

MA-530-40-1

Université Saad Dahlab de BLIDA



**FACULTÉ DES SCIENCES
DÉPARTEMENT DE PHYSIQUE**

MÉMOIRE PRÉSENTÉ PAR :

DJEZZAR NABILA

En vue d'obtenir le diplôme de Master

SPÉCIALITÉ : PHYSIQUE MÉDICALE

**SUJET : LE CHOIX DU LECTEUR POUR
L'AMÉLIORATION DES PROPRIÉTÉS DES FILMS
GAFCHROMIC EBT2**

SOUTENU LE 23 JANVIER 2014, DEVANT LE JURY COMPOSÉ DE :

- | | | |
|----------------------------|----------------------------------|---------------------|
| • Mr HOCINI Brahim | <i>Maître Assistant A, USDB</i> | -Président- |
| • Mme MAACHOU Aicha | <i>Attaché de recherche CRNA</i> | -promotrice- |
| • Mr MERAD Ahmed | <i>Attaché de recherche CRNA</i> | -Examineur- |
| • Mme BRAHIMI-SAKHRI Zakia | <i>Chargée de recherche</i> | -Examineur- |

MA-530-40-1

El hamdou lillah wa el salatou wa essalamou aala rassoul allah , sans l'aide d'allah je n'aurais jamais eu la force et la volonté pour étudier après de longues années d'arrêts .

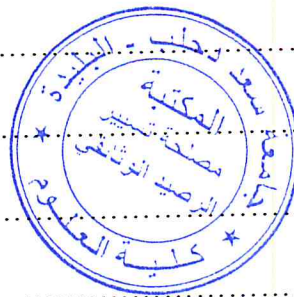
*Je remercie avant tout notre dieu le tout puissant qui m'a guidé
pour continuer mes études .*

Je remercie ma famille qui m'a soutenu toute ma vie .

*Je remercie mes professeurs qui m'ont porté aide tout le long
de mon cursus .*

A tout ce qui m'ont aidé de près ou de loin un grand merci.

Table des matières	x
Liste des figures	ix
Liste des tableaux	xxi
Liste des abréviations	ii
Introduction	1
Chapitre 1 Grandeurs et paramètres dosimétriques d'un faisceau de photons et sa production par un accélérateur linéaire.....	4
1.1 Introduction.....	5
1.2 La production des rayons X par un accélérateur linéaire	5
1.2.1 Principe général de l'accélération d'électrons par un accélérateur linéaire.....	5
1.2.2 La production de rayonnement X.....	6
1.2.2.1 La production de rayonnement X caractéristique	6
1.2.2.2 La production de rayonnement X de Bremsstrahlung.....	7
1.2.2.3 La Fluorescence vs Bremsstrahlung	7
1.3 La mise en forme des rayons X pour l'irradiation clinique	8
1.3.1 Le collimateur primaire.....	8
1.3.2 Le cône égalisateur.....	9
1.3.3 La chambre d'ionisation moniteur	9
1.3.4 Le filtre en coin	9
1.3.5 Le collimateur secondaire	10
1.4 Interactions photons- matière	10
1.4.1 L'effet Thomson-Rayleigh	10
1.4.2 L'effet photoélectrique	11
1.4.3 Effet Compton	12
1.4.4 La création de paires.....	12
1.4.5 Domaine de prépondérance de chacun des effets.....	13



1.5 Interaction des électrons avec la matière.....	14
1.5.1 La collision	14
1.5.2 Le rayonnement de freinage ou Bremsstrahlung	15
1.6 Définitions des grandeurs dosimétriques.....	16
1.6.1 Le Kerma	16
1.6.2 La dose absorbée.....	16
1.6.3 L'équilibre électronique.....	17
1.6.3.1 Equilibre électronique longitudinal.....	17
1.6.3.2 Equilibre électronique latéral.....	18
1.7 Paramètres de calculs dosimétriques	18
1.7.1 Facteur de la diffusion du pic (PSF).....	18
1.7.2 Facteur d'ouverture du collimateur (FOC).....	19
1.7.3 Le facteur de dose relative (RDF)	20
1.7.4 Le facteur de diffusion du fantôme (S _P).....	20
1.8 Pénétration du faisceau de photons dans un fantôme (l'eau).....	21
1.8.1 Le rendement de dose en profondeur PDD	21
1.8.2 Le rapport tissu-air (TAR).....	23
1.8.3 Le rapport tissu- fantôme (TPR).....	23
1.8.4 Le rapport tissu maximum (TMR)	24
1.9 Les profils de doses.....	24
Chapitre 2 Matériel utilisé	27
2.1 Introduction.....	28
2.2 L'accélérateur linéaire CLINAC 2100 C.....	28
2.3 Unité de Cobalt- 60.....	29

2.4 Fantôme PMMA.....	30
2.3 Système de planification de traitement Eclipse.....	31
2.6 Photoshop	32
2.7 Scanner Epson 1680.....	33
2.8 Le densitomètre	35
2.9 Le spectrophotomètre UV visible.....	36
2.10 Le Microscope à Balayage Electronique (MBE).....	38
Chapitre 3 Caractérisation des films EBT2.....	39
3.1 Introduction	40
3.2 Présentation des films EBT2.....	40
3.3 Configuration des films EBT2.....	40
3.4 Propriétés des films EBT2.....	41
3.4.1 Spectre d'absorption	42
3.4.2 Dépendance énergétique	43
3.4.3 Influence de la taille de champ	43
3.4.4 Influence de la profondeur	45
3.4.5 Immersion des EBT2 dans l'eau	46
3.4.6 Variation de la densité optique avec le temps après irradiation	47
3.4.7 Angulation du film dans le scanner	49
Chapitre 4 Calibration des films EBT2.....	50
4.1 Introduction	51
4.2 Découpage recommandé	51
4.3 Lecture à l'aide du scanner Epson 1680	52

Liste des figures

Figure 1.1 : Interaction d'un photon avec un atome par effet photoélectrique.....	6
Figure 1.2 : Illustration de l'effet Compton	7
Figure 1.3: Illustration de la création de paires.....	7
Figure 1.4 : Phénomène d'annihilation.....	8
Figure 1.5 : Domaine prépondérant d'interaction en fonction de l'énergie des rayonnements et Z du milieu absorbant	9
Figure 1.6 :Illustration du phénomène de freinage	10
Figure 1.7 Equilibre électronique.....	12
Figure 1.8: Dispositif de mesure du PSF.....	14
Figure 1.9 : Dispositif pour la mesure du FOC.....	14
Figure 1.10: Dispositif pour mesure du RDF.....	15
Figure 1.11 : Dispositif de mesure du PDD.....	17
Figure 1.12 : Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons 6 MV et une taille de champ 10x10 cm ²	17
Figure 1.12 : Dispositif pour la mesure du TAR	18
Figure 1.13 : Dispositif pour la mesure du TPR.....	19
Figure 1.14 : Dispositif pour la mesure du TMR.....	19
Figure 1.14 : Profil de dose d'un champ de photons de 6 MV et de dimensions 10X10cm ² mesuré dans l'eau à une profondeur de 10 cm et à DSS=90 cm	20
Figure 1.15 : Les principales composantes d'un accélérateur linéaire	22
Figure 1.16 :Représentation schématique des éléments conditionnant la mise en forme du champ d'irradiation	24
Figure 2.1 : Accélérateur linéaire au CAC de Blida.....	28
Figure 2.2 : ALDORADO 78.....	29

Figure 2.3 : Fantôme PMMA.....	30
Figure 2.4 :Adope Photoshop	32
Figure 2.5 : Scanner Epson 1680.....	33
Figure 2.6 : Densitomètre PTW DensiX.....	34
Figure 2.7 : Le spectrophotomètre de l'UV visible	36
Figure 2.8 : Schéma de principe d'un spectrophotomètre UV visible à double faisceau avec un seul détecteur	36
Figure 2.9 : Microscope à Balayage Electronique	37
Figure 3.1 : Configuration du film Gafchromic	39
Figure 3.2 : illustration de l'impact de la taille de champs sur l'allure du profil de dose et positionnement du détecteur	43
Figure 3.3 : Film EBT2 immergé dans une cuve d'eau	45
Figure 3.4 : Découpage recommandé	47
Figure 3.5 : Dispositif expérimental	47
Figure 3.6 : Polymérisation de di acétylène	47
Figure 3.7 : Angulation du film dans le scanner	48
Figure 4.1 : Découpage recommandé	51
Figure 4.2 : Forme des particules constituant les films EBT2.....	53
Figure 4.3 : Agression de la surface du film par des facteurs externes	54
Figure 4.4 : Dispositif expérimental.....	54
Figure 5.1 : Spectres d'absorption d'un échantillon non irradié et un autre irradié	57
Figure 5.2 : Spectres d'absorption pour différentes doses	58
Figure 5.3 : Courbes de calibration des films EBT2 pour deux énergies (6MV et 18 MV)...	59

Figure 5.4 : Courbes de calibration des films EBT2 en termes de densités optiques pour deux énergies (6MV et 18 MV)59

Figure 5.5 : Pénétration de l'eau sur les bords du film EBT2..... 62

Figure 5.6 : Variation de la densité optique à 5 cm de profondeur pour 0.3 et 3 Gy.....63

Figure 5.7 : Variation de la densité optique à 7 cm de profondeur pour 0.3 et 3 Gy 64

Figure 5.8 : Variation de la lecture en fonction de l'angulation du film dans le scanner.....64

Figure 5.9 : Lecture des films sur les trois canaux RVB..... 65

Figure 5.10 : Comparaison entre la position au centre (bleu) et aux bords (Rouge) du scanner.....66

Figure 5.11 : Lectures des films EBT2, orientation portrait et paysage67

Figure 5.12 : Réponse des films EBT2, petite et grande ROI68

Figure 5.13 : Lecture des EBT2 en recto et verso.....69

Figure 5.14 : Courbe de calibration des EBT2 (6MV)70

Figure 5.15 : Courbe de calibration en densité optique.....70

Figure 5.16 : Courbe de calibration des films EBT2, 6MV (densitomètre).....71

Figure 5.17 : Densité optique en paysage et portrait.....72

Figure 5.18 : Densité optique en recto et verso.....73

Figure 5.19 : Densité optique pour différentes angulations.....73

Figure 5.20 : Courbe de calibration en densité optique pour 6 MV et 18 MV.....75

Liste des tableaux

Tableau 3.1 : Composition atomique des films EBT2..... 42

Tableau 5.1 : Lectures des EBT2 en fonction de la taille de champ.....61

Tableau 5.2 : Lectures des films EBT2 en fonction de la profondeur..... 62

Tableau 5.3 : Densité optique pour les deux énergies 6 et 18 MV	74
Tableau 5.4 : Lectures avec le densitomètre (influence de la taille de champ).....	75
Tableau 5.5 : Lectures avec le densitomètre (influence de la profondeur)	76
Tableau 5.6 : Influence de la taille de champ sur la mesure à l'aide des deux lecteurs.....	77
Tableau 5.7 : Influence de la profondeur sur la mesure à l'aide des deux lecteurs.....	77

Uv- vis : Ultraviolet-visible

DSP : Distance Source Peau

ROI : Region Of Interest (région d'intérêt)

Đ : Débit de dose

DO : Densité Optique

PV : Pixel value, valeur de pixel

Introduction

Le succès ou l'échec d'un traitement en radiothérapie, repose sur la précision avec laquelle la dose est délivrée au patient.

Le corps humain est composé d'une multitude de milieux, comme l'os, les poumons, les dents, les cavités d'air, les petits espaces intercalaires à l'intérieur de l'os, leurs densités s'écartent de façon significative de celle de l'eau qui est le milieu de référence. En plus de ces hétérogénéités naturelles, des matériaux synthétiques peuvent également être présents dans le corps du patient, comme par exemple des plaques mandibulaires pour la reconstruction de la hanche, du bras, des dispositifs de fixation de la moelle épinière, des tiges chirurgicales, et divers produits d'obturation dentaires. La détermination de la dose dans ces conditions est un exploit pour le physicien médical et le choix d'un bon système de mesure de la dose délivrée, devient indispensable.

L'utilisation des systèmes de mesures habituels tels qu'une chambre d'ionisation, un semi-conducteur, les détecteurs thermo-luminescents, ou les films argentiques, ne s'adaptent pas souvent à de nombreux plans de traitement en radiothérapie externe.

La chambre d'ionisation et les semi-conducteurs n'offrent pas toujours une bonne résolution spatiale à cause de leur forme et de leur volume, [1].

En utilisant les procédures de lecture classique, les détecteurs thermo-luminescents, nécessitent des moyens long et fastidieux. Tous ces moyens de détection ne procurent pas l'avantage de stocker les données mesurées à des fins d'archivage, [1].

Même si les films radiographiques donnent une meilleure résolution par rapport à tous les autres détecteurs précédemment cités, ils restent toujours difficile de les utiliser, notamment à cause de leur grande sensibilité pour les photons d'énergie variant entre 10 et 200 KeV, leur propriété physiques qui ne correspond pas à celle des tissus biologiques, leur sensibilité élevée à la lumière ambiante, et leur développement nécessitant un traitement chimique très contrariant.

Les évolutions technologiques développées par ISP (International Speciality Products) ont permis de publier en 2004, [2] une nouvelle génération de détecteurs, les films Gafchromics EBT, ces détecteurs ont la particularité de réagir en quelques millisecondes (instantanément)

après une exposition à un rayonnement ionisant, leur lecture est très facile, leur développement ne nécessite ni développeuse, ni fixateur, [1]. C'est des détecteurs bidimensionnels dotés d'une grande résolution spatiale, c'est les moins interactifs et les moins perturbés par les rayonnements parmi tous les détecteurs utilisés en radiothérapie, ils permettent une vérification rapide des distributions de dose dans plusieurs plans.

Récemment, et plus précisément en 2009, la même société développa une nouvelle génération de films EBT pour subvenir aux besoins des physiciens médicaux et à toute personne travaillant sous rayonnement ionisant, ce sont les films Gafchromics EBT2.

Ces films feront l'objet de notre étude, dont le but principal est d'améliorer les procédures de lectures des films Gafchromic EBT2 à l'aide de lecteurs différents.

L'exploitation des résultats demande la maîtrise de l'utilisation du lecteur approprié pour un usage correct dans un environnement clinique. Pour notre cas, nous avons utilisé deux lecteurs, un Scanner Epson 1680 et un densitomètre PTW FREIBURG DensiX.

Le document est partagé en cinq chapitres, le premier est consacré au rappel des grandeurs dosimétriques et aussi pour expliquer la production des rayons X par un accélérateur linéaire et le second à la description détaillée du matériel utilisé lors de notre étude. Dans le troisième chapitre, nous avons évoqué les principales caractéristiques des films EBT2, nous avons commencé par leur présentation, leur configuration et leurs propriétés, nous avons en suite étudié leur spectre d'absorption avant et après irradiation, leur dépendance énergétique, leur immersion dans l'eau et enfin la variation de la densité optique avec le temps afin de déterminer le temps optimal nécessaire aux films et plus précisément à la couche active pour atteindre la stabilité totale afin d'effectuer les lectures dans les meilleures conditions. Le quatrième chapitre porte sur la calibration des films Gafchromics EBT2, mais avant, nous sommes appelés à les découper en plusieurs pièces pour économiser les feuilles de films, nous sommes alors intéressés au meilleur découpage afin de respecter le sens des pièces par rapport à la feuille d'origine.

La lecture avec le scanner demande une certaine vigilance, notamment par rapport au choix, du canal, de l'orientation du film à l'intérieur du scanner et à la taille de la région d'intérêt. Le cinquième et dernier chapitre est consacré aux résultats et la discussion. On termine le manuscrit par une conclusion générale.

1.1 Introduction

Une radiation ionisante est une radiation capable d'ioniser la matière. Ce processus apparaît lorsqu'un électron du milieu reçoit assez d'énergie pour lui permettre d'être arraché de son atome. On distingue entre les radiations directement ionisantes composées de particules chargées qui participent directement à l'ionisation de la matière et les radiations indirectement ionisantes, particules neutres qui produisent après interaction avec la matière, des rayonnements ionisants.

Dans ce chapitre, on s'intéresse aux photons, à leur production par un accélérateur linéaire et à leurs interactions avec la matière qui prédominent dans le domaine de la radiothérapie.

1.2 La production des rayons X par un accélérateur linéaire

Les rayons X utilisés en radiothérapie sont produits par l'interaction des électrons accélérés avec la cible de la tête d'un accélérateur linéaire d'électron.

1.2.1 Principe général de l'accélération d'électrons

L'accélérateur linéaire d'électrons représente l'un des plus importants appareils utilisés en radiothérapie externe pour le traitement des cancers.

Son principe est basé sur l'accélération des électrons.

Ce dispositif peut générer soit un faisceau d'électrons qui peut être utilisé directement pour le traitement des tumeurs superficielles ou semi profondes comme les cancers de la peau, soit un faisceau de photons ou rayons X, utilisé dans les traitements des tumeurs profondes comme le cancer du poumon.

Ce faisceau de haute énergie (entre 4 et 25 MV) est produit principalement par rayonnement de freinage résultant de l'interaction des électrons avec un matériau de haute densité, présent dans la tête de l'accélérateur.

Les électrons sont produits par effet thermoélectronique à partir d'une cathode qui se compose d'un filament de tungstène porté à haute température par effet joule. Les électrons émis et focalisés en un pinceau de faisceau, sont accélérés sous l'action d'un champ électrostatique de haute intensité. Le faisceau ainsi créé s'échappe pour s'introduire dans les cavités de la section accélératrice pour subir une succession d'accélération jusqu'à obtenir l'énergie

caractéristique. Le très grand nombre de transitions des électrons entre les niveaux énergétiques pour rétablir l'équilibre énergétique de l'atome conduit à l'émission d'un spectre de raies. Le rayonnement X caractéristique est donc discret et son énergie ne dépasse pas une centaine de keV.

1.2.2.2 La production de rayonnement X de Bremsstrahlung

Elle résulte de l'interaction coulombienne entre un électron incident et un noyau atomique de la cible. Cette interaction est une diffusion inélastique qui conduit à une perte d'énergie pour l'électron incident. La force coulombienne entraîne une accélération de l'électron ce qui incurve sa trajectoire. Or, toute particule chargée qui subit une accélération émet un rayonnement électromagnétique qui aboutit à une perte d'énergie de la particule. Il en résulte donc pour l'électron une perte d'énergie qui se traduit par un freinage d'où le nom de rayonnement de freinage. Les énergies des photons produits prennent leur valeur entre zéro et l'énergie cinétique de l'électron incident ce qui donne au rayonnement de Bremsstrahlung un spectre continu en énergie, [3].

1.2.2.3 Fluorescence vs Bremsstrahlung

Dans le cas de la fluorescence, l'électron incident perd de l'énergie par collision. En revanche dans le cas du rayonnement de Bremsstrahlung, il perd de l'énergie par radiation. Ces deux types de pertes d'énergie coexistent. La prépondérance de l'une par rapport à l'autre va dépendre de la valeur de l'énergie de l'électron incident (E) et du numéro atomique (Z) de la cible. La perte d'énergie par collision varie logarithmiquement avec E et linéairement avec Z . En revanche, la perte par radiation augmente presque linéairement avec E et quadratiquement avec Z .

Pour des électrons d'énergie élevée et des matériaux de haute densité électronique la perte d'énergie par émission X de Bremsstrahlung devient très vite prédominante. En radiothérapie, les accélérateurs linéaires utilisés produisent principalement du rayonnement X de Bremsstrahlung car les électrons accélérés atteignent de hautes énergies (plusieurs MeV) et la cible est composée d'atomes de numéro atomique élevé. Le rayonnement X caractéristique a au contraire un rendement beaucoup plus faible ($\ll 1\%$) et la collision électron-électron produit beaucoup de chaleur (99%), [3].

1.3 La mise en forme des rayons X pour l'irradiation clinique

Le faisceau de rayons X produit doit être mis en forme pour traiter le patient. Le champ d'irradiation doit être homogène en énergie et en fluence dans tout plan large (typiquement 40x40 cm²) du patient. Il doit avoir une pénombre optimisée en fonction de l'énergie du faisceau et doit être collimaté de façon à ce conformer à la forme du volume à irradier et protéger ainsi les tissus sains. Pour répondre à ces critères, la tête de l'accélérateur dispose de différents éléments qui vont influencer la production, la forme, la localisation et le monitoring du faisceau clinique, figure 1.2.

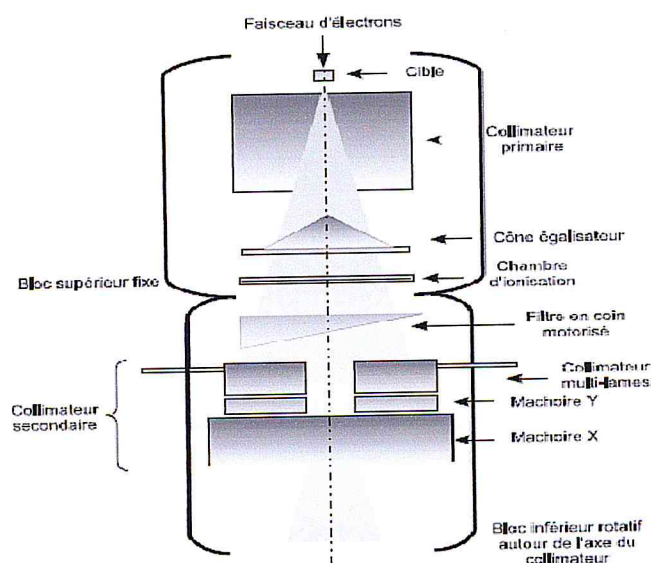


Figure 1.2 : Représentation schématique des éléments conditionnant la mise en forme du champ d'irradiation

1.3.1 Le collimateur primaire

Ce collimateur est situé à la sortie de la cible, limite la section du faisceau pour des raisons de radioprotection du patient. Il se matérialise par une ouverture conique dans un bloc de tungstène et définit ainsi le plus large champ circulaire disponible. Il arrête en amont le maximum de rayonnement diffusés qui pourraient irradier inutilement le patient, et ne laisse passer qu'une section de faisceau utile au traitement du patient.

1.3.2 Le cône égalisateur

Le rôle essentiel de l'égalisateur est d'homogénéiser la fluence et l'énergie du rayonnement par unité de surface. Sa constitution et sa forme conique sont calculés en fonction de la fluence et du spectre énergétique initial du faisceau incident. Ils sont conçus de façon à générer une distribution de dose plate à une profondeur de 10 cm d'eau pour une distance source-surface de l'eau de 100 cm.

En pratique, les accélérateurs modernes disposent de deux cônes, l'un utilisé pour les faisceaux de basses énergies et le second pour les faisceaux de hautes énergies. En fonction de l'énergie nominale du faisceau, le cône égalisateur correspondant sera automatiquement placé dans le champ d'irradiation pour homogénéiser le faisceau demandé.

1.3.3 La chambre d'ionisation moniteur

Le débit de dose, l'homogénéité et la symétrie du faisceau sont contrôlés en continu pendant toute l'irradiation du patient par une chambre d'ionisation à transmission constituant le moniteur. Celle-ci est placée dans le champ entre le cône égalisateur et le collimateur secondaire. Pour la sécurité du patient, deux chambres d'ionisation reliées à deux systèmes de lecture indépendants sont utilisées. Les deux chambres d'ionisation permettent, lorsque la dose prévue est atteinte, d'arrêter l'irradiation. Les chambres sont constituées par l'intérieur d'une cavité scellée afin de garantir une réponse des chambres indépendante à la température et à la pression. La réponse des chambres au débit de dose s'exprime en unité moniteur qui est une unité machine qui fixe la durée de l'irradiation, donc la quantité de dose délivrée. La sensibilité électronique des chambres est ajustée pour 1UM corresponde à une dose de 1 c Gy déposée dans un fantôme à une profondeur de référence, sur l'axe du champ, pour T.C 10x10 cm² à la distance source-point de référence de 100 cm. La quantité de dose à fournir au volume cible est donc entrée en UM pour être interpolée par l'accélérateur.

1.3.4 Le filtre en coin

La distribution de dose dans le patient est initialement fixée par l'énergie et la fluence du faisceau de photons. Elle ne peut donc pas s'adapter au volume à traiter. En particulier, si le faisceau rencontre une obliquité de surface, la distribution de dose en profondeur sera modifiée et ne sera plus homogène. Pour corriger cette situation, il faut modifier le faisceau en amont pour ajuster les isodoses. Pour cela, un filtre en coin est intégré à la tête de l'accélérateur, et se place automatiquement dans le champ lorsqu'il est demandé. Le filtre

étant au niveau du bloc rotatif, son obliquité peut être utilisée dans différentes directions. Le filtre est généralement composé d'un mélange de plomb et d'antimoine pour assurer une bonne atténuation du faisceau et en limiter l'encombrement.

1.4.5 Le collimateur secondaire

Il se présente sous la forme de quatre blocs de tungstène formant deux mâchoires superposées, l'une dans le sens transverse et l'autre dans le sens cranio caudal par rapport au patient. Elles permettent de définir des champs carrés ou rectangulaires pouvant atteindre 40 cm de côté à l'iso centre avec une possibilité d'asymétrie et de rotation par rapport à l'axe du champ. Les accélérateurs modernes disposent par ailleurs d'un système multi-lames qui s'ajoute à la collimation secondaire, [3].

1.4 Interactions photons- matière

Les photons sont des rayonnements électromagnétiques émis soit dans les transitions atomiques (rayons X), soit dans les transitions nucléaires (rayons γ). En traversant un milieu matériel quelconque, ces photons auront une certaine probabilité d'interagir avec les atomes de ce milieu. Les rayonnements ne peuvent être caractérisés et détectés qu'à travers leurs interactions avec la matière dans laquelle ils se propagent. Ils peuvent céder au milieu traversé une partie ou la totalité de leur énergie.

Les interactions les plus importantes des photons de la gamme d'énergie utilisés en radiothérapie sont : l'effet photo-électrique, l'effet Compton et la création de paires. D'autres processus moins importants peuvent se produire avec un photon en l'occurrence la diffusion Rayleigh avec un électron lié, la diffusion Thomson avec un électron libre, [3].

1.4.1 L'effet Thomson-Rayleigh

Cet effet traduit la diffusion d'un photon sans changement d'énergie. Le photon incident en traversant le nuage électronique qui constitue la périphérie de l'atome, subit une collision dite élastique. Le photon ne subit aucune perte d'énergie et il est diffusé d'un angle faible.

1.4.2 L'effet photoélectrique

Il s'agit du phénomène par lequel un photon incident d'énergie $h\nu$ interagit avec un atome et éjecte un électron avec une énergie cinétique E_C égale à la différence entre l'énergie du photon et l'énergie de liaison W_i de l'électron, figure 1.3.

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

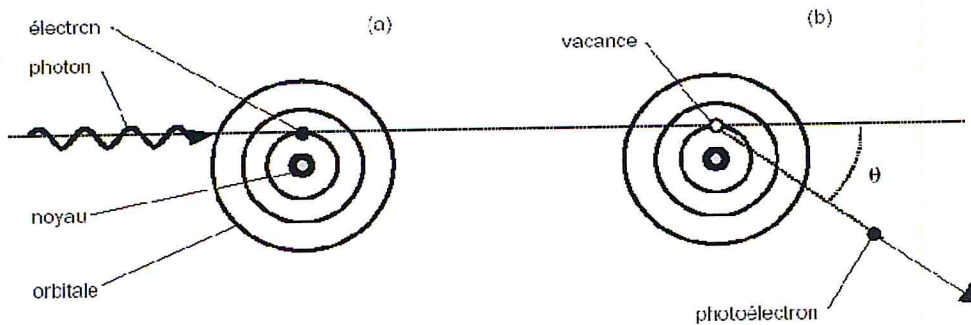


Figure 1.3 : Interaction d'un photon avec un atome par effet photoélectrique

L'électron expulsé par cet effet sera ensuite remplacé par un électron d'une couche périphérique en émettant un rayon X caractéristique de faible énergie ou électron Auger, [3].

1.4.3 Effet Compton

Effet Compton est le processus de diffusion d'un photon par un électron faiblement lié. Contrairement à l'effet photoélectrique, le photon incident est diffusé à un angle θ , cède une partie de son énergie à l'électron diffusé à l'angle ϕ , figure 1.4.

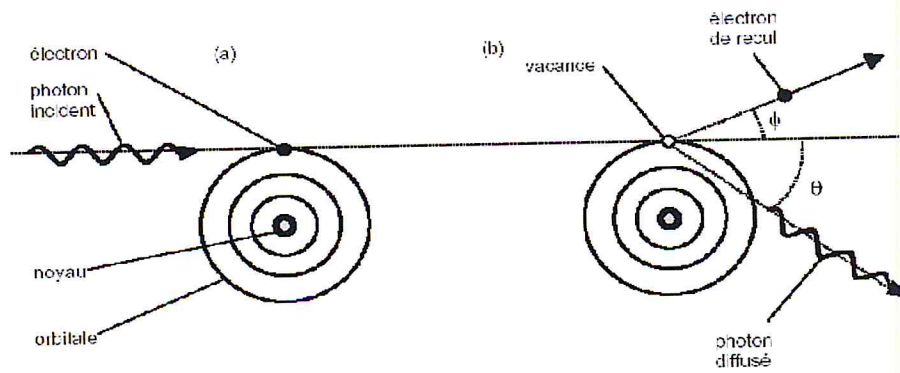


Figure 1.4 : Illustration de l'effet Compton

1.4.4 La création de paires

Il s'agit du phénomène au cours duquel un photon d'énergie supérieure à 1,022 MeV se transforme en une paire électron-positron dans le champ d'un noyau, figure 1.5. L'énergie cinétique cédée aux particules produites est donnée par la relation

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

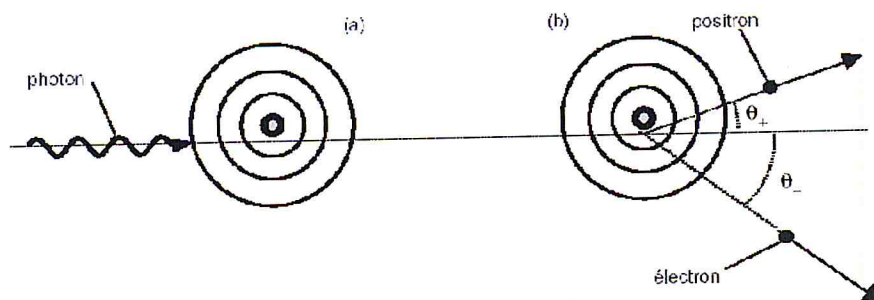


Figure 1.5 : Illustration de la création de paires

Le positron possède une courte durée de vie, il se combine rapidement avec un électron du milieu et après annihilation: Il en résulte deux photons de 0,511 MeV chacun, figure 1.6, [3].

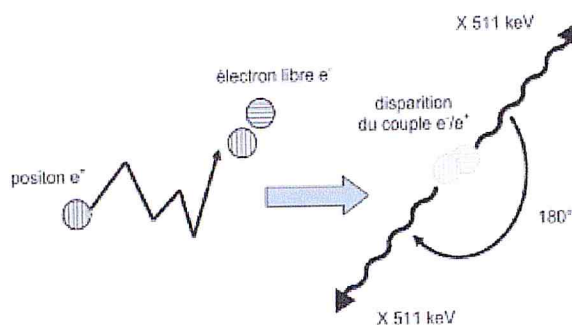


Figure 1.6 : Phénomène d'annihilation, [4]

1.4.5 Domaine de prépondérance de chacun des effets

L'importance relative des différents types d'interactions est en fonction de l'énergie du rayonnement et du numéro atomique Z du milieu traversé ; sur la figure 1.7 sont présentées les zones de prépondérance de chacun des effets :

L'effet photoélectrique est prépondérant aux faibles énergies, tandis que sa section efficace croît rapidement avec le Z du milieu (dans l'eau, il prédomine pour des énergies de rayons X inférieures à 50 KeV).

La création de paires prédomine pour des hautes énergies de photons dans des milieux de Z élevé.

L'effet Compton est dans la gamme d'énergie intermédiaire entre celles des deux effets précédents, [5].

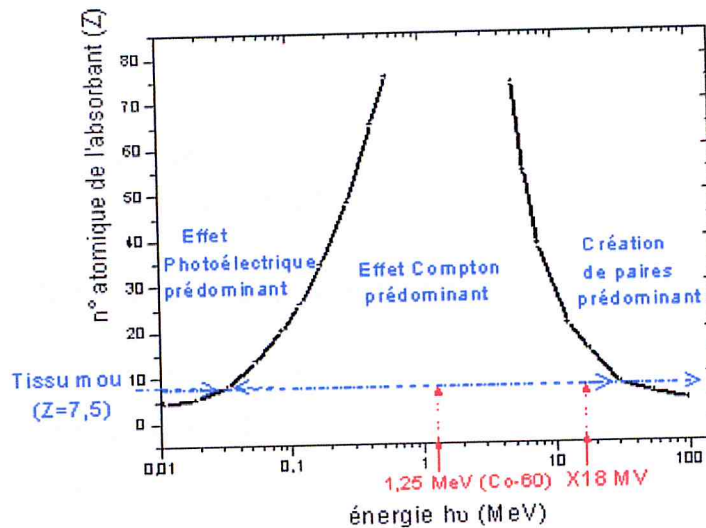


Figure 1.7 : Domaine prépondérant d'interaction en fonction de l'énergie des rayonnements et Z du milieu absorbant

1.5 Interaction des électrons avec la matière

Le mode d'interaction des électrons créés d'origine électromagnétique avec la matière est soumis aux deux contributions : la collision et le freinage.

1.5.1 La collision

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

$\Delta E > E_L \Rightarrow$ ionisation d'où l'électron cible est arraché de sa couche.

$\Delta E < E_L \Rightarrow$ excitation d'où l'électron cible est déplacé vers une couche périphérique

$\Delta E \ll E_L \Rightarrow$ dissipation thermique (par augmentation de l'énergie de translation, de rotation ou de vibration des molécules cibles).

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

1.6 Définitions des grandeurs dosimétriques

La dosimétrie au sens physique est la méthode de détermination de la quantité d'énergie déposée dans un milieu par les rayonnements directement ou indirectement ionisants. Cela permet la prédiction des effets du aux rayonnements d'une part et d'autre part la reproduction des résultats cliniques.

1.6.1 Le Kerma

Le KERMA : défini par le rapport de dE_{tr} par dm , ou dE_{tr} est la somme de l'énergie cinétique initiale de toutes les particules chargées libérées par les particules non chargées dans une masse dm de la matière traversée (ICRU-1998) sans tenir compte de son devenu après le transfert ,[5].

$$K = dE_{tr} / dm \quad 1.3$$

L'unité du Kerma est le joule par kilogramme, le Gray

1.6.2 La dose absorbée

Au cours des différentes interactions qui viennent d'être décrites, les photons en pénétrant dans la matière perdent de l'énergie qu'ils cèdent à des électrons. La dose absorbée est l'énergie déposée dans le milieu, causé par excitations et ionisations ayant lieu le long des parcours des électrons. Si une certaine quantité d'énergie dE est déposée par ces électrons dans un volume dV dont la masse est dm , la dose absorbée en un point P situé au centre de ce volume est définie par

$$D = dE / dm \quad 1.4$$

Le débit de dose absorbée caractérise l'énergie absorbée en un temps donné dD / dt . Il est exprimé en Gray / minute, [4],[6].

1.6.3 L'équilibre électronique

La notion d'équilibre électronique est importante quand on s'intéresse à la dosimétrie. Tel qu'illustré dans la figure 1.9, l'équilibre électronique est atteint lorsque, dans un élément de volume, il y a autant d'électrons entrant que d'électrons sortant. C'est le cas où il existe une égalité entre la dose absorbée et le Kerma .

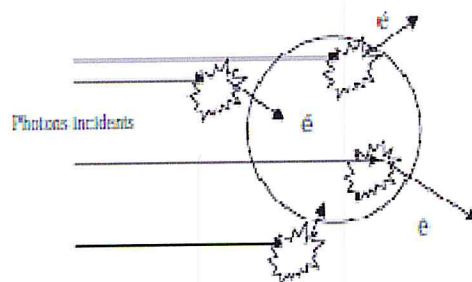


Figure 1.9 : Equilibre électronique, [4]

L'équilibre électronique est possible quand la fluence des photons incidents est uniforme, que l'énergie qu'ils transmettent aux électrons secondaires est aussi réalisée uniformément avec une énergie constante et une diffusion géométrique constante. Les tissus autour de la zone doivent aussi être homogènes au moins sur une épaisseur équivalente au parcours maximum des électrons. Ces conditions théoriques n'existent pas en radiothérapie car les faisceaux sont divergents et subissent une atténuation en profondeur. Cependant dans le cas où l'élément de volume est loin de la surface par rapport au libre parcours des électrons secondaires et si l'atténuation du faisceau de photons est négligeable dans l'élément de volume, on atteint un quasi équilibre électronique.

Trois configurations font apparaître des situations avec un manque d'équilibre électronique, l'entrée d'un faisceau, le bord d'un faisceau et un faisceau de petite dimension, [5], [6].

1.6.3.1 Equilibre électronique longitudinal

Pour un faisceau large, la fluence des électrons secondaires augmente à partir de la surface jusqu'à passer par un maximum correspondant à la profondeur du parcours le plus probable.

En dessous de cette profondeur il y a un manque d'équilibre électronique (zone de build-up), au delà de cette profondeur un quasi équilibre électronique existe si on considère un élément de faible volume.

1.6.3.2 Equilibre électronique latéral

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

Le manque d'équilibre électronique apparaît avec l'utilisation de petits faisceaux lorsque la distance entre un point d'intérêt situé à l'intérieur du faisceau et le bord du faisceau est égal ou plus petit que le parcours des électrons Compton pour l'énergie correspondante.

Quand le parcours de l'électron Compton est égal à la moitié de la dimension du faisceau, toute interaction produit un électron qui peut transférer son énergie en un point en dehors du faisceau. Une règle empirique situe le parcours latéral à un tiers du parcours dans la direction incidente. Par conséquent, même les interactions produites sur l'axe génèrent des électrons qui ne sont pas remplacés par un autre électron généré à l'intérieur du faisceau. L'équilibre électronique est ainsi perdu et le manque d'équilibre électronique couvre la totalité du faisceau. [5],[6].

1.7 Paramètres de calculs dosimétriques

1.7.1 Facteur de la diffusion du pic(PSF)

La dose D'_p en un point P dans une petite masse du milieu est reliée à la dose D_p à la profondeur Z_{max} dans le milieu par le facteur de la diffusion du pic.

$$PSF(A, hu) = D_p(Z_{max}, A, f, hu) / D'_p(A, hu) \quad 1.5$$

D'_p : la dose en un point p mesurée dans l'air dans un petit volume juste pour assurer l'équilibre électronique.

D_p : la dose en point P mesurée à Z_{max} sur l'axe central, les deux doses sont mesurées pour une même taille de champ A définie à la distance $f = DSS$ à partir de la source.

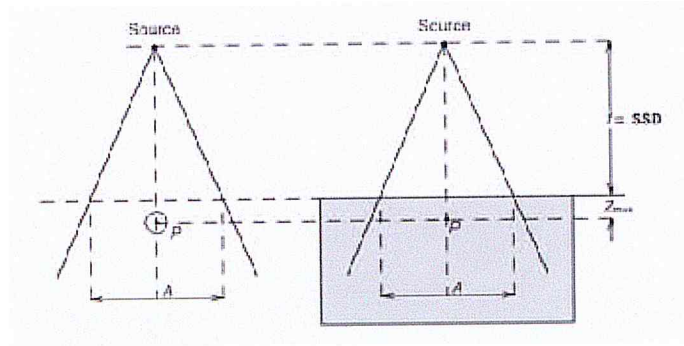


Figure 1.10 : Dispositif de mesure du PSF

PSF donne le facteur avec lequel la dose de rayonnement au point P dans l'air a augmenté avec le rayonnement diffusé quand le point P est introduit dans un fantôme à Z_{max} . le PSF dépend de la taille de champ et l'énergie du faisceau (pour les faibles énergies, le PSF croit avec la diminution de l'énergie), [7].

1.7.2 Facteur d'ouverture du collimateur (FOC)

La dose dans une petite masse dans l'air est la résultante de deux composantes, la composante primaire qui provient directement de la source et la composante de diffusé qui est du à la diffusion à partir du collimateur, de l'air et des filtres (dans les accélérateurs). Cette dernière est dépendante de la taille de champ.

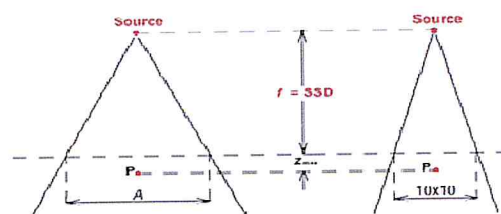


Figure 1.11 : Dispositif pour la mesure du FOC

Le FOC, S_c (scatter collimator) ou le REF (Relative Factor Exposure) est défini par la relation :

$$FOC(A, hu) = D(A, hu) / D(10 \times 10 \text{ cm}^2, hu) \quad 1.6$$

Le FOC est normalisé à 1 pour la taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à la DSS nominale de la machine de traitement et il est inférieur à 1 pour les tailles de champs inférieures à $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

1.7.3 Le facteur de dose relative (RDF)

Le facteur d'output d'un appareil de traitement notée RDF ou $S_{c,p}$ (diffusé du collimateur et du fantôme) est défini comme le rapport entre la dose au point p dans un champ de taille A à la profondeur Z_{max} à la dose au même point p dans un champ de référence $10 \times 10 \text{ cm}^2$, [7].

$$\text{RDF}(A, \text{hu}) = D_p(Z_{\text{max}}, A, f, \text{hu}) / D_p(Z_{\text{max}}, 10 \times 10 \text{ cm}^2, f, \text{hu}) \quad 1.7$$

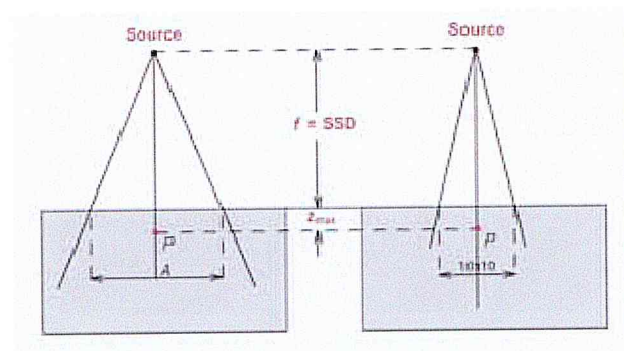


Figure 1.12 : Dispositif pour mesure du RDF

1.7.4 Le facteur de diffusion du fantôme (S_p)

Ce facteur prend en considération le changement en rayonnement du diffusé originaire du fantôme à la profondeur de référence. Il est défini comme le rapport de la dose (D) à l'axe central à la taille de champ (A), sur la dose (D_{ref}) à la taille du champ de référence (A_{ref}), pour le même nombre d'unités moniteurs (UM), avec la même ouverture du collimateur .

$$S_p = D(d, A, f) / D(d, A_{\text{ref}}, f) \quad 1.8$$

Les facteurs de diffusion des fantômes (S_p) sont indépendants du design de l'accélérateur et dépendent seulement de la qualité du faisceau et de la surface irradiée, [7].

1.8 Pénétration du faisceau de photons dans un fantôme (l'eau)

1.8.1 Le rendement de dose en profondeur PDD

Pour comprendre la distribution de dose sur l'axe central du faisceau, il est nécessaire d'introduire la notion de rendement de dose en profondeur. Les distributions de dose à l'axe central dans le patient sont habituellement normalisées à $D_{\max} = 100\%$ à la profondeur du maximum Z_{\max} , alors c'est le pourcentage de distributions de dose en profondeur (PDD). Il est donné par le rapport exprimé en % de la dose absorbée D_z à la profondeur Z sur l'axe du faisceau à la dose absorbée D_{\max} à la profondeur du maximum Z_{\max} et dépend de l'atténuation du faisceau dans le milieu et de l'éloignement à la source.

$$PDD(z, f, hu) = 100 \times D_Q(Z, f, A, hu) / D_P(Z_{\max}, f, A, hu) \quad 1.9$$

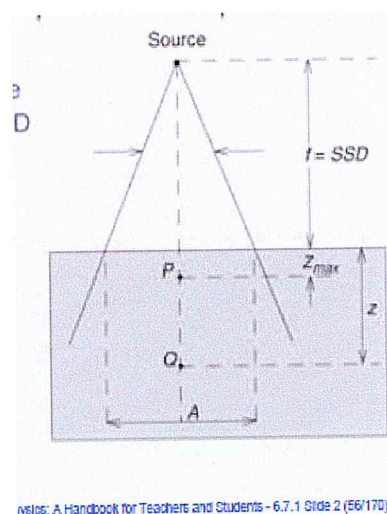


Figure 1.13 : Dispositif de mesure du PDD

Le PDD dépend de la profondeur Z dans le fantôme, de la taille du champ A à la surface du patient, de la DSS (distance source surface f) et de l'énergie du faisceau de photon hu .

La figure 1.14 donne la variation de la dose en fonction de la profondeur, trois régions sont distinctes : Un accroissement de la dose (augmentation du flux des électrons secondaires) (région 1). Un maximum (établissement de l'équilibre électronique) (région 2). Une décroissance exponentielle répondant aux lois de l'atténuation du faisceau de photons (région3), [3].

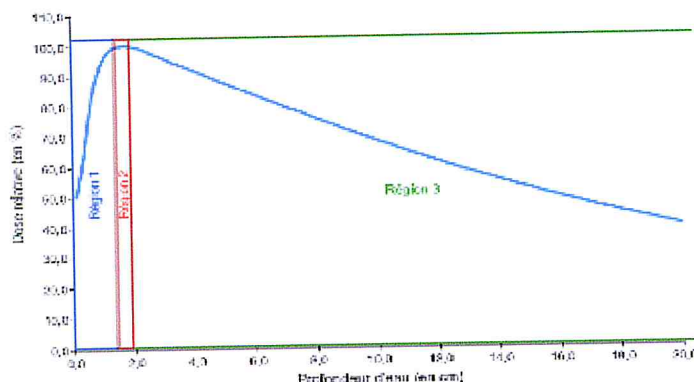


Figure 1.14 : Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons 6 MV et une taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$

Le PDD augmente avec la profondeur Z à partir de la surface jusqu'à Z_{max} (région du build up) et décroît avec Z pour une profondeur plus grande de Z_{max} , pour une même taille de champ, distance source surface et énergie, [7].

La dose au point Q dans le milieu (patient) consiste en deux composantes ; la composante du diffusé qui reflète la contribution relative du rayonnement diffusé à la dose. Il dépend de différents paramètres par exemple la profondeur, la taille du champ et la distance source - peau. Contrairement à la composante primaire dans laquelle la contribution à la dose arrive directement de la source. La dose du diffusé est délivrée par les photons à travers le diffusé Compton dans le patient, le collimateur, les filtres ou l'air.

Lors de l'utilisation de plusieurs faisceaux de photons, la technique SAD (distance source axe, maintenue constante durant toute la durée de traitement) est utilisée, des fonctions sont introduites pour comprendre la distribution de dose qui sont :

1.8.2 Le rapport tissu-air (TAR)

Le rapport tissu – air dépend des paramètres suivants : la profondeur Z de l'iso centre, la taille du champ à l'iso centre A_Q et l'énergie du faisceau. Il est défini par le rapport de la dose D_Q au point Q sur l'axe central dans le patient à la dose D'_Q d'une petite masse d'eau au même point Q dans l'air.

$$\text{TAR}(Z, A_Q, hu) = D_Q / D'_Q \quad 1.10$$

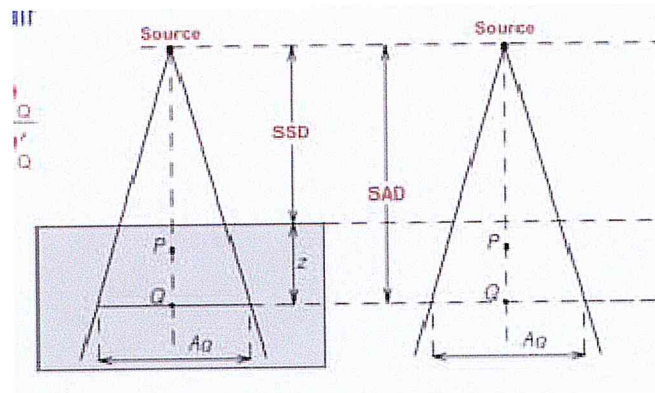


Figure 1.15 : Dispositif pour la mesure du TAR

Le TAR pour une taille de champ constante et une profondeur Z constante augmente avec l'augmentation de l'énergie à des grandes profondeurs et décroît avec l'augmentation de l'énergie pour les petites profondeurs, [7].

1.8.3 Le rapport tissu- fantôme (TPR)

Le TPR est défini par le rapport :

$$\text{TPR}(Z, A_Q, hu) = D_Q / D_{Q_{ref}} \quad 1.11$$

D_Q : la dose au point Q à la profondeur Z.

$D_{Q_{ref}}$: la dose au point Q_{ref} à la profondeur Z_{ref} et le champ A_Q est défini au point Q.

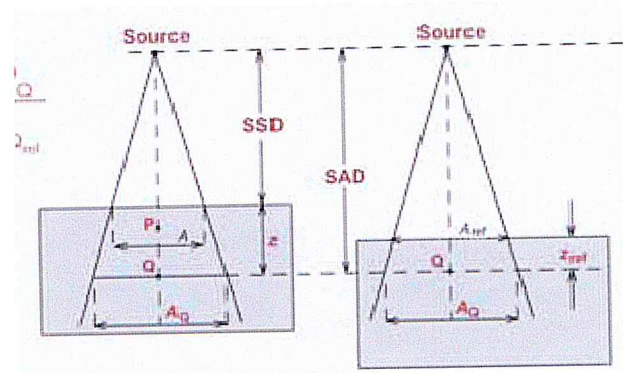


Figure 1.16 : Dispositif pour la mesure du TPR

1.8.4 Le rapport tissu maximum (TMR)

Le rapport tissu maximum est le cas particulier du rapport tissu fantôme, il est calculé à Z_{max} .

Pour A_Q et z_{ref} constant, le TMR décroît avec l'augmentation de Z .

Pour un Z et z_{ref} constant, le TMR croît avec l'augmentation de la taille de champ.

Pour un Z et A_Q constant, le TMR croît avec l'énergie, [7].

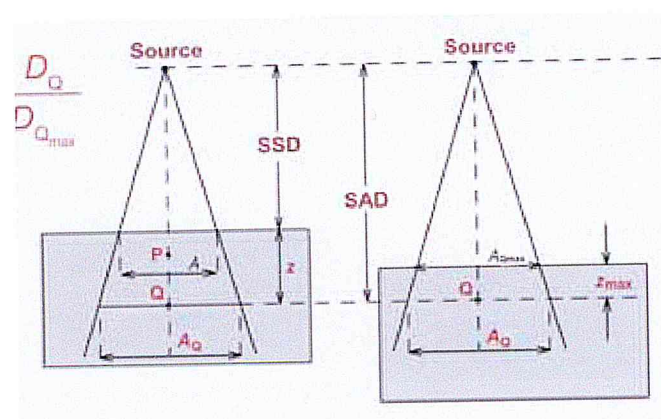


Figure 1.17 : Dispositif pour la mesure du TMR

1.9 Les profils de dose

Les distributions de doses le long de l'axe central du faisceau sont utilisées en jonction avec des profils de faisceau hors axe pour fournir une distribution précise de la dose à l'intérieur du patient.

Les données hors axe sont fournies par les profils de dose mesurés perpendiculairement à l'axe du faisceau à une profondeur donnée dans le fantôme. Sur la figure 1.18 est montré le profil de dose d'un champ standard ($10 \times 10 \text{ cm}^2$). Trois régions sont 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).

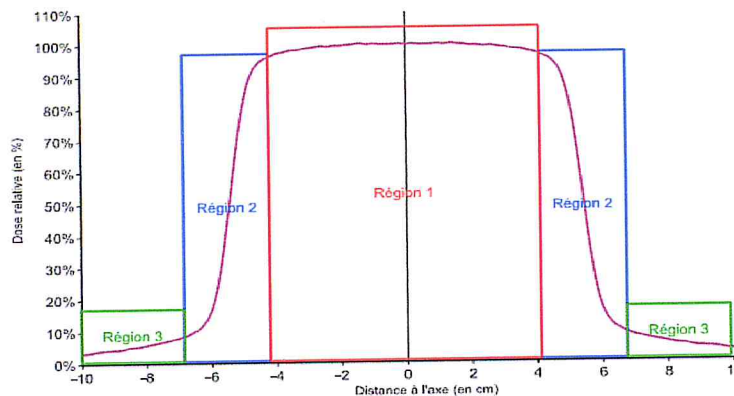


Figure 1.18 : Profil de dose d'un champ de photons de 6 MV et de dimensions 10X10cm² mesuré dans l'eau à une profondeur de 10 cm et à DSS=90 cm, [3].

Le profil de dose permet de contrôler l'homogénéité, la symétrie ainsi que la pénombre des faisceaux de photons. L'homogénéité est définie par la surface contenant des points distants de l'axe d'au plus 80% de la demi-longueur des axes médians du champ d'irradiation. La symétrie s'évalue par le rapport des doses pour chaque couple de points symétriques par rapport à l'axe à l'intérieur de la zone homogène du champ.

La zone homogène et symétrique du champ est obtenue par l'effet du cône égalisateur. Les dimensions de cette zone doivent correspondre à celle du volume cible pour avoir une distribution de dose homogène dans la cible.

La zone de pénombre correspond à la zone où les valeurs de dose changent rapidement. La dose décroît quand on s'écarte de l'axe du faisceau. Cette variation est due à l'augmentation de la distance à la source et la rupture de l'équilibre électronique latéral. 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. Elle est la somme de trois pénombres, La pénombre géométrique due à la divergence du faisceau et liée aux dimensions de source (taille du spot d'électrons), à la distance source collimateur et à la distance collimateur surface du patient, la

pénombre de transmission qui revient aux rayonnements transmis à travers les bords du collimateur et la pénombre de diffusion qui est due aux photons diffusés qui sortent de la limite géométrique du faisceau d'irradiation. Cette dernière augmente avec la taille de champ, avec la profondeur, et avec la perte d'énergie des photons, [3].

2.1 Introduction

Pour notre étude, nous avons utilisé plusieurs types de matériel, nous avons irradié les films placés dans un **fantôme** en PMMA (Polymethylmethacrylate) à l'aide d'un **accélérateur** linéaire de particules, le Varian, 2100 C du Centre Anti Cancer de Blida, puis ils sont lus à l'aide de deux lecteurs, un **Scanner Epson 1680** et un densitomètre optique de type **PTW-DensiX**. Nous avons utilisé le logiciel de lecture sur scanner, **le Adobe Photoshop CS-6**.

Pour la réalisation de la partie, variation de la densité optique avec le temps après irradiation, nous avons utilisé une source de rayonnement γ délivrée par le **Cobalt-60**, disponible au centre de recherche Nucléaire d'Alger (CRNA), afin d'éviter la perte des informations entre le moment de l'irradiation et les premières lectures sur scanner.

Nous avons également utilisé un **spectrophotomètre UV-vis v- 630 JASCO** et un microscope à balayage électronique **le MBE**, tous les deux disponibles dans la division des techniques nucléaires (DTN) du CRNA.

2.2 L'accélérateur linéaire CLINAC 2100 C

C'est un accélérateur linéaire de Varian disponible au Centre Anti cancer (CAC) de Blida, il est doté d'un collimateur multi-lames, il permet de donner des formes diverses au champ d'irradiation sans l'utilisation de caches. En mode photons, il fournit deux énergies, le 6MV et le 18MV, et en mode électrons, il délivre 5 énergies 4, 6, 9, 12 et 15 MeV. Nous avons utilisé pour notre étude, l'énergie des photons de 6MV, employés fréquemment lors des traitements en radiothérapie.

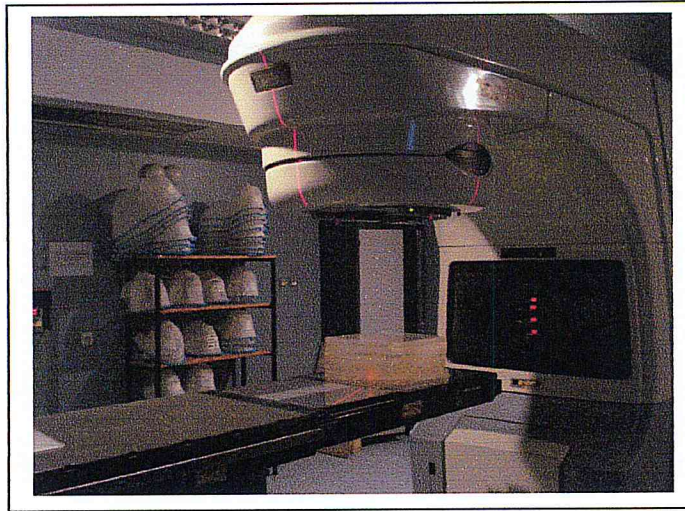


Figure 2.1 : Accélérateur linéaire au CAC de Blida

2.3 Unité de Cobalt-60

Nous avons utilisé l'unité ELDORADO 78 du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger disponible au Laboratoire Secondaire d'Etalonnage en dosimétrie, c'est un appareil relativement simple dans son installation, il est dédié à l'étalonnage. Il contient une source de Co-60. L'appareil se compose d'une colonne verticale servant de support à la tête où se trouve un collimateur ajustable permettant d'obtenir des ouvertures de champ variables entre $5 \times 5 \text{ cm}^2$ et $35 \times 35 \text{ cm}^2$, sa distance source détecteur est de 80cm.

L'unité est dotée d'un télémètre permettant de contrôler la position des instruments et des fantômes, d'un système laser pour affirmer la position, d'une console de commande pour régler le temps d'irradiation qui peut aller de 1 seconde à 20 minutes.

L'unité est équipée d'un système de commande permettant le mouvement vertical et une rotation de 360° de la tête ainsi qu'une rotation de 180° du collimateur

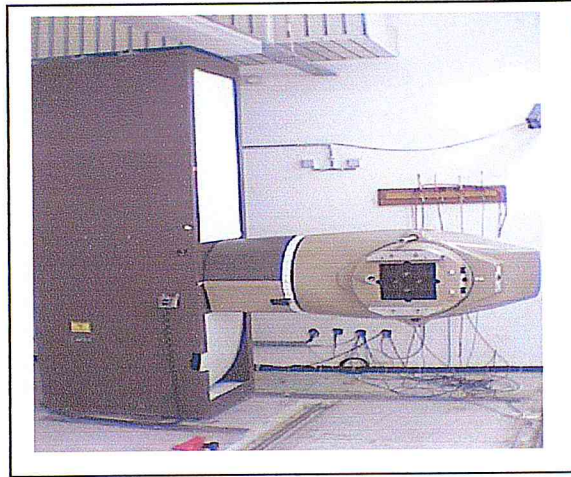


Figure 2.2: ELDORADO 78

2.4 Fantôme PMMA

Lors de notre étude nous avons utilisé un fantôme solide fabriqué par PTW-Freiburg, il est conçu pour la calibration et la mesure de la dose en profondeur en radiothérapie, pour des énergies allant de 70KV à 50MV pour les photons, et de 1MeV à 50MeV pour les électrons. C'est un fantôme composé de 33 plaques, il est constitué de 29 plaques de 10 mm, 1 plaque de 1mm, 2 plaques de 2mm et 1 plaque de 5mm, il contient également trois autres plaques dans lesquelles on peut insérer les chambres d'ionisation comme la chambre plate, la chambre cylindrique. Il a une densité de 1.19 g/cm^3 , et un poids de 35Kg.



Figure 2.3 : Fantôme PMMA

La dose absorbée est déterminée dans l'eau, c'est le matériau de référence pour les photons de hautes énergies et les électrons. En pratique il est plus commode d'utiliser le fantôme solide mais les photons et les électrons ne sont pas atténués et diffusés de la même manière dans les deux matériaux, pour tenir compte de cette différence, on doit apporter des corrections pour convertir la mesure dans le fantôme en mesure dans l'eau. Pour les photons, la différence entre l'atténuation mesurée dans les deux milieux, est donnée par le rapport entre l'atténuation dans l'eau et dans le fantôme. L'épaisseur moyenne dans le fantôme Z_F peut être déterminée à partir de l'épaisseur Z_{Eau} dans l'eau par la relation suivante, [8] :

$$Z_F = \frac{Z_{Eau}}{1.19} \quad 2.1$$

1.5 Système de Planification de Traitement Eclipse

Eclipse est un équipement médical conçu par Varian medical systems. C'est un Système de planification de traitement destiné pour l'estimation de la dose en radiothérapie, il est utilisé uniquement par un personnel médical qualifié et convenablement formé. C'est un logiciel qui construit un modèle 3D à partir de multiples coupes du patient acquises au cours de l'examen scannographique, réalisé en position de traitement, il offre des outils de contourage et d'expansion qui permettent de délimiter les volumes du patient à traiter et à protéger. Les

données anatomiques du patient (contour de la tumeur et des organes à protéger) servent à définir les caractéristiques physiques (énergie et type) et géométriques (nombre, incidence, dimension et forme) des faisceaux d'irradiation. Des modificateurs de faisceaux (bolus, filtre en coin) peuvent également être utilisés pour adapter les distributions de dose aux volumes à irradier, [9].

1.6 Photoshop

Photoshop est un logiciel de retouche et de dessin assisté par ordinateur édité par Adobe. Il est principalement utilisé pour le traitement des photographies numériques, mais sert également pour la création d'images.

C'est un logiciel travaillant sur images matricielles (également appelées bitmap) car les images sont constituées d'une grille de points appelés pixels. L'intérêt de ces images est de reproduire des graduations subtiles de couleurs

Photoshop possède son propre format de fichier. Celui-ci permet de conserver distincts les différents calques formant l'image afin de les manipuler séparément. Le programme accepte également d'importer et d'exporter des fichiers d'image dans les formats les plus courants (extensions : gif, jpg, tif, png, etc.).

Il offre :

Un système de tri et d'organisation des fichiers permettant l'application d'une opération sur plusieurs fichiers simultanément.

- Des outils de dessin en mode bitmap : pinceau, crayon, formes géométriques.
- Des outils de sélection de zones de travail (ou zones d'intérêt) : lasso, rectangle de sélection, sélection par plage de couleur.
- Des outils de copie, collage et duplication de zones de travail.
- Des outils de manipulation de calques : par l'empilement de zones graphiques et l'utilisation de transparence et autres effets, on peut construire l'équivalent de photomontages complexes.
- Des outils de manipulation de la palette de couleurs : changement de palette, réglages colorimétriques, de luminosité, de contraste, de saturation.

Les filtres pour appliquer divers effets à des zones d'intérêt : textures, ombres, renforcement des contours, flou, etc, [10].

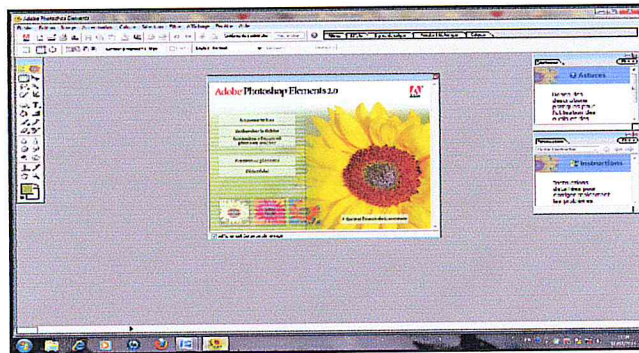


Figure 2.4 : Adobe Photoshop

2.7 Scanner Epson 1680

Le scanner est un périphérique informatique qui permet de transformer un document en une image numérique. Le document est soumis au balayage d'un rayon lumineux, un capteur transforme la lumière reçue en un signal électrique qui est transféré à l'ordinateur, pour y être ensuite traité ou analysé. L'appareil prend souvent la forme d'une tablette où le document doit être posé et se caractérise par :

La résolution : C'est la précision de la capture d'images, la précision est mesurée en points par pouce (ppp ou dpi), la résolution optique (réelle) est la précision réelle de l'appareil et la résolution interpolée est une résolution plus fine obtenue par calcul de points intermédiaires entre les points mesurés.

La vitesse de numérisation : le nombre de pages numérisées par minute, la vitesse dépend non seulement du numériseur mais aussi du format des documents à numériser et la résolution choisie, [11].

La figure 2.5 représente le Scanner Epson 1680 utilisé dans notre étude



Figure 2.5 : Scanner Epson 1680

Ce Scanner professionnel désigné pour donner de l'aide aux utilisateurs, permet de reproduire des images avec de grands détails et une très bonne précision et couleurs. Il est livré avec les caractéristiques suivantes , [12] :

- Une bonne qualité de l'image.
- Résolution : 16 bits (64000 niveaux de gris)/couleurs 48 bits.
- Résolution optique : 1600ppp x 3200ppp.
- Résolution interpolée : 12800ppp x12800 ppp.
- Vitesse de numérisation : 9,2 ms/ligne (couleur)
- Une densité optique D max égale à 3,6.
- Un logiciel facile à utiliser avec trois modes de balayage offrant des niveaux de contrôle de l'image numérisée.

- Type d'interface : SCSI/USB
- Alimentation : CA 100/240 V (50/60Hz).

Le scanner possède une fente lumineuse motorisée, balayant le document ligne par ligne sous une vitre transparente sur laquelle est posé le document. La lumière de grande intensité ainsi émise est réfléchiée par le document et converge vers une série de capteurs grâce à un système de lentilles et de miroirs. Les capteurs (CMOS ou CCD) convertissent les intensités lumineuses reçues en signaux électriques, eux –même convertis en données numériques par un convertisseur analogique numérique.

Durant le balayage, chaque ligne est décomposée en « points élémentaire » correspondant à des pixels. Le capteur analyse la couleur de chacun des pixels. La couleur de chaque pixel décomposée selon 3 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 225 et entre 0 et 65535 sur 16 bits (autrement dit le scanner lit la transmission lumineuse du film sur une échelle de 0 à 225 ou à 65535 et mesure dans les bandes de couleurs RGB), [12].

2.8 Le densitomètre

Le densitomètre est un appareil qui permet la mesure de la densité optique, il détermine ainsi la capacité d'un document à empêcher la lumière de le traverser. Son fonctionnement est basé sur le phénomène de transmission et de réflexion de la lumière. Les densitomètres qui lisent les documents transparents ou films comme le cas des films EBT2, mesurent par transmission et ceux qui lisent les documents opaques mesurent par réflexion. Dans les deux cas, l'appareil mesure la quantité de lumière transmise par le document en fonction de la lumière reçue.

La lecture de la densité optique de nos films EBT2 irradiés est réalisée à l'aide du densitomètre, le PTW DensiX, figure 2.6.

Il fonctionne manuellement à l'aide d'un bras de 20 cm pouvant mesurer la densité en un point, au milieu d'un film exposé aux rayonnements de grande taille (35cm x43cm) dans la gamme de densité optique (0,00 ...4, 5).

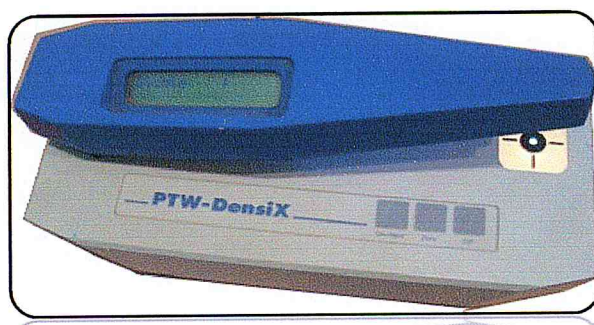


Figure 2.6 : Densitomètre PTW DensiX

Un densitomètre est constitué d'une source lumineuse stabilisée qui éclaire la surface imprimée à travers une lentille de focalisation puis à travers un filtre polariseur et un filtre chromatique.

Lors de la lecture une part plus au moins importante de cette lumière est absorbée par le document à mesurer. La lumière n'ayant pas été absorbée est réfléchiée ou transmise suivant le support que l'on mesure. Un système de lentille dirige ce faisceau sur un récepteur qui le transforme en énergie électrique. Un dispositif compare ce courant de mesure à une valeur de référence et affichera la densité mesurée, [13], [14].

1.9 Le spectrophotomètre UV

Afin de comprendre le comportement des films EBT2 utilisés comme détecteurs envers les lecteurs et qui se basent en ce qui concerne leur fonctionnement sur des phénomènes optiques, il est devenu indispensable de chercher la réaction de ces films envers la lumière en cherchant leur spectre UV – visible. Cela a été réalisé à l'aide d'un spectrophotomètre UV – visible.

Généralités

La spectroscopie ultraviolet-visible ou spectrométrie ultraviolet-visible est une technique de spectroscopie mettant en jeu les photons dont les longueurs d'onde sont dans le domaine des ultraviolets (200 nm – 400 nm), du visible (400-750nm) et du proche infrarouge (750 nm - 1400 nm). Soumises à un rayonnement dans cette gamme de longueurs d'onde, les molécules, les ions ou les complexes sont susceptibles de subir une ou plus d'une transition électronique. Généralement, les substrats analysés sont en solution mais peuvent être à l'état gazeux et plus rarement à l'état solide. Cette technique est complémentaire de la spectroscopie de fluorescence qui mesure l'intensité lumineuse émise par un échantillon quand il est éclairé à une longueur d'onde où il absorbe (la fluorescence met en jeu la transition depuis l'état excité à l'état fondamental et la spectroscopie d'absorption traite des transitions entre état fondamental et excité).

Le spectre UV-visible, un graphe qui relie l'absorbance à la longueur d'onde dans les régions visible et ultraviolet. Un tel spectre peut être produit en continu par un spectrophotomètre, figure 2.8, disposant d'un système de balayage en longueur d'onde. Il peut également être produit point par point, en collectant les absorbances à quelques longueurs d'onde (notée λ).



Figure 2.7 : Spectrophotomètre de l'UV visible

Le principe d'un spectrophotomètre à double faisceau est représenté sur la figure 2.8.

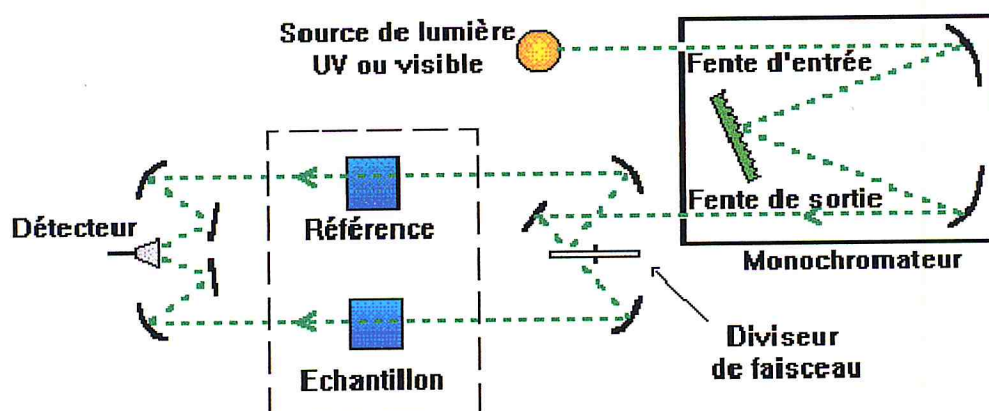


Figure 2.8 : Schéma de principe d'un spectrophotomètre UV visible à double faisceau avec un seul détecteur

Le système est relié à un système informatique qui nous donne l'absorbance de l'échantillon. Le principe de la spectroscopie U.V -visible est régie par la loi de Beer-Lambert elle permet de relier par une expression littérale la concentration d'un composé et l'absorbance résultante, à une longueur d'onde donnée, [15].

Elle est donnée par l'expression suivante :

$$A = \varepsilon \cdot l \cdot C \quad 2.2$$

Où A : absorbance (sans unité).

ε : Coefficient d'absorption moléculaire (l/mol.cm).

l : trajet optique (cm).

C : concentration de la substance dans la solution (mol/l), [16].

2.10 Microscope à Balayage Électronique (MBE)

Le fonctionnement du microscope est basé sur la détection de signaux provenant de l'interaction des électrons avec l'échantillon lors de leur émission par une cathode.

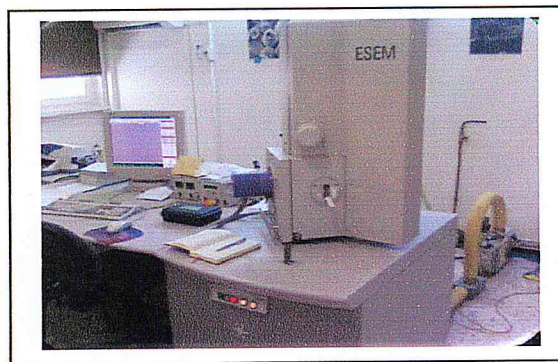


Figure 2.9 : Microscope à Balayage Électronique
du CRNA

L'échantillon est balayé par un faisceau électronique, ces électrons qui irradient la surface de l'échantillon pénètrent profondément dans le matériau et affectent un volume appelé "poire d'interaction". Le volume de cette poire dépend du numéro atomique moyen de l'échantillon et de l'énergie des électrons incidents. Dans ce volume d'interaction, les électrons du faisceau vont perdre leur énergie par collisions multiples avec les atomes du matériau générant ainsi de nombreux phénomènes secondaires comme la réémission des électrons et des photons, l'absorption des électrons, courant induit, potentiel électrique, vibration du réseau, [17].

3.1 Introduction

Depuis la dernière décennie, les évolutions technologiques et scientifiques ont permis de développer une nouvelle génération de détecteurs, les films Gafchromics EBT2, les dignes successeurs des films EBT, développés par la société International Speciality Products (ISP, New Jersey, Etats Unis) lancés en 2004. Ils ont été conçus pour répondre aux besoins des physiciens médicaux et du personnel dosimétrique travaillant sous rayonnements ionisants

3.2 Présentation des films EBT2

Les films Gafchromics EBT2 utilisés lors de notre étude, sont des feuilles de couleur jaune de 8''x 10''* présentés dans une pochette noire de 25 feuilles, contenue dans une boîte sur laquelle est mentionné la date de fabrication et d'expiration ainsi que le numéro du lot.

3.3 Configuration des films EBT2

Les films GAFCHROMIC EBT2 sont constitués d'un empilement de plusieurs couches, une couche de 175 μ m de polyester sur stratifié, revêtue d'une couche nominal active de 28 μ m, d'une couche adhésive de 25 μ m et d'une couche de 50 μ m de polyester sur stratifiée, figure 3.1.

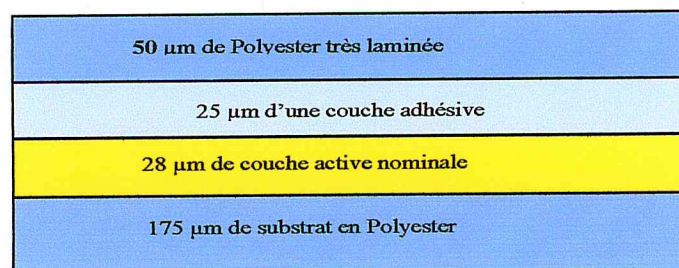


Figure 3.1 : Configuration du film GAFCHROMIC

La couche stratifiée protège la couche active contre les dommages mécaniques, les chocs et les infiltrations d'eau et d'autres liquides ce qui les rend immersibles dans l'eau pendant de courtes durées. Si on observe minutieusement les deux faces du film à la lumière, on peut constater qu'une face est complètement lisse, tandis que l'autre face présente une légère texture. Le côté lisse correspond à l'épaisseur de 175 μ m de polyester, l'autre côté correspond à 50 μ m de polyester où la texture est due principalement à l'épaisseur de l'adhésif, ces petites imperfections de texture n'ont

aucune influence sur la qualité des images numérisées du film (seules les rayures profonde de plus de 0.25mm sont susceptibles de causer des problèmes).

*1'' = 1 pouce = 2.54 cm

Les films sont immersibles dans l'eau pendant de courtes durées, l'eau ne pénètre que sur 1 à 2mm et la partie touchée est facilement visible, [2].

Dans cette partie nous allons évaluer l'influence de ce paramètre sur la numérisation du film EBT2 en étudiant la vitesse d'infiltration de l'eau sur les bords du film.

3.4 Propriétés des films EBT2

Les films EBT2 sont des films qui ont la même sensibilité que leurs prédécesseurs, cependant, la partie sensible qui compose la couche active est constituée d'un polymère synthétique à la place d'un polymère naturel, leur offrant ainsi un meilleur contrôle de sa composition atomique ce qui améliore nettement leurs performances.

Les films EBT2 doivent leur couleur jaune caractéristique à la présence d'un marqueur de teinture jaune rendant ainsi sa densité optique indépendante de l'énergie, en effet, l'incorporation d'un antioxydant et d'un stabilisant dans leur couche active permet d'augmenter son numéro atomique pour le rendre plus proche de celui de l'eau.

Ce marqueur jaune incorporé dans la couche active, lui permet d'établir une référence contre laquelle la réponse peut être mesurée. Il permet de minimiser et de corriger les réponses indésirables causées par les anomalies de revêtement ou de son non uniformité.

Ils sont supposés être indépendants de l'énergie dans la gamme allant de 100KV jusqu'aux MV, ils sont plus tolérants lorsqu'ils sont exposés à la lumière ambiante et sont sécables sans causer aucun dommage aux bords.

Ils sont dix fois moins sensibles à la lumière ambiante que les films d'origine EBT, néanmoins, ils peuvent particulièrement l'être à la lumière du soleil, même une exposition directe de quelques minutes peut sensiblement les assombrir, car elle est une source de longueur d'onde UV à laquelle les films sont particulièrement sensibles. Pour mieux les conserver, il est souhaitable de garder les films irradiés et les non irradiés dans une pochette, dans l'obscurité.

La durée de validation des EBT2 suppose que le film est 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%. La date d'échéance qui est de 30 mois à partir de la date de fabrication est imprimée sur la boîte [2], [18].

3.4.1 Spectre d'absorption

La couche radiosensible des films Gafchromics EBT2 contient des microcristaux, c'est un monomère qui subit une polymérisation partielle, lorsqu'il est irradié avec un rayonnement ionisant, le polymère devient de plus en plus foncé lorsque la dose augmente.

Nous avons étudié l'absorption des films EBT2 à la lumière blanche en fonction de la dose, en utilisant le spectrophomètre d'absorption de type « JASCO V-630 » dans l'ultra-violet et le visible. Cette technique expérimentale consiste à mesurer l'absorption, par un élément chimique de la lumière dans le domaine du visible et du proche ultra-violet.

L'absorbance mesure la capacité d'un milieu à absorber la lumière qui le traverse. Elle diffère selon, la nature de la substance étudiée, la longueur d'onde sous laquelle elle est analysée et la concentration de cette substance dans le milieu traversé. Il s'agit d'une grandeur sans unité donnée par la relation :

$$A = \text{Log}_{10}(I_0 / I) \quad 3.1$$

I_0 : intensité lumineuse à une longueur d'onde avant la traversée du milieu .

I : intensité lumineuse transmise après la traversée du milieu.

Elle est souvent mesurée avec un spectrophotomètre. Cet appareil permet d'affecter pour la substance étudiée, des mesures d'absorbance à différentes longueur d'ondes et ainsi son spectre d'absorption, [19] .

3.4.2 Dépendance énergétique

Les films EBT2 sont caractérisés par leur composition atomique. En plus des éléments Carbone, Hydrogène, Nitrogène et oxygène déjà présents dans les anciennes versions comme les films GAFCHROMIC HD- 810 et MD -55, la version EBT2 contient de faibles quantités de soufre, de chlore, de sodium et de brome. La composition atomique en atome % des films EBT2 est donnée dans le tableau 3.1. Le numéro atomique effective Z_{eff} correspondant à cette composition est de 6,80, une valeur très proche de celle de l'eau (l'interaction avec les rayonnements ne créera pas de variation avec notamment les faibles énergies) [20], [2].

Composition atomique en atome %									
H	Li	C	N	O	Na	S	Cl	brome	Z_{eff}
40.57	0.09	42.68	0.01	16.62	0.01	0.00	0.02	0,01	6, 80

Tableau 3.1: Composition atomique des films EBT2

Due à cette conception minutieuse de la composition, les films EBT2 sont rendus presque indépendants de l'énergie, mais la société International Speciality Products ISP recommande aux utilisateurs des films dont le lot est fabriqué après mai 2009 de mener leurs propres études pour vérifier la dépendance énergétique, [2].

Dans ce but, nous avons tracé la courbe de calibration des films Gafchromics EBT2 pour deux énergies différentes, le 6 et 18 MeV, délivrées par l'accélérateur de particule, VARIAN, le Clinac 2100C du centre anti cancer de Blida.

3.4.3 Influence de la taille de champ

L'évolution des techniques de radiothérapie passent par l'utilisation des champs de rayonnements de différentes tailles. En diminuant la grandeur du champ, plusieurs caractéristiques du faisceau se trouvent changées et doivent être prises en considération lors de la mesure de dose pour s'assurer de la précision des résultats recueillis.

Sur la figure 3.2 est montré le profil de dose d'un champ standard ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) et celui d'un champ de petite taille ($2 \times 2 \text{ cm}^2$). Trois régions sont distinctes pour le premier (région 1 : zone homogène, région 2 et 3 zone non homogène) et pour le deuxième, la prépondérance de deux zones de fort gradient de dose. C'est ce changement qui est à l'origine des difficultés qui peuvent être induites.

Alors la taille et le positionnement du détecteur dans le champ d'irradiation aurait un impact lors de la détermination de la dose et cela est illustré aussi sur la figure 3.2, les cercles en couleur indiquent l'endroit où la dose peut être mesurée.

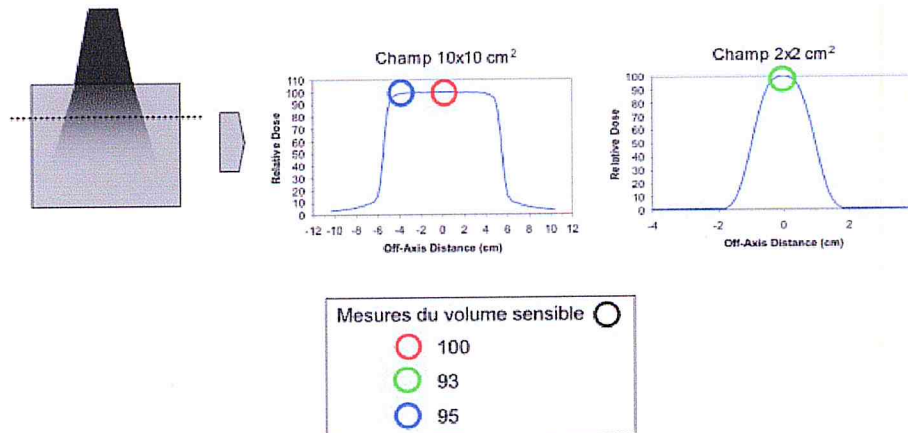


Figure 3.2 : Illustration de l'impact de la taille de champs sur l'allure du profil de dose et positionnement du détecteur

Lorsque le détecteur représenté par le cercle rouge, mesure la dose, il mesure la dose précisément délivrée car il est positionné dans une région où le champ est homogène, alors que les autres positions du détecteur représenté par les cercles bleu et vert entraînent des erreurs dans la mesure, car ils sont placés dans une région de fort gradient de dose, [21].

La résolution spatiale élevée est une caractéristique primordiale que doit posséder tout dosimètre utilisé pour s'affranchir des difficultés induites lors de l'utilisation des champs de petites tailles (la perte d'équilibre électronique et la pondération de la mesure sur l'ensemble du volume sensible).

A une profondeur donnée, la dose en un point sur l'axe du faisceau est due à la contribution de deux composantes, la composante primaire qui résulte de la contribution des photons primaires c. a. d qui arrivent directement de la source et la composante de diffusé fournit par des photons produits par la diffusion Compton dans le patient, le collimateur machine, les filtres ou de l'air.

L'augmentation de la section du faisceau entraîne celle du volume diffusant, il en résulte un accroissement du flux des électrons secondaire et donc la dose sur l'axe, ainsi on détermine un facteur correctif (FOC) pour tenir compte de l'influence de l'ouverture du champ, [7].

Dans notre étude, pour évaluer l'influence de la taille de champ sur la réponse de notre détecteur, on a irradié trois échantillons de film EBT2 avec un faisceau de photons de 6MV, à une profondeur de 5cm dans un fantôme solide PMMA, une DSP de 100 cm et pour trois tailles de champs (2x2, 5x5 et 10x10 cm²) . La dose délivrée est 8Gy pour chaque taille de champ.

3.4.4 Influence de la profondeur

Un détecteur adéquat doit avoir une haute résolution dans les zones comportant de fort gradients ou faibles gradients pour atteindre la précision maximale des mesures expérimentales. De même si le déplacement de point de mesure se fait le long de l'axe central du faisceau c. a. d à différentes profondeurs.

Des changements de spectres énergétiques sont présents lorsque la taille d'un faisceau ou la profondeur de mesure sont changées. Ces différences sont d'autant plus marquées en radiochirurgie car les champs utilisés sont considérablement plus petits que ceux habituellement rencontrés en radiothérapie externe conventionnelle. En effet, une plus grande proportion de la dose déposée provient des interactions primaires plutôt que des interactions secondaires dans les petits champs, ayant comme impact direct que l'énergie moyenne d'un faisceau étroit est plus élevée que celle d'un grand champ, [21].

Dans le but d'évaluer si le changement du point de mesure le long de l'axe aurait un effet sur la réponse des EBT2, nous avons irradié un échantillon de film positionné perpendiculairement à l'axe du faisceau de photons 6MV, avec une dose de 8Gy, une taille

de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$, une DSP de 100cm et pour trois profondeurs (5, 10 et 15 cm). Après 24 h, la numérisation des films a été réalisée avec le scanner.

3.4.5 Immersion des EBT2 dans l'eau

La couche active du film EBT2 est protégée par deux substrats de polyester qui réduisent considérablement la diffusion de l'eau à travers les feuilles du film, ce qui nous permet de les immerger dans l'eau pendant de courtes périodes sans causer de dommage permanent.

Comme les bords du film ne sont pas complètement étanches, l'eau peut pénétrer dans la couche active. Cependant, la diffusion est assez lente, pendant quelques heures, la couche active est envahie sur quelques millimètres seulement (dans la zone touchée, les résultats dosimétriques ne sont pas pris en considération), [2].

Souvent les mesures sont réalisées dans un fantôme d'eau, et les films sont gardés immergés pendant plusieurs heures. Notre travail consiste à évaluer concrètement cette profondeur de pénétration, et ce, en immergeant une pièce de film dans l'eau pendant quelques heures pour évaluer sa diffusion sur les bords pour mettre en évidence la zone obstruée en étudiant la vitesse de diffusion de l'eau en fonction du temps d'immersion.

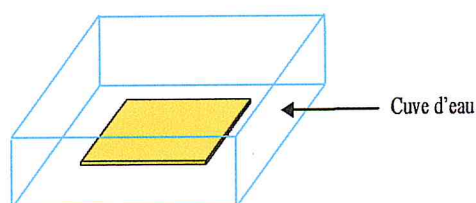


Figure 3.3: Film EBT2 immergé dans une cuve d'eau

Le film est en suite scanné, pour visualisé la région défectueuse, et déterminer ainsi la lenteur du phénomène observé.

3.4.6 Variation de la densité optique des EBT2 avec le temps après irradiation

Même si le film EBT2 irradié change de couleur en quelques millisecondes, l'effet chimique de l'irradiation dans la couche active nécessite un certain temps pour se stabiliser. En effet, la couche active des films EBT2 est un monomère qui, lorsqu'il est irradié se polymérise avec une coloration bleue qui apparaît juste après irradiation, néanmoins, on remarque que cette polymérisation du film évolue dans le temps, il est donc nécessaire d'attendre que le phénomène se stabilise. Cet effet radio-induit peut aller de quelques minutes à plusieurs heures avant d'atteindre la stabilité totale, [1].

Le but de cette étude est donc de connaître les effets de la variation de la densité optique des films EBT2 avec le temps en post-irradiation et déterminer la durée nécessaire pour la stabilité totale de la couche active à l'intérieur de notre échantillon.

Pour cela, nous avons découpé dans une feuille de film EBT2 plusieurs pièces de 5x5 cm en respectant leurs faces et leurs orientations par rapport à la feuille d'origine, figure 3.4, nous les avons en suite placé dans un fantôme en PMMA à une profondeur de 5cm à 10cm de rétrodiffusion, nous les avons irradié dans les conditions suivantes, une TC = 10x10 cm² et une DSP = 80cm avec une source de Cobalt-60 du laboratoire secondaire d'étalonnage du Centre de Recherche National d'Alger, comme il est indiqué sur la figure 3.5.

Afin d'étudier l'évolution de l'opacité du film avec le temps et son effet sur la dose reçue, nous avons irradié 4 échantillons de films, en les exposant durant des temps différents à une source de Co-60, afin de délivrer des doses proportionnels, pour en suite procéder à sa numérisation, et ce, chaque 15 minutes durant plusieurs heures.

Pour étudier l'évolution de l'opacité des films EBT2, avec la dose reçue et la profondeur dans le fantôme, nous avons délivré deux doses différentes et proportionnelles à deux profondeurs différentes, une de 0.3Gy à 5 et à 7 cm et une autre de 3 Gy à 5 et à 7 cm.

L'exposition porte sur deux durées différentes, une durée de 1.26 minutes pour délivrer une dose de 0.3 Gy à 5 cm de profondeur, une autre 10 fois plus longue, de 12.44 minutes pour une dose de 3 Gy à la même profondeur.

Ensuite, nous avons placé le film à 7 cm de profondeur et irradié pour les mêmes doses que précédemment, c'est-à-dire 0.3 et 3 Gy.

L'évolution de l'opacité des films EBT2 porte sur de paramètres, une évolution en fonction de la dose et en fonction de la profondeur dans le fantôme.

La figure 3.6 montre le phénomène de polymérisation d'un monomère di-acétylène en polymère acétylène, après irradiation. Ce polymère est présent dans les films EBT2, [22], [21].

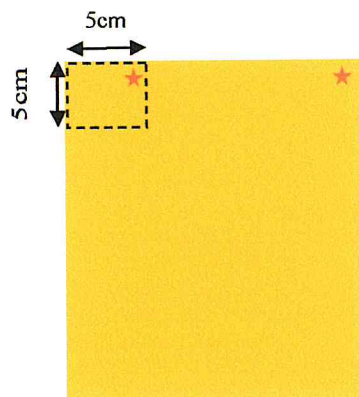


Figure 3.4: Découpage recommandé

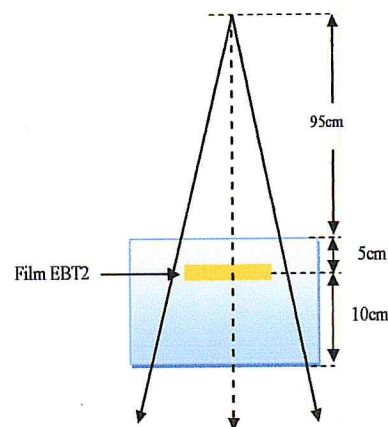


Figure 3.5 : Dispositif expérimental

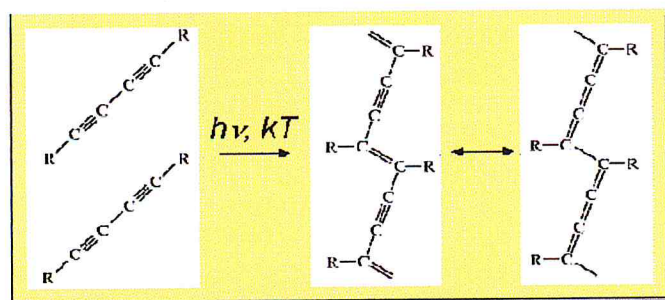


Figure 3.6 : Polymérisation de di acétylène

3.4.7 Angulation du film dans le scanner

L'analyse de la couche sensible des films EBT2 à l'aide d'un microscope à balayage électronique révèle la présence de particules de forme cylindrique ou bâtonnet de 15 à 25 μm de longueur et de 1 à 2 μm de diamètre. Cette forme asymétrique des particules qui constituent la couche active, rend les films EBT2 sensibles à l'orientation.

La lecture varie en fonction de l'orientation du film, dans cette partie nous avons étudié la variation de l'angulation du film dans le scanner de 0 à 360° avec des pas de 45° comme l'indique la figure 3.7.

Lors de la numérisation, le film EBT2 est placé au centre de la vitre, loin des bords du scanner

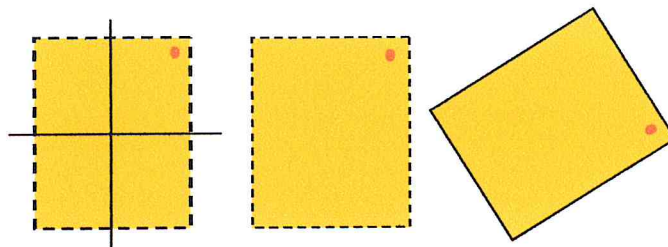


Figure 3.7 : Angulation du film dans le scanner

Toutes les lectures réalisées à l'aide du scanner sont refaite à l'aide du densitomètre.



4.1 Introduction

La calibration d'un film EBT2 permet de relier la réponse ou la densité optique à la dose reçue. Cette étude dosimétrique demande un très grand soin dans l'acquisition des données d'étalonnage, et ce, afin d'obtenir les meilleurs paramètres pour tracer la courbe avec laquelle on peut déterminer la dose reçue pour améliorer l'évaluation des plans de travail.

La calibration peut être réalisée en termes de lecture ou bien en termes de densité optique selon que la lecture soit effectuée avec un scanner ou avec un densitomètre.

Les deux lecteurs utilisés pour notre étude sont, un scanner Epson 1680 et un densitomètre PTW FREIBURG DensiX.

4.2 Découpage recommandé

Par soucis d'économie, on est souvent amené à découper une feuille de film en plusieurs pièces, dans ce cas, il faut les marquer pour respecter leur sens et leur orientation par rapport à la feuille d'origine, car la forme des particules qui constituent la couche active du film change suivant le sens de la lumière qui la traverse, [2].

Le découpage d'une feuille de film en plusieurs pièces, est une tâche très minutieuse qui présente deux inconvénients.

Le premier, c'est de faire le bon choix quant à la taille des pièces utilisée lors de la calibration, et ce, pour les raisons suivantes ; tout d'abord, la surface exposée doit être suffisamment grande pour que la mesure soit assez représentative du comportement du film, en suite, elles doivent avoir une zone exposée de au moins 5cmx5cm, et il est même préférable de choisir une taille de 10cmx10cm, ainsi la réponse moyenne aura plus de probabilité d'être capturée par le lecteur. Les pièces issues des bords de la feuille sont plus exposées à la teneur en humidité, en effet, si l'humidité change de façon significative ($\pm 25\%$ en moins de 2 à 3 jours) la teneur de la couche active en humidité (sur 2 à 3cm) peut être légèrement différente de celle au centre de la feuille, cela peut affecter les mesures notamment si on veut obtenir des résultats avec une précision de ± 2 à 3% , [2].

Le second, soucie concernant l'utilisation des films de petites tailles lors de l'étalonnage, est sa planéité lorsqu'il est scanné, car souvent la partie de la couche active doit être parfaitement

parallèle à la vitre du scanner, ce qui n'est pas le cas pour les films de petites tailles car il peut être gondolé sur l'une ou l'autre des extrémités, ce qui peut fausser la trajectoire du rayon lumineux à l'intérieur de la couche active ,[2].

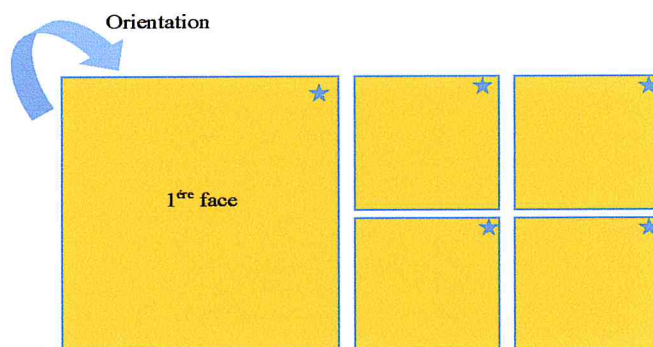


Figure 4.1 : Découpage recommandé

En se référant à la face de la feuille originale durant son découpage, chaque morceau est marqué avec un patch placé au haut et droite de la feuille d'origine. Ce marquage nous permet d'avoir l'orientation de chaque morceau selon les recommandations données par l'ISP.

4.3 Lecture à l'aide du scanner Epson 1680

Le Scanner Epson Expression1680 est un scanner professionnel couleur, conçu pour répondre aux besoins des professionnels des systèmes d'imagerie, c'est un scanner qui produit des images avec une très bonne précision, il a une résolution de 48 bit et une densité optique maximale $D_{\max} = 3,6$, [23].

Avant d'effectuer des lectures avec le scanner, nous avons tenu à procéder à la sélection de quelques paramètres de lectures, tels que le choix du canal, le choix de la taille de la région d'intérêt (ROI), et le choix de l'orientation du film dans le scanner.

Selon les recommandations, il est préférable d'effectuer la lecture au moins 24 h après l'irradiation, pour notre cas, nous avons réalisé la lecture une semaine après l'irradiation, ce qui a donné largement le temps à la couche active du film EBT2 de se stabiliser (voir §3.4.6).

4.3.1 Choix du canal

La lecture sur le scanner peut être réalisée sur le canal rouge, le vert et le bleu. Pour choisir lequel de ces trois canaux présenterai un plus grand gradient de réponse c. a. d la plus forte variation entre la réponse et l'unité de changement de la dose, notamment pour des doses faibles ($\leq 6\text{Gy}$), on a tracé la courbe donnant la variation de lectures en fonction de la dose pour chaque canal. Par la comparaison, le canal rouge serait le préféré et cela a été déjà remarqué par l'observation du spectre d'absorption qui a présenté un pic maximal à 636 nm (lumière rouge).

4.3.2 Choix du positionnement

Les différentes études effectuées pour l'évaluation des résultats obtenues lors de la numérisation des films radio chromiques soient les films originaires EBT ou la nouvelle version comme EBT2, ont prouvé que leur positionnement sur le scanner joue un rôle dans la précision des résultats. En effet, la réponse obtenue pendant la lecture des films EBT2 avec la plupart des scanners n'est pas parfaitement uniforme sur le champ de balayage. Les différences qui peuvent atteindre 5% au plus, sont dépendantes de la dose et de la position, et ils sont importants le long des bords latéraux de la zone de balayage, [2] .

Pour l'évaluation de l'influence de l'emplacement du film sur le scanner, une lecture des films a été réalisée en les positionnant une fois au centre du scanner et une deuxième fois sur l'un de ces bords

4.3.3 Choix de l'orientation

Une fois découpé, les films sont marqués, figure 4.1, ce repérage nous permet de reconnaître leur sens par rapport à la feuille d'origine, ils sont en suite placés au centre de la vitre du scanner, et scannés individuellement dans deux orientations différentes.

Le scanner est muni d'une source de lumière LED (Light Emitting diode) Diode Electroluminescentes dont le capteur est un réseau linéaire de détecteurs. Le film a une réponse directionnelle du fait de la diffusion anisotrope de la lumière à travers la couche active car l'analyse de cette couche à l'aide d'un Microscope à Balayage Électronique (MEB) révèle la présence de particules de forme cylindrique ou bâtonnets de 15 à 25 μm de longueur et de 1 à 2 μm de diamètre. Cette forme asymétrique des particules qui constituent la couche active, rend les films EBT2 sensibles à l'orientation, figure 4.2.

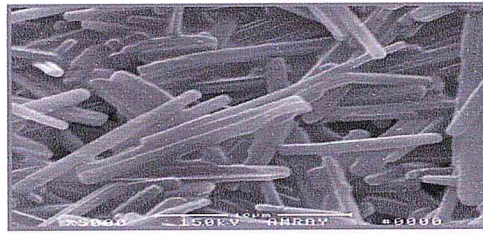


Figure 4.2 : Forme des particules constituant les films EBT2, [22].

Ces particules tendent à s'aligner suivant la direction parallèle à la direction de revêtement. L'étude est portée sur le comportement du film dans deux directions orthogonales, une direction paysage, une autre, portrait. Les résultats obtenus ont montré que le changement d'orientation a influencé la réponse. La valeur de l'écart entre les deux orientations a atteint 11,46%, une valeur significative à tenir en compte. Pour s'affranchir de cette variation de réponse, il convient de scanner tous les films EBT2 suivant la même direction « paysage » qui est la direction dont le sens est perpendiculaire au sens de fabrication.

4.3.4 Choix de la taille de la région d'intérêt (ROI)

Lors de la lecture des films, une attention particulière est portée sur le choix de la taille de la région d'intérêt ROI, notamment si la taille du champ d'irradiation utilisée est petite, de l'ordre de quelques millimètres.

La difficulté dans la délimitation de la région d'intérêt, réside dans la volonté d'exclure des traces de marquages, qui elles, entraînent les dépassements de la tolérance, [24].

Ces traces peuvent être causées par l'agression de la surface du film, en effet, la manipulation peut entraîner des frottements et donc des rayures mais aussi des traces de doigts, mais la pluparts des rayures observées à la surface du film proviennent de l'entraînement par les rouleaux du scanner. Les rayures sur la figure 4.3, ont été observées à l'aide d'un Microscopie électronique à balayage (MEB) de type Philips XL 30 disponible dans la Division des Techniques Nucléaires (DTN) du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA).

Nous avons étudié l'influence de la taille de la région d'intérêt sur la réponse du film EBT2 dans le scanner, pour cela nous avons choisi deux ROI différentes, une petite de 42 Pixel et une autre 10 fois plus grande, de 100 Pixel.



Figure 4.3 : Agression de la surface du film par des facteurs

4.3.5 Courbes de calibration

Pour la calibration des films EBT2, nous avons utilisé un fantôme en PMMA, équivalent eau placé à 100cm de la source, l'échantillon de film est placé au centre d'un champ carré de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, à 5 cm de profondeur.

Nous avons utilisé un appareil de traitement disponible au Centre Anti Cancer de Blida, le Clinac 2100C. Le film est découpé en 12 échantillons identiques qui sont en suite irradiés avec des doses connues variant de 0 à 8 Gy.

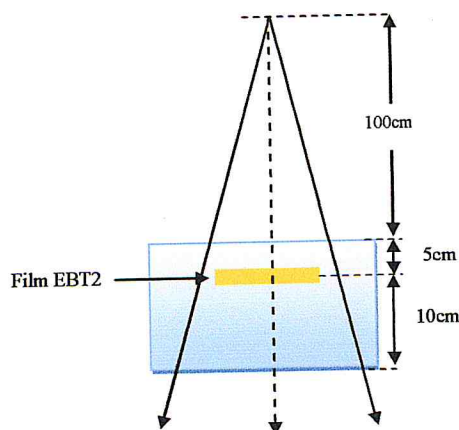


Figure 4.4 : Dispositif expérimental

Un film à la fois, placé à la profondeur de 5cm est irradié dans les conditions de référence. Pour obtenir une courbe continue, on a déterminé le nombre d'Unités Moniteurs pour obtenir des doses progressives à des intervalles réguliers.

Pour relier le nombre d'Unités Moniteurs à la dose, le fantôme est scanné à l'aide d'un scanner Philips du CAC de Blida, les données sont en suite transférées sur le système de planning de traitement « Eclipse » afin de configurer le fantôme en nombre CT, pour déterminer le nombre d'unités moniteurs nécessaires pour délivrer une dose allant de 0 à 8Gy, à 5cm de profondeur.

Pour l'unité de traitement 2100 Clinac, le débit de dose à 5cm est :

$$\dot{D} = 400\text{UM/mn}$$

La courbe de calibration en termes de dose réponse donnée par le Scanner est tracée. Pour plus d'informations en termes de densité optique (DO), nous avons tracé la courbe de calibration de la dose en fonction de la densité optique du film scanné à l'aide du scanner Epson 1680 afin de pouvoir la comparer à celle donnée par le densitomètre PTW.

Pour convertir la réponse donnée par un scanner en termes de lecture à la réponse en termes de densité optique nous avons utilisé la relation suivante, [2] :

$$\text{DO} = -\log_{10} [\text{Lecture} / 2^{16}] \quad 4.1$$

Les réponses ont été mesurées sur le canal rouge, car c'est celui qui présente la plus grande pente dans la gamme d'énergie utilisé, voir la partie « choix du canal ».

Toutes les lectures ont été réalisées 24 heures après irradiations, afin de permettre la polymérisation totale de la couche active donnant ainsi une stabilité des lectures.

4.4 La lecture à l'aide du densitomètre

Toutes les lectures réalisées avec le scanner ont été refaite par un deuxième lecteur, le densitomètre PTW FREIBURG DensiX, Ce dernier permet la mesure directe de la densité optique. Par la suite une comparaison entre les résultats obtenus à partir de chaque lecteur a été effectuée. Chaque échantillon est placé sur la tablette lumineuse du dispositif et en fermant le bras, la valeur de la densité s'affiche directement.

Ce chapitre récapitule les résultats de la numérisation des films EBT2 à l'aide de deux lecteurs différents, le scanner Epson et le densitomètre de type PTW-DensiX.

La première partie concerne l'étude des propriétés des films et la deuxième de leur calibration. Nous avons fait une comparaison entre les résultats obtenus pour justifier le choix du meilleur lecteur des films EBT2.

Nous avons également étudié le comportement des films EBT2 par rapport à l'UV visible pour évaluer leur longueur d'onde d'absorption en utilisant le spectrophotomètre UV-vis v-630 JASCO.

5.1 Caractérisation des films EBT2

5.1.1 Spectre d'absorption

Nous avons tracé le spectre d'absorption des films EBT2 avant et après irradiation pour déterminer la longueur d'onde absorbée par les films.

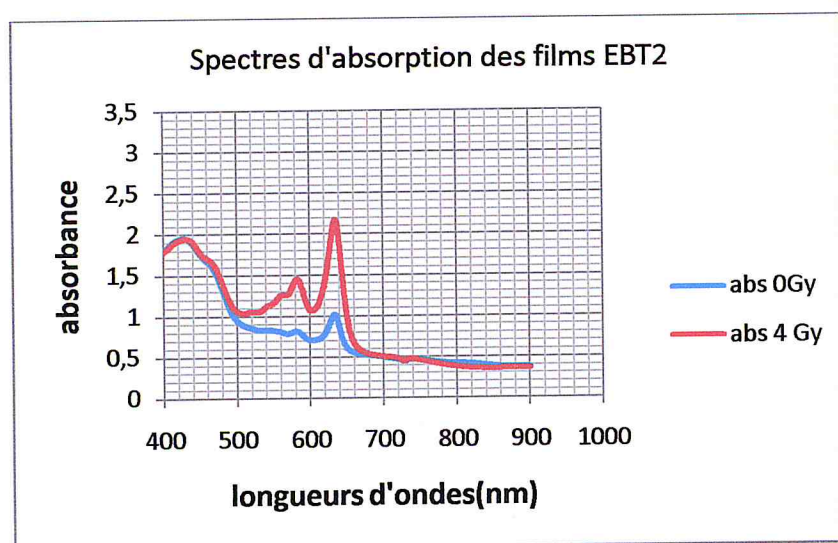


Figure 5.1 : Spectres d'absorption des EBT2 avant et après irradiation

Afin de bien constater la variation de l'absorbance en fonction de la dose nous avons tracé l'absorption du film pour différentes doses.

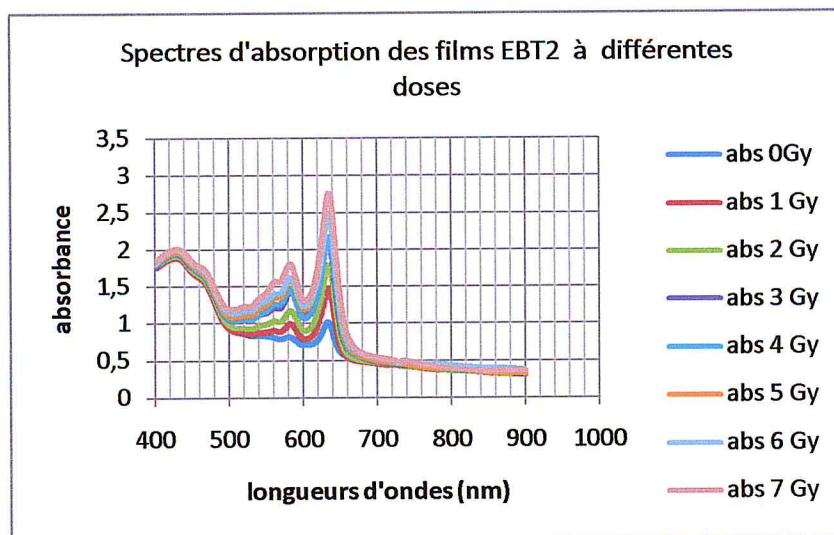


Figure 5.2 : Spectres d'absorption pour différentes doses

On remarque sur la figure 5.1, que les films EBT2 présentent un pic d'absorption pour une longueur d'onde de 636 nm, seulement, pour les films non irradié, on remarque que le pic pour cette même longueur d'onde est très faible, ce qui explique la faible polymérisation de la couche active avant irradiation.

La présence du colorant marqueur jaune est justifiée par une large bande d'absorption centrée à environ 430 nm, présente sur tous les graphes avant et après exposition.

La figure 5.2 montre l'évolution du pic d'absorption pour la longueur d'onde 636 nm, en fonction de la dose, on remarque que le pic augmente avec la dose, ce qui explique la polymérisation intensive de la couche active, plus la dose augmente plus les particules qui la constituent sont orientées dans une direction privilégiée.

5.1.2 Dépendance énergétique

Les films EBT2 ont été irradiés dans les mêmes conditions (T.C 10X10cm², Z=5 cm et DSP =100 cm) pour deux énergies différentes (6 et 18 MV).

La lecture des films est réalisée avec le scanner pour une petite ROI (H : 0,56 cm et W : 0,56cm), en mode paysage et dans le canal rouge.

Afin d'étudier l'influence du changement de l'énergie sur la réponse des films, les courbes de calibration pour les deux énergies utilisées sont rapportées sur le même plan, figure 5.3.

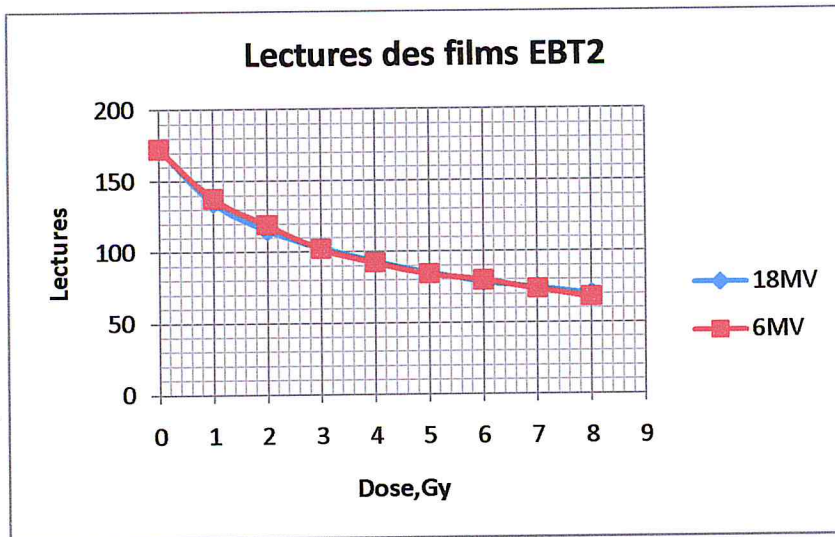


Figure 5.3 : Courbes de calibration des films EBT2 en termes de lecture pour deux énergies (6MV et 18 MV)

Pour mieux évaluer les résultats, les lectures sont converties en termes de densité optique par l'application de la relation 4.1.

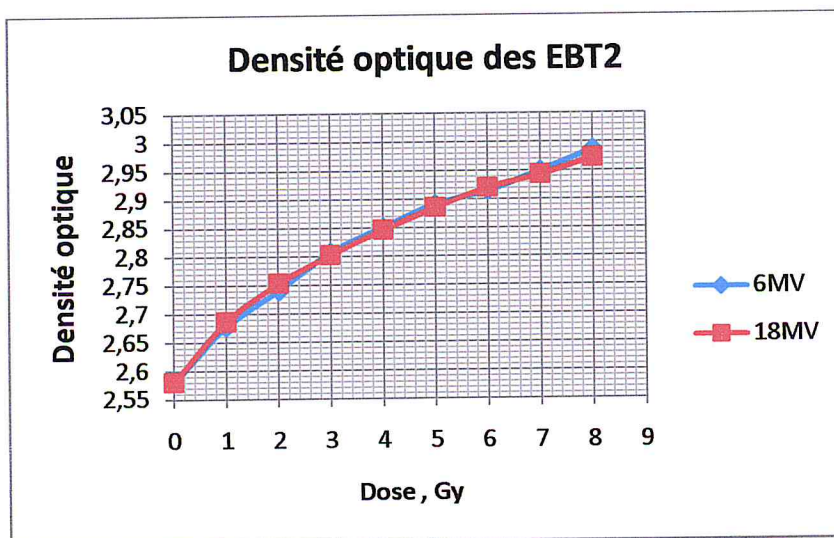


Figure 5.4 : Courbes de calibration des films EBT2 en termes de densité optique pour deux énergies (6MV et 18 MV)

La composition des EBT2 qui s'approche de celle de l'eau explique ce résultat : on remarque une petite différence, l'écart calculé a atteint 2,85% (0,45% en termes de densité optique) pour la dose 2Gy et des valeurs minimales pour les autres doses.

La composition du dosimètre qui est utilisé a elle aussi un impact sur la dose mesurée. Ceci s'explique en regardant de plus près les deux interactions prédominantes aux énergies utilisées en radiothérapie externe, effet Compton et l'effet photoélectrique.

Afin d'obtenir une mesure précise, le dosimètre introduit dans le faisceau devra être le plus « eau équivalent » possible afin que la dose mesurée dans le volume sensible du détecteur soit la même que celle déposée dans ce même volume en l'absence du dosimètre, [21].

La recommandation de la société ISP aux utilisateurs des lots de films EBT2 fabriqués après mai 2009 de procéder à leur propre vérification à chaque calibration est justifiée.

5.1.3 Influence de la taille de champ

Nous avons délivré une dose de 8Gy pour les films EBT2 placés à 5 cm de profondeur dans un fantôme solide en PMMA, à une DSP de 100 cm, et ce, pour trois tailles de champs différentes, en utilisant des photons de 6 MV.

La numérisation est réalisée 24 heures après irradiation, ce qui a donné le temps à la couche active de se stabiliser.

La lecture sur le scanner Epson 1680, est réalisée sur le canal rouge, pour une petite ROI en mode paysage. La figure 5.5 représente la courbe de calibration Dose = f (lectures) des films EBT2.

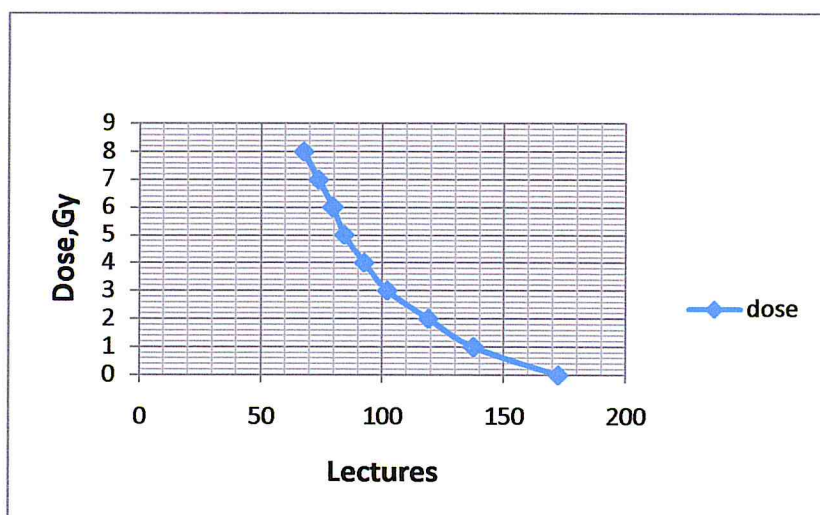


Figure 5.5 : Courbe de calibration des films EBT2, 6MV

L'équation donnée par la courbe de tendance de la courbe Dose = f (lectures) avec $R^2=0.998$ (coefficient de détermination) est :

$$Y = -9E-06 X^3 + 0,004X^2 - 0,631X + 35,18 \quad 5.1$$

A partir de cette équation, nous avons déterminé la dose mesurée qui correspond à chaque lecture des films irradiés pour les trois tailles de champs pour la comparer ensuite avec la dose délivrée.

Les résultats obtenus sont rapportés sur le tableau 5.1.

TC (cm ²)	Lecture moyenne	Dose (Gy) mesurée	Ecart%
2x2	69,950	7,53	5,87
5x5	69,700	7,58	5,25
10x10	67,600	8,02	-0,25

Tableau 5.1 : Lectures des EBT2 en fonction de la taille de champ

Pour les tailles de champs 2x2 et 5x5 cm², l'écart entre la dose calculée par le TPS et celle mesurée par les films EBT2 dépasse 5%. Pour le champ 10x10 cm², l'écart est -0,25 %.

Pour le champ 10x10 cm², le volume de détection est situé dans une zone homogène alors ce volume est irradié uniformément.

Pour les tailles 5x5 cm² et 2x2 cm², la différence est due à la diminution de la taille de champ qui a entraîné une réduction de la zone homogène. Dans ce cas, une partie de la zone sensible du film reçoit une dose inférieure puisqu'elle se trouve dans une région de gradient de dose (près des bords du champ) et dans ce cas le signal collecté par ce dosimètre représente la réponse moyenne sur ce dernier, effet de moyennage. En général, cet effet sera présent pour tout détecteur ayant une zone sensible de trop grande dimension. Une résolution spatiale élevée est donc de mise afin de minimiser son impact et donc avoir une mesure plus précise.

5.1.4 Influence de la profondeur

Nous avons délivré une dose de 8Gy pour les films EBT2 est placés dans un fantôme solide en PMMA, pour une taille de champ de 10x10 cm² à une DSP de 100 cm, et ce, pour trois profondeurs différentes, 5 ,10 et 15 cm, en utilisant des photons de 6 MV.

La numérisation est réalisée 24 heures après irradiation, ce qui a donné le temps à la couche active de se stabiliser. La lecture sur le scanner Epson 1680, est réalisée sur le canal rouge, pour une petite ROI en mode paysage .Nous avons déterminé la dose à partir de la courbe de calibration Dose= f (lectures) de la figure 5.5.

Les résultats obtenus sont rapportés sur le tableau 5.2.

Profondeur (cm)	Lecture moyenne	Dose mesurée (Gy)	Ecart %
5	67,6	8,02	-0,25
10	70,68	7,38	7,75
15	71,67	7,19	10,12

Tableau 5.2 : Lectures des films EBT2 en fonction de la profondeur

L'écart entre la dose mesurée et calculée est non significatif pour la profondeur de 5 cm. Mais il devient plus important et dépasse 7% et 10 % pour les profondeurs 10 et 15 cm. La valeur de la dose a diminué avec l'augmentation de la profondeur. Les mesures sont réalisées dans les mêmes conditions, sauf la distance source point de mesure qui devient plus importante avec la profondeur.

5.1.5 Immersion dans l'eau

Nos films EBT2 sont calibrés dans un fantôme solide en PMMA dans le but d'être exploités sur des patients dans un milieu hospitalier, seulement, ces films peuvent également être utilisés dans un fantôme d'eau pour l'étude dosimétrique des faisceaux de photons, ce qui nous pousse à étudier et à évaluer leur comportement dans l'eau.

Pour cela, nous avons plongé une feuille de film dans une cuve d'eau pendant 2 heures et demie, nous l'avons en suite scanné et numérisé à l'aide du logiciel Photoshop pour étudié la pénétration de l'eau par ses bords. On remarque que l'eau ne pénètre que sur 2 mm, comme l'indique la figure 5.6.

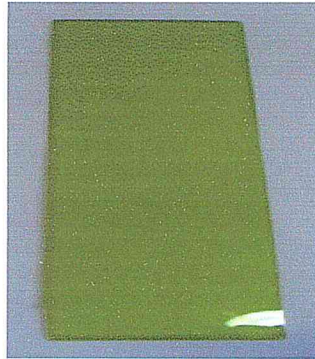


Figure 5.6 : Pénétration de l'eau sur les bords du film EBT2

5.1.6 Variation de la densité optique avec le temps après irradiation

Le film change de couleur immédiatement après irradiation, seulement, la stabilité totale de la couleur n'est atteinte qu'après plusieurs heures.

À travers cette étude, nous avons évalué la durée nécessaire pour la stabilité totale de l'opacité du film. Nous avons étudié l'évolution de l'opacité du film avec le temps et son effet sur la dose reçue, et ce, en l'irradiant avec une source de Co-60, et en l'exposant durant des temps différents, 1,26 mm et un autre lent de 12,44 mm afin de délivrer une dose de 0,3Gy, soit une dose dix fois plus élevée, pour en suite procéder à sa numérisation, et ce, chaque 15 minutes .

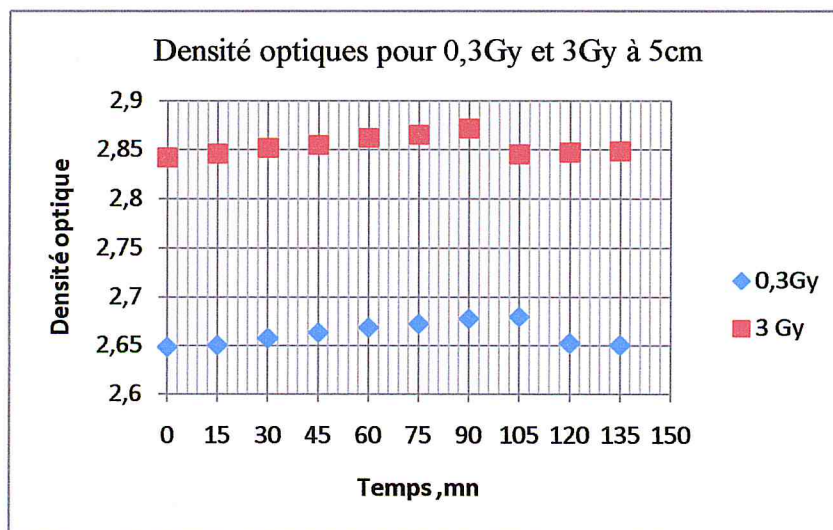


Figure 5.7 : Variation de la densité optique à 5 cm de profondeur pour 0.3 et 3 Gy

On remarque pour la profondeur 5 cm, la stabilité de l'opacité du film EBT2 est atteinte au bout de 105 minutes pour la dose de 3 Gy et au bout de 120 minutes pour une dose de 0.3 Gy, figure 5.7.

On remarque que pour une profondeur de 7 cm, la stabilité de l'opacité du film EBT2 est atteinte au bout de 75 minutes pour la dose de 3 Gy et au bout de 120 minutes pour la dose de 0.3 Gy, figure 5.8.

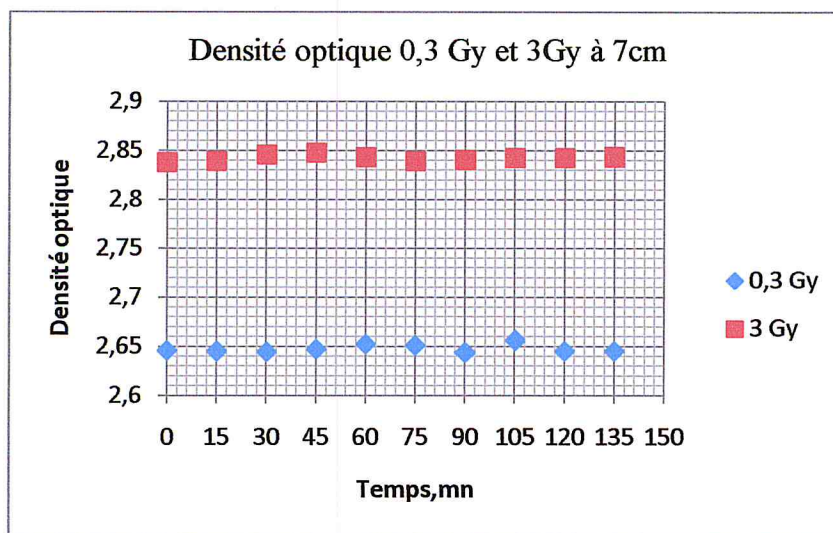


Figure 5.8 : Variation de la densité optique à 7 cm de profondeur pour 0.3 et 3 Gy

Pour s'assurer de la stabilité totale de l'opacité du film EBT2, il est préférable d'attendre au moins 3 heures après la fin de l'irradiation pour procéder à leur numérisation.

5.1.7 Angulation du film dans le scanner

Pour cette étude, la lecture est réalisée sur le canal rouge, sur la même face du film, en mode paysage et pour une petite ROI, en faisant varier son orientation d'un pas régulier de 45°, figure 5.9.

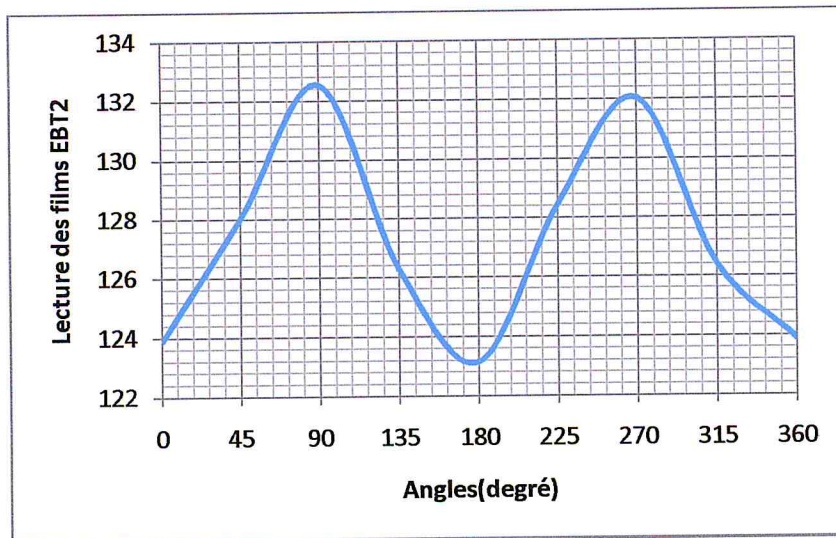


Figure 5.9 : Variation de la lecture en fonction de l'angulation du film dans le scanner

La lumière émise par la lampe du scanner est une lumière polarisée linéairement, [1].

La Microscopie électronique à balayage (MEB) de la figure 4.3, montre une couche de microcristaux radiosensibles qui ont une orientation préférentielle, en plus, le monomère qui constitue cette couche de microcristaux possède lui aussi une orientation préférentielle dans le même plan, ce qui conduit à la variation de la densité optique avec le plan de polarisation de la lumière issu de la lampe de scanner, [25].

Cette variation est très bien illustrée sur la figure 5.9. Le changement de l'angulation a influencé sur la lecture des films. On observe une variation qui peut dépasser 6 %.

5.2 Calibration

Avant de procéder au tracé de la courbe de calibration en utilisant le scanner EPSON 1680, nous avons étudié l'influence de certains paramètres sur la lecture des films EBT2.

5.2.1 Choix du canal de lecture

La lecture sur le scanner a permis la mesure de la lumière transmise par chaque film placé au centre du dispositif sur les trois canaux avec une petite ROI (H : 0,56 cm et W : 0,56 cm) et en mode portrait. Les résultats sont montrés sur la figure 5.10.

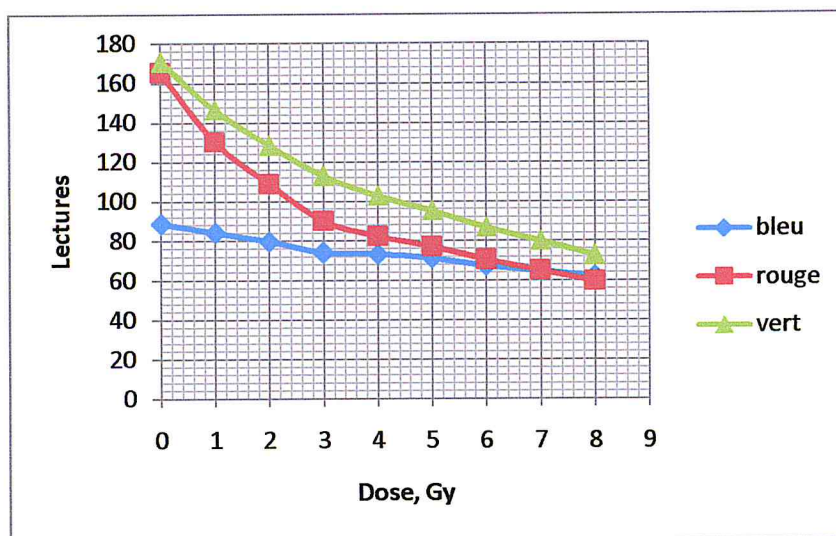


Figure 5.10 : Lecture des films sur les trois canaux RVB

On remarque que le canal rouge présente un plus grand gradient de réponse (une plus forte pente), c'est-à-dire, la plus forte variation entre la réponse et l'unité de changement de la dose, notamment pour les faibles doses ($\leq 6\text{Gy}$), les deux canaux rouge et bleu présentent la même pente pour les fortes doses (à partir de 8Gy).

On a vu également dans l'étude du spectre d'absorption après irradiation du film, qu'il présente un pic principal pour une longueur d'onde de 636nm , c'est celle qui s'approche le plus de la longueur d'onde de la couleur rouge.

5.2.2 Choix du positionnement

La réponse du film EBT2 dépend de son positionnement sur la vitre du scanner, en effet, l'uniformité du champ de balayage varie selon que le film soit placé aux bords, c'est à dire à l'extrémité, ou bien au centre de la vitre.

La figure 5.11 montre le comportement du film EBT2 lorsqu'il est scanné au centre et aux bords de la vitre du scanner.

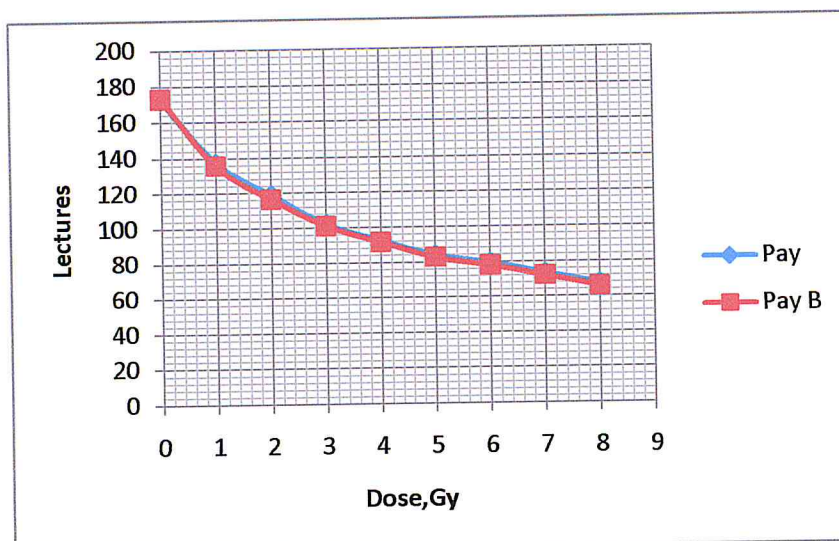


Figure 5.11 : Comparaison entre la position au centre (bleu) et aux bords (Rouge) de la fenêtre du scanner

La lecture des films en orientation paysage, positionné dans deux régions différentes dans le scanner, au centre et aux bords, donne une variation maximale de 2.75%, pour tirer un meilleur partie, il est recommandé de placer les films au centre du scanner pour éviter la polarisation de la lumière transmise par les bords du scanner.

5.2.3 Choix de l'orientation

Lorsque le film est scanné, le nombre de pixel est affecté par l'orientation du film sur la vitre du scanner, cet effet peut être observé sur la figure 5.12. La réponse est le résultat de la diffusion de la lumière à l'intérieur du film. Le composant de la couche active du film EBT2 est constitué de particules en forme de bâtonnets qui ont tendance à s'aligner avec leurs grands axes, parallèlement à la direction de revêtement, en raison de leurs formes, la lumière est plus diffusée perpendiculairement à la direction de revêtement que parallèlement à celle-ci, [26]. Étant donné que la direction de revêtement est parallèle aux petits cotés de la feuille du film, la lumière est diffusée dans le plan normal au plan du film et parallèlement aux grands cotés du film. Pour s'affranchir de cette variation de réponse qui a dépassé 11%, il est recommandé de scanner tous les films EBT2 suivant la même direction qui est la direction « paysage » qui correspond à la direction perpendiculaire au sens de revêtement ce qui permet une capture plus importante de la lumière.

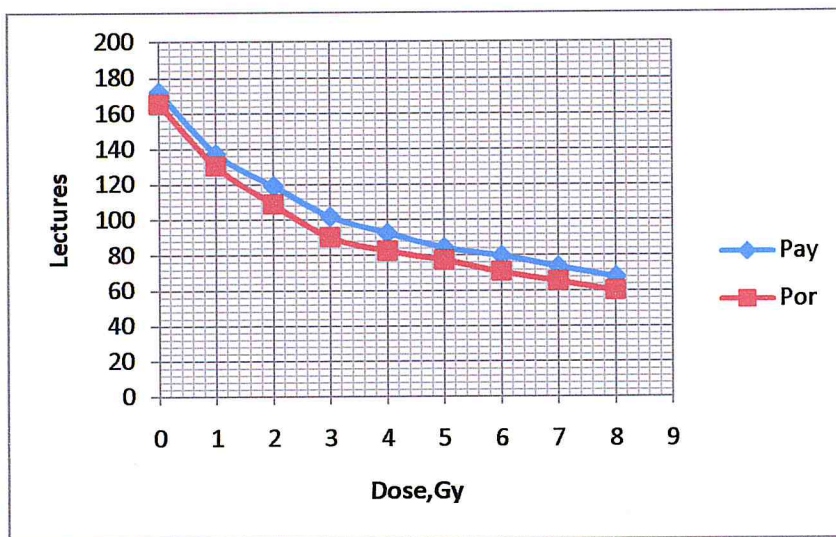


Figure 5.12 : Lectures des films EBT2, orientation portrait et paysage

5.2.4 Choix de la région d'intérêt

Pour évaluer l'influence de la taille de la région d'intérêt sur la lecture des films, nous avons réalisé deux lectures avec deux tailles différentes de la région d'intérêt, une petite de 42 Pixels et une grande de 100 Pixels. La lecture est réalisée sur le canal rouge, en orientation paysage.

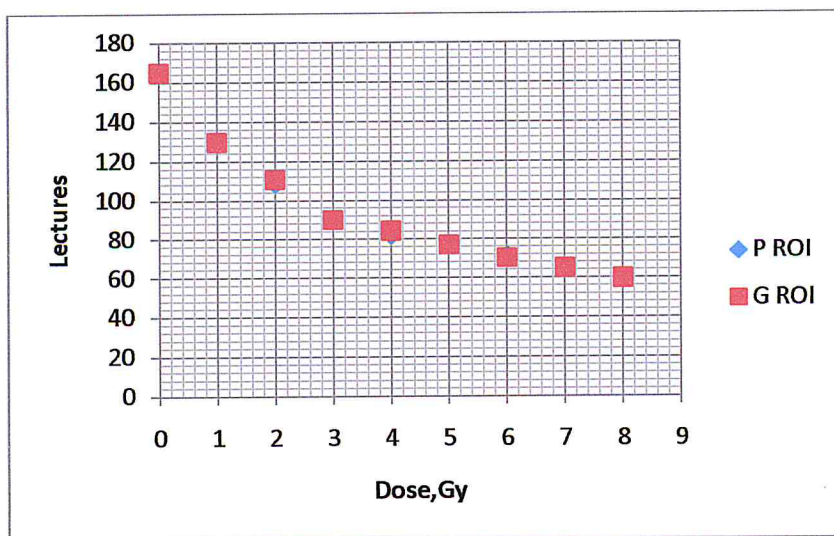


Figure 5.13 : Réponse des films EBT2, petite et grande ROI

Un dosimètre bidimensionnel idéal, donne lieu à une réponse uniforme lorsqu'il est irradié dans un champ uniforme.

Le choix de la taille de la région d'intérêt repose sur deux aspects, l'uniformité, ou, le non uniformité de la réponse du film. Le premier est la non-uniformité locale résultant de la fluctuation locale de la lecture causé par la variation de la taille des grains dans le film, et la résolution du lecteur. Le second aspect porte sur la variation régionale liée à la non-uniformité de la couche d'émulsion du film. La prise en compte de ces deux aspects local et régional, sont nécessaires pour une meilleur caractérisation, [27].

Dans cette étude on trouve un écart de $-1,53\%$ pour 2Gy et $-2,11\%$ pour 4 Gy et il ne dépasse pas $0,7\%$ pour les autres mesures.

Choisir une petite ROI permet de s'affranchir de tout non uniformité de la couche active dans le film et donc une lecture d'une zone irradié homogène.

5.2.5 La position recto et verso

Une autre comparaison a été réalisé sur le canal rouge, par la lecture des films en mode paysage en position recto et verso. La figure 5-14 montre les courbes correspondantes aux résultats obtenus.



Figure 5.14 : Lecture des EBT2 en recto et verso

Les résultats obtenus montrent une petite différence et qui doit être prise en considération. En effet l'écart varie entre une valeur minimale de 0,21% et un maximum de 2% d'une façon non proportionnelle. Cette différence dans les lectures revient à la structure du film EBT2 qui n'est pas symétrique. Dans un cas, c'est le côté 1 « stratifié en polyester » du film qui a été mis en face de la source de lumière du scanner mais dans l'autre cas, c'est le côté 2 « base en polyester » qui a été mis en face, [28]. Et comme l'épaisseur de la première couche est différente de la deuxième, la réaction de la lumière envers le film ne serait pas la même.

5.2.6 Courbe de calibration

La courbe de calibration des films EBT2 est présentée sur la figure 5.15, les films sont scannés au centre de la vitre du scanner. La lecture est réalisée sur le canal rouge avec une petite ROI, en mode paysage. Les conditions d'irradiation : énergie de photons 6MV, DSP =100 cm, Z=5 cm et T.C =10x10 cm².

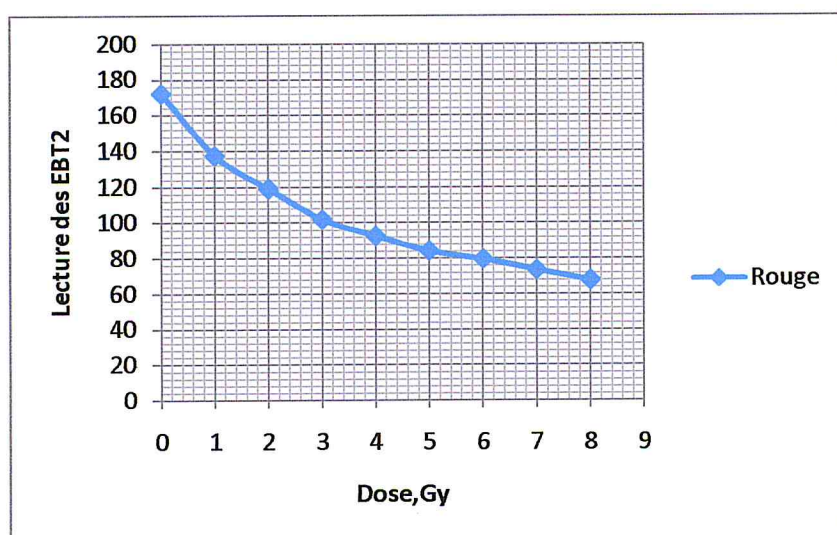


Figure 5.15 : Courbe de calibration des EBT2 , lecture = f (dose), 6MV

La courbe de calibration permet de relier la lecture à la dose, nous avons converti les lectures en terme de densité optique en utilisant la relation 4.1.

La figure 5.16 montre la courbe de calibration des EBT2 en terme de densité optique .

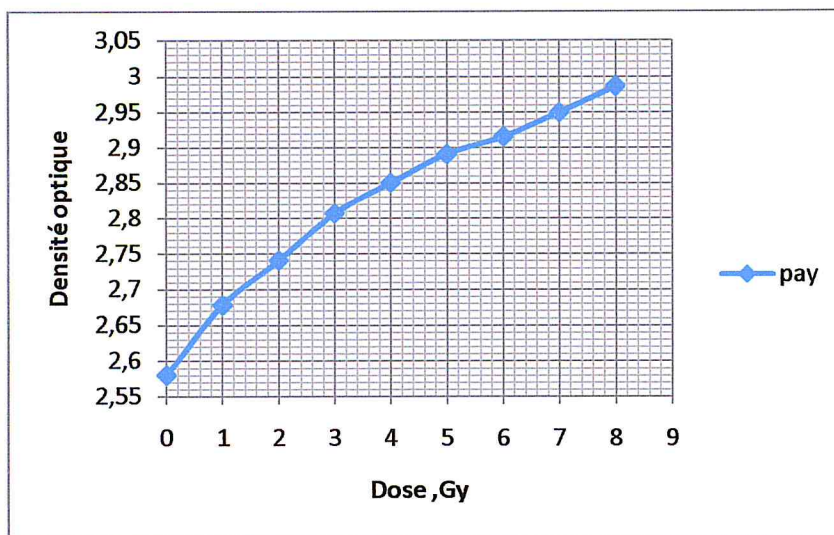


Figure 5.16 : Courbe de calibration en densité optique

Les films deviennent plus sombres pour chaque augmentation de la dose, et cela est traduit par la croissance de la densité optique des films.

5.3 Mesures à l'aide du densitomètre

Nous avons réalisé les mêmes mesures que celles effectuées par le scanner à savoir, la calibration et l'étude des caractéristiques.

5.3.1 Calibration

Nous avons tracé les courbes de variation de la densité optique avec la dose et évalué le choix du positionnement et orientation des films sur le lecteur. La figure 5.17 représente la courbe de calibration des films irradiés avec une énergie de 6MV.

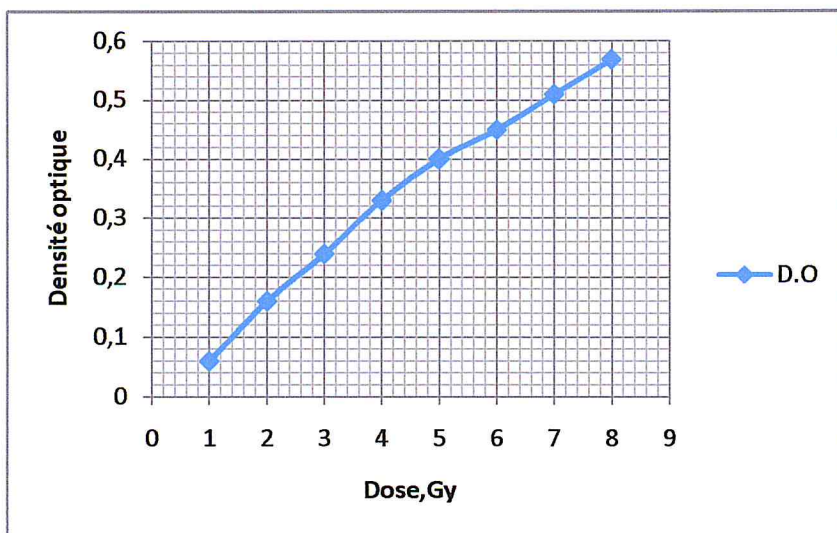


Figure 5.17 : Courbe de calibration des EBT2, mesure du densitomètre

5.3.2 L'orientation

On remarque sur la figure 5.18 que le densitomètre ne tient pas compte de l'orientation des films EBT2, l'écart calculé est nulle pour la majorité des mesures.

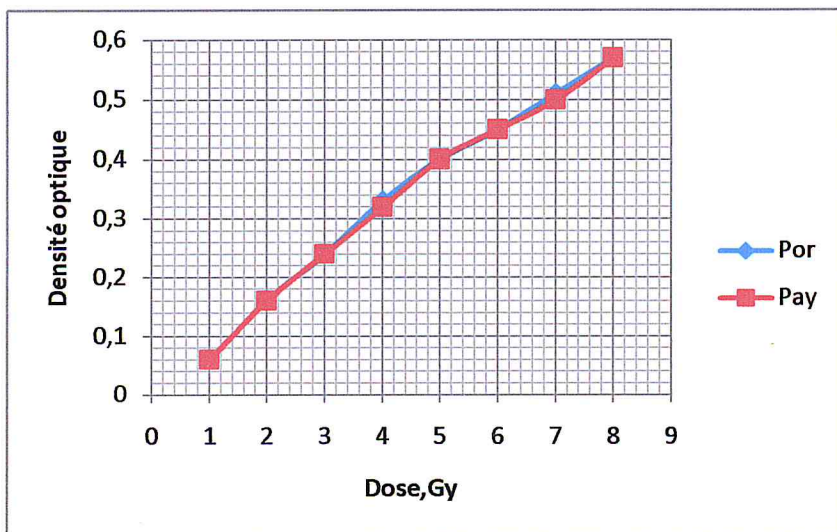


Figure 5.18 : Densité optique en paysage et portrait

Le densitomètre mesure l'absorbance de chaque film par comparaison de l'intensité de la lumière émise par la source intégré dans le dispositif et l'intensité de celle transmise par le film en fin de son parcours optique, sans tenir compte de son orientation avec laquelle il est placé dans le lecteur.

5.3.3 Position recto-verso

De mêmes, on ne remarque sur la figure 5.19, aucune influence sur la lecture des films en recto et en verso. Contrairement au scanner, le densitomètre ne tient pas compte de la structure du film. Les mesures avec les deux faces donnent les mêmes résultats.

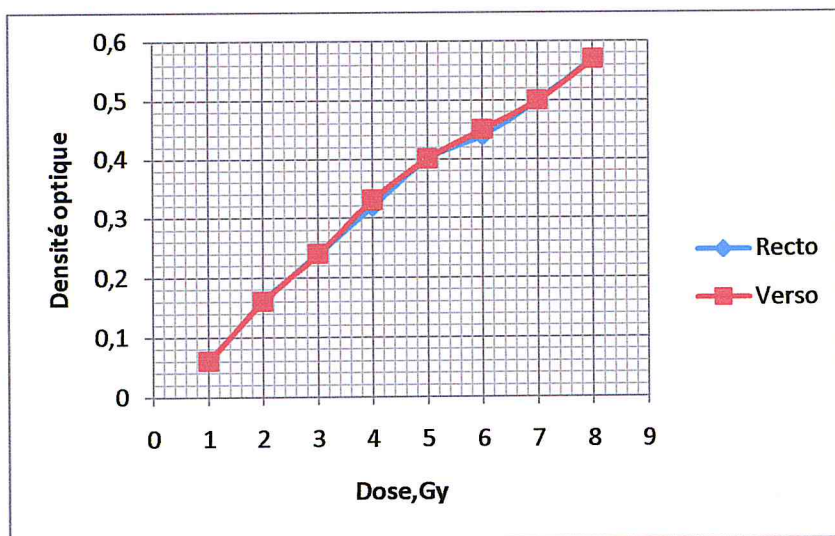


Figure 5.19 : Densité optique en recto et verso

5.3.4 L'angulation

La figure 5.20 représente les lectures de la densité optique d'un échantillon de film (exposé à 1 Gy) pour différentes positions, obtenus par changement de son angulation d'un pas de 45° à partir de 0° jusqu'à 360° sur le dispositif.

Ce changement n'a pas influencé sur la mesure contrairement à celle réalisé avec le scanner.

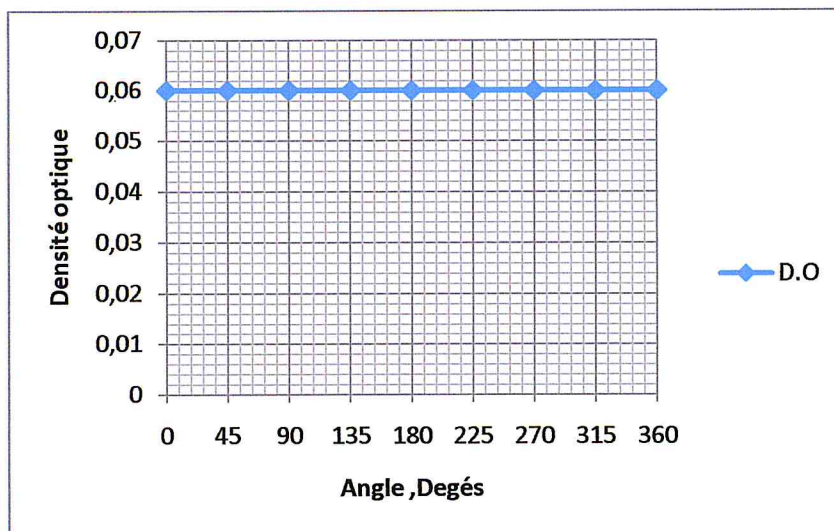


Figure 5.20 : Densité optique pour différentes angulation

5.3.2 Etude des caractéristiques

La lecture des films EBT2 pour l'étude de leurs propriétés a été réalisée aussi à l'aide du densitomètre.

5.3.2.1 La dépendance énergétique

Le tableau 5.3 représente la densité optique mesurée pour les deux énergies. L'écart est nulle pour la majorité des mesures et atteint 2% et 3,5% pour la dose 7 Gy et 8 Gy respectivement et 5% pour 5Gy.

Dose (Gy)	6MV	18MV	Ecart%
1	0,06	0,06	0
2	0,16	0,16	0
3	0,24	0,24	0
4	0,32	0,32	0
5	0,4	0,38	5
6	0,44	0,44	0
7	0,5	0,49	2
8	0,57	0,55	3,5

Tableau 5.3 : Densité optique pour les deux énergies 6 et 18 MV

La figure 5.21 représente les deux courbes densités optiques = f (doses) pour les deux énergies.

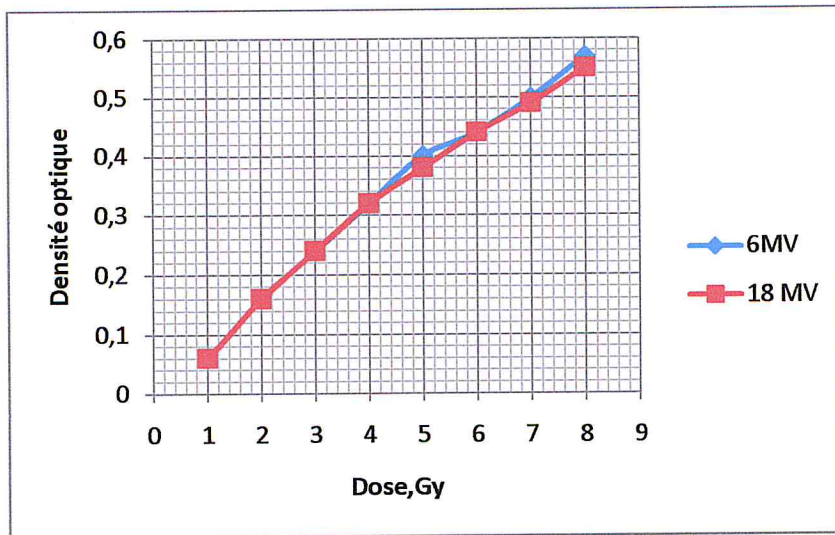


Figure 5.21 : Courbe de calibration pour 6 MV et 18 MV

5.3.2.2 Influence de la taille de champ

La densité optique des films à plusieurs tailles de champs et la dose mesurée ainsi que l'écart sont présentés sur le tableau 5.4.

La détermination de la dose est réalisée à partir de la courbe de calibration Dose = f (D.O) ; l'équation donnée par la courbe de tendance avec $R^2 = 0,999$ est :

$$Y = -146,7 X^4 + 178,7 X^3 - 62,46 X^2 + 18,63 X + 0,055 \quad 5.2$$

T.C (cm x cm)	D.O	Dose mesurée(Gy)	Ecart%
2x2	0,54	7,59	5,12
5x5	0,54	7,59	5,12
10x10	0,57	8,02	-0,25

Tableau 5.4 : Influence de la taille de champ

Aller d'un champ de 5x5 à 2x2 cm² n'a pas influencé sur la mesure puisque la dose mesurée est 7,59 Gy avec un écart de 5,12% ; différence importante entre la dose mesurée et la dose délivrée. Pour la taille 10x10 cm², la différence est estimée à -0,25 %.

5.3.2.3 Influence de la profondeur

La dose mesurée a diminué avec l'augmentation de la profondeur, et l'écart a atteint 9 % et 11,37 %, différence importante par rapport à la dose délivrée, tableau 5.5. La détermination de la dose est réalisée à partir de la même courbe Dose = f(D.O).

Profondeur (cm)	D.O	Dose mesurée(Gy)	Ecart %
5	0,57	8,02	-0,25
10	0,52	7,28	9,00
15	0,51	7,09	11,37

Tableau 5.5 : Influence de la profondeur

5.3.2.4 L'évolution de la densité optique avec le temps après irradiation

La lecture de la densité optique des films a été réalisée à l'aide du densitomètre comme elle l'a été avec le scanner chaque 15 mn pour les deux doses pour chaque profondeur.

La valeur de la densité des films irradiés avec 3 Gy et pour les profondeurs 5cm et 7cm a varié entre 0,23 et 0,25 pendant 2 h et 30 mn pour chaque lecture réalisé chaque 15 mn.

Le densitomètre n'a pas permis de suivre l'évolution de la densité optique des films réalisée en même temps avec le scanner.

Pour les films irradiés avec 0,3 Gy, le densitomètre ne donne pas de résultats, la faible dose serait en cause.

5.4 Comparaison entre la dose mesurée à l'aide du scanner et du densitomètre

Le tableau 5.6 récapitule les résultats de mesure de dose à l'aide des deux lecteurs pour différentes tailles de champs, la dose mesurée à partir de la courbe de calibration Dose = f (PV) et Dose = f (D O) pour le scanner ; et à partir de la courbe Dose = f (D O) pour le densitomètre.

Conditions de mesures : faisceau de photons : 6MV, DSP=100 cm, Z=5 cm et la dose d'exposition 8Gy.

Dose mesurée(Gy)						
T.C (cm x cm)	Scanner				densitomètre	
	P V	Ecart%	D O	Ecart%	D O	Ecart%
2x2	7,53	5,87	7,52	6,00	7,59	5,12
5x5	7,58	5,25	7,56	5,50	7,59	5,12
10x10	8,02	-0,25	8,00	0,00	8,02	-0,25

Tableau 5.6 : Influence de la taille de champ sur la mesure à l'aide des deux lecteurs

Sur le tableau 5.7 sont représentés les résultats de mesure de dose pour différentes profondeurs

Conditions de mesures : faisceau de photons : 6MV, DSP=100 cm, et T.C =10x10 cm² la dose d'exposition 8Gy.

Dose mesurée (Gy)						
Profondeur (cm)	Scanner				densitomètre	
	P V	Ecart%	DO	Ecart%	D O	Ecart%
5	8,02	-0,25	8,00	0,00	8,02	-0,25
10	7,38	7,75	7,36	8,00	7,28	9,00
15	7,19	10,12	7,17	10,37	7,09	11,37

Tableau 5.7 : Influence de la profondeur sur la mesure à l'aide des deux lecteurs pour différentes profondeurs

La dose mesurée à l'aide des deux lecteurs dans les conditions de références (T.C =10x10 cm², Z= 5 cm) est très proche de la dose délivrée, l'écart est nulle pour le scanner et égale à -0,25% pour le densitomètre. Mais pour les deux autres tailles de champ, la dose mesurée s'éloigne de la dose délivrée avec un écart important qui dépasse 5%.

Avec le changement de la profondeur, l'écart devient plus important et dépasse 10%, par rapport à la dose mesurée à la profondeur de référence 5cm et notons que les résultats obtenus à l'aide du scanner sont un peu meilleur. Pour aller d'une taille de champ de référence à une autre, il faut introduire le facteur d'ouverture du collimateur (FOC) mais sa mesure peut être non précise et erroné ainsi les mesures de la dose.

La mesure des facteurs d'ouverture de collimateur (ou facteurs de diffusé) est le point le plus critique concernant la caractérisation des mini faisceaux car ce sont les facteurs qui permettent le calcul du débit de dose sur l'axe des mini faisceaux à partir du débit de référence et d'en déduire le nombre d'unité moniteur ou le temps de traitement.

Etant donné que le détecteur estime la dose en un point par une mesure de la dose moyenne dans son volume sensible, il y a une sous-estimation du FOC lorsque la taille du volume sensible est supérieure à l'étendue de la partie homogène du profil de la dose du faisceau (elle même fonction de la taille de champ, de l'énergie de photons et du système de collimation). Il y'a donc dans ce cas, une sur estimation du nombre d'unité moniteur ou de temps d'irradiation, [29].

Pour chaque profondeur, le nombre d'unité moniteur pour délivrer 8Gy est calculé dans les mêmes conditions (T.C =10x10 cm² et énergie 6MV), les résultats obtenus reflètent un changement en ce qui concerne le dépôt d'énergie c.a .d de la dose absorbé sur l'axe du faisceau.

5.5 Conclusion

D'après les mesures réalisées et les comparaisons effectuées pour les différentes positions et orientations dans les sections précédentes, la réponse du film sur le scanner utilisé est sensible à son orientation et son positionnement sur cet appareil. La polarisation de la lumière transmise par le film est en cause. Le plan de polarisation dépend de l'orientation du film par rapport à la source lumineuse (le scanner emploie plusieurs miroirs dans sa conception optique et la réflectivité d'un miroir est dépendante de la polarisation et de l'angle d'incidence de la lumière). Et pour cette raison, l'utilisateur doit maintenir la même orientation des films pendant leur numérisation et doit positionner chaque film au centre du champ de balayage

loin des bords du scanner pour assurer une meilleure uniformité de réponse et donc acquérir une meilleure précision possible des résultats.

Contrairement au scanner, la lecture des films à l'aide du **densitomètre** est indépendante de la position, l'orientation et l'angulation. Cela découle du principe du fonctionnement de cet appareil qui est différent de celui du scanner qui a fait que la lecture ne soit affectée par les changements déjà décrits.

Mais pour l'étude des caractéristiques, le densitomètre n'a pas permis le suivi de l'évolution de la densité optique des films avec le temps après irradiation contrairement au scanner.

Pour la dépendance en énergie, la réponse des films EBT2 sur le scanner a reflété une petite dépendance moins importante que celle obtenue à l'aide du densitomètre. Cela revient à leurs équivalence eau, si ce n'est pas le cas, une sous ou sur réponse des films sous estimera les mesures à cause des interactions qui deviennent plus importante avec l'augmentation de l'énergie.

Conclusion générale

Les films Gafchromic EBT2 sont conçus spécialement pour répondre aux besoins des physiciens médicaux et tous travailleurs dans le domaine de radiothérapie.

Leur utilisation dans la dosimétrie nécessite l'établissement d'un protocole bien étudié et clair pour la manipulation, l'exposition et ensuite la détermination de la relation moyenne entre la dose au film et la réponse de ce film obtenu lors de sa numérisation sur le lecteur choisi.

Dans notre étude, nous avons utilisé deux lecteurs différents, le scanner et le densitomètre. Si la numérisation des films est réalisée à l'aide du scanner, l'utilisateur doit suivre un protocole bien défini, positionnement du film au centre de la vitre du dispositif, orientation paysage, choix d'une petite région d'intérêt, cela permet de s'affranchir de toute influence sur la réponse du film et delà l'obtention de résultats plus précis.

Contrairement au scanner, la numérisation à l'aide du densitomètre ne tient pas compte de la structure des films EBT2, c'est pour cette raison, le changement de l'orientation n'affecte pas la mesure.

Pour l'étude des propriétés, les résultats obtenus à partir des mesures sur le scanner sont meilleurs par rapport à celles obtenus à l'aide des mesures du densitomètre.

Le choix du lecteur présente une grande importance pour permettre une meilleure précision de mesure, alors une haute résolution spatiale du lecteur est recommandée à côté de celle du détecteur, les films EBT2.

D'après les résultats obtenus, le scanner EPSON est plus adapté pour la lecture des films EBT2 parce qu'il tient compte de leur caractéristiques par rapport au densitomètre.

L'utilisation d'un scanner ou d'un densitomètre muni d'une source de lumière rouge permettra d'obtenir de meilleure mesure, ainsi une caractérisation et calibration meilleure des films EBT2.

Bibliographie

- [1] TG 55, Repport of AAPM radiation therapy committee Task Group.
- [2] GAFCHROMIC EBT2 self –developing film for radiotherapy dosimetry October 2010, Revision 3, (ISP).
- [3] Thèse doctorat, Jean-Noél Badel , contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation Monté Carlo de l'image de dose portale transmise. Rappels de physique médicale pour la radiothérapie chapitre 1.
- [4] Dosimétrie de photons de haute énergie, mémoire master réalisé par Aissani Marwa et Yanouni Imane , novembre 2011.
- [5] Paramètres dosimétriques caractérisant les faisceaux de Photons (partie 1), S.KHOUDRI Physicien Médical Centre Anti Cancer de Blida, Cours physique Master en physique Médicale Mars 2009, Université saad dahleb de Blida.
- [6] Influence de la taille du dosimètre sur la détermination des facteurs dosimétriques pour les faisceaux de photons de petites tailles, mémoire master, Ryma Loueleh juin 2012.
- [7] External Photon Beams : Physical Aspects) chapitre 6, authored by E.B. Podgorsak of the IAEA textbook (ISBN 92-0-107304-6): Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students ,Slide set prepared in 2006 (updated Aug2007) by E.B. Podgorsak ,McGill University, Montreal .
- [8] Manuel Acrylic slab phantom .
- [9] Eclips Algorithme Reference Gyide , Varian medical systems.
- [10] Adobe Photoshop, <http://fr.wikipedia.org/wiki/Adobe-Photoshop>
- [11] Le scanner, [http://fr.wikipedia.org/wiki/Scanner- \(informatique\)](http://fr.wikipedia.org/wiki/Scanner-(informatique)).
- [12] Détails techniques pour EPSON 1680, professionnel. <http://fr.wikipedia.org/wiki/Scanner> .
- [13] Densitomètre à transmission www. Google. Com / patents /EP
- [14] Densiteec.pdf Mesures sensitométrie, densitométrie, cours E.FAYS.
- [15] J.guillermoz, C.Robert, C.Paillard, M.Peapegaey, B.Ecale, F.Chambon. Méthodes spectrométriques d'analyses et de caractérisations spectrophométrie U-V visible, Ed Ecole nationale des mines de Saint-Etienne (2002).
- [16] Spectroscopie ultraviolet –visible <http://fr.wikipedia.org/wiki/Spectroscopie-ultraviolet-visible> .
- [17] Electron microprobe analysis : Merging of discoveries in physics, chemistry and microscopy.
- [18] GAFCHROMIC EBT2 self –developing film for radiotherapy dosimetry (Revision 1).

- [19] Spectrophotométrie, <http://fr.wikipedia.org/wiki/Spectrophotom%25C3%25A9trie>.
- [20] Evaluation des algorithmes de calcul de dose pour les faisceaux d'électrons utilisés en radiothérapie. Comparaison aux mesures par films radio chromiques. Thèse doctorat Jad El BAROUKY, 2011
- [21] Performance dosimétrique et capacité matricielle du détecteur à fibre scintillante pour les contrôles de qualité en radiochirurgie stéréotaxique, mémoire JEAN-CHRISTOPHE GAGNON 2011
- [22] Principe, caractérisation et utilisation des films GAFCHROMIC EBT3 (Olivier Henry, Caroline Lafond).
- [23] Color Graphics Scanner User's Guide, bureau – Gafchromic.
- [24] Garcia Robin, validation dosimétrique des conditions cliniques des radiothérapies thoraciques, Septembre 2009.
- [25] N. V. Klassen, L. van der Zwan, and J. Cygler, "GafChromic MD-55: Investigated as a precision dosimeter," Med. Phys. 24, 1924-1934(1997).
- [26] GAFCHROMIC EBT2 self-developing film for radiotherapy dosimetry , August 2007.
- [27] AAPM page 2102, Américan Association of Physicists in Medecine https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_63.pdf.
- [28] Using GAFCHROMIC EBT2 Dosimetry Film with the VIDAR Dosimetry Advantage (Red) Digitizer.
- [29] IRSN, rapport final, mesure de la dose absorbée dans les faisceaux de photons de très petites dimensions utilisées en radiothérapie stéréotaxique.

