

11A 330 38 2
جامعة البليدة
مكتبة
الكلية
كلية العلوم
بلدة - 1

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de L'enseignement Supérieur et de la recherche Scientifique
Université des Sciences et de la technologie SAAD-DAHLAB Blida



Faculté Des Sciences
Département De physique
Spécialité : Physique Médicale
Option : Radiothérapie

Mémoire en vue d'obtention du diplôme de MASTER en Physique Médicale

Présentée par : M^{elle} FEKIR NAWEL

**Métrologie et assurance qualité des rayonnements
ionisants à l'aide des Films Gafchromics**

Soutenu le : 03 juillet 2013, devant le jury composé de :

Mr. M.BENTAIBA	Professeur, USDB	Président de jury
Mr. B.HOCINI	Maitre-assistant A, USDB	Examineur
Mr. R.KHELIFI	Maitre de conférences A, USDB	Examineur
Mr. M.ARIB	Maitre de recherche, CRNA	Directeur de thèse

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier vivement le BON DIEU, de m'avoir donné la force pour suivre ainsi que l'audace pour dépasser toutes les difficultés grâce à son aide que j'ai réalisé ce modeste travail.

Je présente mes premiers remerciements à mon encadreur Monsieur MEHENNA ARIB, maitre de recherche au centre de recherche nucléaire d'Alger pour m'avoir permis de réaliser ce travail de recherche, pour tout le temps qu'il a consacré et pour avoir assuré avec intérêt la direction et le suivi de ce travail malgré leur charge.

Mes remerciements les plus sincères sont adressés à Melle Fouzia DARI ingénieur au niveau du département de physique Médicale de la Division de Physique Radiologique pour tout le temps qu'elle a consacré pour moi, pour sa gentillesse ainsi sa disponibilité et son aide le long de ce travail.

À Monsieur M. BOUSSA, T. MEDJAJ et A. HARATI pour ses soutiens moraux inconditionnels durant ces quelque mois, ses conseils précieux et ses encouragements.

Je tiens également à remercier très chaleureusement : Madame T. KENIZA, chargé de recherche au SSDL pour sa disponibilité, son aide, ses conseils et pour tout le temps qu'elle a consacré pour moi.

Mes gratitudes et mes sincères remerciements à :

- Monsieur Mr. M. BENTAIBA pour m'avoir fait l'honneur de présider le jury.*
- Monsieur Mr B. HOCINI pour avoir accepté d'examiner ce mémoire.*
- Monsieur Mr R. KHELIFI pour avoir accepté d'examiner ce mémoire.*

Je remercie encore mes enseignant de la faculté des sciences de l'université de Blida. et les travailleurs du centre de recherche Nucléaire d'Alger.

Je n'oublie pas de remercier ma deuxième sœur Widad pour leur aide.

Merci également à toutes personnes partageant ses connaissances du loin ou du proche, tous ceux qui ont publié leurs résultats de recherche pour que tout le monde puisse les exploiter et les achever et que l'on puisse rendre leurs travaux plus utiles pour le développement de l'humanité.

Merci à ma famille qui m'a soutenue pendant toutes ces années.

Sommaire

Sommaire

Introduction Générale :	8
CHAPITRE I :_Interaction rayonnement matière.....	3
I.1 Introduction :.....	3
I.2 Rappel sur les rayonnements ionisants :	3
I.2.1 Définition et classification :	3
I.2.2 Interaction du rayonnement électromagnétique avec la matière :	4
I.2.2.1 Effet photoélectrique :.....	5
I.2.2.2 Effet Compton :.....	6
I.2.2.4 Importance relative des effets photo-, Compton, et de création de paires :.....	7
I.3 Grandeurs et unités dosimétriques utilisées en radiothérapie :.....	8
I.3.1 Définition de la dosimétrie :.....	8
I.3.2 Grandeurs dosimétriques.....	9
I.3.2.1 L'exposition :.....	9
I.3.2.2 Le kerma :	9
I.3.2.3 La dose absorbée :.....	10
I.3.2.4 Equilibre électronique :.....	11
I.4 Caractérisation de la pénétration du faisceau :.....	12
I.4.1 Courbes de distribution de doses :.....	12
1.4.1.1. Le rendement en profondeur :.....	12
1.4.1.2. Le profil de dose :.....	14
a) Définition :	14
b) Caractéristiques :.....	14
Chapitre II :Descriptions et utilisation des films GAFCHROMIC.....	17
II.1 Introduction :.....	17
II.2 Historique :.....	18
II.3 Généralités sur les films GAFCHROMIC de type EBT :.....	18
II.3.1. Structure des films GAFCHROMIC EBT :.....	19
II.3.2. Utilisation des films Gafchromics EBT :.....	19
II.4 Descriptions des films Gafchromics de type EBT2:.....	19
II.4.1 Structure des films Gafchromics EBT2 :.....	20

I.4.2	Réaction de polymérisation :.....	21
II.5	Caractéristiques des films Gafchromics EBT2 :.....	22
II.5.1.	Conservation des films :.....	22
II.5.2.	Immersion dans l'eau :.....	22
II.5.3.	Etalonnage :.....	22
II.5.4.	Mesure :.....	23
II.5.5.	Dosimétrie multi-canal:.....	23
II.5.6.	Dépendance en énergie :.....	23
II.5.7.	Sensibilité à lumière blanche :.....	24
II.6	Les outils d'analyse des films radio-chromiques :.....	24
II.7	Logiciel utilisé pour la lecture des films :.....	26
II.8	Densité optique (DO) :.....	29
II.9	Avantages et inconvénients des films GAFCHROMIC:.....	30
II.10	Utilisation des films GAFCHROMIC :.....	30
II.11	Procédure d'utilisation des films :.....	31
Chapitre III :_Descriptions du matériel utilisé Et procédures d'irradiation.....		33
III.1	Introduction :.....	33
III.2	Equipements utilisés dans le cadre de ce travail :.....	33
III.2.1	L'unité d'irradiation « cobalt 60» et sa console de commande:.....	33
III.2.2	. La chambre d'ionisation :.....	35
III.2.2.1	La chambre utilisée dans notre travail :.....	36
III.2.3	L'électromètre :.....	36
III.2.4	. Les fantômes.....	37
III.2.5	Scanner EPSON PERFECTION :.....	38
III.2.6	Film GAFCHROMIC EBT 2 :.....	40
III.3	Procédure d'irradiation des films:.....	41
III.3.1.	Calcul du débit de référence et le temps de traitement :.....	41
□	Matériel utilisés :.....	41
□	Débit de référence:.....	41
□	Calcul du temps d'irradiation :.....	43
III.3.2.	Irradiation des films :.....	44
	Observations :.....	45

III.3.2.1	Marquage et numérotation des films :	45
III. 4	Procédure d'analyse des films en mode transmission :	46
III. 5	Méthode d'analyse des films gafchromic en mode réflexion :	48
Chapitre IV : Résultats expérimentaux et discussions		49
IV.1.	Introduction :	49
IV.2.	Caractérisation des films Gafchromic :	49
IV.2.1.	Effet du scanner :	49
IV.2.1.1.	Effet du scan multiple d'un film Gafchromic:	49
IV.2.1.2.	<i>Effet de la rotation</i> :	51
IV.2.1.3.	<i>Effet de l'orientation des films en fonction de la dose</i> :	52
IV.2.1.4.	<i>Effet de non uniformité du scanner.</i>	55
IV.2.1.5.	<i>Effet d'inversement du film</i> :	56
IV.2.2.	Etalonnage des films Gafchromics :	57
IV.3.	La dosimétrie relative :	59
IV.3.1.	Mesures des profils de doses:	60
IV.3.1.1.	<i>Irradiations des films Gafchromic à une profondeur $Z = 5$ cm</i> :	61
IV.3.1.2.	<i>Irradiations des films Gafchromics à la profondeur équivalente:</i>	62
IV.3.2.	Mesure des rendements en profondeur avec le film Gafchromics :	63
IV.3.2.1.	Rendement en profondeur dans le fantôme en polystyrène:	63
IV.3.2.2.	Rendement en profondeur dans le fantôme en PMMA:	65
IV.3.2.3.	Rendements en profondeur dans l'eau : Comparaison des rendements en profondeur :	66
Conclusion :	69

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Chapitre I : Interaction rayonnement matière

Figure I. 1. Classification des rayonnements.....	4
Figure I. 2. Effet photoélectrique.....	5
Figure I. 3. Effet Compton.....	6
Figure I. 4. Effet de production des paires.....	7
Figure I. 5. Phénomène d'annihilation de la matière.....	7
Figure I. 6. Importance relative des trois effets en fonction de l'énergie du photon et du numéro atomique Z du milieu.....	8
Figure I. 7. Représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé.....	10
Figure I. 8. Représentation schématique d'un rayonnement ionisant traversant un milieu.....	11
Figure I. 9. L'équilibre électronique.....	12
Figure I. 10. Schéma de mesure des rendements en profondeur (PDD) le long de l'axe du faisceau.....	13
Figure I. 11. Profil de dose.....	15

Chapitre II : Descriptions du matériel utilisés

Figure II. 1 Structure du film Gafchromic EBT (ISP, White Paper, 2007).....	19
Figure II. 2 Configuration d'un film GAFCHROMIC EBT2.....	21
Figure II. 3 Réaction de polymérisation du PCDA [G.....	21
Figure II. 1. Logiciel EPSON SCAN.....	25
Figure II. 2. Système d'acquisition des données le software MEPHYSTO ^{mc2}	27
Figure II. 3 Logiciel film QA pr.....	28
Figure II. 4 Logiciel EPSON scan et fenêtre de correction des couleurs.....	29
Figure II. 5. Marquage des zones d'intérêt dans le logiciel Film QA pro.....	30
Figure II. 9. Découpage des films Gafchromics.....	32
Figure II. 6. Orientation de film.....	33

Chapitre III : Matériels utilisés et procédures des irradiations

Figure III. 7. Unité de cobalt Eldorado 78 et sa console de commande.....	35
Figure III. 8. Chambre cylindrique de type Farmer fabriquée par PTW.....	36
Figure III. 9. Diagramme d'une chambre cylindrique de type Farmer.....	36
Figure III. 10. Electromètre UNIDOS.....	37
Figure III. 11. Fantôme en PMMA + porte capsule et unité d'irradiation 60 Co.....	38
Figure III. 12. Fantôme MED-TEC.....	38

Figure III. 13. plaques de polystyrène.....	38
Figure III. 14. Scanner EPSON V 750.....	40
Figure III. 15. Film Gafchromic.....	41
Figure III. 16. Détermination du débit de référence dans le polystyrène et dans l'eau.....	43
Figure III. 17. Irradiation du film dans un fantôme d'eau (a) et de PMMA (b).....	45
Figure III. 18. Logiciel EPSON SCAN.....	46
Figure III. 19. Placement des films dans le scanner.....	47
Figure III. 20. Méthode de scanner des films.....	47

Chapitre IV: Résultats expérimentaux et interprétations

Figure IV. 1. Variation de la densité optique en fonction du numéro du scan pour les trois canaux rouge (a), vert (b) et bleu (c).	50
Figure IV. 2 Facteur de correction pour scans multiple en fonction du numéro du scan.....	51
Figure IV. 3. Dispositif utilisé pour étudier la réponse du film en fonction de l'angle de rotation.....	51
Figure IV. 4. Courbe de la densité optique en fonction de l'angle de rotation.	52
Figure IV. 5. Effet d'orientation des films sur les résultats des.....	53
Figure IV. 6. Cache utilisé pour scanner les films gafchromics.....	54
Figure IV. 7. Effet d'orientation sur les résultats des scans en utilisant le porte cache	54
Figure IV. 8. Film vierge utilisé pour l'étude du non uniformité du scanner.....	55
Figure IV. 9. Courbe de non uniformité du scanner obtenue par film QA Pro.	56
Figure IV. 10. Effet de l'inversement du film.....	57
Figure IV. 11. Courbes d'étalonnage obtenu par le logiciel film QA pro, pour le polystyrène, et pour les trois couleurs : rouge, vert et bleu	58
Figure IV. 12. Courbes d'étalonnage du film Gafchromic obtenues dans les fantômes d'eau, de polystyrène et de PMMA.	59
Figure IV. 13. Irradiation du film dans les fantôme de	60
Figure IV. 14. Numérisation des films Gafchromic pour les trois champs considérés 7 cm x 7 cm (a), 10 cm x 10 cm (b) et 15 cm x 15 cm (c).	61
Figure IV. 15. Courbe de profil en mode réflexion pour le champ 10cm X 10cm. Les films ont été irradiés à la même profondeur linéaire z=5 cm.....	61
Figure IV. 16. Profil de dose à la profondeur équivalente pour un champ 10cm X 10cm.	63
Figure IV. 17. Mesure des rendements en profondeurs avec un fantôme en polystyrène. Le film est scotché entre deux plaques (a) et pris en sandwich dans le fantôme (b).	64
Figure IV. 18. Irradiation du film avec le ⁶⁰ Co pour la détermination des rendements en profondeur avec le film Gafchromic.	64
Figure IV. 19. Rendement en profondeur dans le polystyrène pour les trois tailles du champ.	65
Figure IV. 20. Mesure des rendements en profondeurs avec un fantôme en PMMA. Le film est scotché entre deux plaques (a) et pris en sandwich dans le fantôme (b).	65

<i>Figure IV. 21. Rendement en profondeur dans le PMMA pour les trois tailles du champ.</i>	<i>66</i>
<i>Figure IV. 22. Rendement en profondeur dans l'eau pour un champ 10 cm x 10cm.</i>	<i>67</i>
<i>Figure IV. 23. Rendement en profondeur pour un champ 15cm x 15cm.</i>	<i>67</i>

Liste des tableaux :

Chapitre II : Descriptions du matériel utilisés

<i>Tableau II. 1. Caractéristiques des différents types de films GAFCHROMIC.....</i>	<i>17</i>
--	-----------

<i>Tableau II. 2. La composition atomique des films Gafchromics EBT.....</i>	<i>20</i>
--	-----------

Chapitre III : Matériels utilisés et procédures des irradiations

<i>Tableau III. 3. Caractéristiques des fantômes.....</i>	<i>37</i>
---	-----------

<i>Tableau III. 4. Equipement d'irradiation et de dosimétrie utilisés.....</i>	<i>41</i>
--	-----------

<i>Tableau III. 5. Les débits de référence dans chaque fantôme.....</i>	<i>42</i>
---	-----------

<i>Tableau III. 6. les temps de traitement utilisés dans chaque fantôme.....</i>	<i>44</i>
--	-----------

Glossaire

Glossaire

D : La dose absorbée

D' : Débit de dose absorbée

Gy: Gray

L'IAEA: International Atomic Energy Agency (AIEA : Agence Internationale de l'Energie Atomique)

MEPHYSTO: Medical Physics Control Center

PDD : Percentage Depth Dose

PMMA: Poly Methyl Meth Acrylat

PTW: Physikalisch-Technische Werkstätten

SI : Système International des unités

SSD : Source-Surface Distance

UNIDOS : Universelle Dosimètre

Z : Numéro atomique d'un atome

DSP : Distance source peau

BJR25 : British journal of radiology supplement 25

J : Joule

Kerma: Kinetic Energy Released per unit Mass in the medium

KeV: Kilo Electro Volt

MeV: Mega Electro Volt

TLD : dosimètre thermoluminescent

TL : thermoluminescent

PCDA : Pentacosa-10,12-diynoic acid

CCD : Charge-coupled devices

PPP : points par pouce

dpi : dot per inch

Résumé :

Nous avons caractérisé les films Gafchromics de type EBT2 pour la métrologie et l'assurance qualité des faisceaux de photons produits par une source de ^{60}Co . Le travail a été réalisé au sein de Laboratoire Secondaire d'Etalonnage pour la Dosimétrie appartenant au centre de Recherche Nucléaire d'Alger. Nous avons commencé par déterminer les paramètres optimums pour l'évaluation des films Gafchromics à l'aide d'un scanner de type EPSON PERFECTION V750. Les films caractérisés et étalonnés ont ensuite été utilisés pour la détermination des profils de dose et rendements en profondeurs. Les résultats concordent parfaitement avec ceux mesurés expérimentalement avec une chambre d'ionisation et des dosimètres thermoluminescents ainsi que ceux publiés dans la littérature. Notre étude a montré que Le film reste un détecteur incontournable dans la réalisation et la mise en place des contrôles qualité d'une machine thérapeutique.

Abstract

We have characterized Gafchromics films of type EBT2 for metrology and quality assurance of high energy photon beams produced by a ^{60}Co source. The work was performed at the Secondary Standard Dosimetry Laboratory belonging to the Nuclear Research Centre of Algiers. We started our work by determining the optimum parameters for the evaluation of Gafchromics films using a PERFECTION V750 EPSON scanner. The calibrated and characterized films were then used for the determination of dose profiles and depth dose data. The results perfectly agree with those measured experimentally with an ionization chamber and thermoluminescent dosimeters as well as with those published in the literature. Our study showed that the film remains a key dosimeter in the realization and implementation of quality control of therapy machine.

Introduction Générale

Introduction Générale

Introduction Générale :

Le cancer représente la première cause de mortalité prématurée et la seconde cause de décès tous âges confondus. Il reste un enjeu de santé publique fort, un enjeu humain, social, et économique.

Les photons de haute énergie, largement utilisés en radiothérapie pour le traitement des tumeurs, sont des rayonnements ionisants qui, en interagissant avec la matière créent des particules chargées (électrons et positrons) à travers trois principales interactions : l'effet photoélectrique, l'effet Compton et la création de paires. Ces interactions conduisent à la production d'électrons de hautes énergies qui vont à leur tour ioniser le milieu.

La radiothérapie, technique plus que centenaire, occupe une place importante dans l'arsenal thérapeutique. Celle-ci possède un pouvoir curatif important en cancérologie dans de nombreuses localisations dont le sein, la prostate, le rectum, les lymphomes, les cancers ORL et gynécologiques. En effet, cette thérapeutique utilisée de façon exclusive ou associée à d'autres traitements, tels que la chirurgie ou la chimiothérapie.

Le principe de la radiothérapie consiste à délivrer de la manière la plus précise possible la dose de rayonnement prescrite au volume tumoral, tout en épargnant au mieux les tissus sains environnants.

La dosimétrie relative des faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie constitue une étape importante avant leur utilisation pour le traitement des tumeurs en radiothérapie. Parmi les paramètres à vérifier, les profils de dose ainsi que les rendements en profondeur des faisceaux.

Plusieurs dosimètres sont utilisés pour la caractérisation des faisceaux dont les chambres d'ionisation, les dosimètres à thermoluminescence, les diodes et les films photographique. Les films radio-chromiques, plus connus sous le nom de films Gafchromic, développés depuis quelques années, sont devenus un outil pratique et précis en dosimétrie. Ils sont généralement utilisés pour la dosimétrie en radiodiagnostic mais ont aussi montré de bons résultats en radiothérapie, que ce soit pour des mesures in vivo ou pour la caractérisation des faisceaux.

Introduction Générale

Dans le cadre de ce travail, nous avons caractérisé des films Gafchromics que nous avons utilisé par la suite pour la métrologie et l'assurance qualité des faisceaux de photons produits par une source de ^{60}Co .

L'ensemble de ce travail a été réalisé au sein du Laboratoire Secondaire d'Etalonnage pour la Dosimétrie (LSED) appartenant au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA).

Ce mémoire a été organisé de la manière suivante :

Le premier chapitre est consacré essentiellement aux notions fondamentales de la dosimétrie des rayonnements ionisants, où nous présentons une description générale de l'interaction des rayonnements avec la matière ainsi qu'une définition des différentes grandeurs et unités dosimétriques utilisées en radiothérapie.

Dans le second chapitre nous décrivons les films Gafchromics ainsi que leur utilisation en dosimétrie des rayonnements.

Le troisième chapitre est dédié au matériel et méthodes expérimentales que nous avons utilisés pour réaliser ce travail.

Dans le quatrième chapitre nous présentons l'ensemble des résultats expérimentaux que nous avons obtenus ainsi que leur interprétation.

Enfin, nous terminons par une conclusion qui décrit panoramiquement le travail réalisé et les résultats obtenus.

Chapitre I :
INTERACTION RAYONNEMENT MATIERE
GRANDEURS, UNITES DOSIMETRIQUES UTILISEES EN
RADIOTHERAPIE.

CHAPITRE I :**Interaction rayonnement matière****Grandeurs et unités dosimétriques Utilisées en radiothérapie.****I.1 Introduction :**

L'homme est exposé aux rayonnements depuis son apparition sur terre. Il est exposé à la lumière visible provenant du Soleil, laquelle s'accompagne de rayonnements invisibles connus sous le nom de rayonnements ultraviolets et infrarouges. Ces rayonnements sont des ondes électromagnétiques comme le sont aussi les ondes radio, les rayons X et les rayons gamma [24].

En médecine et en biologie, les rayonnements ionisants rencontrés sont principalement constitués soit par des particules matérielles chargées (électrons, protons, deutons, ions...) ou neutres (neutrons), soit par des photons (essentiellement les rayons x et γ) [4].

I.2 Rappel sur les rayonnements ionisants :***I.2.1 Définition et classification :***

On appelle rayonnement ou radiation le processus d'émission ou de transmission d'énergie sous la forme d'ondes électromagnétiques ou de particules [8] :

- Rayonnement ionisant : Un rayonnement est dit ionisant quand il est susceptible d'arracher des électrons à la matière.
- Rayonnement non-ionisant : l'énergie est insuffisante pour ioniser l'atome [30].
- Toutes particules ou photons dont l'énergie est supérieure à l'énergie de liaison des électrons les moins liés des atomes constituant la matière vivante

$$E_R \geq 12.4 \text{ eV [24].}$$

Un rayonnement ionisant est un transport d'énergie sous la forme de particules ou d'ondes électromagnétiques d'une longueur d'ondes inférieure ou égale à 100 nanomètres, soit d'une fréquence supérieure ou égale à 3×10^{15} hertz, pouvant produire directement ou

indirectement des ions.

On peut classer les rayonnements selon leur façon de produire des ionisations dans la matière en utilisant leur propre pouvoir d'ionisation [8]:

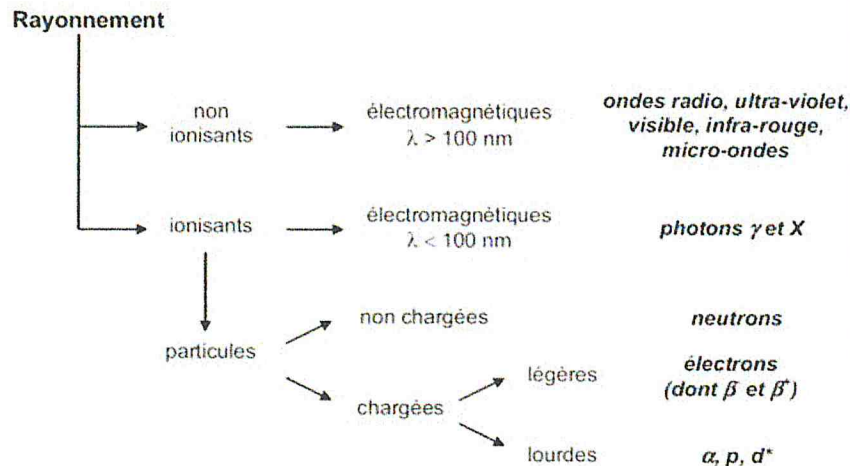


Figure I. 1. Classification des rayonnements.

Il y'a deux types de radiations ionisantes :

- **Radiations directement ionisantes** : comme les électrons, particules α , positrons, protons, deutons...
- **Radiations indirectement ionisantes** : comme les neutrons, rayons X, rayons γ .

1.2.2 Interaction du rayonnement électromagnétique avec la matière :

Le comportement des rayonnements électromagnétiques dans la matière est fondamentalement différent de celui des particules chargées. En une seule interaction, le photon peut être complètement absorbé et disparaître. Mais, à l'inverse, il est susceptible de traverser des quantités importantes de matière (par exemple un centimètre d'épaisseur de plomb) sans interagir du tout.

Le terme photon s'applique aux rayonnements électromagnétiques émis, soit dans les transitions nucléaires « rayons γ », soit dans les transitions atomiques « rayons X ».

Cette interaction peut être classée selon : [3]

- La nature d'interaction : photon-électron ou photon-noyau.
- Le type de l'événement produit : l'absorption, la diffusion ou la production des paires.

I.2.2.1 Effet photoélectrique :

L'effet photoélectrique est le mode dominant d'interaction pour les photons de basse énergie (0.01 et 0.1 MeV) [4].

C'est un processus par lequel le photon incident, cède toute son énergie à un électron des couches profondes (couche K ou L), qui est alors éjecté de l'atome : il y a absorption totale du photon et ionisation de l'atome.

L'énergie E_e de l'électron est égale à l'énergie du photon incident, moins l'énergie de liaison de l'électron qui a été éjecté.

$$h\nu - W_e = E_e \quad \text{I.1.}$$

Où W_e est l'énergie de liaison d'un électron atomique et $h\nu$ l'énergie initiale du photon Incident.

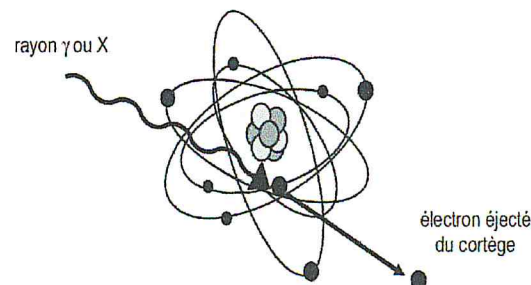


Figure I. 2. Effet photoélectrique.

Comme les énergies de liaison sont relativement faibles, l'énergie de l'électron secondaire est à peu près égale à celle du photon incident. L'atome se trouve alors dans un état excité et son retour à l'état fondamental peut se faire par deux processus :

Le mode de désexcitation radiatif correspondant à l'émission d'un rayonnement de fluorescence, dont le spectre de raies discontinu est caractéristique du matériau cible.

Le mode de désexcitation non radiatif ou électronique qui est également connu sous le nom « *d'effet Auger* » [4].

On peut conclure que l'effet photoélectrique = Absorption complète du photon incident par l'atome et éjection conséquente d'un électron de l'atome.

C'est-à-dire Quand l'énergie du photon augmente, les électrons des couches plus profondes peuvent être éjectés [30].

La figure I.2.représente l'interaction d'un photon par effet photoélectrique et la désexcitation radiative de l'atome cible avec émission d'un photon de fluorescence ou d'un électron Auger.

La désexcitation non radiative est prépondérante dans le cas d'atomes cibles légers qui subissent principalement des photo-ionisations en couche K et deviennent donc émetteur d'électrons Auger.

I.2.2.2 Effet Compton :

Cet effet est produit si le photon incident possède une énergie de 0.1 à 0.5 MeV.

Le photon interagit avec un électron libre ou peu lié et l'interaction conduit l'éjection de l'électron, et le photon incident subit une diffusion avec une énergie inférieure à son énergie initiale.

L'énergie du photon diffusé et électron de Compton est donnée simplement, en appliquant les lois de la conservation de l'énergie et du moment cinétique au choc du photon avec un électron libre.

Au cours de l'interaction, une partie de l'énergie du photon est transmise à l'électron, qui recule et le reste de l'énergie apparaît sous la forme d'un photon diffusé.

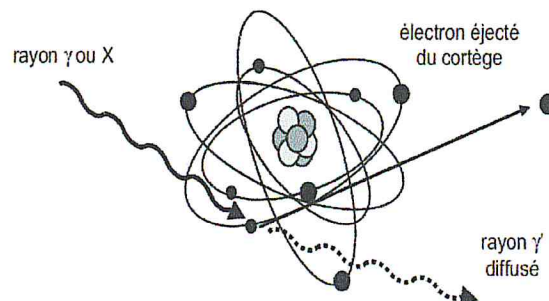


Figure I. 3. Effet Compton.

I.2.2.3 Effet de matérialisation :

Uniquement si $E > 1022 \text{ eV}$: l'énergie du photon incident est totalement absorbée pour la création d'une paire électron-positon. Ce processus est suivi d'une annihilation dans laquelle le positon et un électron s'annihilent mutuellement en générant une paire de photons de 511 keV émis à 180° l'un de l'autre [4].

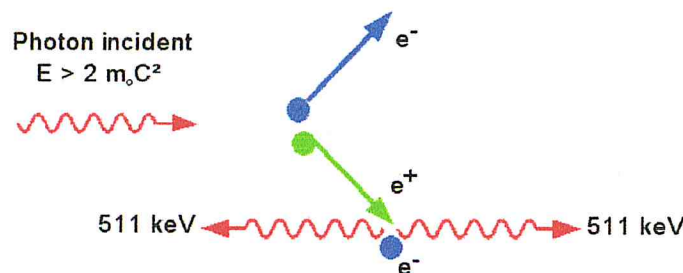


Figure I. 4. Effet de production des paires.

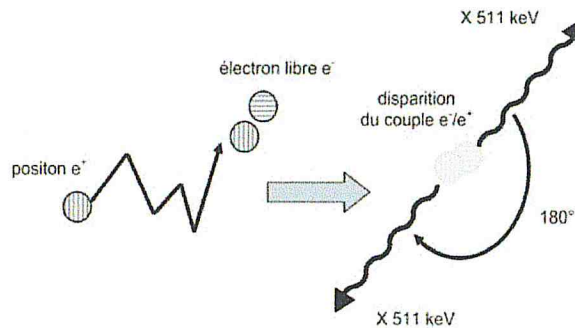


Figure I. 5. Phénomène d'annihilation de la matière.

I.2.2.4 Importance relative des effets photoélectrique, Compton, et de création de paires :

En fonction du numéro atomique du milieu et de l'énergie du rayonnement électromagnétique, on peut définir trois zones de prépondérance pour chacune des trois interactions fondamentales (Fig. I.6).

3- de définir des normes de protection de ces rayonnements (radioprotection) individuelle et collective.

I.3.1 Définition de la dosimétrie :

La dosimétrie est un moyen de mesure de la dose des rayonnements, absorbée par la matière et de contrôle du bon fonctionnement de l'installation. Comme elle représente une assurance de résultats et de qualité pour les produits traités et une maintenance des performances des mesures acceptables.

Nous allons définir un certain nombre de grandeurs qui nous permettent de passer de la particule au faisceau de particules.

I.3.2 Grandeurs dosimétriques :

Les définitions évoquées dans cette partie sont celles des grandeurs qui représentent l'outil nécessaire pour corréler des mesures physiques aux effets des irradiations. Ce sont des grandeurs macroscopiques se rapportant aux effets dans un milieu, pouvant être utilisées pour prévoir les conséquences d'une irradiation [22].

L'action d'un rayonnement ionisant est définie par plusieurs grandeurs, auxquelles correspondent des unités particulières. Les grandeurs usuellement utilisées en dosimétrie, sont [21]:

I.3.2.1 L'exposition :

L'exposition ne s'applique qu'à des rayonnements indirectement ionisants et parmi ceux-ci uniquement aux rayons X et γ .

Cette quantité d'exposition est définie par la Commission Internationale des Unités Radiologiques (International Commission on Radiation Units and measurements. - ICRU) comme le rapport de charge totale dQ dans un volume d'air de masse dm [4, 17], lorsque tous les électrons libérés par les photons dans cet élément de masse d'air sont complètement arrêtés dans l'air.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad \text{I.2.}$$

Où Q est la charge électrique totale de tous les ions d'un signe donné produits dans l'air quand tous les électrons secondaires libérés par les photons dans un volume d'air de masse m sont complètement arrêtés par l'air.

L'unité : $C.Kg^{-1}$. L'ancienne unité utilisée était le Roentgen (R) :

$$1R = 2.58.10^{-4} C.Kg^{-1} [25].$$

Les ions produits par l'absorption des rayonnements de freinage émis par les électrons secondaires très énergétiques n'entrent pas dans la charge.

I.3.2.2 Le kerma :

Le kerma est une grandeur physique utilisée pour la dosimétrie des faisceaux de particules sans charge (photons ou neutrons). Il peut être défini comme suit :

- Considérons un faisceau ionisant de particules sans charge traversant un milieu quelconque (de l'air, de l'eau, un mur, un organe...).
- Considérons un petit élément de ce milieu, de masse dm .
- Soit dE_{tr} l'énergie perdue par le faisceau dans ce petit élément de matière (le *transfert* d'énergie, sous forme d'énergie cinétique transférée à des particules chargées de ce milieu).

La quantité dénommée Kerma (**K**inetic **E**nergy **R**elaxed per unit **M**ass in the medium), traduit le premier acte du transfert d'énergie par collision aux particules secondaires. Elle présente la somme dE_{tr} des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées mises en mouvement par les rayonnements dans le volume de masse dm du milieu. Le kerma K est alors le rapport entre dE_{tr} et dm .

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad \text{I.3.}$$

L'unité du Kerma est le gray (noté Gy), avec $1 Gy = 1 J/kg$.

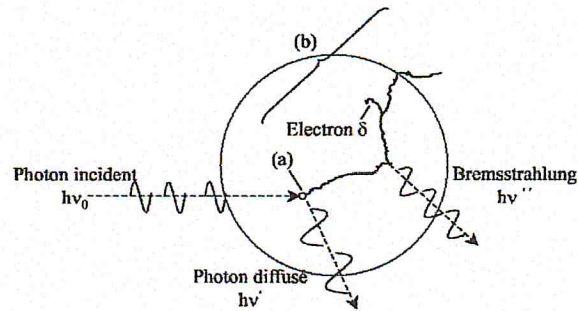


Figure I. 7. Représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé.

I.3.2.3 La dose absorbée :

La dose en un point est le quotient du dépôt d'énergie dE dans un petit élément de matière par la masse dm de ce petit élément de matière. Soit un faisceau de rayonnements ionisants irradiant un élément d'un matériau, de volume dV , de masse volumique ρ et de masse

$$dm = \rho dV.$$

Soit dE l'énergie déposée dans cet élément par le faisceau, la dose absorbée D est alors :

$$D = \frac{dE}{dm} = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dV} \quad \text{I.4.}$$

L'unité de la dose absorbée du système international est le gray (Gy) ; c'est une unité dérivée valant un joule par kilogramme : $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$

L'intérêt premier de la dose absorbée est de quantifier l'énergie déposée dans un tissu biologique pour prévoir les effets déterministes et effets stochastiques d'une irradiation : planning de soins des cancers en radiothérapie ou curiethérapie, prédiction des risques de maladie en cas d'exposition accidentelle ou volontaire (radiologie).

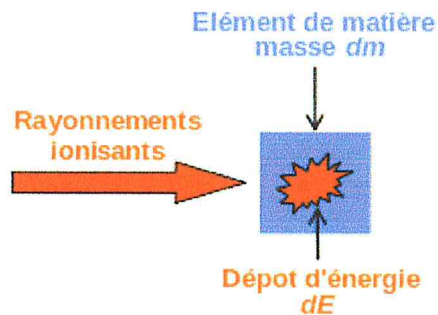


Figure I. 8. Représentation schématique d'un rayonnement ionisant traversant un milieu

I.3.2.4 Equilibre électronique :

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

Le Kerma et la dose absorbée s'expriment avec la même unité. Cependant ce n'est que lorsque l'équilibre électronique est atteint dans le milieu que les quantités Kerma et dose absorbée sont égales (voir Fig. I.9).

Un rayonnement gamma interagit avec la matière pour donner des électrons secondaires qui cèdent leur énergie à la matière selon différents processus (excitation, ionisation). Considérons un faisceau de photons pénétrant dans un milieu matériel ; les électrons mis en mouvement ont un certain parcours en fonction de leur énergie (figure I.9), [4].

Au fur et à mesure que le faisceau de photons pénètre dans le milieu, il met en mouvement des électrons et la fluence de ces électrons sur des couches successives du milieu augmente progressivement ceci jusqu'à une profondeur égale au parcours des électrons d'énergie maximale mis en mouvement dans le milieu, c'est la profondeur de l'équilibre électronique.

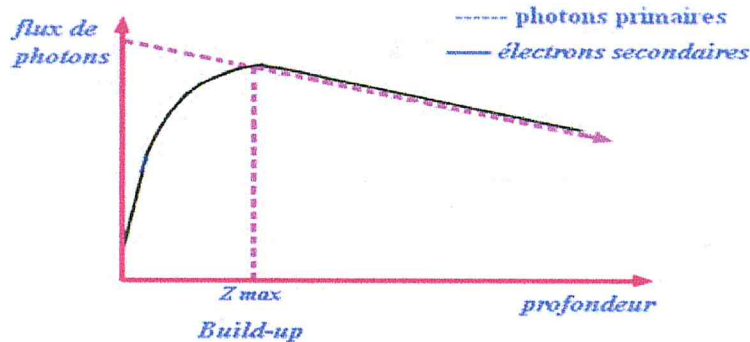


Figure I. 9. L'équilibre électronique.

I.4 Caractérisation de la pénétration du faisceau :

La pénétration d'un faisceau de photons dans un fantôme est caractérisé par trois grandeurs dosimétriques : la dose en profondeur (PDD), le rapport tissu – fantôme (TPR) et le rapport tissu –maximum (TMR). [1].

I.4.1 Courbes de distribution de doses :

1.4.1.1. Le rendement en profondeur :

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.10).

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. Le PDD est calculé par la formule suivante :

$$PDD(Z) = \frac{D(Z)}{D(Z_{\max})} \times 100 \quad \text{I.5.}$$

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

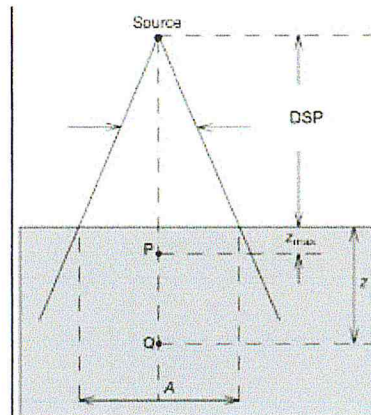


Figure I. 10. Schéma de mesure des rendements en profondeur (PDD) le long de l'axe du faisceau.

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

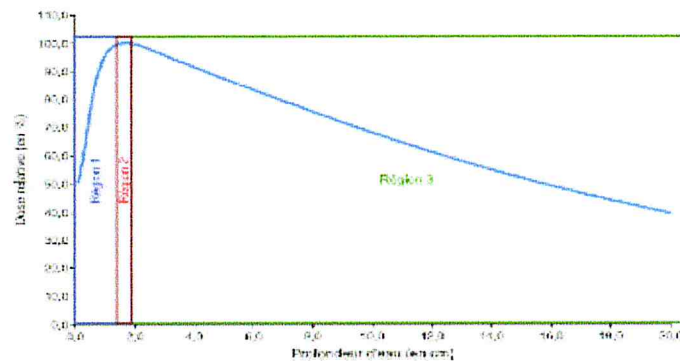


Figure I.11 Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons.

On distingue trois régions :

Région 1 : accroissement de dose ou build up.

Région 2 : maximum de dose.

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

Le rendement de dose en profondeur dans un milieu d'eau dépend de trois paramètres : L'énergie du faisceau, la taille du champ d'irradiation et la distance source-surface du milieu.

1.4.1.2. 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.

Les courbes décrivant la variation de la dose absorbée en fonction de la distance dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau et à différentes profondeurs et pour différentes tailles de champ est appelée profil latéral de dose.

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'eau 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.10 représente un exemple de profile où l'on distingue trois régions :

Région 1 : Zone homogène et symétrique du champ. Les dimensions de cette zone, obtenue par l'effet du cône égalisateur, doivent correspondre à celle du volume cible si on veut une distribution de dose homogène dans la cible.

Région 2 : pénombre physique du champ. Cette région correspond à la zone où les valeurs de dose changent rapidement. La pénombre physique est la somme de trois pénombres individuelles :

Chapitre II :

Descriptions et utilisation des films GAFCHROMIC.

II.1 Introduction :

Dans le cadre de ce travail, notre choix s'est porté sur l'utilisation des films Gafchromics. Les films radio-chromiques sont des films dosimétriques à développement directe qui ne nécessitent donc pas de développement chimique. Dans le cas des films Gafchromics, un monomère de Pentacosa-10,12-diyonoic acide (PCDA) polymérise sous l'effet de l'énergie déposée par les rayonnements. La densité optique du film est une fonction de la dose [6, 16]. L'ensemble des films propose une large plage d'utilisation allant de 0,5 à 500 Gy. Ils sont équivalents tissu et sont largement utilisés en dosimétrie médicale [26], [8], [27]. Ces films sont en général non dépendants du débit de dose dans la gamme utilisée en radiothérapie [6].

Comme la technologie améliore la production de films radio-chromiques, différents films ont été développé et commercialisé pour des utilisations en clinique dans domaine du diagnostic et en radiothérapie. Le tableau II.1 [16] présente quelques films Gafchromics les plus commercialisés avec leur domaine d'utilisation.

Tableau III. I. Caractéristiques des différents types de films GAFCHROMIC [16].

En Radiologie/Diagnostic	Domaine d'énergie	Intervalle de dose
Gafchromic XR-R	kV	0.1Gy Jusqu'à 15 Gy
Gafchromic XR-CT	kV	0.1cGy jusqu'à 20cGy
Gafchromic XR-M	kV	0.1cGy Jusqu'à 20cGy
Gafchromic XR-QA	kV	0.1cGy Jusqu'à 20cGy
En Radiothérapie	Domaine d'énergie	Intervalle de dose
Gafchromic HD-810	MV	De 5 Gy Jusqu'à 500 Gy
Gafchromic MD-V2-55	MV	De 1 Gy Jusqu'à 100 Gy
Gafchromic RTQA	MV	De 0.02 Gy Jusqu'à 8 Gy
Gafchromic EBT	KV-MV	Jusqu'à 50Gy

II.2 Historique :

Les Films radiographiques utilisés en radiologie diagnostique ont été largement utilisés avant que les films radio-chromiques ne soient introduits. Ces films sont basés sur la technologie des couches aux halogénures d'argent de l'industrie photographique, les films radiographiques ont été conçus principalement pour détecter les rayonnements de faible énergie (kilo voltage). Malheureusement, ces derniers présentent quelques inconvénients comme la nécessité de l'utilisation des produits chimiques (développeurs) et de la présence d'une chambre noire pour leur développement. Leur conception à base d'argent provoque une grande dépendance énergétique dans la réponse des films. Les films radio-chromiques ont été développés spécialement pour les mesures quantitatives de dose dans les faisceaux de haute énergie. Leur propriété de changer de couleur lorsqu'ils sont exposés aux rayonnements ionisants ne nécessitent pas de développeur ou de chambre noire pour leur lecture et l'exploitation des résultats. De plus ces derniers présentent une faible dépendance énergétique [19].

II.3 Généralités sur les films GAFCHROMIC de type EBT :

De nouveaux films, les films EBT ont été lancés officiellement par la société International Speciality Products (ISP, New Jersey, Etats Unis).

En octobre 2004 au congrès annuel de l'ASTRO. Ils ont été développés spécialement pour les besoins de la radiothérapie et sont actuellement utilisés par un grand nombre de centres de radiothérapie et d'hôpitaux. Ils ont une meilleure sensibilité que les anciens détecteurs Gafchromics [13]. Cette meilleure sensibilité est due à un changement de l'épaisseur et de la composition du film par le fabricant et à un spectre d'absorption différent de celui des anciens films (Devic, Tomic et al. 2007). ces films EBT sont 'auto-développables'; Ils ne sont pas sensibles à la lumière visible et peuvent être marqués, immergés et découpés selon la forme du fantôme voulue (ISP, White Paper 2007), ce qui les rend faciles à manipuler pour effectuer les montages. Ils sont caractérisés par une haute résolution spatiale, une faible dépendance de la réponse en fonction de l'énergie [31] et une faible variation de la coloration après irradiation.

II.3.1. Structure des films GAFCHROMIC EBT :

Les films Gafchromics EBT apparus en 2004 sont composés de deux couches radiosensibles dites actives (active layer) de 17 μm d'épaisseur chacune, séparées par une couche dite de surface (surface layer) de 6 μm d'épaisseur. Les deux couches actives sont couvertes d'une couche de polyester de 97 μm d'épaisseur (voir figure II.1).

La figure II.1 montre la composition du film EBT.

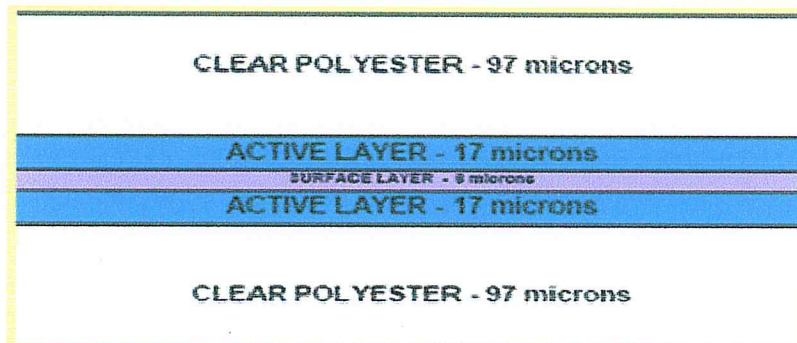


Figure III. 1. Structure du film Gafchromic EBT (ISP, White Paper, 2007).

II.3.2. Utilisation des films Gafchromics EBT :

L'utilisation de ce type des films est portée pour différentes raisons :

- La gamme de dose mesurable est compatible avec les besoins du contrôle dosimétrique pour l'application clinique.
- Ils sont prévus pour réaliser des mesures de dose absolue et pas seulement des mesures de dose relative ou de taille de champs d'irradiation.

II.4 Descriptions des films Gafchromics de type EBT2:

Dans notre travail, nous avons utilisé des films Gafchromics de type EBT2 qui est un nouveau type de film introduit pour la dosimétrie de la radiothérapie. Son utilisation étant très pratique, il nous permet de remonter à la dose sans développeur ni fixateur (il s'auto-développe tout seul). sont des films vierges sont semi-transparentes (de couleur jaune pour les EBT2). Ils ne sont pas sensibles à la lumière visible, ce qui les rend faciles à manipuler pour effectuer les montages. Ils sont caractérisés par une haute résolution spatiale, une faible dépendance de la réponse en fonction de l'énergie.

Ce film est cependant très intéressant car il reste un détecteur bidimensionnel le moins interactif possible parmi tous les détecteurs utilisés en radiothérapie.

II.4.1 Structure des films Gafchromics EBT2 :

Les films Gafchromics EBT2 sont des détecteurs qui ont fait leur apparition récemment dans le domaine de la physique médicale clinique. Les films EBT2, ayant comme propriété d'être auto-développant, consistent en une superposition de couches de polyester et d'adhésif à base d'acrylate (voir figure II.2). La composante active est en forme d'aiguille d'une dimension d'environ 1-2 μm de diamètre par 15-25 μm de longueur. Les films Gafchromics EBT2 ont un Z_{eff} de 6,84 (comparé à 6,98 pour l'EBT) ce qui se rapproche valeurs de l'eau de 7,3 le film a une gamme de dose utile de 0,01 à 8 Gy, et une composition atomique de H (39,7%), C (42,3%), O (16,2%), N (1,1%), Li (0,3%), et Cl (0,3%). Le Tableau II.2 représente la composition atomique des films Gafchromics EBT2.

Tableau III. 2. La composition atomique des films Gafchromics EBT [GAF06].

Composition atomique						Z_{eff}
C	H	O	N	Li	Cl	
42,3%	39,7%	16,2%	1,1%	0,3%	0,3%	6,98

Les films Gafchromics EBT2 que nous avons utilisé dans le cadre de ce travail sont les successeurs des EBT. Ils se distinguent de leurs prédécesseurs par :

- la réduction des couches actives de deux à une.
- Incorporation d'un marqueur colorant jaune pour minimiser les différences de réponse causées par des anomalies de revêtement
- Remplacement du matériau de revêtement d'une composition naturel à un polymère, moins sensible à l'humidité et à la lumière.

La figure II.2 représente la configuration d'un film de type EBT2.

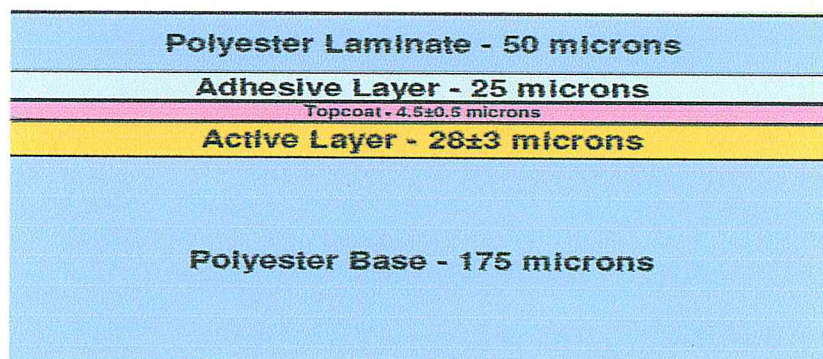


Figure III. 2. Configuration d'un film GAFCHROMIC EBT2 (International Specialty Products, Wayne, NJ).

1.4.2 Réaction de polymérisation :

La densité des films EBT2 est d'environ $1,32 \text{ g/cm}^2$. Lorsqu'ils sont irradiés, la composante active subie un processus de polymérisation (voir figure II.3). Le film radio-chromique est caractérisé par la modification directe de sa couleur du jaune au vert (incolore à bleu pour les EBT) suite à l'absorption de rayonnement énergétique à 636 nm , éliminant ainsi l'étape de développement du film. Ce développement qui est une réaction chimique directe ne nécessite ni

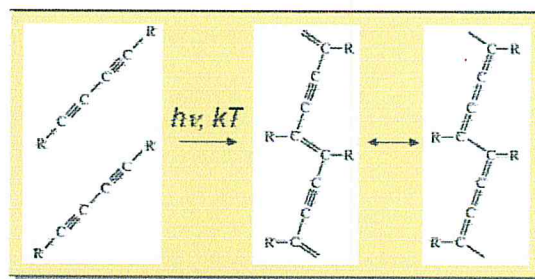


Figure III. 3. Réaction de polymérisation du PCDA [16].

révélateur ni fixateur. La formation d'image se produit par un processus de polymérisation, dans lequel l'énergie d'une particule ou d'un photon est transférée à la partie réceptive du marqueur du film, initiant ainsi des changements chimiques responsables de la formation de couleur. La polymérisation sous radiation de la couche active augmente avec la dose et donne la couleur du film. La dose peut ensuite être déterminée en mesurant une courbe de calibration nombre de paliers à des mesures de doses connues. Suite à l'irradiation, un délai de 24 heures doit être respecté avant l'analyse des Gafchromics afin que la polymérisation se stabilise. Les films EBT2 sont auto-développant, contrairement aux films composés de bromure d'argent.

II.5 Caractéristiques des films Gafchromics EBT2 :

II.5.1. Conservation des films :

Le film GAFCHROMIC EBT 2 a été conçu pour être traité dans une lumière d'intérieur. A 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. [2]

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%.

II.5.2. Immersion dans l'eau :

La couche active du film EBT2 est protégée par deux substrats de polyester. Étant donné que 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. En effet, puisque les bords du film ne sont pas scellés, l'eau peut pénétrer, mais comme la diffusion est lente, il faudrait que le film soit immergé dans l'eau pendant plusieurs heures pour que l'eau puisse atteindre et affecter la partie active qui se trouve à quelques millimètres des bords exposés. Le secteur affecté est alors très évident parce qu'il développe un aspect opaque et laiteux lorsque l'eau y est absorbée.

II.5.3. Etalonnage :

La calibration de la réponse du film est la première condition du protocole dosimétrique. Elle est primordiale dans l'établissement de l'exactitude et de 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. Les films doivent être étalonnés pour couvrir la gamme étalant entre 0 et 3 Gy, qui est le domaine des doses rencontrées en radiothérapie

II.5.4. Mesure :

Le film de dosimétrie Gafchromics 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 le plus approprié est le scanner couleur RVB. [28]

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 avec les mêmes orientations.

II.5.5. 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 $< 10\text{Gy}$, le canal rouge est le plus approprié.

Cependant si les champs sont $> 15\text{cm}$ ou les doses près des bords latéraux sont $> 50\text{cGy}$ on préfère vivement employer la dosimétrie multi-canal. Et s'il y a des doses sur le film plus élevée que 200cGy et ces zones sont à moins de 5 centimètres du bord du scanner alors la dosimétrie multi-canal doit être employée. [20]

II.5.6. 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 radio-chromiques précédents.

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 justes 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.5.7. Sensibilité à 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 EBT. Cependant, parce que le film EBT2 n'est pas complètement 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]

II.6 Les outils d'analyse des films radio-chromiques :

L'analyse complète de s films Gafchromics EBT2 a été réalisée de la manière suivante : En digitalisant les films avec un scanner médical de type EPSON perfectionV750 pro et en analysant l'image avec le logiciel EPSON SCAN, la figure II.4 montre la fenêtre de logiciel EPSON SCAN.

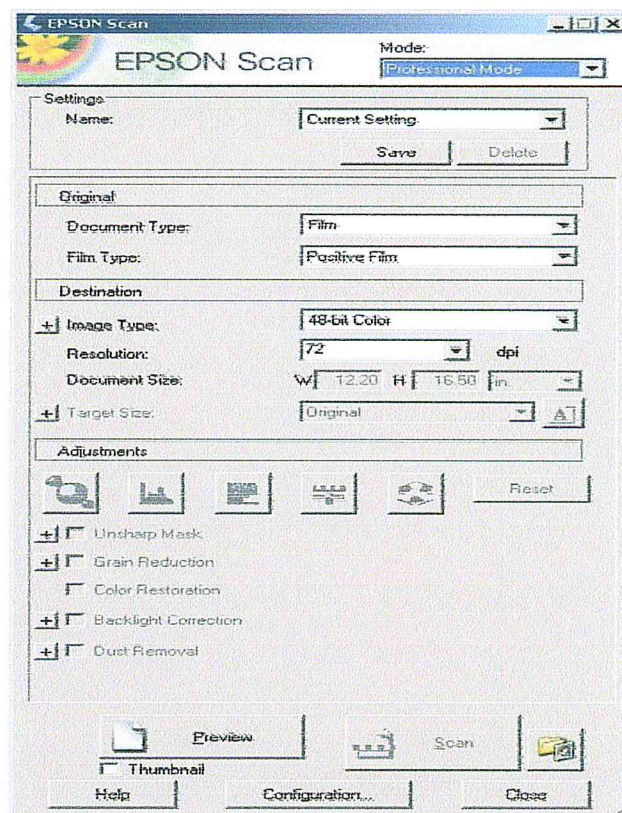


Figure III. 4. Logiciel EPSON SCAN.

Les films Gafchromics EBT2 sont lus avec le lecteur EPSON perfection V750 pro en mode transmission et en mode réflexion. L'EPSON contient une longue lampe fluorescente, qui émet une lumière blanche avec un spectre entre 250 nm et 750 nm, couplée à un système CCD linéaire de détection. La lampe est à seulement quelques millimètres du film pour qu'il soit illuminé d'une façon homogène sur toute la largeur du scanner. Une résolution de numérisation de 72 points par pouce (ppp) et une profondeur de couleur de 48 bit RGB en mode opaque ont été utilisées dans le logiciel EPSON SCAN. Nous avons scanné tous les films que nous avons utilisés dans notre présent travail dans la même position en mode « paysage » [7, 15]. Afin d'éviter un effet de coloration après irradiation qui croît au cours des 6 premières heures après irradiation, nous avons lu les films 18 à 22 heures après l'irradiation, c'est-à-dire le lendemain. L'effet étant négligeable 20 heures après l'irradiation, un délai de 24 heures doit être respecté avant l'analyse des Gafchromics afin que la polymérisation se stabilise. La résolution spatiale est cependant dictée par la résolution du scanner utilisé pour les numériser. Une résolution de 72 dpi a été utilisée dans cet ouvrage. Le scanner utilisé dans la présente étude est un Epson PERFECTION V750, 48 bits en mode transmission, gardant

seulement l'information du canal rouge une fois le film est scanné, le fichier est enregistré sous forme d'une image de type TIFF qui est une matrice 2D des valeurs utilisées en science, car les données des images TIFF sont stockées en nombres entiers (0, 1, 2, 3,....etc.) qui vont jusqu'à 225 (8 bits) ou 65535 (16 bits). Les Images TIFF constitués d'un seul canal (par exemple, l'intensité) ou de trois canaux séparés de rouge, vert et bleu (RVB). Chacun de ces canaux est rempli avec des valeurs entières. En plus de l'intensité, des images TIFF également stockés leurs points correspondant par pouce (ppp) de données. Le film Gafchromic ne fonctionne que sur les seuls canaux des images TIFF, parce que la dose est stockée par une seule valeur. Cependant, les films incluent un programme qui permet de convertir une image TIFF produite par un scanner de film à une image de densité optique. Les films GAFCHROMICS utilisent les images TIFF car ce sont les seuls conteneurs appropriés pour garder et protéger les données scientifiques. Une fois le scan est terminé, nous avons utilisé deux logiciels pour la lecture des films et pour tracer les courbes d'étalonnage, des profils et des rendements en profondeurs.

II.7 Logiciel utilisé pour la lecture des films :

Pour la lecture des films. Nous avons utilisés deux logiciels : MEPHYSTO et Film QA pro.

1.7.2 *Medical Physics Control Center MEPHYSTO^{mc2}* :

MEPHYSTO est un Logiciel pour l'acquisition des données de faisceaux thérapeutiques et l'analyse des données en radiothérapie, les caractéristiques de ce système sont :

- ❖ Centre de commande personnalisable pour toutes les tâches de dosimétrie en radiothérapie.
- ❖ Acquisition rapide des données de faisceaux avec graphique intégré.
- ❖ Liste des tâches.
- ❖ Mise en service rapide et précise avec une conversion par lots structurée pour tous les TPS reconnus.
- ❖ Supporte tous les protocoles d'analyse internationaux reconnus ainsi que les spécifications des distributeurs d'accélérateurs linéaires.
- ❖ Supporte l'analyse des données en ligne avec la Linear Array.

La figure II .5 représente le système d'acquisition le software MEPHYSTO ^{mc²} :

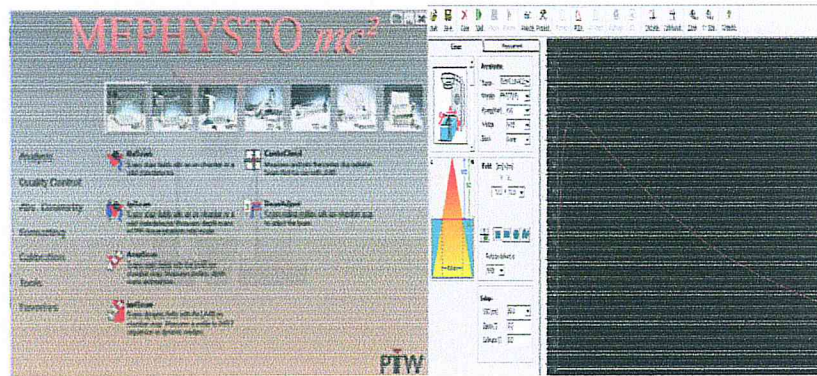


Figure III. 5. Système d'acquisition des données le software MEPHYSTO ^{mc²}

MEPHYSTO est l'interface utilisateur la plus avancée, vaste et auto-explicative pour la commande TBA et l'évaluation des données. Des solutions à toutes les tâches de dosimétrie importantes en radiothérapie sont implémentées dans des modules avec des flux de travail optimisés. MEPHYSTO est personnalisable et permet l'adaptation aux équipements disponibles. Un logiciel ou des documents supplémentaires sont intégrés [23].

II.7.2 Procédure d'utilisation du Film QA Pro:

Allumez le scanner, connectez un ordinateur et ouvrez l'application Film QA Pro. Dans le menu déroulant sous "Objet de gestion de cas" "Calibrage du film (ordinaire)" comme la figure II.6 montre.

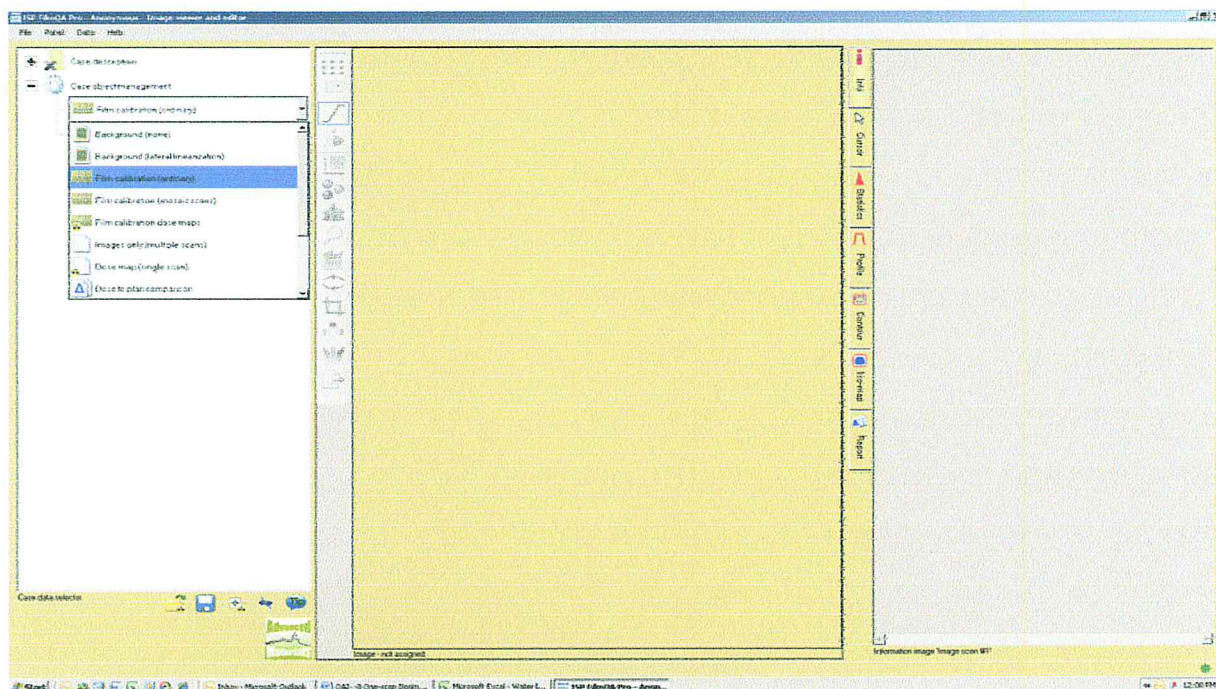
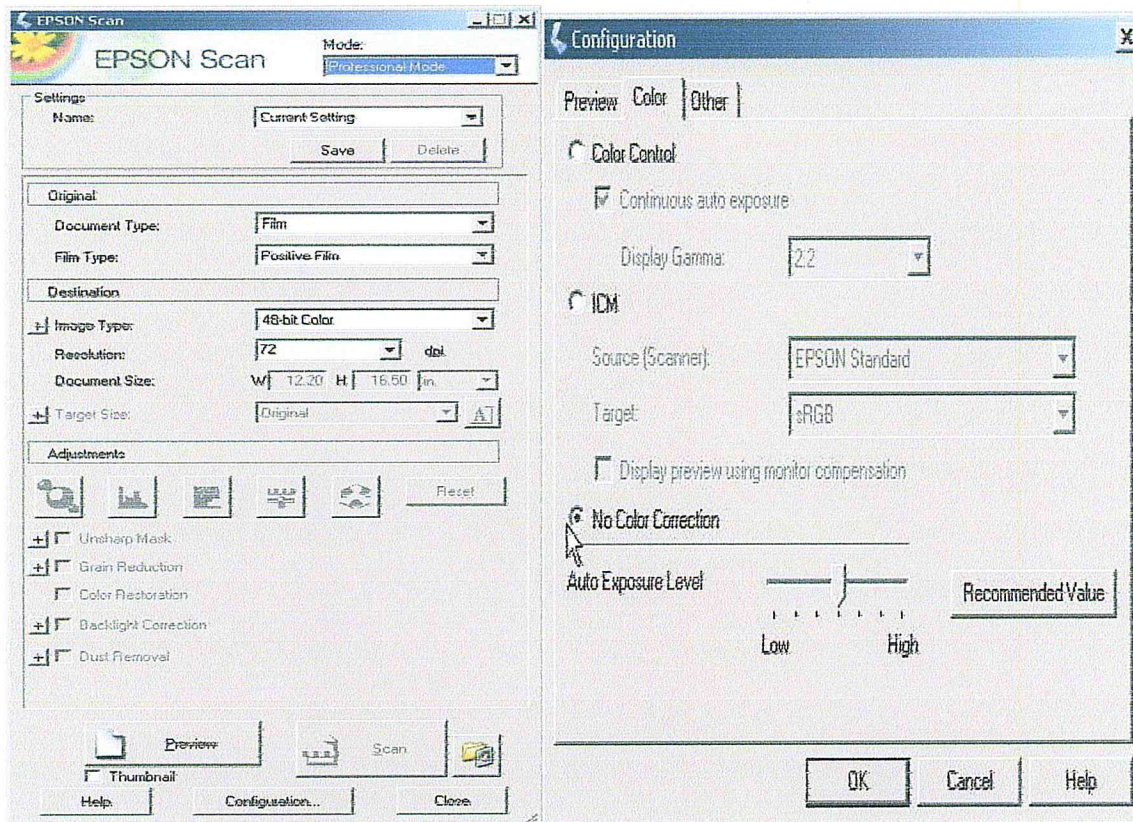


Figure III. 6 Logiciel film QA pro.

Développez le cas du film d'étalonnage, faites un clic droit sur « Film de données d'étalonnage » et sélectionnez-la et cliquez sur « Numériser la pellicule d'étalonnage des images ». La fenêtre du pilote Epson s'affiche. Choisissez les paramètres dans le logiciel EPSON SCAN. Si les icônes de correction des couleurs sont actifs (voir figure (b)), ils doivent être désactivés. Ouvrez la fenêtre de configuration et cochez « Non Correction des couleurs ». Les icônes doivent apparaître gris.

Remarque: La résolution de 72 dpi est suggérée.



(a)

(b)

Figure III. 7 Logiciel EPSON scan et fenêtre de correction des couleurs

Utilisation de l'outil « Cadre » pour marquer les zones d'intérêt dans les centres des bandes d'étalonnage Sélectionnez les domaines d'intérêt au centre de la bande de calibrage (voir figure II.8) puis Cliquez sur le "123" icône dans le coin en bas à droite. Sélectionnez l'option «Couleur réciproque linéaire dose versus» fonction d'ajustement (Figure II.8) et tapez les valeurs de dose dans la table d'étalonnage.

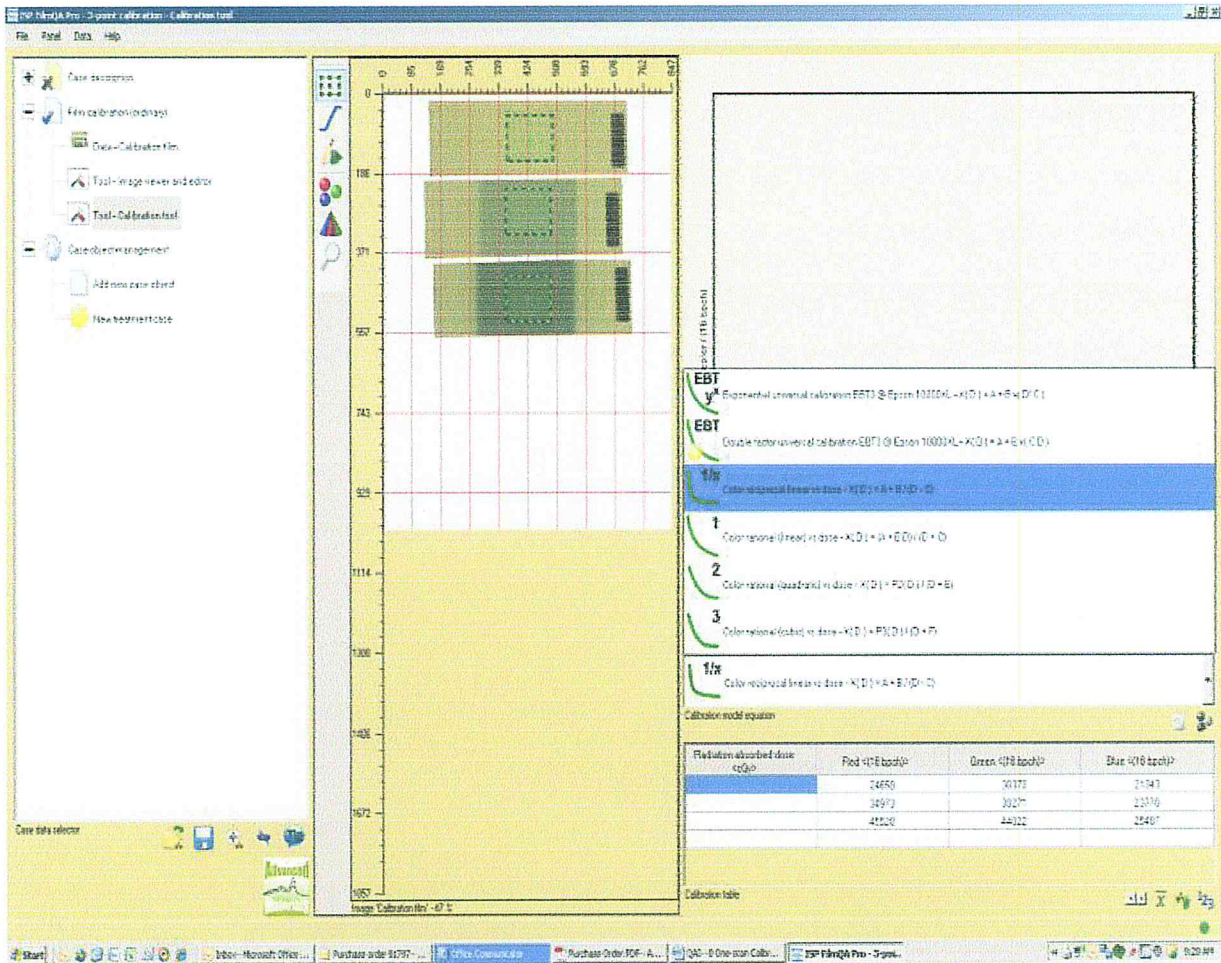


Figure III. 8. Marquage des zones d'intérêt dans le logiciel Film QA pro.

Cliquez droit sur le "Calibrage du film (ordinaire)" objet de données, sélectionnez "Enregistrer sous d'étalonnage fixe" dans le menu déroulant et enregistrer l'étalonnage.

L'ajustement de la fonction dose-réponse-scanner est valide et utilisable entre la dose zéro et la dose la plus élevée exposées sur les films d'étalonnage. Il est applicable à d'autres films du même lot de production numérisés sur le même scanner.

II.8 Densité optique (DO) :

La densité optique est la capacité d'un matériau à absorber de la lumière. C'est une mesure sans unité égal au logarithme négatif de la transmission, qui est la quantité de lumière transmise à travers un film représenté par la quantité de lumière incidente sur le film. Si une partie du film est assez sombre pour bloquer 90% des photons atteignant un scanner, il a une DO de 1,0 tandis que les résultats de blocage de 99% dans une DO de 2,0. La densité optique est utilisée pour la quantification du changement de la couleur d'un film Gafchromic et de son

noircissement en fonction de la dose communiquée. Les logiciels utilisés exploitent cette densité optique pour obtenir les valeurs des doses en chaque point du film.

II.9 Avantages et inconvénients des films GAFCHROMIC:

Depuis quelques années Les films GAFCHROMIC EBT2 possèdent de nombreuses caractéristiques requises pour assurer une bonne précision pour toutes les grandeurs de champs, ce détecteur gagne en popularité en raison de ces nombreux avantages par rapport aux films radio-graphiques traditionnels. D'une part, la polymérisation du film élimine la nécessité de développement et par conséquent élimine une source d'erreur dans la lecture. D'autre part, deux revêtements à base de polyester rendent le film étanche et lui permettent ainsi d'être utilisé dans un fantôme d'eau. Aussi, il est presque équivalent à l'eau avec un Z effectif de 6.98 (ce qui est près de la valeur 7.3 pour l'eau). Le film radio-chromique à une faible dépendance en énergie, il est insensible à la lumière visible et il permet une lecture pour des doses allant de 1 cGy jusqu'à 800 cGy selon le modèle utilisé. La haute résolution spatiale est d'environ 20 microns (sans compter la perte de résolution lors du processus (instrument) de lecture). Également, il faut éviter son exposition aux rayonnements ultraviolets. Il est indépendant au débit de dose et fractionnement, c'est un film radio-transparent, lors de l'exposition il donne des résultats immédiatement, il élimine le besoin d'une chambre noire (contrairement aux films radiographique), il résiste à des températures jusqu'à 70 ° C.

Les désavantages de ces dosimètres proviennent cependant des manipulations requises suite à leur irradiation pour extraire le signal d'intérêt ainsi que du temps d'attente de 24 heures nécessaire à l'auto-développement des films.

II.10 Utilisation des films GAFCHROMIC :

Pour compenser certains des inconvénients des films radiographiques, un nouveau type de films, les films radio-chromiques, a été développé initialement pour des applications industrielles dans les années 1990. Vers la fin des années 1990 ces films ont été adaptés aux besoins dosimétriques de la radio physique médicale. Il s'agit des films Gafchromics. En plus de leur haute résolution spatiale et de la possibilité d'obtenir des distributions de dose en 2D, ils sont insensibles à la lumière du jour, leur réponse est peu dépendante de la nature et de l'énergie du faisceau incident et ils ne nécessitent pas de développement chimique. Ils

facilitent donc la dosimétrie par film, ils jouent un grand rôle dans les mesures de rendement en profondeur et dans les profils de doses.

II.11 Procédure d'utilisation des films :

Le Film radio-chromique EBT2 que nous utilisons est identifié par le numéro de lot avec la désignation **A08301202** sur le côté extérieur de l'emballage du produit. La date d'expiration : **Aout 2014**, est de 30 mois à compter de la date de fabrication, est également imprimé sur la boîte. La date d'expiration du film EBT2 suppose que le film sera stocké dans l'obscurité à température ambiante (20°-25°C) loin des sources de rayonnement. Néanmoins, les meilleures pratiques pour assurer une performance optimale est de conserver les films exposés et non exposés dans l'obscurité lorsqu'ils ne sont pas utilisés.

1. Les conditions de préparation des films gafchromic :

Conditions de découpage:

Le film Gafchromic EBT2 peut être facilement coupé à des formes et dimensions quelconques. Il est préférable d'utiliser des ciseaux pour couper les feuilles des films en 36 morceaux égaux (12 films pour chaque type de tissu), sous forme d'un carré de (5cm X 5cm) selon les différentes doses utilisées.

En utilisant des gants pour ne pas laisser des empreintes pour avoir un meilleur résultat

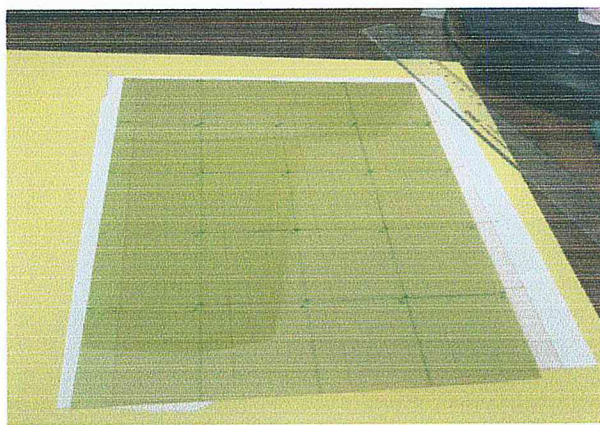


Figure III. 9 Découpage des films Gafchromics.

Si le film est coupé, il est recommandé de marquer les pièces d'indiquer leur orientation par rapport à la feuille d'origine ; et pour cela nous avons coupé un angle (un triangle) en haut de chaque morceau de film.

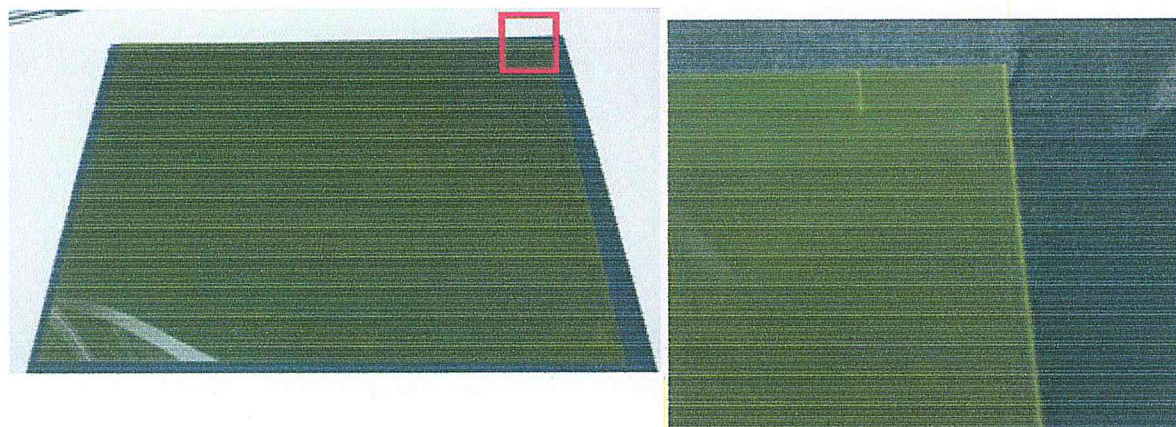


Figure III. 10. Orientation de film.

Chapitre III :
DESCRIPTIONS DU MATERIEL UTILISE
ET PROCEDURES D'IRRADIATION.

Chapitre III :**Descriptions du matériel utilisé Et procédures d'irradiation.****III. 1 Introduction :**

La radiothérapie est l'une des armes les plus puissantes pour la lutte efficace contre la maladie douloureuse du cancer humain. Les techniques de traitement et de l'équipement d'irradiation ont été développés en permanence dans le passé pour répondre aux objectifs d'offrir des charges de rayonnement aux tissus du cancer pour but de détruire les cellules cancéreuses dans une manière optimale et de protéger les patients contre les dégâts d'irradiation [PYCHL]. Les irradiations ont été réalisées à l'aide d'un faisceau thérapeutique de photon issu de la source d'irradiation cobalt 60.

En radiothérapie du cancer, le mode de traitement le plus répandu est celui utilisant des photons de haute énergie. Le mode de traitement utilisant les électrons est quant à lui classé en deuxième position. Dans le Centre de radiothérapie du cancer, la production de photons et d'électrons de haute énergie s'obtient à l'aide d'un accélérateur linéaire de particules.

III. 2 Equipements utilisés dans le cadre de ce travail :

Nous avons réalisé les irradiations en utilisant différents équipements. Cette partie a été consacrée à la description de tous équipements et matériaux associés pendant ce travail.

III.2.1 L'unité d'irradiation « cobalt 60 » et sa console de commande:

L'appareil de cobaltothérapie du Laboratoire Secondaire d'Etalonnage pour la Dosimétrie (LSED) est relativement simple dans son installation. Eldorado 78 est une unité télé Thérapeutique de cobalt 60 (^{60}Co).

On peut distinguer une colonne verticale servant de support et la tête dans laquelle se trouve, au repos, la capsule de cobalt. La source radioactive de ^{60}Co de diamètre 2 cm et de longueur de 3 cm, est scellée dans une double capsule en acier inoxydable. L'ensemble est aménagé dans une enceinte de protection, réalisé en matériau lourd (Uranium appauvri).

A l'intérieur de la tête, la pastille est mise en mouvement automatiquement à l'aide d'un bras horizontal piloté par un compresseur et est ramenée de la position de stockage en position d'irradiation. La tête de traitement contient aussi un collimateur ajustable manuellement dont le rôle est de délimiter le faisceau utile. Il est constitué par des barres ou des blocs de plomb ou même en Uranium appauvri, leurs faces internes forment une pyramide dont le sommet se trouve au niveau de la source. En déplaçant symétriquement ces barres ou ces blocs, on fait varier l'ouverture du collimateur.

Par définition, l'axe du faisceau est l'axe géométrique du collimateur sur lequel doit être aligné le centre de la source; la position de l'axe du faisceau est déterminée à l'aide d'un croisillon placé à la base du collimateur. La section du faisceau dans un plan perpendiculaire à son axe ou section droite du faisceau est carrée ou rectangulaire; elle est appelée en radiothérapie champ d'irradiation.

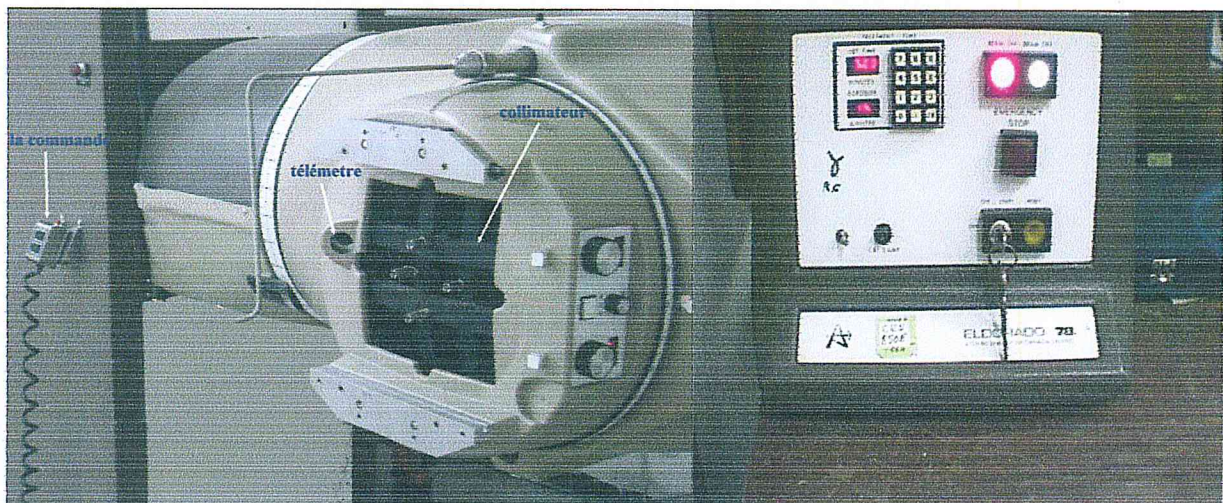
Les dimensions du champ d'irradiation qui peuvent varier de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ à $35 \times 35 \text{ cm}^2$ sont définies à une distance source détecteur 80 cm, mesurée sur l'axe du faisceau. Le collimateur peut tourner de 360° autour de son axe.

L'unité est également associée à un système de laser et à un télémètre qui servent à la mise en place et au contrôle de la position des instruments à étalonner.

A l'aide de la console de commande, on peut contrôler l'entrée et la sortie de la source ainsi que le temps d'irradiation. L'unité est dotée d'un système de commande permettant le mouvement vertical et la rotation sur 360° de la tête de traitement ainsi que la rotation du collimateur sur 180° .

L'unité est dotée d'un système de commande permettant le mouvement vertical et la rotation sur 360° de la tête de traitement ainsi que la rotation du collimateur sur 180° .

La figure (III.1) montre le schéma de l'unité d'irradiation ELDORADO 78 (a) et sa console de commande voir figure (b).



(a)

(b)

Figure III. 1. Unité de cobalt Eldorado 78 et sa console de commande

III.2.2. La 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) [11]. La chambre d'ionisation est l'instrument utilisé pour mesurer la dose. Elle mesure une charge qui peut ensuite être convertie en dose absolue.

Le principe de fonctionnement repose sur la création de paires électron / ion dans le volume sensible. La haute tension (~ 300 V) 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 (cf. protocole de dosimétrie [18]). 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.

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.

III.2.2.1 La chambre utilisée dans notre travail :

Les chambres de type « Farmer » ont une construction spéciale qui leur permet de mieux réagir face aux gammes d'énergie différentes. De ce fait, la réponse qu'elles donnent est toujours très constante. En raison de leur forme très allongée, elles sont inutiles pour réaliser des profils de dose. Leur plus grande application se trouve dans les mesures de doses absolues. Généralement, leur volume sensible est d'environ 0.6 cm^3 , l'électrode centrale est en aluminium et la paroi extérieure est en graphite. Un exemple de chambre Farmer est illustré sur la figure III.2.

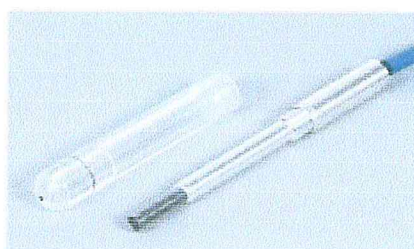


Figure III. 2. Chambre cylindrique de type Farmer fabriquée par PTW

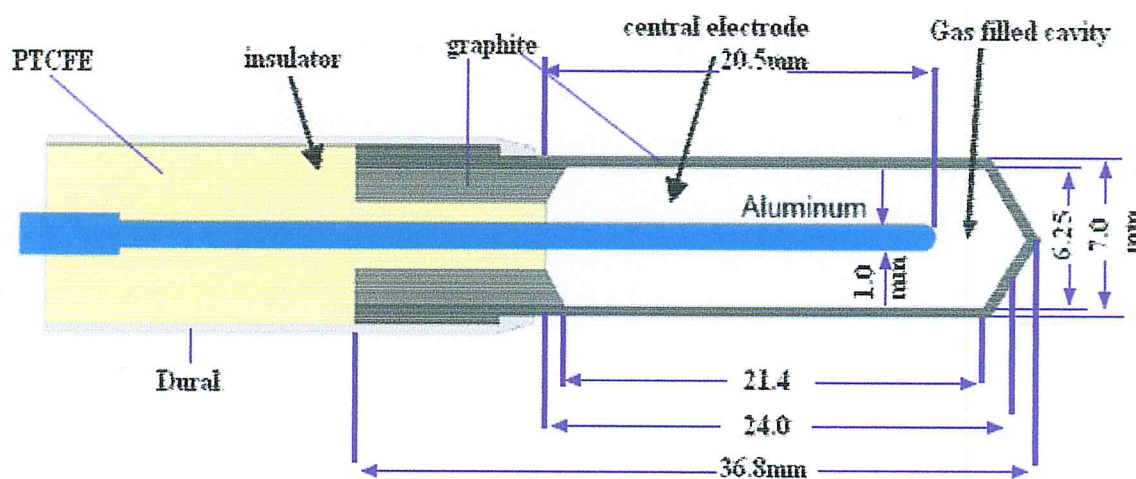


Figure III. 3. Diagramme d'une chambre cylindrique de type Farmer

III.2.3 L'électromètre :

La chambre d'ionisation est toujours utilisée avec un électromètre, un dispositif pour mesurer le courant induit par le passage du rayonnement dans la chambre. Un électromètre idéal devrait posséder un affichage numérique et avoir un pouvoir de résolution de quatre chiffre ou

0.01%. L'électromètre et la chambre d'ionisation peuvent être étalonnés séparément. Cependant, il arrive que l'électromètre fasse partie intégrante du système de dosimétrie, et il faut alors étalonner la chambre d'ionisation et l'électromètre comme étant un seul système de mesure. La figure III.4 représente l'électromètre de type PTW UNIDOS 20625 utilisé dans le cadre de notre travail.



Figure III. 4. Electromètre UNIDOS.

III.2.4. Les fantômes

Un fantôme est un dispositif qui absorbe et diffuse les rayonnements approximativement de la même manière que le tissu biologique. Il permet d'étudier les effets de faisceau de rayonnement sur l'être humain, et mesurer toutes les grandeurs dosimétriques tel que : dose absolue, le débit, rendement en profondeur, profil.....etc.

Les caractéristiques des fantômes utilisés sont représentées dans le tableau III.1 et les figures suivants :

Tableau III. 1. Caractéristiques des fantômes

Model	Matériau	Dimension L (cm) x l(cm)x H(cm)
Fantôme MED-TEC	Eau	40 x 40 x 40
PMMA	PMMA	20 x 20 x 15
Plaques Polystyrènes	polystyrène	30 x 30 x 30

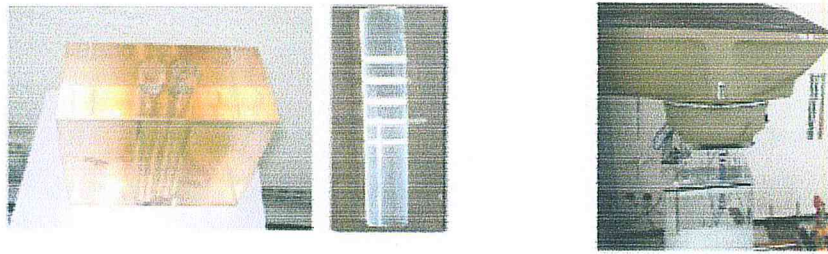


Figure III. 5. Fantôme en PMMA + porte capsule et unité d'irradiation 60 Co.

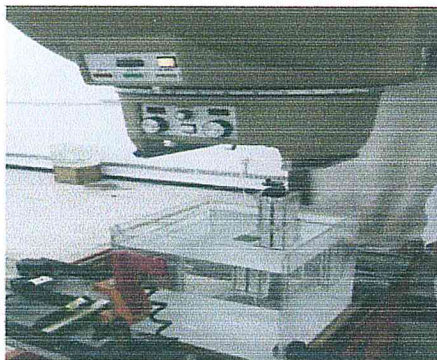


Figure III. 6. Fantôme MED-TEC



Figure III. 7. plaques de polystyrène

III.2.5 Scanner EPSON PERFECTION :

Le principe du fonctionnement d'un scanner est le suivant :

- Le scanner parcourt le document ligne par ligne ;
- Chaque ligne est décomposée en « points élémentaires », correspondant à des pixels.
- Un capteur analyse la couleur de chacun des pixels.
- La couleur de chaque pixel est décomposée selon 3 composantes (rouge, vert, bleu).
- Chacune des composantes de couleur est mesurée et représentée par une valeur. Pour une quantification sur 8 bits, chacune des composantes aura une valeur comprise entre 0 et 255.

Un scanner est généralement caractérisé par les éléments suivants :

- **Résolution** : exprimée en points par pouces (notés ppp ou dpi, pour dot per inch), la résolution définit la finesse de la numérisation. L'ordre de grandeur de la résolution est d'environ 1200 par 2400 dpi. La résolution horizontale est fortement dépendante de la qualité et du nombre de capteurs, tandis que la résolution verticale est intimement liée à la précision

du moteur d'entraînement. Il faut toutefois veiller à distinguer la résolution optique, représentant la résolution réelle du scanner, de la résolution interpolée. L'interpolation est une technique consistant à définir des pixels intermédiaires entre des pixels réels, en calculant la moyenne des couleurs des pixels avoisinants. Cette technologie permet donc d'obtenir des résultats intéressants mais la résolution interpolée ainsi définie n'est en aucun cas une grandeur permettant de comparer des scanners.

- **Le format de document** : selon leur taille, les scanners sont capables d'accueillir différentes taille de documents, généralement A4 (21 x 29,7 cm), plus rarement A3 (29,7 x 42 cm).
- **Vitesse d'acquisition** : exprimée en pages par minute (ppm), la vitesse d'acquisition représente la capacité du scanner à acquérir un grand nombre de pages par minute. La vitesse d'acquisition dépend du format du document ainsi que de la résolution choisie pour la numérisation.

On distingue deux catégories de capteurs :

- Les capteurs CMOS (Complementary Metal Oxyd Semi-conductor, ou encore MOS complémentaires). On parle alors de technologie CIS (Contact Image Sensor). Ce type de dispositif utilise une rampe de LED (Light Emitting Diode pour l'éclairage du document et requiert une distance très étroite entre les capteurs et le document. En contrepartie, la technologie CIS est bien moins consommatrice d'énergie.
- Les capteurs CCD (Charge-coupled devices). Les scanners utilisant la technologie CCD sont souvent plus épais car ils utilisent une lampe froide de type néon. La qualité de l'image numérisée est en revanche globalement meilleure, grâce à un rapport signal/bruit plus faible.

Le Scanner utilisé dans le cadre de notre travail est un scanner Epson Perfection V750 Pro (Figure III.8). Ce dernier, qui est un scanner professionnel livré avec un logiciel de scanne « Epson Scan », est adapté pour l'évaluation des films Gafchromics, car la qualité de l'image obtenue permet son traitement avec des logiciels spécialisés tels que MEPHYSTO ou FilmQA Pro, qui sont décrits dans le chapitre II.



Figure III. 8. Scanner EPSON V 750

Les caractéristiques principales de ce scanner sont :

- Une résolution optique allant jusqu'à 6.400 dpi pour film et 4800 dpi pour planche contact.
- Suppression automatique de la poussière et des rayures avec la technologie DIGITAL ICE™.
- Excellent rendu des nuances par la densité optique de 4.0 D_{max} .
- Grande flexibilité avec de nombreux supports pour tous les films courants, y compris films moyen et grand format.
- Solution logiciel professionnelle avec SilverFast AI6 et Monaco EZ color.

La lecture des films avec ce scanner, par transmission et par réflexion, a été effectuée en respectant les précautions nécessaires : présenter toujours la même face des films au faisceau et au scanner, et toujours dans la même orientation [Desroches *et al.* 2010] (voir les résultats de notre étude au chapitre IV).

III.2.6 Film GAFCHROMIC EBT 2 :

Le film radio-chromique 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. Les films Gafchromic EBT2 (Figure III.9.) que nous avons utilisé dans notre présent travail, les 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, et une sensibilité moindre à l'humidité ainsi qu'à la lumière [LEW10]. Une description détaillée des films Gafchromic est donnée au chapitre II.

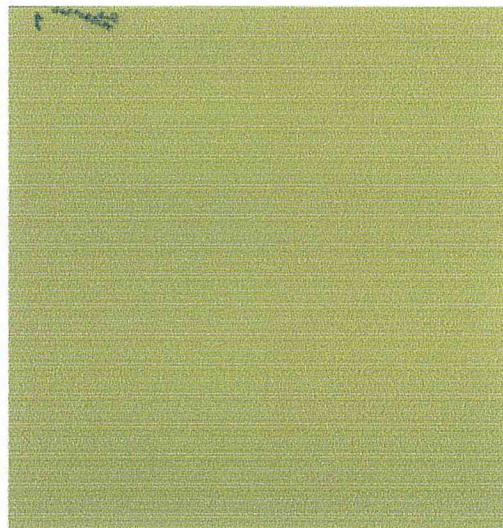


Figure III. 9. Film Gafchromic

III. 3 Procédure d'irradiation des films:

Le film Gafchromic EBT2 a été conçu pour être manipulé à la lumière ambiante intérieure. A cet égard, le colorant marqueur est bénéfique parce qu'il rend le nouveau film sur 10X moins sensible à la lumière ambiante que le produit d'origine EBT.

III.3.1. Calcul du débit de référence et le temps de traitement :

➤ Matériel utilisés :

Afin de déterminer le débit de référence de la chambre d'ionisation et le temps d'irradiation des films radio-chromiques. Nous avons utilisés le matériel suivant :

Tableau III. 2. Equipement d'irradiation et de dosimétrie utilisés

Instruments/ Equipement	Type / Modèle / Numéro de série
Electromètre	PTW UNIDOS T1002-20625
Chambre d'ionisation	Farmer cylindrique PTW30013-2325
Source de rayonnement	Cobalt 60

➤ Débit de référence:

La mesure du débit de référence est la détermination absolue de la dose absorbée délivrée par l'appareil de cobalt 60 pour un temps donné [Gy/min].

Cette mesure, qui s'agit de l'étalonnage du faisceau, s'effectue dans des conditions d'irradiation de référence et avec un dosimètre de référence étalonné en termes de dose absorbée dans un laboratoire de référence (Primaire ou secondaire).

Les conditions de référence recommandées par le protocole de l'AIEA, le TRS 398 , pour la mesure absolue de la dose absorbée pour les faisceaux de photons de haute énergie sont :

- mesure dans différents fantôme : polystyrène, PMMA, eau.
- distance source-surface du fantôme (DSS) égale à 80 cm.
- champ à cette distance 10cm X 10 cm.
- profondeur de mesure (z_0) égale à 5 cm pour le ^{60}Co .

Les détecteurs recommandés par le protocole TRS398 pour la mesure du débit de référence sont des chambres d'ionisation cylindriques, de paroi en graphite, dont le volume de la cavité est compris entre 0,1 et 1 cm³ dans notre cas c'est une chambre de type farmer PTW 30013 de numéro de série 2325.

La dose absorbée à la profondeur de référence et en l'absence de la chambre est alors donnée par la relation suivante :

$$D_{\text{eau}} = M_Q \cdot N_{D,\text{eau}} \quad \text{III.1.}$$

Où :

- M_Q est la lecture de la chambre de référence (corrigée des influences autres que la qualité du faisceau).

- $N_{D,\text{eau}}$ est le facteur d'étalonnage de la chambre de référence, obtenu dans un laboratoire standard avec un faisceau de qualité Q_0 et dans un fantôme d'eau.

Le facteur d'étalonnage de la chambre que nous avons utilisé est donné par :

$$N_{D,w,\text{ref}} = 52.23 \text{ mGy/nC.}$$

Le tableau suivant résume les mesures des différents débits de référence :

Tableau III. 3. Les débits de référence dans chaque fantôme.

Model	Matériaux	Débit de référence (cGy/min)
-------	-----------	------------------------------

Fantôme MED-TEC	eau	\bar{D} D = 26.166
Fantôme en PMMA	PMMA	\bar{D} D = 25.431
Plaques de polystyrène	polystyrène	\bar{D} D = 26.077

Le débit de dose absorbée, noté \bar{D} , correspond à la dose absorbée reçue par unité de temps. Dans le système international le débit de dose absorbée doit se mesurer en ($\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$). En pratique on utilise souvent des sous-multiples, comme les $\text{mGy}\cdot\text{h}^{-1}$, compte tenu des activités manipulées.

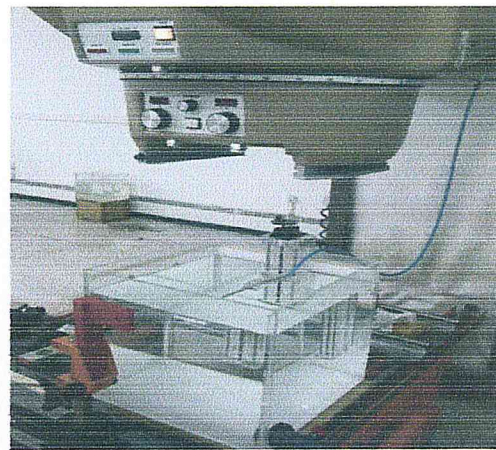
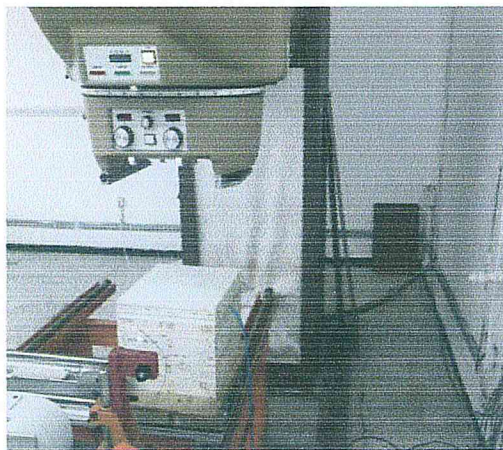


Figure III. 10. Détermination du débit de référence dans le polystyrène et dans l'eau.

➤ **Calcul du temps d'irradiation :**

Après la détermination du débit de référence on peut facilement calculer le temps d'irradiation des films Gafchromic. Le film a été conçu pour mesurer des doses allant de 0 à 3 Gy ; connaissant le débit dans chaque tissu .on utilisant la formule suivante :

$$\bar{D}_{ref} = \frac{D}{t} \quad \text{III.2.}$$

Où :

\bar{D}_{ref} : le débit de référence en cGy/min .

t : temps d'irradiation en minutes.

D : dose en Gy. Le tableau suivant montre les temps des irradiations dans les trois fantômes.

Tableau III. 4. les temps de traitement utilisés dans chaque fantôme.

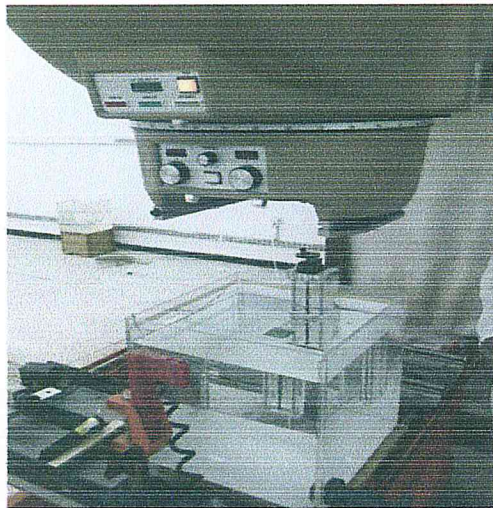
La dose communiquée (Gy)	Temps d'irradiation dans le polyste(min)	Temps d'irradiation dans lePMMA(min)	Temps d'irradiation dans l'eau (min).
0.5	1.93	1.99	1.93
1	3.85	3.96	3.84
1.4	5.38	5.54	5.37
1.6	6.15	6.33	6.13
1.8	6.92	7.12	6.89
2	7.68	7.91	7.66
2.2	8.45	8.70	8.42
2.4	9.22	9.49	9.19
2.6	9.99	10.28	9.95
3	11.52	11.85	11.48
4	15.35	15.80	15.30

III.3.2. Irradiation des films :

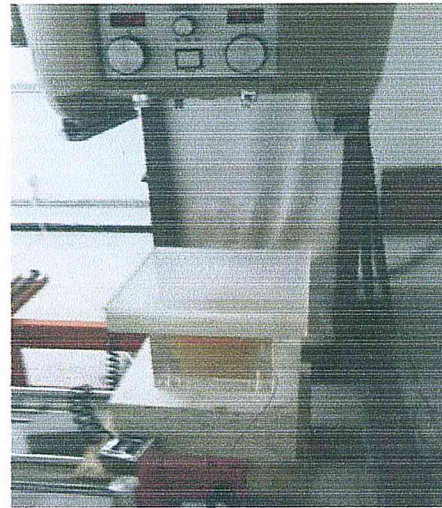
Chaque morceau de film a été placé au centre du fantôme à une profondeur de 5 cm et une distance source-surface DSS de 80 cm. Nous avons coupé un petit angle dans chaque morceau de film pour distinguer l'orientation du film. L'irradiation a été effectuée à l'aide d'un champ de 10 cm × 10 cm avec un faisceau de photon de la source de ^{60}Co de type ELDORADO 78. Afin d'étudier la courbe d'étalonnage ; les 12 films Gafchromics ont été exposés à la source de rayonnement. Ces films ont été irradiés à des doses allant de 0 jusqu'à 4 Gy, dans les conditions suivantes :

- Distance entre la source et la surface du fantôme DSS= 80 cm.
- Champ à cette distance 10 cm x 10 cm.
- Profondeur dans le fantôme = 5 cm.

Le film d'étalonnage est placé au centre des fantômes d'eau, PMMA, polystyrène comme les figures montrent :

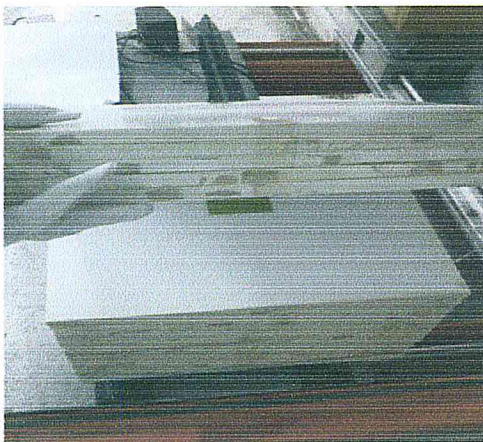


(a)

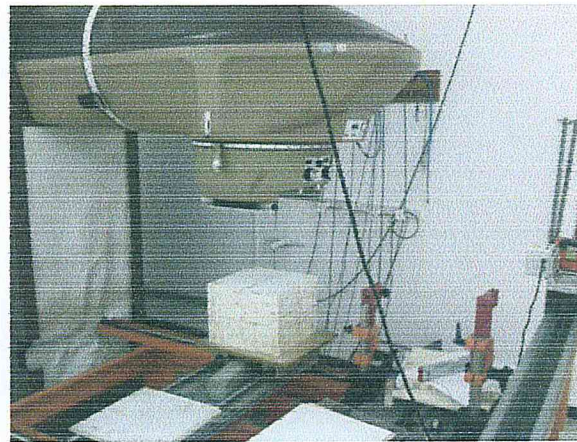


(b)

Figure III. 11. Irradiation du film dans un fantôme d'eau (a) et de PMMA (b).



(a)



(b)

Figure III. 12. Irradiation du film dans le polystyrène.

Observations :

Nous avons remarqué pendant les irradiations le changement de la couleur des films du jaune au vert. Donc le noircissement des films augmente avec la dose plus la dose augmente le noircissement augmente et la couleur verte apparaît.

III.3.2.1 Marquage et numérotation des films :

Etant donné que les couches extérieures sont en polyester chaque film peut être marqué avec un stylo sans endommager la couche active. Si les marques interfèrent avec la numérotation, ou toute autre mesure, ils peuvent être enlevés avec un chiffon doux ou un tissu, imprégné

d'un solvant approprié, par exemple, alcool, de l'acétone, de l'eau. La plupart des solvants n'endommagera pas le polyester ou la couche active. En cas de doute, tester un coin ou un bord du film avec le solvant et observer si elle cause un préjudice. On marque sur le film la date d'irradiation, la dose communiquée et le fantôme utilisé. Les films irradiés ont été conservés à température ambiante dans une boîte noir étanche à la lumière.

III. 4 Procédure d'analyse des films en mode transmission :

Après l'irradiation des films, les Films EBT2 ont été placés au centre d'un scanner à plat de type EPSON PERFECTION V 750 et numérisés en mode de transmission à 72 dpi. Tous les films irradiés ont été numérisés 24 heures après l'exposition afin de minimiser les effets de coloration après irradiation.

La zone centrale de la vitre du scanner doit être utilisée pour obtenir la réponse la plus uniforme possible. Toutes les pièces ont été placés au scanner et numérisés dans le même côté. Une résolution de numérisation de 72 points par pouce (ppp) et une profondeur de couleur de 48 bit RGB ont été utilisées dans le logiciel EPSON SCAN comme la figure III.12. Indique.

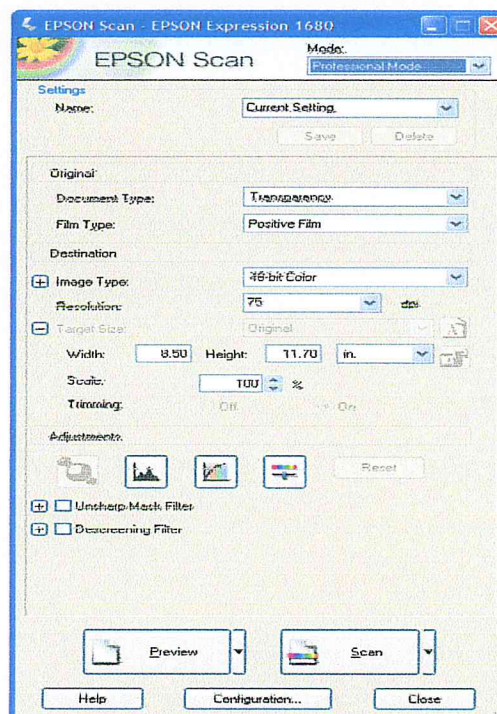


Figure III. 13. Logiciel EPSON SCAN

La figure ci-dessous montre le placement des films dans le scanner :

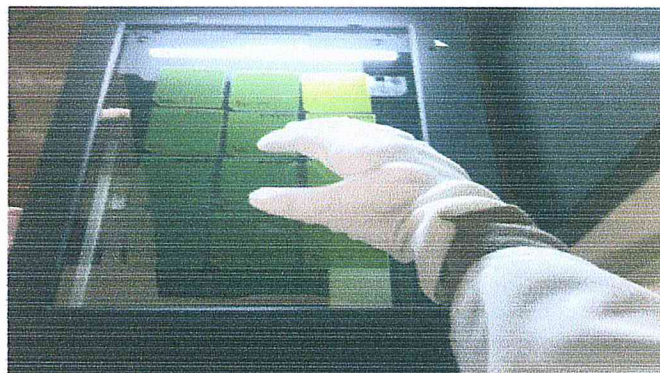


Figure III. 14. Placement des films dans le scanner.

Après on clique sur « Aperçue » puis « numériser » dans le logiciel EPSON SCAN pour enregistrer le fichier sous forme d'une image TIFF (voir chapitre II).

Après l'enregistrement ; on obtiendra la figure suivante sur le logiciel EPSON SCAN :

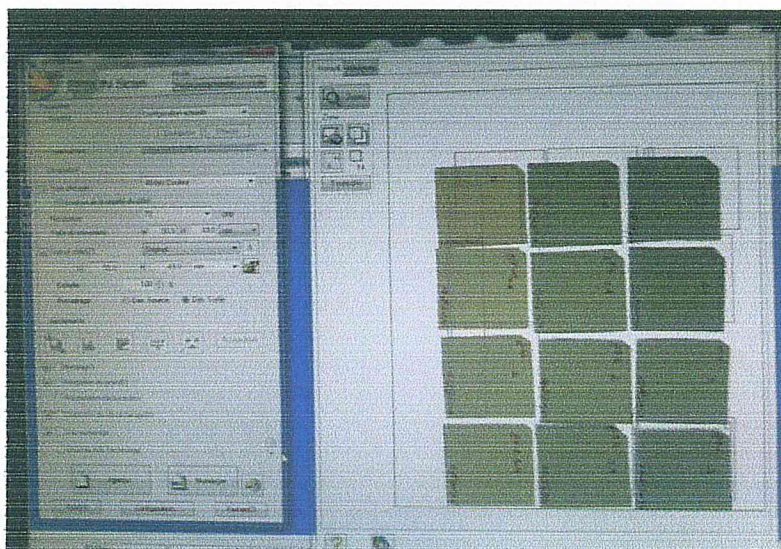


Figure III. 15. Méthode de scanner des films.

Avec la même procédure nous avons scanné les autres films qui sont irradiés dans les autres fantômes et dans toutes les orientations : Haut droit, haut gauche, bas droit, bas gauche.

III. 5 Méthode d'analyse des films gafchromic en mode réflexion :

Avec la même procédure que nous avons utilisé en mode transmission,

Nous avons scanné les mêmes films que nous avons irradié, de taille 5 cm X 5cm et de même numéro de lot, en mode réflexion du scanner, on ajoute un support de réflexion au scanner EPSON PERFECTION V 750 et on change le mode « opaque ».

Tous les films ont été placés au scanner et numérisés dans le même côté. Une résolution de numérisation de 72 points par pouce (ppp) et une profondeur de couleur de 48 bit RGB en mode opaque ont été utilisées dans le logiciel EPSON SCAN. Après nous avons lit les films avec les deux logiciels que nous avons bien définis dans le chapitre II.

Chapitre IV :
Résultats expérimentaux
Et discussions.

Chapitre IV :

Résultats expérimentaux et discussions

IV.1. Introduction :

La dosimétrie par film est couramment utilisée en physique médicale pour les mesures de dosimétrie absolue et relative, ainsi que pour l'assurance de qualité (AQ) en radiothérapie. Le film Gafchromic EBT2 est un nouveau type de film dont la résolution spatiale est élevée et qui peut être manipulé sans traitement dans une chambre noire. La version la plus récente du film Gafchromic (EBT2), incorpore un colorant marqueur jaune dans la couche active afin de protéger cette couche de l'exposition de la lumière ambiante.

Le film Gafchromic EBT2 a été conçu pour la radiothérapie avec modulation d'intensité (IMRT) et l'assurance qualité (AQ). Ce film est largement utilisé dans la pratique clinique en raison de sa dépendance énergétique faible pour une large panoplie de rayonnements y compris les photons, les électrons et des faisceaux de protons.

Dans ce chapitre, nous présentons les résultats obtenus pendant la caractérisation des films ainsi que les mesures de paramètres liés à l'assurance de qualité en étalonnage.

IV.2. Caractérisation des films Gafchromic :

IV.2.1. Effet du scanner :

De nombreuses études ont démontré la nécessité d'une attention particulière dans l'utilisation des films EBT2 en raison des incertitudes concernant l'influence de l'orientation, de la rotation, des scans multiples et du positionnement lors de la numérisation (lecture des films Gafchromic) à l'aide d'un scanner.

IV.2.1.1. Effet du scan multiple d'un film Gafchromic:

Comme nous sommes appelés à évaluer plusieurs fois les mêmes films irradiés, nous avons commencé par étudier l'effet des scans multiples sur les valeurs des densités optiques. A cet effet, nous avons irradié un film (5 cm x 5 cm) avec une dose de référence de 2 Gy. Pour

assurer une dose uniforme sur tout le film, cette irradiation a été effectuée avec une taille du champ de 10 cm x 10 cm en utilisant l'unité d'irradiation ELDORADO 78. Ce film a été positionné au centre du scanner et a été scanné plusieurs fois avec le scanner EPSON PERFECTION V750 en mode réflexion. Les images obtenues ont été traitées avec le logiciel Film QA Pro qui mesure la densité optique moyenne sur la même au niveau d'une zone de même taille. La figure IV.1. représente la densité optique en fonction du numéro du scan, et ce pour les trois canaux : Rouge, vert et bleu.

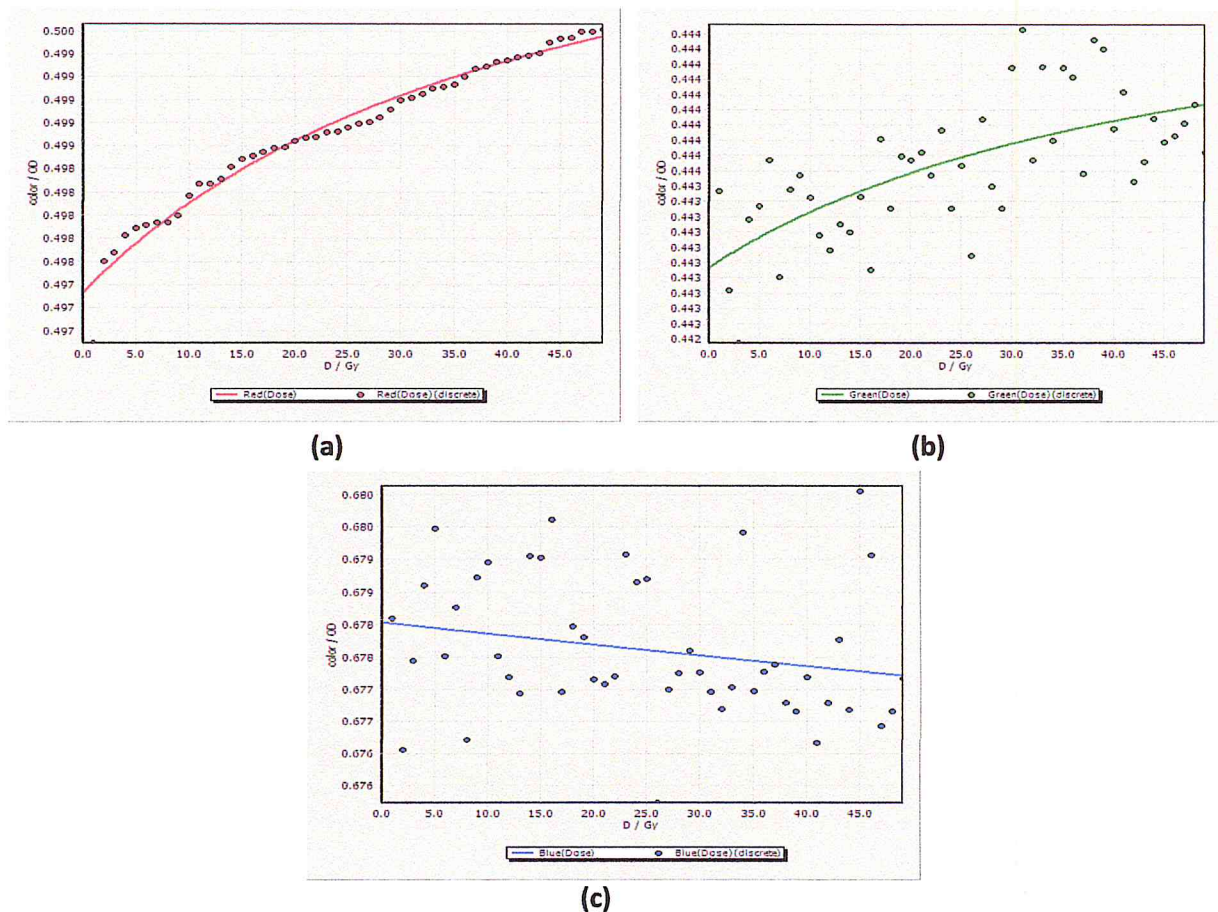


Figure IV. 1. Variation de la densité optique en fonction du numéro du scan pour les trois canaux rouge (a), vert (b) et bleu (c).

Ces figures montrent d'abord que le canal rouge donne de meilleurs résultats. C'est ce canal qui a été choisi pour le reste de notre étude.

La figure IV.2 représente un agrandissement du canal rouge et montre que la densité optique augmente à chaque scan. Cette augmentation a été évaluée en moyenne à 0.01 % par scan. Pour déterminer la correction à appliquer, nous avons calculé le rapport de la densité optique

DO(1) obtenue au premier scan sur la densité optique au scan n. La figure IV.2.représente les variations du facteur de correction pour scan multiple $k_{sm}=DO(1)/DO(n)$, en fonction du numéro du scan. A chaque fois que nécessaire cette correction a été appliquée.

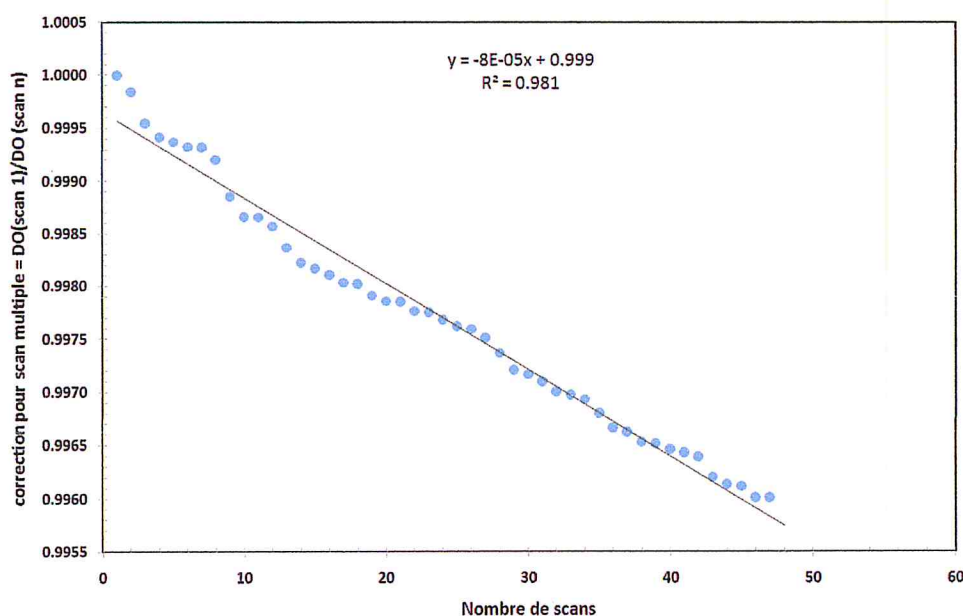


Figure IV. 2 Facteur de correction pour scans multiple en fonction du numéro du scan

IV.2.1.2. Effet de la rotation :

Afin d'étudier l'effet de la rotation des films Gafchromics sur les résultats de son scan, nous avons évalué le même film précédent avec le même scanner en utilisant une feuille cartonnée sur laquelle a été reproduit un rapporteur 360 degrés (Fig. IV.3). Après rotation à chaque fois de 0 à 180 degrés par pas de 10 degrés, le film est scanné et l'image obtenue évaluée avec le logiciel Film QA pro. La courbe donnant la densité optique en fonction de l'angle de rotation est illustrée par la figure IV.4. Les points

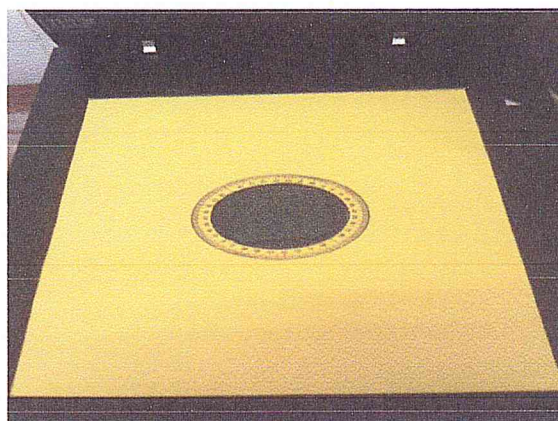


Figure IV. 3. Dispositif utilisé pour étudier la réponse du film en fonction de l'angle de rotation

de cette figure ont été obtenus en appliquant à chaque fois une correction pour scans multiple, telle que déterminée précédemment.

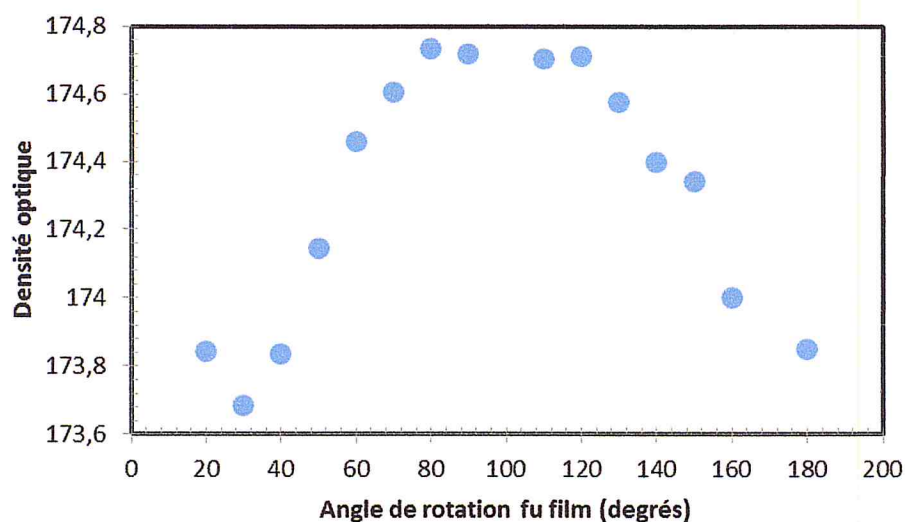


Figure IV. 4. Courbe de la densité optique en fonction de l'angle de rotation.

Interprétation des résultats :

Nous remarquons que la densité optique augmente pour des angles de 0 degrés à 90 degrés puis décroît de manière symétrique jusqu'à 180 degrés. Ce résultat montre que la réponse du film est influencée par l'angle de rotation et par conséquent par la direction du scan. Il est alors très important de maintenir la même direction du scan tout au long de notre travail expérimental pour obtenir des résultats consistants. Cette dépendance est probablement due aux conditions différentes de diffusion de lumière créée par la structure du composant actif du film.

Tout au long de notre travail et lorsque cela est nécessaire, nous avons considéré deux cas de figures. Un scan en mode portrait (scan dans la direction de la longueur du film) ou un scan en mode paysage (dans la direction de la largeur du film). Les deux directions étant perpendiculaires l'une de l'autre donnant des résultats extrêmes consistants avec la figure IV.4.

IV.2.1.3. Effet de l'orientation des films en fonction de la dose :

L'effet d'orientation a été confirmé avec plusieurs doses en irradiant plusieurs films de mêmes dimensions (5 cm x 5 cm) à des doses variant de 0.5 Gy à 4 Gy. Ces films ont ensuite été scannés dans les quatre directions (Haut droite – 0 degré ; bas droite – 90 Degrés, bas gauche – 180 degré, haute gauche – 270 degré). La variation de la densité optique en fonction de la dose (Gy), pour les quatre orientations, est représentée par la figure IV.5.

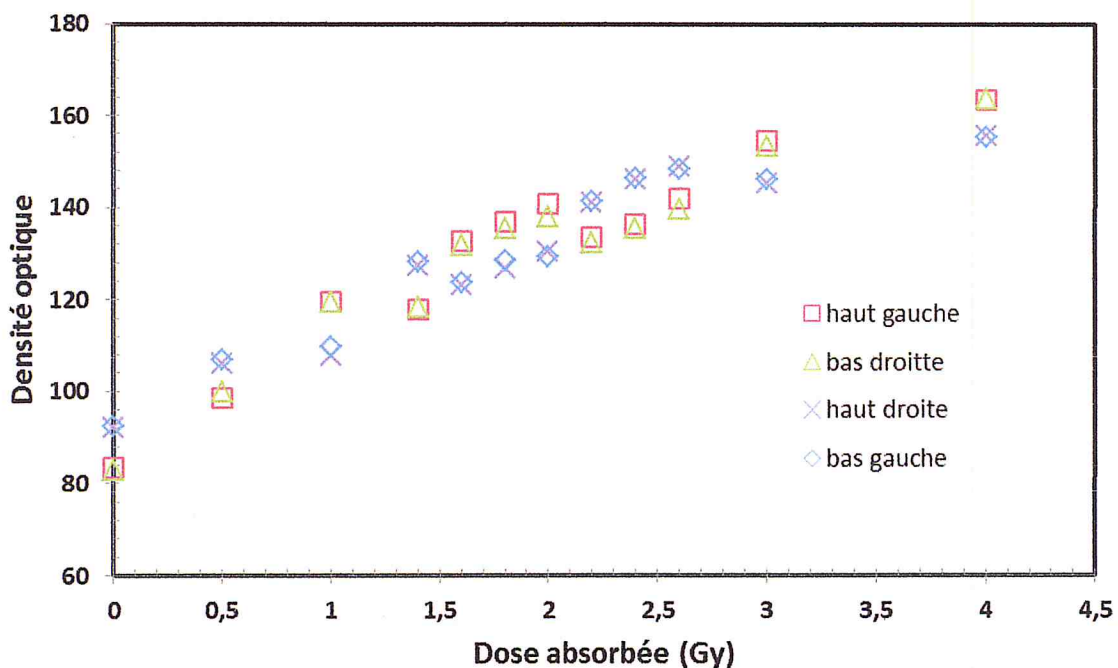


Figure IV. 5. Densité optique des films en fonction de la dose pour les quatre orientations.

Résultats et discussions :

Les résultats des mesures illustrés par la figure IV.5 montrent que les courbes d'étalonnage correspondant aux orientations haut droite (orientation 0 degré) et bas gauche (orientation 180 degrés) sont parfaitement confondues. Le même résultat est observé pour les orientations bas droite (90 degrés) et haut gauche (270 degré). Rappelons que les deux premières orientations correspondent à une configuration portrait alors que les deux autres correspondent à un mode paysage. Ceci suggère que les films doivent être scannés dans l'un ou l'autre des modes pour maintenir une consistance dans les courbes d'étalonnage.

IV.2.1.4. Effet de non uniformité du scanner.

Pour scanner un film Gafchromic, on utilise, comme nous l'avons dit, un scanner haute résolution. Aussi bien en mode réflexion que transmission, le scanner utilise une source de lumière qui traverse ou se réfléchit sur le film. Cette lumière réfléchie ou transmise est évaluée par des détecteurs. L'intensité lumineuse émise peut ne pas être constante ce qui peut induire une non uniformité de l'image scannée en fonction du point considéré sur le scanner.

Pour étudier cette non uniformité, nous avons scanné un film vierge de dimensions 20cm x 22.5 cm (Fig. IV.6). Après avoir scanné le film, nous avons traité l'image obtenue avec le logiciel Film QA Pro pour étudier les variations de la densité optique en fonction de la distance des bords du scanner. Ceci peut être fait en étudiant le profil du film le long des deux axes X et Y correspond à des directions perpendiculaire et parallèle à la direction du scan respectivement. Les résultats sont illustrés dans la figure IV.7.

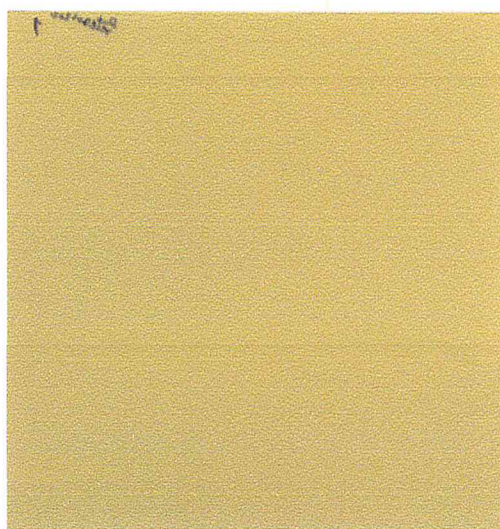


Figure IV. 6. Film vierge utilisé pour l'étude du non uniformité du scanner.

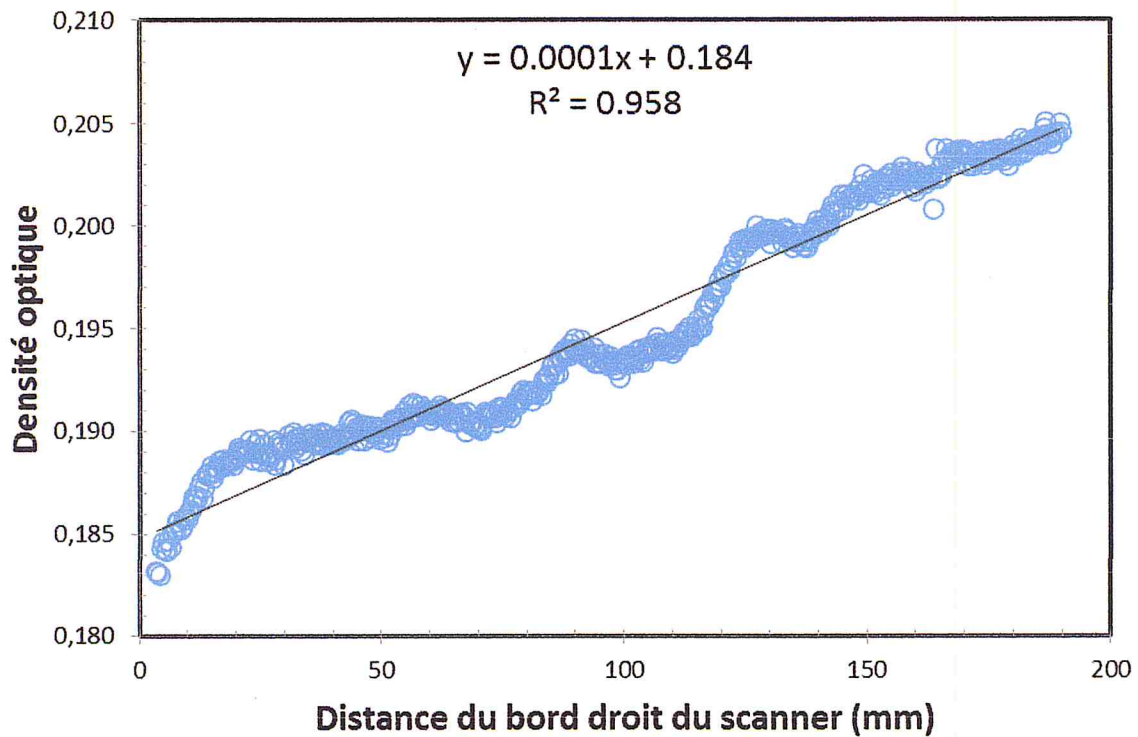


Figure IV. 7. Courbe de non uniformité du scanner obtenue par film QA Pro.

Nous remarquons une augmentation de la densité optique en fonction de la distance du bord droit du scanner. Cette augmentation est de l'ordre de 0.01% par mm (augmentation de 0.0001 dans la densité optique par millimètre à partir du bord droit du scanner). Pour l'étude des profils dans le cadre de notre travail, il y'aura lieux de tenir compte de cette non uniformité.

IV.2.1.5. Effet d'inversement du film :

Pour scanner un film, il est recommandé de suivre la même procédure d'orientation. Mais aucune indication n'est disponible quand à l'orientation de ce film (face supérieure et face inférieure). Pour étudier cet effet d'inversement du film, nous avons scanné un film qui prend toute la largeur du scanner. Le film a été scanné deux fois en inversant la face supérieure et inférieure. Les deux images obtenues ont été traitées avec le logiciel MEPHYSTO. La figure IV.8 représente la densité optique mesurée à intervalles réguliers pour les deux images, en fonction de la distance au bord du scanner.

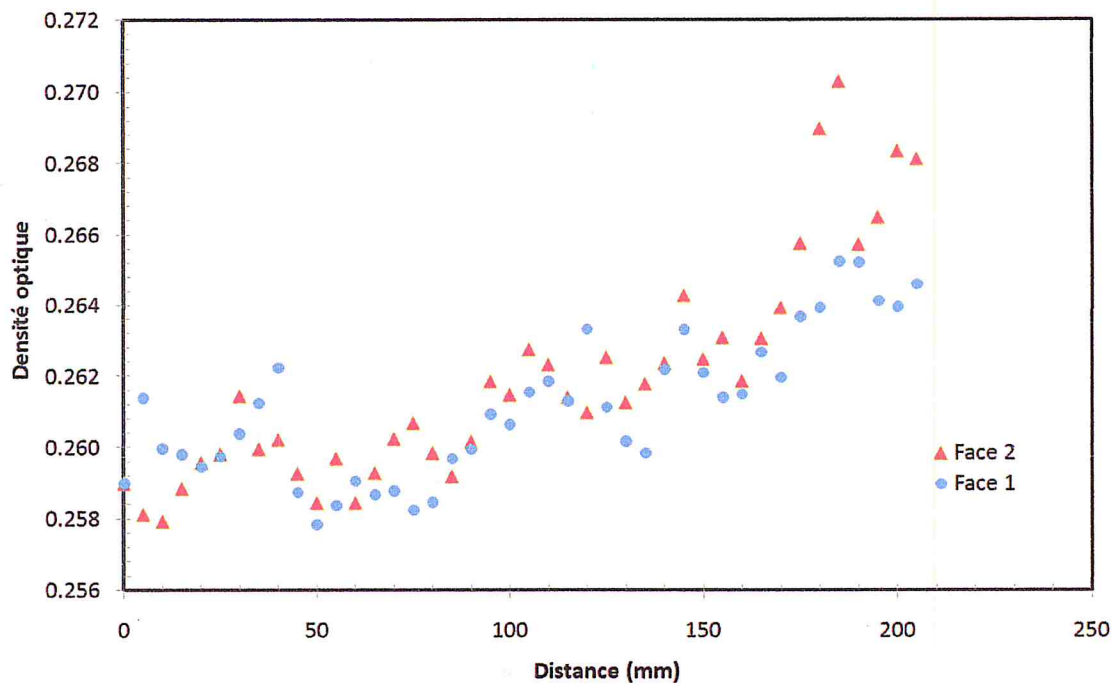


Figure IV. 8. Effet de l'inversement du film.

Interprétation

La figure IV.8 montre qu'il n'y a aucun effet d'inversement du film sur son évaluation. Toutefois, pour augmenter la précision, il y a lieu de scanner, dans la mesure du possible, les films en les orientant dans la même direction.

IV.2.2. Etalonnage des films Gafchromics :

IV.2.2.1. Courbes d'étalonnage :

L'étalonnage des films Gafchromic a été effectué en irradiant les films avec des doses suivantes : 1.2 Gy, 1.4 Gy, 1.6 Gy, 2 Gy, 2.2 Gy, 2.6 Gy, 2.8 Gy, 3 Gy et 4 Gy.

Pour étudier l'influence du fantôme, les films ont été irradiés dans trois fantômes différents : L'eau, le PMMA et le Polystyrène. Les débits de dose ont été préalablement déterminés à l'aide d'une chambre d'ionisation (voir chapitre III).

Les films irradiés ont été scannés en respectant leur orientation et les images obtenues ont été traitées avec le logiciel Film QA Pro qui possède la fonction étalonnage très performante séparant les trois canaux rouge, vert et bleu. Les courbes d'étalonnage obtenues par le logiciel film QA Pro, pour le polystyrène, et pour ces trois couleurs sont données par la figure IV.9.

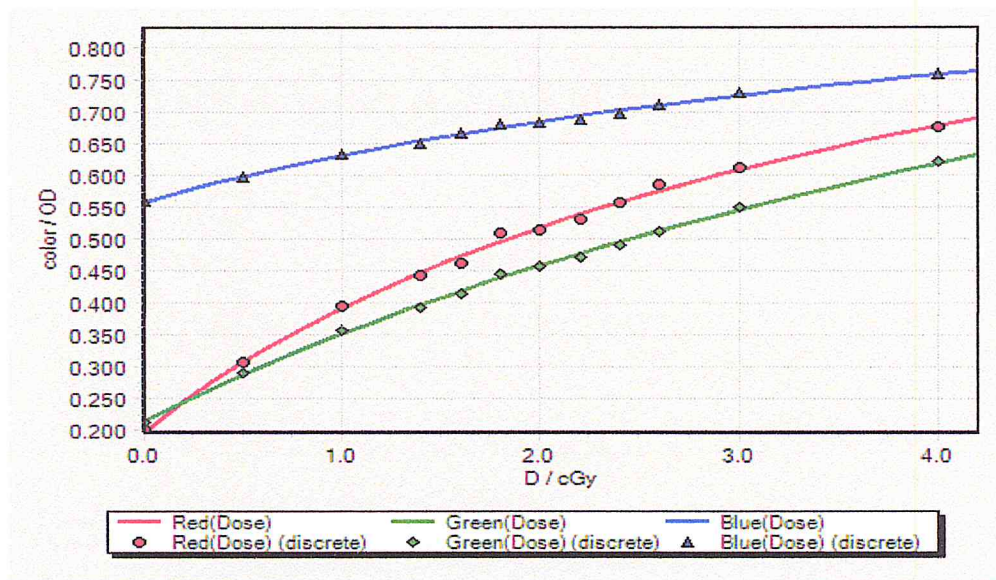


Figure IV. 9. Courbes d'étalonnage obtenu par le logiciel film QA pro, pour le polystyrène, et pour les trois couleurs : rouge, vert et bleu

On remarque les deux canaux rouge et vert donnent de meilleurs résultats. Le canal bleu, présente un bruit de fond non négligeable (la densité optique à 0 Gray égale au double de celle des deux autres canaux. Pour rester conformes aux résultats de IV.2.1.1 nous avons sélectionné le canal rouge pour établir les courbes d'étalonnage des films Gafchromics pour les trois fantômes. La figure IV.10 montre que les trois courbes d'étalonnage, pour les fantômes d'eau, de polystyrène et PMMA sont parfaitement confondues. Pour une utilisation future, la courbe d'étalonnage a été modélisée par une équation polynomiale de forme :

$$Do = a + bx + cx^2 + dx^3 \quad \text{IV.1.}$$

Avec : $a=-1,23740782$; $b=7,95080998$; $c=14,2797186$; $d=18,6745976$

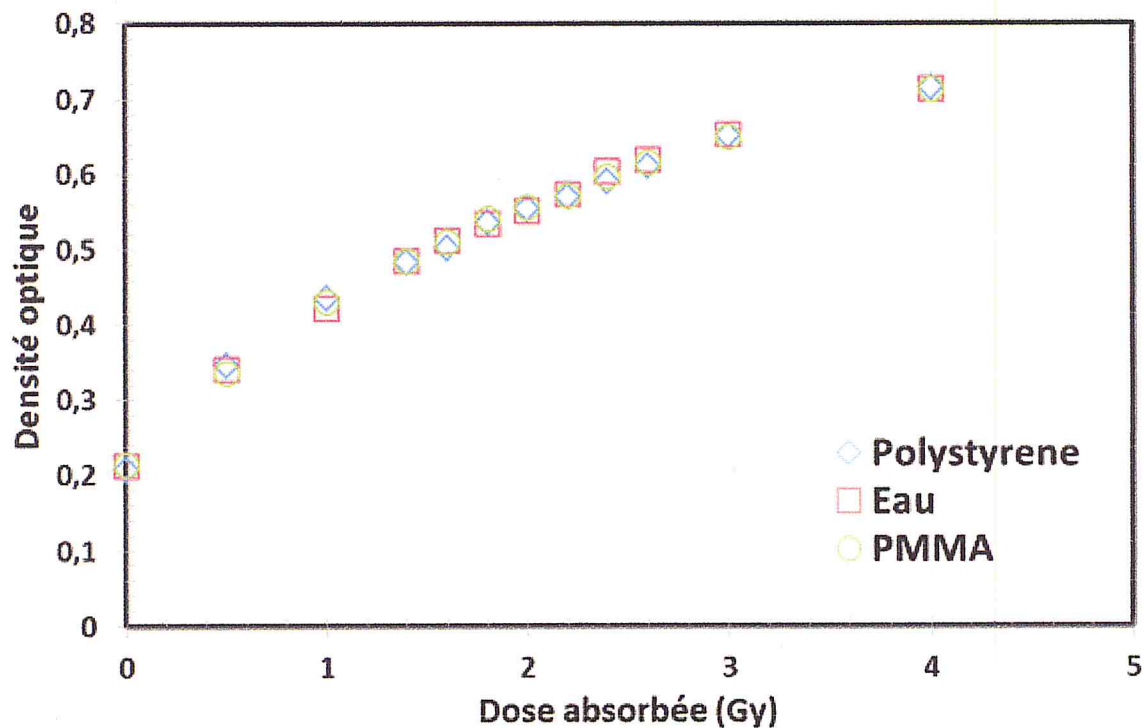


Figure IV. 10. Courbes d'étalonnage du film Gafchromic obtenues dans les fantômes d'eau, de polystyrène et de PMMA.

IV.3. La dosimétrie relative :

La dosimétrie relative des faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie est une étape importante pour l'assurance qualité des faisceaux utilisés en étalonnage et en radiothérapie.

Parmi les paramètres à vérifier, nous nous sommes intéressés particulièrement à la détermination des profils des faisceaux des rendements en profondeur. En absence de fantôme automatique, la détermination expérimentale des deux paramètres devient onéreuse lorsqu'elles doivent être effectuées pour plusieurs tailles de champ et profondeurs. Dans cette partie du travail, nous avons utilisé des films Gafchromic permettant d'obtenir en une seule irradiation des profils et PDD moyennant des calculs de normalisation.

Un système de dosimétrie relative a été conçu et réalisé au laboratoire Secondaire d'étalonnage pour la Dosimétrie du centre de Recherche Nucléaire d'Alger. Ce dernier permet de déterminer expérimentalement les profils des faisceaux et les rendements en profondeurs grâce à des irradiations des plusieurs films.

Le présent chapitre présente les résultats des mesures expérimentales effectuées dans l'unité de ^{60}Co du LSED.

IV.3.1. Mesures des profils de doses:

Les profils du faisceau de Cobalt-60 de l'unité ELDORADO 78 du LSED ont été déterminés dans trois fantômes différents : Eau, PMMA et Polystyrène.

Pour cette partie, nous avons irradié des films Gafchromic (lot numéro A08301202) avec une dose de référence de $D = 2$ Gy dans un faisceau d'irradiation du cobalt 60 (Fig. IV.11) dans les trois fantômes

Le temps d'irradiation est de l'ordre de 7.49 minutes. L'irradiation a été effectuée dans les conditions suivantes :

- Distance source-surface DSS = 80 cm.
- Profondeur $Z = 5$ gr/cm².
- Pour les différentes tailles du champ :
 - Taille du Champ : 7 cm x 7 cm.
 - Taille du Champ : 10 cm x 10 cm.
 - Taille du Champ : 15 cm x 15 cm.

Nous avons vérifié que pendant l'irradiation, le film reste parfaitement horizontal.

Les figures suivantes illustrent la géométrie d'irradiation dans les différents fantômes.



Figure IV. 11. Irradiation du film dans le polystyrène.



Figure IV. 12. Irradiation du film dans l'eau.

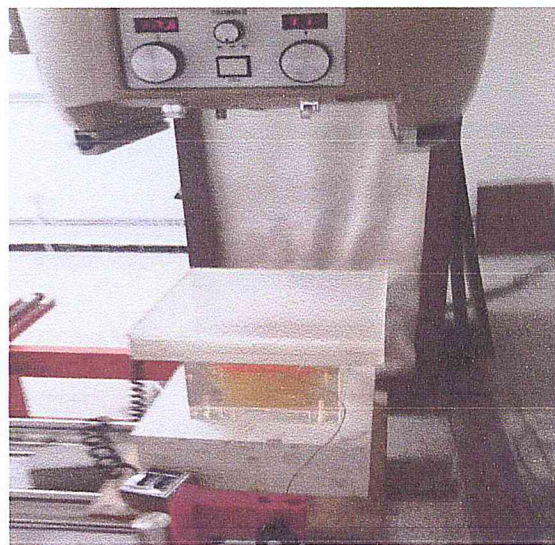


Figure IV. 13. Irradiation du film dans le PMMA.

Les films une fois irradiés sont évalués à l'aide d'un scanner de type EPSON PERFECTION V 750 en mode réflexion et transmission. Les images scannées sont traitées à l'aide d'un logiciel spécialisé : Film QA Pro qui permet de récupérer les données des profils et des rendements en profondeurs. La figure IV.14 montre des images des films scannés pour les champs 7 cm x 7 cm, 10 cm x 10 cm et 15 cm x 15 cm.

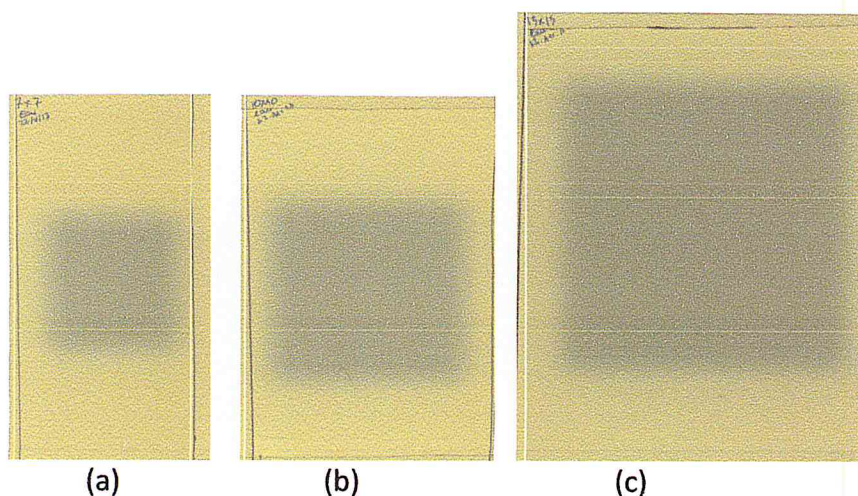


Figure IV. 14. Numérisation des films Gafchromic pour les trois champs considérés 7 cm x 7 cm (a), 10 cm x 10 cm (b) et 15 cm x 15 cm (c).

Les résultats des profils obtenus par le logiciels Film QA Pro sont illustrés par les courbes suivantes en mode transmission et réflexion du scanner:

IV.3.1.1. Irradiations des films Gafchromic à une profondeur $Z = 5$ cm :

Pour étudier l'influence de la profondeur équivalente sur les profils des faisceaux, nous avons commencé par irradier trois films à la profondeur linéaire $z=5$ cm en maintenant les mêmes conditions : DSP = 80 cm et Taille du champ 10 cm x 10 cm. Les profils obtenus sont illustrés par la figure IV.15.

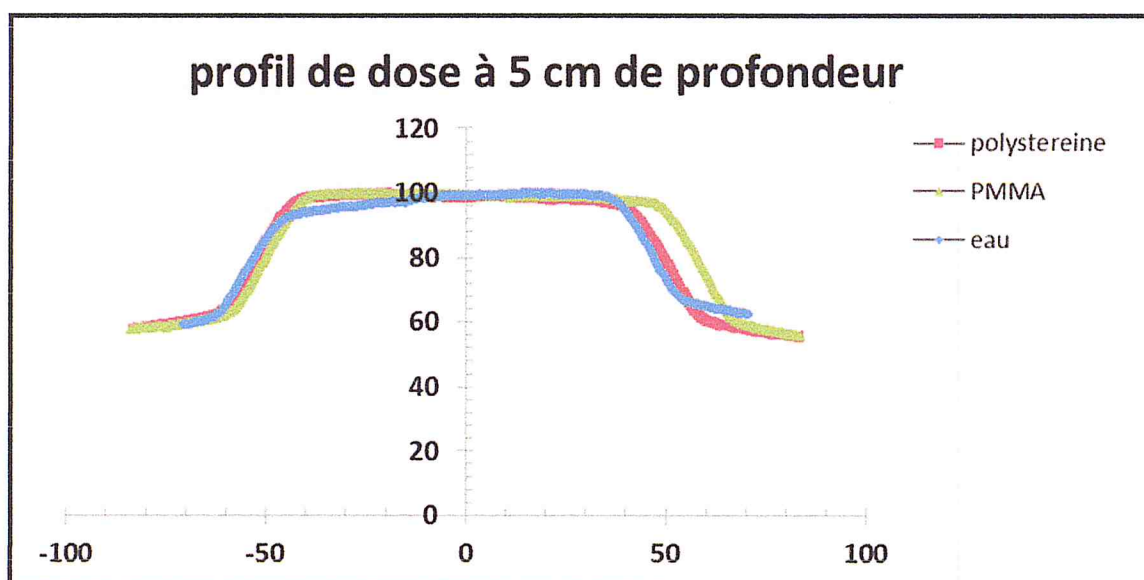


Figure IV. 15. Courbe de profil en mode réflexion pour le champ 10cm X 10cm. Les films ont été irradiés à la même profondeur linéaire $z=5$ cm.

Résultats expérimentaux et interprétation :

Les profils de la figure (IV.15) montrent un décalage dans les courbes des profils de dose. Ce décalage est dû au fait que la profondeur équivalente, pour les trois fantômes n'est pas la même.

IV.3.1.2. Irradiations des films Gafchromics à la profondeur équivalente:

Nous avons irradié les films radio-chromiques (lot N° A08301202) avec une dose de référence de $D = 2\text{Gy}$ avec le même faisceau de photons de cobalt 60 que précédemment en utilisant les conditions géométriques suivantes :

- Distance source-surface DSS = 80 cm.
- Profondeur équivalente $z=5$ gr/cm² ce qui donne $Z= 4.2$ cm dans le PMMA, $Z=4.8$ cm dans le polystyrène et $Z=5$ cm dans l'eau.
- Taille du champ 10 cm x 10 cm à la surface du fantôme.

Le calcul des profondeurs équivalentes est effectué en tenant compte des densités du matériau composant le fantôme à l'aide du formalisme suivant :

$$\rho_{\text{pol}} \cdot z_{\text{pol}} = \rho_{\text{pmma}} z_{\text{pmma}} = \rho_w \cdot z_w \quad \text{IV.2.}$$

Avec des densités suivantes : $\rho_{\text{pol}} = 1.05 \text{ g/cm}^3$ et $\rho_{\text{pmma}} = 1.19 \text{ g/cm}^3$

$$\text{Ceci donne } z_{\text{pol}} = \frac{\rho_w \cdot z_w}{\rho_{\text{Polyst}}} = 4.8 \text{ cm} \quad \text{et } z_{\text{PMMA}} = \frac{\rho_w \cdot z_w}{\rho_{\text{PMMA}}} = 4.2 \text{ cm}$$

Les films Gafchromics irradiés dans les conditions citées ont été scannés et traités avec le même logiciel. Les profils obtenus sont illustrés par la figure IV.16.

Figure IV. 16. Profil de dose à la profondeur équivalente pour un champ 10cm X 10cm.

Interprétation :

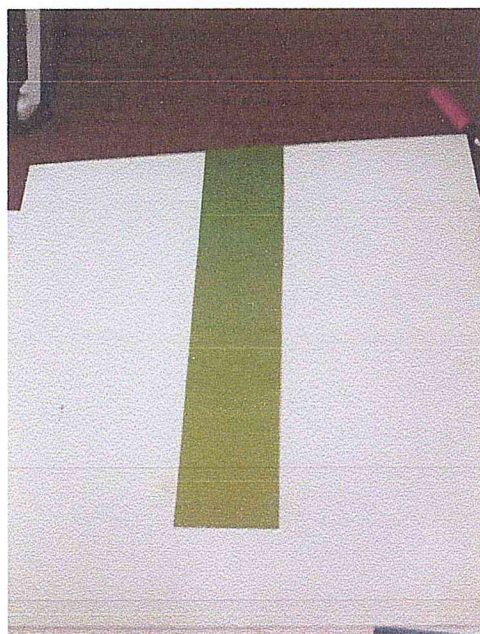
Nous remarquons qu'en tenant compte de la profondeur équivalente, les profils de dose obtenus sont identiques. Ceci est en parfaite concordance avec ce que préconisent les protocoles dosimétriques.

IV.3.2. Mesure des rendements en profondeur avec le film Gafchromics :

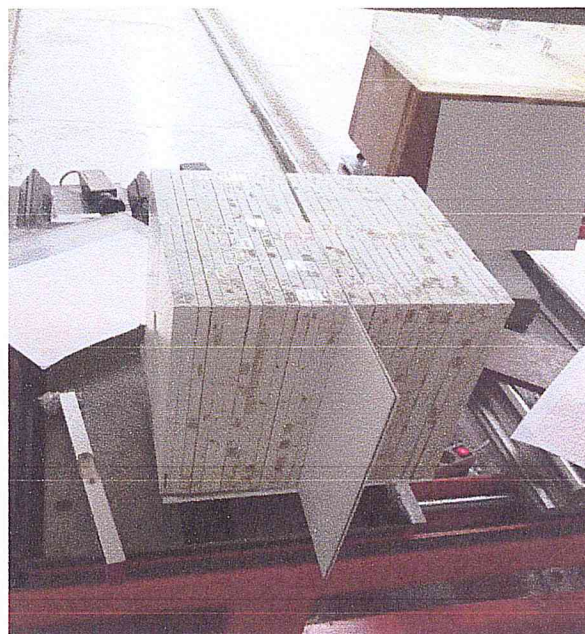
Les rendements en profondeur ont été mesurés dans les trois fantômes étudiés. La méthode consiste à placer une bande de film dans le fantôme parallèlement au faisceau d'irradiation. Nous décrivons dans ce qui suit chaque cas séparément.

IV.3.2.1. Rendement en profondeur dans le fantôme en polystyrène:

Pour la détermination des rendements en profondeur avec les films Gafchromics, nous avons scotché une feuille de film d'un même lot entre deux plaques de polystyrène de 1 mm d'épaisseur (figure IV.17a) en vérifiant qu'il ne présente pas d'ondulations. Les deux plaques ont ensuite été positionnées verticalement en sandwich entre deux jeux de plaques de même matériau formant un ensemble d'épaisseur globale égale à 30 cm (Fig. IV.17b). Nous avons vérifié que pendant l'irradiation le fantôme reste parfaitement vertical.



(a)



(b)

Figure IV. 17. Mesure des rendements en profondeurs avec un fantôme en polystyrène. Le film est scotché entre deux plaques (a) et pris en sandwich dans le fantôme (b).

La figure IV.18 montre l'irradiation du fantôme avec le film Gafchromic dans les conditions suivantes :

- DSP à 80 cm.
- Le film est placé sur l'axe de faisceau.

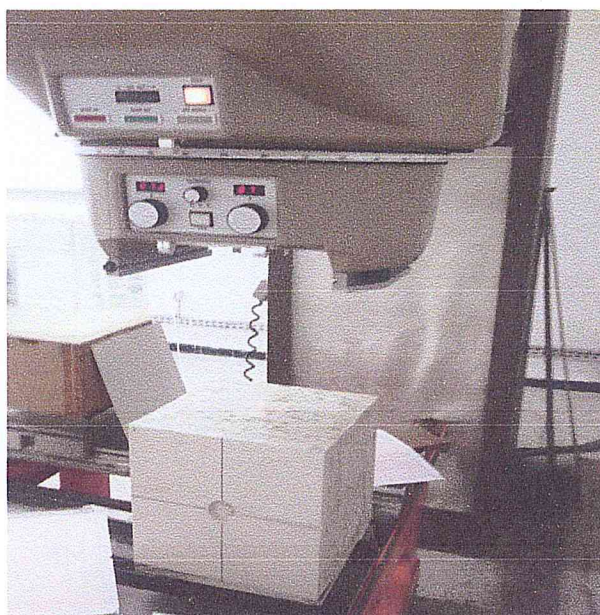


Figure IV. 18. Irradiation du film avec le ^{60}Co pour la détermination des rendements en profondeur avec le film Gafchromic.

Les résultats des mesures des rendements en profondeur obtenu par le logiciel film QA Pro sont illustrés par la figure IV.19. Pour les différentes tailles du champ investiguées. Les films ont été scannés en mode réflexion et transmission.

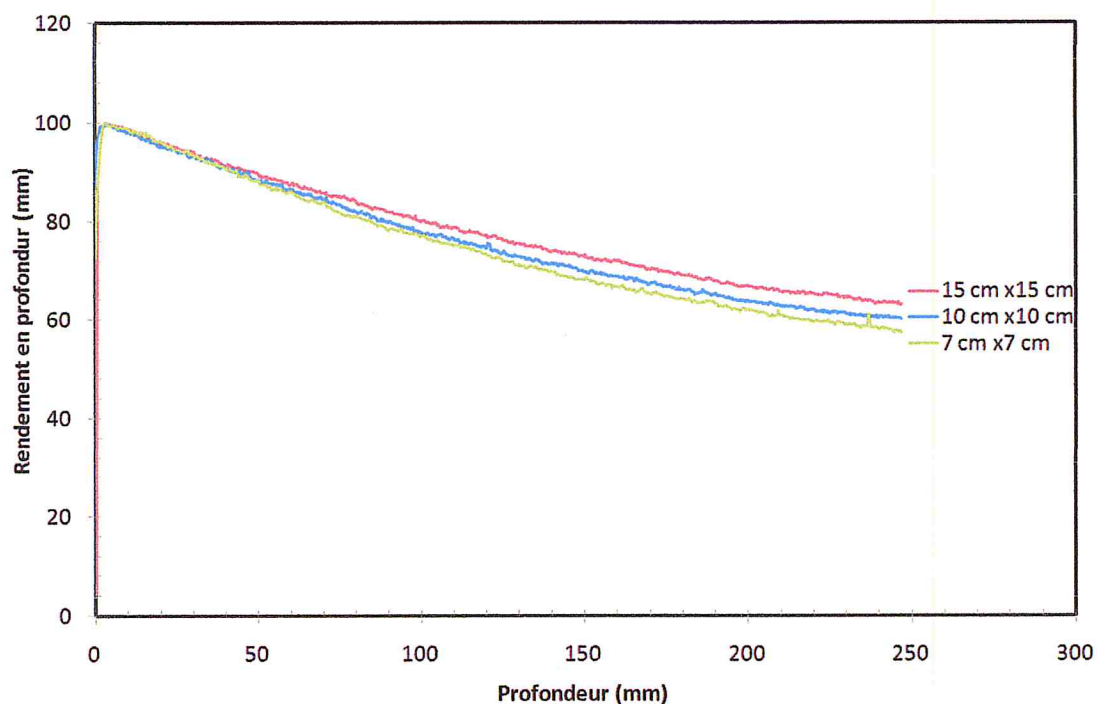
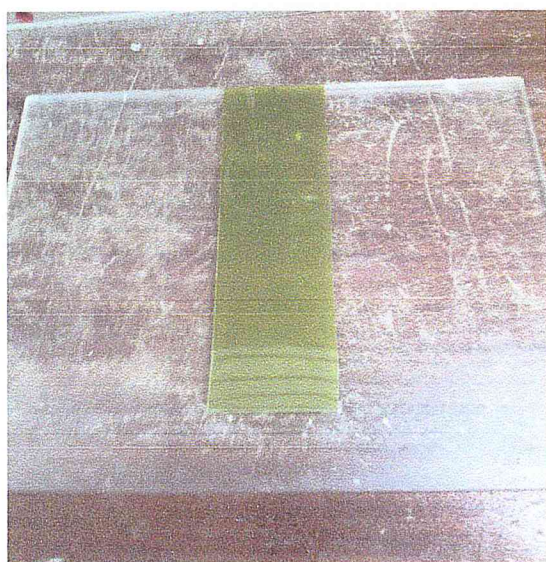


Figure IV. 19. Rendement en profondeur dans le polystyrène pour les trois tailles du champ.

IV.3.2.2. Rendement en profondeur dans le fantôme en PMMA:

La même procédure a été utilisée pour la détermination expérimentale des rendements en profondeur dans le fantôme de PMMA (Figure IV.20). Les films ont été irradiés dans les mêmes conditions citées précédemment.



(a)

(b)

Figure IV. 20. Mesure des rendements en profondeur avec un fantôme en PMMA. Le film est scotché entre deux plaques (a) et pris en sandwich dans le fantôme (b).

Les résultats des mesures des rendements en profondeur dans le PMMA sont illustrés par la figure (IV.21) pour les tailles du champ 7 cm x 7 cm, 10 cm x 10 cm et 15 cm x 15 cm.

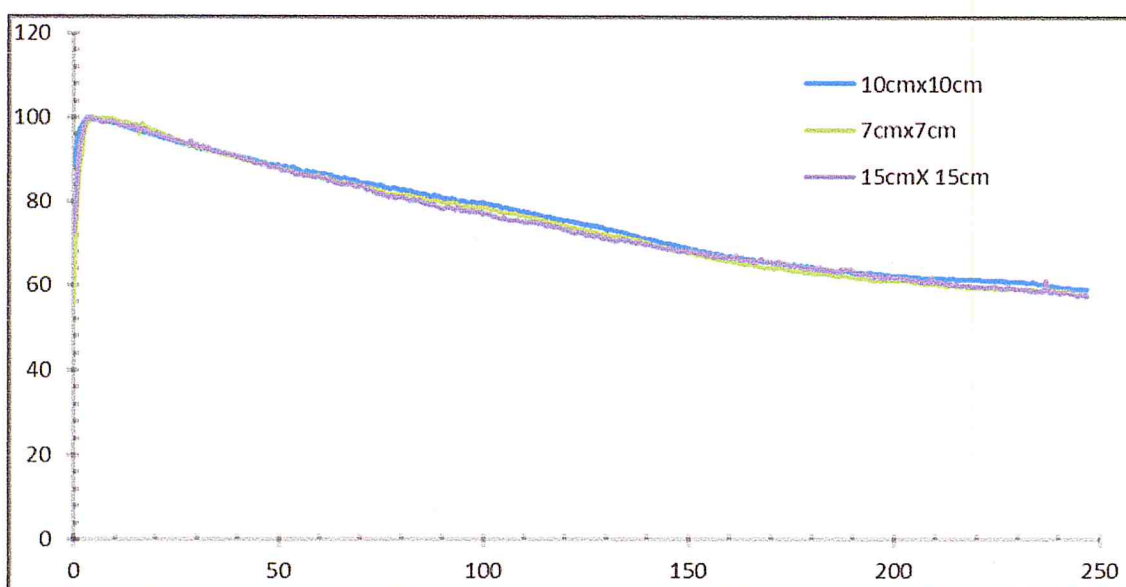


Figure IV. 21. Rendement en profondeur dans le PMMA pour les trois tailles du champ.

IV.3.2.3. Rendements en profondeur dans l'eau : Comparaison des rendements en profondeur :

La même procédure a été effectuée pour la détermination des rendements en profondeur dans le fantôme d'eau. Pour ce fantôme, nous avons comparé les rendements en profondeur, déterminés par les films Gafchromics avec ceux mesurés par une chambre d'ionisation et des dosimètres thermoluminescents par l'équipe du LSED ainsi que les valeurs publiées dans la littérature par le BJR25 [BJR96]. En raison de non disponibilité des valeurs pour les champs 7 cm x 7 cm, la comparaison a porté uniquement sur les tailles du champ 10 cm x 10 cm et 15 cm x 15 cm. Les résultats sont illustrés par les figures IV.22 et IV.23.

Champ 10 cm X 10 cm

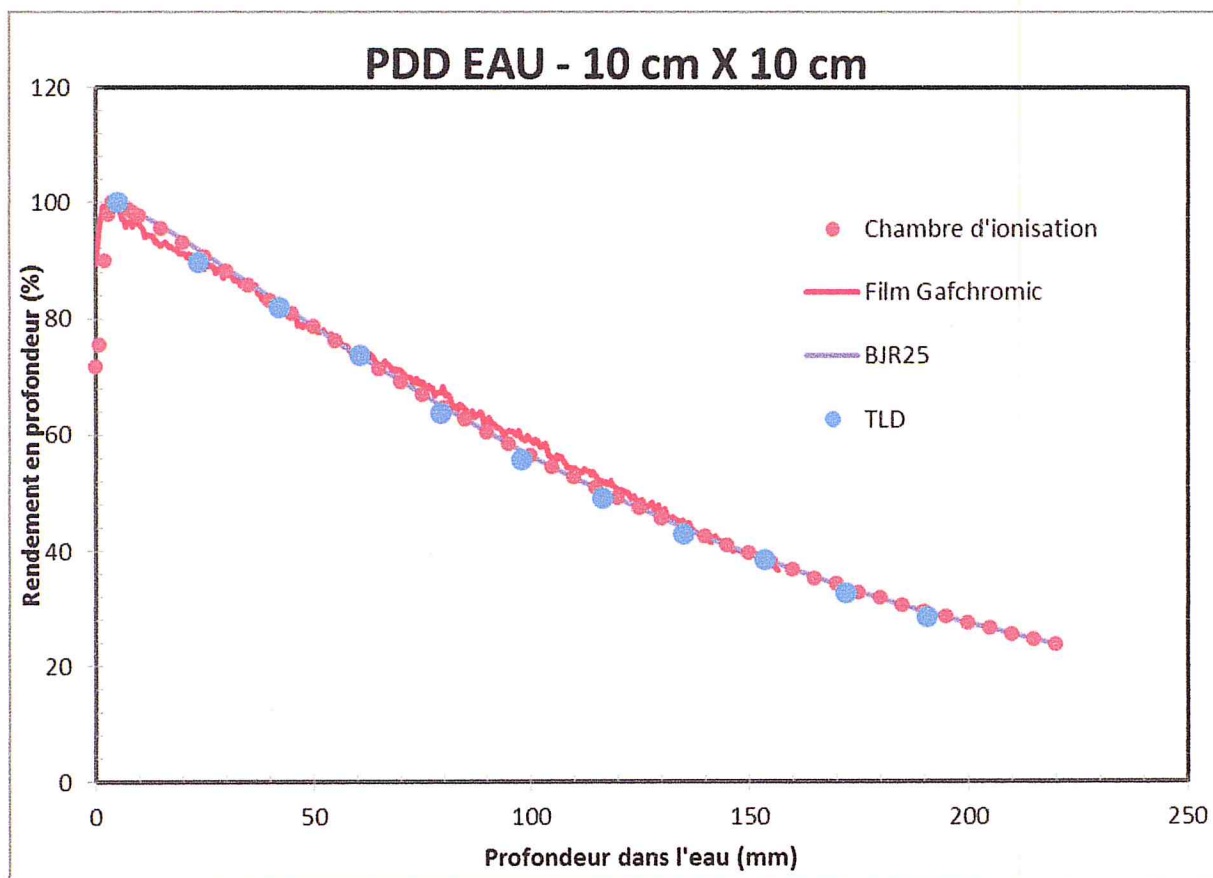


Figure IV. 22. Rendement en profondeur dans l'eau pour un champ 10 cm x 10cm.

Champ 15cm x 15 cm :

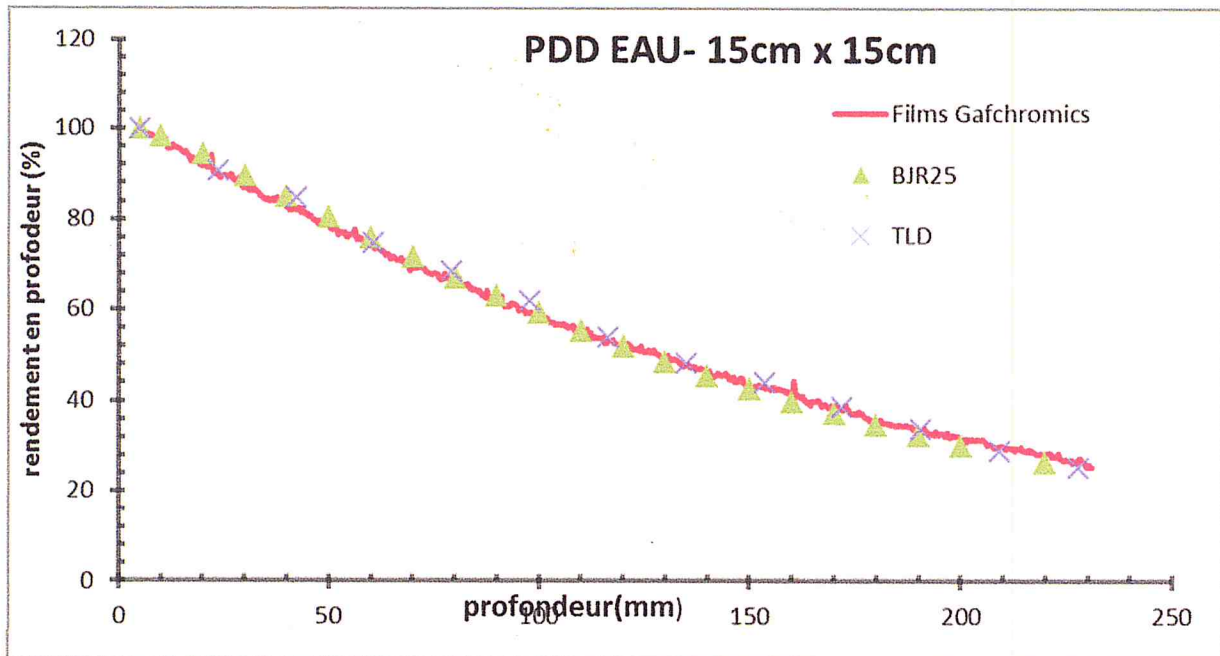


Figure IV. 23. Rendement en profondeur pour un champ 15cm x 15cm.

Ces figures montrent clairement que les rendements en profondeur déterminés à l'aide de la TLD, la chambre d'ionisation, le film Gafchromic et les résultats publiés par le British Journal of Radiology pour le même faisceau et pour la même taille du champ sont parfaitement confondus. Ceci démontre que la procédure utilisant les films Gafchromics est parfaitement maîtrisée.

Conclusion

faisceau pour trois tailles du champ en utilisant les trois fantômes. L'étude a montré que les profils sont confondus lorsque les irradiations sont effectuées à des profondeurs équivalentes.

Les films ont aussi été utilisés pour déterminer expérimentalement les rendements en profondeurs dans les trois fantômes. Les rendements obtenus sont parfaitement concordant avec ceux déterminés par une chambre d'ionisation et par les dosimètres TLD ainsi que ceux publiés dans la littérature.

En conclusion, nous pouvons dire que notre étude a permis de caractériser de manière efficace les films gafchromic pour être utilisés à des fins de dosimétrie relative avec une précision voisine de celle des chambres d'ionisation.

Ces films seront utilisés par le laboratoire pour des mesures liés à l'assurance qualité de l'unité de ^{60}Co utilisée pour l'étalonnage en radiothérapie.

Comme suite à notre travail, nous proposons de refaire le même travail au niveau d'un accélérateur linéaire pour la mesure des rendements en profondeur et profils pour les faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie.

Conclusion Générale

Conclusion

Conclusion :

Dans le cadre de notre travail, nous nous sommes attachés à caractériser les films Gafchromics de type EBT2 au Laboratoire Secondaire d'Etalonnage pour la Dosimétrie du Centre de Recherche nucléaire d'Alger.

Tout le travail a été réalisé dans l'unité de Cobalt de type ELDORADO 78 en utilisant trois types de fantômes : Un fantôme d'eau, de PMMA et de polystyrène.

Nous avons commencé par déterminer les paramètres optimum pour l'évaluation des films Gafchromics à l'aide d'un scanner de type EPSON V750. A cet effet, l'effet d'orientation et de rotation du film, l'effet de non uniformité, de scans multiples sur sa réponse ont été étudiés et en terme de paramètres optimum, d'étalonnage ce travail, nous avons caractérisé des films Gafchromic que nous avons utilisé par la suite pour la métrologie et l'assurance qualité des faisceaux de photons produits par une source de ^{60}Co .

Notre étude a montré que :

1. Le fait de scanner plusieurs fois le même film engendre une augmentation de la densité optique. Cette augmentation a été évaluée à 0.01% par scan. Une correction adéquate est appliquée à chaque fois que nécessaire
2. Un effet de la rotation a été observé sur le film. Cet effet se traduit par la variation de la densité optique en fonction de l'angle de rotation du film (augmentation de 0° à 90° et diminution jusqu'à 180°). Cet effet a été vérifiant en étudiant la réponse en fonction de l'orientation du film
3. L'effet d'orientation a été éliminé en utilisant un cache en carton
4. L'effet de non uniformité latérale a été évaluée à 0.01 % par mm à partir du bord droit du scanner. Une correction a été appliquée pour les courbes de profil
5. La réponse du film est indépendante de la face exposée à la lumière du scanner

Les films gafchromis ont été étalonnés dans trois fantômes différents. Les courbes obtenues sont parfaitement confondues.

Une fois étalonnées, les films ont été utilisés pour la détermination des profils du

Conclusion

faisceau pour trois tailles du champ en utilisant les trois fantômes. L'étude a montré que les profils sont confondus lorsque les irradiations sont effectuées à des profondeurs équivalentes.

Les films ont aussi été utilisés pour déterminer expérimentalement les rendements en profondeurs dans les trois fantômes. Les rendements obtenus sont parfaitement concordant avec ceux déterminés par une chambre d'ionisation et par les dosimètres TLD ainsi que ceux publiés dans la littérature.

En conclusion, nous pouvons dire que notre étude a permis de caractériser de manière efficace les films gafchromic pour être utilisés à des fins de dosimétrie relative avec une précision voisine de celle des chambres d'ionisation.

Ces films seront utilisés par le laboratoire pour des mesures liés à l'assurance qualité de l'unité de ^{60}Co utilisée pour l'étalonnage en radiothérapie.

Comme suite à notre travail, nous proposons de refaire le même travail au niveau d'un accélérateur linéaire pour la mesure des rendements en profondeur et profils pour les faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie.

Bibliographie

Bibliographie

- [1] Ervin .B.Podgorsak, "Radiation Oncology Physics : A Handbook for Teachers and Students", International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria, (2005).
- [2] Bijan Arjomandy , Ramesh Tailor, Li Zhao, Slobodan Devic » EBT2 film as a depth-dose measurement tool for radiotherapy beams over a wide range of energies and modalities» derniers publication 2012
- [3] F.H.Attix, K.R.Kase, B.E. Bjarngard «dosimetry of ionisation radiation « by academic press 1987.
- [4] MELLE. BERKOK HOURIA, MR. FARSI ABDELSAMAD. " Détermination de la qualité des faisceaux de photons de haute énergie utilisés en radiothérapie à l'aide des différents fantômes". Physique médicale. Université de Science et de la Technologie- Mohamed Boudiaf. Oran : s. n, 2009. Projet de Fin d'Etudes
- [5] British Institute of Radiology (BIR) 1996, Central axis depth dose data for use in radiotherapy British Journal of Radiology (Suppl No 25) 62#177;83
- [6] M. J. Butson, P. K. N. Yu, T. Cheung, and P. Metcalfe, "Radiochromic film for medical radiation dosimetry," *Mat. Sci. Eng. R*, vol. 41, n°3-5, pp. 61-120, September 2003.
- [7] M. J. Butson, T. Cheung, and P. K. N. Yu "Weak energy dependence of EBT gafchromic film dose response in the 50kVp-10 MVp X-ray range," *Appl. Radiat. Isot.*, vol. 64, n°1, pp. 60-62, January 2006.
- [8] CHRISTOPHE CHAMPION. " Interaction des ondes et des particules avec la matière biologique". Laboratoire de physique moléculaire et des collisions ; Institut de physique de Metz ; Université de Metz, Technopôle 2000, Doc.
- [9] CHRISTINE JIMONET ET HENRI METIVIER. "Personne compétente en radioprotection". Principes de radioprotection-réglementation. EDP Sciences 2007. France. ISBN : 978-2-86883-948-0.
- [10] 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.
- [11] T. Cheung, M. J. Butson, and P. K. N. Yu, "Independence of calibration curves for EBT gafchromic films of the size of high-energy X-ray fields," *Appl. Radiat. Isot.*, vol. 64, n°9, pp. 1027-1030, September 2006.

- [12] DAVID BENOIT. " Mise au point et évaluation d'un système fibré de dosimétrie en ligne utilisant des matériaux phosphorescents stimulables optiquement Application à la mesure de dose en radiothérapie et au monitoring de faisceaux. " Radiophysique et Imagerie Médicales, Institut d'Electronique du Sud (UMR UM2-CNRS 5214), l'Université Toulouse III - Paul Sabatier: s. n, 2008. Thèse de doctorat.
- [13] S. DERREUMAUX, 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.
- [14] Chiu-Tsao, Duckworth et al. 2004; Devic, Seuntjens et al. 2004; Todorović, Fischer et al. 2006.
- [15] ERIC FRANCHISSEUR. "Modélisation et validation de l'accélérateur PRIMUS de SIEMENS par le code Monte Carlo PENELOPE dans le cadre de la Radiothérapie du Cancer". PHYSIQUE. Ecole Doctorale de Sciences Fondamentales et Appliquées. UNIVERSITE DE NICE-SOPHIA ANTIPOLIS - UFR Sciences. Nice: s. n, 2007. Thèse de doctorat.
- [16] (Butson, Cheung et al. 2006; Fuss, Sturtewagen et al. 2007).
- [17] Gafchromic TMEBT White paper,ISP,2006
- [18] HIGH-DOSE DOSIMETRY. IAEA, International Atomic Energy Agency, Vienna, 1985.
- [19] Technical Reports Series No. 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.
- [20] D. Lewis, Radiochromic film, International Specialty Products, October 20, 2010.
- [21] F.Lewis;Radiochromic Film and Dosimetry using Multiple Color Channels, June 9, 2011.
- [22] PR. MALIKA ÇAOULI. " Interaction des rayonnements ionisants avec la matière". Université Mohamed V-Souissi. : s. n, 2009
- [23] ASMA MARZOUK. " Etude d'une solution d'Alanine par Spectrophotométrie UV- Visible pour une application dosimétrique". Chimie Industrielle. Institut national de Sciences Appliquées et de Technologie. Université de 7 Novembre. Carthage : s. n ,2007. Projet de Fin d'Etudes

- [24] MEDICAL PHYSICS CONTROL CENTER. MEPHYSTO
http://www.scanrad.no/straletterapi/dosimetri/qasoftware/600/MEPHYSTO_mcc.pdf
- [25] Dr. MEGHELLI. "Interactions entre les rayonnements ionisants et la matière ",
Biophysique-Médicale. Service Médecine Nucléaire, CHU Tlemcen.
- [26] M.A.MISDAQ. "Introduction à la physique et aux techniques nucléaires", Afrique-
Orient, Casablanca, 1990
- [27] [Niroomand-Rad et al., 1998] A. Niroomand-Rad, C. R. Blackwell, B. M. Coursey,
K. P. Gall, J. M. Galvin, W. L. McLaughlin, A. S. Meigooni, R. Nath, J. E.
Rodgers, and C. G. Soares "Radiochromic film dosimetry: Recommendations of
AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55," *Med. Phys.*, vol. 25, n°11,
pp. 2093-2115, November 1998
- [28] DR. PYCHLAU GMBH. "Radiation medicine QA". PTW-Freiburg Physikalisch-
Technische Werkstätten. D587.211.00/04 2011-04
- [29] Gafchromic EBT2; self-developing film for radiotherapy dosimetry
- [30] C. G. Soares, "Radiochromic film dosimetry," *Radiat. Meas.*, vol. 41, Suppl. 1, pp.
S100-S116, December 2006.
- [31] TIINA SUOMIJÄRVI. Physique Nucléaire et Applications ; IPN-Orsay.
- [32] (Chiu-Tsao, Ho et al. 2005; Butson, Cheung et al. 2006; Cheung, Butson et al.
2006; Cheung, Butson et al. 2006; Fiandra, Ricardi et al. 2006; Todorovic, Fischer
et al. 2006; Zeidan, Stephenson et al. 2006)