

F.C.D.....N° D'ordre.....

Université Saâd DAHLAB de Blida



Faculté des Sciences

Département de Physique

Mémoire présenté par :

KOUADRI Leila

En vue d'obtenir le Diplôme de Master.

Domaine : Sciences de la matière.

Filière : physique.

Spécialité : Physique Médicale.

Option : Radiothérapie.

Sujet : Etude de la réponse de différents détecteurs dans un faisceau de photons 6 MV de petites dimensions.

Soutenu le : 02 Juillet 2013, devant le jury composé de :

Mr. Rachid KHELIFI	Maître de Conférences A, USDB	Président
Mr. Brahim HOCINI	Maître Assistant A, USDB	Rapporteur
Mr. Mehenna ARIB	Maître de Recherche, CRNA	Examineur
Mr. Mamoune CHEKIRINE	Maître Assistant A, USDB	Examineur

MA-530-30-1

Remerciements

A l'issue de ce travail, j'adresse mes remerciements premièrement à dieu le tout puissant pour m'avoir donné la volonté, la santé et la patience de continuer mes études.

Je remercie énormément mon encadreur, Mr B. HOCINI pour l'intéressante documentation qu'il a mise à ma disposition, le soutien, l'aide et l'encouragement durant la réalisation de ce mémoire.

Je tiens également à remercier spécialement Mr. ARIJ Maitre de Recherche au Centre de Recherche Nucleaire d'Alger, il ne me sera jamais possible d'exprimer suffisamment ma gratitude et mes remerciements pour le grand effort qu'il m'a consenti malgré ses lourdes responsabilités et sa grande charge de travail à travers le poste qu'il occupe pour son aide et son encouragement, la partie pratique faite dans mon mémoire lui doit beaucoup.

Je remercie vivement Mr. R. KHELIFI qui nous a fait l'honneur de présider le jury d'examen.

Je remercie aussi Mr. M. CHEKIRINE AINSI que Mr. ARIJ une autre fois pour avoir accepté d'examiner et d'évaluer notre travail.

J'exprime également ma gratitude à tous les professeurs et enseignants qui ont collaboré à notre formation.

Un grand merci à Melle K. Khadidja OUABRI pour son aide et soutien moral durant toute la période de préparation de ce mémoire sans oublier Melle FOUZIA DARI pour son encouragement.

Je voudrai remercier mon marie qui m'a soutenu et encouragé dans la poursuite de mes études. Un merci spécial à mes chers parents, Merci à vous, mes parents pour tout le soutien, Merci à mes enfants Lina, Mohamed-Yanis, mes sœurs et frères, à ma belle mère et mes beaux frères et belles sœurs.

Un grand merci pour Mr. OUIKENE, Mr HAMMADOUCHE, Mr BOUGDAL et Melle ALI MESSOUD de m'avoir encouragé pour effectuer ce master après une longue rupture du milieu universitaire.

Un merci spécial à Melle Malika HAINÉ pour son aide à imprimer ce mémoire.

Enfin, je remercie tous ce qui a contribué de près ou loin, pour leurs soutiens moral ou matériel, dans la réalisation de mon mémoire.

Merci et bonne chance à tous les étudiants de ma promotion, je vous souhaite bonne chance.

TABLE DES MATIERES

Introduction.....	1
CHAPITRE 1 : INTERACTION RAYONNEMENTS MATIERES, PARAMETRES ET GRANDEURS DOSIMETRIQUES	
I.1 Introduction.....	4
I.2 Classification des rayonnements.....	4
I.3 Interaction des photons avec la matière.....	5
I.3.1 L'effet Photo-électrique.....	5
I.3.2 L'effet Compton.....	6
I.3.3 La création de paires.....	7
I.4 Domaine des prépondérances des trois effets.....	8
I.5 Interaction des électrons avec la matière.....	9
I.5.1 La collision.....	9
I.5.2 Le rayonnement de freinage ou Bremsstrahlung.....	9
I.6 Grandeurs et unités dosimétriques	10
I.6.1 Kerma.....	11
I.6.2 Dose absorbée.....	12
I.6.3 Débit de dose absorbée.....	12
I.6.4 Equilibre Electronique.....	13
I.6.4.1 Equilibre électronique longitudinal.....	14
I.6.4.2 Equilibre électronique latéral.....	15
I.7 Paramètres dosimétriques caractérisant les faisceaux de photons.....	16
I.7.1 Le rendement en profondeur.....	16
I.7.2 Le profil de dose.....	18
a)- Définition.....	18
b)- Caractérisation.....	18

I.7.3 Le facteur d'ouverture collimateur.....	20
CHAPITRE 2 : OUTILS DE MESURES DE LA DOSE ABSORBEE, PRINCIPES, AVANTAGES ET LIMITATION.	
II.1 Introduction	21
II.2 La chambre d'ionisation.....	21
II.2.1 Utilisation de la chambre d'ionisation pour les petits champs de photon.....	23
II.3 Films radiologiques.....	23
II.3.1 Utilisation du film radiologique dans la dosimétrie des petits champs.....	24
II.4 Films radiochromics.....	24
II.4.1 Configuration et structure de Gafchromic EBT2	25
II.4.2 Caractéristiques des films Gafchromic EBT2.....	26
II.4.2.1 Manipulation et conservation.....	26
II.4.2.1.a) Immersion dans l'eau.....	26
II.4.2.1.b) Découpage des films.....	27
II.4.2.1.c) Marquage des films.....	28
II.4.3 Dosimétrie des films.....	28
II.4.3.1 Calibration.....	28
II.4.3.2 Mesure.....	28
II.4.3.2 a) Scanner et scanning.....	29
II.4.3.2 b) Dosimétrie multi-canal.....	29
II.4.4 Dépendance en énergie.....	30
II.4.5 La croissance de densité après exposition.....	31
II.4.6 Sensibilité à la lumière blanche.....	32
II.4.7 Utilisation des films Gafchromics dans la dosimétrie des petits champs.....	33
II.5 Dosimétrie thermoluminescents, TLD _s	33
II.5.1 Utilisation des TLDs dans la dosimétrie des petits champs.....	33
II.6 Diodes au silicium.....	33
II.6.1 Utilisation des diodes dans la dosimétrie des petits champs.....	34
II.7 MOSFETS.....	34

II.7.1 Utilisation des MOSFETS dans la dosimétrie des petits champs.....	35
II.8 Diamant	35
II.8.1 Utilisation du diamant dans la dosimétrie des petits champs.....	36
II.9 Dosimétrie avec Gel.....	36
II.9.1 Utilisation du gel dans la dosimétrie des petits champs.....	37

CHAPITRE 3 : PROBLEMES DOSIMETRIQUES SPECIFIQUES AUX PETITS CHAMPS

III.1 Introduction.....	41
III.2 Production des faisceaux cliniques.....	41
III.2.1 Principe de fonctionnement du LINAC.....	42
III.2.1.1 En mode photon.....	43
III.2.1.2 La voie électron.....	44
III.3 Définition des dimensions et de la forme du champ.....	45
III.4 Les problèmes actuels de la dosimétrie des petits champs dans le milieu clinique.....	46
III.4.1 L'effet du volume du détecteur.....	46
III.4.2 Perturbations dues à la présence du détecteur.....	48
III.4.3 Résolution spatiale des dosimètres.....	49
III.4.4 L'effet du manque d'équilibre électronique latéral.....	49
III.4.5 La définition de la taille du champ.....	51
III.4.6 La variation du spectre en énergie des photons.....	51
III.4.7 Dépendance de la taille du champ.....	52
III.4.8 Occlusion partielle de la source.....	52
III.4.9 La détermination de la dose à partir de la mesure.....	53
III.5 Choix du détecteur approprié pour la dosimétrie des petits champs.....	53

CHAPITRE 4 : MATERIELS ET METHODES

IV.1 Introduction.....	55
IV.2 Matériel utilisé dans le cadre de ce travail.....	55
IV.2.1 L'accélérateur linéaire.....	55

IV.2.2 Milieu de mesure.....	56
IV.2.3 Le film Gafchromic.....	57
IV.2.3.1 Le marquage et le découpage du film.....	57
IV.2.4 Les caractéristiques des détecteurs utilisés dans notre comparaison.....	58
IV.3 Méthodes.....	59
IV.3.1 Etalonnage du film.....	59
IV.3.1.1 Méthode de mesure.....	59
IV.3.2 Mesure des profils de dose.....	60
IV.3.3 Mesure des rendements en profondeur.....	61

CHAPITRE 5 : Résultats et discussions

V.1 Introduction.....	63
V.2 Scanner.....	63
V.2.1 La courbe d'étalonnage.....	63
V.2.2 Caractérisation du film Gafchromic EBT2.....	65
V.2.3 Mesures des profils de doses.....	65
V.2.4 Mesures des courbes de rendement en profondeur.....	70
V.3 Analyse et discussion.....	73
CONCLUSION.....	75
BIBLIOGRAPHIE.....	77

Liste des acronymes

AAPM : American Association of Physicists in Medicine

AIEA : International Atomic Energy Agency

CAX : Central Axis

CEA : Commissariat à l'Energie Atomique (France)

D: La dose absorbée

\dot{D} : Débit de dose absorbée

DO : Densité Optique

DSA : Distance Source Axe

DSD : Distance Source Détecteur

DSP : Distance Source Peau

EEL : Equilibre Electronique Latéral

FOC : Facteur d'Ouverture Collimateur

FWHM : Full Width at Half Maximum / Largeur à mi-hauteur

Gy : Gray

ICRU: International Commission on Radiation Units and Measurements

IGRT : Image Gided Radiation therapy/ Radiothérapie Guidée par l'Image

IMRT : Intensity Modulated Radiotherapy / RCMI en français Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité.

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique

IRSN : Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire

J : Joule

KERMA: Kinetic Energy Released per units and Measurements

KeV : Kilo electro Volt

KV: Kilo Volt

LINAC : Lenear Accelerator / Accélérateur Linéaire

mMLCs : mini-Collimateur Multi lames

MeV : Mega Electo Volt

MLC : Multi-Leaf Collimator/ MLC en français Collimateur Multi Lames

MOSFETs : Metal-Oxide Semiconductor Field Effect Transistor

MU: Unité Moniteur

MV: Mega Volt

PDD : Percentage Depth Dose / Rendement de dose en profondeur

PMMA : Poly Méthyl Meth Acrylate de Méthyle, plus connu sous le nom commercial
Plexyglace

RTM : Rapport Tissu Maximum

SI : Système International des Unités

TLDS : Dosimètre Thermo-luminescent

TRS : Technical Report Series

VMAT : Volumetric Modulated Arc Therapy

Z : Numéro atomique d'un atome

Z_{\max} : Profondeur du maximum de dose

Liste des figures

CHAPITRE 1

Figure I.1 Classification des rayonnements matières.....	4
Figure I.2 Illustration de l'effet photo-électrique.....	6
Figure I.3 Illustration de l'effet Compton.....	6
Figure I.4 Illustration création de paires.....	7
Figure I.5 Illustration du phénomène d'annihilation de la matière.....	7
Figure I.6 Délimitation des domaines d'énergie de prédominance des trois interactions principales des photons avec la matière.....	8
Figure I.7 Illustration du phénomène de freinage.....	10
Figure I.8 Représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé.....	11
Figure I.9 Graphique décrivant le principe de l'équilibre électronique.....	13
Figure I.10 L'équilibre électronique.....	14
Figure I.11 Géométrie de la définition des différentes mesures des fonctions dosimétriques DSP, DSA et DSD.....	16
Figure I.12 Schéma de mesure des rendements en profondeur (PDD) le long de l'axe du faisceau.....	17
Figure I.13 Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons.....	17
Figure I.14 Profil de dose d'un champ de photon mesuré dans l'eau.....	19
CHAPITRE 2	
Figure II.1 Principe de fonctionnement d'une chambre d'ionisation.....	22
Figure II.2 Dosimétrie et configuration du film EBT2.....	25
Figure II.3 Pénétration de l'eau par les bords des films EBT2.....	27
Figure II.4 Illustration du découpage recommandé du film.....	27
Figure II.5 Dépendance en orientation.....	29
Figure II.6 Dépendance en énergie de film Gafchromic.....	30
Figure II.7 Changement de post exposition du Gafchromic EBT2.....	31

Figure V.3 La courbe d'étalonnage mode réflexion.....	64
Figure V.4 La courbe d'étalonnage mode transmission.....	64
Figure V.5 La courbe de la dose en fonction de la densité optique.....	65
Figure V.6 La méthode de scanne des films irradiés relatifs au profil de dose.....	65
Figure V.7 Comparaison du profil de dose pour un champ 0,5x0,5cm ²	66
Figure V.8 Comparaison du profil de dose pour un champ 1x1 cm ²	67
Figure V.9 Comparaison du profil de dose pour un champ 2x2 cm ²	67
Figure V.10 Comparaison du profil de dose pour un champ 3x3 cm ²	68
Figure V.11 Comparaison du profil de dose pour un champ 4 x 4cm ²	68
Figure V.12 Estimation de la pénombre.....	70
Figure V.13 La méthode de scanne des films relatifs au PDD.....	70
Figure V.14 Comparaison du rendement en profondeur des trois détecteurs pour un champ 1x1cm ²	71
Figure V.15 Comparaison des rendements en profondeur des trois détecteurs pour un champ 2x2 cm ²	71
Figure V.16 Comparaison des rendements en profondeur des trois détecteurs pour un champ de 3x3 cm ²	72
Figure V.17 Comparaison des rendements en profondeur des trois détecteurs pour un champ de 4x4 cm ²	72

ملخص

في هذه المذكرة سنهتم بدراسة المقارنة بين مختلف أنواع كواشف حزمة فوتونات بطاقة مقدرة ب 6 MV ذات أبعاد صغيرة مقدرة ب (0.5 سم X 0.5 سم, 1سم X 1سم, 2 سم X 2سم, 3 سم X 3 سم) التي تنتج من طرف ليناك Clinac 2100C, هذه المقارنة ناتجة عن طريق مقياس للجرعة في العمق PDD و ملامح الجرعة لغرفتي التأين SEMIFLEX 0.125 cc مخصصة للحقول التقليدية و غرفة التأين pinpoint 0.015 cc مستعملة في الحقول الصغيرة مع فيلم Gafchromic EBT 2

أجرينا قياسات مردود الجرعة PDD و ملامح الجرعة باستخدام فيلم Gafchromic EBT 2 و تمت مقارنة هذه الإجراءات مع تلك التي تم الحصول عليها من قبل غرفتي التأين من المذكرة [4] لتحديد أفضل كاشف لقياس الجرعات في الحقول الصغيرة

و أظهرت النتائج أن الغرفة 0.015 cc pinpoint تمثل أفضل نتائج في مردود الجرعة في العمق PDD و الفيلم Gafchromic EBT 2 تعطي نتائج في لمحات الجرعة.

على الرغم من هذا , فان الفيلم Gafchromic هو أفضل كاشف على سبيل المرجع مقارنة بالغرف

Résumé :

Dans cette étude, on s'intéresse à la comparaison de la réponse de différents détecteurs pour un faisceau de photons de 6 MV pour de petites dimensions (0,5cmx0, 5cm- 1cmx1cm- 2cmx2cm-3cmx3cm et 4cmx4cm) produits par Clinac 2100 C. Cette comparaison est réalisée a travers les mesures de rendement de dose en profondeur (PDD) et les profils de doses pour deux chambres d'ionisation à savoir Semiflex 0,125cc dédiée pour les champs conventionnels, la Pinpoint 0,015cc appliquée pour les petits champs avec le film Gafchromic EBT2.

Nous avons réalisé des mesures de rendements de dose en profondeurs(PDD) et les profils de dose en utilisant le film Gafchromic EBT2, ces mesures ont été confrontées avec celle obtenues par les chambres tirées dans le mémoire [4] afin de déterminer le meilleur détecteur pour la dosimétrie des petits champs.

Les résultats obtenus montrent que la chambre Pintpoint 0,015cc présente de meilleur résultat dans le rendement de dose en profondeur et les films Gafchromic EBT2 donnent des meilleurs résultats pour les profils de dose.

Malgré cela, le film Gafchromic est un détecteur intéressant à titre de référence par rapport aux chambres.

Abstract

This study is mainly interested in the comparison of the response of various detectors for a beam of photons of 6 MV for small sizes (0,5cm x 0,5cm- 1cmx1cm-2cmx2cm-3cmx3cm and 4cmx4cm) produced with Clinac2100C. This comparison is carried out through measurements of the percentage depth dose (PDD) and the profiles of dose for two ionization chambers:

Semiflex 0,125cc dedicated for conventional fields, Pinpoint 0,015 cc applied for the small fields with Gafchromic film EBT2.

We carried out measurements of the percentage depth dose (PDD) and dose profiles by using the film Gafchromic EBT2, these measurements were confronted with that obtained by two ionized chambers tired in the report [4] in order to determine the best detector for the dosimetry of the small fields.

The results obtained show that the ionization chamber Pinpoint has better results in measurements of PDD and the film EBT2 give better results for the dose profiles.

In spite of that, the film Gafchromic EBT2 is an interesting detector by way of reference compared to the ionization chamber

L'innovation technologique en radiothérapie a toujours eu pour but d'avoir une irradiation plus précise et plus sélective des divers volumes cibles. Grâce aux progrès de l'informatique et de l'imagerie, à travers la robotique, les accélérateurs linéaires conventionnels en radiothérapie externe ont bénéficié d'améliorations technologiques remarquables, par l'instauration des techniques d'irradiation performantes, qui continuent à se développer en permanence. Ces techniques permettent d'assurer une meilleure conformation du champ d'irradiation au volume cible, tout en épargnant au maximum les tissus sains et les organes à risque avoisinants, telles que la radiothérapie guidée par l'image (IGRT), la radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (IMRT), la tomothérapie, l'arcthérapie volumétrique (VMAT) et la radiothérapie stéréotaxique incluant les accélérateurs linéaires d'électrons dédiés ou adaptés équipés de collimateurs coniques ou de mini-collimateurs multilames (mMLC) et les accélérateurs d'électrons robotisés CyberKnife ainsi que le Gammaknife (Co-60).

Ces récentes modalités de traitement en radiothérapie externe génèrent des faisceaux de photons de très petites tailles variant entre 0.4 et 5 cm de côté. Ces faisceaux de photons de petites dimensions dit « mini-faisceaux » permettent de traiter des lésions de très petites tailles et de formes irrégulières situées à proximité de structures radiosensibles ou difficiles d'accès pour la chirurgie, comme le cerveau, la moelle épinière, ou les poumons [1].

L'utilisation de ces mini-faisceaux dans le traitement des petites tumeurs donne des résultats performants, permettant d'augmenter la dose de rayonnement totale distribuée à la tumeur visée par la superposition de multiples petits champs qui peut aller dans un traitement jusqu'à 100 petits champs (ou beamlets) au total contre un maximum de 6 à 8 pour le traitement avec des champs conventionnels, convergent pour irradier de façon très sélective une cible de petite dimension. Cependant la principale limite de cette technique est l'incertitude sur la dose réellement délivrée. L'utilisation de ces petits champs complexifiait les procédures dosimétriques puisque des études récentes ont démontré l'invalidité des procédures et des protocoles de dosimétrie actuels des champs standards avec ces petits champs de photons dans la calibration, la dosimétrie relative et la planification [2].

Les problèmes spécifiques de ces petits champs sont liés à la taille et la composition du détecteur, au manque d'équilibre électronique latéral et à la variation importante du spectre en énergie. L'un des points les plus critiques concerne la dimension du détecteur.

La négligence de ces contraintes liées à une dosimétrie conforme pour ces petits champs conduit à la surexposition des patients qui peut être létale.

La réussite d'un traitement en radiothérapie repose sur une caractérisation dosimétrique précise pour mieux optimiser les traitements par une meilleure maîtrise des doses délivrées aux patients et par conséquent, une augmentation de la probabilité de contrôle tumoral.

Pour atteindre cet objectif le choix d'un détecteur adéquat pour effectuer les mesures les plus fiables est nécessaire pour ces mini-faisceaux. Malheureusement, ce détecteur idéal mesurant de grands et petits champs avec une précision égale est inexistant.

Les chambres d'ionisation qui sont les plus utilisées dans la mesure de la dose en radiothérapie pour des champs conventionnels, ne sont pas toujours appropriées pour ces mini-faisceaux ou des situations des gradients de dose élevés sont observées en raison de problèmes de volumes qui peuvent fausser la lecture [3]

Pour minimiser cet effet de « moyennage » du volume, l'utilisation d'un détecteur avec le plus petit volume sensible possible est indispensable.

Puisque les chambres d'ionisations possèdent d'excellentes qualités dosimétriques et qu'elles sont utilisées depuis longtemps comme une référence en termes de dosimétrie absolue, il est logique de se tourner vers des chambres d'ionisation de petits volumes appelées chambres d'ionisation miniaturées comme la chambre PinPoint de volume sensible $0,015 \text{ Cm}^3$ qui est utilisée dans notre étude.

Par ailleurs, plusieurs autres détecteurs sont utilisés pour la mesure de dose de mini-faisceaux, à savoir, les détecteurs actifs comme les diodes, le diamant, les MOSFETS et les détecteurs passifs tels que les films radiologiques et radiochromiques et les dosimètres thermoluminescents (TLDs).

Notre travail a pour but de comparer la réponse des différentes chambres d'ionisation dans de petits champs de photons issue des résultats de mémoire [4] avec les réponses des films radiochromic.

Concernant la présentation de notre mémoire, il comporte cinq chapitres. Le premier chapitre sera consacré aux notions fondamentales de la dosimétrie des rayonnements

ionisants, il s'attache essentiellement à la description de l'interaction des rayonnements ionisants avec la matière en particulier, les interactions des photons et électrons avec la matière, ainsi qu'une définition des grandeurs, des unités et des caractéristiques dosimétriques utilisées en radiothérapie.

Le deuxième chapitre est dédié à la description des différents dosimètres utilisés en radiothérapie et leur utilisation possible en dosimétrie des petits champs de photons.

Le troisième chapitre aborde les problèmes rencontrés dans la dosimétrie des petits champs.

Le quatrième est consacré au matériel et méthodes expérimentales pour réaliser ce travail.

Le cinquième chapitre est réservé aux résultats obtenus ainsi que leurs analyses et discussions.

Enfin, nous clôturons par une conclusion générale mettant en exergue les travaux réalisés en rappelant les principaux résultats obtenus et les recommandations qui en découlent.

CHAPITRE 1

Interaction rayonnements matière, paramètres et grandeurs dosimétriques

I.1 introduction

D'une manière générale, on peut définir un rayonnement ou radiation comme le processus d'émission ou transmission d'énergie sous la forme d'ondes électromagnétiques ou de particules. Ces rayonnements ne peuvent être détectés et caractérisés que grâce à leurs interactions avec la matière dans laquelle ils se propagent. Ils peuvent céder au milieu qu'ils traversent, la totalité ou une partie de leur énergie au cours de leurs interactions. Un rayonnement est dit ionisant quant il est susceptible d'arracher des électrons à la matière qui traverse. Cette dernière subit des modifications au niveau de ses cellules vivantes dues au passage de ces radiations par l'intermédiaire des radicaux libres issus de ces interactions, qui à leurs tour déclenchent des effets biologiques tardifs ou précoces au niveau tissulaire. Ces effets biologiques sur le tissu sont proportionnels aux ionisations créées. Son utilisation en routine clinique pour le traitement des cancers nécessite la définition de fonctions dosimétriques qui les caractérisent.

I.2 classification des rayonnements

Les rayonnements ionisants peuvent être classés en deux catégories selon leurs natures et selon leurs effets sur la matière. Comme présenté dans la figure I.1

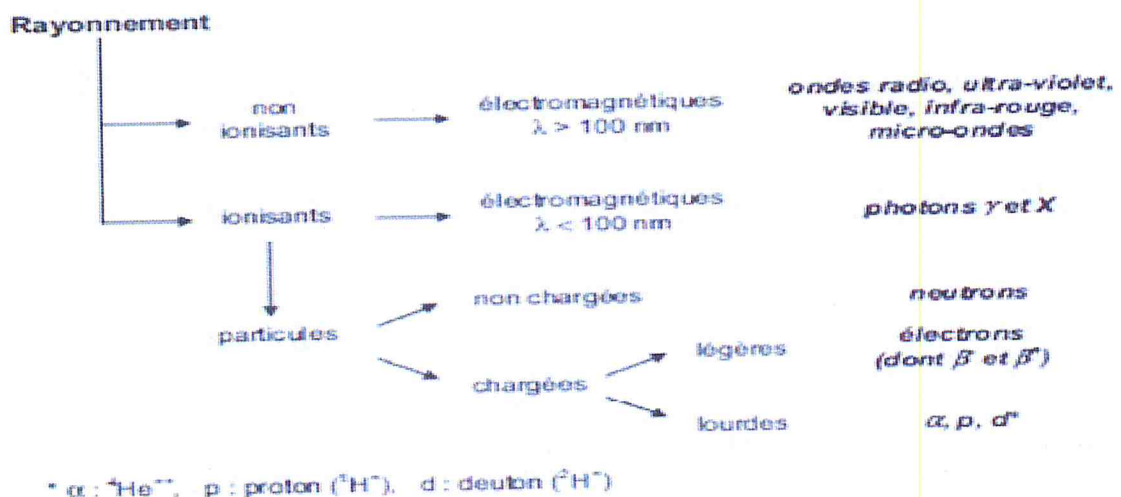


Figure I. 1 Classification des rayonnements matière

I.3 Interaction des photons avec la matière.

Les photons sont des rayonnements électromagnétiques émis dans les transitions atomiques (rayons X), soit dans les transitions nucléaires (rayons γ), indirectement ionisants qui créent des particules chargées (électrons et positrons) dans le milieu, ces particules chargées à leur tour vont ioniser le milieu qu'ils traversent.

Lors d'une interaction photon-électron, le photon peut interférer sans perte d'énergie (diffusion élastique), perdre une partie de son énergie (diffusion inélastique) ou perdre toute son énergie (absorption). L'énergie restante se trouve sous forme de photons diffusés donc d'énergie différente des photons incidents.

Les interactions prépondérantes des photons de haute énergie utilisée en radiothérapie: effet Compton et création de paires. Ces interactions conduisent à la production des électrons de hautes énergies.

D'autres processus moins importants peuvent se produire avec un photon en l'occurrence la diffusion Rayleigh avec un électron lié, la diffusion Thomson avec un électron libre ou la diffusion Delbrück avec un champ coulombien [5].

I.3.1 L'effet photoélectrique :

C'est un processus par lequel le photon incident, cède toute son énergie à un électron des couches profondes qui est alors éjecté de l'atome : il y'a absorption totale du photon et ionisation de l'atome. L'électron éjecté appelé photoélectron emporte une énergie cinétique E_C égale à la différence entre l'énergie du photon incident et son énergie de liaison W

$$E_C = h\nu - W \quad 1.1$$

A la suite de l'expulsion de l'électron par cet effet, il y'a une réorganisation du cortège électronique avec émission de :

- photon de fluorescence (soit de photons X pour les atomes lourds, soit de photons ultra-violets pour les atomes légers)
- électron Auger.

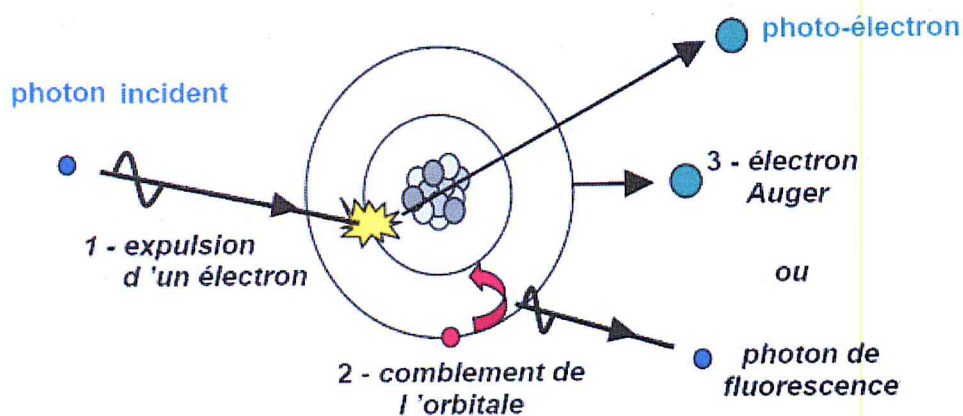


Figure I.2 Illustration de l'effet photoélectrique

I.3.2 L'effet Compton

Le photon incident interagit avec un électron, mais cet électron a une énergie de liaison beaucoup plus faible que celle impliquée dans l'effet photoélectrique. La diffusion Compton concerne donc des électrons libres ou peu liés des couches périphériques de l'atome, l'électron cible est éjecté dans une direction donnée avec un angle φ compris entre 0 et 90°, c'est l'électron Compton. Le photon incident est diffusé dans une direction qui fait un angle θ (0° à 180°) avec le photon incident. Lorsque l'énergie du photon incident croît, l'énergie emportée par l'électron Compton devient de plus en plus importante.

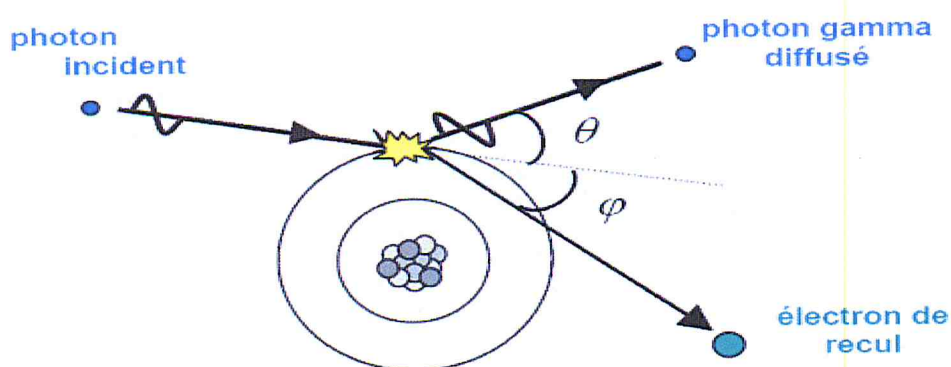


Figure I.3. Illustration de l'effet Compton.

I.3.3 La création de paires

Dans le champ électrique intense qui règne au voisinage du noyau, le photon peut se matérialiser sous forme d'un électron et d'un positon.

Pour que ce processus de matérialisation ait lieu le photon doit avoir une énergie supérieure au seuil de création de l'électron et le positon $h\nu > 1.022 \text{ MeV}$ correspondantes à $2 m_0c^2$ L'excédent d'énergie se répartie sous forme d'énergie cinétique, entre les deux particules :

$$E_C = h\nu - 2 m_0c^2 \quad 1.2$$

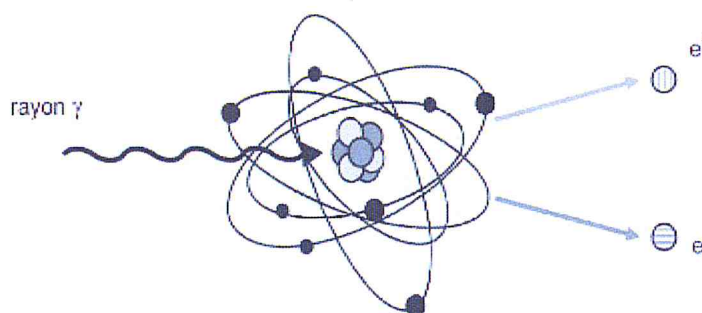


Figure I. 4. Illustration Création de paires

L'électron et le positon sont ensuite ralentis dans la matière environnante par suite de collisions. A la fin de son parcours, le positon interagit avec un électron du milieu et s'annihilent en émettant deux photons de 0,511 MeV.

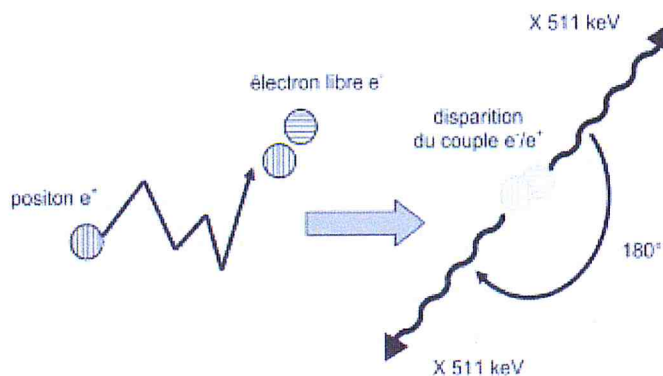


Figure I.5. Phénomène d'annihilation de la matière.

I.4 Domaines de prépondérance des trois effets

On peut en fonction du numéro atomique Z du milieu et l'énergie de rayonnement électromagnétique définir trois zones de prépondérances pour chacune des trois interactions fondamentales [6]

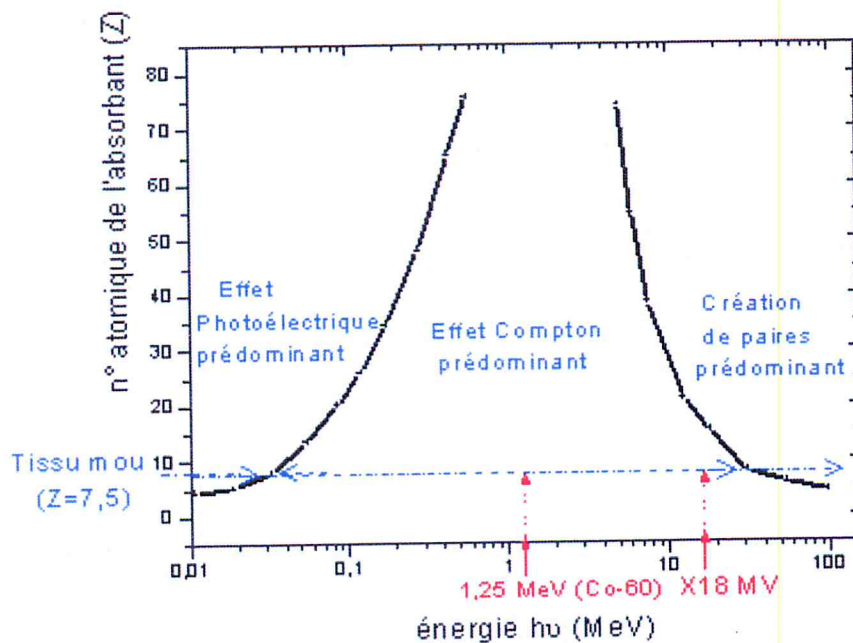


Figure I.6. . Délimitation des domaines d'énergie de prédominance des trois interactions principales des photons avec la matière : effet photoélectrique, effet Compton et effet création de paire en fonction du numéro atomique du milieu traversé. L'interaction Compton est prédominante dans le tissu mou (plus de 70% d'eau, Z 7.5) pour les photons de hautes énergies.

L'effet photoélectrique est dominant à basse énergie dans les matériaux lourds de Z élevé, il cesse de l'être à partir de 500 KeV.

A haute énergie, c'est l'effet de production de paire qui est prédominant, il commence à le devenir à partir de 5 MeV dans les matériaux de Z élevé.

Entre les deux, se situe un domaine où c'est l'effet Compton qui domine pour les milieux de faible Z (carbone, air, eau, tissus humains), ce domaine est extrêmement large (de ≈ 20 KeV à ≈ 20 MeV).

Dans le domaine des énergies utilisées en radiothérapie, les interactions entre les photons et la matière se font essentiellement par effet Compton et par création de paires [7].

I.5 Interaction des électrons créés avec la matière.

Le mode d'interaction de ces électrons créés d'origine électromagnétique dans notre cas avec la matière est soumis aux deux contributions : la collision et le freinage.

I.5.1 La collision

C'est une interaction entre l'électron projectile et les électrons de la matière. Dans cette interaction il y'a trois cas qui peuvent se rencontrer en fonction de l'énergie ΔE cédée par la particule incidente à l'électron cible qui détient une énergie de liaison E_L :

- $\Delta E > E_L \Rightarrow$ ionisation d'où l'électron cible est arraché de sa couche.
- $\Delta E < E_L \Rightarrow$ excitation d'où l'électron cible est déplacé vers une couche périphérique.
- $\Delta E \ll E_L \Rightarrow$ dissipation thermique (par augmentation de l'énergie de translation, de rotation ou de vibration des molécules cibles).

Ces processus sont à la base des méthodes de détection et à l'origine des effets biologiques.

Un électron d'énergie cinétique, ΔE , pénètre dans un milieu (nuage d'électron), il interagit avec tous les électrons du milieu qui sont plus ou moins distants de lui.

Le pouvoir d'arrêt de collision est défini par la relation suivante :

$$S_C = \frac{\Delta E}{\Delta x} \text{ en MeV/cm} \quad 1.3$$

Qui correspond à l'énergie moyenne perdue par centimètre de matière.

I.5.2 Le rayonnement de freinage ou Bremsstrahlung

Lorsqu'un électron passe à proximité d'un noyau, l'électron incident subit un champ coulombien intense. Il est soit attiré, soit repoussé par le noyau, sa trajectoire est déviée et il y'a un ralentissement de cet électron. Ce ralentissement est responsable d'une diminution de l'énergie cinétique de l'électron qui est émise sous la forme d'un rayonnement X (dit rayonnement de freinage ou Bremsstrahlung (un terme Allemand brems en signifie freiner et strahlung c'est rayonner) comme illustré sur la figure I.7 :

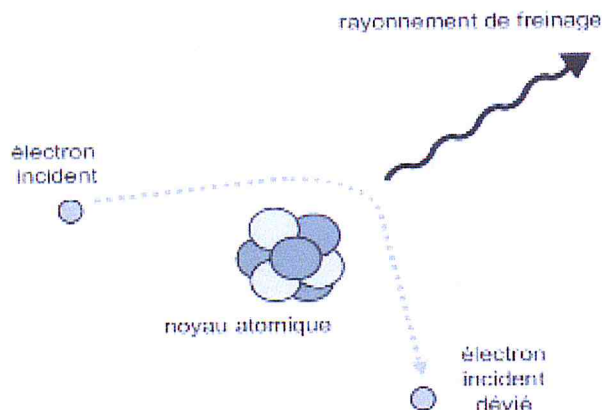


Figure I.7 : Illustration du phénomène de freinage [5]

Si la particule passe loin du noyau, elle est peu déviée, le ralentissement est faible et le rayonnement de freinage est de faible énergie, si elle passe très près du noyau elle est fortement déviée et freinée et le photon de freinage a une énergie élevée.

Le spectre d'énergie du rayonnement de freinage est un spectre continu (par opposition au spectre de raie du rayonnement de fluorescence)

On définit le pouvoir d'arrêt par freinage sous la forme :

$$S_r = \frac{\Delta E}{\Delta x} \text{ en MeV /cm} \quad 1.4$$

S_r est proportionnel à l'énergie cinétique ΔE de l'électron, à la charge, au carré Z^2 des atomes constituant le milieu et à la densité ρ du milieu. Ce mécanisme devient aussi important que le mécanisme de collision pour les électrons de forte énergie (supérieure à 1 MeV) traversant une matière constituée d'atomes lourds (numéro atomique Z élevé) [5]

I.6 Grandeurs et unités dosimétriques

Nous avons vu dans la section précédente que la traversée de la matière par un rayonnement ionisant aboutit à un dépôt d'énergie dans cette matière

La dosimétrie est un moyen de mesure de cette énergie déposée dans la matière à irradier. Il est essentiel de pouvoir déterminer avec précision la dose à tous les points d'intérêt du milieu absorbant pour mieux évaluer quantitativement cette énergie.

Des grandeurs physiques, accessibles quantitativement par le calcul ou par la mesure de ces rayonnements ionisants sont définies par la commission internationale des unités et mesures (ICRU). On distingue parmi ces grandeurs :

- Les grandeurs radiométriques qui servent à caractériser le champ de rayonnement.
- Les grandeurs dosimétriques qui servent à caractériser l'effet physique des rayonnements sur la matière en termes d'énergie transférée [8].

I.6.1 Kerma :

Le Kerma (K) est l'acronyme anglais de « Kinetic Energy Released per unit Mass » représente le rapport de dE_{tr} par dm , où dE_{tr} est la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées (électrons et positrons) générées par les photons dans un élément de matière de masse dm :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad 1.5$$

L'unité du Kerma est $J \cdot kg^{-1}$ ou le Gray (Gy). [9]

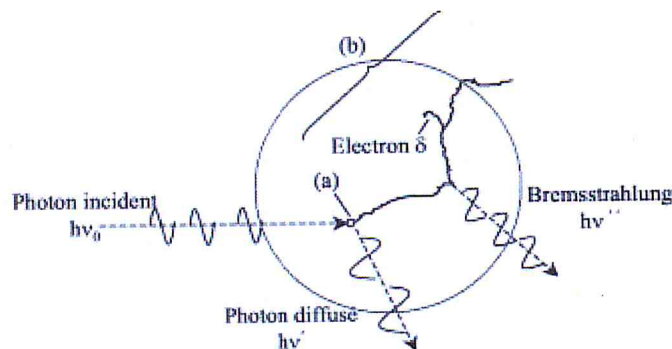


Figure I. 8. Représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé [9].

Le photon interagissant en (a) sur la figure II.8, transmet une partie de son énergie à un électron du milieu. Celui-ci va la perdre progressivement le long de son parcours (b) suite à des collisions multiples avec les électrons périphériques des atomes du milieu. Du rayonnement de freinage est émis suite à une interaction entre l'électron et un noyau du milieu. [9]

Le Kerma se divise en Kerma de collision et Kerma radiatif. [11]

Kerma de collision K_{coll} est l'énergie transférée aux électrons secondaires qui est perdue lors des collisions.

Kerma radiatif K_{rad} est l'énergie transférée aux électrons qui est perdue par des processus radiatifs.

Donc, le kerma s'écrit :

$$K = K_{\text{rad}} + K_{\text{coll}} \quad 1.6$$

I.6.2 Dose absorbée :

La dose absorbée (D) est l'énergie absorbée par unité de masse :

$$D = \frac{\overline{d\varepsilon}}{dm} \quad 1.7$$

Où $\overline{d\varepsilon}$ est l'énergie moyenne communiquée par le rayonnement à la matière, dans un élément de volume, et dm est la masse de la matière contenue dans cet élément de volume.

La dose absorbée est une mesure des effets biologiques significatifs produits par les rayonnements ionisants.

L'unité de dose absorbée en SI est : J/kg ou Gray : Gy [10]

Ancienne unité : rad 1 Gy = 100 rads

I.6.3 Débit de dose absorbée :

La rapidité avec laquelle une dose de rayonnement est administrée est prépondérante pour expliquer les effets biologiques qui en résultent. Cette rapidité est exprimée par le débit de dose absorbée, qui est le quotient de dD par dt , où dD est l'incrément de dose absorbée pendant l'intervalle de temps dt correspondant :

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad 1.8$$

L'unité du débit de dose en S.I est: $J \cdot Kg^{-1} \cdot s^{-1}$

Il est exprimé en : $Gy \cdot s^{-1}$ d'où $1 Gy \cdot s^{-1} = 1 J \cdot Kg^{-1} \cdot s^{-1}$

L'ancienne unité de débit de dose absorbée, rad. s^{-1} a pour valeur correspondante :

$$1 \text{ rad s}^{-1} = 10^{-2} \text{ J Kg}^{-1} \text{ s} [11]$$

I.6.4 Equilibre électronique :

La notion d'équilibre électronique est importante quand on s'intéresse à la dosimétrie de surface ou en conditions d'hétérogénéités. Tel qu'illustré dans la figure I.9, l'équilibre électronique est atteint lorsque, dans un élément de volume, il y a autant d'électrons entrant que d'électrons sortant.

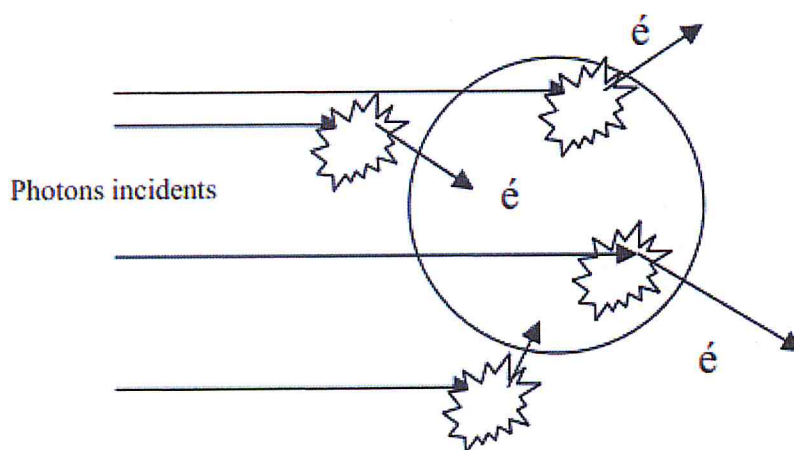


Figure I. 9. Graphique décrivant le principe de l'équilibre électronique [12].

Les électrons secondaires issus des interactions des rayonnements électromagnétiques avec la matière, cèdent leurs énergies selon les différents processus (ionisations, excitations) à cette matière. Il est donc important de connaître le flux d'électrons secondaires dont la mesure permettra de savoir l'énergie transmise à la matière. Ce flux d'électrons secondaires augmente jusqu'à une profondeur égale au parcours des électrons d'énergie maximale mis en mouvement dans le milieu ; qui est la profondeur de l'équilibre électronique.

$$D = K_{\text{col}} = K (1-\bar{g}) \quad 1.9$$

Lorsque celle-ci est atteinte, le flux d'électrons est proportionnel au flux de photons, il reste donc constant tant que le flux de photons est constant. Mais ce dernier étant atténué, diminue et le flux d'électrons diminue alors parallèlement tout en restant proportionnel au flux de photons qui décroît. (Voir la figure I.10).

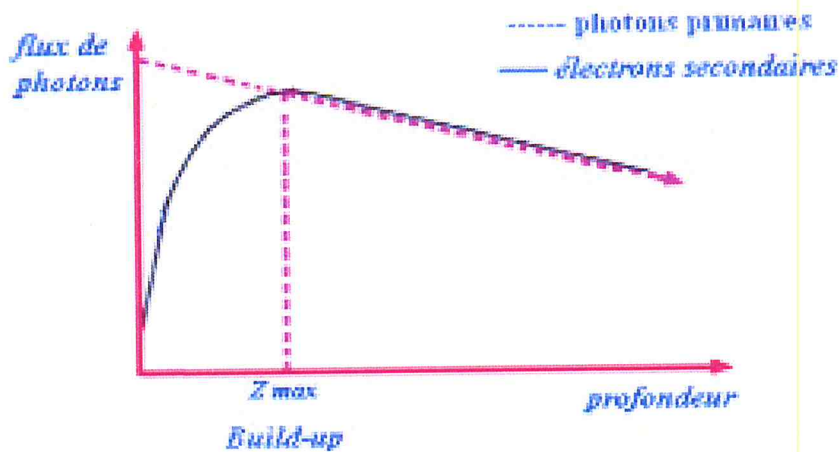


Figure I. 10. L'équilibre électronique [12].

Ces conditions théoriques n'existent pas en radiothérapie car les faisceaux sont divergents et subissent une atténuation en profondeur. Cependant dans le cas où l'élément de volume est loin de la surface par rapport au libre parcours des électrons secondaires et si l'atténuation du faisceau de photons est négligeable dans l'élément de volume, on atteint un quasi équilibre électronique. L'équilibre électronique est une condition essentielle dans la mesure par chambre d'ionisation [12]

Trois configurations font apparaître des situations avec un manque d'équilibre électronique: l'entrée d'un faisceau, le bord d'un faisceau et un faisceau de petite dimension [2]. Ces trois configurations sont aggravées lorsque la densité du milieu irradié diminue.

1.6.4.1 Equilibre électronique longitudinal:

Pour un faisceau large, la fluence des électrons secondaires augmente à partir de la surface jusqu'à passer par un maximum correspondant à la profondeur du parcours le plus probable. En dessous de cette profondeur il y a un manque d'équilibre électronique.

I.6.4.2 Equilibre électronique latéral:

Si l'équilibre électronique n'est pas possible dans les premiers millimètres, sur l'axe d'un faisceau de photons X en radiothérapie, il ne l'est pas non plus au bord de ces faisceaux. Les électrons secondaires générés à l'intérieur du faisceau peuvent se déplacer latéralement vers l'extérieur et ainsi créer un manque d'équilibre électronique. La pénombre définie comme la distance entre 80 et 20% de la dose à l'axe est variable en fonction de l'énergie des photons incidents, de la largeur du faisceau et de la profondeur de mesure. Le tableau I.1 montre la distance d'équilibre électronique dans le sens de l'incidence des photons et latéralement.

Qualité des photons	Profondeur minimum d'équilibre électronique	Distance minimum d'équilibre électronique latéral
X(1 MV)	0,45 cm	0,15 cm
X(10MV)	5 cm	2 cm

Tableau I-1 : Profondeur et distance minimum d'équilibre électronique en fonction de la tension accélératrice [AAPM 85]

Le manque d'équilibre électronique apparaît avec l'utilisation de petits champs de faisceaux lorsque la distance entre un point d'intérêt situé à l'intérieur du faisceau et le bord du faisceau est égal ou plus petit que le parcours des électrons Compton pour l'énergie correspondante. [2] Quand le parcours de l'électron Compton est égal à la moitié de la dimension du faisceau, toute interaction produit un électron qui peut transférer son énergie en un point en dehors du faisceau. Une règle empirique situe le parcours latéral à un tiers du parcours dans la direction incidente. Par conséquent, même les interactions produites sur l'axe génèrent des électrons qui ne sont pas remplacés par un autre électron généré à l'intérieur du faisceau. L'équilibre électronique est ainsi perdu et le manque d'équilibre électronique couvre la totalité du faisceau. D'autre part, du fait du parcours plus important de ces électrons dans un milieu de faible densité comparé à l'eau, cette situation apparaît pour des champs de dimension plus importante que celles dans l'eau [13]

I.7 Paramètres dosimétriques caractérisant les faisceaux de photons :

Chaque faisceau émis par la machine de traitement est caractérisé par des fonctions dosimétriques mesurables. Ces fonctions dosimétriques usuelles ne présentent pas une information sur la dose absolue, mais une variation de dose relative en une géométrie donnée. Les techniques de mesures et les méthodes de calcul de ces grandeurs sont définies dans le rapport N°24 de l'ICRU [ICRU76] à des distances et profondeurs spécifiques illustrées par la *Figure I.11*. [AIEA05]

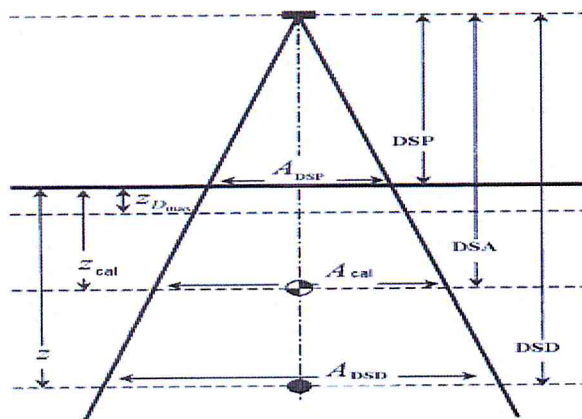


Figure I. 11. Géométrie de la définition des différentes mesures des fonctions dosimétriques DSP "Distance Source-Peau", DSA "Distance Source-Axe (isocentre)" et DSD "Distance Source-Détecteur (point d'intérêt) respectivement, A est la taille du champ" [13]

Pour caractériser la pénétration d'un faisceau de photons dans un fantôme, ces grandeurs dosimétriques sont utilisées :

I.7.1 Le rendement en profondeur (PDD) (Percent Depth Dose)

Le PDD en un point du matériau sur l'axe central du faisceau est défini comme le rapport de la dose absorbée en ce point sur la dose absorbée à la profondeur du maximum de dose à la même distance source-surface.

Les PDDs sont calculés par la formule suivante :

$$Rendement(\%) = \frac{Dose(c_{dsp}, z, dsp)}{Dose(c_{dsp}, z_{max}, dsp)} \quad 1.10$$

Et mesurés dans un fantôme d'eau selon le schéma suivant :

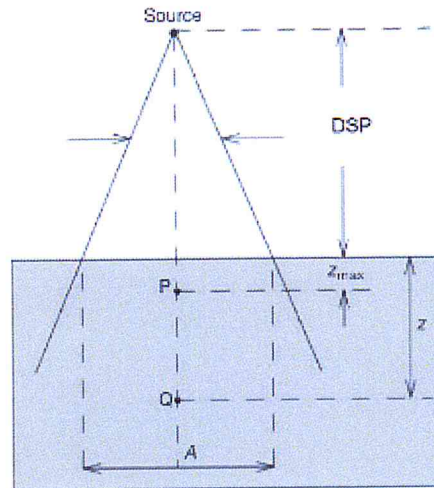


Figure I.12 Schéma de mesure des rendements en profondeur (PDD) le long de l'axe du faisceau

La courbe donnant la variation de la dose absorbée en fonction de la profondeur dans l'eau sur l'axe du faisceau d'irradiation à une distance source-surface du fantôme fixe, est appelée courbe de rendement en profondeur : PDD(z).

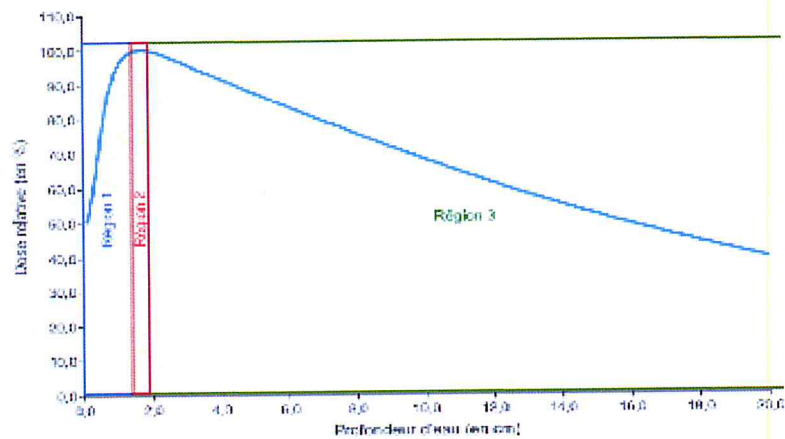


Figure I.13. Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons. [13]

Région 1 : accroissement de dose elle est caractérisée par la dose à la surface D_s .

Région 2 : maximum de dose, correspondant à un équilibre électronique, caractérisé par la profondeur du maximum Z_{max} .

Région 3 : atténuation exponentielle de la dose en fonction de la profondeur.

Le rendement en profondeur (PDD) correspond à la variation de la dose absorbée le long de l'axe du faisceau en fonction de la profondeur du point de mesure, pour différentes tailles de champ. La distance source surface du fantôme est constante et la distance source détecteur varie avec la profondeur du point de mesure ; ces courbes sont normalisées au point du maximum de dose.

Certaines grandeurs dosimétriques peuvent être définies à partir de la courbe de rendement en profondeur : la dose à la surface, la dose de sortie et la profondeur de maximum de dose (profondeur de l'équilibre électronique):

Le rendement de dose en profondeur dans un milieu eau dépend de trois paramètres :

L'énergie du faisceau, la taille du champ d'irradiation et la distance source-surface du milieu.

I.7.2 Le profil de dose :

a) Définition :

Le profil de dose correspond à la variation de la dose le long d'un axe dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau. Les valeurs de dose sont généralement normalisées par rapport à la valeur de la dose à l'axe du faisceau. Le profil de dose est mesuré dans l'eau avec une chambre d'ionisation suivant les directions médianes du champ et suivant les diagonales, à différentes profondeurs. Il dépend de l'énergie du faisceau de photons, de la taille du champ d'irradiation et de la profondeur de mesure.

b) Caractéristiques

Le profil de dose permet de contrôler l'homogénéité, la symétrie ainsi que la pénombre des faisceaux de photons. Il se compose de trois régions distinctes : un plateau (zone homogène et symétrique), une zone de décroissance (pénombre physique), puis une queue en dehors du champ d'irradiation correspondant à la transmission à travers le collimateur (zone d'ombre).

L'homogénéité est définie par la surface contenant des points distants de l'axe d'au plus 80% de la demi-longueur des axes médians du champ d'irradiation. La symétrie s'évalue

par le rapport des doses pour chaque couple de points symétriques par rapport à l'axe à l'intérieur de la zone homogène du champ. La pénombre physique est caractérisée par la distance latérale entre le point à 80% et le point à 20% de la dose maximale sur l'axe du faisceau.

La figure I.14 donne la variation de la dose en fonction de la distance à l'axe dans l'eau à une profondeur de 10 cm et à une distance source surface de l'eau de 90cm pour un champ de photons 6MV et de dimensions 10x10 cm² à la profondeur de mesure, dans la direction cross plane c'est-à-dire dans le plan transverse droite-gauche.

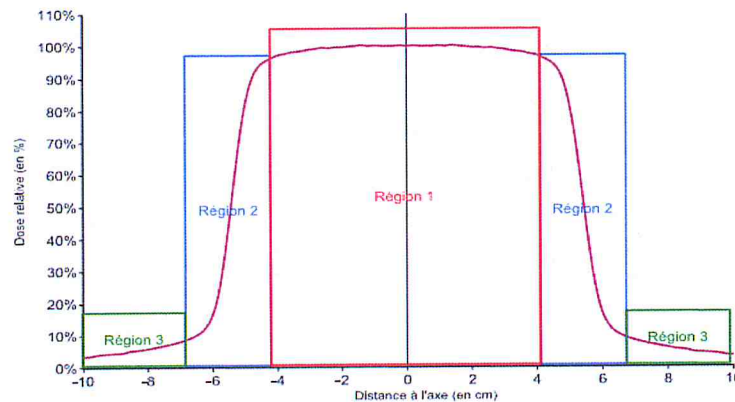


Figure I.14. Profil de dose d'un champ de photon mesuré dans l'eau [12]

Région 1 : zone homogène et symétrique du champ.

Région 2 : pénombre physique du champ.

Région 3 : ombre du champ.

La zone homogène et symétrique du champ est obtenu par l'effet du cône égalisateur les dimensions de cette zone doivent correspondre à celle du volume cible si on veut une distribution à celles du volume cible si on veut une distribution de dose homogène dans la cible. La zone de pénombre physique correspond à la zone où les valeurs de dose changent rapidement. La dose décroît quand on s'écarte de l'axe du faisceau. Cette variation est due notamment, à l'augmentation de la distance à la source et à la rupture de l'équilibre électronique latéral.

La pénombre physique est la somme de trois pénombres individuelles :

- la pénombre géométrique, est due à la divergence du faisceau. Elle est liée aux dimensions de source (taille du spot d'électrons), à la distance source collimateur et à la distance collimateur surface du patient.
- la pénombre de transmission, est due aux rayonnements transmis à travers les bords du collimateur.
- la pénombre de diffusion, est due aux photons diffusés qui sortent de la limite géométrique du faisceau d'irradiation. Elle augmente avec la taille de champ, avec la profondeur, et avec la perte d'énergie des photons.

I.7.3 Facteur d'ouverture collimateur (FOC):

Les facteurs d'ouverture du collimateur (FOC) sont définis dans l'ICRU24 comme les facteurs qui permettent de calculer le débit de dose sur l'axe des faisceaux pour n'importe quelle taille de champ à partir du débit de référence.

Le FOC est défini par le rapport de la dose absorbée (D) sur l'axe du faisceau à la distance de référence d_0 , à la profondeur de référence z_0 , pour un champ de dimension C, à la dose (D_0) mesurée à la même distance et à la même profondeur pour le champ de référence, C_0 [14] :

$$FOC = \frac{D}{D_0} \quad 1.12$$

Les détecteurs habituellement recommandés pour ce type de mesures en radiothérapie conventionnelle sont une chambre d'ionisation de type Farmer (cylindrique de $0,6 \text{ cm}^3$) ou une chambre plate de petit diamètre.

Les mesures des FOC dans la dosimétrie des petits champs, constituent les paramètres les plus critiques, peuvent présenter une dispersion allant jusqu'à 30% lors des mesures avec différents détecteurs [14].

Chapitre II

Outils de mesures de la dose absorbée, principes, avantages et limitation

II.1 introduction

Les physiciens médicaux disposent d'un large panel d'outils de mesure qui permettent d'acquérir les données dosimétriques les plus fiables pour optimiser davantage les traitements en radiothérapie afin d'administrer la précise dose au volume cible tout en minimisant la dose reçue aux tissus sains avoisinants.

Les caractéristiques qui déterminent l'utilisation d'un détecteur donné de radiation dans une situation sont :

- 1) la linéarité de la réponse en fonction de la dose,
- 2) la dépendance de la réponse en fonction du débit de dose,
- 3) la dépendance de la réponse en fonction de l'énergie du faisceau,
- 4) la dépendance en fonction de sa direction par rapport au faisceau,
- 5) la résolution spatiale élevée et ses dimensions.

Ce chapitre présente les principes et les performances des outils les plus couramment utilisés en radiothérapie pour la mesure de la dose absorbée.

II.2 La chambre d'ionisation :

La chambre d'ionisation constitue un des systèmes les plus simples de détection des rayonnements. Dans le domaine de la physique médicale, l'application principale de la chambre d'ionisation est la dosimétrie des faisceaux de radiothérapie. Une propriété importante d'une chambre d'ionisation réside dans le matériau constituant sa paroi.

Ceci est lié au fait que, dans le cas de la détection d'un rayonnement indirectement ionisant (comme les photons), ce sont les particules chargées secondaires produites dans la paroi (principalement les électrons) qui sont mesurées dans le volume de la chambre.

Selon les fabricants et les conditions de mesure, le volume sensible des chambres d'ionisation est généralement compris entre quelques cm^3 et quelques dizaines de cm^3 . L'épaisseur et la nature de ce matériau sont à choisir selon les conditions spécifiques de la

mesure. Les qualités habituelles de ces détecteurs (stabilité, linéarité, polarité, influence du débit, de l'angle d'incidence du rayonnement,...) sont évidemment indispensables. L'électromètre associé doit être adapté et capable de mesurer des charges très faibles

Une chambre d'ionisation est constituée par une enceinte délimitant un certain volume gazeux, compris entre des électrodes portées à une haute tension de (~ 300 V).

Le principe de fonctionnement repose sur la création de paires électron / ion dans le volume sensible. La haute tension appliquée à travers les électrodes de la chambre permet de collecter les porteurs créés. Le courant de charges (électron) résultant, peut par la suite être converti en valeur de dose absorbée, après application d'un ensemble de facteurs de correction [21]. Un des avantages de la chambre d'ionisation est que l'énergie nécessaire pour générer une paire d'ions dans l'air est peu dépendante de l'énergie du rayonnement incident. [18]

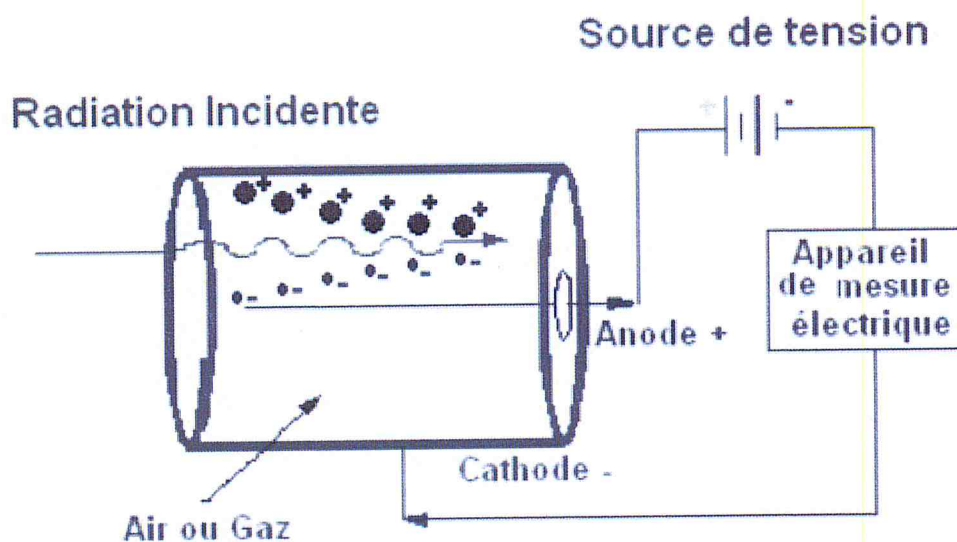


Figure II-1 : Principe de fonctionnement d'une chambre d'ionisation

Il existe différents types de chambre d'ionisation comme la volumineuse chambre à paroi d'air (utilisée uniquement dans les laboratoires standards), la chambre cylindrique (utilisée pour l'assurance qualité des faisceaux de photons en radiothérapie) ou les chambres plates utilisées pour la dosimétrie des électrons (énergie inférieure à 10 MeV) ainsi que des photons de basse énergie (tension d'accélération inférieure à 100 kV). [14]

II.2.1 Utilisation des chambres d'ionisation pour les petits champs

Pour l'application à la dosimétrie de petits champs, qui est caractérisé par un manque d'équilibre électronique latéral et la présence de gradients de doses élevées, le critère de choix à considérer en priorité est l'utilisation d'une chambre d'ionisation de volume détecteur de très petites dimensions. Des dimensions plus petites que le rayon du faisceau, voire inférieur ou égale ou tiers du diamètre du faisceau sont généralement recommandées.

Il existe de nombreux modèles de chambres à ionisation, allant de la chambre Farmer typique (0,6-0,7 cm³) à la chambre micropoint de Exradin, le tableau donne quelques modèles de chambres à petit volume. [3, 19, 20,22]

En pratique clinique, les détecteurs les plus utilisés dans la littérature sont présentées dans le tableau II.1 [3]

Nom de Chambre	Compagnie	Volume sensible (cm ³)
PinPoint	PTW	0,015
A14	Exradin	0,009
Micropoint A16	Exradin	0,007
NAC 007	Wellhofer	0,007

Tableau II-1 les chambres d'ionisation couramment utilisées pour les petits champs

A noter également pour les détecteurs utilisés dans la dosimétrie des petits champs, les chambres à remplissage liquide tirent profit de la plus grande densité des liquides afin d'accroître l'énergie déposée dans l'enceinte de la chambre. Néanmoins, ces chambres présentent une mauvaise stabilité en raison de la pollution progressive du liquide par des espèces ioniques conductrices [9].

II.3 Films radiologiques :

Du point de vue historique, l'émulsion photographique a été le premier détecteur utilisé dès la découverte des rayons X. Les films radiographiques sont constitués des grains microscopiques (0.5 à 3 microns de diamètre) de bromure d'argent (AgBr) et de gélatine prise en sandwich entre des couches protectrices en plastique. Des particules chargées incidents sur l'émulsion réduisent les ions d'Ag⁺ présents sur le film et produisent une

image latente qui peut être révélée après développement. La densité optique de l'image est directement proportionnelle à la dose déposée sur une certaine plage d'énergie.

Les films allient une bonne sensibilité à une excellente résolution spatiale. Leur inconvénient majeur est dû à la présence d'atomes métalliques non équivalents tissus et présentent une sur-réponse aux photons de basse énergie. La densité optique dépend donc de l'énergie des photons, de la taille de champ et de la profondeur de mesure. D'autre part la relation de la dose en fonction de la densité optique n'est linéaire que dans une zone très étroite qui dépend du type d'émulsion utilisée et présentent une réponse non linéaire (courbe en « S ») et sont sensibles à la lumière. Certains auteurs ont montré une variation de la densité optique avec le débit de dose [23,24].

Les films constituent un excellent moyen de vérifier les patrons bidimensionnels de dose, mais en pratique, il est difficile de faire de la dosimétrie absolue en les utilisant. La précision qui peut être atteinte en dosimétrie absolue dépasse rarement 5%.

Il existe plusieurs types de films radiographiques, en particulier les X-Omat V (XV) et EDR2 de Kodak.

II.3.1 Utilisation des films radiologiques pour la dosimétrie des petits champs

Le film radiologique est un dosimètre parfait pour les petits champs, car il détient une résolution spatiale élevée et une sensibilité supérieure mais son inconvénient pour la dosimétrie les résultats ne sont pas donnés tout de suite et la qualité de l'image radiographique dépend du processus de développement. La température des bains et le temps de développement sont les deux paramètres qui influencent la qualité d'image. Les développeuses automatiques sous contrôle sensitométrique et maintenues selon les recommandations du fabricant, maîtrisent bien ces paramètres et garantissent la constance du développement [25]

II.4 Films radiochromics :

Le film radiochromic est un nouveau type de film dans la dosimétrie de la radiothérapie. Le plus communément utilisé est le Gafchromic. Ce film s'auto-développe, il ne requiert ni développeuse ni fixateur. [26]

Les films Gafchromics EBT2, les dignes successeurs des EBT apparus en 2004, se distinguent de leurs prédécesseurs par la réduction des couches actives de deux à une,

l'incorporation d'un marqueur colorant dans cette dernière, passage du matériau de reliure d'une composition naturel à un polymère [27], et une sensibilité moindre à l'humidité ainsi qu'à la lumière.

II.4.1 Configuration et structure des Gafchromics EBT2 :

Le film Gafchromic est fait d'une combinaison de polyester stratifié et d'une couche active. Le substrat de polyester du film mesure 175 microns surmonté par une couche active de 28 microns d'épaisseur. La couche de polyester stratifié fait 50 microns avec approximativement 25 microns d'adhésif, sensible à la pression, collée sur le côté enduit du film actif.

La configuration des EBT2 est montrée sur la figure II.2 [28]

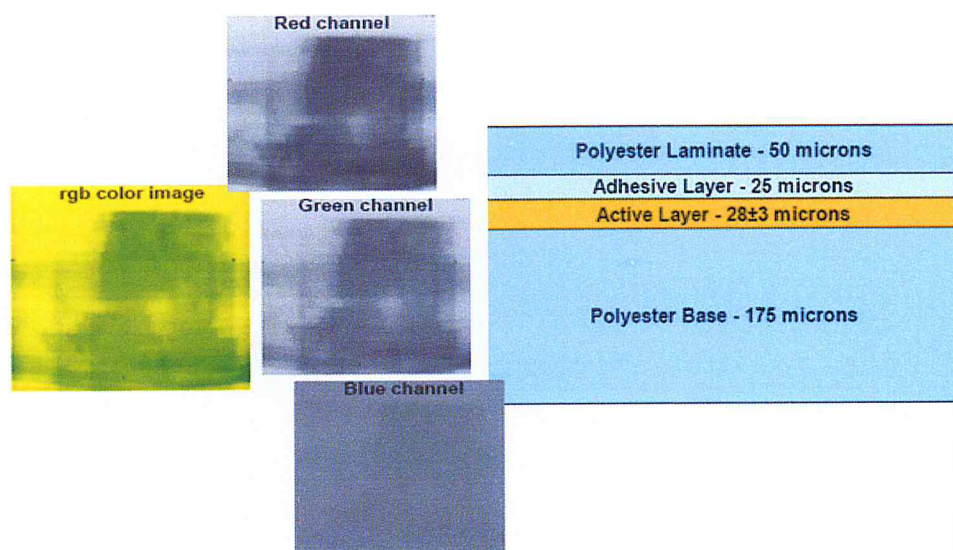


Figure II.2: Dosimétrie et configuration du film Gafchromic[28]

Une des propriétés importantes des EBT2 est sa couleur jaune. Celle-ci résulte de la présence d'un colorant jaune incorporé dans la couche active. Le but principal de ce colorant, désigné sous le nom d'un colorant marqueur, est d'établir une référence par rapport à laquelle la réponse du film peut être mesurée. Par conséquent, il est maintenant possible d'employer un scanner RVB pour calibrer la réponse du film dans chacun des trois canaux de couleur et avec le logiciel spécial, Film QApr 2010, pour diviser une image de film en pièces dépendantes de la dose et indépendantes. En faisant ceci, plusieurs artefacts peuvent être éliminés, améliorant ainsi l'intégrité de l'image dépendante de la dose et l'exactitude de la dosimétrie. Le film dosimètre EBT2 est identifié par le

numéro de lot sur l'extérieur de la boîte du produit. La date d'échéance, 30-mois de la date de fabrication, est également imprimée sur la boîte.

II.4.2 Caractéristiques des films Gafchromics EBT2 :

Le film a été conçu pour mesurer des doses jusqu' au moins 30 Gy lorsqu'il est utilisé avec un scanner couleur RVB. Pour les doses dépassant 10 Gy, la réponse dans le canal rouge approche la saturation, ainsi dans le cas de la dosimétrie monocanal il est préférable de passer au canal vert. [28]

Le film EBT2 a été conçu pour avoir une réponse qui est pratiquement indépendante en énergie partant de 100 keV jusqu'à la gamme du MV.

II.4.2.1 Manipulation et conservation :

Le film de GAFCHROMIC EBT2 a été conçu pour être traité dans une lumière d'intérieure. À cet égard le colorant marqueur est salubre, il rend le nouveau film 10 fois moins sensible à la lumière de la pièce que le produit original EBT. Néanmoins, le meilleur moyen d'assurer une performance maximale, est de garder les films exposés et non-exposés dans le noir lorsqu'ils ne sont pas utilisés.

La date d'expiration des EBT2 suppose que le film sera gardé dans une chambre noire, à température ambiante (20°-25°C), loin de toute radiation. Aussi le film est plus performant s'il est conservé dans un environnement où l'humidité relative est inférieure à 50% (RH<50%)

II.4.2.1 a)- Immersion dans l'eau:

La couche active du film EBT2 est protégée par deux substrats de polyester. Puisque la diffusion de l'eau dans le polyester est extrêmement lente le film peut être immergé dans l'eau pendant des périodes courtes sans endommagement permanent. Puisque les bords du film ne sont pas scellés, l'eau pénétrera la couche active. Cependant, la diffusion est assez lente pour que le film puisse être immergé pendant quelques heures et seulement la couche active à quelques millimètres des bords exposés sera affectée. Le secteur affecté est très évident parce qu'il développe un aspect opaque et laiteux lorsque l'eau est absorbée. La figure II.3, ci-dessous, montre la gamme à laquelle l'eau pénètre le film à en juger par l'aspect blanc -laiteux aux bords.

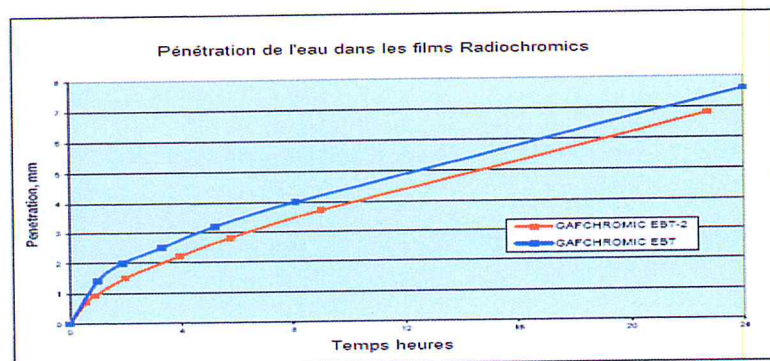


Figure II.3: pénétration de l'eau par les bords des films EBT et EBT2 [28]

II.4.2.1 b) Découpage des films :

Pour des raisons d'économie on choisit souvent de couper une feuille de film en petits morceaux.

Les EBT2 peuvent être découpé facilement à la taille et la forme voulue ; il est préférable d'utiliser des ciseaux ou une découpeuse guillotine, mais avec soin de bons résultats peuvent aussi être obtenus en utilisant un scalpel ou un couteau tranchant.

Si le film est découpé, il est recommandé de :

- Marquer les pièces afin d'indiquer leurs orientation par rapport à la feuille originale et préserver la symétrie.
- Faire des morceaux assez larges pour des champs de 10cm x 10cm [29]

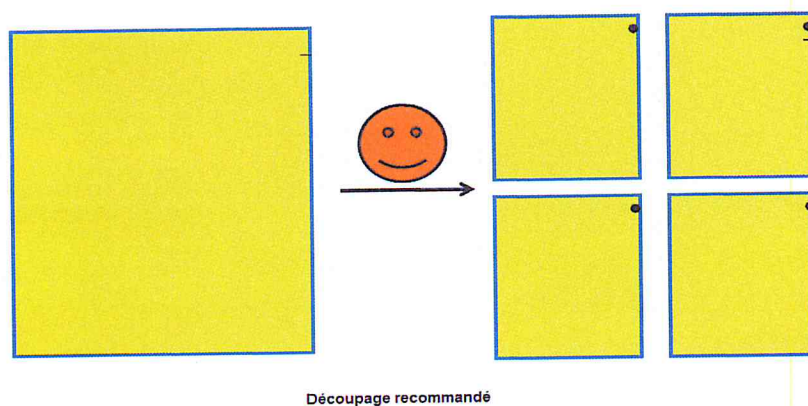


Figure II.4 illustration du découpage recommandé du film [29]

II.4.2.1 c) Marquage des films:

Vu que les couches superficielles sont en polyester, le film peut être marqué avec un stylo sans endommager la couche active. Si les marques interfèrent avec le scanning ou n'importe quelle autre mesure, elles peuvent être enlevées avec un chiffon doux, ou tissu, humidifié d'un solvant approprié (alcool, acétone, eau).

II.4.3 Dosimétrie des films :

La dosimétrie du film radiochromique a besoin de l'établissement et de l'entretien d'un protocole bien défini pour la manipulation et l'exposition, ainsi que sa lecture sur un scanner. Le processus n'est pas compliqué, mais il y a certains facteurs qui ont besoin de considérations particulières. Aucun autre outil de dosimétrie ne peut fournir la résolution spatiale élevée accordée par le film radio-chromique ; d'où l'importance accordée à la calibration et au respect du protocole d'exposition et de mesure de dose.

II.4.3.1 Calibration :

La calibration de la réponse du film est la première condition du protocole dosimétrique. Elle est primordiale dans l'établissement de l'exactitude et la reproductibilité du procédé global de mesure et d'évaluation dosimétrique.

Afin d'effectuer des mesures de doses à l'aide des EBT2 il est nécessaire de caractériser le rapport moyen entre la dose au film et la réponse déterminée quand le film exposé est mesuré sur l'instrumentation choisie.

Pour couvrir une gamme typique de dose de 0-300 cGy seulement six ou sept niveaux, plus la dose zéro sont suffisants. Excepté les points les plus élevés, les doses peuvent être mieux choisies dans la progression géométrique. Par exemple: 12, 20, 35, 60, 105, 180 et 300 cGy; ou 4%, 7%, 12%, 20%, 35%, 59%, 100% du maximum de gamme. La valeur supérieure dans la gamme de dose devrait être choisie à près de 25% au-dessus de la valeur la plus haute que le maximum de dose.

II.4.3.2 Mesure :

Le film de dosimétrie Gafchromic EBT2 peut être mesuré avec une variété d'instruments, y compris des densitomètres à transmission, des scanners de film et des spectrophotomètres, mais le dispositif préféré est le scanner couleur RVB. [29]

II.4.3.2 a) scanners et scanning:

Le film EBT2 peut être lu avec un scanner ou un digitaliseur. On recommande un scanner couleur RVB. Le film doit être mis à plat, parallèle à la glace du scanner, s'il est incurvé la réponse mesurée sera différente. Quand le film EBT2 est digitalisé sur un type de scanner la réponse est sensible à l'orientation du film sur le scanner. Tous les films doivent être scannés aux mêmes positions et orientations. Il est recommandé de scanner en mode paysage, et c'est le cas pour la dosimétrie monocanale, par contre si on est en multicanaux, alors il n'y a pas de préférence. [29]

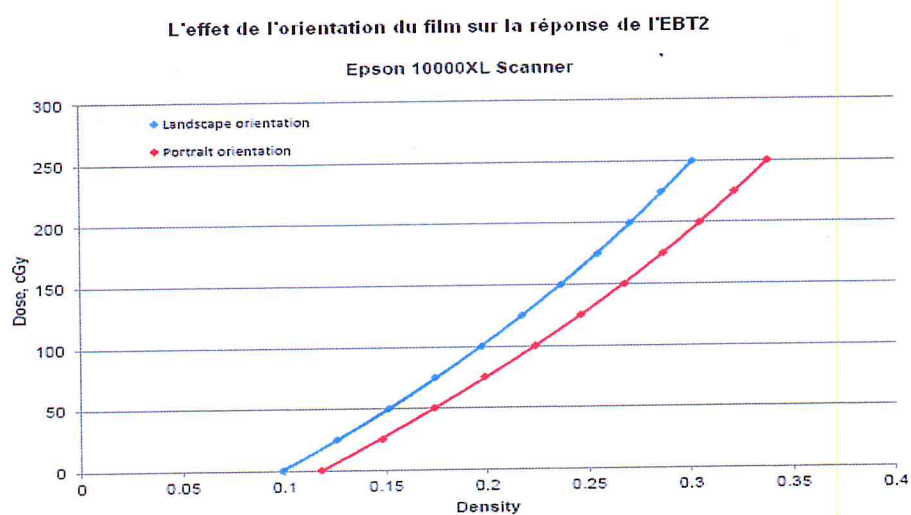
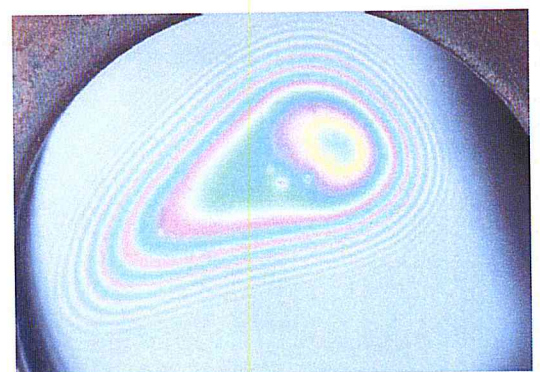


Figure II.5: Dépendance en orientation [29]

Lorsqu'on numérise les films il peut y avoir apparitions de ce qu'on appelle Newton Rings qui sont un modèle d'interférence constitué par un espace d'air d'épaisseur variable entre deux surfaces étroitement espacées; leurs présence n'est pas prévisible et la solution actuelle est une plaque en plexi additionnelle posée sur le scanner pour limiter cet effet. [30]



Newton rings

II.4.3.2 b) Dosimétrie multi-canal:

La dosimétrie la plus fondamentale avec le film EBT2 emploie seulement la réponse du film d'un seul canal couleur. Pour des doses < 10Gy le canal rouge est préféré.

Cependant si les champs sont > 15cm ou les doses près des bords latéraux d'un champ de 15cm sont > 50cGy on préfère vivement employer la dosimétrie multicanaux. Et s'il y a des

doses sur le film plus hautes que 200cGy et ces zones sont à moins de 5 centimètres du bord du scanner alors la dosimétrie multi-canal doit être employée. [28]

La dosimétrie triple canal: Sépare les images en parties dépendantes et indépendantes de la dose. L'intention originale était d'utiliser les canaux de couleurs rouges et bleus :

- rouge –Signal dominé par l'information de dose
- bleu–Signal dominé par l'information d'uniformité [32]

II.4.4 Dépendance en énergie :

Les films Gafchromics contiennent seulement le carbone, l'hydrogène, l'azote et l'oxygène et ont approximativement une réponse au kV 25% inférieure que celle du rayonnement MV. Le Gafchromic EBT2 contient des quantités mineures de soufre, de chlore, de sodium et de brome. Par conséquent, le film EBT2 devrait montrer une meilleure dépendance en énergie que les films radiochromiques précédents. Sa dépendance en énergie a été évaluée en mesurant la réponse à dose donnée du film avec les rayons X 6MV et deux faisceaux de rayons X de kilo-voltage. Les résultats représentés sur la II.6 indiquent que sous ces conditions d'exposition le film EBT2 a une basse dépendance en énergie, montrant à peu près 10% de différence entre 6MV et 120keV photons [29].

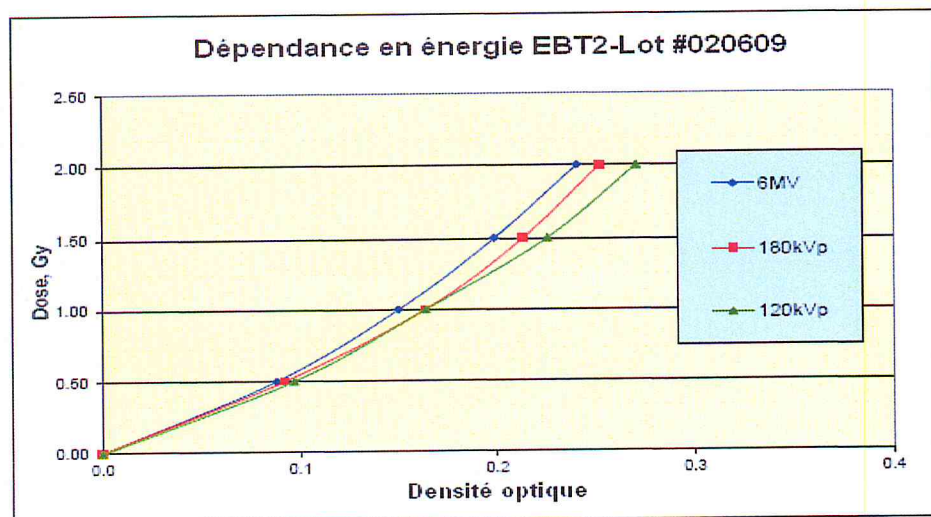


Figure II.6: Dépendance en énergie des films Gafchromics EBT2 [29]

II.4.5 La croissance de densité après exposition :

La croissance de densité après exposition du film de dosimétrie Gafchromic EBT2 a été étudiée. Communément à tout les films précédemment disponibles de dosimétrie Gafchromic, la densité des EBT2 augmente avec le temps suivant l'exposition. Les données sur la figure 5 illustrent la croissance des films EBT2 après exposition à 0,5 Gy, 1 Gy, 1,5 Gy et 2,5 Gy. Dans tous les cas les changements sont proportionnels au log (temps après exposition).

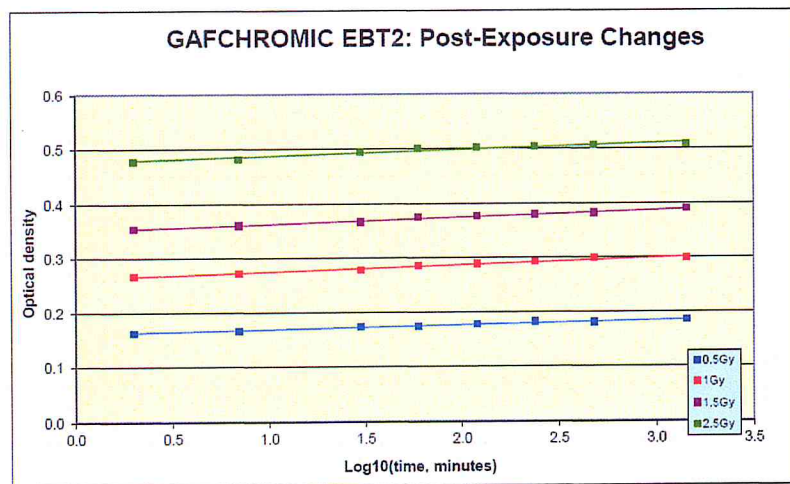


Figure II.7: Changements de post-exposition du Gafchromic EBT2 [29]

Si le film EBT2 est employé pour la dosimétrie absolue il est important d'identifier les effets des changements post-exposition et d'adopter une méthode de travail pour mesurer tous les films, y compris des films de calibrage, en même temps après exposition. Puisque les effets des changements post-exposition sont proportionnels au log (temps) il serait préférable de ne pas mesurer ou scanner des films juste après l'exposition, parce que les erreurs au moment de la mesure pourraient avoir un effet significatif sur l'exactitude de la dose. Pour maintenir de telles erreurs petites, on suggère d'attendre 1-2 heures après exposition avant de mesurer ou scanner les films EBT2. S'il est possible d'attendre et scanner les films après environ 24 heures, un délai de deux ou trois heures devraient avoir un impact insignifiant sur l'exactitude.

Si un moyen indépendant de mesure de dose absolue est disponible et le film EBT2 est employé pour la dosimétrie relative, alors, les effets des changements de post-exposition du film peuvent être ignorés. Puisque tous les changements de post-exposition sont proportionnels, indépendamment de la dose, les films peuvent être mesurés ou scannés à tout moment après exposition.

II.4.6 Sensibilité à la lumière blanche :

Bien que la composante active en dosimétrie des films Gafchromics ne soit pas particulièrement sensible à la lumière visible elle est comparativement plus sensible aux longueurs d'onde les plus courtes, bleues. Les espaces intérieurs sont habituellement éclairés avec des lampes blanches fluorescentes, ces sources produisent équitablement des proportions de lumière bleue, verte et rouge.

Le film Gafchromic EBT2 devrait être nettement moins sensible aux effets de l'exposition à la lumière que son prédécesseur. Cependant, parce que le film EBT2 n'est pas insensible à la lumière, il est des bonnes pratiques de réduire au minimum cette exposition en plaçant les films, exposés ou non, de nouveau dans leur boîte, juste après l'utilisation. L'établissement de cette bonne habitude réduisant au minimum l'exposition du film EBT2 à la lumière aidera à optimiser l'exécution du système de dosimétrie [28].

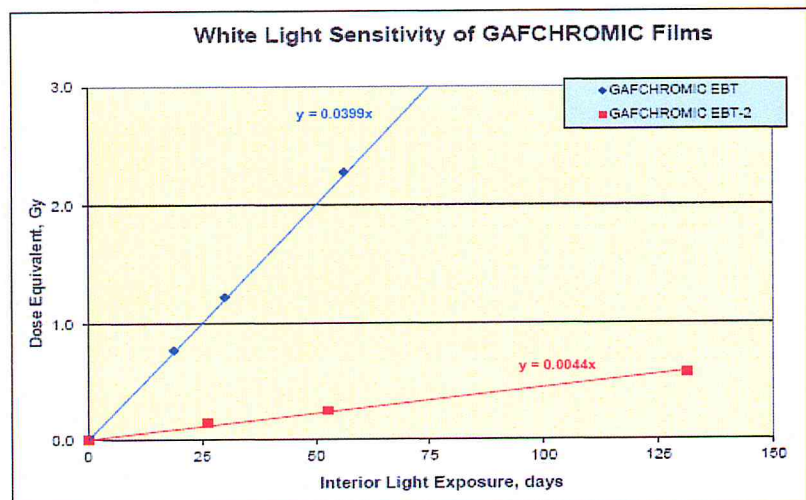


Figure II.8: Sensibilité à la lumière blanche des films Gafchromics[28]

Les sensibilités à la lumière blanche des films Gafchromics EBT2 et EBT sont graphiquement représentées sur la figure II.8.

Quand le film est exposé à la lumière blanche il s'obscurcit comme si l'était exposé à des rayons X. Chacun des films EBT2 et EBT montrent une relation linéaire entre l'exposition à la lumière et la réponse en dose-équivalente, cependant le film EBT2 est presque 10 fois moins sensible à la lumière fluorescente blanche ordinaire que EBT. [28]

II.4.7 Utilisation des Gafchromics dans les petits champs

Les Gafchromic sont auto-développants, et présentent des caractéristiques supérieures pour la dosimétrie des petits champs. L'avantage en faveur de leur utilisation dans les mini-faisceaux est l'accès à la dosimétrie en 2D qui confère aux films une résolution spatiale supérieure à tous les autres détecteurs.

II.5 Dosimètres Thermoluminescents (TLDs):

Les dosimètres à thermoluminescence (TLD) sont de petits cristaux diélectriques dopés qui contiennent des pièges à électrons et trous et des centres de recombinaison. Des défauts présents dans la structure cristalline permettent de piéger les électrons et trous générés lors d'une ionisation due à la présence de radiation. Les centres de recombinaison permettent de recombiner les électrons et les trous, ce qui génère des photons optiques lorsque le cristal est chauffé à une certaine température. Parmi leurs avantages, notons l'indépendance au taux de dose, une grande plage dynamique, un faible volume sensible et une bonne précision (1%). A leurs inconvénients, il faut ranger; la délicatesse du processus de lecture ainsi que la sensibilité des cristaux à l'humidité et à la température. Comme pour les films, leur lecture nécessite une étape de développement. [33]

II.5.1 Utilisation des TLDs dans la dosimétrie des petits champs

Ces dosimètres peuvent également être utilisés pour des mesures ponctuelles de dose en modulation d'intensité [33]. En procédant à un étalonnage minutieux, ils peuvent fournir une précision sur la dose meilleure que 3 % [3]. Ils offrent l'avantage d'avoir de faibles dimensions mais présentent l'inconvénient d'une lecture différée dans le temps et affichent une dépendance énergétique à faible énergie

II.6 Diodes au silicium :

Une diode silicium est constituée d'une jonction p-n. Les diodes peuvent être basées sur des substrats de type p (trous majoritaires) ou de type n (électrons majoritaires). Dans le domaine de la radiothérapie, les diodes sont utilisées en mode passif (sans polarisation durant l'irradiation) en raison des débits de dose importants (qq Gy/min). Dans ce cas, la zone de déplétion est réduite à son épaisseur minimale et la sensibilité (dépendant du volume de la zone déplétion) minimum. Lors de l'irradiation, des paires électrons / trous sont générées dans la zone de charge d'espace (i.e., la zone déplétion), sont séparées par le

champ électrique intrinsèque, et collectées. Cette collection induit un courant, proportionnel au débit de dose, mesuré via un électromètre. Les diodes sont très largement utilisées en dosimétrie médicale en raison de leur robustesse et de leur simplicité d'utilisation (lecture presque immédiate). Les diodes sont plus sensibles et compactes que les chambres d'ionisations. L'inconvénient majeur des diodes réside dans la perte de sensibilité avec la dose cumulée. Jornet et al. ont montré une perte de sensibilité de 3,4% et 0,2% par dose de 100 Gy pour deux types de diodes irradiées aux photons de 18 MV [34]. Les diodes ont donc besoin d'être ré-étalonnées de façon fréquente. Les autres facteurs à considérer sont la dépendance en énergie (le numéro atomique du Si est 14) [34], la dépendance avec le débit de dose [36,37] et la température [38,39]. Les diodes souffrent également d'une dépendance angulaire [40]. Néanmoins, cette dernière limitation peut être améliorée en utilisant des diodes de géométrie cylindrique plutôt qu'hémisphérique.

II.6.1 Utilisation des diodes pour les petits champs :

Des micro-diodes ont été conçues pour être utilisées dans l'acquisition des paramètres dosimétriques des petits champs. [2]

II.7 MOSFETs (Metal-Oxide Semiconductor Field Effect Transistor)

Lorsque les MOSFETs sont utilisés comme dosimètres, leur principe repose sur les propriétés de piégeage de charges dans l'oxyde de grille soumis à un rayonnement ionisant. Cet effet se manifeste par une variation sensible de la tension de seuil, proportionnelle à la dose totale absorbée. Les MOSFETs sont de très petite taille et permettent un stockage définitif de la dose. Ils sont parmi les dosimètres possédant la résolution spatiale la plus élevée et présentent une réponse meilleure, ils sont indépendant du débit de dose pour des irradiations dans lesquelles le fading ne peut intervenir (i.e., irradiations de courte durée inférieure à quelques minutes) [41]. Néanmoins, ils souffrent d'une durée de vie limitée. Ils présentent une dépendance angulaire et un changement de leur sensibilité avec la dose cumulée avant d'atteindre leur limite d'utilisation [42]. Récemment, Chuang et al [43] et Roshau and Hintenlang [44] ont montré que la dépendance angulaire de certains MOSFETs (marque Thomson-Nielsen) n'excède pas 3%. Enfin, comme dans le cas des diodes, les MOSFETs présentent une dépendance de leur réponse avec la température. Néanmoins, [43] ont montré qu'en ayant la même température lors de l'irradiation et de la lecture, la réponse des MOSFETs (marque REM Oxford, UK) est peu dépendante de la température [43]. Dans un article de 2005, Halsvorsen a montré que la réponse du système

One Dose™ (One Dose™, Sichel Technologies, Morrisville, NC, USA) ne dépend pas du débit de dose, est linéaire dans la gamme 2 – 400 cGy et présente une dépendance avec l'angle du bras inférieure à 5% [46].

II.7.1 Utilisation des MOSFET dans la dosimétrie des petits champs

Compte tenu de leur petite taille, les MOSFET sont adaptés à la dosimétrie dans les petits faisceaux. Le volume sensible des MOSFET est relativement petit avec une surface de 0,2x0,2 mm². L'avantage des MOSFET est qu'ils présentent une indépendance à l'énergie, lorsque celle-ci reste supérieure à 1 MeV, ce qui convient pour les traitements de haute énergie. Toutefois, il a été rapporté que pour des énergies d'irradiation générées par des tensions nominales de tubes RX de 30 kV, de 150 kV et par une source de rayonnement de type Iridium-192, la sensibilité du détecteur décroît respectivement de 15 %, 5 % et 6 %. Les MOSFET dans la dosimétrie des petits champs sont utilisés pour des mesures ponctuelles de dose, compte tenu de leur durée de vie limitée. Pour des mesures précises, il est reporté qu'une calibration fréquente est à prévoir. Le MOSFET apparaît donc comme un outil intéressant pour la vérification de dose en IMRT [43].

II.8 Diamant

Ce détecteur de volume égale à 1,9 mm³ (surface : 7mm², épaisseur : 0,26 mm), se comporte comme une chambre d'ionisation « solide » dont la densité est égale à plus de 1000 fois celles des cavités gazeuse des chambres d'ionisation usuelles. Le détecteur diamant (Z=6) est considéré comme équivalent-tissu ($Z_{\text{eau}}=6,559$) sur une large étendue d'énergie des photons. Il présente une bonne résolution spatiale et une sensibilité du détecteur diamant de volume 1,9 mm³ est 2,2 fois plus élevée que la sensibilité de diode de volume 0,3 mm³. La résolution spatiale du détecteur diamant est légèrement inférieure à celle de la diode mais nettement supérieure à celle des chambres des petits volumes. [46]

Cependant, si ce détecteur se caractérise par un coefficient d'étalonnage peu indépendant de l'énergie et du type de particules, il montre une dépendance de débit conduit à une surestimation dans le rendement en profondeur aux grandes profondeurs [47] de l'ordre de 1 à quelques pour cent) par rapport aux résultats mesurés avec la chambre à ionisation (un autre inconvénient de ce détecteur est que son utilisation en dosimétrie nécessite une pré irradiation (5 Gy minimum) [47,48], le détecteur diamant fonctionne sous une tension de polarisation de 100 V.

II.8.1 Utilisation du diamant pour les petits champs

Le détecteur diamant. Le détecteur diamant est un détecteur souvent cité dans la littérature comme présentant un intérêt pour la dosimétrie de précision dans les petits champs (cas des irradiations en conditions stéréotaxiques) [46, 47,48]

Bucciolini et al. ont comparé les détecteurs diamant aux diodes silicium et chambres d'ionisations lors de mesures de profils, de rendements en profondeur, et de facteurs d'ouverture du collimateur [49]. Malgré certains avantages du diamant, leur utilisation n'offre pas d'avantages significatifs par rapport aux diodes dans les techniques d'irradiation conventionnelles. Néanmoins, le diamant s'avère être une bonne alternative aux dosimètres utilisés dans les petits champs de rayonnements tels que ceux rencontrés en IMRT ou en radiothérapie stéréotaxique [50]. McKerracher and Thwaites ont comparé des mesures obtenues au moyen de différents types de diodes (diode avec capuchon, diode sans compensation en énergie, diode pour la stéréotaxie) et d'un dosimètre diamant dans des petits champs (0,5 à 4 cm) et concluent que l'ensemble des dosimètres étudiés est approprié pour la mesure dans les petits champs de taille supérieure à 1 cm [51]. De Angelis et al. ont caractérisé un dosimètre diamant CVD pour les applications en IMRT [52]

II.9 : Dosimétrie avec Gel

La dosimétrie par gel est une méthode de dosimétrie (3D) utilisant l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Ce type de dosimétrie permet une évaluation globale et quantitative du traitement [53,54].

Pour effectuer une dosimétrie par gel précise et reproductible il faut disposer d'une part d'une méthode d'imagerie quantitative pour obtenir la répartition des isodoses à l'intérieur du volume irradié et d'autre part, d'une substance équivalent-tissu (dosimètre) présentant une réponse relaxo-métrique aux radiations ionisantes. Deux types de dosimètres chimiques sous forme des gels équivalents tissus sont actuellement utilisés : les dosimètres de Fricke et certains polymères comme les gels de Bang [55,2].

Les protocoles de mesure par IRM sont actuellement bien codifiés et facilement réalisables sur les imageurs conventionnels. En revanche le choix du type de la substance, gels polymères ou gels ferreux est fonction des contraintes locales [56].

Les gels polymères sont coûteux et d'une réalisation complexe (laboratoires spécialisés). Ils sont sensibles à la lumière et aux variations de température et ils doivent être utilisés avec précaution parce qu'ils sont toxiques.

La réalisation des gels ferreux ne nécessite pas de disposer d'une infrastructure adaptée, ils sont non toxiques et peu coûteux. En revanche, ils présentent des phénomènes de diffusion qui nécessitent une réalisation de l'IRM dans l'heure qui suit l'irradiation. Ces dosimètres possèdent une bonne résolution spatiale, mais malheureusement, leur préparation et utilisation est délicate.

II.9.1 Utilisation de gel dans la dosimétrie pour petits champs

D'excellents résultats ont été obtenus avec les gels en conditions de radiochirurgie stéréotaxique avec des collimateurs circulaires [56]. Cependant, leur utilisation implique une longue étape de calibration. La lecture des gels est réalisée par IRM, qui est potentiellement sujette aux artéfacts. Les nouvelles recherches s'orientent vers l'utilisation de gels de type MAGIC dont l'utilisation a été concluante pour les faisceaux en condition de RCMI.

La dosimétrie en radiothérapie des petits champs avec gel de Bang est en cours d'étude [2].

Type	Nom	Volume sensible							Paroi	Electrode	Taille de champ minimum ⁽¹⁾ (mm ²)	
		Matériau	Densité	Zeff ⁽¹⁾	Z/A ⁽²⁾	Volume (cm ³)	Diamètre (mm)	Longueur (mm)				Épaisseur (mm)
Chambres d'ionisation	PTW Farmer 30013	Air	0,001	7,64	0,499	0,6	6,1	23		PMMA + graphite	Aluminium	50 x 50
	PTW Semiflex 31013	Air	0,001	7,64	0,499	0,3	5,5	16,3		PMMA + graphite	Aluminium	40 x 40
	PTW Semiflex 31010	Air	0,001	7,64	0,499	0,125	5,5	6,5		PMMA + graphite	Aluminium	20 x 20
	PTW PinPoint 31006	Air	0,001	7,64	0,499	0,015	2	5		PMMA + graphite	Acier	20 x 20
	PTW PinPoint 31014	Air	0,001	7,64	0,499	0,015	2	5		PMMA + graphite	Aluminium	20 x 20
	PTW PinPoint 31016 (3D)	Air	0,001	7,64	0,499	0,015	2,9	2,9		PMMA + graphite	Aluminium	20 x 20
	Wellhöfer ⁽⁴⁾ CCO1	Air	0,001	7,64	0,499	0,01	2	3,6		Shonka CSS2	Acier	/
	Wellhöfer ⁽⁴⁾ CCO4	Air	0,001	7,64	0,499	0,04	4	3,6		Shonka CSS2	Shonka CSS2	/
	Exradin A16 Micropoint	Air	0,001	7,64	0,499	0,007	2,4	2,7		Shonka CSS2	Shonka CSS2	4 x 4
	Diodes	PTW Diode P 60008	Silicium	2,33	14	0,5	2,5E-06	1,12		0,0025	RW3 + résine époxy	
PTW Diode E 60012		Silicium	2,33	14	0,5	2,5E-06	1,12		0,0025	RW3 + résine époxy		10 x 10
Wellhöfer ⁽⁴⁾ SFD		Silicium	2,33	14	0,5	1,7E-05	0,6		0,06	Résine époxy		/
Wellhöfer ⁽⁴⁾ PFD		Silicium	2,33	14	0,5	2,9E-04	2,5		0,06	Résine époxy + tungstène		/
Diamant	PTW Diamond 60003	Carbone	3,5	6	0,5	1-6E-03	1,0-2,2		0,1-0,4	Polystyrène		/

⁽¹⁾ Eau: Zeff = 7,42

⁽²⁾ Eau: Z/A = 0,555

⁽³⁾ Domaine de validité d'après les fabricants des détecteurs (documentation technique)

⁽⁴⁾ Wellhöfer/Scanditronix a maintenant intégré la société IBA

Tableau II.2 Caractéristiques des détecteurs couramment utilisés pour la dosimétrie des mini-faisceaux de radiothérapie stéréotaxique [14]


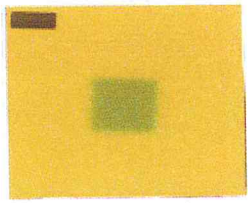


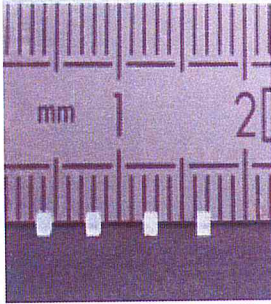




Type	Référence	Volume (mm ³)	Illustrations	films EBT2
Chambres	PinPoint PTW 31014	15		
	microLion PTW 31018	1,7		
Diodes	SFD	0,017		
	EDGE Sun Nuclear	0,019		
	PTW 60016 P	0,03		
	PTW 60017 E	0,03		
Diamant	PTW 60003	1,4		

Figure II.9 : les dosimètres utilisés couramment dans la mesure des petits champs [46]

Paramètre	TLDs	MOSFETs	Diode	Diamant	Films ⁽¹⁾
Résolution spatiale	dépend du volume	élevée	correcte	élevée	élevée
Equivalence aux tissus	dépend du matériau	non	non	oui	(Ag) non (R) proche
Lecture immédiate	non	oui/non	oui	oui	non
Linéarité de la réponse	oui	oui	oui	oui	(Ag) non (R) oui
Résistance aux rayonnements	correcte	non	non	oui	oui
Dépendance énergie	oui	oui	oui	non	(Ag) oui (R) non
Dépendance débit de dose	dépend du matériau	non	oui	oui	très faible
Dépendance température	dépend du matériau	oui	oui	faible	oui
Durée de vie (réutilisable)	correcte	usage unique	correcte	bonne	usage unique
Facilité, rapidité utilisation	oui	oui	oui	oui	oui
Facilité de lecture	non	oui	oui	oui	(Ag) non (R) oui

(1) : (Ag) pour film argentique et (R) pour film radiochromique

Tableau II.3 Caractéristiques des différents dosimètres utilisés en radiothérapie

La plupart des détecteurs mentionnés plus haut ont été intégrés au milieu clinique et trouvent aujourd'hui leur place dans le contrôle de qualité des traitements de pointe comme la radio chirurgie. Cependant, malgré la percée rapide de détecteur comme la chambre à diamant et les films radiochromics la recherche d'un dosimètre idéal se poursuit toujours.

CHAPITRE 3

Problèmes dosimétriques spécifiques aux petits champs

III.1 Introduction

Un « mini-faisceau » est par définition un faisceau de petite taille dont la dimension est telle que des questions particulières doivent se poser pour réaliser correctement la dosimétrie : des problèmes spécifiques doivent retenir toute l'attention concernant la taille, la composition et le centrage du détecteur. En pratique, pour les énergies de photons habituellement utilisées en radiochirurgie aujourd'hui (gamma issus d'appareils de cobalthérapie ou rayons X produits par des accélérateurs médicaux d'électrons de tension nominale inférieure ou égale à 10 MV), le critère retenu ici pour parler de mini-faisceau est que la taille du faisceau soit inférieure ou égale à 30 mm au point de mesure pour l'acquisition d'au moins une des données de base de l'appareil. La taille se réfère soit au diamètre d'un champ circulaire soit au côté d'un champ carré, les faisceaux utilisés pour l'acquisition des données de base étant soit circulaires soit carrés [2, 3, 14,46]. En diminuant la grandeur du champ, plusieurs caractéristiques du faisceau se trouvent changées et doivent être prises en compte lors de la mesure de dose pour s'assurer de la précision des résultats recueillis.

Avant d'introduire les problèmes de la dosimétrie des petits champs, nous allons expliquer la production des faisceaux de photons en radiothérapie

III.2 Production des faisceaux cliniques

Les rayonnements ionisants sont produits par :

- Les accélérateurs linéaires d'électrons (Linacs,) avec une énergie allant de 4 MeV à 25 MeV ;
- Les appareils à isotopes pour les rayons gamma de haute énergie (Cobalt-60 : d'énergie 1,17 et 1,33 MeV)
- Les appareils d'orthovoltages (250 KV), pour les lésions superficielles.
- Les cyclotrons (protons de 100 à 200 MeV)

III.2.1 Principe de fonctionnement du LINAC :

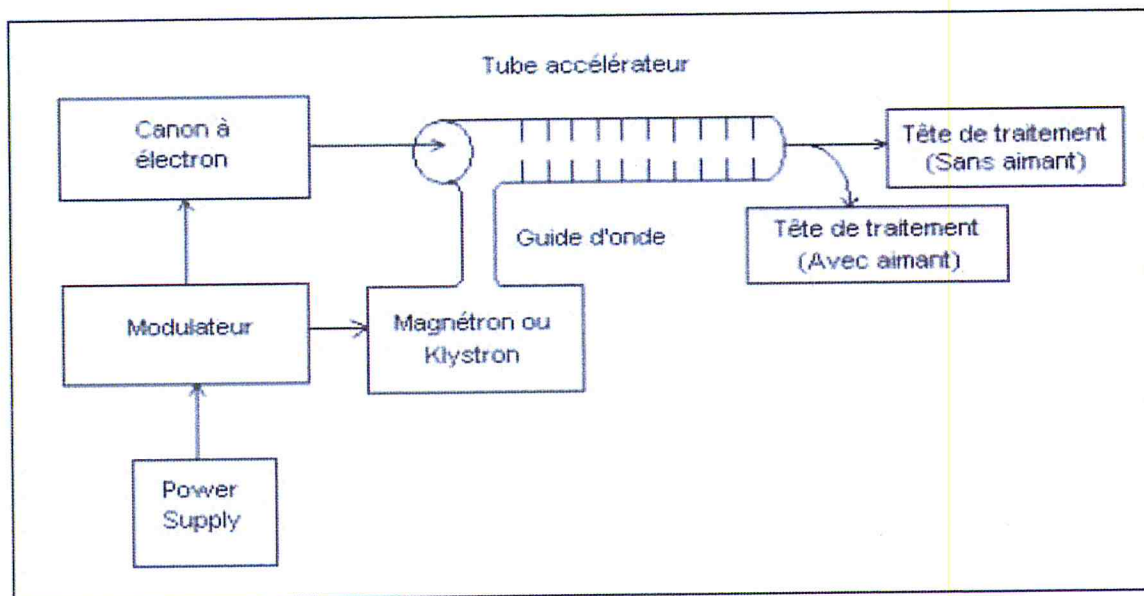


Figure III-1. Principe de fonctionnement de l'accélérateur linéaire.

Le bloc d'alimentation fournit la tension au modulateur qui réalise de la formation de l'onde électromagnétique. Le magnétron ou klystron a pour but d'amplifier l'onde électromagnétique qui est ensuite envoyée dans le guide d'onde. Le modulateur permet également la synchronisation entre l'onde électromagnétique et les électrons qui sont produits par le canon à électrons. Les électrons doivent être en phase avec l'onde électromagnétique pour être portés tout au long du tube d'accélération. Celui-ci est constituée plusieurs cavités accélératrices qui permettent aux électrons et à l'onde électromagnétique d'être en phase. C'est dans ce tube que les électrons vont acquérir leur vitesse, déterminant ainsi l'énergie du faisceau de radiation. Les électrons accélérés sont soit utilisés directement pour le traitement, soit utilisés pour créer des faisceaux des photons de haute énergie [15].

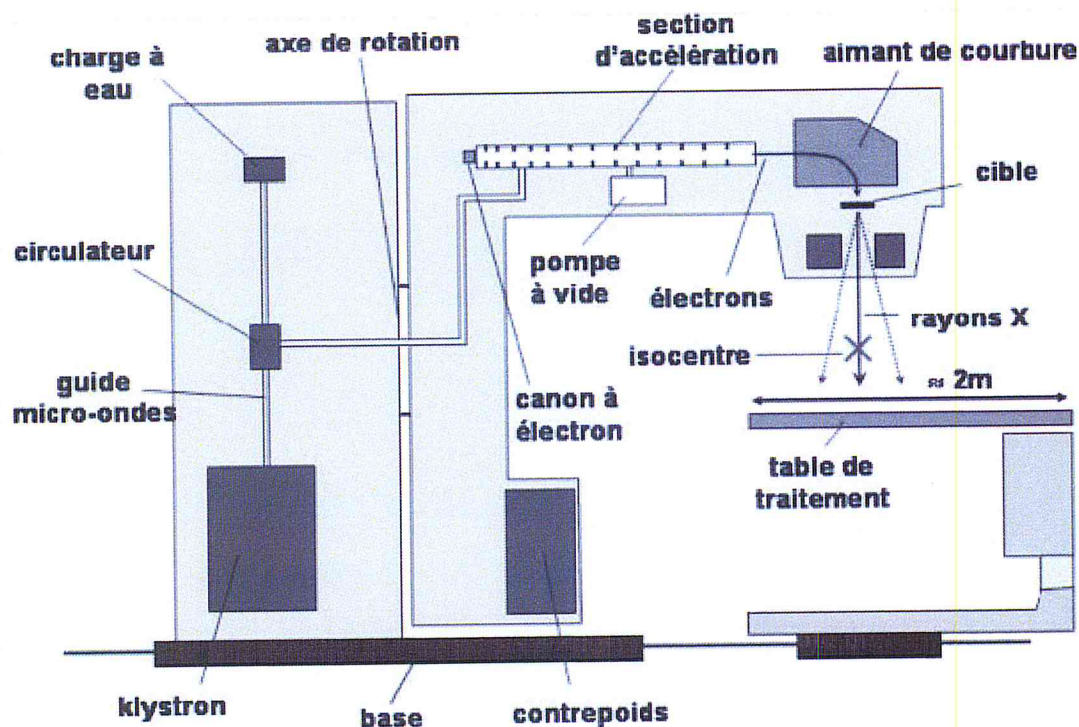


Figure III.2 le schéma des différents composants d'un accélérateur linéaire.

L'accélérateur linéaire possède deux voies de faisceaux d'irradiation. La première est une voie de photons de haute énergie pour le traitement de tumeurs situées en profondeur et la deuxième sert dans le traitement par électrons pour les tumeurs superficielles.

III.2.1.1 En mode photon :

Pour cette voie, le Linac possède une seule cible identique pour deux énergies : une basse aux environs de 6 MV, c'est le mode 6MV et une haute à 18 MV, c'est le mode 18 MV. La cible est constituée de trois couches successives d'épaisseurs différentes. Le siège de la création des photons par bremsstrahlung est la première couche d'or de quelques dixièmes de millimètres d'épaisseur. Elle est de section efficace élevée. La dernière couche est constituée de graphite et sert à atténuer au maximum les électrons primaires et ainsi éviter une contamination du faisceau. Le faisceau de photons est produit par les électrons de haute énergie qui viennent interagir avec une cible en tungstène, Lorsque le faisceau sort de la cible il pénètre directement dans le collimateur primaire. Ce dernier va confiner le faisceau, c'est lui qui définit le champ maximum d'irradiation par son ouverture supérieure et sa forme en cône. Suite à cela, le faisceau passe dans une chambre moniteur qui mesure la fluence au cours du traitement. Elle est multi-segmentée de manière à s'assurer de la symétrie du faisceau d'irradiation. Elle est suivie d'un miroir semi-

réfléchissant permettant de projeter un champ lumineux dans l'axe d'irradiation. Celui-ci présente deux intérêts :

- il constitue une preuve visuelle pour le praticien concernant ce qu'il fait
- il projette sur la table de traitement une échelle métrique donnant la distance à la source. Après il traverse un filtre égalisateur placé à la sortie de la cible qui atténue le faisceau sur l'axe central davantage que sur les bords, réalisant ainsi son uniformité.

En place finale dans la voie de faisceau, on distingue la partie de collimation secondaire constituée par une paire de mâchoires et par le collimateur multimâle, permet d'obtenir des dimensions de faisceau variables. [16]

III.2.1.2 La voie électrons :

Génère des faisceaux aux environs de 6, 9, 12, 15, 18 et 21 MeV. L'obtention d'un faisceau d'électrons de haute qualité pour la thérapie du cancer, le faisceau accéléré dévié et conduit dans la tête d'irradiation, doit être large et uniforme. Ainsi on ne trouve plus sur le trajet de faisceau ni cible ni absorbeur. Les composants majeurs dans la modification du faisceau sont des couches minces qualifiées de "feuilles de diffusion". Le rôle principal de cette partie est de diffuser le faisceau quasi mono-incident en sortie de la déviation magnétique. L'utilisation de métal dense se justifie par le besoin de diffuser les électrons sans pour autant entraîner une perte d'énergie conséquente. Toutefois, la dégradation inévitable du spectre énergétique par le phénomène de bremsstrahlung oblige à limiter l'épaisseur, ce qui ne permet pas d'atteindre une homogénéité convenable pour le faisceau. C'est ce qui explique la dualité des feuilles de diffusion. Pour disperser le faisceau d'électrons et pour lui donner une largeur utile, le métal et l'épaisseur dépendent de l'énergie utilisée et sont propres à chacune des énergies disponibles afin de limiter au maximum la contamination inévitable du faisceau par des électrons d'énergie plus faible et par des rayonnements X de freinage, tout en obtenant un champ égalisé de la plus grande dimension possible.

Le faisceau traverse un ensemble de deux chambres d'ionisation à transmission indépendante qui autorisent une double mesure de la dose délivrée ainsi qu'une vérification de la symétrie du faisceau. Juste à la suite on trouve un collimateur primaire plus destiné à

stopper les quelques électrons diffusés à des angles importants qu'à véritablement collimateur le faisceau.

Concernant le système de collimation, les mâchoires et le multi lame jouent le rôle de collimateur intermédiaire. Pour chaque champ, leur ouverture est supérieure à la taille de ce dernier de plusieurs centimètres : ce n'est donc pas ce système qui délimite l'irradiation. C'est l'applicateur qui agit vraiment dans ce sens sur le faisceau. [16,17]

III.3 Définition des dimensions et de la forme du champ

Les accélérateurs linéaires sont dotés de collimateurs qui servent à adapté le faisceau aux dimensions du champ de volume cible traité par différentes dimensions. Ce collimateur est constitué d'un matériau de numéro atomique élevé (Z) tel que les rayonnements ionisants sont fortement atténués après leur passage. Outre une transmission de 1 à 2 %, presque toute l'énergie est déposée dans les mâchoires. Il est constitué de deux paires de mâchoires (une paire de mâchoires supérieur Y1 et Y2 et une inférieure X1 et X2) permettant la définition des champs rectangulaires et carrés.

Le développement technologique des accélérateurs linéaires a permet de les équiper par des collimateurs multilames « Multi Leaf Collimator » (MLC), ces collimateurs sont composés de plusieurs lames fines (de 0,4 à 1 cm de largeur) permettant d'adapter le champ d'irradiation suivant la forme de la tumeur même si elle est de forme irrégulière

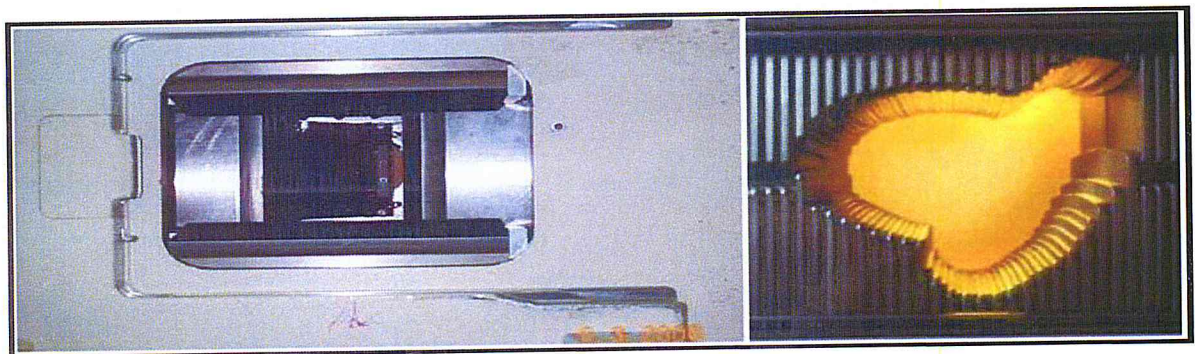


Figure : III.3 Collimateur conventionnel à Gauche ; MLC à droite.

III.4 Les problèmes actuels de la dosimétrie des petits champs dans le milieu clinique

Les difficultés rencontrées dans la dosimétrie des petits champs se présentent en ce qui suit :

III.4.1 L'effet du volume de détecteur

Dans les mesures de profil de dose de petits champs en radiothérapie, le dosimètre utilisé cause un moyennage de la dose, qui peut mener à :

- le flou de la région de la pénombre illustré par un aplatissement artificiel des profils de dose mesurés
- sous estimation de la dose lors des mesures des FOC [2, 3,46]

Vu que le volume du détecteur est trop large pour apprécier les gradients de doses inférieurs aux dimensions du dosimètre. Sachant que, toute mesure de dose provient d'une intégration de l'énergie déposée dans un certain volume sensible propre à chaque dosimètre. Si l'ensemble du volume sensible n'est pas positionné dans une région de dose constante, la valeur lue ne sera pas une valeur ponctuelle mais une moyenne, ce qui complique la mesure de la dose en pratique à partir d'une moyenne. La figure tirée de la thèse de [57] illustre bien le phénomène de l'effet de volume de détecteur

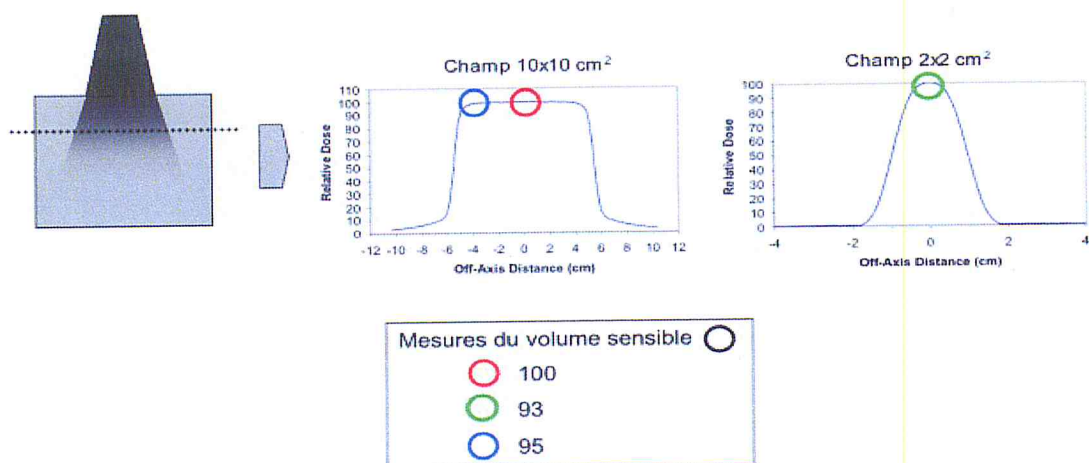


Figure III-4 Problème du moyennage de volume. Même si le détecteur, dont le volume sensible est représenté par un cercle est centré à trois endroits où la dose relative devrait être de 100, seule la lecture au centre du champ de 10 Cm retourne cette valeur. Dans les deux autres cas, c'est -à-dire sur le bord d'un champ 10X10 cm² ou centré sur un petit champ de 2X2 cm², un effet de moyennage de volume vient fausser la lecture. [57]

En générale le profil de dose pour les très petits champs de photon possède une allure gaussienne, l'effet de volume est proportionnel à la courbure (c'est-à-dire la seconde dérivée) du profil de dose, mais pas au gradient, ce qui est illustré dans la figure III-5[3]

Pour avoir une idée de volume effet, un détecteur circulaire idéal dans une dimension 2D, le champ Gaussien peut être assumé. Puis, le signal moyen sur la zone de détecteur peut être calculé et comparé à la valeur dans le centre de la gaussienne. Pour une largeur à mi-hauteur (FWHM) de 20 mm pour un profil de dose gaussien avec un détecteur de diamètre de 5mm, le facteur résultant de correction de volume est de 1,02. Dans cet exemple, le diamètre du détecteur est quatre fois plus petit que la taille du champ, ce qui conduit à 2% de déviation due au volume moyen. Cela peut être formulé comme une règle approximative « si la largeur du détecteur est au moins quatre fois plus petite que la largeur du champ, l'effet volume sera seulement de quelques pour cent » [3]

Dans la plupart des cas, les profils mesurés sont normalisés à leurs valeurs de l'axe central (CAX). En faisant ainsi, toute la courbe entière est multipliée par un facteur $K_{vol} > 1$.

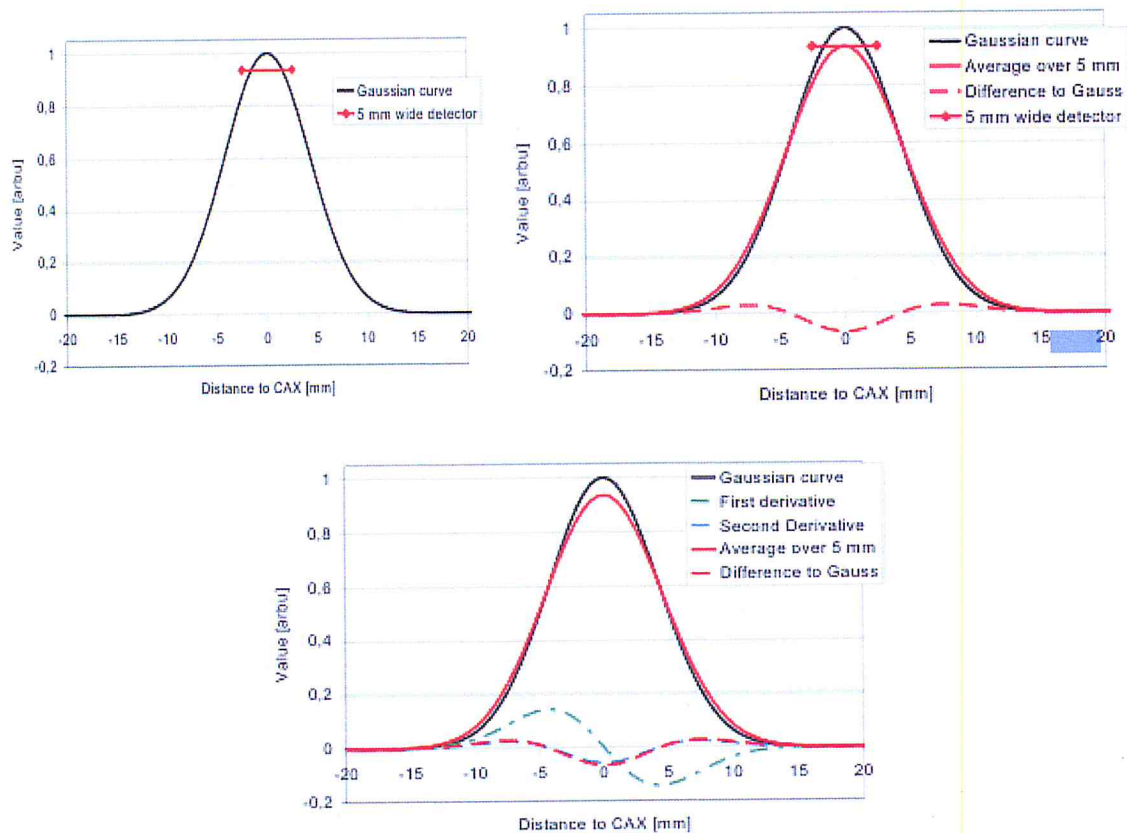


Figure III-5 : Illustration du problème du moyennage de volume

En haut à gauche : si la taille de détecteur est plus grande que la distance dans laquelle le champ varie sensiblement, un volume en moyenne effet est prévu. En haut à droite : la courbe rouge continue représente ce que serait la mesure d'un détecteur en présence d'un effet de volume. L'écart entre les deux courbes globales en % s'affiche comme une ligne rouge en pointillés. En bas : dans cette parcelle de terrain la première (verte en pointillés) et deuxième (bleu en pointillé) la dérivée de la courbe Gaussienne sont représentés. Clairement la différence de la courbe et la seconde dérivée est proportionnelle l'un à l'autre.

Stasi et coll ont démontré la nécessité d'utiliser une très petite chambre pour la dosimétrie de taille inférieure à 2 cm [2,3]

En comparant la lecture donnée par une chambre à ionisation de 0,009 cm³ (la chambre A14 d'exradin) à celle donnée par un détecteur à diamant (de 0,0019 cm³) les auteurs ont rendu compte qu'utiliser une chambre de 0,009 cm³ donnait une erreur de 2-3% au centre d'un champ de 2x2 cm² et l'erreur s'accroît à plus 10% pour un champ de 1x1 cm²[2].

Le moyen le plus sûr pour minimiser l'effet de volume est de choisir un détecteur qui est assez petit. Une autre possibilité est de corriger partiellement l'effet volume par une déconvolution technique. [2,3]

Notons que la plus petite chambre actuellement disponible commercialement possède un volume sensible de 0,007 cm³. Malheureusement, le volume sensible d'une chambre à ionisation ne peut être diminué à l'infini car le nombre de charge fournit par une chambre d'ionisation par unité de dose décroît avec son volume, la sensibilité d'une chambre d'ionisation diminue avec son volume. Pour éviter cet effet volume la largeur maximale du volume sensible doit être inférieure à 5mm pour des diamètres de champ de 10 mm et ne pas excéder 2 mm pour des champs de 5 mm. [3]

III.4.2 perturbations dues à la présence du détecteur

Il y a deux processus par lesquels un détecteur perturbe la vraie distribution de dose. Le premier consiste en des changements dans les propriétés de transport des photons et des électrons, comme le matériau constituant le détecteur n'est pas équivalent eau. Le second concerne l'élargissement de la pénombre au travers du signal mesuré à cause de la taille finie du détecteur. Plusieurs travaux ont été réalisés avec l'objectif de prendre en compte et de corriger l'effet de la taille du détecteur en extrapolant les mesures vers un détecteur

punctuel [58,59]. Une étude de simulation de l'effet de la taille du détecteur sur la pénombre mesurée a été présentée par Chang [60]

Il est souhaitable que le volume de détection et le corps du détecteur présentent une composition la plus homogène possible et contiennent peu de matériaux de Z élevé afin de réduire l'importance des perturbations sur la réponse de détecteur. Les caractéristiques physiques et dosimétriques de ce détecteur doivent être parfaitement connues afin de permettre le choix des facteurs de correction de perturbation adéquats pour le passage à la dose [3]

III.4.3 Résolution spatiale des dosimètres

Des détecteurs de petites dimensions sont nécessaires pour la caractérisation de dose dans les petits champs. Leur dimension doit permettre d'assurer un positionnement précis et rester inférieure à la partie homogène de la dose à mesurer. Les dimensions sont choisies en regard de la résolution de la grille des « beamlets » utilisés pour le calcul et la délivrance du faisceau. Cependant, plus les dimensions du détecteur sont réduites, plus le positionnement devient délicat et source potentielle d'incertitude dans la mesure de la dose notamment dans des zones à fort gradient de dose. De plus, en condition de déséquilibre électronique latéral, la mesure de dose d'un détecteur est susceptible d'être faussée si la densité du dosimètre n'est pas suffisamment tissu-équivalent, même avec une résolution spatiale excellente.

III.4.4 L'effet du manque d'équilibre électronique latéral

Le concept d'équilibre électronique revêt une importance capitale en dosimétrie des rayonnements puisqu'il permet de relier certaines grandeurs dosimétriques entre elles. Il existe dans les deux plans de la propagation du faisceau incident : latéralement et longitudinalement (ou selon la profondeur). Cet équilibre des particules chargées est un concept qui concerne les particules secondaires qui transporteront l'énergie des particules incidentes avant que celle-ci ne soit déposée dans le milieu d'interaction. Dans le cas des interactions présentes en radiothérapie, les particules chargées, ou l'équilibre électronique existe, dans un volume donné si pour chaque particule chargée d'un type et d'une énergie donnée qui quitte ce volume vient la remplacer.

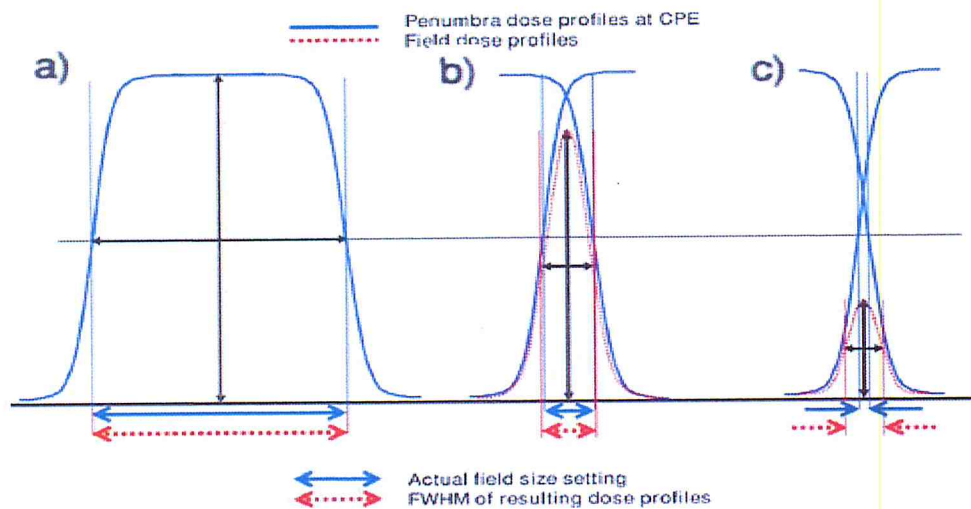


Figure III.6 Effet de la perte d'équilibre électronique latéral sur le profil de dose d'un petit champ tiré de [45]

Tel qu'illustré à la figure III.6.a, lorsque le profil de dose d'un grand champ est mesuré, un plateau est présent dans le centre du faisceau qui est dû à la présence d'équilibre des particules chargées. En s'approchant des bords du champ, les conditions d'équilibre des particules chargées se perdent ce qui entraînent une diminution ardue de la dose prenant la forme d'une sigmoïde (voir le profil de la figure III.6.a), cette région est dite en perte d'équilibre électronique latéral (EEL). Plus le champ est étroit plus cette dernière région occupe une place importante du champ pour finalement arriver à des grandeurs de champs de radiation complètement dévoilés d'équilibre électronique latéral (voir le profil de la figure III.6.b), le profil de dose d'un champ de taille entraînant un déséquilibre électronique latéral peut être considéré comme la somme des pénombres produite par chaque mâchoires (i.e, chaque bord de champ) dans les conditions d'EEL. En plus des photons diffusés contribuant à la dose en dehors du faisceau primaire et influant donc sur la forme des pénombres, les facteurs géométriques viennent aussi modifier des pénombres, des facteurs se trouvent la dimension de la source de photon (soit la superficie de la cible frappée par les électrons accélérés dans le guide d'onde de l'accélérateur linéaire), l'épaisseur et la géométrie des mâchoires ainsi que la position de celle-ci par rapport à la source.

En plus de ce qui a été développé en haut sur la perte du plateau dans le profil, la figure III.6.c montre l'impact de l'utilisation de champs très petits. Dans ce cas, la dose mesurée à l'axe central est la superposition de la dose provenant des queues des pénombres qui auraient été créées en condition d'EEL ce qui rend la dose absolue sur l'axe central beaucoup moins grande que dans le cas d'un champ en condition d'EEL. La dose étant

donnée par les queues des pénombres sur l'axe central, elle se trouve à être du même ordre que la dose mesurée à quelques millimètres en dehors du champ.

III.4.5 La définition de la taille du champ

Pour des tailles de champs en condition où l'équilibre électronique est présent et la source du faisceau pleinement visible, la largeur totale à mi-hauteur (FMWH) sur les profils de dose coïncide avec la grandeur géométrique du champ utilisé au niveau de dose 50% du profil, par contre dans les conditions de très petits champs, cette méthode se trouve à surestimer la taille du champ réelle utilisé. Ceci implique que le champ d'irradiation produit est plus large que la taille du collimateur physique utilisé. Tel qu'illustré dans la figure III.6.c plus on diminue la taille de champs, la dose délivrée au centre diminue et plus la pénombre couvre tout le champ ce qui implique que la valeur de la taille du champ par définition FWHM en rouge sera plus grande que la taille réelle du champ (en bleu). La détermination de la taille du champ par la méthode standard (FWHM) va surestimer la taille du champ.

Prendre la largeur à mi-hauteur du profil de dose dans les mesures dosimétriques peut également être erroné pour la définition de la taille de champ dans le TPS, et en conséquence induire des erreurs dans les processus de vérification de la dose délivrée par le TPS, particulièrement dans des situations où les petits champs sont rencontrés.

III.4.6 La variation du spectre en énergie des photons

Sur l'axe des petits faisceaux où l'équilibre électronique n'est pas réalisé, il se produit un durcissement des spectres en énergie des photons et des électrons par rapport aux champs « larges », résultant d'une plus faible contribution des photons et donc des électrons de plus faible énergie. Cet effet s'accroît avec la profondeur dans le milieu [61]. Il importe donc, en pratique, de choisir une chambre d'ionisation présentant la plus faible variation de réponse en énergie ($<\pm 2\%$) afin d'éviter d'introduire des erreurs sur la dose mesurée pouvant atteindre quelques pour cent, d'une part dans la mesure des facteurs d'ouverture collimateur, d'autre part dans la mesure des courbes de variation de la dose en fonction de la profondeur (rendement en profondeur, RTM, rapport tissu-fantôme) [2,3,14].

III.4.7 Dépendance de la taille de champ

La dépendance de la réponse du dosimètre avec la taille de champ est plus importante que dans les techniques standards de traitement, en raison du changement important dans les tailles de champ entre un champ de référence (10x10 cm²) et ceux, par exemple, utilisés en radiochirurgie (quelques cm²). De plus, il peut s'ajouter à cet effet le manque d'équilibre électronique au centre du champ dans les champs de petites tailles.

III.4.8 Occlusion partielle de la source

En conditions standards le faisceau primaire issu de la cible est totalement visible, la part du rayonnement diffusé indirect, compose approximativement 8 % du faisceau total [46]. En diminuant les dimensions du faisceau d'irradiation, cette composante devient moins importante. Lorsque le faisceau direct est partiellement bloqué, le nombre de photons issus de la composante directe atteignant l'isocentre est réduit, ce qui entraîne une sortie plus faible et un durcissement du faisceau comme le montre figure III.7. Par ailleurs, lorsque le faisceau direct est partiellement bloqué, il devient moins «visible » pour un détecteur comme la source de rayonnement est rétrécie par la collimation. Il est alors important que les dimensions de la source visible soient correctement modélisées par le TPS, car une incohérence entre les simulations et la mesure pour ce paramètre peut induire des variations significatives de dose.

Ce phénomène est appelé occlusion partielle de la source. Qui est déduit à partir de la chute des valeurs du facteur d'output pour les petits champs, et donc, une chute dans la dose uniforme pour les profils de dose relatifs aux champs de petites dimensions[14,46].

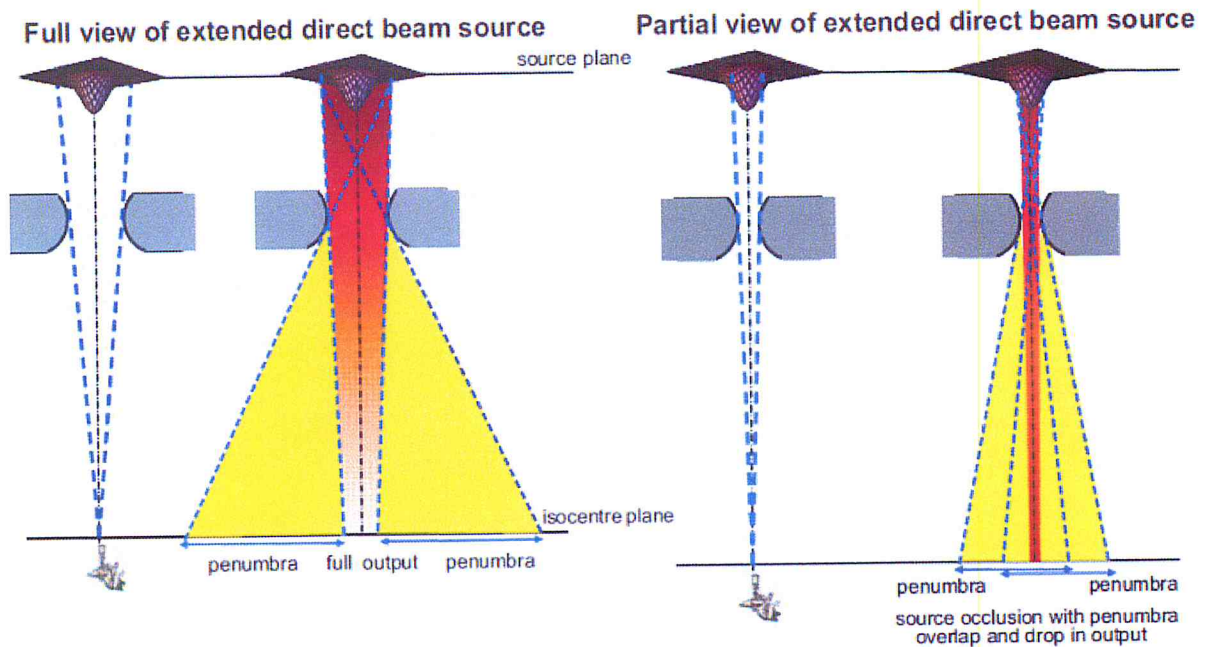


Figure III.7 : Représentation schématique du phénomène d'occlusion partielle du faisceau, un exemple d'un champ standard à gauche et d'un petit champ à droite : la partie de la source primaire cachée à partir du point de l'angle de vue du point de mesure contribue à une diminution de la dose délivrée à ce point. [46]

III.4.9 La détermination de la dose à partir de la mesure :

Le protocole de l'AIEA, le TRS 398 qui est basé sur la mesure à l'aide d'une chambre d'ionisation de grand volume et un champ de référence de 10x10cm². La détermination de la dose absorbée pour un petit champ en utilisant ce protocole n'est pas valide.

Un nouveau protocole lancé par AIEA est en cours de développement pour la dosimétrie absolue des petits champs pour éviter l'utilisation des facteurs de correction supplémentaire pour corriger l'effet dans les mesures de la dose un dosimètre calibré dans le laboratoire d'étalonnage.

Le défis actuel de la dosimétrie des petits champs et d'avoir un détecteur qui peut mesurer dans les conditions citée en haut

III.5 Choix du détecteur approprié pour la dosimétrie des petits champs

Dans le but d'atteindre le niveau de précision dosimétrique requis, le détecteur de choix pour effectuer les mesures dosimétriques dans les petits champs doit posséder les qualités requises pour répondre correctement aux conditions spécifiques d'irradiation de cette technique. Dans l'idéal, il devrait posséder les caractéristiques suivantes :

- un volume de détection de faibles dimensions équivalent « tissus » ;
- une sensibilité élevée ;
- une haute résolution spatiale ;
- une réponse indépendante à l'énergie, au débit de dose, à son orientation dans le faisceau ;
- une réponse linéaire dans une large gamme de dose.

Le choix du détecteur devra non seulement s'effectuer sur la base de ses caractéristiques physiques mais en considérant également le domaine d'application et le niveau de précision dosimétrique recherché (étalonnage de faisceau, dosimétrie relative ou contrôle de qualité) [2, 3,46].

Aucun des détecteurs utilisés actuellement dans la dosimétrie des petits champs n'est optimal dans toutes les situations des mesures .Il est impossible de valider un traitement avec un seul type de dosimètre. Souvent, deux ou même trois détecteurs sont nécessaires, ce qui demande beaucoup de temps et d'effort de la part du physicien médical

Pour cela, des programme de recherche visant à développer un dosimètre fiable et facilement utilisable dans les services de radiothérapie pour les mini-faisceaux ont été lancés par le CEA et IRSN pour participer au projet « Diadomi »lancé en 2011 pour trois ans, qui vise à développer de très petites dimensions de diamant spécifiquement adaptés aux mini-faisceaux [1] .

CHAPITRE IV

MATERIEL ET METHODES

IV.1 Introduction

La dosimétrie des petits champs est très différentes de celle des champs larges, un soin particulier doit être pris dans la mesure de différents facteurs ; dans le cadre de notre travail, qui vise à comparer les résultats obtenus dans [4] de deux chambres d'ionisation une dédiée pour les champs conventionnels (Semiflex 0,125 cm³) et l'autre réservée pour les petits champs (Pinpoint 0,015cm³) avec les résultats de mesures issues de l'utilisation de film Gafchromic EBT2.

Cette comparaison concerne les profils de doses et les rendements en profondeurs.

IV.2 Matériel utilisé dans le cadre de ce travail

Cette partie a été consacrée à la description de tous équipements utilisés dans nos mesures qui sont :

- Equipement d'irradiation : un accélérateur linéaire d'électrons « Clinac 2100C » produisant des faisceaux de RX 6 et 18 MV.
- Détecteur de rayonnement : Film Gafchromic EBT2
- Milieu de mesure : PMMA
- Les deux chambres d'ionisations (la Semiflex 0,125 cm³ et la Pinpoint 0,015cm³)

IV.2.1 L'accélérateur linéaire

Pour procéder à l'irradiation en utilisant l'accélérateur linéaire d'électron « Clinac 2100c » de CAC de BLIDA (figure VI.1), qui est le premier accélérateur à usage médical de la nouvelle génération installé en Algérie en juillet 2006. Le pupitre de commande de l'unité de l'accélérateur permet de sélectionner le temps d'irradiation et la dose en UM, l'énergie voulue et de régler la taille de champs choisie. Dans notre cas, les faisceaux de photons de 6 MV avec cinq petites tailles de champ allant de 0,5 à 4 cm² à une distance de 100 cm de la source ont été produits par cet accélérateur linéaire en utilisant le système de collimation conventionnel (les deux paires de mâchoires X et Y). Ce système de collimateurs permet de définir à n'importe quelle champ rectangulaire de taille variant de 0,3 à 40X40 cm² le système de lampe/miroir permet de simuler la forme du champ actuel. Ces accélérateurs disposent d'un collimateur multilames(MLC) permettant de produire des champs de formes irrégulières. Dans notre cas, les MLC ont été complètement éliminé du

champ d'irradiation et les champs de mesure ont été définis, seulement, par le collimateur conventionnel.

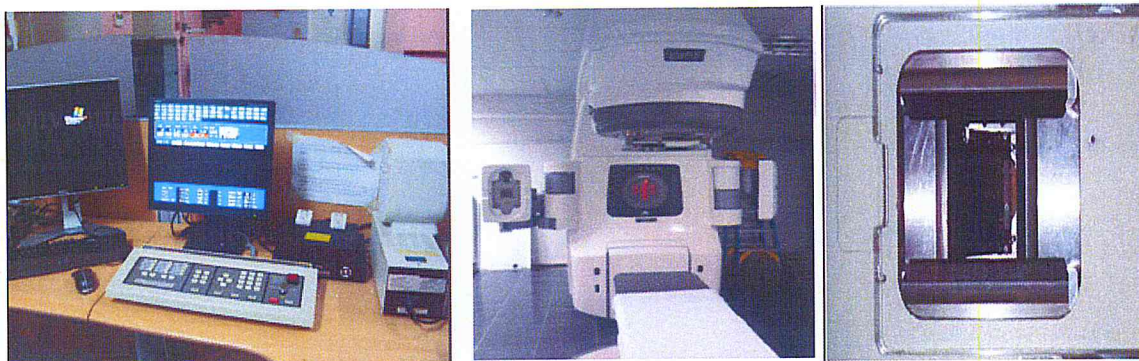


Figure IV.1. À droite les collimateurs conventionnels au milieu l'accélérateur linéaire « Clinac 2100c » à gauche le pupitre central de commande.

IV.2.2. Milieu de mesure

Le milieu de référence recommandé dans l'AIEA (code of practice TRS 277 et TRS 381) pour la dosimétrie en radiothérapie, est un fantôme de matériaux pouvant absorber et diffuser les rayonnements ionisants de la même façon que le tissu biologique. A cet effet, le fantôme doit avoir des densités électroniques et volumétrique qui se rapprochent de celle des tissus ce sont les fantômes d'eau qui ont ces particularités (les tissus biologiques sont constitués de plus de 80 % d'eau) et sont les plus fréquemment utilisés. Ces fantômes sont recommandés par les protocoles dosimétriques les plus récents.

Dans nos mesures nous avons utilisé un fantôme constitué de 10 plaques en PMMA « PolyMethyl MethAcrylate » connu aussi sous des noms Commerciaux comme Lucite, Plexiglas ou Perspex, et certaine plastique équivalente eau, mais la détermination de la dose absorbée doit toujours se référer à l'eau, en raison de l'absence d'un support adéquat au film gafchromic qui peut le lier dans un fantôme d'eau

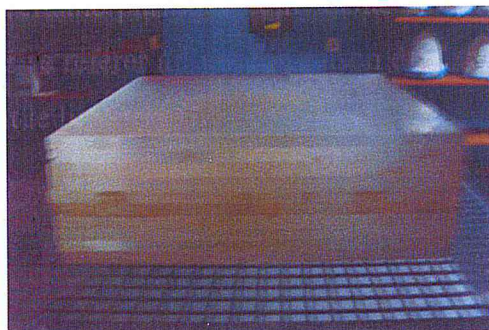


Figure IV.2. Fantôme en PMMA de dimension 20x20x10
Respectivement (longueur cm, largeur cm et hauteur en cm)

IV.2.3 Le film Gafchromic EBT2

Dans le cadre de notre travail, nous avons utilisé le film Gafchromic EBT2 (figure IV.3), ces films n'ont pas besoin de développement, ils réagissent à la dose de rayonnement ionisant qu'ils reçoivent. La densité optique sensible aux rayons γ , aux rayons X et aux électrons, ils obéissent aux mêmes règles de conservation des films classiques (abris de la température...)

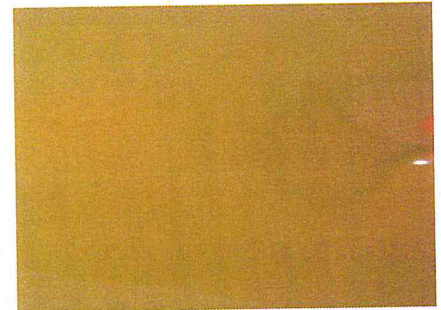


Figure IV.3 film EBT2 utilisé

Leurs propriétés en font un outil pertinent pour la dosimétrie. Ces films ont

- une résolution spatiale excellente (1200 lignes /mm).
- Ils sont adaptés à différentes plage de dose (1-100 Gy – 15-500 Gy....)
- leur densité optique est stable après 24 heures, elle dépend de la dose mais à priori pas du débit de dose utilisé.
- Linéarité : 2-800 cGy
- Saturation ~ 15 Gy
- Self développement => pas de dépendance aux conditions de développement
- Insensible à la lumière
- Ils ont une faible dépendance en énergie
- $Z_{\text{eff}} = 6,84$ se rapprochant de la valeur de l'eau donc équivalent tissu
- Densité : $1,32 \text{ g/cm}^3$
- Découpage possible du film
- Lecture du film à partir d'un scanner de bureau Type Epson Expression 1680 pro

IV.2.3. 1 Le marquage et le découpage du film Gafchromic EBT2

Pour établir nos mesures nous n'avons eu que trois films Gafchromics. Pour des raisons d'économie des feuilles de film, on n'a procédé aux découpages de ces feuilles en petits morceaux selon nos besoins en mesures (calibrage du film- Profils de dose et rendement en profondeur) pour les cinq tailles de champs choisi.

On a utilisé pour le découpage des ciseaux, on a marqué des points sur les morceaux coupés avec un stylo qui ne fasse pas sur le polyster afin d'indiquer leurs orientation par rapport à la feuille originale et préserver la symétrie étape très importante lors de la lecture des films.

Pour les mesures de calibrage du film : le film a été coupé en 4 carreaux comme illustré sur la figure IV.4

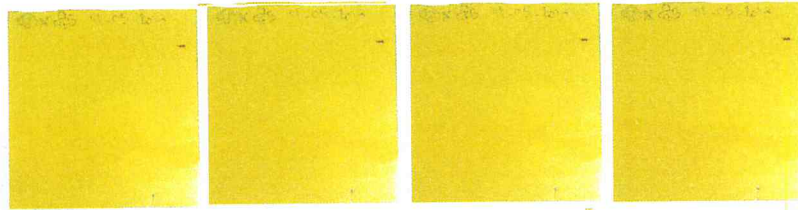


Figure IV.4 : Illustration de découpage du film pour calibration

La même procédure a été suivie pour le découpage des films pour les mesures des profils

Pour les mesures de rendement en profondeurs le film a été découpé comme illustré sur la figure IV.5

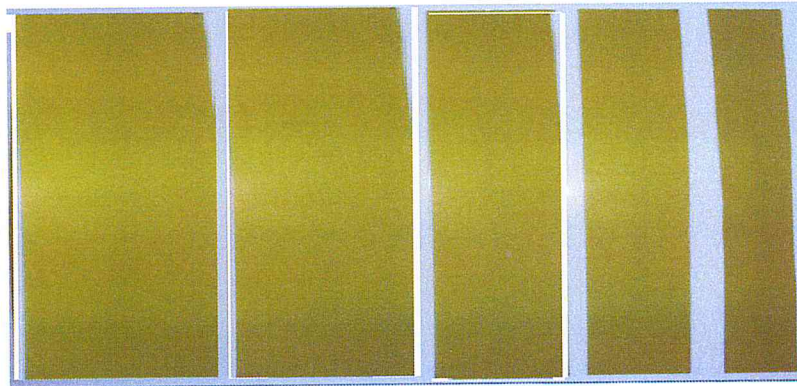


Figure IV.5 Illustration de découpage du film pour les rendements en profondeur

IV.2.4 Les caractéristiques des détecteurs utilisés dans notre comparaison

Ces chambres d'ionisation illustrées dans le tableau VI.1 ont été utilisées dans les mesures de [4], qui nous ont servi pour effectuer la comparaison entre les mesures reçues des films Gafchromic EBT2.



Détecteur	Volume sensible	Dimension Du volume de détection	Photo
Pinpoint : PTW 31014	0,015 cm ³	Diamètre : 2mm Longueur : 5mm	
Semiflex : PTW 31010	0,125 cm ³	Diamètre : 5,5 mm Longueur : 6,5 mm	

Tableau IV.1 : Les caractéristiques des chambres d'ionisation utilisé dans les mesures de (4)

Ces mesures ont été effectuées avec le même accélérateur linéaire et dans un fantôme d'eau comme illustré dans la figure IV.6

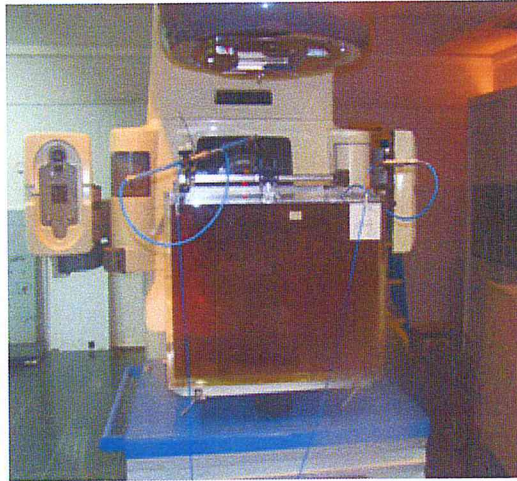


Figure IV.6 : le fantôme d'eau utilisé dans les mesures de (4)

IV. 3. Méthodes

Les méthodes de mesures utilisées concernent :

- 1) L'acquisition des courbes de rendement de dose en profondeur avec le film Gafchromic pour les 5 petites tailles de champs.
- 2) L'acquisition des courbes de profils de dose pour cinq petites tailles de champs.

Pour accomplir ce travail nous avons suivi plusieurs étapes, la méthode détaillée est décrite dans ce qui suit.

Avant de commencer les mesures il a fallu étalonner le film Gafchromic EBT2

IV.3.1 L'étalonnage du film

La calibration de la réponse du film est la première condition du protocole dosimétrique. Elle est primordiale dans l'établissement de l'exactitude et la reproductibilité du procédé global de mesure et d'évaluation dosimétrique

IV.3.1.1 Méthode de mesure

Nous avons calibré dans un fantôme solide en PMMA équivalent eau porté sur la figure IV.2 à une profondeur de 5 cm avec un faisceau de photons de 6 MV de l'accélérateur Clinac 2100c à DSP 100 cm pour film découpé en 4 carreaux identique de 6 cm de côté marqués selon le repère de symétrie lors de découpage la dose à appliquer et la date de l'irradiation.

Pour effectuer les mesures afin de tracer la courbe d'étalonnage du film nous avons suivi la méthode ci-dessous :

On positionne le fantôme horizontalement dans le champ d'irradiation, on vérifie avec le champ lumineux que le champ d'irradiation est bien centré, on place Les films Gafchromics EBT2 de mesure en veillant à ce qu'il soit bien centré , ces films ont été scotché à chaque fois sur le fantôme et sont irradiés avec un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et avec différentes doses délivrées 50, 100, 150, 200 UM respectivement

Le schéma expérimental et les figures suivantes illustrent la méthode suivie :

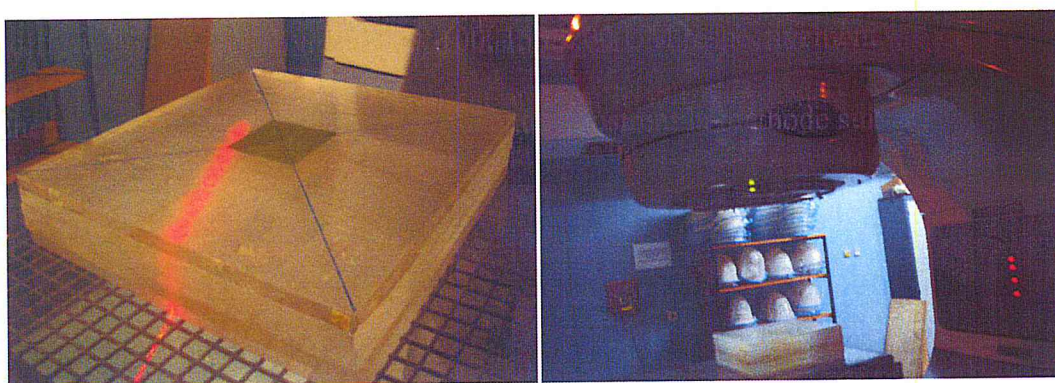


Figure IV.7 : à gauche la géométrie d'irradiation et à droite l'irradiation du film par l'accélérateur pour la calibration du film

IV.3.2 Les profils de dose

Pour les mesures de profils avec les films Gafchromic, nous avons utilisé le même concept que la mesure de la courbe d'étalonnage, un fantôme de PMMA positionné horizontalement sur lequel le morceau de film a été scotché (figure IV.8), nous avons vérifié que pendant l'irradiation, le film reste parfaitement horizontal. Nous avons réalisé les mêmes conditions d'irradiation pour les cinq champs ($0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$, $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$)

- ✓ DSP : 100 cm
- ✓ La profondeur à 5cm
- ✓ Une dose de 200 UM (2 Gy)

Deux mesures pour chaque taille ont été réalisées.

Les figures suivantes illustrent la fixation et l'irradiation du film



Figure IV.8 à gauche la géométrie d'irradiation et à droite irradiation du film par l'accélérateur pour le profil de dose

IV.3.3 Mesures des rendements en profondeurs

Pour la détermination des rendements en profondeur avec les films Gafchromic, nous avons utilisé le même support des plaques en PMMA positionné verticalement sur lequel le film a été scotché (figure IV.8), nous avons vérifié que pendant l'irradiation, le film reste parfaitement vertical et ne présente pas d'ondulation. Nous avons réalisé les mêmes conditions d'irradiation pour les cinq champs ($0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$, $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$)

- ✓ DSP : 100 cm
- ✓ Une dose de 200 UM(2 Gy)
- ✓ Le film est placé sur l'axe de faisceau

Les figures suivantes illustrent la fixation et l'irradiation du film

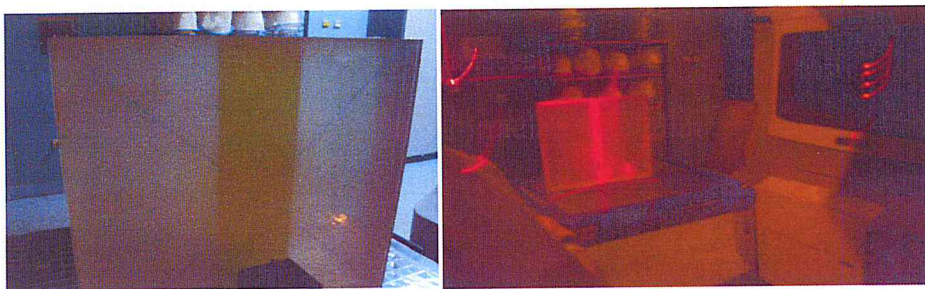


Figure IV.9 : à gauche la géométrie d'irradiation et à droite irradiation du film par l'accélérateur pour les courbes de rendement en profondeur

Une fois l'irradiation terminée On attend 24h à 48h pour procéder à la lecture des films.



Figure IV 10 : Illustration des films après irradiations pour la calibration des films

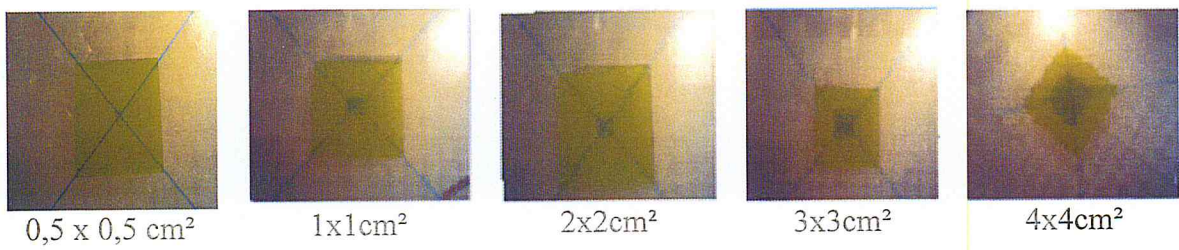


Figure IV.11 illustration des films de profils de doses après irradiation

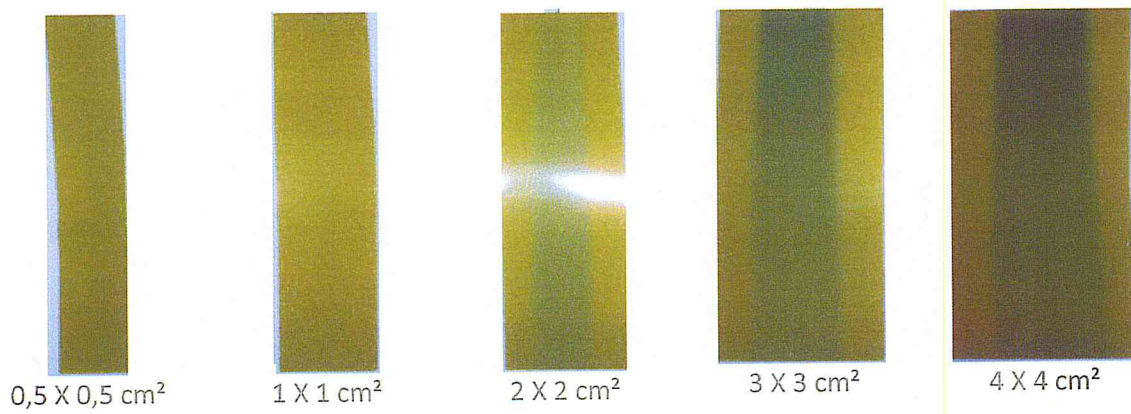


Figure IV.12: illustration des films des courbes de rendement en profondeurs après irradiations

CHAPITRE V

Résultats et discussions

V.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous procédons à la lecture des films irradiés et nous présentons les résultats de nos mesures ,à savoir, la courbe d'étalonnage du film, les courbes de dose en profondeur et les courbes de profil de dose obtenues à l'aide du film Gafchromic, comparés avec celle obtenues des chambres Semiflex 0,125 cm³ et la chambre Pinpoint 0,015 cm³

V.2 Scanner

A l'aide d'un scanner (figure V.1) Epson perfection V750 PRO on procède à la numérisation des films ; on scanne les films en les posant dans la même position que celle avec laquelle ils ont été irradiés en prenant soin de les maintenir horizontaux au centre du scanner , et à l'aide du logiciel associé au scanner (film QA Pro) on scanne tous les films un par un en mode réflexion et transmission pour choisir le mode adéquat de lecture.



Figure V.1 : Scanner Epson

Lors de l'opération de la numérisation des films, on a ouvert des répertoires pour l'étalonnage des films, les profils de doses et les rendements en profondeurs. Ce logiciel permet de récupérer les données de la courbe de l'étalonnage, des profils et des rendements en profondeur.

V.2.1 La courbe d'étalonnage

Les films ont été déposés au centre dans la même position que celle de l'irradiation, et on a procédé à la numérisation des films en mode réflexion et transmission comme illustré dans la figure V.2

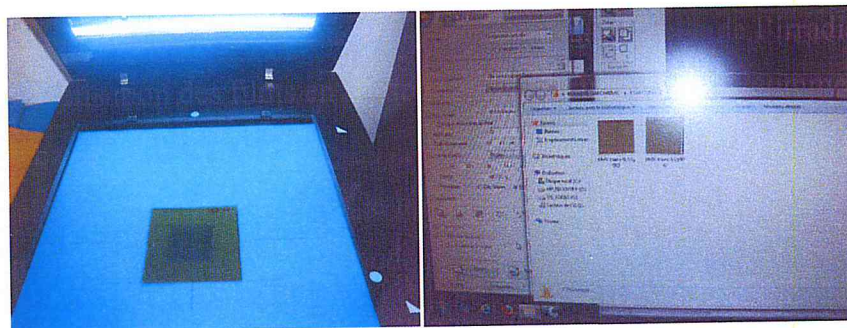


Figure V.2 la méthode de scanne des films de calibration

Le balayage du film par mode transmission consiste à mettre le cache lors de scanne des films et le mode réflexion les films sont scannés sans ce cache.

La lecture des films irradiés avec une taille de champ de 10cmx10cm en appliquant les doses de 0,5 Gy, 1 Gy, 1,5 Gy et 2 Gy ont donnés la courbe présentée ci-dessous :

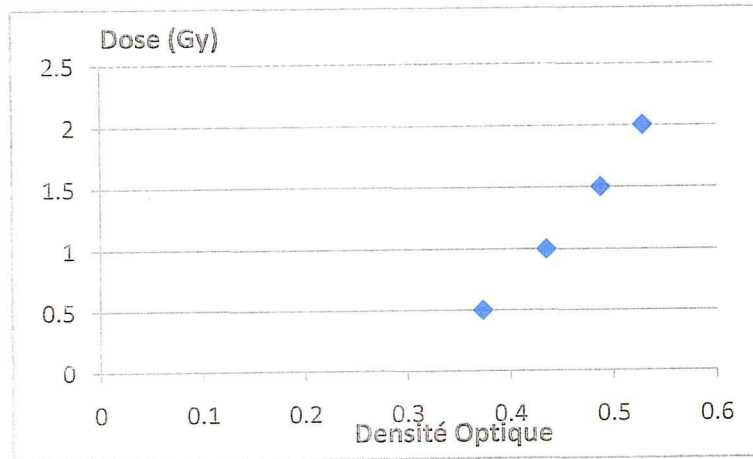


Figure V.3 La courbe d'étalonnage mode réflexion

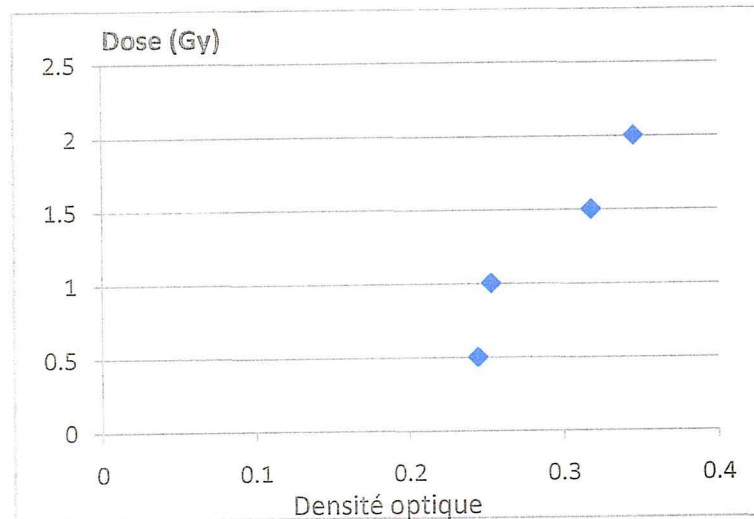


Figure V.4 La courbe d'étalonnage mode transmission

On remarque que la courbe d'étalonnage par mode réflexion a une allure droite par contre en mode transmission n'est pas tout à fait droite, donc le mode réflexion est meilleur que le mode de transmission, de ce fait pour nos lectures on va opter pour le mode réflexion.

V.2.2 Caractérisation du film Gafchromic EBT2

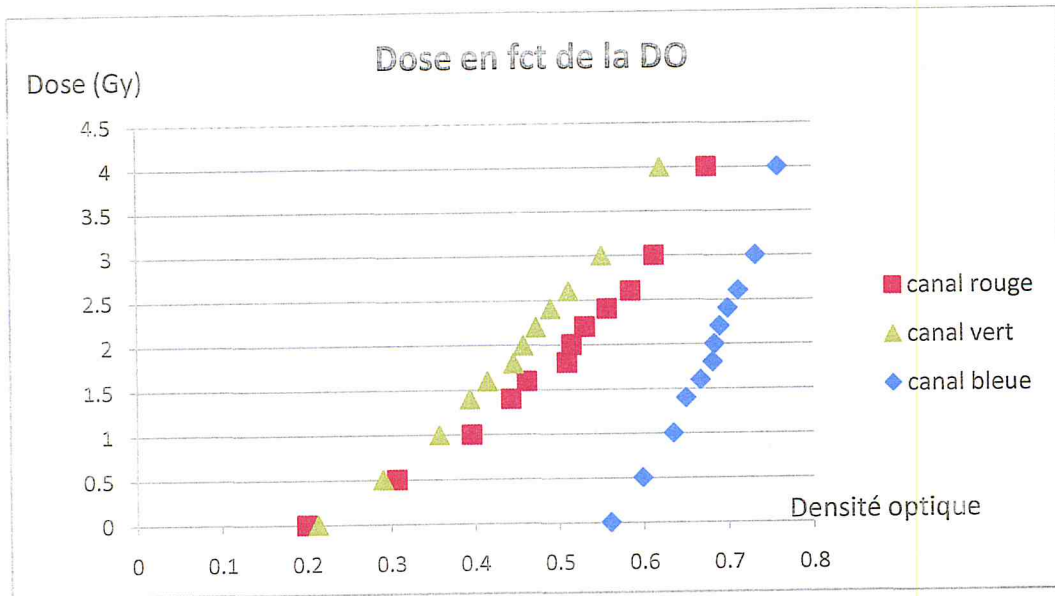


Figure V.5 la courbe de la dose en fonction de la densité optique

Sur la courbe de calibration des films Gafchromic EBT2 avec les trois canaux rouge, vert et bleu scannés individuellement et au centre sur le scanner, on remarque que le canal rouge est le plus stable car les courbes obtenues ne sont pas déformées, donc pour nos lecture des films on opte pour ce cana rougel.

V.2.3 Mesures des profils de dose

Le même concept de lecture sur le scanner a été suivi pour les films irradiés avec une dose de 2Gy a une profondeur de 5cm pour les tailles de champs 0,5cmx0,5cm, 1cmx1cm, 2cmx2cm, 3cmx3cm, 4cmx4cm comme présenté dans la figure ci-dessous :

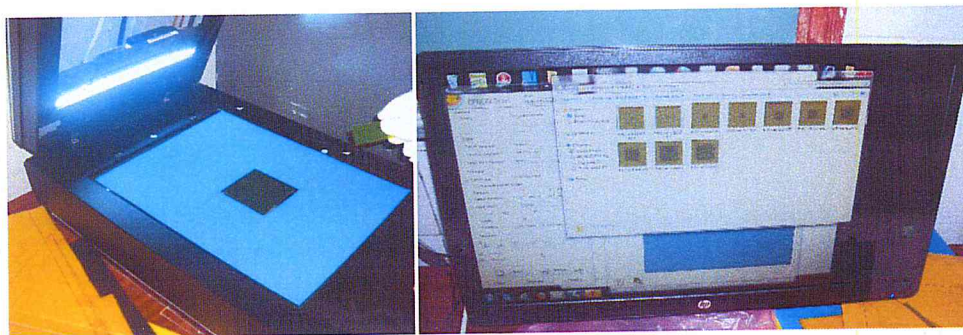


Figure V.6 : La méthode de scanne des films irradiés relatifs au profil de dose

La lecture des films nous a permis de tracer les courbes de profils de doses reçus par films énumérés ci-après :

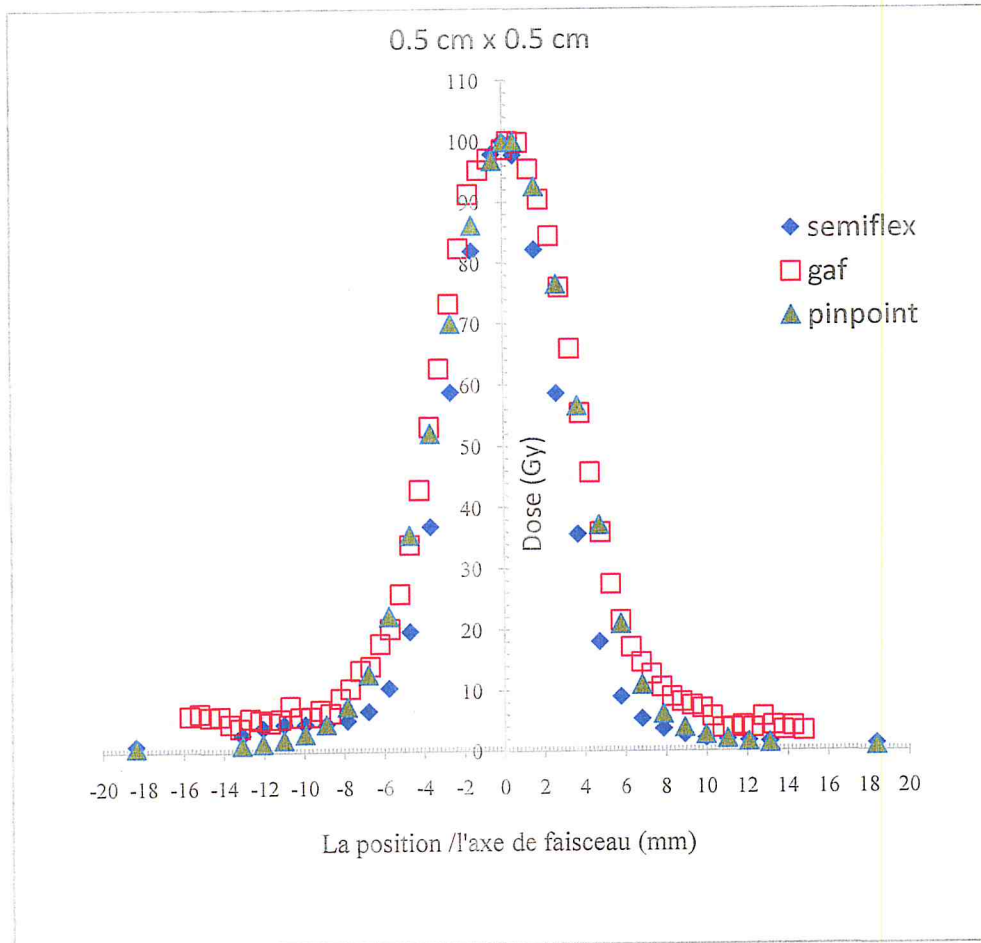


Figure V.7 Comparaison des courbes des profils pour Semiflex, Pinpoint et Gafchromic pour la taille de champ 0,5 cm x 0,5 cm

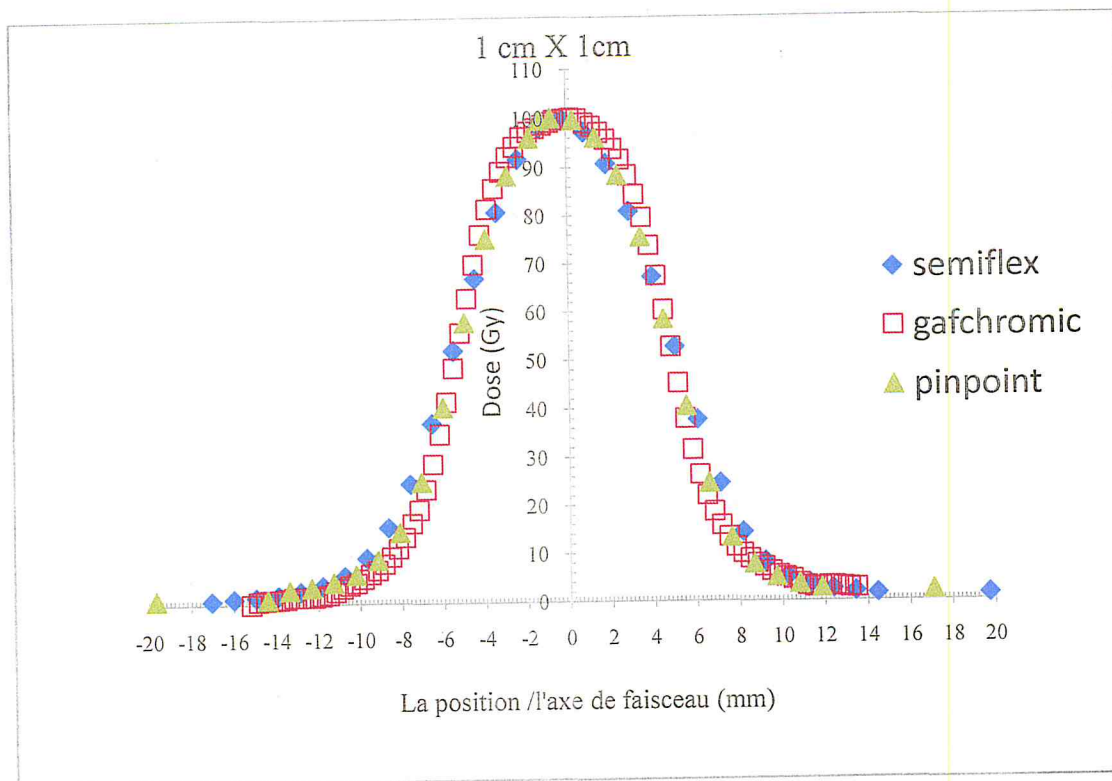


Figure V.8 Comparaison des courbes des profils pour Semiflex, Pointpoint et Gafchromic pour la taille de champ 1 cm x 1 cm

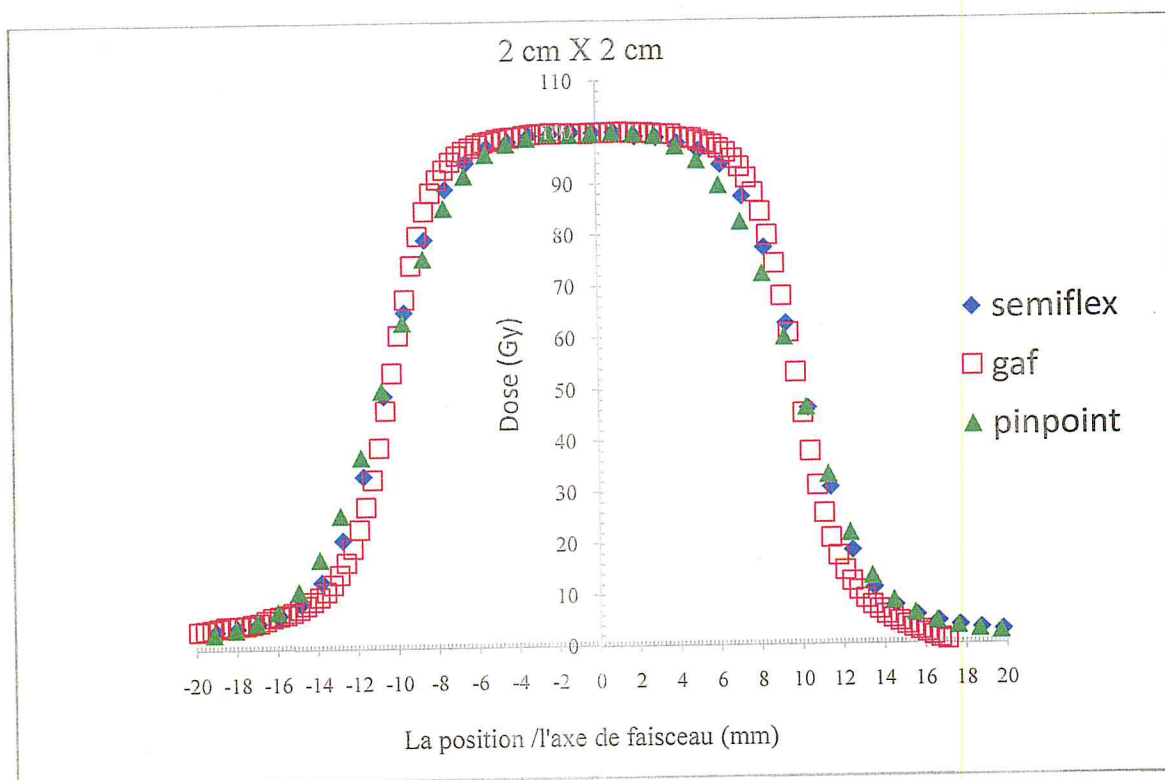


Figure V.9 Comparaison des courbes des profils pour Semiflex, Pinpoint et Gafchromic pour la taille de champ 2 cm x 2cm

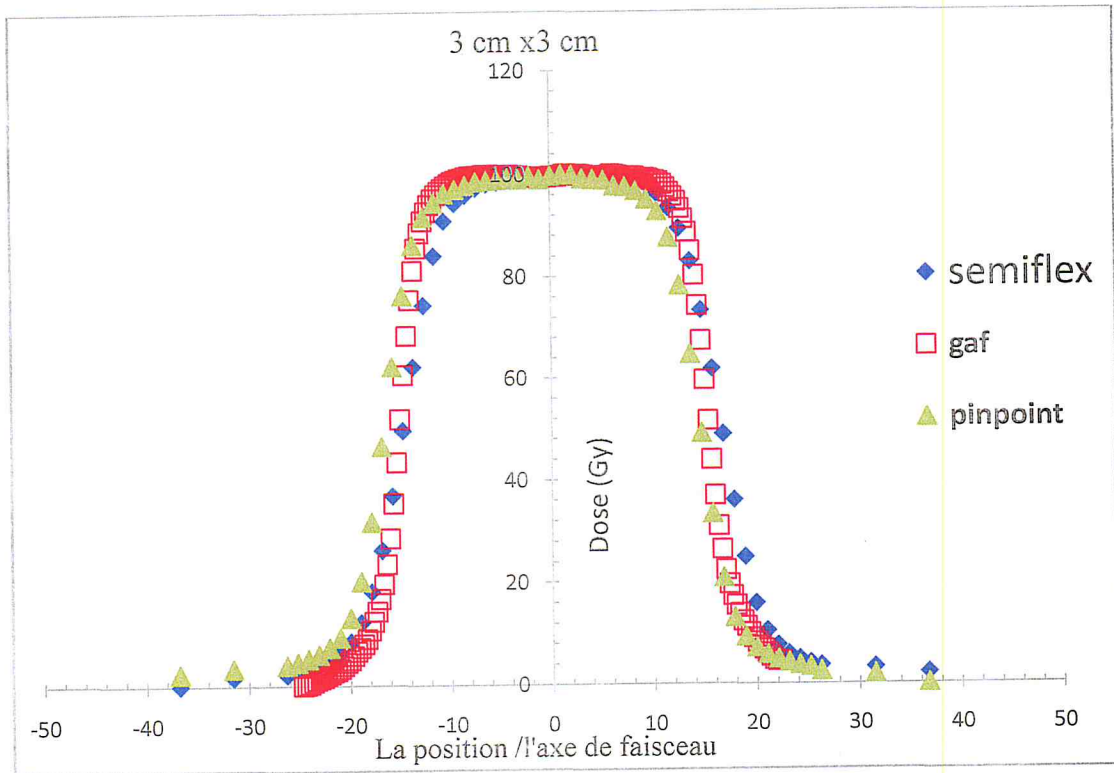


Figure V.10 Comparaison des courbes des profils pour Semiflex, Pinpoint et Gafchromic pour la taille de champ 3 cm x 3 cm

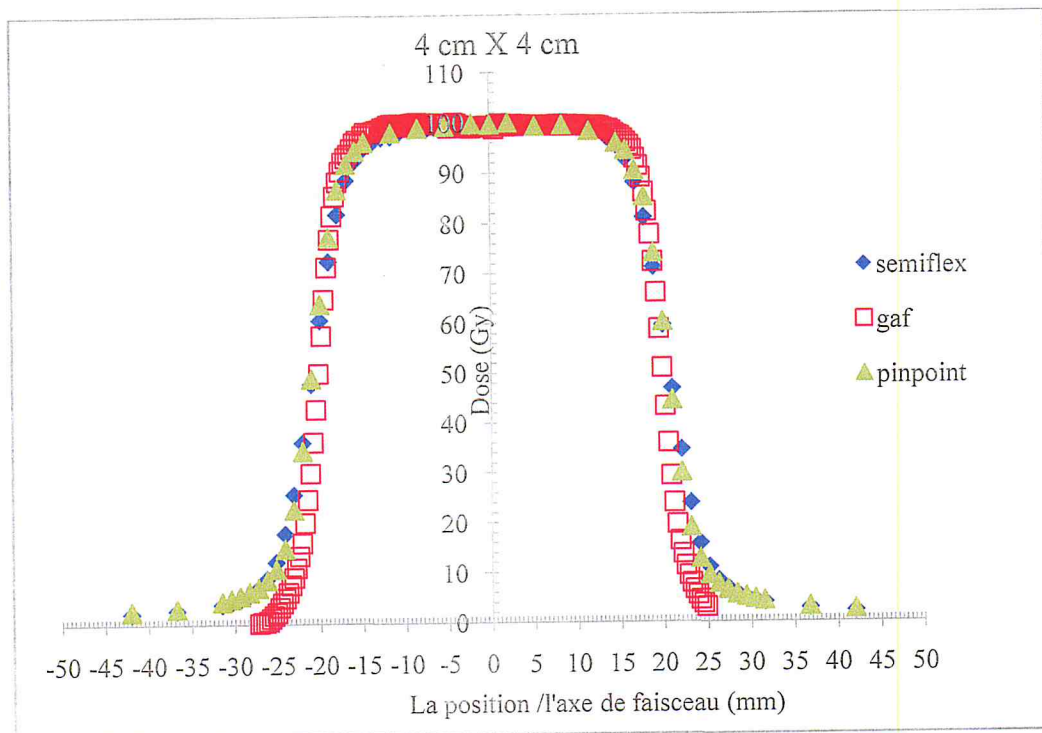


Figure V.11 Comparaison des courbes des profils pour Semiflex, Pinpoint et Gafchromic pour la taille de champ 4 cm x 4 cm

	0,5 x 0,5			1 x 1			2 x 2			3 x 3			4 x 4		
	Sflex	pnpt	EBT2	Sflex	pnpt	EBT2	Sflex	pnpt	EBT2	Sflex	pnpt	EBT2	Sflex	pnpt	EBT2
Dév axe (mm)	0,11	0,01	0,04	0,02	0	0,05	0,15	0,1	0,01	0,04	0,08	0	0,05	0,15	0,02
Pén gauche (mm)	4,04	3,04	2,38	4,7	4,05	2,9	5,37	4,4	3	5,63	4,58	3,3	5,79	4,84	3,4
Pén droite (mm)	3,47	2,93	2,2	4,59	3,93	2,78	5,2	4,34	2,98	5,48	4,45	3,3	5,61	4,64	3,2
taille du champ à l'iso (cm)	0,746	0,578	0,53	1,033	0,991	1,02	2,06	2,02	1,99	3,06	3,04	3	4,2	4,1	3,98
Symt (%)	4,17	0,84	0,6	1,43	0,12	0,1	1,05	0,78	0,6	1,32	0,91	0,8	1,4	0,62	0
Homog (%)	18,38	18,57	17,1	17,47	16,39	11,9	14,46	11,54	5,5	9,04	6,86	3,9	5,85	4,37	2,4

Tableau V.1 Comparaison des courbes des profils de dose

Dév.Axe (déviation du centre du champ de l'axe central) : calculé à partir de la position du centre du champ, la pénombre est calculé à partir de la distance entre la position du 80% et 20% dont Pén gauche : la largeur de la pénombre gauche côté gauche de la courbe et pén droite : la largeur de la pénombre côté droit de la courbe. Taille du champ est égal à la largeur de l'isodose 50% par rapport à l'origine de la courbe et la taille du champ à l'isocentre est calculé à partir de la projection de la taille du champ à l'isocentre.

La symétrie indique la symétrie de la courbe dans la zone homogène, donnée par

$$\left[\frac{D(x)}{D(-x)} \right]_{\max} \times 100 \%, \text{ Homog : indique la zone d'homogénéité dans la zone homogène,}$$

$$\text{donné par } \frac{(D_{\max} - D_{\min})}{D_{\max} + D_{\min}} \times 100\%$$

A partir des courbes de profil, on a procédé à l'évaluation des mesures de la pénombre des trois détecteurs.

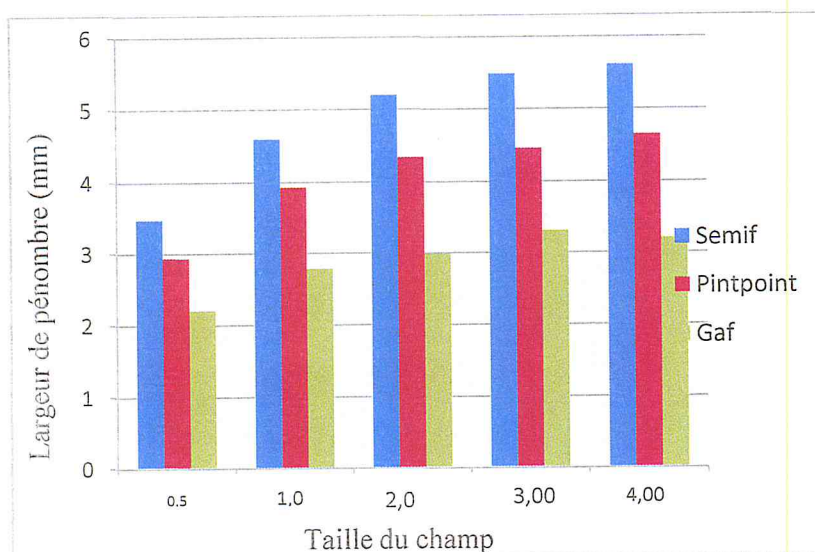


Figure. V.12 : Estimation de la pénombre

D'après l'analyse de la courbe d'estimation des valeurs de la pénombre relatives aux trois détecteurs, on remarque que la pénombre mesurée dépend cruciallement de volume de détecteur.

Comme attendu, la chambre semiflex surestime la valeur de la pénombre par rapport à la PinPoint et le film Gafchromic à cause de l'effet de volume de la chambre

Le film donne la petite valeur de pénombre. Un grand volume de détecteur entraîne une augmentation des pénombres.

V.2.4 Mesures des rendements en profondeur

Le même concept de lecture sur le scanner a été suivi pour les films irradiés avec une dose de 2Gy pour les tailles de champs 0,5cmx0, 5cm-1cmx1cm-2cmx2cm-3cmx3cm-4cmx4cm pour une distance source surface (DSP) de 100 cm jusqu'à une profondeur de 20cm comme présenté dans la figure ci-dessous :

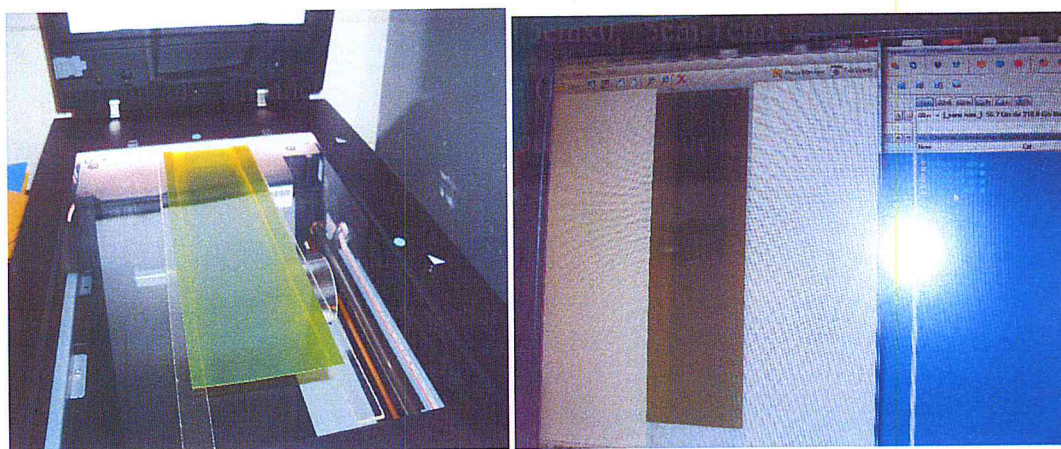


Figure V.13 La méthode de scanne des films irradiés relatifs au rendement en profondeur

La numérisation des films nous a permis de tracer les courbes de PDD suivantes : le scanne du film relatif à la taille $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ n'a pas donné des résultats en raison d'une mauvaise irradiation.

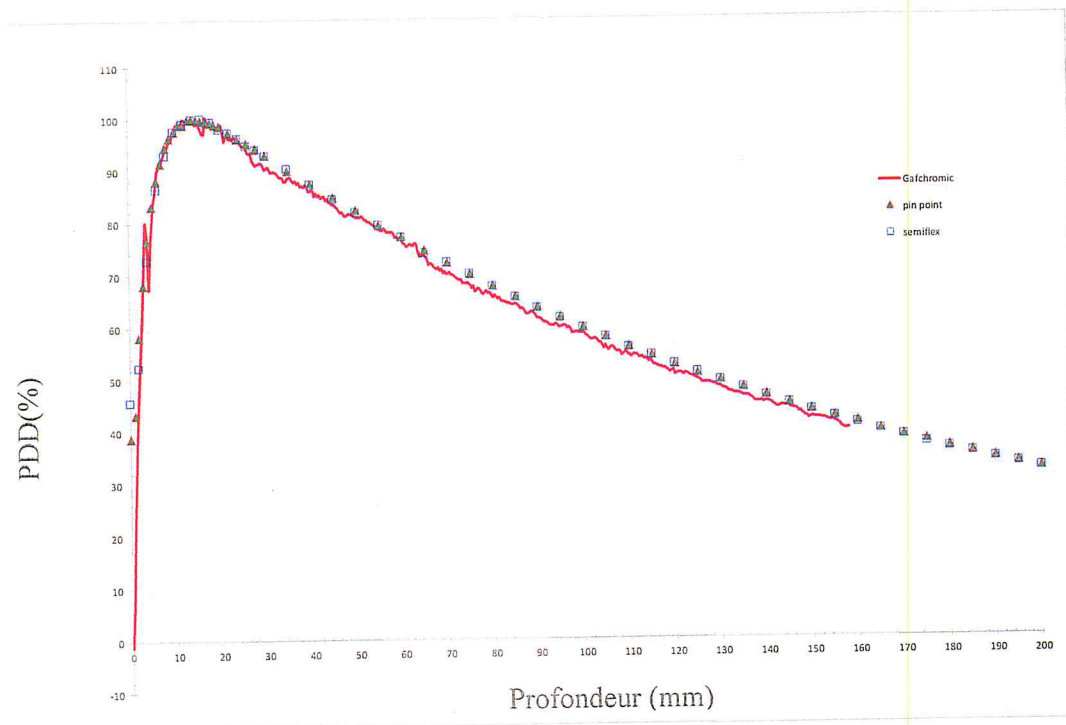


Figure V.14 Comparaison des courbes de PDD pour les trois détecteurs pour la taille de champ $1 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$

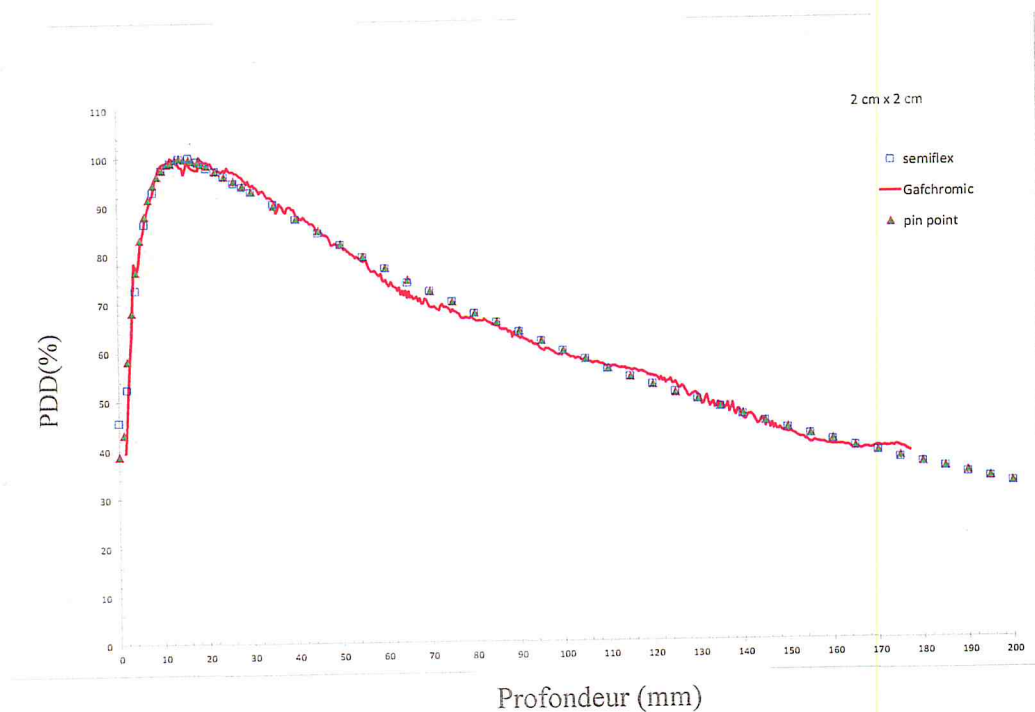


Figure V.15 Comparaison des courbes de PDD pour les trois détecteurs pour la taille de champ $2 \text{ cm} \times 2 \text{ cm}$

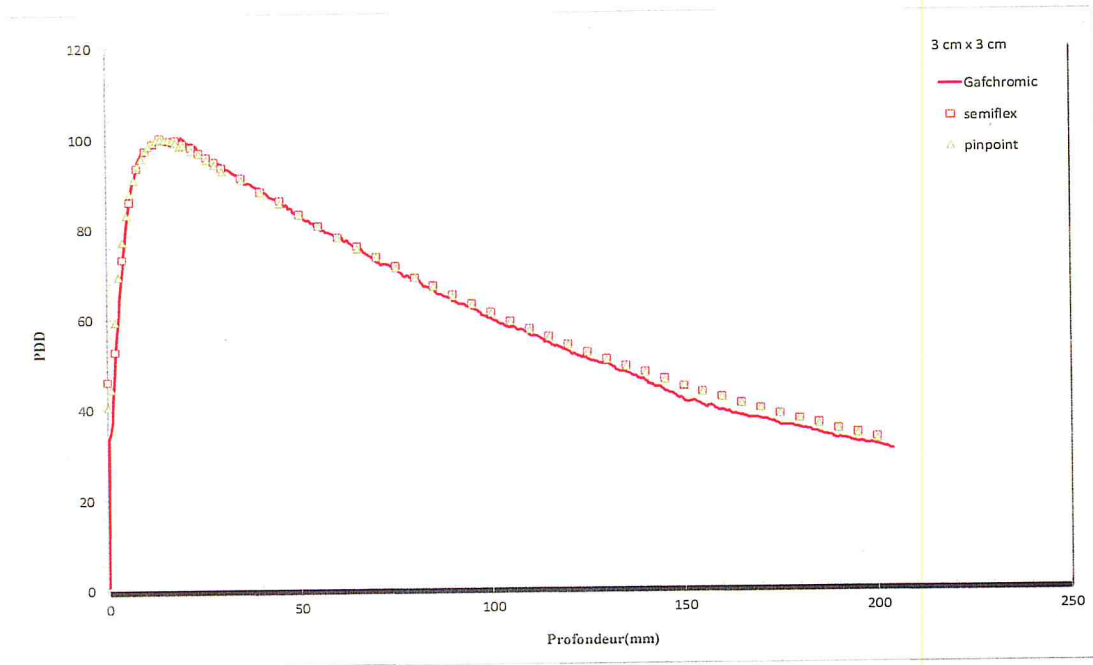


Figure V.16 Comparaison des courbes de PDD pour les trois détecteurs pour la taille de champ 3cm x 3cm

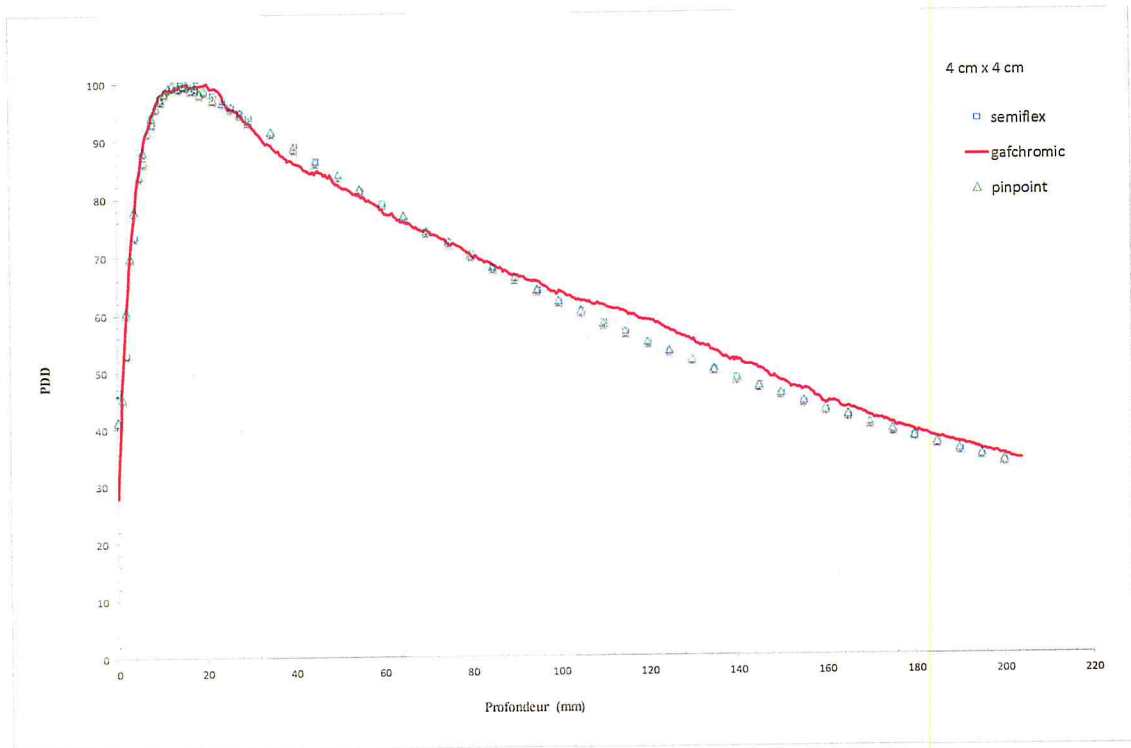


Figure V.17 Comparaison des courbes de PDD pour les trois détecteurs pour la taille de champ 4cm x 4cm

	1x1			2x2			3x3			4x4		
	Sflex	Pnpnt	Gaf	Sflex	Pnpnt	Gaf	Sflex	Pnpnt	Gaf	Sflex	Pnpnt	Gaf
R100(cm)	1,35	1,30	1,4	1,57	1,40	1,6	1,59	1,40	1,41	1,60	1,50	1,65
R80(cm)	5,10	4,98	5,2	5,35	5,34	5,45	5,57	5,54	5,58	5,79	5,82	5,6
R50(cm)	12,58	12,31	12,6	12,78	12,81	12,9	13,16	13,14	13,50	13,50	13,46	13,8
Ds(%)	51,76	43,40	0	47,23	40,92	41	47,54	42,69	0	48,28	43,78	30
D100(%)	58,68	57,92	59	59,50	59,47	59,2	60,96	60,67	59,6	61,97	62,06	61,1
D200(%)	31,75	31,21	31,8	31,91	32,24	31,8	33,01	32,8	533,80	33,63	33,81	32,8

Tableau V.2 Comparaison de courbes des rendements

R100 : profondeur du maximum;

R80 : profondeur de 80% de dose;

R50: profondeur de 50% de dose

Ds : Dose (en pourcentage) à la surface du fantôme;

D100 : Pourcentage de dose à 10 cm;

D200 : Pourcentage de dose à 20 cm;

V.3 Analyse et discussions

L'analyse des courbes des profils de dose pour les trois détecteurs fait ressortir ce qui suit :

- La dose au niveau du plateau central est sous-estimée par la chambre Semiflex pour toutes les petites tailles de champs.
- La déviation par rapport à l'axe central est exprimée pour la chambre Semiflex au niveau des champs 0,5x0,5 cm² et 2x2 cm², la Pinpoint annonce une déviation significative pour les champs 2X2 cm² et 4x4 cm² et par contre le film présente une déviation par rapport à l'axe central presque nulle. Cette déviation doit être corrigée par un meilleur positionnement de la chambre pinpoint notamment quand nous sommes en présence de petits champs où la symétrie s'en trouvera modifiée.
- Une surestimation des valeurs de la largeur de la pénombre de la chambre Semiflex par rapport à la Pinpoint, qui sont à leur tour surestimées par rapport au film Gafchromic due à la taille du volume du détecteur.
- La taille de champ à l'isocentre, est surestimée par la chambre Semiflex pour les petites tailles de champs en appliquant la méthode FWHM (Full Width at Half Maximum)
- La symétrie du faisceau est généralement respectée pour la Pinpoint et le film sauf pour le champ 0,5cm x 0,5cm.
- Le film présente une meilleure homogénéité que les chambres.

L'analyse des courbes de rendement en profondeur montre que :

- La profondeur du maximum de dose est surestimée par la chambre Semiflex, notamment pour les très petits champs.
- Une dégradation rapide de la profondeur du maximum de dose à partir du champ 2x2 pour les trois détecteurs.
- Les pentes des PDD pour le film ne sont pas tout à fait correctes entre les profondeurs 30-40, 60-80 et 110-140 mm et les courbes changent de pente d'une façon anormale, les causes peuvent être à mon avis plusieurs :
 - Une mauvaise calibration en dose.
 - Les conditions expérimentales ne sont pas adéquates : le film n'est pas parfaitement vertical (peut avoir des ondulations)
 - Le non uniformité de dose du film
- Pour les courbes des tailles de champs 1cmx1cm et 3cmx3cm du film Gafchromic, nous remarquons une dose nulle à la surface; cette anomalie est probablement due à une irradiation erronée du film.
- Le rendement en profondeur diminue avec la diminution de la taille de champ.

Quelles conclusions pouvons-nous en tirer ?

L'étude comparative entre les dosimètres investigués a permis de mettre à jours les comportements de chacun d'entre eux, ainsi que d'expliquer les phénomènes sous-jacents à leurs différences :

1. La chambre Pinpoint montre une excellente réponse dans les mesures de rendements en profondeurs, toutefois, lorsque la grandeur du champ est réduite, la chambre à ionisation sous-estime la dose déposée, ce qui est principalement attribuable à la taille de sa zone sensible qui cause un effet de moyennage.
2. Les films Gafchromics donnent une meilleure réponse dans les mesures de profils de doses, ces détecteurs possèdent de nombreuses caractéristique requises pour assurer une bonne précision pour toutes les grandeurs de champs, ils combinent une bonne résolution spatiale, une indépendance angulaire et énergétique, ainsi qu'une composition équivalente à l'eau. Aux énergies utilisées, ces propriétés les rendent intéressants à titre de référence.
3. L'application de la méthode FWHM surestime la taille du champ.
4. Un grand volume de détection entraînera une augmentation des largeurs de pénombres ce qui induit inévitablement des erreurs dans le calcul des distributions de doses

Conclusion :

L'objectif de notre étude consiste à étudier la réponse de différents détecteurs dans un faisceau de photon 6 MV pour des petites dimensions de champs. Nous avons ainsi comparé les mesures issues de la chambre Pinpoint 0,015 cc et de la chambre Semiflex 0,125 cc [4] avec les mesures réalisées avec le film Gafchromic EBT2, les paramètres suivants ont fait l'objet de notre comparaison :

- Les profils de dose
- Les rendements de dose en profondeur (PDD)

Pour chaque ensemble de mesures, nous avons décrit les conditions dans lesquelles elles ont été réalisées et nous avons abouti à un ensemble de résultats préliminaires dont les plus significatifs sont :

1. La chambre Pinpoint montre une excellente réponse dans les mesures de PDD
2. Le film Gafchromic EBT2 donne une meilleure réponse dans les profils de doses
3. Les contraintes à respecter pour un bon dosimètre de mini-faisceaux :
 - ❖ Petit volume de détection.
 - ❖ Matériaux équivalents eau.
4. Le choix du détecteur pour les petits champs doit aussi porter sur un détecteur possédant une résolution spatiale très élevée, indépendant de débit de dose et de l'énergie du faisceau.
5. Réaliser des mesures dans les milieux homogènes et dans les milieux hétérogènes avant application clinique.
6. Il faut tenir compte de la géométrie de la source.
7. Trouver une méthode autre que la largeur à mi-hauteur (FWHM) pour évaluer la taille réelle du champ.

Tel qu'il le fut mentionné au long de cette étude, la dosimétrie des petits champs est un domaine rempli de défis qui n'ont pas encore été relevés par un même détecteur.

La méthode prometteuse pour le bon choix du détecteur est l'utilisation des simulations Monté Carlo pour différents détecteurs cités dans la littérature, par une validation expérimentale obligatoire, nous pouvons citer le diamant qui est un détecteur à étudier pour son utilisation optimale dans la dosimétrie des mini-faisceaux.

CONCLUSION

D'ailleurs, des études sont en cours pour le développement d'un détecteur diamant de petites dimensions conçu pour la dosimétrie des petits champs dans le cadre du projet « DIADOMI », ce programme est piloté par la CEA-List et l'IRSN.

Bibliographie :

- [1] Rapport IRSN 2012 N°15 page 14
- [2] Das, I.J., Ding, G.X. Ahnesjo, A., Small fields: non-equilibrium radiation dosimetry. *Med Phys*, 2008. 35(1): p. 207.
- [3] *Medical Physics International* " A journal of the International Organization for Medical Physics Volume 1 N°1 march 2013 page 81-89
- [4] Nassima SISSAOUI « Caractérisation des faisceaux de RX 6MV pour les petits champs » mémoire présenté à l'université SAAD DAHLAB- Blida en vue d'obtenir le Diplôme de Master, Juillet 2012.
- [5] C. Cohen-Tannoudji, J. Dupont-Roc, G. Grynberg, « Processus d'interaction entre photons et atomes. *Savoirs Actuels* » (1988)
- [6] Glenn F. Knoll « *Radiation Detection and Measurements*, Wiley and Sons, Inc 1979.
- [7] Ressell . K Hobbie, Bradley, J. Roth "Intermediate Physics for Medicine and Biology , Edition: Springer, 4th (2007)" ISBN-13-978-0387-030942-2
- [8] Christine Jimonet et Henri Metivier « *Personne Compétente en radioprotection Réglementation*. EDP Sciences 2007. France, ISBN : 978-2-86883-948-0
- [9] D. Blanc, « *les rayonnements ionisants- détection, dosimétrie, spectrométrie*. (Seconde édition) . ED : Masson, Paris 1997.
- [10] D.J. Gambini, R. Granier « *Manuel pratique de radioprotection* », 1997.
- [11] Christophe Champion "Interaction des ondes et des particules avec matière biologique »
- [12] Andreo, P. Brahme, A, Stopping power data for high energy photon beams, *Phy Med, Biol*, 1986 P 839-58
- [13] Ervin. B. Podgorsak "Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and students" International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria, (2005).
- [14] S. Derremeaux, G. Boisserie, G. Brunet, I. Buchheit, T. Sarrazin, M. Chea, C. Huet, I. Robbes et F. Trompier. " Mesure de la dose absorbée dans les faisceaux de Photons de très petites dimensions utilisés en Radiothérapie stéréotaxique ". Société Française de Physique Médicale. Rapport final du groupe de travail IRSN/SFPM/SFRO. Rapport DRPH/SER n° 2008-18.
- [15] Bushberg Jerrold T *The Essential Physics of Medical Imaging*. Second edition, Lippincott Williams et Wilkins, 2002.
- [16] Myriam Coulibaly et Boris Geynet. "Evolution technologique en radiothérapie externe" ; Université de Technologie Compiègne 2001.

- [17] [21]. Détection des rayonnements ionisants.
<http://ead.univangers.fr/~jaspard/Page2/Cours/5Rayon Ionisant/Cours6/1Cours6.htm>
- [18] Systèmes de dosimétrie de chambre d'ionisation
<http://www.geniophysiqueusto.unblog.fr/files/2009/03/chambresdionisation.pdf>
- [19] Bjärngård BE, Tsai J-S, Rice RK. Doses on central axes of narrow 6 MV x-ray beams. *Med Phys* 1990;17:794–9.
- [20] Higgins PD, Sibata CH, Siskind L, Sohn JW. Deconvolution of detector size effect for small field measurement. *Med Phys* 1995;22:1663–6.
- [21] IAEA report 398: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. International Atomic Energy Agency-Vienna; 2000.
- [22] Manens JP, Buchheit I, Beauvais H, Gaboriaud G, Mazal A, Piret P. Dosimétrie des faisceaux de photons de faibles dimensions. *Cancer/Radiother* 1998;2:105–14.
- [23] C. Martens, I. Cleays C. De Wagter and W. De Neve, « The value of radiographic film for characterization of intensity-modulated beams » *Phys. Med. Biol.*, vol. 47, n°13, pp 2221-2234, July 2002
- [24] A. Djouguela, R. Kollhoff, A. Rubah, D. Harder, and B. Poppe, “The Schwarzschild effect of the dosimetry film EDR2” *Phys. Med. Biol.*, vol. 50, n°21, pp. N317-N321, Novembre 2005.
- [25] Garcia R., Anah J. Dosimétrie par films : aspects pratiques de la mise en traitement par modulation d'intensité.
- [26] Review of Radiation oncology physics (syllabus) ed. may 2003.
- [27] David F. Lewis, Radiochromic film, International Specialty Products, October 20, 2010.
- [28] Gafchromic EBT2; self-developing film for radiotherapy dosimetry October 7, 2010
- [29] David F. Lewis, using radiochromic film, tips and techniques; International Specialty Products, October 22, 2010.
- [30] Caroline Lafond, Soizic Sorel ; Evaluation et comparaison de l'homogénéité de réponse des films GAFCHROMICS EBT2.
- [31] International Specialty Products : GAFCHROMIC EBT Sleeve User Guide
- [32] David F. Lewis, Radiochromic Film and Dosimetry using Multiple Color Channels, June 9, 2011.

- [33] Low DA, Mutic S, Dempsey JF, Gerber RL, Bosch WR, Perez CA, et al. Quantitative dosimetric verification of an IMRT planning and delivery system. *Radiother Oncol* 1998;49:305–16.
- [34] N. Jornet, M. Ribas, and T. Eudaldo, “In vivo dosimetry intercomparison between p-type based and n-type based” *Med. Phys.*, vol. 27, n°6 pp 1287-1293, June 2000.
- [35] A. S. Saini and T. C. Zhu, “Energy dependence of commercially available diode detectors for in-vivo dosimetry,” *Med. Phys.*, vol. 34, n°5, pp. 1704-1711, May 2007.
- [36] D. Wilkins, X. A. Li, J. Cygler, and L. Gerig, “The effect of dose rate dependence of p-type silicon detectors on linac relative dosimetry,” *Med. Phys.*, vol. 24, n°6, pp. 879-881, June 1997.
- [37] A. S. Saini and T. C. Zhu, “Dose rate and SDD dependence of commercially available diode detectors,” *Med. Phys.*, vol. 31, n°4, pp. 914-924, April 2004.
- [38] G. Rikner and E. Grusell, “Patient dose measurements in photon fields by means of silicon semiconductor detectors,” *Med. Phys.*, vol. 14, n°5, pp. 870-873, September 1987.
- [39] A. S. Saini and T. C. Zhu, “Temperature dependence of commercially available diode detectors,” *Med. Phys.*, vol. 29, n°4, pp. 622-630, April 2002.
- [40] D. Marre and G. Marinello, “Comparison of p-type commercial electron diodes for in vivo dosimetry,” *Med. Phys.*, vol. 31, n°1, pp. 50-56, January 2004.
- [41] A. B. Rosenfeld, “Electronic dosimetry in radiation therapy,” *Rad. Meas.*, vol. 41, Suppl. 1, pp. S134-S153, December 2007.
- [42] R. Ramani, S. Russell, and P. O'Brien “Clinical dosimetry using MOSFETs,” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 37, n°4, pp. 959-964, March 1997.
- [43] C. F. Chuang, L. J. Verhey, and P. Xia, “Investigation of the use of MOSFET for clinical IMRT dosimetric verification,” *Med. Phys.*, vol. 29, n°6, pp. 1109-1115, June 2002.
- [44] J. N. Roshau and D. E. Hintenlang, “The characterization of the angular response of an “isotropic” MOSFET dosimeter,” *Health Phys.*, vol. 84, n°3, pp. 376-379, March 2003.
- [45] T. Cheung, M. J. Butson, and P. K. N. Yu, “Effects of temperature variation on MOSFET dosimetry,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 49, n°13, pp. N191-N196, July 2004.
- [46] IPEM report, “Small field MV Photon dosimetry” April 2010, P 88-89
- [47] Hoban PW, Heydarian M, Beckham WA, Beddoe AH. Dose rate dependence of a PTW diamond detector in the dosimetry of a 6 MV photon beam. *Phys Med Biol* 1994;39:1219–29.

- [48] Laub WU, Kaulich TW, Nusslin F. Energy and dose rate dependence of a diamond detector in the dosimetry of 4-25 MV photon beams. *Med Phys* 1997;24:535–6.
- [49] M. Bucciolini, F. Banci Buonamici, S. Mazzocchi, C. De Angelis, S. Onori, and G. A. P. Cirrone, “Diamond detector versus silicon diode and ion chamber in photon beams of different energy and field size,” *Med. Phys.*, vol. 30, n°8, pp. 2149-2154, August 2003.
- [50] W. U. Laub and T. Wong, “The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT,” *Med. Phys.*, vol. 30, n°3, pp. 341-347, 2003.
- [51] C. McKerracher and D. I. Thwaites, “Head scatter factors for small MV photon fields. Part II: The effects of source size and detector,” *Radiother. Oncol.*, vol. 85, n°2, pp. 286-291, November 2007.
- [52] C. De Angelis, M. Casati, M. Bruzzi, S. Onori, and M. Bucciolini, “Present limitations of CVD diamond detectors for IMRT applications,” *Nucl. Instr. Meth. A*, vol. 583, n°1, pp. 195-203, December 2007.
- [53] Deene YD, Wagter CD, Van Duyse B. Three-dimensional dosimetry using polymer gel and magnetic resonance imaging applied to the Verification of conformal radiation therapy in head-and-neck cancer. *Radiother Oncol* 1998;48:283–91.
- [54] Low DA, Dempsey JF, Venkatesan R. Evaluation of polymer gels and MRI as a 3D dosimeter for intensity modulated radiation therapy. *Med Phys* 1999;26:1542–51
- [55] Ibbot GS, Maryanski MJ, Eastman P. Three-dimensional visualization and measurement of conformal dose distributions using magnetic resonance imaging of BANG polymer gel dosimeters. *Int J Radiat Oncol Phys* 1997;38:1097–103.
- [56] Fong PM, Keil DC, Does MD, Gore JC. Polymer gels for magnetic resonance imaging of radiation dose distributions at normal room atmosphere. *Phys Med Biol* 2001;46:3105–13.
- [57] Louis Archambault «Elaboration d’un dosimètre à fibres Scintillantes» Thèse présenté à la faculté des études supérieures de l’Université Laval dans le cadre du programme de Doctorat en Physique pour l’obtention de grade Philosophiae. Doctor (Ph D) Québec 2005.
- [58] Sibata C.H., Mota H.C, Beddar A.S., Higgins P. D., Shin K.H., (1991), “Influence of detector size in photon beam profile measurements,” *Phys.Med. Biol.* 36, 621–631.
- [59] Metcalfe P., Kron T., Elliott A., Wong T., Hoban P., (1993), “Dosimetry of 6-MV x-ray beam penumbra”, *Med Phys.*, 20(5), 1439-45.
- [60] Chang K.S., Yin F.F., Nie K.W., (1996), “The effect of detector size to the broadening of the penumbra--a computer simulated study”, *Med Phys.*, 23(8):1407-11.
- [61] Heydarian M, Hoban PW, Beddoe AH. “A comparison of dosimetry techniques in stereotactic radiosurgery”. *Phys Med Biol* 1996;41:93–110.