6 % et 6 % des stimulateurs cardiaques ont subi une défaillance grave sous des niveaux de dose de 5 et 2 Gy respectivement. Cette étude a démontré que les nouveaux modèles de stimulateurs cardiaques étaient beaucoup plus radiosensibles que les anciens modèles. Cette étude a aussi démontré qu'il n'y avait pas de dose seuil sous laquelle il y a un risque nul. En suivant les recommandations du rapport TG-34 de l'AAPM [35] soit ; garder les stimulateurs cardiaques à l'extérieur du champ d'irradiation primaire et de maintenir le niveau de dose inférieur à 2 Gy, il existe tout de même des risques importants reliés au traitement de cancer sur un patient ayant un ACI. Dans un rapport de cas publié par Thomas et coll. [36], une mise à zéro de l'électronique a été observée malgré que le stimulateur cardiaque était à l'extérieur du champ d'irradiation.

Recommandations de la littérature

L'association américaine des physiciens médicaux (AAPM) a publié en 1994 un rapport, le TG-34, sur les précautions à prendre avec les patients en radiothérapie ayant un ACI [35]. Leurs recommandations étaient de ne pas traiter un patient portant un ACI avec un bêta-tron et de ne pas mettre l'ACI dans le champ primaire d'irradiation. Le rapport recommandait aussi d'estimer la dose que recevrait l'ACI lors du traitement du patient. Dans le cas où l'estimation de la dose était supérieure à 2 Gy, les fonctions de l'ACI devaient être vérifiées au minimum chaque semaine durant le traitement du patient.

En 2004, Solan et coll. [37] ont publié une revue de littérature sur les patients ayant un ACI en radiothérapie. La conclusion de cet article listait des recommandations sur l'encadrement de ce type de patient. Solan et coll. proposait qu'avant le traitement en radiothérapie, le cardiologue détermine si le patient est dépendant ou non de son ACI. Il recommandait aussi une vérification complète de ses fonctions. Tout comme le TG-34 [35], une estimation de la dose est recommandée et si celle-ci dépasse le 2 Gy, l'ACI devrait être déplacée. En plus d'impliquer le cardiologue dans la procédure de traitement, tout le personnel soignant devrait être avisé de l'état du patient et son dossier devrait être clairement indiqué que le patient porte un ACI. Lors de la première séance de traitement, la dose de l'ACI devrait

être mesurée à l'aide d'un dosimètre thermoluminescent. Le pouls et la pression sanguine du patient devraient être mesurés avant et après chacune des séances de traitement. Le médecin responsable du patient devrait être présent lors du premier traitement ainsi que lors des premières prises d'image portale. Un électrocardiogramme devrait être fait pour tous les patients dépendant à leur ACI durant le premier traitement et une fois par semaine pour le reste du traitement. Dans le cas où le patient n'est pas dépendant à son ACI et que le cardiologue ne voit pas d'objection à désactiver l'ACI, un aimant devrait être positionné au niveau de l'ACI lors de chaque traitement afin de le désactiver pour les patients non dépendant de leur ACI.

Dans la revue de littérature de Sundar et coll. [38], les mêmes types de recommandations sont faits. Par contre, il est recommandé d'impliquer et d'éduquer le patient sur les risques et complications potentiels reliés à l'exposition des ACIs à la radiation. Il est aussi recommandé d'aller chercher des informations sur les tolérances de l'ACI à la radiation auprès du manufacturier. Dans des cas de haut risque de radiation, il est recommandé de faire des changements dans le traitement du patient plutôt que d'aller vers la chirurgie pour déplacer l'ACI. Sundar et coll. recommandait aussi de non seulement indiquer à tout le personnel soignant l'état du patient, mais aussi de l'informer sur les risques potentiels de dysfonction de l'ACI lors du traitement.

En 2012, Hurkmans et coll. [39] ont publié les procédures utilisées aux Pays-Bas dans le cas de patient traité en radiothérapie alors qu'ils ont un ACI. Les procédures appliquées avec les patients sont basées sur la séparation de ceux-ci en trois catégories, ceux à grand, moyen ou petit risque de dysfonction. Les patients sont catégorisés selon leur dépendance à leur ACI et au niveau de dose auquel ils pourraient être soumis. Un traitement dans la région des épaules et du cou est considéré comme un risque d'exposition à plus de 10 Gy. Ces risques sont évalués entre 2 et 10 Gy pour un traitement au bas de la tête ou dans la cage thoracique. Les risques sont évalués à moins de 2 Gy pour le reste du corps. Durant le traitement du patient, celui-ci devra être monitoré et des mesures devront être faites, et ce, pour toutes les catégories confondues. Tout comme les autres procédures publiées, le personnel soignant devra être informé de l'état du patient et éduqué sur les risques potentiels. Pour les patients de la catégorie à faible risque, aucune mesure plus poussée n'est recommandée. Pour les patients à moyen risque, ceux-ci devraient être surveillés de plus près. Le bon fonctionnement de l'ACI devrait être vérifié toutes les semaines. Durant chaque séance de traitement, un équipement d'urgence et un électrocardiogramme devraient être disponibles à proximité. Un cardiologue devrait aussi être capable de se déplacer en moins de 10 minutes à la salle de traitement de radiothérapie en cas de dysfonction de l'ACI. Le personnel soignant, tel que les technologues, devrait être entraîné pour faire une réanimation et être à proximité lors de chaque traitement de patients avec ACI. Pour les patients à risque élevé, une relocalisation de l'ACI ou un changement dans le traitement sont des options fortement recommandées. Dans le cas où ces deux dernières options ne sont pas possibles, un électrocardiogramme et des mesures de dose devraient être faits lors de chaque séance de traitement en radiothérapie. De plus,

une vérification du bon fonctionnement de l'ACI devrait être faite dans les 24 heures suivant chaque traitement. En plus de toutes ces précautions, le radio-oncologue traitant devrait être à jour sur les risques et précautions à prendre avec ce type de patients.

Code de pratique du CHU de Québec

Lors de la planification du traitement du patient, l'ACI ne doit pas se trouver en entrée ou sortie de faisceau primaire. Une distance minimale de 3 cm doit être conservée entre l'ACI et le bord de champ qui est défini comme étant la ligne d'isodose 50 %. Dans le cas où la distance minimale ne peut être respectée, il faut tenter de modifier l'incidence du faisceau afin d'en avoir une qui respecte la distance minimale. Dans les cas extrêmes où il est impossible de respecter la règle de 3 cm, un minimum de 1 cm entre le champ et l'ACI est obligatoire. La coordonnatrice technique ainsi que le physicien devront être avisés afin que la position de l'ACI soit vérifiée lors des traitements puisque celui-ci est mobile sous la peau. Le volume planifié de l'organe à risque ou PRV de l'anglais *planned risk volume*, comprenant l'ACI ainsi que des marges de déplacement de 1 cm autour de celui-ci, doit être tracé dans le système de planification de traitement afin de connaître la dose maximale dans ce volume.

Avant le premier traitement du patient, le physicien doit suivre un guide de pratique du CHU de Québec afin d'évaluer la dose à l'ACI et l'indiquer dans le dossier du patient. Avant d'évaluer la dose à l'ACI, le physicien doit connaître le modèle de l'ACI et déterminer la dose maximale que peut recevoir ce modèle en particulier. Puisque la dose à l'ACI est cumulative, le physicien doit connaître les antécédents de traitement en radiothérapie du patient. Dans le cas où celui-ci aurait déjà eu un traitement, le physicien doit prendre connaissance de tout déplacement de l'ACI ou du changement d'appareil depuis le dernier traitement ainsi que tout rapport d'incident relié au traitement antérieur du patient. Dans le cas où celui-ci n'a pas été déplacé ni changé, la dose estimée lors du premier traitement doit être sommée à l'évaluation de la dose du traitement à venir et celle-ci ne doit pas dépasser la dose maximale que peut recevoir l'ACI.

Dans le cas où l'ACI se trouve à plus de 15 cm du bord de champs, l'évaluation de la dose se fait en considérant seulement les champs antérieurs. En appliquant la pondération de MU pour les champs antérieurs par rapport au MU total, il est possible d'estimer la dose associée aux champs antérieurs. L'évaluation de la dose à l'ACI sera alors équivalente à 1 % de la dose associée aux champs antérieurs. Dans le cas où l'ACI se trouve entre 3 et 15 cm du bord de champs, l'estimation de la dose se fera de la même manière que lorsque l'ACI se trouve à 15 cm du bord de champ, mais en estimant 2 % de la dose associée aux champs antérieurs au lieu de 1 %. Pour un ACI à moins de 3 cm du bord de champ, l'évaluation de la dose se fera avec le système de planification de traitement. La dose maximale à l'ACI sera évaluée en utilisant le DVH, histogrammes dose-volumes, pour le contour de l'ACI tracé dans le système de planification de traitement ainsi que pour le PRV. Un schéma représentatif

des démarches à suivre selon la distance hors champ de l'ACI est illustré en Fig. 0.4.

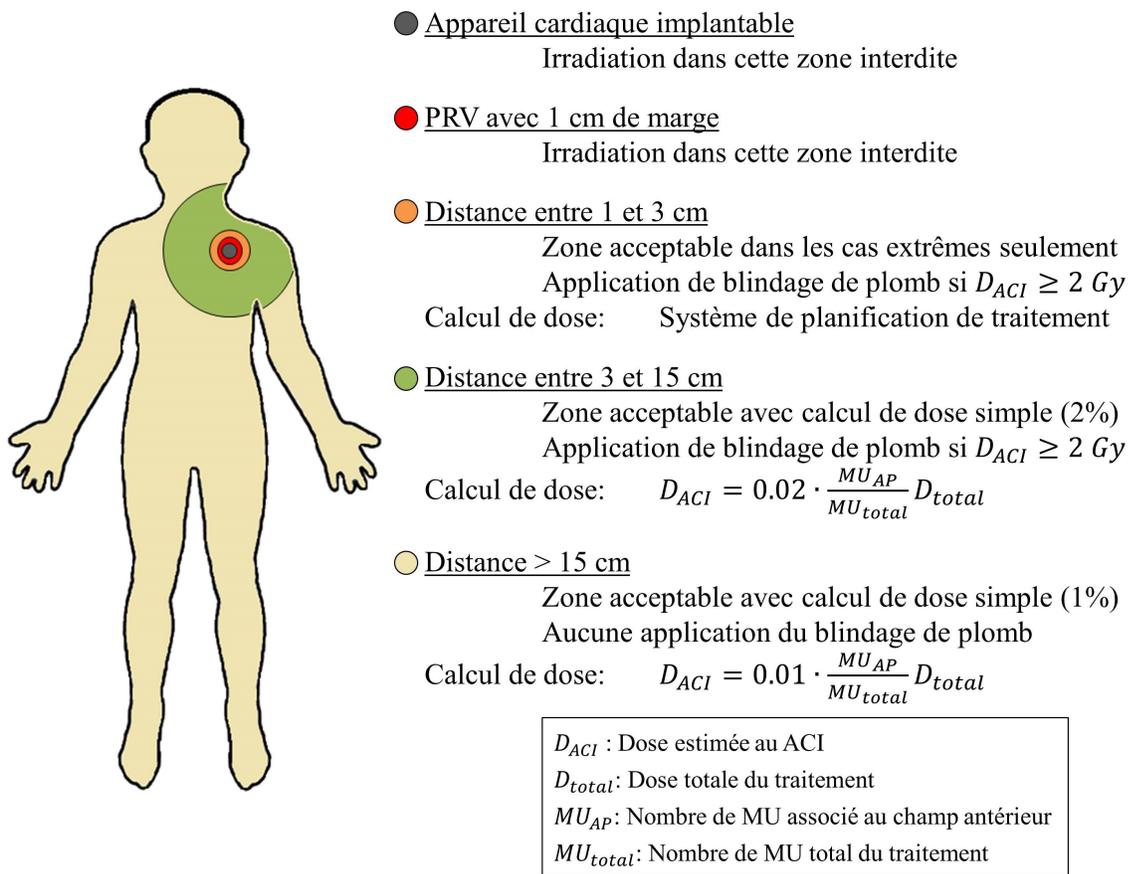


FIGURE 0.4: Représentation des volumes importants à considérer lors des traitements en radiothérapie externe pour des patients portant un ACI ainsi que les démarches à suivre pour chaque volume (estimation de dose et recommandation sur l'application du blindage de plomb)[40].

Dans le cas où l'ACI se trouve à plus de 10 cm du bord de champs, l'évaluation de la dose par le physicien doit être faite, mais elle n'a pas besoin d'être signée par le radio-oncologue. Suite à cette évaluation, le physicien prendra la décision de prescrire ou non un blindage de plomb. Celui-ci est une feuille de plomb de 1,6 mm entouré de thermoplastique qui se place sur la peau au niveau de l'ACI du patient lors des traitements en radiothérapie externe. Dans le cas où la dose évaluée serait supérieure à 2 Gy ou à celle indiquée par le fabricant, le radio-oncologue doit signer l'évaluation de la dose. Le radio-oncologue pourra informer le cardiologue de l'évaluation de la dose à l'ACI.

Lors du premier traitement, la coordonnatrice au rendez-vous devra indiquer s'il y a une télémétrie prescrite lorsque celle-ci fera l'appel pour le traitement en salle du patient. En salle de traitement, l'emplacement de l'ACI devra être vérifié par les technologues et si celui-ci est trop éloigné par rap-

port à sa position lors de la planification de traitement, un physicien devra se déplacer en salle de traitement afin d'évaluer ce déplacement. Les technologues devront aussi vérifier que la distance minimale de 3 cm entre l'ACI et les champs de traitement est respectée. Dans le cas d'un suivi par télémétrie, les technologues devront installer l'appareil de télésurveillance réseau avant le traitement. Pour les patients qui ont une prescription pour un blindage de plomb, les technologues devront l'installer au niveau de l'ACI tout en respectant une distance minimale de 5 mm entre le blindage de plomb et le bord du champ. Dans le cas où il y a une planification d'imagerie en salle lors du traitement du patient, certaines précautions devront être appliquées par les technologues. Dans le cas d'une imagerie KV/KV, puisque la dose associée à ce type d'imagerie est faible, aucune disposition particulière ne devra être appliquée sauf dans le cas d'une image dans l'axe latéral. Dans ce cas particulier, les mâchoires du tube à rayon X devront être positionnées de sorte que l'ACI ne soit pas dans l'image. Dans le cas d'imagerie MV/MV, l'ACI ne devra pas se trouver dans l'image. Pour l'imagerie CBCT, une évaluation avec le physicien devra être faite afin de décaler le CBCT dans l'axe tête-pied afin d'éviter l'ACI. La dose reçue lors de ce type d'examen devra être prise en compte lors de l'évaluation de la dose par le physicien.

Présentation du projet de recherche

Caractérisation et validation de l'Exradin W1

Le détecteur à fibre scintillante plastique, Exradin W1, est un nouveau détecteur commercial. Il y a beaucoup de publications sur les détecteurs à fibre scintillante plastique et sur un large spectre d'utilisation, mais aucune à propos de la caractérisation de l'Exradin W1. La problématique d'utiliser un détecteur qui n'a pas encore été évalué dans le cadre d'un projet de recherche clinique est l'absence d'information sur les limites d'utilisation de celui-ci. De ce fait, le but premier de ce projet de recherche était de valider les résultats obtenus par l'Exradin W1 pour les tests d'assurance qualité sur un accélérateur linéaire dans des conditions d'irradiation standards, dans des conditions non standards (mesure de dose hors champ) et de vérifier la dépendance aux différents paramètres expérimentaux. Les paramètres à tester sont la courbure de la fibre optique, la lumière ambiante, la position du photodétecteur par rapport à la source de radiation et l'orientation de la fibre optique par rapport au champ de radiation. L'hypothèse de travail était que les tests d'assurance qualité aux accélérateurs linéaires et la vérification des différentes dépendances de l'Exradin W1 aux paramètres expérimentaux valideraient le choix de celui-ci pour faire une étude clinique impliquant des doses hors champ.

La réduction de dose aux appareils cardiaques implantables par blindage de plomb

Les appareils cardiaques implantables sont radiosensibles, et ce, à de très bas niveaux de dose. L'utilisation de blindage de plomb permet de réduire la dose aux ACIs, mais aucune étude complète sur le

sujet n'avait été faite. Le but de ce projet était donc d'évaluer les gains et risques reliés à l'utilisation d'un blindage de plomb pour réduire les doses aux ACIs lors de traitement en radiothérapie externe. Un deuxième but était de développer un modèle simple de calcul de dose hors champ plus précis que le calcul de dose fait par un système de planification de traitement. La faisabilité d'utiliser l'Exradin W1 pour des mesures de dose à l'ACI *in vivo* sera aussi faite. L'hypothèse de travail était que le blindage de plomb permet une réduction de dose dans le cas des champs antérieurs, mais qu'il y avait des risques reliés à son utilisation avec des champs postérieurs. De plus, cette étude permettrait de démontrer que l'Exradin W1 pourrait être un dosimètre fiable pour des mesures de dose à l'ACI *in vivo*.

Chapitre 1

Caractérisation et validation de l'Exradin W1

*There's a difference between knowing the path and walking the path.
-The Wachowski Brothers¹*

1.1 Méthode et matériel

1.1.1 Le dosimètre à fibre scintillante plastique ; l'Exradin W1

L'Exradin W1 est le tout premier dosimètre à fibre scintillante plastique miniature à avoir été commercialisé par une entreprise. Ce dernier est composé d'un scintillateur plastique de 1 mm de diamètre par 3 mm de long émettant dans la région spectrale du bleu. Le scintillateur plastique est couplé à une fibre optique claire qui conduit le signal lumineux du scintillateur vers un photodétecteur qui se trouve dans un boîtier de métal. Ce dernier permet une isolation lumineuse et radiative au niveau du photodétecteur. La lumière provenant du scintillateur est incidente sur le photodétecteur qui converti le signal lumineux en deux signaux électriques, soient les signaux bleu et vert. Le signal électrique des canaux bleu et vert sont acheminés via des fils triaxes à un électromètre à double canal qui se trouve à l'extérieur de la salle de traitement. Le signal électrique sera converti en mesure de dose (cGy ou Gy) par l'approche décrite à la section suivante.

1.1.2 Étalonnage de l'Exradin W1

L'étalonnage de l'Exradin W1 s'est fait à l'aide du fantôme d'acrylique, illustré à la Fig. 1.1, fourni par le manufacturier afin de connaître le facteur de gain (a) ainsi que le CLR (Sous-section). Le scintillateur de l'Exradin W1 était positionné au centre d'un champ de 30 cm de largeur sur 30 cm de longueur dans un faisceau de photons de 6 MV. La fibre optique était positionnée dans le fantôme

1. The Matrix, (La Matrice), The Wachowski Brothers, avec K. Reeves, États-Unis, 1999, science fiction, 136 minutes.

d'acrylique de façon à minimiser la production de lumière Čerenkov (position minimale). Le fantôme d'acrylique était positionné au centre du champ d'irradiation à l'intérieur d'un fantôme d'eau solide. Cette mesure était reproduite à 10 reprises. Une fois les mesures en position de production de lumière Čerenkov minimale terminées, la fibre optique de l'Exradin W1 était placée dans le fantôme d'acrylique de façon à maximiser la production de lumière Čerenkov (position maximale) telle qu'illustrée à la Fig. 1.1. Le changement de position de la fibre optique était fait en s'assurant que le scintillateur ne changeait pas de position par rapport au champ d'irradiation. La mesure faite dans cette dernière position était reproduite le même nombre de fois que dans la position minimale. Pour chacune des mesures individuelles, la quantité de lumière bleue mesurée en position minimale, B_- , était soustraite à la lumière mesurée en position maximale, B_+ . Le même type de calcul était fait pour la lumière verte, V_- soustrait au signal V_+ . La valeur du CLR était alors la division du résultat de la soustraction de la lumière bleue par le résultat de la soustraction de la lumière verte. L'équation qui traduit ce calcul prend la forme de :

$$CLR = (B_+ - B_-) / (V_+ - V_-) \quad (1.1)$$

Lorsque toutes les valeurs de CLR ont été déterminées pour les 10 mesures, une moyenne des CLR était faite afin d'obtenir sa valeur finale. L'étalonnage en dose absolue, représenté par le facteur de gain (a), était déterminé une fois que la valeur du CLR connu. Le facteur de gain se mesurait en comparant les mesures de dose faites à l'aide d'une chambre à ionisation dans un champ de 10 cm de largeur sur 10 cm de longueur dans un faisceau de photons de 6 MV. Cette même mesure était faite avec l'Exradin W1 en position minimal dans le fantôme d'acrylique. La dose administrée était de 200 UM et les mesures avec les deux dosimètres étaient effectuées à trois reprises à une profondeur de 5 cm. Le facteur de gain se calculait en divisant la dose en cGy mesurée avec la chambre à ionisation par la mesure en pC obtenu avec l'Exradin W1. La conversion de la charge électrique mesurée par le signal du canal bleu, B , et le signal du canal vert, V , en dose absolue, D , ce calcul à l'aide de l'équation suivante :

$$D = a(B - CLR * V) \quad (1.2)$$

1.1.3 Le dosimètre de référence

Le dosimètre de référence utilisé dans ce travail est la chambre à ionisation miniature CC04 (IBA, Schwarzenbruck, Germany). La CC04 a été sélectionnée comme dosimètre de référence en raison de son volume sensible. Le scintillateur de l'Exradin W1 a un volume sensible de 0.002355 cm³, comparativement à 0.04 cm³ avec la CC04. La longueur active de la CC04 est de 3,6 mm et son diamètre interne est de 2,0 mm.

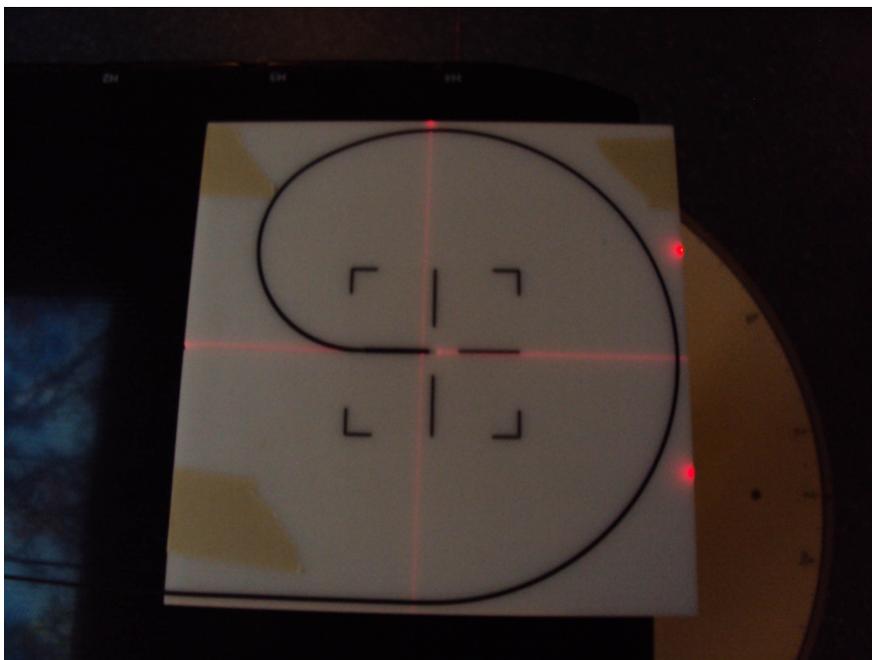


FIGURE 1.1: L'Exradin W1 monté sur le support d'acrylique dans la position de grand production de la lumière Čerenkov lors d'une calibration.

1.1.4 Électromètre

Toutes les mesures effectuées avec les dosimètres ont été réalisées à l'aide de l'électromètre Super-Max Electrometer, REF 90018 (STANDARD IMAGING INC., Middleton, WI, U.S.). Cet électromètre a été choisi, car il possède deux canaux de lecture simultanée ce qui est nécessaire pour la mesure de dose avec l'Exradin W1. De plus, cet électromètre permet de faire des mesures de charge électrique de l'ordre du picocoulomb. Cet électromètre est facile d'utilisation et permet de faire rapidement des mises à zéro. La compagnie qui fabrique l'électromètre est la même que celle qui fabrique l'Exradin W1².

1.1.5 L'accélérateur linéaire

L'accélérateur linéaire utilisé pour la caractérisation et la validation de l'Exradin W1 est un Clinac iX de la compagnie *Varian Medical Systems, Inc.* (Palo Alto, CA, USA). Cet accélérateur linéaire est muni d'un collimateur multilames (MLC), le Millenium 120. Les énergies disponibles pour les faisceaux de photons sont de 6 MV et 23 MV. Pour les faisceaux d'électrons, les énergies disponibles sont de 6, 9, 12, et 18 MeV. L'accélérateur linéaire permet de délivrer un faisceau de photons à des débits de dose entre 100 et 600 UM/Min par saut de 100 UM/Min et pour les faisceaux d'électrons,

2. <http://www.standardimaging.com/electrometers/supermax-electrometer/>

entre 100 et 400 UM/Min.

1.1.6 Fantôme

Certaines expériences de ce projet ont été réalisées dans une cuve d'eau avec un bras mécanique (Blue Phantom ; IBA, Schwarzenbruck, Germany). Celui-ci est contrôlable de l'extérieur de la salle de traitement à l'aide d'un ordinateur. La précision du bras mécanique est de 0,01 cm. La hauteur de la cuve d'eau est ajustable afin d'avoir la distance source-surface (DSS) voulue. Les autres expériences ont été réalisées dans un bloc d'eau solide de hauteur variable selon l'expérience. Dans la description détaillée des expériences ci-dessous, la nature du fantôme choisi, la profondeur des dosimètres et la DSS y seront spécifiées.

1.1.7 Linéarité de la mesure avec la dose administrée et indépendance au débit de dose

Deux types de linéarité ont été évalués avec l'Exradin W1, soit la linéarité avec la dose et avec le débit de celle-ci. La dose administrée sur l'Exradin W1 est modifiée directement à la console de l'accélérateur linéaire ainsi que le débit de dose (en gardant la dose constante). Le même dosimètre de référence a été utilisé pour valider la réponse de l'Exradin W1, soit la chambre à ionisation miniature CC04. L'énergie du faisceau d'irradiation choisi était de 6 MV. La linéarité de la mesure avec la dose a été testée entre 1 et 870 cGy. L'indépendance au débit de dose a été testée pour des débits allant de 100 UM/Min à 600 UM/Min par saut de 100 UM/Min. La dose administrée par l'accélérateur se fait par pulse. Dans le cas d'une modification du débit de dose, chaque pulse délivre la même dose, peu importe le débit sélectionné à la console, seul le temps entre chaque pulse change. La grandeur de champ était de 30 cm de largeur sur 30 cm de longueur. L'Exradin W1 ainsi que la chambre à ionisation miniature ont été placés dans un bloc d'eau solide à 5 cm de profondeur afin de se retrouver en dessous de la profondeur D_{max} avec une DSS de 100 cm. L'épaisseur du rétrodiffuser était de 15 cm.

1.1.8 Effet du déplacement du photodétecteur

Un test sur la dépendance de la lecture de dose selon la position du photodétecteur par rapport à la source de radiation était nécessaire puisque celui-ci est radiosensible. Dans le cas où le photodétecteur ne serait pas suffisamment blindé pour la radiation de fuite, celle-ci pourrait atteindre le photodétecteur. Malgré la très faible probabilité d'interaction entre le photodétecteur et la radiation de fuite qui est composée principalement de photons de haute énergie, il est possible que le photodétecteur détecte les photons ce qui fausserait les mesures de dose. Deux types de déplacement étaient possibles, soit un déplacement dans l'axe du guide d'onde de l'accélérateur linéaire (longitudinal) et perpendiculairement au guide d'onde (transverse). Pour les deux types de déplacement, la distance entre la source

et la surface du fantôme d'eau solide était de 95 cm. L'Exradin W1 était à une profondeur de 5 cm dans l'eau solide. L'Exradin W1 était directement positionné à l'isocentre de l'accélérateur linéaire. La grandeur de champ était de 10 cm de largeur sur 10 cm de longueur. L'énergie du faisceau était de 6 MV à un débit de 600 UM/Min. L'épaisseur d'eau solide en dessous du scintillateur était de 16 cm. Le niveau de dose auquel était soumis le scintillateur de l'Exradin W1 restait le même tout au long de ces tests, seule la position du photodétecteur changeait d'une mesure à l'autre. Pour chaque position du photodétecteur, trois mesures de dose étaient faites afin de minimiser l'erreur sur la mesure. Pour mieux visualiser les déplacements faits avec le photodétecteur, les deux axes de déplacement testés sont illustrés à la Fig. 1.2 : noir pour un déplacement sur l'axe longitudinal avec une position transverse fixe de 0 cm, blanc pour un déplacement sur l'axe transverse avec une position longitudinale à 50 cm ou 80 cm. La position (0,0) du système d'axe utilisée pour ce montage se trouve à l'isocentre pour un plan horizontal dans la salle de traitement. Le déplacement longitudinal du photodétecteur s'est fait entre le point (45,0) et (80,0) par saut de 5 cm. Le déplacement transverse du photodétecteur s'est fait aux positions $(x, \pm 7,5)$, $(x, \pm 5,0)$, $(x, \pm 2,5)$ et $(x,0)$. Les positions longitudinales lors des déplacements sur l'axe transverse étaient à $x = 80$ cm et $x = 50$ cm.

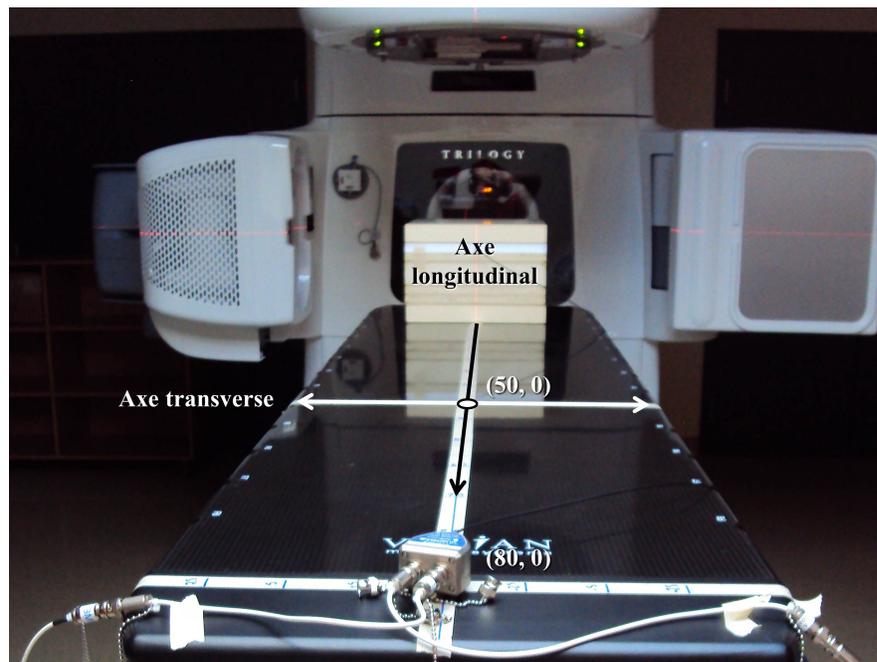


FIGURE 1.2: Montage représentant l'axe transverse et longitudinal pour les tests sur la dépendance de la réponse du détecteur par rapport au déplacement du photo-détecteur.

1.1.9 Courbure de la fibre optique claire

Afin de tester les effets de la courbure de la fibre optique sur la mesure de dose par l'Exradin W1, le scintillateur du dosimètre a été placé dans des conditions d'irradiation standards et stables, mais une variation dans la courbure de la fibre optique a été induite. Les conditions d'irradiation étaient : une DSS de 95 cm, un champ de 30 cm sur 30 cm, une énergie de 6 MV et un débit de dose de 600 UM/Min. Le scintillateur était sous 5 cm d'eau solide et centrée dans le champ avec plus de 15 cm de milieu diffusant. La dose administrée par l'accélérateur linéaire était de 100 UM. La courbure de la fibre optique claire était induite par des cylindres de polystyrène de rayon variant entre 3,0 cm et 15,0 cm. Chaque mesure de dose avec une courbure fixe était reproduite trois fois.

1.1.10 Impact de la lumière ambiante

L'utilisation de l'Exradin W1 est faite préférentiellement avec la lumière de la salle de traitement allumée afin d'éviter les risques de collision lors des déplacements de la tête de l'accélérateur ou de la table de traitement. Il existe toutefois des risques de contamination lumineuse au niveau du photodétecteur. La contamination lumineuse proviendrait de la lumière ambiante de la salle de traitement. Une contamination lumineuse induirait un biais au niveau des mesures de dose dans le cas où le boîtier contenant le photodétecteur ne serait pas suffisamment isolé de la lumière. Le test pour vérifier la contamination lumineuse a été fait sans irradiation. Puisque le but de ce test était d'évaluer les risques de contamination lumineuse lors de mesure de dose en salle de traitement, l'Exradin W1 a été installé dans la salle de traitement de la même manière que lors des expériences avec radiation. Le scintillateur a été mis dans un bloc d'eau solide sur la table de traitement à l'extrémité qui se trouve sous la tête de l'accélérateur linéaire. Le boîtier contenant le photodétecteur a été positionné à l'autre extrémité. Aucune irradiation n'a été programmée à la console de l'accélérateur linéaire lors de ce test. Les fils triaxes transportant les signaux bleu et vert ont été branchés au même électromètre que celui utilisé lors des autres tests. Les mesures ont été répétées 50 fois lorsque les lumières de la salle de traitement étaient allumées et 50 fois lorsque celles-ci étaient éteintes. Puisqu'il n'y avait pas de radiation et que les mesures étaient simplement du bruit électrique, le temps d'intégration programmé sur l'électromètre était de 15 secondes (temps moyens de la prise de mesure des autres tests de cette étude). Avant chaque mesure, une mise à zéro (réinitialisation) de l'électromètre sur les deux canaux a été effectuée.

1.1.11 Impact de l'irradiation de la fibre optique

Un changement d'orientation de la fibre optique de l'Exradin W1, ou de la longueur de fibre optique dans le champ d'irradiation, modifie la quantité de lumière Čerenkov produite dans celle-ci. La vérification de la dépendance de la réponse de l'Exradin W1 selon l'orientation de sa fibre optique par rapport au champ d'irradiation permet de vérifier la validité de l'étalonnage du détecteur pour la lumière Čerenkov. La vérification de l'indépendance de la réponse du détecteur selon un changement

d'orientation dans le plan horizontal peut se faire en mesurant un profil de dose d'un champ d'irradiation. Comme qu'illustré en Fig. 1.3, la mesure d'un profil peut se faire en déplaçant le scintillateur perpendiculairement à l'axe de la fibre optique ou en suivant l'axe de la fibre optique. Le déplacement perpendiculaire créera un changement quasi nul dans la production de lumière Čerenkov à l'intérieur de la fibre optique alors qu'un déplacement dans l'axe de la fibre entraînera un grand changement dans la quantité de lumière Čerenkov produite. En comparant les mesures de profil faites sur les deux axes de déplacement avec les mesures de profil d'un détecteur de référence tel que la chambre à ionisation miniature CC04, il est possible de déterminer si la réponse du détecteur est dépendante ou non de son orientation par rapport au champ d'irradiation. Pour faire ce test, L'Exradin W1 était positionné dans une cuve d'eau avec un bras mécanique. La profondeur des mesures de profil a été faite sous 5 cm d'eau. Les détecteurs ont été exposés à 100 UM lors de chaque mesure. La distance entre la source et la surface de l'eau était de 100 cm.

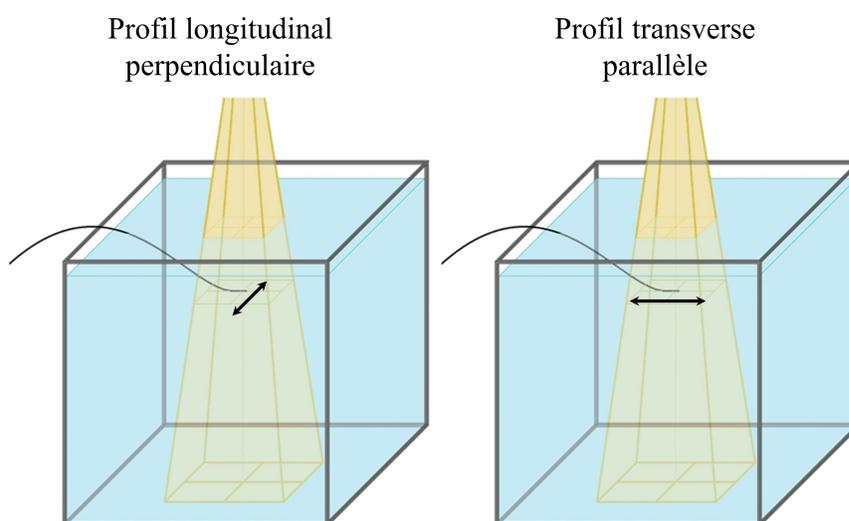


FIGURE 1.3: Montage représentant la position de l'Exradin W1 dans le champ d'irradiation pour les profils longitudinale perpendiculaire et transverse parallèle.

1.1.12 Rendements en profondeur

Pour tous les rendements en profondeur, autant pour les faisceaux d'électrons que les faisceaux de photons, la DSS était de 100 cm. Les mesures de rendement en profondeur ont été faites dans une cuve d'eau. Les mesures de dose pour chaque profondeur ont été faites d'une à trois fois selon le niveau de dose mesurée. Pour tous les rendements en profondeur, la fibre optique claire de l'Exradin

W1 était positionnée dans le plan horizontal. La profondeur des mesures pour les faisceaux de photons allait de la surface à 20 cm. Pour le faisceau d'électrons à 6 MeV ; de la surface à 3,5 cm et pour le faisceau d'électrons à 18 MeV ; de la surface à 15 cm. Pour les faisceaux de photons à 6 MV, les dimensions du champ étaient de 2,5 cm sur 2,5 cm et de 10 cm sur 10 cm alors que pour le faisceau de photons à 23 MV, seule une grandeur de champ a été mesurée dont les dimensions étaient de 10 cm sur 10 cm. Pour les faisceaux d'électrons de 6 et 18 MeV, les dimensions du champ étaient de 10 cm sur 10 cm.

1.1.13 Profils

Pour tous les profils mesurés dans ce projet, la DSS était de 100 cm. Les mesures de profils ont été faites dans une cuve d'eau. Les mesures pour chaque position latérale ont été faites d'une à trois fois selon le niveau de dose mesurée. Pour toutes les mesures de profils, la fibre optique claire de l'Exradin W1 était perpendiculaire à l'axe de déplacement du bras mécanique (perpendiculaire au profil). L'axe de déplacement du scintillateur de l'Exradin W1 était longitudinal par rapport à la tête de l'accélérateur, dans l'axe du guide d'onde, et croisait l'isocentre. Des profils ont été faits autant pour des faisceaux de photons que d'électrons. Pour le faisceau de photons à 6 MV, un profil à 2 cm de profondeur pour un champ de 2,5 cm sur 2,5 cm a été fait. Pour le faisceau de photons à 23 MV, un profil à 5 cm de profondeur pour un champ de 10 cm sur 10 cm a été fait. Pour les faisceaux d'électrons de 6 et 18 MeV, la grandeur de champs était de 10 cm sur 10 cm et la profondeur était de 2 cm pour le 6 MeV et 5 cm pour le faisceau à 18 MeV.

1.1.14 Facteurs de champ

Les mesures des facteurs de champ ont été faites à une DSS de 100 cm pour les faisceaux de photons d'énergie 6 et 23 MV. Les mesures ont été faites dans une cuve d'eau à une profondeur de 5 cm. La dose programmée à la console de l'accélérateur linéaire était de 100 UM et le débit de dose était de 600 UM/Min. Le détecteur Exradin W1 était positionné horizontalement dans la cuve d'eau. Les grandeurs de champs étaient entre 2,5 à 30 cm par saut de 2,5 cm.

1.2 Résultats et discussions

1.2.1 Linéarité de la mesure avec la dose administrée et indépendance au débit de dose

Linéarité avec la dose : Les résultats obtenus entre 0 et 25 cGy lors du test de linéarité de dose pour la chambre à ionisation CC04 ainsi que pour l'Exradin W1 sont présentés à la Fig. 1.4. Les valeurs au-dessus de 25 cGy ne sont pas présentés sous forme de graphique puisqu'ils suivent une droite

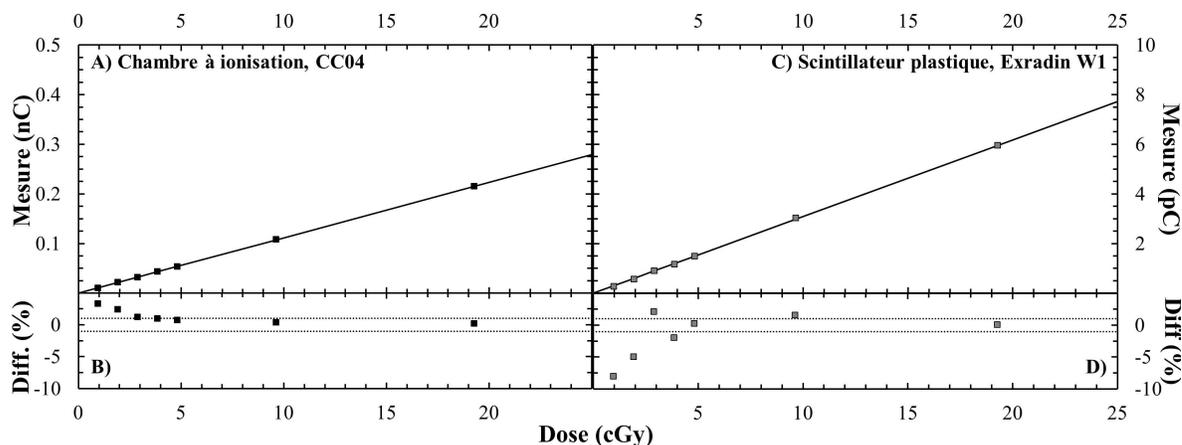


FIGURE 1.4: Mesure de dose entre 0 et 25 cGy par la chambre à ionisation miniature CC04 et le PSD Exradin W1 à un débit de dose constant pour un champ de $30 \times 30 \text{ cm}^2$ à une profondeur de 5 cm dans l'eau solide. A) et C) mesure de dose en nC pour la chambre à ionisation et en pC pour l'Exradin W1 respectivement, B) et D) différence entre les mesures obtenues avec la CC04 et l'Exradin W1 respectivement avec leur courbe de régression linéaire associé. La déviation standard moyenne des résultats pour l'Exradin W1 est de 0,6 % et pour les mesures de dose en deçà de 5 cGy, elle est de 2 %.

linéaire avec des écarts inférieurs à 0.5 % de celle-ci. Les mesures de la chambre à ionisation sont présentées dans les graphiques de gauche et ceux de l'Exradin W1 à droite. Dans les deux graphiques du haut, les lignes représentent la droite de régression linéaire. Pour les deux détecteurs, la valeur de R^2 est de 1.000. Les différences entre la droite de régression linéaire, avec un point d'interception à (0,0), et les mesures sont représenté dans les graphiques du bas de la Fig. 1.4. En considérant des limites d'acceptation de 1 % de la valeur attendue, la première valeur en dehors de cette limite pour la chambre à ionisation est à 4,8 cGy et pour l'Exradin W1, elle se trouve à une dose administrée de 9,6 cGy. La déviation standard moyenne des résultats pour la chambre à ionisation est de 0,1 %. Pour les mesures de dose en deçà de 5 cGy, elle est de 1 %. La déviation standard moyenne des résultats pour l'Exradin W1 est de 0,6 % et pour les mesures de dose en deçà de 5 cGy, elle est de 2 %.

Les résultats obtenus démontrent que la mesure faite avec l'Exradin W1 est linéaire avec la dose administrée sur une grande plage de valeurs. La linéarité semble être obtenue pour une plus grande plage de valeurs avec la chambre à ionisation, par contre il est important de noter que l'incertitude reliée à la mesure de dose est plus élevée pour l'Exradin W1 que pour la chambre à ionisation. L'incertitude plus élevée pour l'Exradin W1 est un élément qui est connu et qui était attendu puisque la charge électrique mesurée avec l'Exradin W1 est beaucoup plus faible que celle mesurée avec la chambre à ionisation (pC vs. nC). La charge électrique totale mesurée par l'Exradin W1 est en moyenne équivalente à 3 % de celle qui sera mesurée par la chambre à ionisation. En considérant l'incertitude de la mesure faite à 9,6 cGy, le résultat obtenu avec l'Exradin est dans les marges de 1 %. De plus, la non-linéarité de la

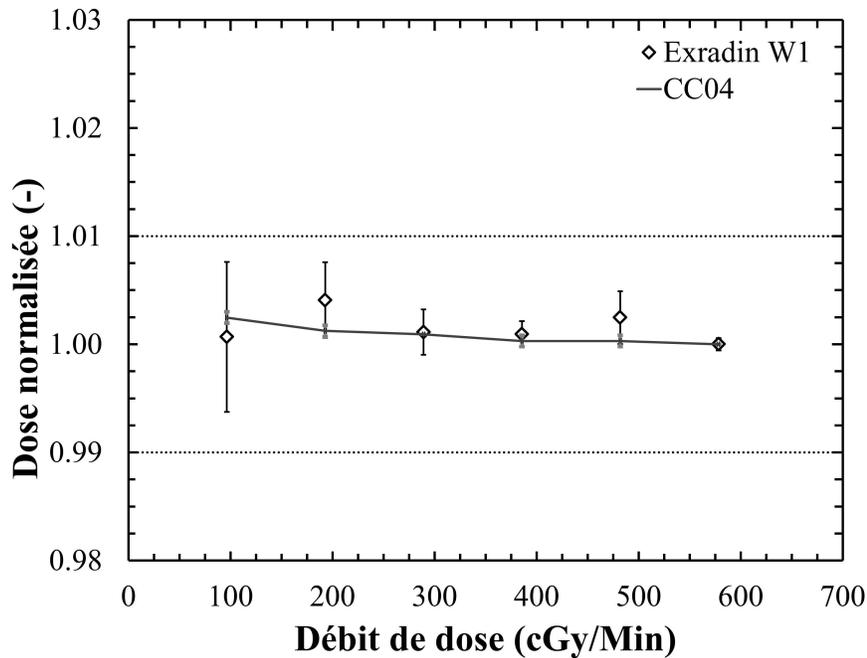


FIGURE 1.5: Mesure de la dose par la chambre à ionisation CC04 et par l'Exradin W1 d'un champ $30 \times 30 \text{ cm}^2$ à une profondeur de 5 cm pour un faisceau d'énergie 6 MV en fonction du débit de dose. Mesures normalisées pour la dose mesurée au plus haut débit de dose (600 UM/min).

dose lue par rapport la dose administrée pour les quelques premiers cGy peut provenir de l'incertitude reliée à la dose administrée par le *Linac* plutôt qu'à une non-linéarité des dosimètres [41].

Indépendance au débit de dose : Les résultats obtenus lors du test d'indépendance selon le débit de dose pour la chambre à ionisation CC04 ainsi que pour l'Exradin W1 sont présentés à la Fig. 1.5. Les résultats présentés dans cette figure ont été normalisés avec la dose mesurée au plus haut débit de dose. La normalisation a été faite pour chacun des dosimètres indépendamment l'un de l'autre. Toutes les mesures de dose obtenues en fonction du débit de dose pour les deux dosimètres sont bien en deçà de la limite de 1 %. L'écart maximal entre les valeurs attendues et celles obtenues pour la chambre à ionisation est de 0,2 % et pour l'Exradin W1, cet écart maximal est de 0,4 %. La déviation standard moyenne des résultats pour la chambre à ionisation est de 0,04 % et elle est de 0,3 % dans le cas de l'Exradin W1.

Les résultats obtenus démontrent que l'Exradin W1 fait une lecture de dose indépendante du débit de dose (two-way ANOVA, $p=0.6$) et qu'il n'y a aucune différence statistique entre les dosimètres (two-way ANOVA, $p=0.3$). La déviation moyenne sur tous les différents débits de dose mesurée est de 0,2 % pour l'Exradin W1 et de 0,09 % pour la CC04. Aucune tendance particulière n'est mesurée pour

les mesures faites avec l'Exradin W1 tel que démontre le test statistique ANOVA. Par contre, en ce qui concerne l'écart type des mesures faites avec l'Exradin W1, elle a une tendance claire à augmenter avec la réduction du débit de dose. Cette observation peut s'expliquer par la réduction du courant électrique mesuré par l'électromètre pour les signaux bleu et vert. La diminution du courant mesurée avec l'augmentation du temps d'acquisition de la dose augmente l'impact du bruit sur la lecture de dose. Cette augmentation reste par contre dans les limites acceptées puisque l'écart type relatif le plus important mesuré est de 0,7 %.

1.2.2 Effet du déplacement du photodétecteur

Déplacement longitudinal du photodétecteur : Les résultats obtenus pour un déplacement longitudinal du photodétecteur à la position transverse de 0 cm sont présentés dans la Fig. 1.6. Chacune des trois mesures faites pour les différentes positions longitudinales mesurées a été normalisée par la moyenne des valeurs obtenues à la position $x = 80$ cm. Toutes les mesures de dose sont dans les limites d'acceptation de 1 %. Le plus grand écart calculé entre la mesure de dose obtenue et la mesure de dose attendue est de 0,3 % à la position $x = 70$ cm. Dans le cas des signaux bleu et vert, les valeurs obtenues sont à plus de 1 % des valeurs attendues pour une distance entre le photodétecteur et l'isocentre inférieur à 50 cm et 65 cm respectivement. Dans le cas des signaux bleu et vert, plus le photodétecteur est près du champ d'irradiation, plus la différence entre les valeurs attendues et obtenues diffère. La différence la plus élevée observée est de 2 % et 4 % pour les signaux bleu et vert respectivement. L'écart type moyen pour les valeurs relatives du signal bleu est de 0,05 % et pour le signal vert, elle est de 0,1 %. Pour la dose relative, l'écart type moyen est de 0,1 %. L'écart type maximal mesuré pour le signal bleu est de 0,08 %, 0,2 % pour le signal vert et 0,2 % pour la dose normalisée.

Dans la Fig. 1.6, le comportement de la lecture de dose avec le déplacement du photodétecteur sur l'axe longitudinal de la table démontre que la mesure de dose est indépendante du positionnement du photodétecteur dans cet axe. La plus grande déviation entre la lecture de dose et la dose attendue est de 0,3 %, ce qui est en dessous de la limite de 1 %. L'écart type relatif du signal vert est plus élevé que celui du signal bleu, puisque la mesure du signal vert représente en moyenne le 4/7 de la mesure du signal bleu. Donc, la charge électrique mesurée pour le signal vert aura un ratio signal sur bruit moins élevé. Par ailleurs, la Fig. 1.6 démontre que la lecture des signaux bleu et vert est dépendante du positionnement du photodétecteur. Cette dépendance pourrait provenir d'une stimulation du photodétecteur par la radiation de fuite dans la salle de traitement. La contamination radiative sur le photodétecteur au niveau du canal vert semble deux fois plus importante en relatif que celle pour le canal bleu. Ceci est dû au fait que la mesure en absolu (pC) pour le canal vert est environ la moitié du canal bleu. L'augmentation du signal en absolu est de 0.88 ± 0.03 pC pour le canal bleu et de 1.10 ± 0.07 pC ce qui est du même ordre de grandeur.

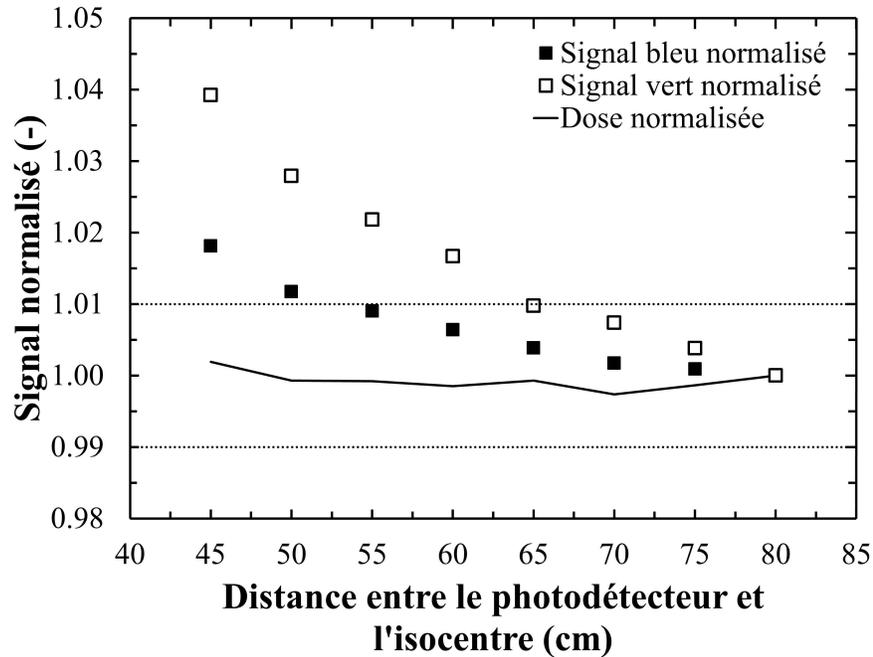


FIGURE 1.6: Mesure d'un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de 100 UM à une profondeur de 5 cm pour un faisceau de 6 MV avec l'Exradin W1. Mesure des signaux normalisés pour les valeurs mesurées avec le photodétecteur à 80 cm de l'isocentre sur l'axe longitudinal.

TABLE 1.1: Déviations maximales et moyennes des résultats par rapport à la position centrale pour les mesures de bleu, de vert et de dose relatives lors des déplacements transverses du photodétecteur sur la table de traitement.

Position longitudinale	Type de signal (-)	Déviati on maximale (%)	Déviati on moyenne (%)
50	Bleu	$0,30 \pm 0,03$	$0,15 \pm 0,05$
50	Vert	$0,4 \pm 0,2$	$0,2 \pm 0,1$
50	Dose	$0,38 \pm 0,03$	$0,1 \pm 0,1$
80	Bleu	$0,14 \pm 0,04$	$0,03 \pm 0,04$
80	Vert	$0,36 \pm 0,09$	$0,1 \pm 0,1$
80	Dose	$0,1 \pm 0,1$	$0,0 \pm 0,1$

Déplacement transverse du photodétecteur : Les résultats obtenus pour les déplacements transverses pour les positions sur l'axe longitudinal de 80 cm et 50 cm sont présentés dans la Fig. 1.7 et le Tableau 1.1. Les valeurs ont été analysées de la même façon que pour le déplacement selon l'axe longitudinal, par contre les points de normalisation étaient à (80,0) et (50,0). Les écarts types relatifs pour les mesures de bleu, de vert et des doses relatives sont de 0,5 %, 0,1 % et 0,1 % respectivement pour le déplacement transverse aux deux positions longitudinales mesurées (50 et 80 cm).

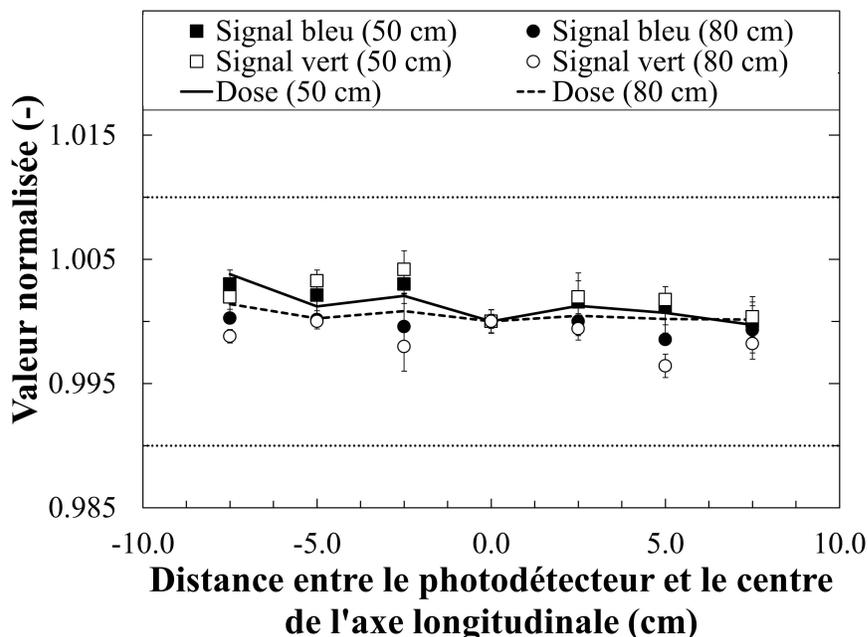


FIGURE 1.7: Mesure d'un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de 100 UM à une profondeur de 5 cm pour un faisceau de 6 MV avec l'Exradin W1. Mesure des signaux normalisés pour les valeurs mesurées avec le photodétecteur au centre de l'axe transverse à 80 cm et 50 cm de l'isocentre sur l'axe longitudinal.

Les résultats qui se trouvent dans le Tableau 1.1 démontrent une bonne stabilité des signaux bleu et vert ainsi que la mesure de la dose en fonction de la position transverse du photodétecteur, et ce, même à une distance longitudinale de 50 cm. De plus, il n'y a pas de changement au niveau de la reproductibilité des mesures entre celles faites à 50 cm comparativement à celles faites à 80 cm sur l'axe longitudinal. L'écart type des signaux bleu et vert ainsi que celui de la mesure de la dose relative sont en moyenne, sur toutes les mesures transverses, la même pour les deux positions longitudinales. La Fig. 1.7 montre qu'il y a une légère tendance à surestimer la dose pour la position 50 cm et une sous-estimation de la dose pour la position 80 cm. Cette légère différence peut s'expliquer par une contamination radiative plus importante à 50 cm, mais cette différence est négligeable et reste bien en dessous d'une déviation de 1 %.

1.2.3 Courbure de la fibre optique claire

Les valeurs de dose relative ainsi que les valeurs de charge électrique mesurée pour les signaux bleu et vert en fonction de la courbure de la fibre optique claire se retrouvent dans la Fig. 1.8. Les valeurs présentées dans le graphique sont le résultat de la moyenne des trois mesures effectuées pour chacune des courbes testées. Les valeurs moyennes obtenues ont été normalisées par rapport aux valeurs mesurées pour la plus grande courbure de la fibre optique claire. Les signaux ont été normalisés indé-

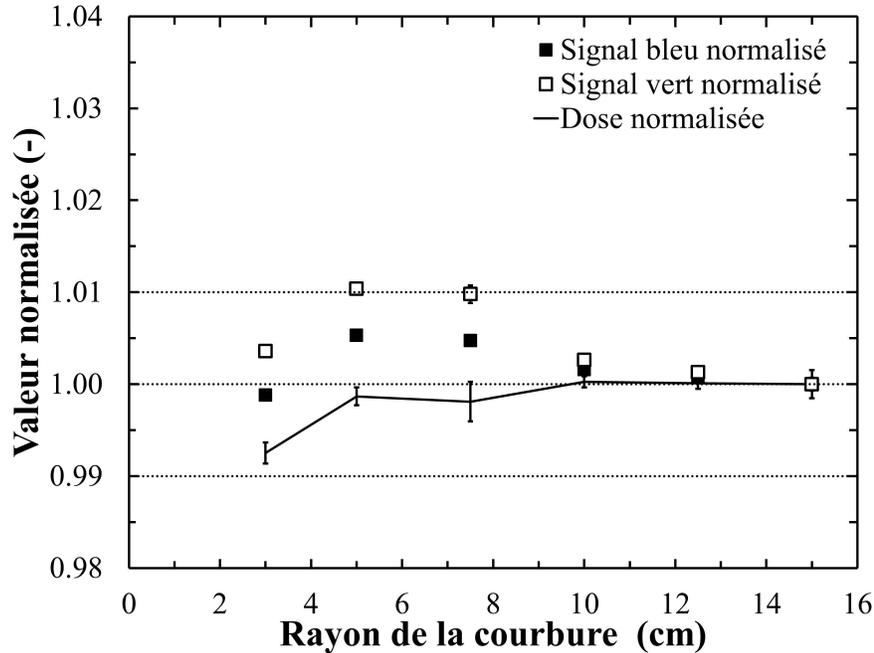


FIGURE 1.8: Mesure de dose d'un champ $30 \times 30 \text{ cm}^2$ de 100 UM à une profondeur de 5 cm pour un faisceau de 6 MV avec l'Exradin W1 en fonction du rayon de courbure appliqué à la fibre optique claire. Mesures des signaux normalisés par rapport à la mesure avec un rayon de courbure de 15 cm dans la fibre optique claire.

pendamment les uns des autres. Les résultats obtenus ont un écart avec les valeurs attendues en deçà des limites idéales de 1 % à l'exception de la mesure du signal vert pour un rayon de courbure de 5 cm.

À la Fig. 1.8, une dépendance de la lecture de dose avec la courbure de la fibre optique claire est observée. Les signaux bleu et vert vont d'abord augmenter avec la diminution du rayon de courbure entre 15 et 5 cm puis diminuer entre 5 et 3 cm de rayon. Malgré une augmentation des signaux bleu et vert, il y a une diminution de la lecture de dose après un rayon de courbure de 10 cm. La propagation de la lumière dans une fibre optique claire est possible lorsqu'il y a réflexion totale interne de la lumière. L'indice de réfraction (n) diminue avec l'augmentation de la longueur d'onde. L'angle d'acceptance de la lumière dépend de n et cet angle diminue avec l'augmentation de n . Par conséquent, l'angle d'acceptation diminue avec la longueur d'onde. Lorsqu'une courbure est induite dans la fibre optique, il y aura une perte de lumière par réflexion. Cette perte sera plus prononcée pour les plus courtes longueurs d'onde, donc le signal bleu sera affecté en premier. Ces principes physiques sur la propagation de la lumière dans une fibre optique expliquent la diminution de la lecture de dose avec la diminution du rayon de courbure. En effet, il y aura une perte de lumière dans la fibre optique et celle-ci sera plus grande pour le bleu que pour le vert. Par contre, ceci n'explique pas l'augmentation des signaux bleu et vert. En observant les résultats pour les rayons de courbure de 10 et 12,5 cm, une

légère augmentation des signaux bleu et vert est observée sans qu'il y ait de changement significatif dans la lecture de dose. Ceci laisse à penser qu'il y aura une augmentation de la production de lumière Čerenkov dans la fibre optique claire par la diminution globale de la distance entre celle-ci et la tête de l'accélérateur linéaire. Il y aurait une diminution de la lecture de dose à partir de 7,5 cm malgré des signaux bleu et vert plus importants, puisque la courbure de la fibre optique affecte plus rapidement le bleu que le vert ce qui rend la correction pour la lumière Čerenkov non valide. Par ailleurs, ce changement dans la lecture de dose reste inférieur aux marges de 1 % pour des rayons de courbure supérieurs à 3 cm.

1.2.4 Impact de la lumière ambiante

Pour chacun des signaux, un test t (test Student) a été effectué sur les mesures afin de vérifier s'il était possible de séparer statistiquement les deux groupes de mesures, soit le groupe avec la lumière allumée et le groupe avec la lumière éteinte. Les mesures faites pour les signaux bleu et vert avec la lumière ambiante de la salle de traitement allumée ou éteinte sont présentées sous forme de diagramme en boîte (boîte de Tukey) à la Fig. 1.9. Le test t a été fait pour une distribution unilatérale sur deux échantillons hétéroscédastiques (de variance différente). La variance de l'échantillon de mesure du signal vert la lumière éteinte est de $1,7 \times 10^{-4}$ et pour la lumière allumée, elle est de $8,2 \times 10^{-5}$. Pour le signal bleu avec la lumière éteinte, la variance est de $1,7 \times 10^{-4}$ et pour la lumière allumée, elle est de $6,4 \times 10^{-5}$. Le résultat du test t pour le signal vert est de 0,4 et 0,5 pour le signal bleu. L'échantillon de mesure avec la lumière allumée n'est pas statistiquement séparable de l'échantillon de mesures avec la lumière éteinte.

Le test Student fait sur les mesures des signaux bleu et vert ne permet pas de séparer statistiquement les mesures faites avec la lumière de la salle de traitement éteinte et allumée. La Fig. 1.9 démontre aussi qu'il n'y a pas de différence significative entre les signaux mesurés avec la lumière ambiante allumée et éteinte. Ces mesures permettent de démontrer que l'isolement à la lumière visible du boîtier contenant le photodétecteur est efficace et permet une lecture de dose indépendante de la lumière ambiante de la salle où se font les mesures avec l'Exradin W1.

1.2.5 Impact de l'irradiation de la fibre optique

Les résultats obtenus pour les profils longitudinaux (W1 perpendiculaire) et transverses (W1 parallèle) de faisceaux de photons de 6 MV sont présentés à la Fig. 1.10. Les résultats des quatre profils ont été normalisés indépendamment les uns des autres. La normalisation de tous les points de mesures a été faite par rapport à la mesure de dose au point central du profil. La position du point central était déterminée par le milieu entre la position gauche et droite où 50 % de la dose moyenne du plateau central était mesurée. Les mesures de grandeur de champ, de la largeur de la pénombre, du niveau de

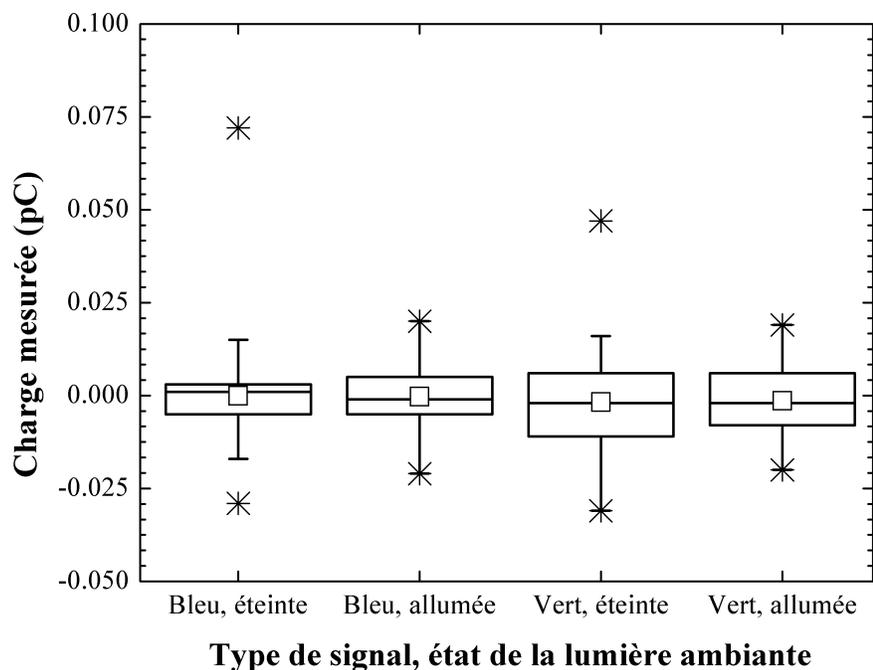


FIGURE 1.9: Diagramme en boîte des signaux bleu et vert avec la lumière ambiante de la salle de traitement éteinte ou allumée. Aucune dose appliquée sur le scintillateur de l'Exradin W1.

planéité et de symétrie sont présentées dans le Tableau 1.2 et ont été évaluées telles que définies en sous-section . Pour le profil de champ longitudinal, Exradin W1 perpendiculaire à l'axe du profil, la différence moyenne entre la chambre à ionisation et l'Exradin W1 est de 1,5 %, alors que pour les champs transverses, elle est de 1,0 %.

TABLE 1.2: Mesures de grandeur de champ, largeur de pénombre, niveau de planéité et de symétrie pour des profils de champ de 6 MV longitudinal et transverse calculés à partir des mesures de la chambre à ionisation CC04 et du dosimètre à scintillation plastique, l'Exradin W1.

Dosimètre, axe de profil	Grandeur de champ (cm)	Largeur de pénombre gauche(cm)	Largeur de pénombre droite(cm)	Niveau de planéité (%)	Symétrie (%)
CC04, longitudinale	10,54	0,61	0,49	1,6	0,4
W1, longitudinale	10,50	0,38	0,37	1,5	0,4
CC04, transverse	10,50	0,48	0,46	1,4	0,09
W1, transverse	10,51	0,40	0,36	1,3	0,10

Les résultats présentés à la Fig. 1.10 B) et D) montre que l'écart entre le profil de référence et le profil mesuré par l'Exradin W1 est plus grand dans le cas où l'Exradin W1 est positionné perpendiculairement à l'axe du profil. Ce résultat est attendu puisque la dose, dans l'axe du profil, sera moyennée sur une longueur active de 1 mm lorsque l'Exradin W1 est positionné perpendiculairement et sur 3 mm

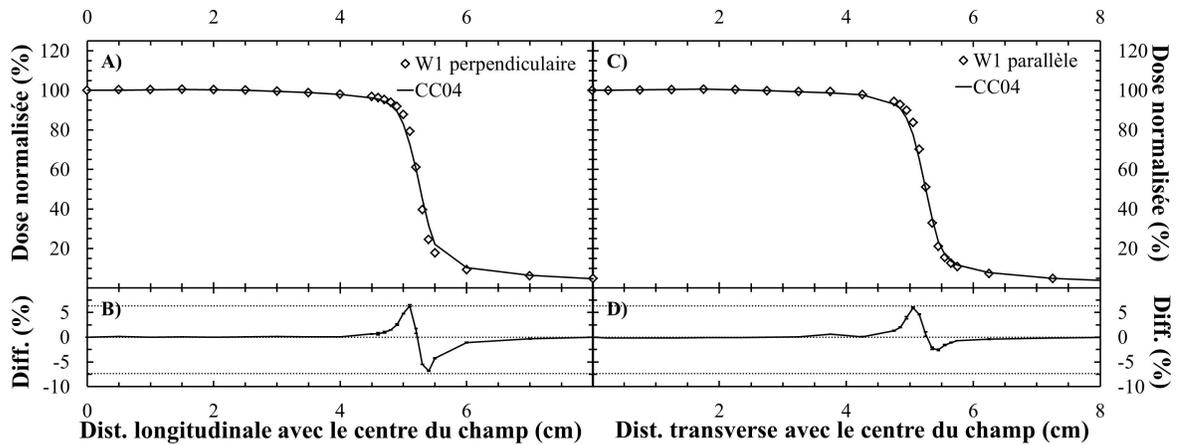


FIGURE 1.10: Mesure d'un profil longitudinal et transverse d'un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à une profondeur de 5 cm dans l'eau à une énergie de 6 MV par la chambre à ionisation CC04 et l'Exradin W1 positionné perpendiculairement ou parallèlement à l'axe du profil. A) et C) courbes du profil longitudinal et transverse normalisées par la dose centrale avec l'Exradin W1 positionnée perpendiculairement ou parallèlement à l'axe du profil, B) et D) différence entre les courbes de profil mesuré par l'Exradin W1 et la CC04 ($D_{W1} - D_{CC04}$).

lorsqu'il est positionné parallèlement. Malgré une différence d'écart moins importante avec la CC04 pour le profil avec l'Exradin W1 parallèle, l'écart reste quand même important puisque le moyennage reste inférieur à celui de la CC04. La symétrie mesurée et présentée au Tableau 1.2 dans le cas du profil transverse, l'Exradin W1 positionné parallèlement, démontre que malgré l'asymétrie des signaux bleu et vert de chaque côté du profil, il y a une symétrie dans la mesure de dose. Ce résultat démontre que la correction pour la lumière Čerenkov est efficace et valide pour différents niveaux de contamination lumineuse. Ces différentes observations démontrent que l'Exradin W1 ne dépend pas de l'orientation de la fibre optique lorsqu'elle est positionnée dans le plan horizontal.

1.2.6 Rendement en profondeur

Photon : Les courbes de rendement en profondeur obtenues avec l'Exradin W1 et la CC04 pour un faisceau de 6 MV de 2,5 cm de côté sont présentées à la Fig. 1.11 et dans le Tableau 1.3. Afin de corriger les erreurs de positionnement lors des manipulations et le point de dose effectif de la CC04, les courbes de rendement en profondeur ont été superposées l'une sur l'autre pour les profondeurs entre 5 et 20 cm en minimisant l'écart entre les deux détecteurs. La correction appliquée pour l'Exradin W1 est de 0,2 cm. La différence moyenne entre les résultats obtenus pour la CC04 et l'Exradin W1 est de 0,9 % et la différence moyenne après D_{max} est de 0,1 %. La profondeur de dose maximum obtenue avec la CC04 était à 1,4 cm et à 1,5 cm pour l'Exradin W1.

TABLE 1.3: Mesures de dose relative et différences entre les courbes de rendement en profondeur obtenues avec la CC04 et l'Exradin W1 pour un faisceau de photons de 6 MV de 2,5 cm de côté

Profondeur (cm)	Dose relative CC04 (%)	Dose relative Exradin W1 (%)	Différence CC04 vs Exradin W1 (%)
0,25	54	66	12
1,5	99,92	100,00	0,08
5	82,3	82,0	0,3
10	59,9	59,7	0,2

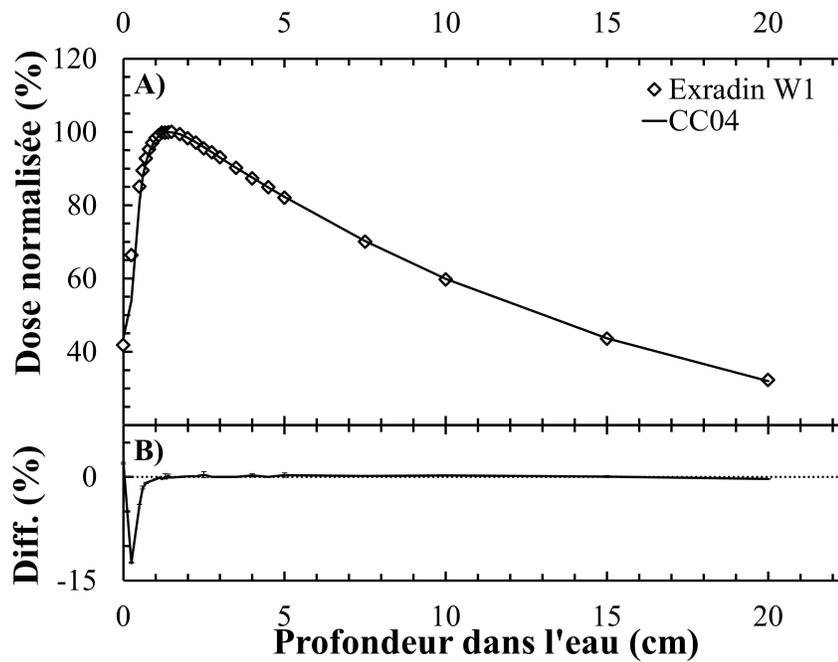


FIGURE 1.11: Mesure d'un rendement en profondeur d'un champ de $2,5 \times 2,5$ cm² dans l'eau à une énergie de 6 MV mesurée par la chambre à ionisation CC04 et l'Exradin W1. A) courbes de rendement en profondeur normalisées à D_{max} , B) différence entre les courbes de rendement en profondeur normalisées et mesurées par l'Exradin W1 et la CC04 ($D_{W1} - D_{CC04}$) après correction de positionnement.

TABLE 1.4: Mesures de dose relative et différences entre les courbes de rendement en profondeur obtenues avec la CC04 et l'Exradin W1 pour un faisceau de photons de 6 MV de 10 cm de côté

Profondeur (cm)	Dose relative CC04 (%)	Dose relative Exradin W1 (%)	Différence CC04 vs Exradin W1 (%)
0,25	50	49	1
1,5	100,00	100,00	0,00
5	86,8	86,5	0,4
10	67,2	67,9	0,3

TABLE 1.5: Mesures de dose relative et différences entre les courbes de rendement en profondeur obtenues avec la CC04 et l'Exradin W1 pour un faisceau de photons de 23 MV de 10 cm de côté

Profondeur (cm)	Dose relative CC04 (%)	Dose relative Exradin W1 (%)	Différences CC04 vs Exradin W1 (%)
0,25	30	29	1
3,5	99,98	100,00	0,02
5	97,1	97,2	0,1
10	80,312	80,316	0,005

Les courbes de rendement en profondeur obtenues avec l'Exradin W1 et la CC04 pour un faisceau de 6 MV de 10 cm de côté sont présentées à la Fig. 1.12 et dans le Tableau 1.4. Afin de corriger les erreurs de positionnement lors des manipulations et le point de dose effectif de la CC04, les courbes de rendement en profondeur ont été superposées l'une sur l'autre entre 5 et 20 cm de profondeur. La correction appliquée pour l'Exradin W1 est de 0,2 cm. La différence moyenne entre les résultats obtenus pour la CC04 et l'Exradin W1 est de 1 % et la différence moyenne après D_{max} est de 0,3 % puisque les différences maximum sont observées dans la région d'accumulation (11 %). La profondeur de dose maximum mesurée avec la CC04 et l'Exradin W1 était à 1,5 cm.

Les courbes de rendement en profondeur obtenues avec l'Exradin W1 et la CC04 pour un faisceau de 23 MV de 10 cm de côté sont présentées à la Fig. 1.13 et dans le Tableau 1.5. Le déplacement appliqué sur la courbe de rendement en profondeur de l'Exradin W1 est de 0,2 cm tout comme le repositionnement fait sur la courbe de rendement en profondeur présentée à la Fig. 1.11. La différence moyenne entre les résultats obtenus pour la CC04 et l'Exradin W1 est de 0,6 %. La profondeur de dose maximum obtenue pour les deux dosimètres est à 3,5 cm.

Les résultats obtenus pour les courbes de rendement en profondeur avec des faisceaux de photons concordent avec la littérature. Les écarts sont nuls ou inférieurs à 0,1 cm entre les mesures de D_{max} des courbes de rendement en profondeur faites avec l'Exradin W1 par rapport à la CC04. Les résultats

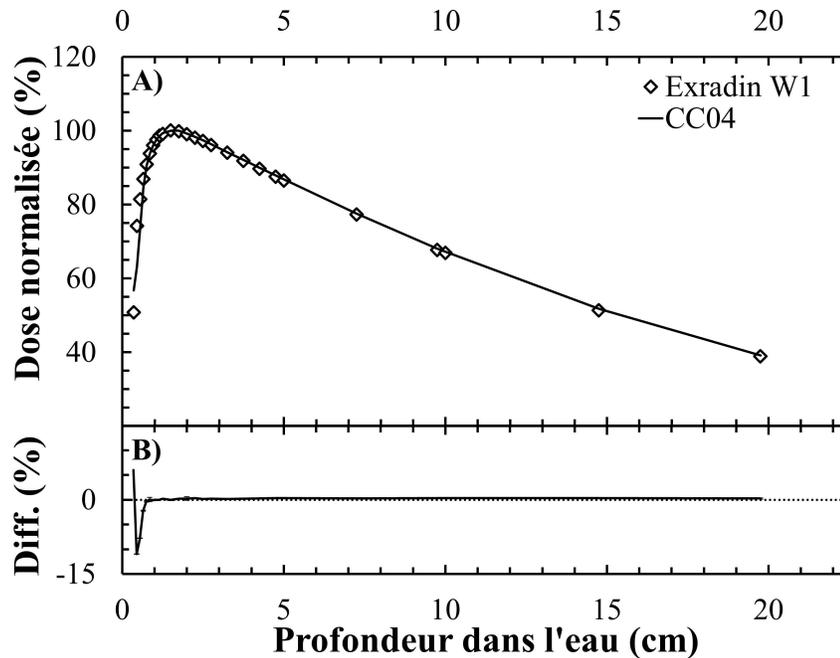


FIGURE 1.12: Mesure d'un rendement en profondeur d'un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dans l'eau à une énergie de 6 MV mesurée par la chambre à ionisation CC04 et l'Exradin W1. A) courbes de rendement en profondeur normalisées à D_{max} , B) différence entre les courbes de rendement en profondeur normalisées et mesurées par l'Exradin W1 et la CC04 ($D_{W1} - D_{CC04}$).

des différentes courbes de rendement en profondeur mesurées avec l'Exradin W1 et la CC04 pour les faisceaux de photons ont tous un comportement semblable. La dose mesurée très près de la surface sera inférieure dans le cas de l'Exradin W1, puis sera supérieure jusqu'à atteindre D_{max} . Après la profondeur de D_{max} , la différence de dose entre l'Exradin W1 et la chambre à ionisation est inférieure à 1 %. Les résultats obtenus en photon sont très semblables à ceux obtenus par Fontbonne et coll. [6] ainsi que Frelin et coll. [22] qui ont utilisé une technique de discrimination spectrale pour la lumière Čerenkov semblable à celle utilisée dans ce projet. Fontbonne et coll. ont mesuré une dose supérieure en comparaison avec une chambre à ionisation (IC). Par contre, ils n'ont pas observé une mesure de dose inférieure avec un PSD à la surface du fantôme comparativement à la mesure de dose par une IC. Frelin et coll. ont mesuré une dose inférieure à celle mesurée par une chambre à ionisation très près de la surface, puis une dose supérieure avec un PSD jusqu'à atteindre la profondeur de D_{max} . Par contre, ces derniers ont obtenu une différence de dose maximum de 3 % alors que dans ce projet, la différence de dose peut atteindre 12 %, mais de façon générale, les différences sont dans le même ordre de grandeur (en deçà de 3 %). Les différences mesurées entre les PSD et les IC sont bien connues et sont expliquées par la difficulté d'obtenir d'équilibre électronique en surface pour l'IC nécessaire à la mesure de dose. Ceci nous laisse croire que les mesures effectuées en surface avec l'Exradin W1, ou les PSD en générale, sera plus juste qu'avec une IC.

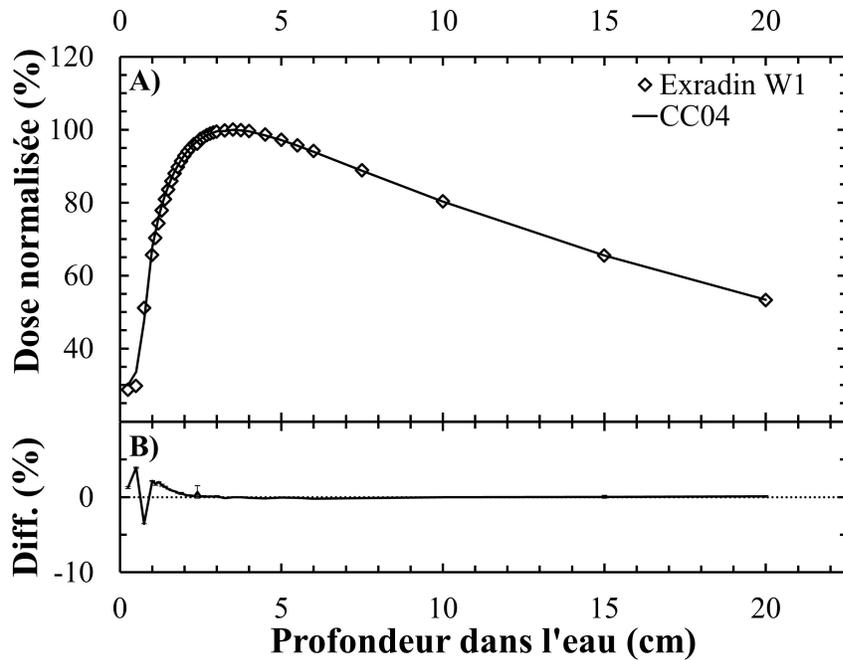


FIGURE 1.13: Mesure d'un rendement en profondeur d'un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dans l'eau à une énergie de 23 MV mesurée par la chambre à ionisation CC04 et l'Exradin W1. A) courbes de rendement en profondeur normalisées à D_{max} , B) différence entre les courbes de rendement en profondeur normalisées et mesurées par l'Exradin W1 et la CC04 ($D_{W1} - D_{CC04}$).

Électron : Les courbes de rendement en profondeur obtenues avec l'Exradin W1 et la CC04 pour un faisceau de 6 et 18 MeV de 10 cm de côté sont présentées à la Fig. 1.14. Les profondeurs de D_{max} ainsi que tous les autres paramètres de caractérisation, tels qu'illustrés à la Fig. 0.2, sont présentés dans les Tableaux 1.6 et 1.7. Afin de faciliter la comparaison des résultats avec la littérature, la technique de correction appliquée sur les courbes de rendement en profondeur pour les faisceaux d'électrons est différente de celle utilisée pour les faisceaux de photons. La seule correction appliquée sur les courbes de rendement en profondeur pour les deux dosimètres était de positionner le point de dose D_{max} à leur valeur théorique, soit 1,2 cm pour les faisceaux de 6 MeV et 2,0 cm pour le faisceau à 18 MeV.

Près de la surface, les différences observées entre la IC et l'Exradin W1 sont semblables à ceux observés pour les courbes de rendements en profondeur en photon, l'IC mesure des doses plus élevées que le PSD. Pour les régions avant et après R_{50} , les différences observées ressemblent plus à celles des profils en photon. Une sous-évaluation de la dose avant R_{50} et une sur-évaluation de la dose après R_{50} par l'IC comparativement au PSD sont observés dû à la différence de volume sensible. Les résultats obtenus pour les courbes de rendement en profondeur avec des faisceaux d'électrons concordent avec la littérature. Lacroix et coll. ont travaillé sur l'extraction de facteurs de perturbation de différents dosimètres cliniques à l'aide de courbe de rendement en profondeur [42, 43]. La première étude por-

TABLE 1.6: Paramètres de caractérisation et différences entre les courbes de rendement en profondeur obtenues avec la CC04 et l'Exradin W1 pour un faisceau d'électrons de 6 MeV de 10 cm de côté.

Paramètres	Unités	Résultats de la CC04	Résultats de l'Exradin W1	Différences (%)
R_t	(cm)	1,57	1,56	1,0
R_{50}	(cm)	2,16	2,11	2,2
R_p	(cm)	2,72	2,66	2,0
Énergie la plus probable	(MeV)	5,6	5,5	1,9
Énergie moyenne	(MeV)	5,0	4,9	2,2
Contamination	(%)	0,55	0,54	1,8

TABLE 1.7: Paramètres de caractérisation et différences entre les courbes de rendement en profondeur obtenues avec la CC04 et l'Exradin W1 pour un faisceau d'électrons de 18 MeV de 10 cm de côté.

Paramètres	Unités	Résultats de la CC04	Résultats de l'Exradin W1	Différences (%)
R_t	(cm)	5,5	5,6	1.2
R_{50}	(cm)	7,79	7,57	2.8
R_p	(cm)	9,61	9,17	4.7
Énergie la plus probable	(MeV)	19.5	18.6	4.7
Énergie moyenne	(MeV)	18.15	17.65	2.8
Contamination	(%)	3,2	3,5	6.3

tait sur les chambres à ionisation à plaque parallèle et le deuxième sur les diodes. Une comparaison directe des résultats obtenus par Lacroix et coll. ne peut être faite en raison de la différence entre les détecteurs testés. Par ailleurs, le calcul des ratios des mesures Exradin W1 sur la chambre à ionisation CC04, tel que présenté à la Fig. 1.14 C) et D) ont donné des résultats similaires à ceux obtenus lors de l'extraction des facteurs de perturbation pour les chambres à plaque parallèle [42]. Le pic de la courbe des ratios de mesure est plus faible à de plus hautes énergies de faisceau primaires et se situe autour de 1,2. Avant la profondeur D_{max} , le ratio est très près de 1. Par contre, les résultats obtenus pour la différence entre la chambre à ionisation et l'Exradin W1 sont légèrement supérieurs à ceux obtenus par Frelin et coll. [22]. Les différences de dose sont en moyenne de 0,9 % pour le faisceau de 6 MeV et de 1,2 % pour celui de 18 MeV. Cette différence peut s'expliquer par la différence dans les détecteurs et la méthode d'analyse.

1.2.7 Profil

Photon : Les résultats obtenus pour les profils de faisceaux de photons de 6 MV de 2,5 cm de côté sont présentés à la Fig. 1.15 et dans le Tableau 1.8. La technique utilisée pour repositionner les courbes de profil de dose est la même que celle utilisée dans la caractérisation de l'influence de l'orientation de la fibre optique claire. Les résultats des deux profils, celui de la CC04 et de l'Exradin W1, ont été normalisés et repositionnés indépendamment l'un de l'autre. La normalisation de tous les points de

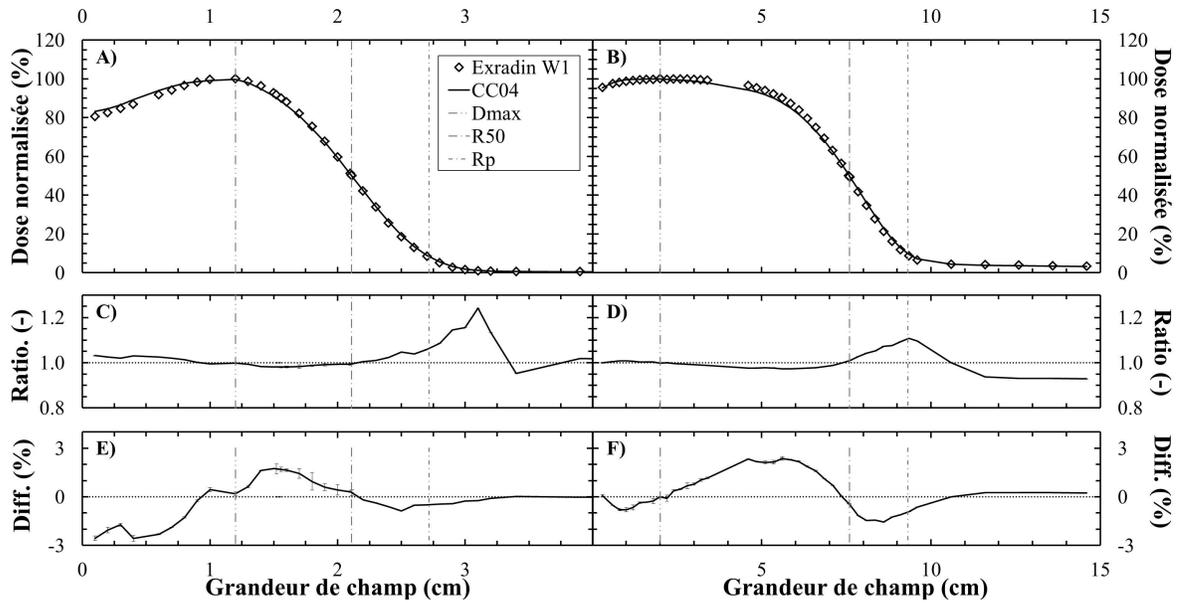


FIGURE 1.14: Mesure de rendement en profondeur d'un champ de 10×10 cm² dans l'eau pour des faisceaux d'électrons de 6 MeV (colone de gauche) et 18 MeV (colone de droite) par la chambre à ionisation CC04 et le PSD Exradin W1. A) et B) courbes de rendement en profondeur normalisée par la dose maximale, C) et D) calcul du ratio de la dose normalisée Exradin W1 / CC04, E) et F) différence entre les courbes de rendement en profondeur mesuré par l'Exradin W1 et la CC04 ($D_{W1} - D_{CC04}$).

mesures a été faite par rapport à la mesure de dose au point central du profil. La position du point central était déterminée par le milieu entre le point gauche et le point droit où 50 % de la dose moyenne du plateau central était mesuré. La différence moyenne entre la chambre à ionisation et l'Exradin W1 est de 1,6 %.

TABLE 1.8: Mesures de grandeur de champ, largeur de pénombre, niveau de planéité et de symétrie pour des profils de champ de 2,5 cm de côté à 6 MV par la CC04 et l'Exradin W1.

	Grandeur de champ (cm)	Largeur de pénombre gauche (cm)	Largeur de pénombre droite ((cm)	Niveau de planéité (%)	Symétrie (%)
CC04,	2,7	0,4	0,4	7,6	0,6
W1,	2,6	0,3	0,3	4,9	0,2
Différence	0,1	0,1	0,1	2,7	0,8

Les résultats obtenus pour les profils de faisceaux de photons de 23 MV de 10 cm de côté sont présentés à la Fig. 1.16 et dans le Tableau 1.9. Les résultats des deux profils, celui de la CC04 et de l'Exradin W1, ont été analysés indépendamment l'un de l'autre et de la même façon que les autres courbes de profils présentés dans ce document. La différence moyenne entre la chambre à ionisation et l'Exradin

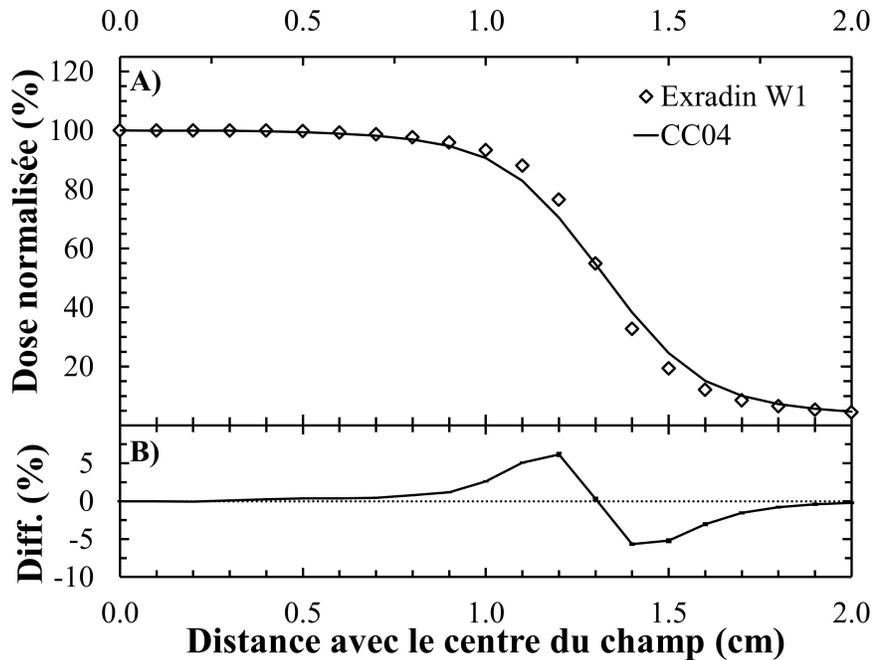


FIGURE 1.15: Mesure d'un profil longitudinal d'un champ de $2,5 \times 2,5 \text{ cm}^2$ à une profondeur de 5 cm dans l'eau à une énergie de 6 MV mesurée par la chambre à ionisation CC04 et l'Exradin W1. A) courbes du profil normalisées par la valeur centrale, B) différence entre les courbes du profil normalisées et mesurées par l'Exradin W1 et la CC04 ($D_{W1} - D_{CC04}$).

W1 est de 1,4 %.

TABLE 1.9: Mesures de grandeur de champ, largeur de pénombre, niveau de planéité et de symétrie pour des profils de champ de 10 cm de côté à 23 MV par la CC04 et l'Exradin W1.

	Grandeur de champ (cm)	Largeur de pénombre gauche (cm)	Largeur de pénombre droite (cm)	Niveau de planéité (%)	Symétrie (%)
CC04,	10,6	0,8	0,7	1,8	0,2
W1,	10,5	0,6	0,7	1,5	0,8
Différence	0,0	0,1	0,1	0,3	0,6

Les résultats des profils de champs d'énergie 6 MV sont présentés aux Fig. 1.15 et 1.10 A) et B). Les résultats obtenus pour les profils de faisceaux de photons sont semblables à ceux observés dans la littérature. La dose mesurée par un PSD est supérieure à celle mesurée par une chambre à ionisation entre les positions latérales D_{90} et D_{50} et inférieures entre les positions latérales D_{50} et D_{10} , D_x représentant la position où la dose mesurée est $X\%$ de la dose centrale. Cette même observation a été notée dans plusieurs publications [5, 6, 19, 25]. Les courbes de différences entre les mesures faites avec la CC04 et l'Exradin W1 sont dans les trois cas les mêmes. Les pics de différences négatifs et positifs sont dans les régions de plus haut gradient de dose, soit au côté des points de dose 50 % de

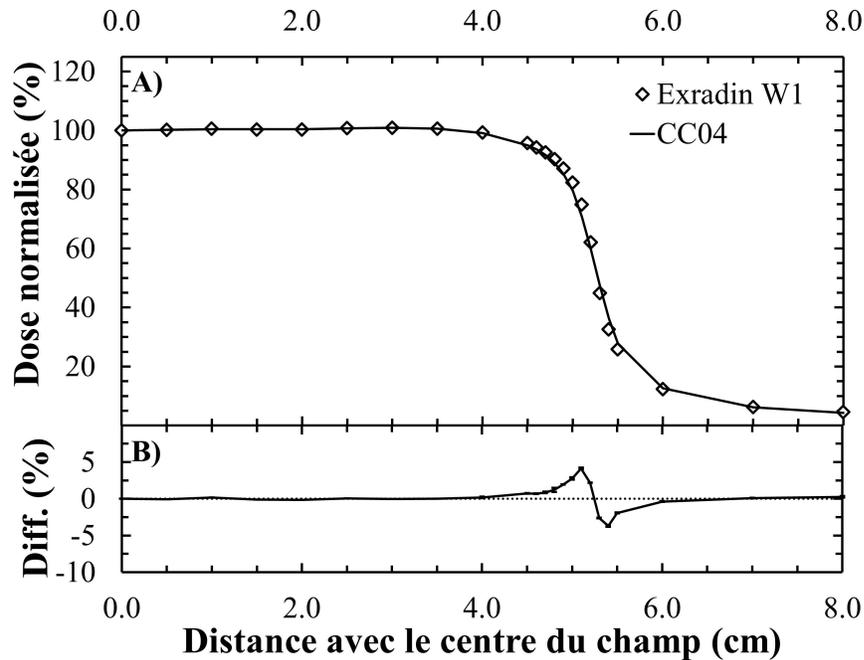


FIGURE 1.16: Mesure d'un profil longitudinal d'un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à une profondeur de 5 cm dans l'eau à une énergie de 23 MV mesurée par la chambre à ionisation CC04 et l'Exradin W1. A) courbes du profil normalisées par la valeur centrale, B) différence entre les courbes du profil normalisées et mesurées par l'Exradin W1 et la CC04 ($D_{W1} - D_{CC04}$).

$D_{centrale}$. Les différences maximales entre la CC04 et l'Exradin W1 sont similaires entre les différents faisceaux de 6 MV (autour de 6 %), mais il est inférieur dans le cas du faisceau de 23 MV (autour de 4 %). Cette différence entre les résultats obtenus pour les profils à 6 MV et celui à 23 MV peut s'expliquer par la largeur de la pénombre. La largeur de pénombre des faisceaux de 6 MV mesurés par l'Exradin W1 est de 0,3 cm et 0,4 cm, alors que celle mesurée pour le faisceau de 23 MV est de 0,6 cm. Une largeur de pénombre plus grande signifie un gradient de dose moins élevé, donc en théorie, une différence de dose moins élevée entre la chambre à ionisation et l'Exradin W1. Plus le gradient de dose sera élevé, plus la différence en terme de résolution spatiale de la chambre à ionisation et l'Exradin W1 sera apparente. Cette augmentation dans la différence entre une chambre à ionisation et un PSD est aussi observée par Guillot et coll. [19] en comparant les résultats obtenus pour des profils de champs à 6 MV de grandeur 7 et 35 cm de côté. Les différences entre les mesures des deux dosimètres de grandeur de champ et de pénombre ainsi que du niveau de planéité et de symétrie sont en deçà de 0,2 cm et 0,6 % à l'exception d'une seule valeur. La différence entre les niveaux de planéité mesurés avec la CC04 et l'Exradin W1 pour le profil de 2,5 cm à 6 MV est de plus de 2 %. Cet écart avec les résultats obtenus pour les profils des champs de 10 cm de côté peut s'expliquer par le gradient de dose mesurée autour des limites du plateau central. Le gradient de dose est autour de 0,3 % par mm dans le cas de grandeur de champs de 10 cm de côté alors que dans le cas du champ de 2,5 cm de côté, il est de plus de 4 % par mm.

Électron : Les résultats obtenus pour les profils de faisceaux d'électrons de 6 MeV et 18 MeV de 10 cm de côté sont présentés à la Fig. 1.17 et dans les Tableaux 1.10 et 1.11. Les résultats des deux profils, celui de la CC04 et de l'Exradin W1, ont été normalisés et repositionnés indépendamment l'un de l'autre de la même manière que les autres profils. La différence moyenne entre la chambre à ionisation et l'Exradin W1 est de 0,7 % pour le profil de champ de 6 MeV et de 0,8 % pour le profil de champ à 18 MeV.

TABLE 1.10: Mesures de grandeur de champ, largeur de pénombre, niveau de planéité et de symétrie pour des profils de champ de 10 cm de côté à 6 MeV par la CC04 et l'Exradin W1.

	Grandeur de champ (cm)	Largeur de pénombre gauche (cm)	Largeur de pénombre droite (cm)	Niveau de planéité (%)	Symétrie (%)
CC04	10,2	1,3	1,4	6,3	1,2
W1	10,2	1,3	1,3	5,9	1,5
Différence	0,0	0,1	0,1	0,4	0,3

TABLE 1.11: Mesures de grandeur de champ, largeur de pénombre, niveau de planéité et de symétrie pour des profils de champ de 10 cm de côté à 18 MeV par la CC04 et l'Exradin W1

	Grandeur de champ (cm)	Largeur de pénombre gauche (cm)	Largeur de pénombre droite (cm)	Niveau de planéité (%)	Symétrie (%)
CC04	10,7	1,9	1,9	8,9	0,9
W1	10,6	1,7	1,8	8,1	0,8
Différence	0,0	0,1	0,2	0,8	0,1

Les résultats obtenus pour les faisceaux d'électrons sont similaires à ceux obtenus avec les faisceaux de photons. Les mêmes types de différences entre les deux dosimètres sont observés à l'exception que ceux-ci sont inférieurs. Cette différence entre les profils de faisceaux de photons et d'électrons est expliquée par la différence dans les gradients de dose mesurés. Dans le cas des faisceaux d'électrons, il y a une perte de 60 % de dose dans la pénombre sur plus de 1,3 cm et 1,8 cm alors que dans le cas des faisceaux de photons, cette même diminution de dose est seulement sur quelques millimètres.

1.2.8 Facteurs de champ

Les résultats obtenus pour les mesures des facteurs de champ pour les faisceaux de photons sont présentés à la Fig. 1.18. Les différences mesurées entre la CC04 et l'Exradin W1 y sont aussi présentées. Les courbes des facteurs de champ ont été normalisées à la dose pour un champ de 10 cm de côté. La différence moyenne entre la CC04 et l'Exradin W1 est de 0.9 % pour le faisceau de 6 MV et de 0.6 %

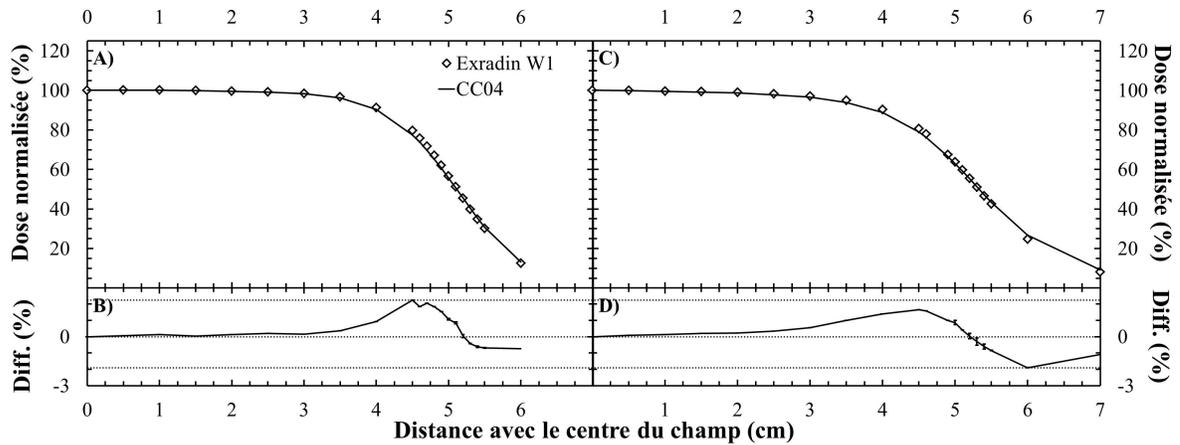


FIGURE 1.17: Mesure d'un profil longitudinal d'un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à une profondeur de 2 ou 5 cm dans l'eau pour des faisceaux d'électrons de 6 et 18 MeV par la chambre à ionisation CC04 et l'Exradin W1. A) et C) courbes du profil longitudinal d'un champ d'énergie 6 MeV à une profondeur de 2 cm et d'un champ de 18 MeV à une profondeur de 5 cm, B) et D) différence entre les courbes de profil longitudinal d'un champ d'électrons normalisé et mesuré par l'Exradin W1 et la CC04 ($D_{W1} - D_{CC04}$).

pour le faisceau de 23 MV.

Les résultats de facteurs de champ pour des faisceaux de photons présentés à la Fig. 1.18 démontrent que l'Exradin W1 mesure une dose inférieure à celle mesurée par la CC04 pour les champs de grandeur supérieure à 10 cm de côté et supérieure pour les champs de grandeur inférieure à 10 cm de côté. Les différences entre les valeurs de référence et celle de l'Exradin W1 restent à l'intérieur de 1 % d'écart sur une grande plage de grandeur de champ, entre 2,5 cm et 20 cm, et ce, pour les deux énergies de faisceau. Cette différence entre la courbe de facteurs de champ mesurée par un PSD (tel que l'Exradin W1) et une chambre à ionisation a été observée à plusieurs reprises par différents projets de recherche [44, 45, 46, 47, 19]. Les différences entre les facteurs de champ mesurés par une chambre à ionisation et les différents PSD utilisés dans ces projets sont du même ordre de grandeur que ceux obtenus pour ce projet, soit $\pm 2 \%$. Tel que démontré par Guillot et coll. [19], il n'est pas possible de déterminer si l'erreur systématique de la mesure du facteur de champ provient de la chambre à ionisation ou du PSD. Cependant, des études Monte-Carlo semblent prédire une surestimation du facteur de champ par les chambres à ionisation pour des champs de grandeurs supérieures à 10 cm de côté [48].

1.3 Conclusions sur la caractérisation et validation de l'Exradin W1

Les différents tests effectués avec l'Exradin W1 ont permis de démontrer : la linéarité de la lecture de dose ainsi que l'indépendance de la mesure de dose à la position du photodétecteur, la courbure

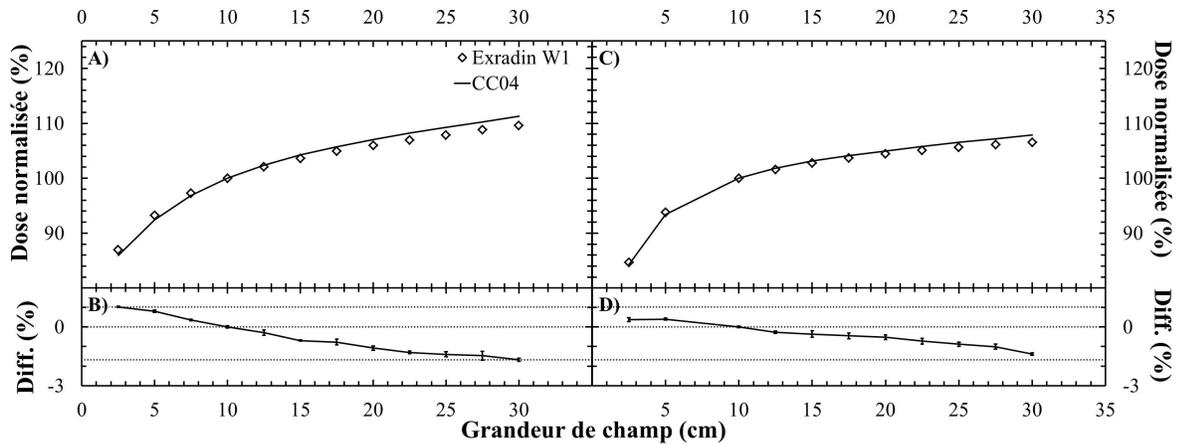


FIGURE 1.18: Mesure du facteur de champ à une profondeur de 5 cm dans l'eau pour des faisceaux de photons de 6 et 23 MV par la chambre à ionisation CC04 et l'Exradin W1. A) et C) courbes de facteurs de champ d'un faisceau de 6 MV et de 23 MV normalisés par le facteur de champ de 10×10 cm², B) et D) différence entre les courbes de facteurs de champ normalisés et mesurés par la chambre à ionisation CC04 et l'Exradin W1 ($D_{W1} - D_{CC04}$).

de la fibre optique et le niveau de lumière ambiante ainsi qu'avec l'orientation de la fibre optique par rapport au champ d'irradiation. De plus, ces différents tests ont permis de confirmer la validité de la méthode d'étalonnage pour la correction de la lumière Čerenkov dans différents niveaux de contamination lumineuse. Les tests d'assurance qualité faits avec la chambre à ionisation CC04 et l'Exradin W1 ont permis de démontrer les qualités de l'Exradin W1 en terme de résolution spatiale. Toutes les différences notables mesurées avec l'Exradin W1 et la chambre à ionisation concordent avec celles observées dans la littérature sur les PSD. Les résultats obtenus lors de la caractérisation et la validation de l'Exradin W1 confirment l'hypothèse que ce dernier serait un dosimètre avec les qualités requises pour faire des mesures de dose hors champ.

Chapitre 2

Out-of-field dose measurement at near surface with plastic scintillator detector

There is only one constant, one universal. It is the only real truth : causality. Action, reaction. Cause and effect.
-The Wachowski Brothers¹

Alexandra Bourgouin^{*1,2}, Nicolas Varfalvy^{2,3}, Louis Archambault^{1,2,3}

¹*Département de physique, génie physique et d'optique, Université Laval, Québec, QC, Canada*

²*Centre de recherche sur le cancer de l'Université Laval et Centre de recherche du CHU de Québec, Québec, QC, Canada*

³*Département de Radio-oncologie, CHU de Québec, Québec, QC, Canada*

Résumé

L'objectif de l'article présenté dans ce chapitre est d'évaluer la faisabilité d'utiliser un les détecteurs à fibre scintillante plastique, PSD, pour de la dosimétrie hors champ en surface. Les détecteurs à fibre scintillante plastique ont de nombreux avantages dosimétrique, dont ceux qui sont requis pour la mesure de dose en périphérie de champ. Des mesures de rendement en profondeur pour des faisceaux de photons ainsi que des mesures de dose à 0.5 cm de profondeur hors champ ont été faites pour évaluer les capacités dosimétrie des PSD. Cette étude a démontré que le PSD utilisé pouvait faire de mesure de dose aussi faible que 0.51 cGy avec une précision de 0.17 cGy. Les mesures de dose avec le PSD ont démontré qu'il permettait d'éviter plusieurs problématiques liées à la dosimétrie de périphérie et en particulier, la difficulté d'obtenir des points de mesure précis et celle d'avoir un équilibre électronique dans le volume sensible puisqu'il est petit et eau équivalent.

1. The Matrix, (La Matrice), The Wachowski Brothers, avec K. Reeves, États-Unis, 1999, science fiction, 136 minutes.

Abstract

Out-of-field dose depends of multiple factors and out-of-field dosimetry is complexes. Few dosimeters have the required features for measuring peripheral dose. Plastic scintillator dosimeters have numerous dosimetric advantages as required for out-of-field dosimetry. The purpose of this study is to determine the potential of using PSD as surface peripheral dosimeter. This study have demonstrate that PSD can measured a dose as low as 0.51 ± 0.17 cGy for photon beam and 0.58 ± 0.20 cGy for electron beam with a difference of 0.2 and 0.1 cGy compared to parallel plate ion chamber. Measurements with PSD at near surface for out-of-field dosimetry avoid averaging over a too large volume, 1 mm diameter. The electronic equilibrium is easier to reach with PSD due to his small sensitive volume and his water equivalence.

Keywords : plastic scintillation detectors, out-of-field dosimetry, peripheral doses, parallel plate ion chamber

Introduction

Out-of-field dose, or peripheral doses, is equivalent to 3 % and 0.1 % of the dose at D_{max} in the field [26]. Dose comes from water scattering, secondary collimator scattering (jaws and MLC), leakage from treatment head (interaction with primary collimator) and from room scattering [27]. Out-of-field dose depends of multiple factors : the linac used, the energy of the primary beam, the size of the field, the depth in the phantom and the out-of-field distance. Out-of-field dosimetry is complexes and few dosimeters have the required features for measuring peripheral dose which come from electrons and photons of high and low energy. The particles which contribute to the peripheral dose got different of incidence at the point of measurement as illustrated in Fig. 2.1. Out-of-field dosimetry requires independence to the particles (electron, photons and neutrons), the energy, the dose, the dose rate and angle of incidence. Due to the low energy electrons, from secondary collimator scattering, it is more difficult to reach the charged-particle equilibrium ; therefore, it is preferable to have a water equivalent dosimeter with a small sensitive volume. Ion chambers are not equivalent to water and have a larger sensitive volume than other dosimeters. Diodes, liquid ion chambers and diamond chambers depends on the dose rate [29]. MOSFETs and optically stimulated luminescence (OSL) dosimeters have angular dependence [49]. Plastic scintillator dosimeter (PSD) show numerous dosimetric advantages and got the required features needed for out-of-field dosimetry [45, 44, 21, 5]. The purpose of this study is to determine the potential of using PSD as surface peripheral dosimeter.

Material and methods

Measurements in this study have been performed with a Varian Clinac iX. The SSD, source surface distance has been fixed at 90 cm for photon beams and at 100cm for electron beams except for depth

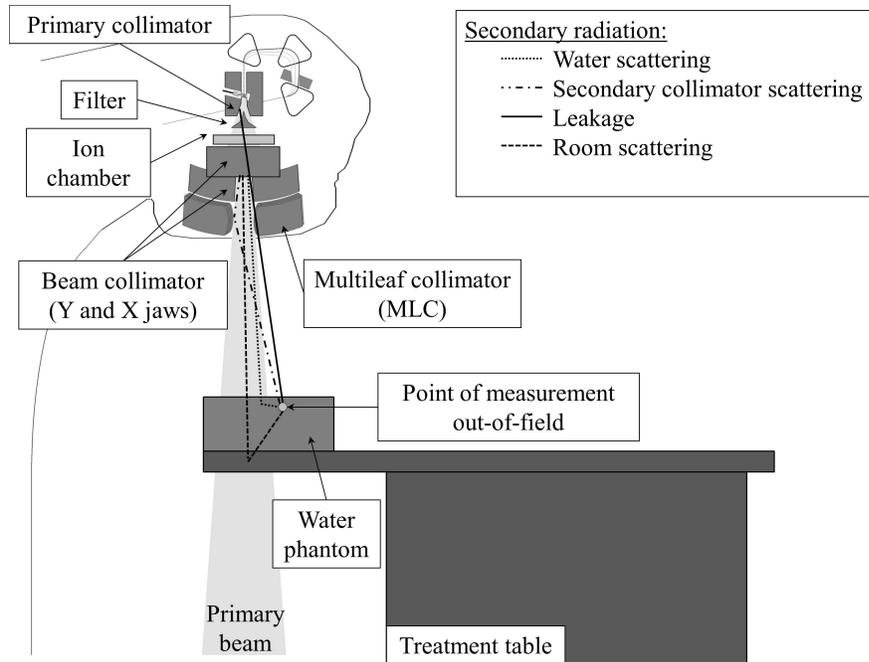


FIGURE 2.1: Schema of compound of the peripheral dose for external radiation therapy.

dose curves measurements. The delivered dose was 200 MU at a dose rate for photon and electron beam of 600 MU/min and 400 MU/min respectively.

Dosimeter

The Exradin W1 (Standard Imaging Inc., Middleton, WI, U.S.) is a commercial miniature plastic scintillation detector PSD, see Fig. 2.2. The sensitive volume of the detector is made of a 0.002355 cm³ scintillator, 0.05 cm radius by 0.3 cm long. Calibration is made using the spectral-based method [19] and was performed using a 6 MV photon beam with a size of 30×30 cm². Two different ion chambers were also used as the reference detectors. The first one was an Exradin A11TW parallel plate ion chamber (Standard Imaging Inc., Middleton, WI, U.S.). Its collecting volume is 0.93 cm³ and a collector diameter of 2 cm. A11TW was chosen to measure out-of-field dose because of its position's accuracy in the build-up region. The second ion chamber selected for this project was a CC04 ion chamber (IBA, Louvain-La-Neuve, Belgique). This mini-chamber has a small collecting volume of 0.04 cm³.

Treatment planning system TPS

The TPS Pinnacle³ version 9.6 was used in this project to compare surface dose out-of-field measurement with the dose modeled by a TPS. The water equivalent phantom and the water tank were modeled in the TPS by recreating the exact same volume of the phantom or the water tank with the density of water.

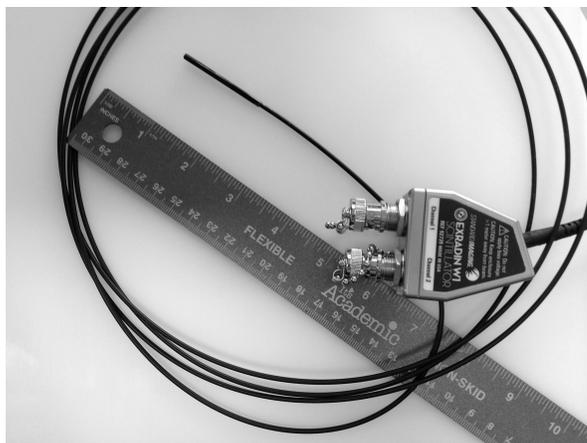


FIGURE 2.2: Commercial plastic scintillator dosimeter; the Exradin W1.

Percent depth dose (PDD)

Depth dose curves were measured in a $38 \times 38 \times 37.5$ cm³ water tank with PSD and the small ion chamber at a SSD of 100 cm. PDD curves were measured for photon beams of 6 and 23 MV. PDDs were measured with a field size of 15×15 cm². The out-of-field distance of detectors was 3 cm. Measurements were performed from the surface to a depth of 5 cm.

Lateral dose measurements

Lateral dose measurements was performed in a water equivalent phantom with length of 60×30 cm² and with a tick of 20 cm. Measurements with photon beam was performed for both energies available on the linac, 6 and 23 MV, for anterior and posterior field. Measurement was performed at a depth of 0.5 cm and one measurement at D_{max} was performed for normalization purpose. Detectors used for these measurements were the PSD and the parallel plate ion chamber. The isocenter was placed at 10 cm depth. Square fields were used with a length of 10, 20 and 30 cm. Lateral dose measurements were performed at the center of the beam, 3, 5, 10 and 15 cm out-of-field. In the case of electron beams, both 6 and 18 MeV were used for anterior measurement. Because of the low dose involved in posterior beam, no measurement has been done for this gantry position. The lateral positions were at the center of the field, 1 cm inside the field, 1, 3 and 5 cm out-of-field. Measurement at D_{max} was also performed for normalization purpose. The electron applicators used were 10, 15 and 20 cm.

Results and discussion

Percent depth dose (PDD)

PDD curve for 6 MV photon beam at 3 cm outside the field are shown in the Fig. 2.3. The point of maximum dose measured with the PSD was at 0.2 cm and at 0.4 cm for 6 MV and 23 MV respectively.

Before D_{max} , the TPS doses strongly differ from the measurement (between 25 and 80 %). The average difference between the measurements of PSD W1 and IC CC04 is 5 % and 9 % for 6 MV and 23 MV respectively. As it was observed by other [6, 22], near to the surface, the dose measured by a PSD is lower than that one measured by IC. The behaviour of the depth dose curves out-of-field agrees with

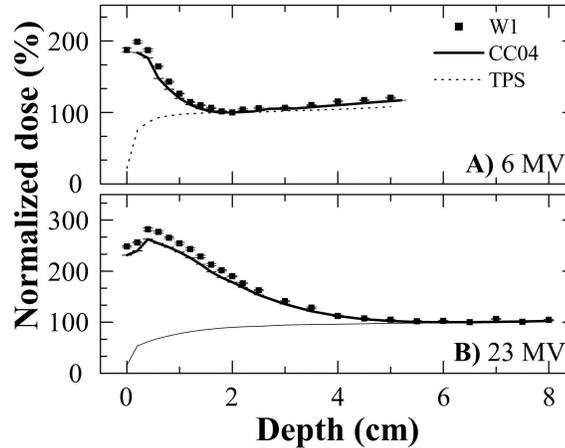


FIGURE 2.3: Depth dose out-field for a 15 cm side beam at 3 cm out-of-field.

the observations of Fraass et al. [26]. A change in energy does not change the general behaviour of the PDD curve. The dose drops between the surface and D_{max} . After this depth, the dose slowly increases with the depth. The same behaviour is observed by Starkschall et al. [28].

Lateral measurements for photon beams

Results of lateral dose measurement are illustrated in Fig. 2.4. For both energy fields, the widening of field size increases the surface out-of-field dose. It is also observed that the increase of dose, for the same widening of field (10 cm), is larger between the two smaller field sizes as seen in literature [26]. For anterior field, the larger different between IC and PSD measurement is under 1 % (0.3 cGy) but can reach 12 % (0.8 cGy) between dosimeters and TPS. The difference between the ion chamber and the W1 measurements for posterior fields can be explained by the fact that the ion chamber, A11TW, is irradiated from the back to the front, which is not the standard way to use it, due to the impossibility of using it on the opposite side (thickness of around 2 cm). The average difference between the results of the W1 and the A11TW at 6 MV are more important than the difference at 23 MV because the results are smaller for the 23 MV beam. For posterior field, the difference between PSD and the ion chamber is larger than anterior fields. The opposite is observed for the TPS calculation.

Lateral measurements for electron beams

Fig. 2.5 shows the lateral dose measurements for electron beams at 6 and 18 MeV. For the 6 MeV beam, there is a large difference between IC and PSD measurement due to the collecting diameter of

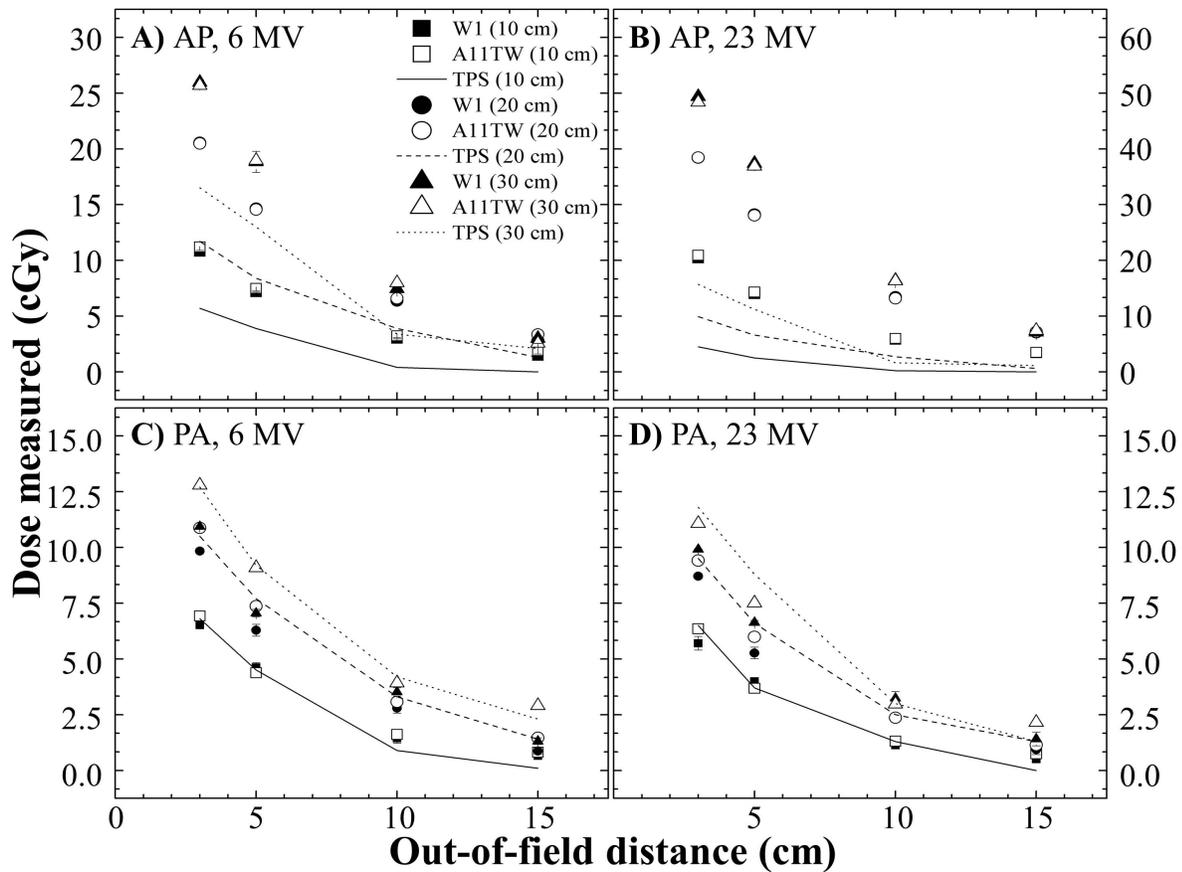


FIGURE 2.4: Lateral dose measurement at 0.5 cm depth for anterior (a and b) and posterior (c and d) photon beam.

the IC which is 2.0 cm. This large difference is not observed with photon beam because the out-of-field distance is larger. For larger out-of-field distance, the difference between IC and PSD are in agreement with results obtained with photon beam. The out-of-field dose decreases with the increase of the size of field and this result is observed for both dosimeters.

Conclusion

This study have demonstrate that PSD can measured a dose as low as 0.51 ± 0.17 cGy for photon beam and 0.58 ± 0.20 cGy for electron beam with a difference of 0.2 and 0.1 cGy with parallel plate ion chamber. Measurements with PSD at near surface for out-of-field dosimetry avoid averaging over a too large volume, 1 mm diameter. The electronic equilibrium is easier to reach with PSD due to his small sensitive volume and his water equivalence. PSD shows promise to be a reference dosimeter for out-of-field dosimetry.

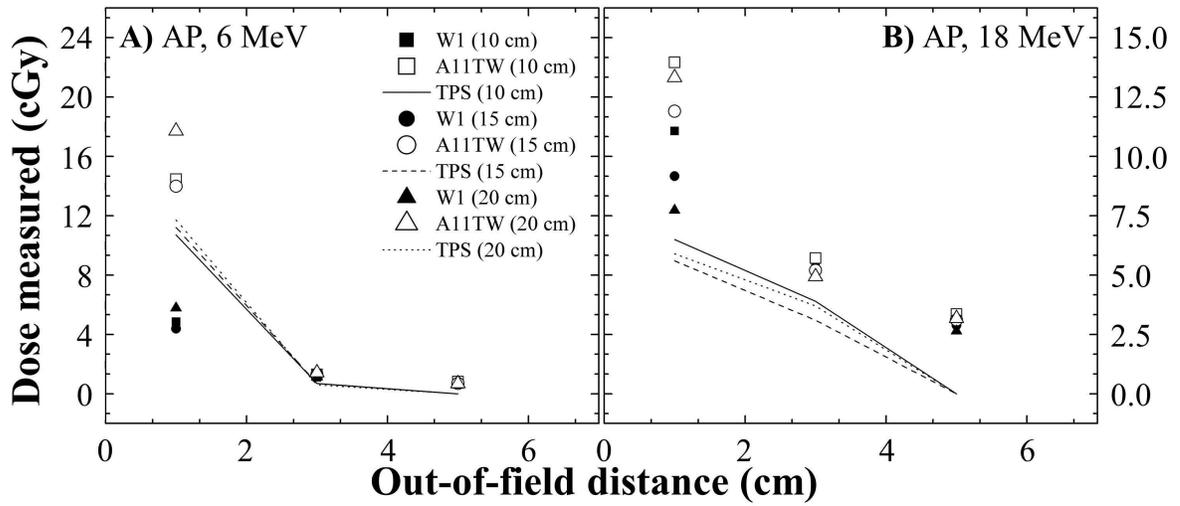


FIGURE 2.5: Lateral dose measurement at 0.5 cm depth for anterior electron beam.

Acknowledgement

This research is supported in part by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) discovery Grant Nos. 385773

Chapitre 3

Reducing pacemaker doses with a lead sheet

If you don't claim your humanity you will become a statistic. You have been warned...
-J. Uhls¹

Alexandra Bourgoïn^{*1,2}, Nicolas Varfalvy^{2,3}, Louis Archambault^{1,2,3}

¹Département de physique, génie physique et d'optique, Université Laval, Québec, QC, Canada

²Centre de recherche sur le cancer de l'Université Laval et Centre de recherche du CHU de Québec, Québec, QC, Canada

³Département de Radio-oncologie, CHU de Québec, Québec, QC, Canada

Résumé

L'objectif de l'article présenté dans ce chapitre est d'évaluer la faisabilité d'utiliser un blindage de plomb pour réduire la dose aux appareils cardiaques implantables (ACI) lors de traitement en radiothérapie. La dose aux ACI sera évaluée et caractérisée dans différentes situations d'irradiation. Les mesures de doses ont été réalisées à l'aide d'un dosimètre à fibre scintillante commercial. Les courbes de rendement en profondeur hors champ en photons ont démontré que dans les premiers centimètres, la dose provient principalement de la radiation de fuite de l'accélérateur. Elles ont aussi démontré que le gain utilisé le blindage est moindre en profondeur. Les mesures de dose latérale hors champ antérieures ont démontré que la réduction de dose par le blindage est plus importante pour les faisceaux de 23 MV (une réduction de 70 %) par rapport aux faisceaux de 6 MV (une réduction de 59 %). L'utilisation de blindage de plomb pour un champ antéro-postérieur est conseillée et fournit un moyen simple et efficace de diminuer la dose aux ACI.

1. Fight Club, (Fight Club), David Fincher, avec E. Norton, B. Pitt et H. Bonham Carter, États-Unis, 1999, drame/thriller, 139 minutes.

Abstract

The objective of this project is to evaluate the feasibility of using a lead sheet to reduce the dose to Cardiac Implantable Electronic Devices (CIED). The dose to CIED is evaluated in various situations with and without shielding. The efficiency and risk of this type of shielding is supported by measurements made with plastic scintillation detector (PSD). Depth dose curve (PDD) and lateral dose measurements were made with and without shielding for photon and electron beams. Lateral doses measurements were made at 0.5 cm of depth. The measurements were compared to the doses calculated by a treatment planning system (TPS). Depth dose curves measured out of field are in agreement with the literature. Measurement for posterior beams show there is no risk of increased skin dose. With anterior fields, the benefit of shielding is more important at 23 MV compared to 6 MV, reduction of dose by 70 % and 59 % respectively. The use of lead shielding with an anterior field is advised and provides an easy way to decrease dose to CIEDs. For a posterior field, it is preferable to avoid shielding, but it could be used if it stays outside the fields in the case of a treatment with multiple beams.

Keywords : CIED, Shielding, Plastic scintillation detector, Treatment planning system, Out-of-field dose

Introduction

More and more Cardiac Implantable Electronic Devices, CIEDs, are encountered in radiation therapy because of the ageing population. CIEDs may be damaged by radiation. Maxted et al. [32] observed that problem in 1984. Out of the 19 pacemakers exposed to radiation, seven failures were observed for a total dose on pacemakers between 39 and 69 Gy. Failures observed ranged from lack of inhibition to missing output. These pacemakers were made with two different semiconductor technologies : bipolar and complementary metal-oxide-semiconductor (CMOS) circuit. The work of Maxted et al. determined that when exposed to standard radiotherapy dose, pacemaker's generators are damaged because of radiation sensitivity of the CMOS circuit. In 1991, a study of 33 multi-programmable pacemakers and four implantable cardioverter-defibrillator (ICDs) [33] came to similar conclusions. Rodriguez et al. found that the first failure was observed at a cumulated dose 14 Gy to the CIEDs. Eight more failures were observed before reaching a cumulated dose of 50 Gy. More recently, a large study was carried on 96 pacemakers irradiated by high-energy photon beams [34]. Observed failures were classified in eight groups according to gravity, clinical impact and types of induced alterations. One of the most serious failures, the permanent silence (PS), was detected at 0.5 Gy. A compatible slowed down rate (CSR), a failure that can induce a malaise, was also detected at 0.05 Gy. The proportion of important failures under a cumulated dose to CIED of 5 and 2 Gy was 14.6 % and 6 %, respectively. Rodriguez et al. concluded that recent models of pacemakers are more sensitive to radiation than older models and that there is no threshold dose to the pacemakers below which the risk of failure is null. In the case report of Muller-Runkel et al. [50], a pacemaker received a cumulated dose of 6.2 Gy

without any alteration. Thomas et al. [36] observed an electrical reset of the pacemaker even when it was outside the treatment beam. An ICD suffering from runaway pacing, a rare complication, was examined by Němec [51] after a cumulative patient dose of 5.4 Gy while the device was outside the primary radiation field.

According to practice guidelines set by AAPM task group 34, CIEDs must be outside of the treatment beams [35, 37, 38]. Moreover, the cumulated CIED dose should either be estimated or measured during treatment and it should also be kept below 2 Gy. However, CIEDs failure are not predictable and might happen before this threshold [34]. To reduce the dose received by a CIED during radiation therapy treatments, clinics may use a lead sheet (wrapped in thermoplastic) placed directly on the patient's skin above the sensitive device to stop the electronic contamination and attenuate collimator scatter. The purpose of this paper is to experimentally measure the efficiency of this technique using a novel commercial plastic scintillation detector (PSD).

PSDs offers numerous dosimetric advantages such as water equivalence, energy independence, reproducibility, dose linearity, dose rate linearity, high spatial resolution and the absence of angular dependence [45, 44, 21, 5]. PSDs can be used in a wide range of applications from SBRT to daily QA [45, 47, 52, 25, 53] and have shown their potential for in vivo patient monitoring [54]. However, as a consequence of their small sensitive volume, the precision of a PSD is often less than the precision of an ion chamber

The objectives of this study are 1) to quantify the impact of using a lead shield to shield CIEDs from anterior (AP) beams ; 2) to evaluate the impact of this shield on the rest of the treatment (i.e. for non-AP beams).

Material and methods

All measurements were performed with a Varian Clinac iX. The source to surface distance (SSD) was 100 cm for electron beams and 90 cm for photon beams except for depth dose measurements. The dose rate was 400 MU/Min for electron beams and 600 MU/Min for photon beams.

The lead shield used in this project was a thin sheet of lead wrapped in thermoplastic. The lead had a thickness of 1.6 mm and an area of $10 \times 10 \text{ cm}^2$. The thickness of thermoplastic was 2 mm above the lead, 4 mm under and 2 mm on the sides. The shielding was sufficiently flexible. The role of the thermoplastic is twofold : first to avoid direct contact with lead and second to absorb low energy electrons produced in the lead.

Dosimeter

The Exradin W1 plastic scintillation detector (Standard Imaging Inc., Middleton, WI, U.S.) is the first commercial miniature PSD. The W1 was chosen for this study because of its energy independence and its high spatial resolution ; the sensitive region of the detector is made of a $0.1 \times 0.3 \text{ cm}$ (0.002355 cm^3)

scintillator. These properties are desirable for out-of-field measurements. While solid-state detectors such as MOSFET [49] are commonly used for such kind of measurements, their sensitive region is made of silicon, which over responds to low-energy photons. This effect could possibly bias out-of-field measurements because the out-of-field photon energy spectrum is different from the energy spectrum of the primary beam. We hypothesized that the properties of PSD will make them ideal for measuring doses received by CIEDs.

The light emitted by the scintillator is transported over a clear optical fiber toward a color-sensitive photodiode. The blue and green outputs of photodiode are read by a dual-channel electrometer, the SuperMax Electrometer (STANDARD IMAGING INC., Middleton, WI, U.S.). Calibration of the Ex-radin W1 is made using the acrylic phantom provided by the manufacturer and the spectral-based method described by Guillot et al. [19]. In this work, calibration was performed using a 6 MV, 30×30 cm² beam centered on the scintillator. Calibration was repeated 10 times and averaged to reduce the statistical uncertainties

Percent depth dose (PDD)

Depth dose curves were measured in a $38 \times 38 \times 37.5$ cm³ water tank illustrated in Fig. 3.1. The liquid water was covered with a thin slab of solid water (2 mm) without any air gap. The purpose of this thin slab was to hold the lead shield at the surface of the phantom. To remain consistent between shielded and unshielded measurements, the solid water was present for all measurements. Percent depth dose

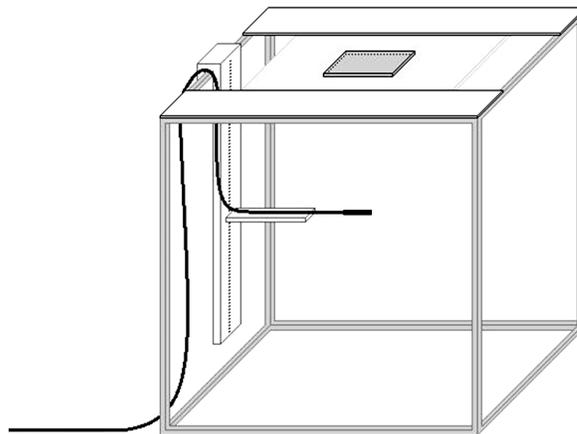


FIGURE 3.1: Water tank for depth dose measurements represented with the thin slab of solid water (2 mm) over liquid water with shielding on the top.

curves (PDD) were measured in and outside the primary radiation field. PDDs were measured with a field size of 10×10 cm² at a SSD of 100 cm. Measurements were performed with and without shielding. PDD curves measured by W1 were compared with data from the treatment planning software (TPS) Pinnacle³ version 9.6. Measurements in the center of the beam were performed for both energy (6 and 23 MV) photon beam and for an 18 MeV electron beam. PDD curves measurements outside

the radiation field were performed for photon beams. The lateral distance between the side of the lead shielding and the side of the radiation field was 1 cm. The W1 was centered under the shield (6 cm outside the field).

Lateral dose measurements

Lateral dose measurements were made in solid water. The positions used along the lateral axis are illustrated in Fig. 3.2. The phantom was 20 cm thick with a width and length of 30 cm and 60 cm respectively. All measurements were made at a depth of 0.5 cm, which is typical for CIED, and at D_{max} (photon only). Detector was centered under the lead shield as the point of calculation in the TPS. Fields sizes were 10, 20 and 30 cm square for anterior and posterior beams. Five measurement

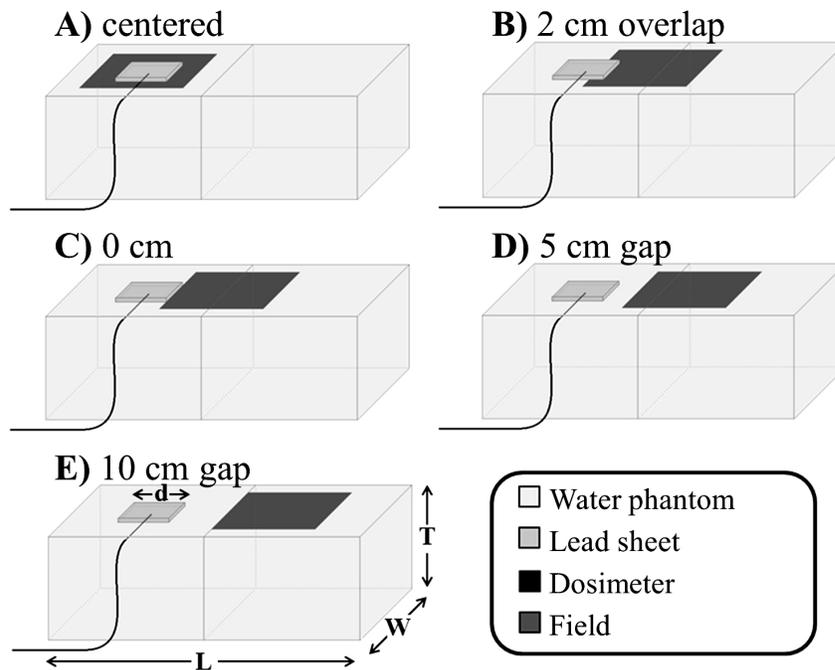


FIGURE 3.2: Set-up for lateral dose measurements. The dimensions on figure are ; $T = 20$ cm, $W = 30$ cm, $L = 60$ cm, and $d = 10$ cm. The depth of the dosimeter in the solid water is 5 mm.

positions were used : 1) detector and lead sheet centered on the field axis (Fig. 3.2 A), 2) at 3 cm out-of-field, overlap of 2 cm between field and lead sheet (Fig. 3.2 B), 3) at 5 cm out-of-field, no overlap between field and lead sheet (Fig. 3.2 C), 4) at 10 cm out-of-field, 5 cm between field side and the lead sheet side (Fig. 3.2 D) and 5) at 15 cm out-of-field, 10 cm between field side and lead sheet side (Fig. 3.2 E). Over 20 cm out-of-field, the dose was too low to consider the use of lead shield. Therefore, measurements do not exceed 15 cm out-of-field. The two first positions were made to show the impact of shielding in the case where the primary beam intercepts the shield.

Lateral dose measurements in electron were performed in the same phantom but not at the same out-

of-field position. Measurements were made at 6 MeV and 18 MeV with electron applicators of 10, 15 and 20 cm. Only anterior fields were measured because of the very low dose involved for posterior fields. Six measurements were made with the solid water phantom : (1) lead sheet and detector in the center of the field, (2) detector centered under the lead sheet and at the quarter of the field size ; 2.5 cm, 3.75 cm or at 5 cm inside the field depends on the size of the field, (3) detector 1 cm inside the field, 6 cm overlap between the field and the lead sheet, (4) detector 1 cm out-of-field, 4 cm overlap between the field and the lead sheet, (5) detector to 3 cm out-of-field, 2 cm overlap between the field and the lead sheet and (6) detector at 5 cm out-of-field, no overlap between the field and the lead sheet.

For all electron energies, a measurement for all three electron applicators sizes has been made in the position centered as shown on Fig. 3.2 A). The experimental setup was the same as the lateral dose measurements for electron beams. The goal of these measurements was to verify the risk of overdose to the patient’s skin close to the surface in case of interception of the primary electron beam.

Results

Photon beam measurements

PDD curves in and outside of the primary beam

For 6 MV photon beam centered on the shield, close to the surface, the dose measured with the shield in place is higher than the dose without the shield, see Fig. 3.3 A). After 0.7 cm, lower doses are measured with the shielded set-up. Between 0.7 cm and 2.8 cm depth, the impact of shielding on the dose increase up to $-8.1 \pm 0.3 \%$. After this point, the impact of shielding linearly decreases. PDD curve with shielding is almost the same as the PDD curve without shielding ; the only difference in curves is a translation of 2 cm. The mean difference between PDD curve of W1 measurement and TPS calculation are presented in Table 3.1 and in general, PDD curves are in good agreement.

TABLE 3.1: Average difference of dose between W1 measurements and TPS calculation

Figure number	PDD curve unshielded %	PDD curve shielded %	PDD curve of impact of shielding on dose (Diff. curves) %
3.3 A)	0.4	1.5	2.6
3.3 B)	1.8	3.9	7.9
3.3 C)	26	5.7	21.4
3.3 D)	95	3.9	53.9
3.5 A)	1.3	9.4	9.5

Fig. 3.3 C) shows results of W1 measurements and TPS calculations of the PDD curves in the primary photon beam of 23 MV. As for the 6 MV beam, the dose with the shielded set-up is higher than the dose without, at the surface. Once passed the crossing point at 3.00 cm, it was observed that the PDD curves with shielding is almost the same as the PDD curve without shielding. The only difference

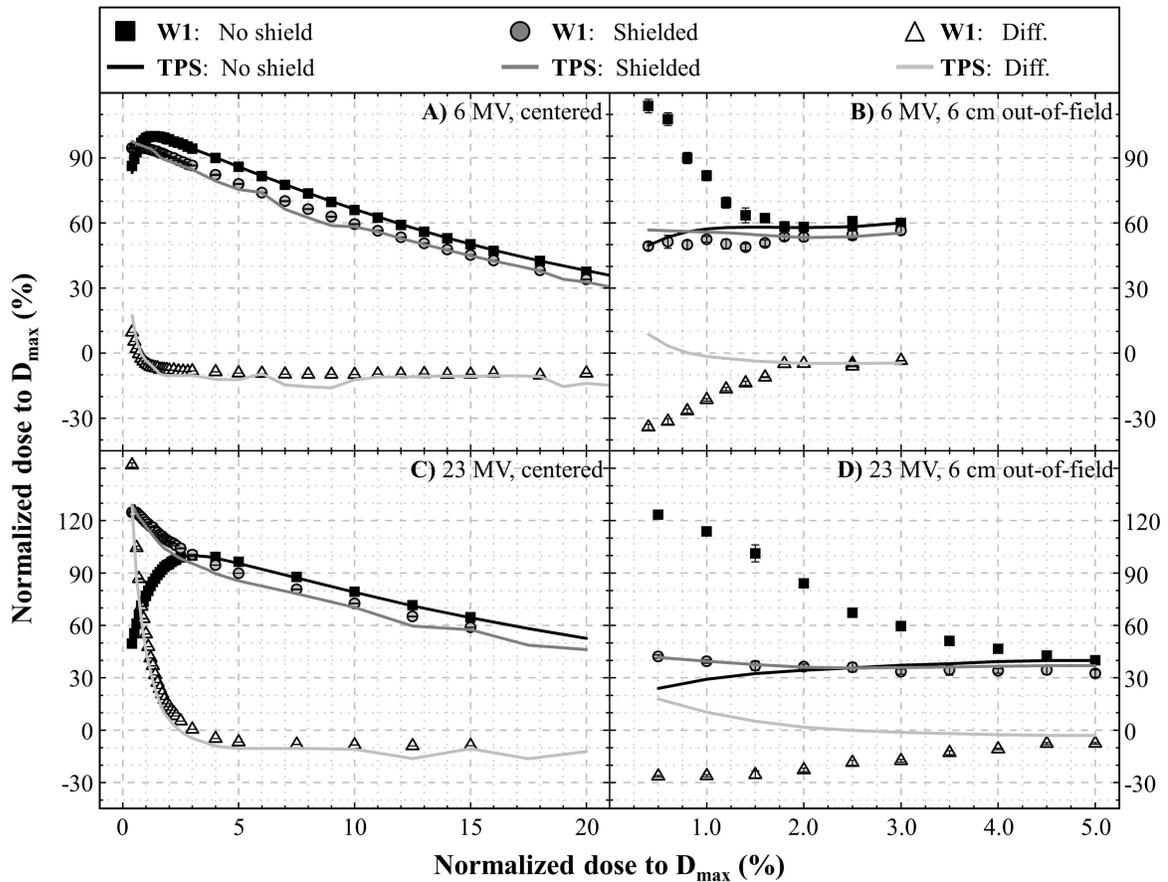


FIGURE 3.3: Result of depth dose for photon beam with field size of 10×10 cm². A) and C) centered dosimeter and B) and D) depth dose curves at 6 cm out-of-fields.

in curve is a translation of 2.5 cm for the 23 MV. The TPS results show a good agreement with W1 measurement for a PDD measurement in the center of the field. The average differences between PDD curves calculated by TPS and measured by W1 are presented in Table 3.1.

The Fig. 3.3 B) shows the PDD curves of a 6 MV photon beam at 6 cm outside the beam. For clarity purpose, PDD curves have been normalized at a depth of 3.00 cm because of the between measurement and calculation. The point of maximum dose appear before 0.4 cm. The use of shielding reduces dose at any depth. However, the reduction of dose from shielding is smaller at lower depth. The shielding effect starts at -57 % and reaches -5.8 ± 0.2 % between 0.4 and 3 cm depth in water.

Fig. 3.3 D) shows the PDD curves for a 23 MV photon beam at 6 cm outside the beam. For clarity purpose, PDD curves have been normalized at a depth of 5.00 cm. The benefit of shielding is smaller with a lower depth ; it starts at -66 ± 1 % to reaches -19 ± 1 % at 5.0 cm depth.

Lateral dose measurements

Fig. 3.4 shows the results of 6 MV and 23 MV photon beams lateral dose measurements. To better understand the effect of shielding, two normalization schemes are used : normalization to the maximum dose in the center of the field (left panels) and normalization to the local dose without shielding (right panels). The results for anterior lateral dose measurements in photon beams are shown in Fig.

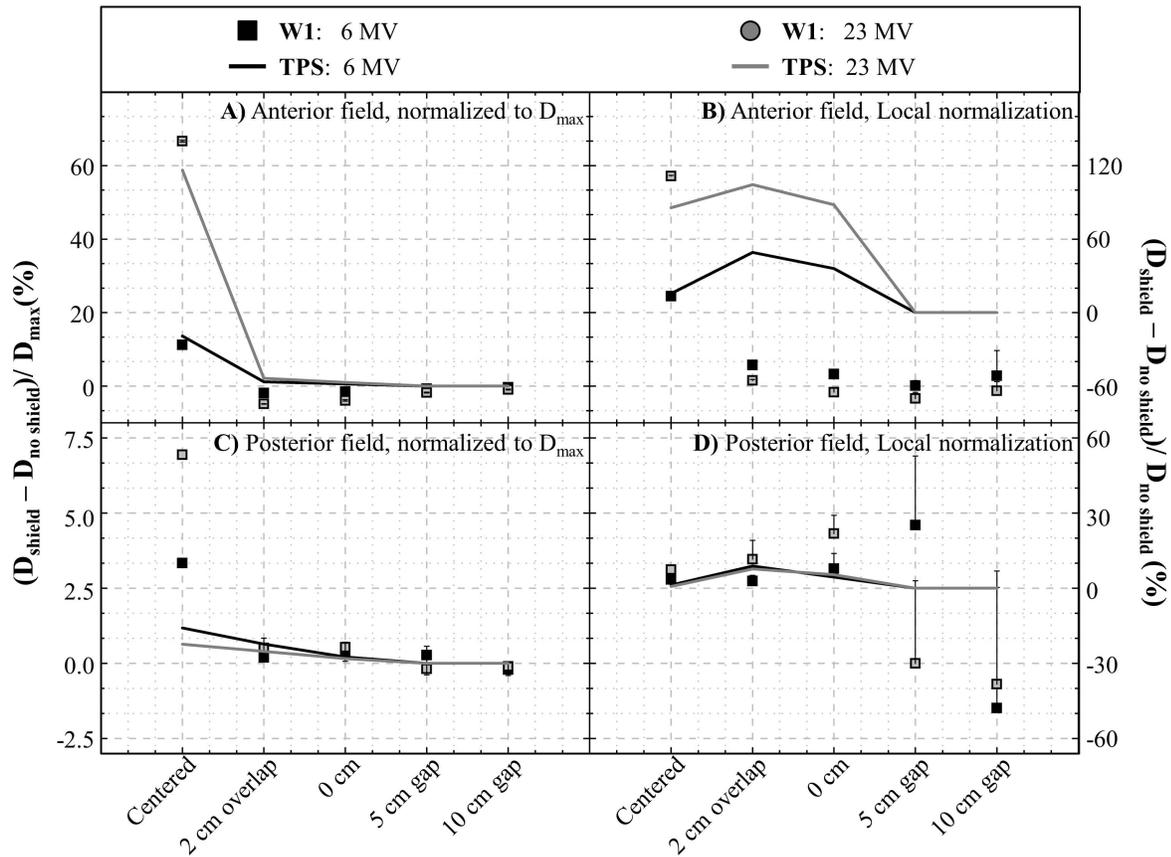


FIGURE 3.4: Lateral dose measurements results on photon beams of 10 cm side for A) and B) anterior field and C) and D) posterior field.

3.4 A) and B). In absolute values, Fig. 3.4 A), increasing the out-of-field distance reduced impact of the shield. For local normalization, Fig. 3.4 B), the most important reduction of dose is observed at the 5 cm gap, 10 cm out-of-field, but these results are not statistically different from the results obtained at 10 cm gap (t-test, $p > 0.12$). In all situations, the impact of shielding on the dose is always more important for the 23 MV beam compared with the 6 MV beam. For out-of-field situations, dose reduction from shielding is more important for larger field sizes. Using a shield for a 20×20 field size compared to a 10×10 provide approximately 3 times more dose reduction than using a shield for a 30×30 field size compared to a 20×20 when looking at both local and absolute dose reductions. This effect is more important at 23 MV than at 6 MV. The TPS calculation shows an increase of dose for

anterior fields with shielding as it shown in Fig. 3.4 B).

For both photon energy posterior beams, illustrated in Fig. 3.4 C) and D), the absolute increase of dose is smaller for larger distance. Under the field and close to the edge of the field, the shielding got a larger impact on the dose for the 23 MV beam compared to the 6 MV beam. At a larger distance (5 cm gap), the increase of dose is more important for the 6 MV beam compared to the 23 MV beam and at 10 cm gap, the dose impact of shielding are not significantly different (t-test, $p > 0.7$). Close to the edge of the field, at less than 15 cm out-of-field, the increase of dose is more important for smaller field.

Electron beam measurements

PDD curve

Results of PDD centered on the field with and without shielding for an 18 MeV electron beams is show in Fig. 3.5 A). The depth at which the PDD curve shielded cross the PDD curve without shielding is close to 1.4 cm according to W1 measurements and close to 1.6 cm according to TPS calculations. Before this depth, the dose is increased by the shield. The mean difference between W1 results and TPS results are shown in Table 3.1. The shape of the PDD calculated by the TPS differs strongly from the measured PDD. For the W1 measurement, PDD curve shielded is a straight line with a correlation coefficient R^2 of 0.9978.

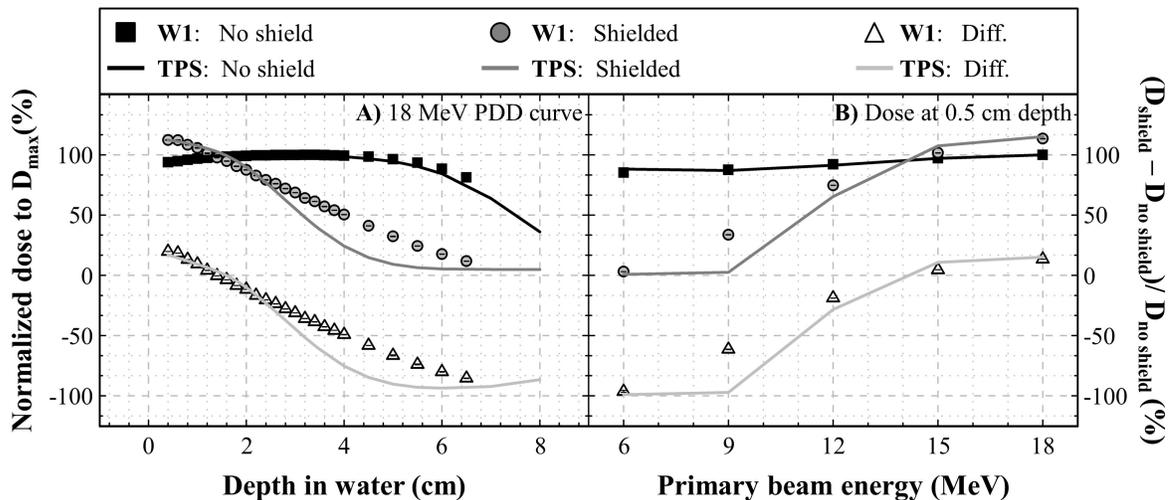


FIGURE 3.5: A) Depth dose centered under the lead shielding for a 18 MeV electron beam with a 10 cm electron applicator. B) Impact on dose from shielding centered in the field with different electron beam energies

The Fig. 3.5 B) shows the curve of the dose at 0.5 cm depth in the center of the electron beam as a function of beam energy. Fig. 3.5 B) demonstrates that the dose reduction obtained by adding the shield diminishes with increasing beam energy until 15 MeV and increases again after this energy.

As shown in Fig. 3.5 B), the TPS results do not agree with measurements for the 9 MeV beam. The average difference between detectors dose measurements and TPS dose calculations for this beam energy is 36 % compared to an average difference of 5 % for all other beams energy and size.

Lateral dose measurements

The Fig. 3.6 shows the lateral dose measurements for electron anterior beams at 6 and 18 MeV. For the 6 MeV beams, the dose reduction provided by the shielding decreases with out-of-field distance. For local normalization, the first three positions have almost the same dose reduction. Afterward, dose reductions become less important. No difference between electron applicators results have been measured at this energy. For the 18 MeV beam, the impact of shielding decreases between the center of the field and 6 cm overlap, increases again at 4 cm overlap and decreases after this position. The impact of shielding increases with electron applicator size at this energy. The agreement between the TPS and measurements holds until 2 cm out-of-field (4 cm overlap).

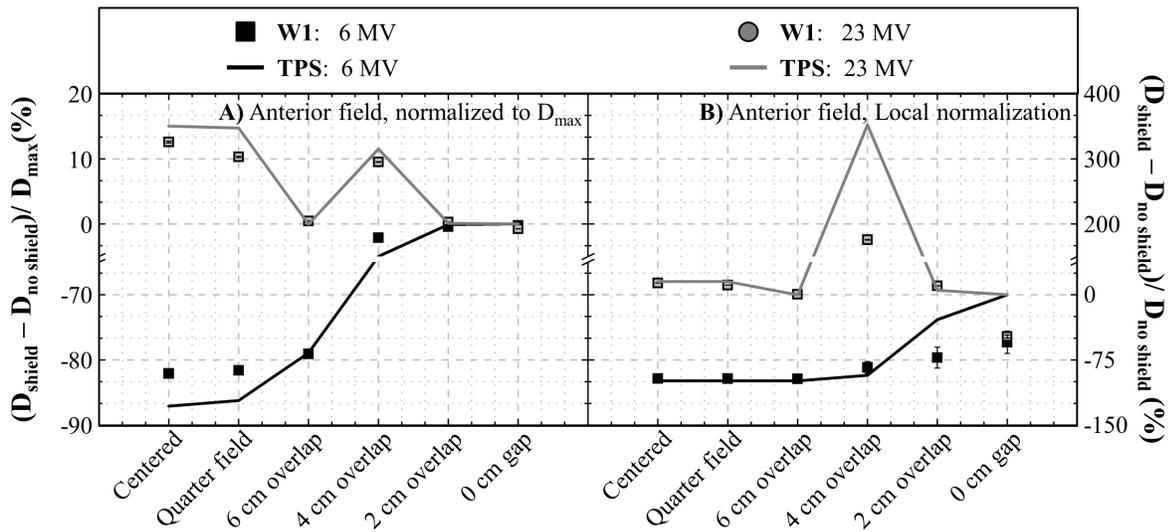


FIGURE 3.6: Lateral dose measurements results on anterior electron beams of 10 cm side.

Discussion

Impact of shielding in and outside photon beams

PDD curves in and outside of the primary beam

At 6 MV, the behaviour of the PDD curve with the lead shield can easily be explained by beam attenuation. By approximating a 6 MV beam as a mono-energetic photon beam of 2 MeV, the 1.6 mm lead plus 0.4 cm of thermoplastic is equivalent to 2.3 cm of water. Indeed, if the shielded PDD is shifted by 2.0 cm on Fig. 3.3 A), both curves overlap. However, at 23 MV the presence of shielding

does not only shift the curve to the surface, but also strongly increase surface dose. In addition to attenuation, electrons are produced with a non-negligible range in water.

The behaviour of the depth dose curves out-of-field, Fig. 3.3 C) and D), agrees with the observations of Fraass et al. [26] and Starkschall et al. [28]. A change in energy or out of field distance does not change the general behaviour of the PDD curve. The dose drops between the surface and the depth of D_{max} in the field. After this depth, the dose slowly increases with depth. Starkschall et al. determined that near the surface, the dose does not come from the penumbra extension. In Fig. 3.3 C) and D), the PDD with shielding appears to be almost constant with depth. These observations agree with the fact that the lead sheet attenuates the radiation from leakage and collimator scatter and does not change the dose from the penumbra extension. The reduction of dose is more important at 23 MV than 6 MV. This observation supports the results obtained in lateral dose measurements. Fig. 3.3 C) and D), shows that deeper the CIED is, lower the gain of using lead sheet is.

Lateral dose measurements

The comparison of photon energy shows that there is more reduction of dose at 23 MV than 6 MV for anterior fields. The paper of Kase et al. [27] demonstrate that for the same distance out-of-field, the portion of dose from the leakage and collimator scatter increases with the energy of primary field. Their conclusions [27], as well as the fact that lead shield attenuates only the dose from the leakage and the collimator scatter, agree with the observation of a larger reduction of dose at 23 MV than at 6 MV beam. Kase et al. [27] showed that the portion of dose from penumbra extension is more important for larger fields. According to their results, we should observe a larger reduction of dose with smaller field, but the opposite is observed in this study. The results obtained in this study are not necessarily in contradiction with the results of Kase et al. they only provided measurement at depths of 5 cm and 10 cm. At these depths, the portion of dose from penumbra extension is more important compared to a depth of 0.5 cm, which is the depth of our measurements. The results of dose reduction by shielding obtained in this study let us conclude that close to the surface, the leakage and the collimator scatter increase with the size of the primary field.

The increase of dose by shielding is higher at 23 MV than at 6 MV for out of field distance smaller than 5 cm (position 0 cm) for posterior fields. This result can be explained by the fact that, at this depth (19.5 cm), the average energy and the quantity of scatter electrons from penumbra extension are more important for the 23 MV beam than for the 6 MV beam. At out of field distance larger than 10 cm (positions 5 cm gap), the 6 MV beam has a more important lateral scatter and penumbra extension, compared to the 23 MV beam. Therefore, there are less scattered electrons from the primary 23 MV beam than the 6 MV beam to interact with the lead shield. For smaller out of field distance, the increase of dose is more important for smaller field because the mean energy of electrons at the field edge is higher for a 10 cm side than a 30 cm side. Even if the increase of dose locally normalized is important when the shielding is outside the beam, there is no risk related to burn skin because the increase of dose in absolute is less than 0.3 % of the prescription dose. The 4 mm of thermoplastic absorbs the

largest part of the backscatter and if there is an anterior, there is still a benefit. If there is only posterior field in the treatment plan, the shielding is useless but with multiple fields anterior and posterior, the shielding is useful and does not need to be removed between anterior and posterior fields.

At larger distance than 5 cm out-of-field, the TPS predictions underestimate the magnitude of the dose increase. The cause of this can be mainly attributed to the poor modelling of the TPS at distances greater than 3 cm out-of-field. The TPS seems to take in consideration the backscatter from the lead for a out-of-field distance smaller than 5 cm but do not sufficiently take in consideration the difference in the beam energy.

Impact of shielding in and outside electron beams

PDD curve

The behaviour of the depth dose curve at 18 MeV with the lead sheet is the same shape as a photon depth dose curve, thus indicating that bremsstrahlung photons are produced in the shield. The depth of maximum dose measured in water is around a 0.4 cm and there is 0.4 cm of thermoplastic material covering the lead shield, we can assume that the point of maximum dose is reached roughly 0.8 cm below the lead itself. Thus, we can estimate that the bremsstrahlung photons leave the lead sheet with an average energy under 2 MeV. The behaviour of the depth dose curve with shielding calculated by the TPS is different when compared to the curve measured by W1. The TPS accurately take into consideration the increase of dose but it does not take in consideration that the particles are in major part photons.

There is a large difference at 9 MeV between measurement and TPS calculation. At 9 MeV, there is a large attenuation of primary beam in the shielding and probably a production of bremsstrahlung photons. These photons have enough energy to pass through the 0.4 cm of thermoplastic and 0.5 cm of water. The TPS take in consideration the increase of dose from the bremsstrahlung photons produced as it show for the energy beams higher than 9 MeV. The TPS may not correctly modelize the energy spectra or the fluency of these photons for a 9 MeV beam.

Lateral dose measurements

In the case of a 6 MeV beam, the benefit of lead sheet decreases for larger distance between the radiation field and the CIED. This behaviour is opposite to the behaviour seen with photon beams. This can be explained by the fact that at 6 MeV, the lead sheet attenuates almost completely the primary beam in the field without significant production of bremsstrahlung photons with a range larger than 0.9 cm. Therefore, we can assume that adding the shield is comparable to increasing the distance out-of-field. Similarly to what is seen for photon beams, the TPS underestimate the dose for out-of-field distances larger than 3 cm at 6 MeV.

For the 18 MeV lateral dose measurements, there is an increase of the dose by the presence of the shield, even outside the primary beam (4 cm and 2 cm overlap). When the primary beam pass through

the shield there is a production of bremsstrahlung photons in the lead sheet. The larger increase of dose at 4 cm overlap compared to the 6 cm overlap can be explained in approximating the interaction of the lead sheet with the primary electron beam. We can approximate that the reduction of dose by the attenuation of the primary electron beam in the lead sheet is partly compensated by the production of bremsstrahlung photons in the shielding. For the position 4 cm overlap, between 1 cm out-of-field and 5 cm, 5 % to 2 % of the dose at D_{max} . The reduction of dose by the attenuation of the lead sheet of the primary electron beam is much smaller than at 6 cm overlap, but the lateral position is still at 1 cm out of the bremsstrahlung photons source. For a 6 MV photon beam (10 cm side), the dose at 1 cm out-of-field for a 10×10 cm² equal approximately 10 % of D_{max} . In adding the dose at 5 cm out-of-field of the 18 MeV beam without shielding with 10 % of the dose in the center of the beam with shielding, the result obtain is very close to the dose measured at 4 cm overlap with shielding.

Conclusion

Lead sheet wrapped in thermoplastic can be used for shielding with medical CIEDs during radiation therapy. This shielding can reduce over 50 % of the dose to CIEDs at 0.5 cm depth in the anterior photon and electron field. The risk related to skin burn from posterior photon fields is very low because of the thermoplastic under the lead sheet stopped the backscatter electrons. For electron fields, it is preferable not to use a lead shield if there is a risk of intercepting it by the primary beam. Measurements on phantom based on patient plans show that overall the total dose to CIEDs is reduced by the presence of shielding even with multiple posterior fields. The Exradin W1 provided accurate and real-time measurements of the dose without any correction factors for pressure, energy, or types of beam.

Acknowledgement

This research is supported in part by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) discovery Grant Nos. 385773

Chapitre 4

Estimating and reducing dose received by cardiac devices for patients undergoing radiotherapy

A Jedi must have the deepest commitment, the most serious mind.

*L. Brackett, L. Kasdan*¹

Alexandra Bourgoïn^{*1,2}, Nicolas Varfalvy^{2,3}, Louis Archambault^{1,2,3}

¹*Département de physique, génie physique et d'optique, Université Laval, Québec, QC, Canada*

²*Centre de recherche sur le cancer de l'Université Laval et Centre de recherche du CHU de Québec, Québec, QC, Canada*

³*Département de Radio-oncologie, CHU de Québec, Québec, QC, Canada*

Résumé

L'objectif de l'article présenté dans ce chapitre est de quantifier la réduction de dose obtenue par blindage lors de traitements en radiothérapie et d'établir un modèle de calcul de dose hors champ. Des mesures de dose latérale ont été faites afin d'obtenir le modèle de calcul de dose. Dix plans de traitements cliniques ont été utilisés (3 cancers oto-rhino-laryngologie (ORL), 4 cancers du poumon et 3 cancers du sein). La réduction de dose relative moyenne est de 19 %. Pour trois cas, la réduction de dose absolue était supérieure à 23 cGy. Les cas dont la réduction de dose relative est la plus importante sont les cas de sein, en moyenne 31 %. L'estimation de la dose par le modèle de calcul hors champ est plus près des valeurs mesurées pour 85 % des champs 3DCRT comparativement au système de planification de traitement. Il a été démontré que l'utilisation de blindage peut être une méthode simple et efficace afin de réduire les doses aux ACI lorsque celui-ci est à une distance entre 2 et 15 cm des champs de traitement.

1. Star Wars : Episode V - The Empire Strikes Back, (Star Wars, épisode V : L'Empire contre-attaque), Irvin Kershner, avec M. Hamill, H. Ford et C. Fisher, États-Unis, 1980, drame/thriller, 124 minutes.

Abstract

Purpose : The objectives of this project are to quantify the dose reduction effect provided by a lead shield for patients with Cardiac Implantable Electronic Devices (CIED) during a clinically realistic radiation treatment on phantom and to provide a simple model of dose estimation to predict dose received by CIED in a wide range of situations. **Methods and Materials :** The shield used in this project is composed lead sheet wrapped in thermoplastic. Dose measurements were made with a plastic scintillation detector (PSD). The phantom was treated with ten different plans. Three of these cases were treated with Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT) and the others were standard 3D conformal radiation therapy (3DCRT). Lateral dose measurement for photon fields were made to establish a dose prediction model. **Result :** On average, the use of the lead shield reduced the dose to CIEDs by $(19 \pm 13) \%$. Dose reduction was most important for breast cases with a mean reduction of $(31 \pm 15) \%$. In three cases, the total dose reduction was more than 25 cGy over the complete treatment. For the three IMRT cases, the mean dose reduction was $(11 \pm 9) \%$. On average, the difference between the TPS prediction and the measurement was 71 %, while it was only 14 % with the dose prediction model. **Conclusion :** It was demonstrated that a lead shield can be efficiently used for reducing doses to CIED with a wide range of clinical plans. For the patients treated with IMRT modality treatment, the shielding should be used only for patients with more than 2 anterior fields over 7 fields. For the 3DCRT patients, the shielding should be used for the patients with a dose on the CIED higher than 50 cGy and with a reduction of dose higher than 10 cGy. The dose prediction model developed in this study can be an easy way to have a better estimation of the out-of-field dose than the TPS.

Keywords : CIED, Shielding, Plastic scintillation detector, Treatment planning system, out-of-field dose

Introduction

Because of the aging population, the number of Cardiac Implantable Electronic Devices (CIED) encountered in radiation therapy is increasing. It had been shown that the CIEDs may be damaged by radiation [34]. There are two major types of CIED : pacemaker and implantable cardioverter-defibrillator (ICD). The pacemaker and ICD have the same functions, but in addition, ICD are capable of defibrillation. In 2002, a large study by Mouton et al. [34] was conducted on 96 pacemakers, irradiated by high-energy photon beams. Permanent silence was detected at 0.5 Gy and a compatible slowed down rate, a failure that can induce a discomfort, was also detected at 0.05 Gy. The proportion of important failures under a cumulated prescription dose of 2 Gy was 6 %. Mouton et al. showed that there is no threshold dose to the pacemakers below which the risk of failure is absent. According to practice guidelines set by AAPM task group 34 [35], CIEDs must not be present in the treatment beams [37, 38]. Moreover, the cumulated CIED's dose should either be estimated or measured during treatment. However, it is difficult to estimate precisely the dose to CIED. It is well known that out-of-field doses beyond the beam penumbra are not well modeled by TPS [55]. Although dose received by

cardiac devices should remain below 2 Gy [56], CIEDs failures are not predictable and might happen before this threshold [34]. Hurkmans et al. [39] published guidelines for the management of patient with pacemaker or ICD in radiation oncology. In that article, they proposed to categorize the patient risk based on the dependences of the patient on her or his CIED and on the estimated dose to the CIED. Furthermore, the estimation of the dose to the CIED is based only on the zone of the tumor in the patient. Three categories of dose level are proposed : more than 10 Gy for a tumor in the upper zone of thorax and the neck, between 2 and 10 Gy in the medium zone of the thorax and in the lower half section of the head. The last categories are estimated below 2 Gy for a tumor in the rest of the body. To reduce the dose received by a CIED during radiation therapy treatments, some clinics use a lead sheet (wrapped in thermoplastic) placed directly on the patient's skin above the sensitive device. The objectives of this study are to 1) retrospectively verify and quantify the impact of using a shield to reduce dose to CIEDs for 10 different radiotherapy treatment plans (RTP) and 2) build a dose prediction model for a better estimation of out-of-field doses based on phantom measurements.

Materials and methods

Measurements in this study are performed on a Varian Clinac iX. Ten previously treated clinical plans were used. In each case, fields from the original plans were copied onto the CT scan of the phantom and doses were computed by the TPS. For each case, the phantom was positioned in a manner as close as possible to the patient positioning during the treatment.

Dosimeter

For this study, the dosimeter selected is a plastic scintillation detector (PSD) because of its dosimetric advantages relevant for out-of-field dose measurements ; energy independence, reproducibility, angular independence, water equivalence, dose and dose rate linearity [45, 44, 21, 5]. The detector used in this project is the first commercial miniature PSD : the Exradin W1 (Standard Imaging Inc., Middleton, WI, U.S.). The scintillator dimensions are 1 mm in diameter by 3 mm long (2.355 mm³). The light is transported over a clear optical fiber to a photodiode. The output is read by double channel electrometer, the SuperMax Electrometer (STANDARD IMAGING INC., Middleton, WI, U.S.). The calibration of Exradin W1 was performed by following the manufacturer's method. The Exradin W1 was positioned on the phantom to measure the dose at a position equivalent to the location of the CIED.

The lead shield

The lead shield is a thin sheet of lead wrapped in thermoplastic. The lead sheet has a thickness of 1.6 mm and an area of 10×10 cm². The thickness of the thermoplastic is 2 mm above, 4 mm under and 2 mm on the sides of the shield. The shield used in this project is the same as the one used during the treatment of patients. The shielding was sufficiently flexible to adapt to the shape of the patient's collarbone.

Treatment planning system

The treatment planning system used in this study was Pinnacle³ version 9.6. The phantom was scanned by a CT and exported to the TPS. Then, the fields from the original plan were then copied onto the phantom dataset (see next section for details). Dose calculation by the TPS was used to evaluate the dose at the location of the CIED and to measure the distance between the 50 % isodose line and the CIED, D_{50IL} . The D_{50IL} was determined using the isodose line 50 % of the whole treatment. The position of the W1 in the phantom was converted in a sphere with a radius of 2 mm (V_{W1}). The volume defined by the isodose line 50 % (V_{50IL}) was expanded until reached V_{W1} . D_{50IL} was then simply equal to the radius of the expansion.

The phantom

The phantom is shown on Fig. 4.1. The head of the phantom was made of a water equivalent medium. The body of the phantom was made of solid water and bolus material. Bolus material was used above the W1 to minimize the presence of air gaps surrounding the detector. The upper section of the body measured $30 \times 30 \times 16.5$ cm³ (solid water plus bolus) and the lower section measured $30 \times 30 \times 20$ cm³ (only solid water). The phantom's isocenter was positioned to reproduce the treatment isocenter of the patient. For each case, the distance between the patient's isocenter and the middle of the patient's torso was measured on the CT images of the patient. The same distance was then used to setup the phantom. This process was repeated laterally by measuring the distance between shoulders and isocenter. In a similar manner, the detector was positioned in the phantom at a position equivalent to the center of the patient's CIED based on distances measured on the original CT scan. The difference between depth of a patient's CIED and isocenter was measured in the TPS. The same difference of depth was used for the depth of scintillator in phantom to reproduce the depth of the CIED in patient. When necessary, the phantom was put on clinical accessories to increase to distance between the couch and the phantom to avoid interception of the treatment couch by the radiation beam.

Dose prediction model from lateral dose measurements

Dose was measured on the lateral axis (i.e. the left-right axis of a patient) using the same water phantom as in the previous section. The goal of these measurements was to establish a simple dose prediction model. In this simple model, the depth of the CIED is not considered. This choice was made to keep the model as simple as possible. It is justify by the fact that the out-of-field dose is relatively stable at shallow depths [27, 28]. All measurements were made at a depth of 1.5 cm which is the averaged CIED depth seen in patients. Both 6 MV and 23 MV photon beams were studied. The source-to-surface distance was 95.5 cm for anterior fields and 88 cm posterior fields. Measurements were made for field sizes of 5×5 and 10×10 cm². The dose delivered was 100 MU. The W1 was at 5 cm from the left and top edges of the phantom. The isocenter was at 5 cm from the top edge of the phantom and at a depth of 4.5 cm. The positions of the isocenter, in the lateral axis, changed depending on the out-of-field distance to achieved. Five measurement positions were used : 2, 3, 5, 10,

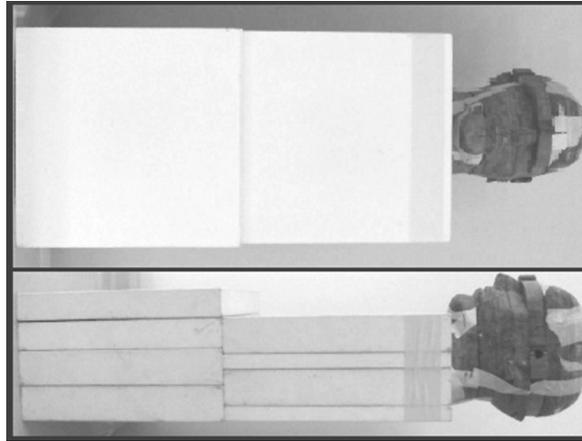


FIGURE 4.1: Picture of the torso phantom made of solid water with an anthropomorphic head used in this work.

and 15 cm out-of-field. All measurements were made with and without lead shielding for anterior and posterior field. Based on the fact that the dose decreases exponentially [57, 58, 59] with the out-of-field distance, the basis of our model is an exponential function. In regard to the conclusion of Zang et al. [60] a simple exponential decay function have been selected rather than a double exponential function, shown in Eq. (4.1).

$$D = a \cdot e^{-b} + c \quad (4.1)$$

The multiplying factor (a) and the exponential factor (b) depend on the energy, the size of the field and its incidence (AP or PA).

Selection of cases and measurements of each field

The cases selected observed two selection criteria : (1) patients carrying CIED during his treatment in external beam radiotherapy and (2) D_{50L} was less than 15 cm. Information on treatment region, modality, energies, dose prescription and position of the detector in the phantom is presented in in Table 4.1. The measurement of dose for each fields have been repeated 6 times. The analysis is made considering the whole treatment and not just one fraction. All IMRT fields were treated as step-and-shoot. RTP 4 was treated for both the H&N region (vertebra C2-C3) and for the lung (bronchial compression) ; four square fields without MLC were used for this treatment and two was lateral fields (gantry at 90 or 270 degrees). Breast treatments used tangential fields for the gland and oblique fields for the nodes.

TABLE 4.1: Treatment information of RTPs, details about out-of-field distance and position of W1 in phantom.

RTP	Treatment region	Treatment modality	Dose Prescribed (Gy)	Number of 6 MV beams	Number of 23 MV beams	Lateral distance between W1 and isocenter (cm)	Longitudinal distance between W1 and isocenter (cm)	Depth of W1 (cm)	$D_{50\%}$
1	H&N	IMRT	56	7	0	9.9	13.2	1.5	7.0
2	H&N	IMRT	114	7	0	10.2	14.5	1.5	4.1
3	Lung	IMRT	45	6	0	11.6	9.7	1.0	7.6
4	H&N, lung	3DCRT	40	2	2	13.2	6.4	1.5	7.8
5	Lung	3DCRT	16	0	3	12.7	12.7	1.0	12.6
6	Lung	3DCRT	30	0	2	12.1	6.2	2.5	8.5
7	Lung	3DCRT	50	2	1	5.3	6.4	1.5	2.4
8	Left breast	3DCRT	43	2	2	1.6	1.5	1.5	4.8
9	Right breast and nodes	3DCRT	131	2	5	12.3	4.8	1.0	6.3
10	Right breast and nodes	3DCRT	90	2	3	15.0	1.5	1.0	8.7

Results and discussion

Dose prediction model

The results of the lateral dose measurements at 6 MV and 23 MV are shown in Fig. 4.2 with the exponential decay function. The uncertainties are estimated to be less than 7%, which is smaller than the symbols on Fig. 4.2. All regression coefficient (R^2) are higher than 0.99, except for the anterior 10×10 cm² field at 23 MV with shield, $R^2 = 0.98$. The results with lateral dose measurement show

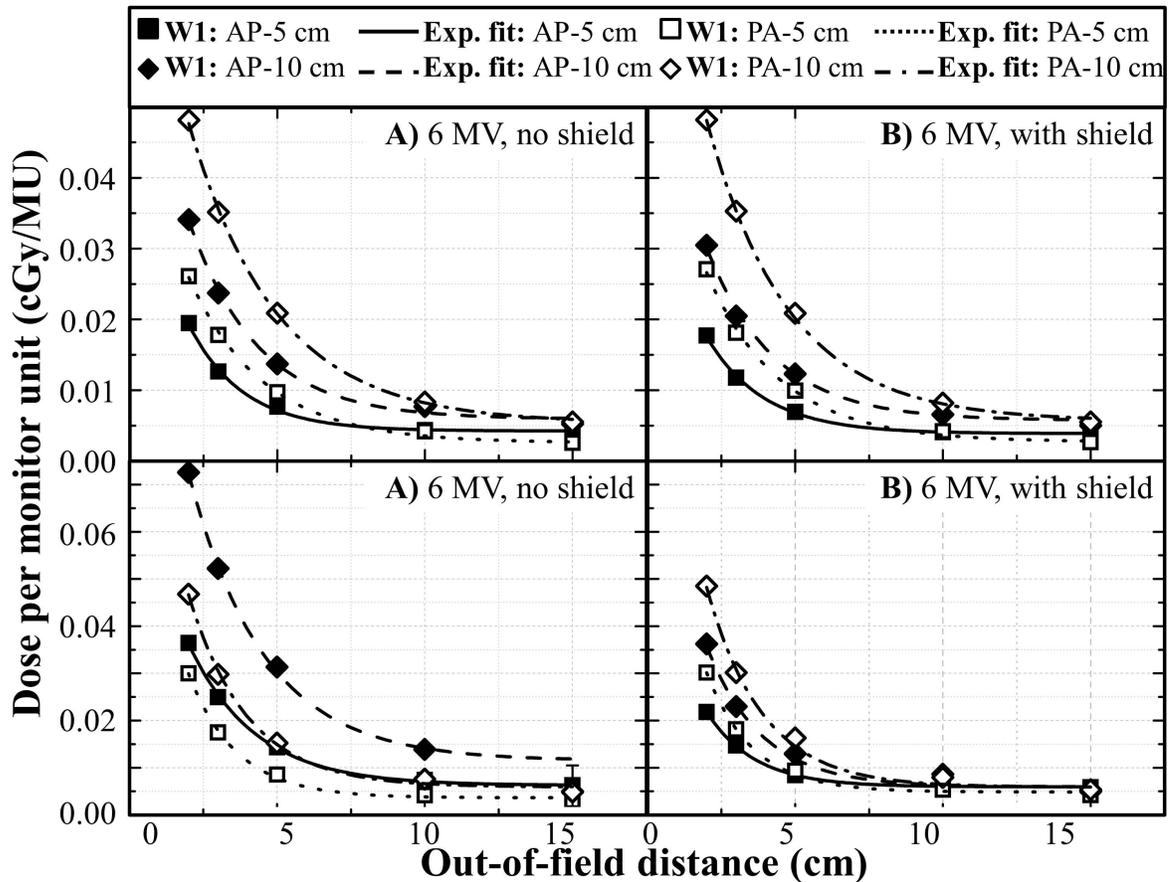


FIGURE 4.2: Measurement of the dose (cGy) by MU delivered by de linac for a 6 and 23 MV beam in function of the out-of-field distance. A) and B) anterior and posterior fields of 5 and 10 cm side at 6 MV, C) and D) anterior and posterior fields of 5 and 10 cm side at 23 MV.

that for a constant out-of-field distance and beam size for anterior fields, the dose is higher for the 23 MV beam compared to 6 MV beam. This observation is in agreement with other publications [28, 58]. It was also observed that the out-of-field dose, for the same irradiation conditions, are higher for the larger beam, which is in agreement with the literature [27, 28, 61, 62, 26]. The out-of-field doses are also higher for posterior fields than for anterior fields for a 6 MV beam. For a PDD curve 5 cm out-of-field for a 6 MV beam, the dose is higher at 15 cm depth than at 1.5 cm and the difference in the dose at these two depth are higher for larger field [58, 26]. These results are in agreement with our

measurements. For the 23 MV beam, the opposite is observed, the dose is higher for anterior fields which is also in agreement with measurements by Vlachopoulou et al. [58]. The reduction of dose by shielding is more important for the higher energy. This result is in agreement with the literature and the fact that the lead sheet is shielding in major part for the electron contamination and the radiation leakage from the head of the linac. The electron contamination and the leakage increase with the energy beam [27]. Due to these observations, fields are separated in different groups as shown in Table 4.2. They are categorized based on beam energy, the presence (or not) of shielding, the beam incidence (AP or PA). The anterior fields regroup all beams with a gantry angle between 0 and 90 or 270 and 360 degree and posterior fields regroup all beams with a gantry angle between [90,270]. Fields are also separated in groups based on the volume of the 50 % isodose line, which can be easily obtained from the TPS. Lateral dose measurements shows that a categorization based on field size was necessary. In our model, the volume of the 50 % isodose line plays this role. It was found that using a threshold of 1 500 cm³ gave optimal results. On average, the difference between the estimated doses is 5 % closer to the dose measured by choosing a threshold at 1500 cm³ rather to 1 000 or 2 000 cm³. The dose prediction model can only be used for photons 3DCRT fields for distances between 2 and 15 cm from the primary beam. The final model is based on a exponential equation as shown below :

$$D = N_{MU}(\alpha \cdot e^{-d/\beta} + \gamma) \quad (4.2)$$

where D is the out-of-field dose, N_{MU} is the number of monitor unit prescribed for the field and d is the out-of-field distance in cm. Factors α , β and γ depend on the beam parameters. The units of α and γ are cGy/MU and β is in cm. The values of the three parameters of Eq. (4.2) are determined by comparing the beam parameters to those of Table 4.2. This model was used on the following sections to predict CIED doses.

Dose measurement on phantom

Measurements for all clinical plans are shown in the Fig. 4.3, 4.4, 4.5 and in Table 4.3. TPS doses are obtained by the averaging the dose over a sphere of 5 mm radius. The sphere is located at the same position as the W1 on the phantom. For better clarity in figure, only half error bars are shown. The box plots are obtained from six repeated measurements.

IMRT cases

Because of the large differences and the complexity of the three IMRT cases, the ratio of the measured out-of-field dose and the number of monitor units have been calculated in order to compared dose received by CIED. The ratio of Dose/MU for all fields is $[12 \pm 1] 10^{-3}$ for RTP 1, $[9.6 \pm 0.3] 10^{-3}$ for RTP 2 and $[17.0 \pm 0.6] 10^{-3}$ for RTP 3. The explanation for the higher ratio Dose/MU for RTP 3 comes for the treatment region. RTP 1 and 2 are in the head-and-neck region and RTP 3 in the lung. Differences in the region treated affect the amount of scatter material in the path of the beam. However, only one lung case was measured and two in the head-and-neck region, which is not sufficient to draw

TABLE 4.2: Factor α , β and γ of Eq. (4.2) depending on the beam parameter.

Energy beam	Type of field	Volume of the isodes 50 %	α	β	γ
6 MV no shield	Anterior	≤ 1500	0.0448	1.83	0.00422
		≥ 1500	0.0661	2.33	0.00591
	Posterior	≤ 1500	0.0516	2.53	0.00256
		≥ 1500	0.0829	2.97	0.00534
23 MV no shield	Anterior	≤ 1500	0.0733	2.24	0.00623
		≥ 1500	0.133	2.55	0.0115
	Posterior	≤ 1500	0.0892	1.64	0.00363
		≥ 1500	0.112	1.99	0.00589
6 MV shielded	Anterior	≤ 1500	0.0383	1.94	0.00386
		≥ 1500	0.0587	2.28	0.00572
	Posterior	≤ 1500	0.0534	2.49	0.00269
		≥ 1500	0.0869	2.79	0.00564
23 MV shielded	Anterior	≤ 1500	0.0541	1.63	0.00593
		≥ 1500	0.0879	1.85	0.00594
	Posterior	≤ 1500	0.0910	1.56	0.00484
		≥ 1500	0.122	1.89	0.00586

a clear conclusion. For IMRT patients, shielding should be recommended for patients with at least than

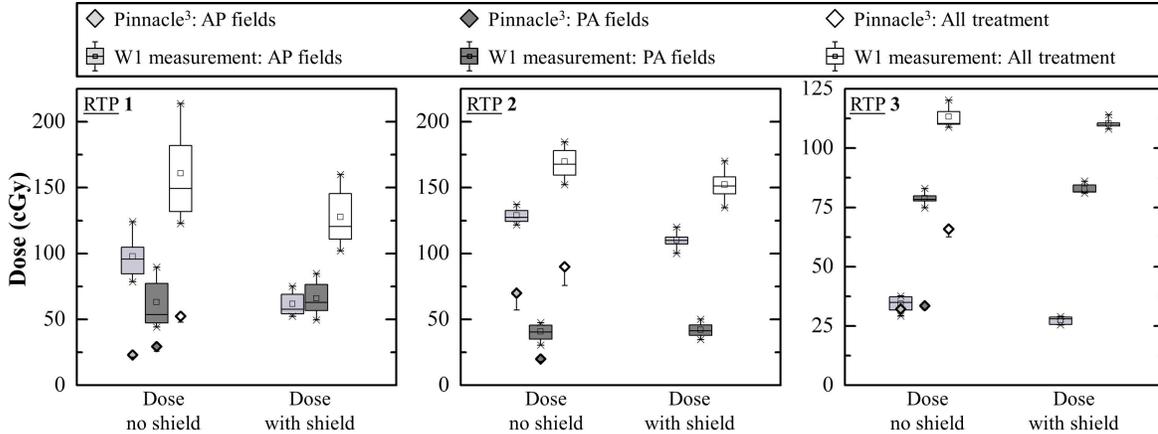


FIGURE 4.3: Dose measurement by W1 and TPS calculation for anterior, posterior fields and for the complete treatment for all IMRT modality plans. Anterior and posterior results are the total dose measured or calculated for all anterior or posterior fields of the RTP. Measurements of W1 are presented in box plot and TPS calculation results are presented with its minus dose deviation.

2 out of 7 fields (case of patient 3) in the anterior region. For each IMRT patient, the dose increase from posterior fieldd is compensated by the reduction of dose for the anterior fields. If possible, it is better to keep the shield in place for the whole treatment to avoid unnecessary re-entry in the treatment vault by the therapists.

TABLE 4.3: Doses measured, modeled and calculated by TPS.

	Shielded Doses						Unshielded Doses						Reduction of doses in absolute (A, cGy) and relative (R, %)	
	Measured		Modeled		Diff. with measured (%)	TPS		Measured		Modeled		Diff. with measured (%)		
	Value (cGy)	Value (cGy)	Value (cGy)	Value (cGy)		Value (cGy)	Value (cGy)	Value (cGy)	Value (cGy)					
1	161 ± 34	Not applied	Not applied	53	67	128 ± 22	Not applied	Not applied	A :-33 ± 12 R :-21 ± 12	Not applied				
2	170 ± 12	Not applied	Not applied	90	47	152 ± 12	Not applied	Not applied	A :-17 ± 3 R :-10 ± 3	Not applied				
3	113 ± 4	Not applied	Not applied	66	42	110 ± 2	Not applied	Not applied	A :-3 ± 6 R :-3 ± 5	Not applied				
4	43 ± 3	38	12	17	61	33.9 ± 0.7	25	26	A :-9 ± 3 R :-21 ± 7	A :-12 R :-33				
5	11.7 ± 0.3	11	4	0.4	97	9.3 ± 0.3	9	0.3	A :-2.4 ± 0.3 R :-20 ± 3	A :-2 R :-18				
6	40.1 ± 0.9	40.2	0.3	9	77	3 ± 1	25	24	A :-7.6 ± 0.8 R :-19 ± 2	A :-15.6 R :-39				
7	96 ± 8	126	31	67	30	92 ± 4	123	33	A :-3.4 ± 3 R :-3.6 ± 3.9	A :-2.8 R :-2.3				
8	65 ± 1	51	20	7	89	57 ± 1	44	23	A :-7.5 ± 0.5 R :-12 ± 1	A :-7.4 R :-14				
9	91 ± 4	123	35	11	88	57 ± 2	101	76	A :-3.4 ± 6 R :-3.7 ± 8	A :-2.3 R :-1.8				
10	65 ± 3	62	4	8	88	37 ± 2	54	44	A :-2.8 ± 3 R :-4.3 ± 7	A :-9 R :-1.4				

3DCRT modality cases

For all RTPs with 3DCRT modality in the Head-and-Neck and/or lung regions, the use of shielding is not justified because of the low dose reduction. However, the shield does not represent a risk of skin burn. The increase of doses from posterior fields is compensated by the reduction of dose for the anterior fields even if the treatment plan count one anterior fields out of 3 posterior fields. For

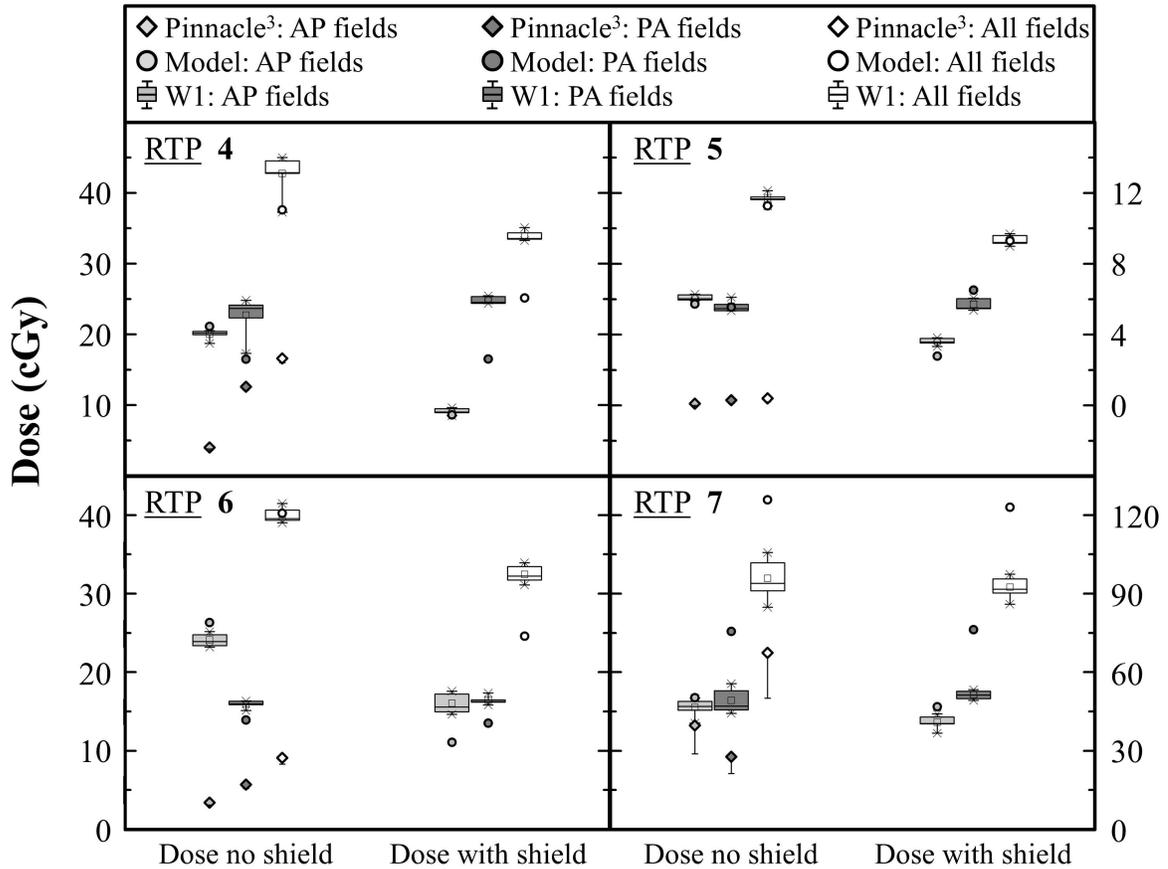


FIGURE 4.4: Dose measurement by W1 and TPS calculation for anterior, posterior fields and for the complete treatment for RTPs with a 3DCRT modality in the Head-and-Neck and lung region. Anterior and posterior results are the total dose measured or calculated of all anterior or posterior fields of the treatment. Measurements of W1 are presented in box plot and TPS calculation results are presented with is minus dose deviation.

RTPs in the breast region, the overall normalized reduction of dose provided by the shielding is on average the highest over all other RTPs. The important weight of 23 MV anterior fields is a factor which influences the total dose reduction and explained why breast cases reach the higher reduction of doses in mean. The normalized reduction of dose for all RTPs with 3DCRT modality is influenced by : the average out-of-field distance of the CIED, the relative weight of the anterior fields, the beam energy, the average size of the fields and other factors. It was also observed that the reduction of dose is more important for field energy of 23 MV compared to 6 MV. The larger the dose contribution

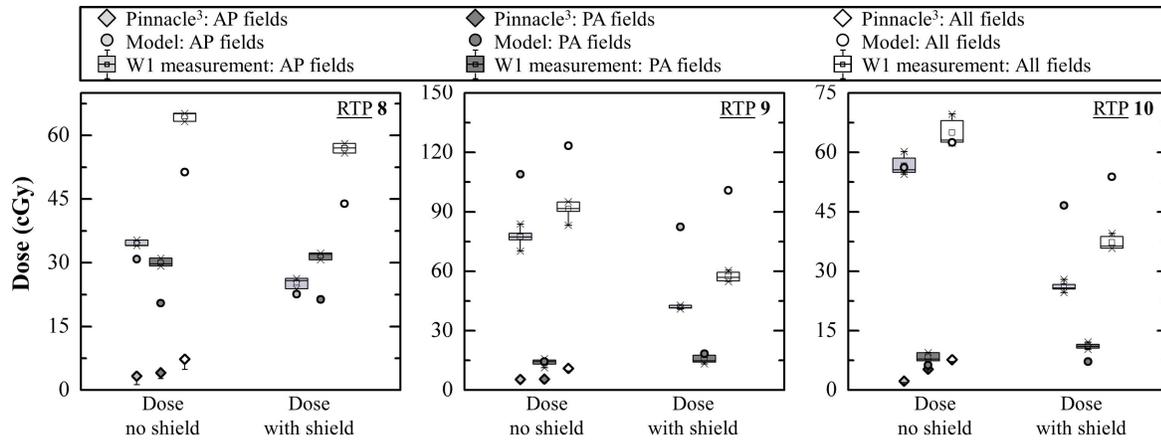


FIGURE 4.5: Dose measurement by W1 and TPS calculation for anterior, posterior fields and for the complete treatment for RTPs with a 3DCRT modality for a breast cancer. Anterior and posterior results are the total dose measured or calculated of all anterior or posterior fields of the RTP. Measurements of W1 are presented in box plot and TPS calculation results are presented with is minus dose deviation.

from anterior beams compared to the dose contribution from posterior fields, the more effective the shielding will be.

All RTPs comparison

Dose reduction was most important for breast cases with a mean reduction of 31 % and a maximum reduction of dose (-43 %). The smallest reduction of dose was for lung cases, 2.4 cGy. In three cases, the total dose reduction was more than 25 cGy over the complete treatment. In two cases, the lead shield induced no reduction of dose ($[-3 \pm 6]$ cGy and $[-3.4 \pm 3]$ cGy) over the treatment. For these two cases, one had 4 posterior fields out of 7 fields and the other got anterior fields less energetic than the posterior fields. The lead shield reduces the dose for anterior fields and slightly increases the dose for posterior fields. For breast cancer, the reduction of dose for 23 MV tangential anterior fields are in mean eight times more important than the reduction measured for the same fields but at 6 MV. For three IMRT cases, the mean dose reduction was 11 %, while the mean reduction of the four 3DCRT of head-and neck and lung cases was 16 %. The dose reduction is in the same range for IMRT than 3DCRT. However, the absolute dose received by CIED in IMRT cases is greater (dose reduction of 18 cGy compared with 6 cGy for the 3DCRT cases). The mean normalized reduction of dose was 19 % for all measured treatments and the mean absolute reduction of dose was 15 cGy.

Calculation of dose with the dose prediction model of out-of-field dose

Over all 3DCRT cases (28 fields), the estimation of the dose by the dose prediction model is better than TPS in 85 % of radiotherapy treatment plans. For all seven 3DCRT RTPs, the calculation of the total dose over the treatment is always better from the model than the TPS calculation. For all fields,

the mean error on dose estimation from TPS is 76 % and 14 % from the dose prediction model. On average, the error on dose calculation is 75 % smaller for the model compared to TPS calculation. The model can also estimate the dose to the CIED after being shielded which TPS cannot properly calculate (TPS results give an increase of dose by shielding). Another purpose of the dose prediction model is to provide a tool to help physicists decide whether or not to use shielding for each patients carrying CIED. Based on our experience, we established that for our clinic shielding should be recommended for 3DCRT patients which received ≥ 50 cGy to their CIED, and for which shielding could provide a dose reduction of ≥ 10 cGy. Based on these criteria, the decision to use a shield for a given patient will vary depending on the method used to estimate CIED doses. Considering the measurements as the reference, the TPS improperly calculated the dose in 3 out of 7 cases, which would result in an incorrect shielding decision. The model, however, yielded more accurate information than the TPS and allowed for the proper strategy (shielding or not) to be implemented in all but one RTP. To quantify the statistical performance of the dose prediction model and the TPS, we calculated the sensitivity and the specificity. In this project, the sensitivity is defined as the capacity to identify patient that should be shielded. The sensitivity is defined by the following equation.

$$Sensitivity = \frac{N_{TP}}{N_{TP} + N_{FN}} \quad (4.3)$$

where N_{TP} is the number of true positive and N_{FN} is the number of false negative. The specificity is defined as the capacity to identify patients that do not need to be shielded. The specificity is defined by the following equation.

$$Specificity = \frac{N_{TN}}{N_{TN} + N_{FP}} \quad (4.4)$$

where N_{TN} is the number of true negative and N_{FP} is the number of false positive . The sensitivity and the specificity of the dose prediction model are 50 % and 100 %. The sensitivity is low because there is one true positive and one false negative. For TPS, the sensitivity and the specificity are 0 % and 80 %, no true positive.

Conclusion

It was demonstrated that a lead shield can be efficiently used for reducing doses to CIED for patient treated in radiation therapy. A lead shielding provided a mean dose reduction of 23 % for different treatment region. When the CIED is at less than 15 cm from the treatment fields, placing a lead shielding as a skin block is a useful and simple method for achieving dose reduction to radiation-sensitive cardiac devices. However, the shielding should not be used for all patients having and CIED at less than 15 cm from the isodose line 50 % of the radiation treatment. Shielding should be recommended for 3DCRT patients which received a higher dose than 50 cGy to their CIED, and for which shielding could provide a dose reduction larger than 10 cGy. For IMRT patients, shielding should be recommended for patients with a ratio (anterior fields) / (number of fields) higher than 2 out of 7 fields. In regard of measurements provided in this study, for 40 % of patients carrying a CIED at less than 15 cm from the isodose line 50 %, the shielding should be used to reduce the dose to the CIED. The best

way to estimate the dose and the reduction of dose reach by shielding is by making measurements. However, it is not realistic to achieve this kind of measurement for each patient with a CIED at less than 15 cm out-of-field. Another way to get a better estimation of the dose than TPS calculation is by using the dose prediction model developed in this study. The estimation of the dose by the model is on average 14 % from the dose measurement without shielding and 33 % from the measurement with shielding. The dose prediction model can be applied for patients having CIED at a different depth and at an out-of-field distance smaller than 15cm. The dose prediction model can be used to estimate the CIED dose from a treatment having multiple oblique beams with both photon energy beam, 6 and 23 MV.

Acknowledgment

This research is supported in part by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) discovery Grant No. 385773.

Conclusion

I can only show you the door. You're the one that has to walk through it.
-The Wachowski Brothers²

Retour sur le travail accompli

La caractérisation et la validation de mesures de tests d'assurance qualité ont permis de démontrer que l'Exradin W1 serait un dosimètre avec les qualités requises pour faire des mesures de dose hors champ. L'Exradin W1 fait des lectures de doses linéaires avec la dose et le débit de dose. La lecture de dose n'est pas dépendante de l'énergie du faisceau primaire, de la courbure de la fibre optique, du niveau de lumière ambiante, de la position du photodétecteur par rapport à la source de radiation ou encore de l'orientation de la fibre optique par rapport au champ d'irradiation. La concordance entre les mesures faites avec une chambre à ionisation et l'Exradin W1 confirme que la technique de soustraction de la lumière Čerenkov est efficace, et ce, dans différents niveaux de contamination lumineuse.

L'étude avec les champs de radiation standards a permis de démontrer qu'une mince feuille de plomb enrobée de thermoplastique peut être utilisée afin de blinder un appareil cardiaque implantable lors de traitements en radiothérapie externe pour réduire la dose que ce dernier recevra. Ce type de blindage peut réduire jusqu'à 50 % de la dose à une profondeur de 0,5 cm pour un faisceau antérieur carré. Les risques liés à l'utilisation de ce type de blindage pour les champs postérieurs sont faibles, puisque le thermoplastique entre la peau du patient et la feuille de plomb atténue suffisamment les électrons secondaires mis en mouvement dans le plomb. Dans le cas des champs d'électrons, il a été démontré qu'il serait préférable d'éviter son utilisation pour des énergies supérieures à 15 MeV. L'augmentation de la dose dans le cas d'une interception du blindage par le champ primaire augmente de façon significative la dose à l'ACI. Les résultats obtenus avec l'Exradin W1 concordent avec ceux obtenus avec une chambre à plaque parallèle et permettent de conclure que l'Exradin W1 serait un dosimètre fiable pour faire des mesures *in vivo*. L'Exradin W1 permet de faire des mesures en temps réel sans correction pour la pression, l'énergie du faisceau ou encore pour les différents types de faisceaux. De plus, il permet de faire des mesures en surface fiables. La petite taille et l'équivalence à l'eau avantagent

2. The Matrix, (La Matrice), The Wachowski Brothers, avec K. Reeves, États-Unis, 1999, science fiction, 136 minutes.

l'Exradin W1 par rapport aux autres types de dosimètres disponibles.

Les mesures de réduction de dose par un blindage de plomb pour des traitements en radiothérapie complets ont démontré que ce dernier réduisait en moyenne la dose de 23 % pour différents types de traitements dans la région du torse et de la tête. Cette étude a démontré que l'utilisation du blindage de plomb était un moyen efficace et rapide de réduire la dose lorsque l'ACI du patient est à moins de 15 cm de la région traitée. Cette étude a aussi permis de développer une méthode simple et rapide de calculer les doses à l'ACI et de prédire la réduction de dose obtenue avec l'utilisation du blindage de plomb avec une erreur moyenne de 14 %. Le développement d'un modèle de calcul de réduction de dose et les mesures de réduction de dose sur fantôme pour différents types de traitements ont permis de tracer les lignes directrices de l'utilisation clinique du blindage de plomb. L'étude a démontré que le blindage de plomb devrait être utilisé dans les cas de traitement en modalité IMRT lorsque le ratio de champ antérieur sur le nombre total de faisceaux de traitement est supérieur à 2/7. Le blindage de plomb devrait être utilisé dans les cas de traitement en modalité 3DCRT lorsque le modèle de calcul prédit une dose supérieure à 50 cGy et une réduction de dose supérieure à 10 cGy.

Vers la dosimétrie *in vivo*

Dans le cadre de ce projet de maîtrise, quelques mesures *in vivo* ont été faites sur des patients portant un appareil cardiaque implantable suivant un traitement en radiothérapie externe. Les plans de traitement de ces patients ont été utilisés lors de l'article présenté au Chapitre 4. La quantité de mesures faites ainsi que le nombre de patients ne permettait pas de faire un chapitre complet sur le sujet, mais les résultats obtenus ouvrent la voie sur de futurs projets de recherche.

Les mesures de dose *in vivo* et sur un fantôme sont présentées au Tableau 4.4. Pour 4 patients, les

TABLE 4.4: Mesures de dose *in vivo* au niveau de l'ACI pour 4 patients traités en radiothérapie externe et les mesures de dose sur fantôme (*in vitro*)

Région et modalité du traitement	Nb de fraction mesurées	Dose mesurée		Dose calculée	
		<i>In vivo</i> Gy	fantôme Gy	TPS Gy	Modèle Gy
ORL, IMRT	3	1,3 ± 0,1	1,3 ± 0,2	0.53 ± 0.05	ne s'applique pas
Poumon, IMRT	5	0,9 ± 0,2	1,0 ± 0,1	0.66 ± 0.03	ne s'applique pas
Sein, 3DCRT	3	0,6 ± 0,1	0,38 ± 0,04	0.07 ± 0.02	0.51
Sein et ganglions, 3DCRT	2	0,6 ± 0,1	0,65 ± 0,03	0.077 ± 0.005	0.62

mesures de dose *in vivo* ont des différences de dose inférieure à 10 % de celle mesurée sur un fantôme (*in vitro*) à l'exception d'un patient où la différence était de plus de 35 %. Cette grande différence peut s'expliquer par le fait que le positionnement de la patiente lors des traitements était difficile à cause du site anatomique à traiter, soit le sein, donc peu reproductible lors des mesures avec l'Exradin W1. En

effet, la peau et l'ACI de la patiente bougeaient significativement d'une séance de traitement à l'autre. Par ailleurs, la concordance entre les mesures faites avec les 3 autres patients démontre le potentiel de l'Exradin W1 comme dosimètre *in vivo*.

Ouverture

Ce projet de maîtrise a permis de caractériser et valider les mesures de dose de l'Exradin W1. Il a aussi permis de déterminer les niveaux de réduction de dose obtenue avec un blindage de plomb lors de traitements en radiothérapie externe pour des appareils cardiaques implantables, de développer un modèle de calcul de dose hors champ ainsi que de faire des recommandations sur l'utilisation de blindage de plomb en clinique. Par ailleurs, ce travail a ouvert la voie vers différents projets de recherche.

La caractérisation et la validation de l'Exradin W1 ont été faites dans des conditions standards retrouvées en clinique, mais la littérature tend à démontrer que les dosimètres à fibre scintillante plastique ont un grand potentiel dans les situations moins standards, telles que les mesures de dose pour des champs stéréotaxiques [47, 25] ou aux énergies radiologiques [63]. De plus en plus de projets de recherche portent sur ces conditions non standards de mesures de dose. Il y aurait donc tout intérêt à valider les mesures de dose faites avec l'Exradin W1 dans ces conditions de radiation.

Les mesures *in vivo* montrent une concordance avec les valeurs attendues, mais il a été noté dans la littérature que la mesure de dose par un scintillateur peut être dépendante de la température de celui-ci [64]. Malgré que cette dépendance est plus faible que celle des chambres à ionisation, une étude plus complète sur le sujet devrait être faite avec l'Exradin W1 afin d'évaluer sa dépendance avec la température en particulier pour des températures voisines à celle du corps humain.

Dans le cadre de l'étude sur le blindage de plomb, seuls 10 plans de traitement ont été évalués pour trois types de cancer différents et deux types de modalité de traitements différents. Cette étude a permis de voir certaines tendances telles que des réductions de dose relatives plus importantes dans le cas des cancers du sein. Par contre, le nombre limité de traitements mesurés sur fantôme ne permet pas de statuer ces tendances comme étant des faits. Une étude plus large sur un plus grand nombre de traitements permettrait de dresser un tableau plus complet sur le sujet. De plus, aucun traitement mesuré sur fantôme n'était un traitement de modalité en ARC (*volumetric modulated arc therapy*). Cette modalité de traitement est de plus en plus utilisée dans les cliniques de radiothérapie. Des mesures sur fantôme avec cette modalité de traitement devraient être faites afin de connaître le comportement de la dose à l'ACI lors de l'utilisation du blindage de plomb.

Ce projet a permis de développer un modèle de calcul de dose hors champ, mais celui-ci permet d'obtenir des prédictions de doses seulement pour des cas de traitement en 3DCRT. Les modalités de traitements en ARC et en IMRT prennent de plus en plus de place en radiothérapie externe et il y aurait tout avantage à créer un tel modèle de calcul de dose.

Bibliographie

- [1] R. Nath, P.J. Biggs, F.J. Bova, C.C. Ling, J.A. Purdy, J. Van de Geijn, and M.S. Weinhaus. Code of practice for radiotherapy accelerators : Report of aapm task group no 45. *Medical physics*, 21(7) :1093–1121, 1994.
- [2] Faiz M. Khan, K.P. Doppke, K.R. Hogstrom, G.J. Kutcher, R. Nath, S.C. Prasad, J.A. Purdy, M. Rozenfeld, and B.L. Werner. Clinical electron-beam dosimetry : report of aapm radiation therapy committee task group no. 25. *Medical physics*, 18(1) :73–109, 1991.
- [3] R. Alfonso, P. Andreo, R. Capote, M. Saiful Huq, W. Kilby, P. Kjäll, T. R. Mackie, H. Palmans, K. Rosser, J. Seuntjens, W. Ullrich, and S. Vatnitsky. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Medical Physics*, 35(11) :5179–5186, 2008.
- [4] P.R. Almond, P.J. Biggs, B.M. Coursey, W.F. Hanson, M.S. Huq, R. Nath, and D.W.O. Rogers. Aapm’s tg-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Medical physics*, 26(9) :1847–70, 1999.
- [5] A.S. Beddar, T.R. Mackie, and F.H. Attix. Water-equivalent plastic scintillation detectors for high-energy beam dosimetry : Ii. properties and measurements. *Physics in Medicine and Biology*, 37(10) :1901, 1992.
- [6] J.-M. Fontbonne, G. Iltis, G. Ban, A. Battala, J.C. Vernhes, J. Tillier, N. Bellaize, C. Le Brun, B. Tamain, K. Mercier, and J. C. Motin. Scintillating fiber dosimeter for radiation therapy accelerator. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, 49(5) :2223–2227, 2002.
- [7] Louis Archambault. *Élaboration d’un dosimètre à fibres scintillantes*. PhD thesis, Université Laval, 2005.
- [8] L. Archambault, A.S. Beddar, L. Gingras, R. Roy, and L. Beaulieu. Measurement accuracy and cerenkov removal for high performance, high spatial resolution scintillation dosimetry. *Med Phys.*, 33(1) :128–35, 2006.
- [9] J. Lambert, Y. Yin, D.R. McKenzie, S. Law, and N. Suchowerska. Cerenkov-free scintillation dosimetry in external beam radiotherapy with an air core light guide. *Physics in Medicine and Biology*, 53(11) :3071, 2008.

- [10] L. Archambault, F. Therriault-Proulx, S. Beddar, and L. Beaulieu. A mathematical formalism for hyperspectral, multipoint plastic scintillation detectors. *Med. Biol.*, 57(21) :7133–7145, 2012.
- [11] J.B. Birks. *The Theory and Practice of Scintillation Counting*. International series of monographs on electronics and instrumentation, v. 27. Pergamon Press, 1964.
- [12] J.E. Turner. *Atoms, Radiation, and Radiation Protection*. Physics textbook. Wiley, 2008.
- [13] G.F. Knoll. *Radiation Detection and Measurement*. Wiley, 1989.
- [14] F.H. Attix. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wiley, 2008.
- [15] K.S. Krane. *Introductory Nuclear Physics*. Wiley, 1987.
- [16] T.O. White. Scintillating fibres. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A : Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 273(2–3) :820 – 825, 1988.
- [17] A.S. Beddar, T.R. Mackie, and F.H. Attix. Cerenkov light generated in optical fibres and other light pipes irradiated by electron beams. *Physics in Medicine and Biology*, 37(4) :925, 1992.
- [18] J. D. Jackson. *Classical Electrodynamics*. Wiley, 1998.
- [19] M. Guillot, L. Gingras, L. Archambault, S. Beddar, and L. Beaulieu. Spectral method for the correction of the cerenkov light effect in plastic scintillation detectors : a comparison study of calibration procedures and validation in cerenkov light-dominated situations. *Medical physics*, 38(4) :2140–2150, 2011.
- [20] Francois Lessard. Validation d’un détecteur à fibre scintillante plastique pour la dosimétrie de photons d’énergie diagnostique. Master’s thesis, Université Laval, 2012.
- [21] A.S. Beddar, T.R. Mackie, and F.H. Attix. Water-equivalent plastic scintillation detectors for high-energy beam dosimetry : I. physical characteristics and theoretical considerations. *Physics in Medicine and Biology*, 37(10) :1883, 1992.
- [22] AM. Frelin, JM. Fontbonne, G. Ban, J. Colin, M. Labalme, A. Batalla, A. Isambert, A. Vela, and T. Leroux. Spectral discrimination of Čerenkov radiation in scintillating dosimeters. *Medical physics*, 32(9) :3000–3006, 2005.
- [23] A.S. Beddar, T.M. Briere, F.A. Mourtada, O.N. Vassiliev, H.H. Liu, and R. Mohan. Monte carlo calculations of the absorbed dose and energy dependence of plastic scintillators. *Medical Physics*, 32(5) :1265–1269, 2005.
- [24] W.R. Leo. *Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments : A How-To Approach*. U.S. Government Printing Office, 1994.

- [25] J. Morin, D. Beliveau-Nadeau, E. Chung, J. Seuntjens, D. Theriault, L. Archambault, A.S. Beddar, and L. Beaulieu. A comparative study of small field total scatter factors and dose profiles using plastic scintillation detectors and other stereotactic dosimeters : The case of the cyberknife. *Medical Physics*, 40(1), 2013.
- [26] B.A. Fraass and J. Van de Geijn. Peripheral dose from megavolt beams. *Medical physics*, 10(6) :809–818, 1983.
- [27] K.R. Kase, G.K. Svensson, A.B. Wolbarst, and M.A. Marks. Measurements of dose from secondary radiation outside a treatment field. *International Journal of radiation oncology, biology, physics*, 9(8) :1177 – 1183, 1983.
- [28] G. Starkschall, F.J.St. George, and D.L. Zellmer. Surface dose for megavoltage photon beams outside the treatment field. *Medical Physics*, 10(6) :906–910, 1983.
- [29] M. Westermark, J. Arndt, B. Nilsson, and A. Brahme. Comparative dosimetry in narrow high-energy photon beams. *Physics in Medicine and Biology*, 45(3) :685, 2000.
- [30] P.-G. Chassot, D.A. Bettex, Y. Boegli, A. Delabays, E. Ferrarri, J.-F. Iglesias, C. Marcucci, P. Ruchat, D. Spahn, and D. Thorin. Précis d’anesthésie cardiaque (pac), 2013.
- [31] P. Korantzopoulos, KP. Letsas, G. Grekas, and Goudevenos J.A. Pacemaker dependency after implantation of electrophysiological devices. *EP-Europace*, 11(9) :1151–1155, 2009.
- [32] K. J. Maxted. The effect of therapeutic x-radiation on a sample of pacemaker generators. *Physics in Medicine and Biology*, 29(9) :1143–1146, 1984.
- [33] F. Rodriguez, A. Filimonov, A. Henning, C. Coughlin, and M. Greenberg. Radiation-induced effects in multiprogrammable pacemakers and implantable defibrillators. *Pacing Clin Electrophysiol.*, 14(12) :2143–53, 1991.
- [34] J. Mouton, R. Haug, A. Bridier, B. Dodinot, and F. Eschwege. Influence of high-energy photon beam irradiation on pacemaker operation. *Physics in medicine and biology*, 47(16) :2879–2893, 2002.
- [35] J.R. Marbach, M.R. Sontag, J. Van Dyk, and A.B. Wolbarst. Management of radiation oncology patients with implanted cardiac pacemakers : Report of aapm task group no 34. *Medical physics*, 21(1) :85–90, 1994.
- [36] D. Thomas, R. Becker, H.A. Katus, W. Schoels, and C.A. Karle. Radiation therapy-induced electrical reset of an implantable cardioverter defibrillator device located outside the irradiation field. *Journal of Electrocardiology*, 37(1) :73 – 74, 2004.
- [37] A.N. Solan, M.J. Solan, G. Bednarz, and M.B. Goodkin. Treatment of patients with cardiac pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators during radiotherapy. *International Journal of radiation oncology, biology, physics*, 59(3) :897 – 904, 2004.

- [38] S. Sundar, R.P. Symonds, and C. Deehan. Radiotherapy to patients with artificial cardiac pacemakers. *Cancer Treatment Reviews*, 31(6) :474 – 486, 2005.
- [39] C. Hurkmans, J. Knegjens, B. Oei, A. Maas, G.J. Uiterwaal, A. van der Borden, M. Ploegmakers, and L. van Erven. Management of radiation oncology patients with a pacemaker or icd : A new comprehensive practical guideline in the netherlands. *Radiation Oncology*, 7(1) :1–10, 2012.
- [40] N. Varfalvy et C. Tremblay. Guide : Appareil cardiaque implantable - Évaluation physique. Document interne, Hôtel-Dieu de Québec (Centre hospitalier universitaire de Québec), 2013.
- [41] Ji Li, Rodney D. Wiersma, Christopher J. Stepaniak, Karl J. Farrey, and Hania A. Al-Hallaq. Improvements in dose accuracy delivered with static-mlc imrt on an integrated linear accelerator control system. *Medical Physics*, 39(5) :2456–2462, 2012.
- [42] F.c Lacroix, M. Guillot, M. McEwen, C. Cojocar, L. Gingras, A.S. Beddar, and L. Beaulieu. Extraction of depth-dependent perturbation factors for parallel-plate chambers in electron beams using a plastic scintillation detector. *Medical physics*, 37(8) :4331–4342, 2010.
- [43] F. Lacroix, M. Guillot, M. McEwen, L. Gingras, and L. Beaulieu. Extraction of depth-dependent perturbation factors for silicon diodes using a plastic scintillation detector. *Medical physics*, 38(10) :5441–5447, 2011.
- [44] L. Archambault, A.S. Beddar, L. Gingras, F. Lacroix, R. Roy, and L. Beaulieu. Water-equivalent dosimeter array for small-field external beam radiotherapy. *Medical physics*, 34(5) :1583–1592, 2007.
- [45] A.S. Beddar. Plastic scintillation dosimetry and its application to radiotherapy. *Radiation Measurements*, 41, Supplement 1(0) :S124 – S133, 2006.
- [46] D.M. Klein, R.C. Taylor, L. Archambault, L. Wang, F. Therriault-Proulx, and A.S. Beddar. Measuring output factors of small fields formed by collimator jaws and multileaf collimator using plastic scintillation detectors. *Medical Physics*, 37(10) :5541–5549, 2010.
- [47] J.-C. Gagnon, D. Therriault, M. Guillot, L. Archambault, S. Beddar, L. Gingras, and L. Beaulieu. Dosimetric performance and array assessment of plastic scintillation detectors for stereotactic radiosurgery quality assurance. *Medical physics*, 39(1) :429–436, 2012.
- [48] George X Ding. Using monte carlo simulations to commission photon beam output factors—a feasibility study. *Physics in Medicine and Biology*, 48(23) :3865, 2003.
- [49] M.T. Studenski, Y. Xiao, and A.S. Harrison. Measuring pacemaker dose : A clinical perspective. *Medical Dosimetry*, 37(2) :170 – 174, 2012.
- [50] R. Muller-Runkel, G. Orsolini, and U.P. Kalokhe. Monitoring the radiation dose to a multi-programmable pacemaker during radical radiation therapy : A case report. *Pacing and Clinical Electrophysiology*, 13(11) :1466–1470, 1990.

- [51] J. Němec. Runaway implantable defibrillator-a rare complication of radiation therapy. *Pacing and Clinical Electrophysiology*, 30(5) :716–718, 2007.
- [52] M. Goulet, L. Gingras, and L. Beaulieu. Real-time verification of multileaf collimator-driven radiotherapy using a novel optical attenuation-based fluence monitor. *Medical physics*, 38 :1459–1467, 2011.
- [53] D.M. Klein, F. Therriault-Proulx, L. Archambault, T.M. Briere, L. Beaulieu, and A.S. Beddar. Technical note : determining regions of interest for CCD camera-based fiber optic luminescence dosimetry by examining signal-to-noise ratio. *Medical physics*, 38(3) :1374–1377, 2011.
- [54] L. Archambault, T.M. Briere, F. Papnisch, L. Beaulieu, D.A. Kuban, A. Lee, and A.S. Beddar. Toward a real-time in vivo dosimetry system using plastic scintillation detectors. *International Journal of radiation oncology, biology, physics*, 78(1) :280–287, 2010.
- [55] JY Huang, DS Followill, XA Wang, and SF Kry. Accuracy and sources of error of out-of field dose calculations by a commercial treatment planning system for intensity-modulated radiation therapy treatments. *J Appl Clin Med Phys*, 4(14(2)) :4139, 2013.
- [56] A Last. Radiotherapy in patients with cardiac pacemakers. *The British Journal of Radiology*, 71(841) :4–10, 1998.
- [57] ST Chiu-Tsao and M. Chan. Use of new radiochromic devices for peripheral dose measurement : potential in-vivo dosimetry application. *Biomed Imaging Interv J.*, Oct(5(4)) :e16, 2009.
- [58] V1 Vlachopoulou, G Malatara, H Delis, K Theodorou, D Kardamakis, and G. Panayiotakis. Peripheral dose measurement in high-energy photon radiotherapy with the implementation of mosfet. *World J Radiol.*, 28(2(11)) :434–9, 2010.
- [59] X George Xu, Bryan Bednarz, and Harald Paganetti. A review of dosimetry studies on external-beam radiation treatment with respect to second cancer induction. *Physics in Medicine and Biology*, 53(13) :R193, 2008.
- [60] Q Zhang, D Zheng, Y Lei, B Morgan, J Driewer, M Zhang, S Li, S Zhou, W Zhen, R Thompson, A Wahl, C Lin, and C Enke. A new variable for srs plan quality evaluation based on normal tissue sparing : the effect of prescription isodose levels. *The British Journal of Radiology*, 87(1043) :20140362, 2014.
- [61] Van Der Giessen PH. Calculation and measurement of the dose at points outside the primary beam for photon energies of 6, 10, and 23 mv. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*, Dec 1(30(5)) :1239–46., 1994.
- [62] JY Ting, R Yankelevich, G Goswami, JA Fiedler, and PV. Houdek. Scattered radiation from linear accelerator and cobalt-60 collimator jaws. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*, Nov 15(30(4)) :985–92., 1994.

- [63] F. Lessard, L. Archambault, M. Plamondon, P. Despres, F. Therriault-Proulx, A.S. Beddar, and L. Beaulieu. Validating plastic scintillation detectors for photon dosimetry in the radiologic energy range. *Medical physics*, 39(9) :5308–5316, 2012.
- [64] S. Beddar. On possible temperature dependence of plastic scintillator response. *Medical Physics*, 39(10) :6522–6522, 2012.