

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université SAAD DAHLEB – BLIDA
FACULTE DES SCIENCES
DEPARTEMENT DE PHYSIQUE



Mémoire

Présenté par :

BOUAICHA Ahlem

Pour l'obtention du diplôme de **MASTER**

En : **PHYSIQUE**

Spécialité : **Physique médicale**

Option : **Radiothérapie**

Sujet :

**Evaluation dosimétrique d'un algorithme de calcul de
dose en condition d'hétérogénéités**

MA-530-26-1

Defendue publiquement le : 24/12/012, devant le jury composé de :

M. Khelifi Rachid	Maitre de conférence, USDB	Président
M. Toutaoui Abdelkader	Maitre de recherche, CRNA	Encadreur de Mémoire
M. Hocini Brahim	Maitre Assistant A, USDB	Examineur
Mme. Maachou Aicha	Attachée de recherche, CRNA	Examinatrice

REMERCEMENT

*On tient tout d'abord à remercier vivement le **DIEU**, de nous avoir donné la force pour suivre ainsi que l'audace pour dépasser toutes les difficultés, grâce à son aide que nous avons réalisées ce modeste travail.*

*Je présente ma premier remerciements à mon promoteur Monsieur **TOUTAOUI .A** Maitre de recherche, CRNA pour ma avoir permis de réaliser ce travail de recherche, pour tout le temps qu'il nous a consacré et pour avoir assuré*

*Ainsi à Madame **MAACHOU AICHA** Attachée de recherche, CRNA pour son soutien moral inconditionnel durant ces quelque mois, ses conseils précieux et ses encouragements.*

*Je remercie madame **SISSAOUI** et son l'aide pour réaliser ce travail de recherche à CAC de l'hôpital de Blida.*

Je tenue également à remercier très chaleureusement :

*Monsieur **KHELIFI .R**, Maitre de conférence, USDB .*

*Monsieur **HOCINI . B** Maitre Assistant A, USDB.*

*Monsieur **BEN TAIBA** Professeur de physique quantique à l'USDB.*

*Monsieur **CHIKIRIEN**, Professeur de physique nucléaire à l'USDB.*

*Mes remerciements les plus sincères sont adressés à Monsieur **BEN TAIB** le doyen de la faculté des sciences.*

Je remercie encore mes enseignants de licence et master de la faculté des sciences.

REMERCEMENT

Dédicace

Je dédie ce travail :

*A mes très chers parents
BOUAICHA Ahmed et BOUHADDI Fatima
Pour leur sacrifices et leur encouragements, et qui grâce à
eux j'ai pu continuer mes études. Merci pour votre
compréhension, et votre soutien permanent. Merci d'avoir
toujours été là.*

*A mes très chers frères et sœurs.
Hanane et son mari sidi Mohamed
Fouzia et son mari Zouhir et ma nièce Doaa.*

Mes frères Haçane et Allel et Bassem .

*Merci de m'avoir encouragé et soutenu pour réaliser ce
mémoire.*

A ma grande Méré et mes tantes et mes oncles .

*A mes amis, de tout le long cycle d'étude, pour leurs
présences et
leurs encouragements[Rabia , Zoulikha , daïa , Mustafa
, Mohamed , Mohamed Imane et Djamel , Adel , Nabil . Rafic]
et Faiza de physique théorique , Souhila , Mariem, Naziaha .*

*A tous ceux qui de près ou de loin, ont contribué à la
réalisation
de ce travail et à ce qui me sont chers.*

SOMMAIR

Remerciement

Liste des figures et des tableaux

Introduction..... 10

Chapitre I : Interaction des rayonnements ionisants avec la matière et Description générale d'un accélérateur linéaire

I-1 Interaction des rayonnements ionisants avec la matière.....12

I-1 Interactions photons matière..... 12

I-1-1 La diffusion cohérente : diffusion Thomson-Rayleigh.....12

I-1-2 La diffusion incohérente : effet Compton..... 13

I-1-3 L'effet photoélectrique..... 14

I-1-4 Matérialisation : création de paire 15

I-1-5 Importance relative des différents effets..... 15

I-2 Description générale d'un accélérateur linéaire..... 16

I-2-1 Les principales composantes d'un accélérateur linéaire 16

I-2-2 Description de la tête d'un accélérateur..... 17

I-2-3 La mise en forme du faisceau clinique 18

I-2-4 Courbes de distribution de doses.....20

Chapitre II : Calcul de dose et planning de traitement en radiothérapie...23

II-1 Principe de calcul de dose en radiothérapie.....23

II-2 Processus de planification de traitement en radiothérapie.....23

II-3 Calculs de dose pour planification de traitement24

II-4 Les différentes méthodes de calcul de doses pour les faisceaux de photons.....25

II-4-1 Algorithmes basés sur la correction des données de base.....25

II-4-2 Méthodes globales basées sur la séparation des rayonnements primaires et diffusés... 25

II-4-3 Méthodes basées sur les phénomènes physiques fondamentaux.....27

II-5 Implémentation clinique des algorithmes de calcul de dose dans un service de radio physique médicale.....30

SOMMAIR

II-5-1 Algorithme de séparation primaire-diffusé « Clarkson ».....	30
II-5-2 Algorithme de superposition convolution.....	30
II-6 Evaluation de la qualité d'un algorithme de calcul de dose.....	31
II-7 Incertitudes, Déviations, Tolérances et erreurs.....	32
II-8 Méthodes de vérification et de comparaison dosimétrique.....	41
Chapitre III : Matériels et méthodes.....	42
III-1 – Matériel.....	42
III-1-1 Accélérateur linéaire.....	42
III-1-2 Scanners dédiés à la radiothérapie.....	43
III-1-3 Système planification de traitement.....	44
III-1-4- Les fantômes.....	48
III-1-5- Les détecteurs	51
III-1-5- 1. La Chambre d'Ionisation (CI).....	51
III-1-5-2- Les dosimètres thermoluminescents.....	51
III-1-5-3 les films Gafchromic EBT2.....	52
III-2 –Méthodologie.....	54
III-2-1-Calibration d unité de traitement (mesure de débit de dose de référence)	54
III-2-2-Calibration et lecture des films Gafchromics EBT2.....	55
III-2-3-Calibration et lecture des TLD100	58
III-2-4- Acquisition des coups scan du fantôme	61
III-2-5-Transfert des coups CT vers le TPS	62
III-2-6-Planification et calcul des UM	62
III-2-7-Irradiation	63
III-2-7-1 Irradiation des TLD.....	64
III-2-7-2 Irradiation des films EBT2.....	64
Chapitre : IV les résultats et discussion.....	66

SOMMAIR

IV-1 Caractérisation des dosimètres.....	66
IV-1-1 Caractérisation des films Gafchromics.....	66
IV-1-2 Caractérisation des TLD.....	68
IV-2 Détermination du nombre d'UM.....	69
IV-3 Lecture de la TLD 100	70
IV-3-1 Mesure de la dose à l'aide de la TLD100.....	70
IV-4 Mesure des films Gafchromic EBT2	71
IV-4-1 Lecture avec le Densitomètre	71
IV-4-1-1 Courbe de calibration.....	71
IV-4-1-2 Détermination de la dose.....	72
IV-4 -2 Lecture sur Scanner.....	73
IV-4-2-1 Choix du canal	73
IV-4-2-2 Choix de l'orientation	74
IV-4-2-3 Choix de la taille de la région d'intérêt	74
IV -5 Calibration en termes de densité optique DO.....	77
IV - 6 Comparaison de la dose entre les trois lectures pour les deux types de détecteurs (densitomètre et scanner).....	78
IV-7 Interprétation des résultats.....	79

Conclusion

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

LES LISTE DES FIGURE ET LES TABLEAU

Figure I-1: Lors d'une diffusion Rayleigh (ou cohérente).

Figure I- 2 : Effet Compton : diffusion d'un photon par un électron peu lié du milieu. Le photon incident cède une partie de son énergie à cet électron que l'on nomme alors électron Compton.

Figure I-3: Interaction d'un photon avec un atome par effet photoélectrique. Un électron interne est éjecté avec une énergie cinétique égale à l'énergie du photon diminuée de l'énergie de liaison.

Figure I-4 : Création d'un électron et d'un positron à proximité d'un noyau atomique par un photon incident.

Figure I-5 : Zones de prédominance des interactions en fonction de l'énergie des photons et du numéro atomique. Les lignes d'iso-probabilité d'apparition des effets sont représentées. D'après [Evans 1955].

Figure I-6 : Composants principaux d'un accélérateur linéaire.

Figure I-7 : Représentation schématique des éléments conditionnant la mise en forme du champ d'irradiation.

Figure I-8 : Schéma de la tête d'un accélérateur linéaire moderne avec collimateur multi lames (VARIAIS CLINAC 2100C).

Figure I-9 : Accélérateur linéaire électrons-photons (VARIAN CLINAC1800).

Figure I-10 : Exemple de courbe de rendement en profondeur.

Figure I-11: Profil de dose.

Figure I-12 : Profil latéral de dose et leur régions (la partie centrale >80%, la partie de pénombre entre 20% et 80%, la partie de transmission >20%).

Figure II-1 : Distribution des incertitudes pour une mesure donnée.

Figure II-2: Principe du γ -index.

Figure II-3: Différentes régions d'analyse.

Figure II-4 : Différentes régions du faisceau avec différentes tolérance pour l'évaluation.

Figure III -1 : Un accélérateur linéaire CLINAC 2100 C.

Figure III-2 : Le scanner Philips Big Bore dans CAC à l'hôpital de Blida.

Figure III-3 : Exemple de spectre d'énergie.

Figure III-4 : Profil d'intensité d'un faisceau de 18 MV.

Figure III-5 : Prise en compte de la contamination électronique en profondeur.

LES LISTE DES FIGURE ET LES TABLEAU

Figure III- 6 : Schéma du calcul en un point relatif à un mini-faisceau.

Figure III-7 : Schéma de la prise en compte du diffusé dans la direction de la profondeur et perpendiculairement à la direction du mini-faisceau.

Figure III-8 : Fantôme d'eau.

Figure III-9 : Fantôme de polystyrène équivalent à l'eau.

Figure III-10 : Fantôme de polystyrène et de matériau équivalent au poumon [EAG].

Figure III-11 : Fantôme de polystyrène et de matériau équivalent à l'os [EAG].

Figure III-12 : Fantôme PMMA au CAC de l'hôpital de Blida.

Figure III-13 : Schéma d'une chambre de type Farmer.

Figure III-14 : Le TLD100 (LiF).

Figure III-15 : La structure de film Gafchromic EBT2.

Figure III-16 : Principe de fonctionnement d'un photodensitomètre.

Figure III- 17 : Le densitomètre PTW Densix (PTW- FREIBERG).

Figure III-18 : Le scanner Epson Expression 1680 de numérisation

Figure III-19 : Dépendance en orientation.

Figure III- 20: Principe de fonctionnement d'un lecteur de TLD.

Figure III -21 : Lecteur HARSHAW 400.

Figure III-22 : Doseur AIEA.

Figure III-23 : Planification de dose pour le fantôme EAG.

Figure III-24 : Les trois configurations du fantôme.

Figure III-25 : Emplacement du fantôme par rapport à la direction du mouvement des lames.

Figure III-26 : Cassette pour films Gafchromic du fantôme EAG.

Figure III-27 : Emplacement du fantôme par rapport à la direction du mouvement des lames.

Figure IV-1: Comparaison entre les lectures sur scanner en portrait et en paysage.

Figure IV-2: Dépendance de la lecture en fonction de l'orientation du film .

Figure IV- 3 : Scanne et lecture d'une face puis d'une autre.

Figure IV-4 : Variation de l'intensité en fonction de l'emplacement sur le scanner.

LES LISTE DES FIGURE ET LES TABLEAU

Figure IV-5: Calibration des Gafchromics EBT2 scannés tous ensemble.

Figure IV-6 : Courbe d'étalonnage de la poudre TLD100.

Figure IV-7 : Courbe de calibration en termes de densité optique.

Figure IV- 8 : Courbes de calibration sur les trois canaux RVB.

Figure IV - 9 : Comparaison entre l'orientation portrait et Paysage.

Figure IV-10 : Comparaison entre deux ROI différente pour une même orientation (paysage)

Figure IV-11 : La courbe de calibration de dose en termes de DO.

Tableau II- 1 : Valeurs de tolérance.

Tableau III-1 : Les paramètres de l'acquisition des coups.

Tableau IV-1 : Calcul du nombre d'UM pour la TLD 100 et les Films EBT2.

Tableau IV-2 : Lecture des TLD 100.

Tableau IV-3 : Ecart entre la dose mesurée par la TLD et celle calculée par le TPS (2Gy).

Tableau IV-4 : Lecture des films EBT2 avec le densitomètre en utilisant la courbe de calibration.

Tableau IV-5 : Lecture à l'aide du densitomètre des films Gafchromics EBT2 pour les petites tailles de champ.

Tableau IV-6 : Détermination de la dose à l'aide de la courbe d'étalonnage en termes de densité optique.

Tableau IV-7 : Lecture des films EBT2 sur les trois canaux RVB.

Tableau IV-8 : Lecture des films pour les petites tailles de champ, pour une grande et une petite ROI.

Tableau IV -9 : Détermination de la dose en termes de PV données par le scanner.

Tableau IV-10:Détermination des écarts entre la dose mesurée et la dose calculée en termes de PV.

Tableau IV-11 : Les lectures des films EBT2 en termes de Densité Optique (DO)

Tableau IV- 12 : Lecture en termes de DO des films pour les petites tailles de champ.

Tableau IV-13 : Détermination de la dose et son écart, en termes de DO des films pour les petites tailles de champ.

LES LISTE DES FIGURE ET LES TABLEAU

Tableau IV-14 : Comparaison des résultats entre les trois lectures avec les deux détecteurs (densitomètre et scanner)

Tableau IV- 15: Ecart entre la dose mesurée et la dose calculée pour les différentes lectures

Depuis une dizaine d'années, les avancées significatives en radiothérapie externe sont fortement conditionnées à l'utilisation systématique d'outils informatiques qui permettent de « piloter » de plus en plus précisément des dispositifs médicaux de plus en plus complexes. Parmi ces outils les Systèmes de Planification des Traitements (Traitement Planning System) occupent une position clé au sein du service de radiothérapie. Ils recueillent les données anatomiques du patient, assistent le médecin dans le choix des paramètres géométriques de l'irradiation et réalisent le calcul prévisionnel de la distribution de la dose afin de s'assurer que les objectifs thérapeutiques seront respectés. Ils permettent également de calculer les quantités de rayonnement à délivrer par faisceau et par séance d'irradiation (Unités Moniteur) pour respecter la prescription médicale. Compte tenu de ce rôle déterminant, il apparaît donc essentiel que les TPS fassent l'objet d'un contrôle de performances approfondi afin de garantir la qualité et la sécurité des traitements par radiothérapie. L'objectif de ce contrôle qualité est d'une part, de vérifier la justesse des calculs de doses réalisées par les TPS et d'autre part, de connaître les limites de leur utilisation (domaines de validité).

Le commissioning est l'une des parties les plus importantes du programme global d'Assurance Qualité des systèmes de planning de traitement et du processus de planification de traitement. Le commissioning implique les tests des fonctions du système, la documentation des différentes possibilités et la vérification de Sa capacité des algorithmes de calcul de dose de reproduire des distributions de doses mesurés. Le but de ces tests est de confirmer que la chaîne logistique commençant à partir scanner CT, de la modélisation anatomique, de la planification de traitement et du calcul du temps de traitement ou des unités (MU) est fonctionnelle pour des techniques typiques de traitement et mène aux résultats désirés avec une précision suffisante. D'après le protocole de l'AIEA TRS-430, les tests des TPS pour des techniques typiques de traitement décrites dans les documents techniques constituant le protocole de commissioning [1] sont définis comme tests de mise en service cliniques. Pendant les tests de mise en service cliniques l'exécution du TPS sera vérifiée pour assurer les techniques conventionnelles et conformationnelles typiques de radiothérapie, y compris la comparaison des résultats de calcul de dose et des valeurs mesurées pour un fantôme anthropomorphe non homogène, et les contrôles de calcul des UM.

La caractérisation, la validation de l'algorithme de calcul de dose et les tests complets d'un algorithme de calcul de dose utilisé dans un TPS sont des étapes préalables à la mise en service d'un système de planning de traitement en routine clinique. L'utilisateur doit définir les possibilités de traitement qui seront utilisées, fournir des données d'entrée appropriées, effectuer l'ajustement de précision des faisceaux d'irradiation utilisés en clinique, acquérir un ensemble de données dosimétrique mesurées pour l'évaluation et l'analyse des résultats du TPS, puis finalement prendre la responsabilité de la vérification des algorithmes de calcul de dose qui seront examinés et alors employés médicalement.

Les conditions de tests doivent inclure la gamme clinique pour les champs ouverts, irréguliers et avec filtre en coin mesurés dans un fantôme homogène d'eau. Il est obligatoire que l'ajustement et la validation des faisceaux soient faits pour chaque algorithme qui sera employé médicalement dans le TPS.

L'objectif de ce travail est d'entreprendre une évaluation de l'algorithme de calcul de dose AAA pour les faisceaux de photons de 6 MV en présence d'hétérogénéités afin de voir le comportement de l'algorithme dans les situations caractérisées par l'absence de l'équilibre électronique latéral. Il est proposé d'inclure des contrôles de calcul de la dose en présence de deux hétérogénéités, pulmonaire et osseuse, à une profondeur de 10 cm dans un fantôme de polystyrène. Cette évaluation dosimétrique se fera par l'utilisation des films Gafchromics et les capsules des TLD. Le travail a été réalisé au service de radiothérapie du CAC de Blida

Le présent de mémoire est scindé en quatre chapitres. Le premier expose un aperçu général sur les processus d'interaction rayonnement-matière (rayonnement X, γ ,) et d'une brève présentation des divers accélérateurs et les composent d'un accélérateur et la production de RX dans l'accélétrice en général. Le deuxième chapitre fera l'objet d'une description des principes du calcul de dose en radiothérapie ainsi que aspect de contrôle et d'assurance qualité des aspects dosimétriques des plannings de traitement en radiothérapie. Le troisième chapitre est représente les matériels et méthode dans premier partie en parle sur les matériels qui sont utilisé dans les mesures des doses et sont caractérisations. l'accélérateur 2100C, le scanner, le TPS, les fantômes polystyrènes et les films Gafchromic EBT2, et ils sont nouvelle films utilisées pour la dosimétrie et les capsules des TLD et dans deuxième partie en parle sur méthode de notre travaille expérimental a partir de l'imagerie les fantômes et en exporté vers le TPS pour calcule les UM pour un doses données (TLD, films EBT2) ,et pour des différents taille de champ utilisées dans différents fantômes pour un énergie de RX 6MV et on fixons les UM dans l' accélérateur et commencée les mesurer des dose . Le quatrième chapitre est consacré à la présentation et à la discussion des résultats expérimentaux obtenus avec les dosimètres mis au point au CAC de l'hôpital à Blida et CRNA. A la fin des quatre chapitre une conclusion général .sur évaluation de l'algorithme AA de calcul de dose en condition de l'hétérogénéité pour petit taille de champs.

Chapitre I : Interaction des rayonnements ionisants avec la matière et Description générale d'un accélérateur linéaire

I-1 Interactions photons matière

Lorsque les photons pénètrent dans un milieu matériel, ils ont une certaine probabilité d'interagir avec les électrons atomique, les nucléons, les champs électriques entourant les particules chargées et le champ mésonique entourant les nucléons ; les différentes interactions qui peuvent avoir lieu sont l'effet photoélectrique ; diffusion élastique (cohérent) diffusion inélastique (incohérent) et la production de paire et de triplet. La probabilité de ces événements dépend uniquement de l'énergie du photon et non de sa provenance. Dans les gammes d'énergie des faisceaux de photons utilisés en radiothérapie, certaines diffusion seront négligées et l'atténuation du faisceau sera essentiellement régie par l'effet photoélectrique, l'effet *Compton* et la création de paire. Seules les interactions ayant un intérêt pour l'énergie des photons X rencontres en Médecine (20 keV a 25 MeV) sont énumérées ci-dessous :

- Diffusion cohérente (Thomson-Rayleigh),
- Effet photoélectrique,
- Effet Compton,
- Effet de création de paire

I-1-1 La diffusion cohérente : diffusion Thomson-Rayleigh

Au cours de ce processus, purement diffusif, le photon incident est absorbe par l'atome de milieu et réémis dans une direction différente, mais sans changement de longueur d'onde. Très importante pour les photons peu énergétiques, la diffusion cohérente est insignifiante dans les milieux biologiques pour les photons X. Cependant, même à des énergies autour de 100 keV ou plus, la diffusion élastique par des électrons fortement lies à l'atome peut être non négligeable.

A- Diffusion Thomson

La diffusion Thomson est la **diffusion élastique [2]** d'un photon par une particule libre chargée, en général un électron. Pratiquement, la diffusion Thomson concerne les photons de faible énergie qui sont absorbes par un électron atomique. Celui-ci est alors mis en oscillation forcée et émet un photon de même énergie que le photon incident, mais pas forcément dans la même direction.

B- Diffusion Rayleigh

La diffusion Rayleigh est un mode de diffusion des ondes électromagnétiques, par les atomes (**figure I-1**). Dans ce cas, le photon incident, ou onde électromagnétique interagit avec le nuage électronique des atomes qui se met à osciller avant d'émettre un photon de même énergie que le photon incident. Ce phénomène correspond à une diffusion aux petits angles.

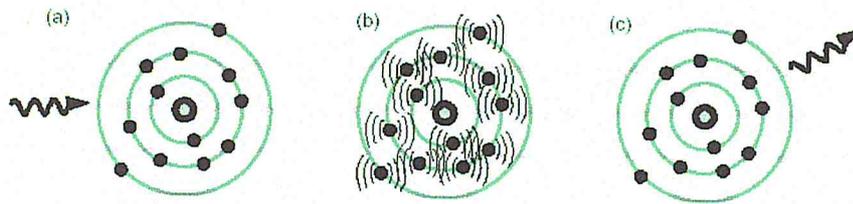


Figure I-1: Lors d'une diffusion Rayleigh (ou cohérente), un photon est absorbé par les électrons d'un atome (a). Le champ électrique va déformer le nuage électronique de l'atome (b), qui émet ensuite un photon de même énergie que le photon incident (c).

I-1-2 La diffusion incohérente : Effet Compton

Le photon incident perd une partie de son énergie pour mettre en mouvement un électron peu lié à l'atome (dans le demi-espace en aval du point d'interaction, **figure I-2**). Le photon incident est finalement dévié de sa trajectoire initiale, dans une direction de l'espace dépendant de son énergie (angle de déviation situé entre 0 et π par rapport à la direction d'incidence, et de manière symétrique).

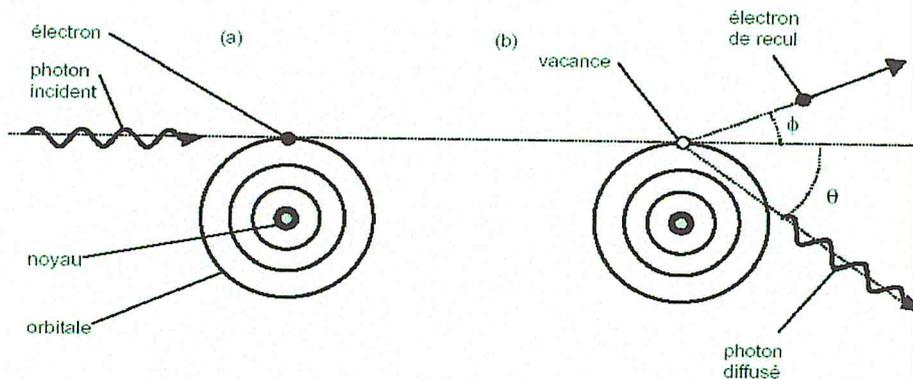


Figure I-2 : Effet Compton : diffusion d'un photon par un électron peu lié du milieu. Le photon incident cède une partie de son énergie à cet électron que l'on nomme alors électron Compton.

Les trajectoires du photon incident et du photon diffusé définissent le plan de diffusion; la trajectoire de l'électron Compton doit se situer dans ce plan pour satisfaire au principe de la conservation de l'impulsion dans la collision.

La conservation de l'énergie s'écrit [3]:

$$h\nu = h\nu' + m_0 c^2 (\gamma - 1) \tag{I-1}$$

Avec ;

$h\nu$: énergie du photon incident.

$h\nu'$: énergie du photon diffusé.

$m_0 c^2 (\gamma - 1)$: énergie cinétique de l'électron Compton.

$m_0 c^2$: énergie de masse au repos de l'électron.

$$\gamma = \frac{1}{\sqrt{1-\beta^2}} \quad \text{et} \quad \beta = \frac{v}{c}$$

Et v : vitesse de l'électron.
 c : vitesse de la lumière.

I-1-3 L'effet photoélectrique

Cet effet concerne l'interaction entre un photon X d'énergie $E = h\nu$ et un électron fortement lié à l'atome cible par l'énergie de liaison à la couche i E_i (W_i) (figure I-3). Le photon est totalement absorbé par l'atome qui expulse alors l'électron concerné. L'électron éjecté, encore appelé photoélectron, possède alors une énergie cinétique T_e telle que [3] :

$$T_e = h\nu - E_i \tag{I-3}$$

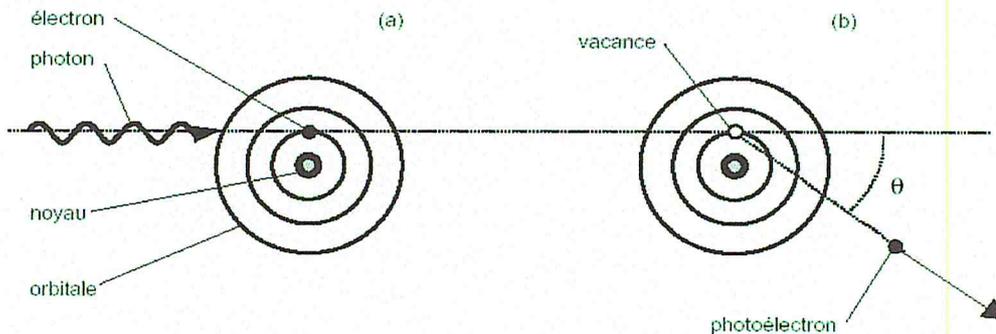


Figure I-3 : Interaction d'un photon avec un atome par effet photoélectrique. Un électron interne est éjecté avec une énergie cinétique égale à l'énergie du photon diminuée de l'énergie de liaison.

En toute rigueur, l'énergie $h\nu$ se partage entre l'électron et l'atome ionisé suivant le rapport inverse des masses. Cependant, l'atome étant beaucoup plus lourd que l'électron, son énergie peut être négligée.

L'effet photoélectrique ne peut pas se produire avec un électron libre car, dans ce cas, le principe de conservation de l'impulsion ne serait pas satisfait.

Pour des rayonnements gamma, de quelques centaines de keV ou plus, le photoélectron emporte sous forme cinétique la plus grande partie de l'énergie du photon incident.

L'effet photoélectrique est prédominant à basse énergie (< 100 keV) et sa probabilité d'apparition augmente avec le numéro atomique de la cible (à peu près proportionnellement aZ^5). Après un effet photoélectrique, l'atome est ionisé en couche profonde ; un électron des couches externes va alors venir combler la vacance de la couche interne. Cette transition est radiative pour la plupart des éléments : on parle de fluorescence. Un processus de réorganisation non radiatif coexiste : ce sont les cascades Auger.

I-1-4 Matérialisation : Création de paire

Lorsqu'un photon passe dans un champ électrique (noyau par exemple), il peut disparaître en donnant naissance à un électron et un positron qui se partagent son énergie (figure I-4). C'est le phénomène de matérialisation ou création de paire. Cet événement ne peut se réaliser que pour des photons d'énergie supérieure ou égale à deux fois la masse au repos de l'électron (ou positron), soit $2 m_0 c^2 = 2 \times 511 \text{ keV} = 1,022 \text{ MeV}$ [3].

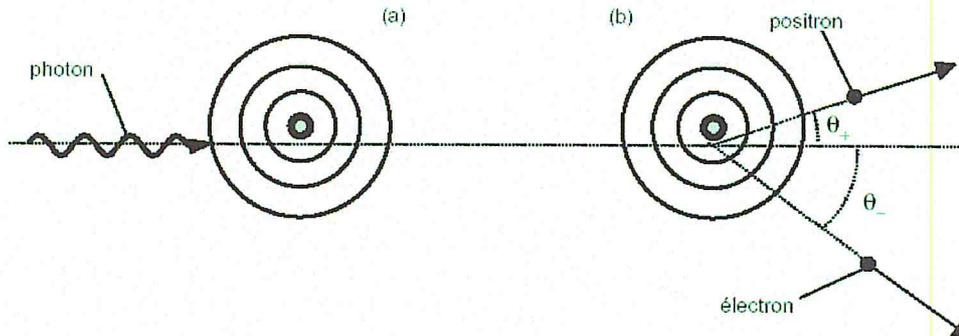


Figure I -4 : Création d'un électron et d'un positron à proximité d'un noyau atomique par un photon incident.

Soit $h\nu$ l'énergie du photon. La conservation de l'énergie s'écrit [2]:

$$h\nu = 2m_0 c^2 + E_{e^-} + E_{e^+} \quad (\text{I -4})$$

Où ;

$m_0 c^2 = 511 \text{ keV}$, équivalent énergétique de la masse de l'électron et du positon.

E_{e^-} : énergie cinétique de l'électron.

E_{e^+} : énergie cinétique du positron.

La matérialisation ne peut se produire dans le vide parce que les principes de conservation de l'énergie et de l'impulsion ne seraient pas alors simultanément satisfaits. Elle devient possible au voisinage d'un noyau qui, lors du processus, récupère de l'impulsion et, en quantité complètement négligeable, de l'énergie.

I-1-5 Importance relative des différents effets

L'importance relative des trois types d'interactions affectant l'énergie du photon incident dans la gamme d'énergie comprise entre 10 keV et 10 MeV est représentée sur la figure (I-5)

-Le long de la courbe $\sigma = \tau$, l'effet photoélectrique et l'effet Compton sont également probables; tandis que le long de la courbe $\sigma = \kappa$, l'effet Compton et la production de paire ont la même probabilité.

L'effet photoélectrique est dominant à basse énergie. Dans les matériaux lourds, il cesse de l'être à partir de 500 keV [2].

-A haute énergie, c'est l'effet de production de paire qui est prédominant : il commence à le devenir partir de 5 MeV dans les matériaux de Z élevé.
 -Entre les deux, se situe un domaine où c'est l'effet Compton qui domine. Pour les milieux de faible Z (carbone, air, eau, tissus humains), ce domaine est extrêmement large (de $h\nu = 20$ keV à $h\nu = 30$ MeV).

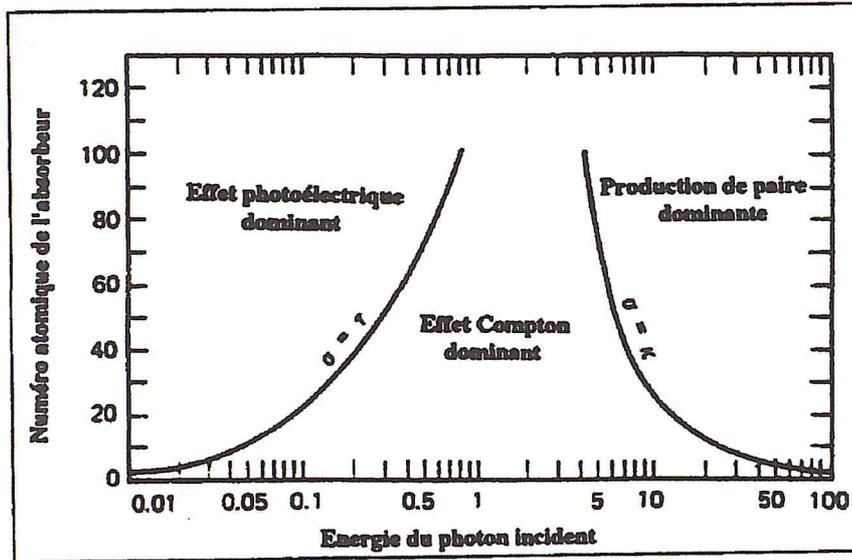


Figure I-5 : Zones de prédominance des interactions en fonction de l'énergie des photons et du numéro atomique. Les lignes d'iso-probabilité d'apparition des effets sont représentées. D'après [Evans 1955].

I-2 Description générale d'un accélérateur linéaire

Les accélérateurs linéaires médicaux sont l'un des plus importants équipements dans un service de radiothérapie moderne. La figure I-6 représente un accélérateur avec ces principales composantes. Un accélérateur est basé sur le principe d'accélération des électrons jusqu'à des énergies de quelques dizaines de MeV. Ces électrons sont soit utilisés directement ou bien orientés pour bombarder une cible, créant ainsi des rayonnements de freinage de haute énergie (Rayons X). Ces électrons sont obtenus par effet thermoélectronique à l'aide d'un filament chauffé à une température suffisante dans une enceinte où règne un vide poussé. Les électrons émis quittent le filament et sont accélérés sous l'effet d'un champ électrique intense, obtenu à l'aide d'une différence de potentiel de quelques centaines de kilos Volts.

I-2 -1 Les principales composantes d'un accélérateur linéaire

Les principales composantes d'un accélérateur linéaire sont (figure I-6) :

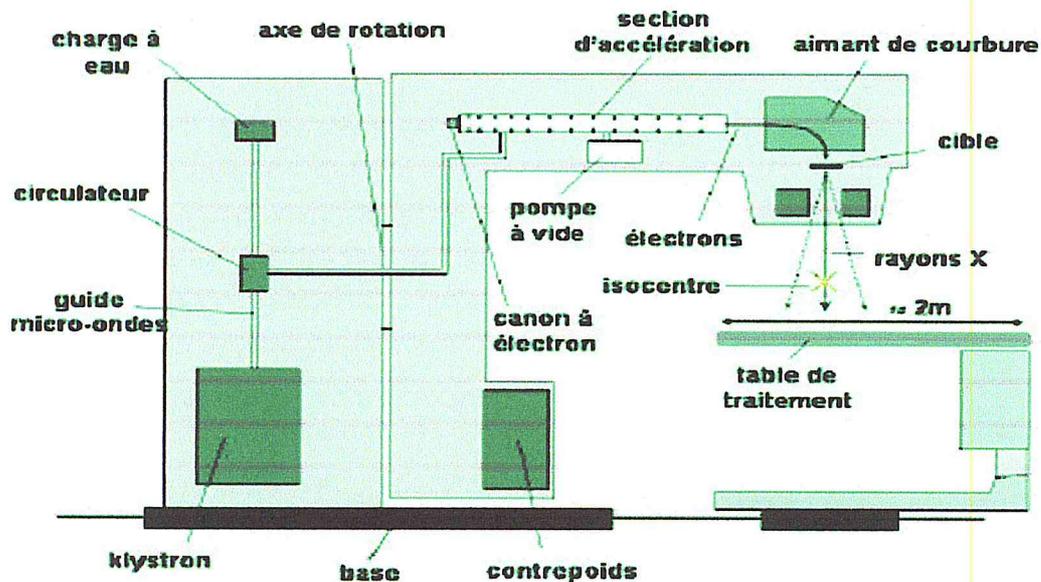


Figure I-6 : Composants principaux d'un accélérateur linéaire.

- 1) **Klystron** : Amplificateur de micro-ondes (-3000 MHz). En général utilisé dans les appareils de haute énergie (> 12 MeV). Il est plus stable.
- 2) **Magnétron**: Générateur de micro-ondes (-3000 MHz). Il est principalement utilisé pour les accélérateurs qui produisent des rayons X.
- 3) **Injecteur d'électrons (électron gun)** : Un filament chauffant émet des électrons. Il est situé à l'entrée du guide d'onde accélérateur. Les électrons sont regroupés en paquet et sont ensuite accélérés par le guide d'ondes. L'entrée des électrons doit être synchronisée avec l'entrée des micro-ondes dans le guide d'onde.
- 4) **Guide d'onde accélératrice (Accelerating wave guide)** : Cylindres juxtaposés en cuivre à différentes dimensions dans la première section non relativiste et de dimension constante dans la seconde section relativiste. Les dimensions de chaque cylindre sont accordées comme un instrument de musique pour entrer en résonance avec les micro-ondes. Les électrons provenant de l'injecteur passent au centre du guide d'onde, sont portés par les ondes et sont ainsi accélérés. L'énergie des électrons à la sortie est déterminée par la longueur du guide d'onde. Plus le guide d'onde est court, plus l'énergie est petite.
- 5) **Aimants de détournement (Bending magnet)** : Ces aimants servent à diriger les électrons vers la cible (Target).
- 6) **Tête de l'accélérateur (Gantry)** : La tête inclut la cible, les chambres d'ionisation, le filtre égalisateur (photon), les diffuseurs (électron), les collimateurs primaires et secondaires,...

I-2-2 Description de la tête d'un accélérateur

Le détail de la tête d'irradiation d'un accélérateur linéaire est représenté dans la figure I-7:

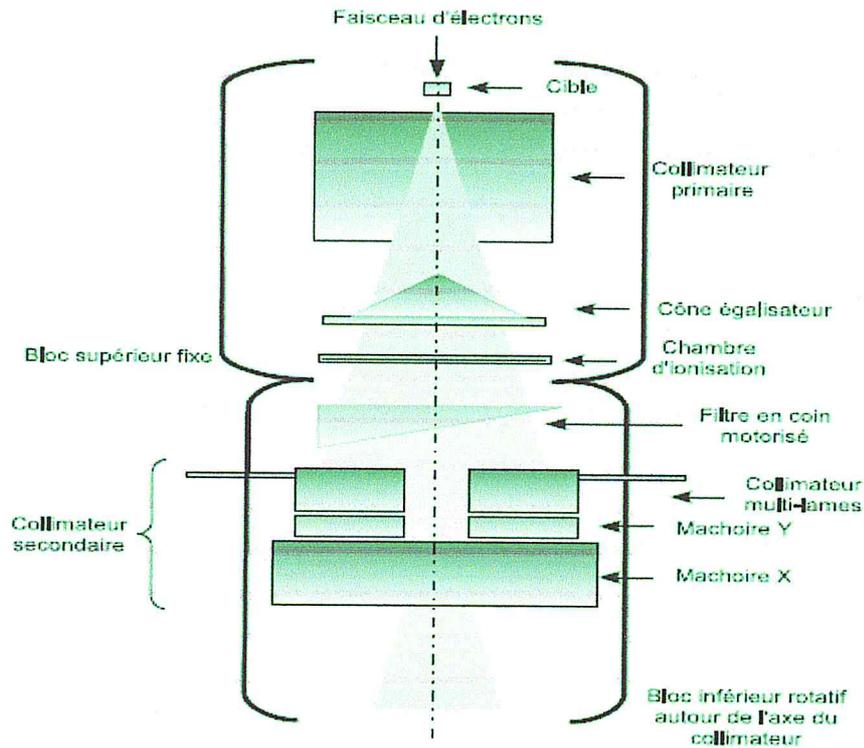


Figure I-7 : Représentation schématique des éléments conditionnant la mise en forme du champ d'irradiation.

- 1- **Cible (Target)** : Endroit où il y a production des rayons X. Les électrons arrivent sur la cible et produisent des rayons X par radiation de freinage. Cette cible est constituée d'un matériau à Z élevée (ex.: Tungstène), de 2 mm d'épaisseur environ. Lorsque l'on traite en électrons la cible est enlevée.
- 2- **Filtre égalisateur (Flattening filter)**: Filtre (aluminium) situé sous le collimateur primaire qui permet d'égaliser le faisceau sur la grandeur du champ.
- 3- **Diffuseur**: Feuille mince de métal (plomb) qui diffuse les électrons. Ceci remplace la cible lorsque l'on veut traiter avec des électrons plutôt qu'avec des photons (Rayons X).
- 4- **Collimateur** : Accessoire de la tête qui détermine la taille de champ, Il peut être fixe (primaire) ou mobile (mâchoires X et Y). Il existe des collimateurs multi lames. Ces collimateurs sont formés de plusieurs lames qui permettent d'obtenir des champs complexes autres que rectangulaires.
- 5- **Compensateur**: Accessoire qui permet de moduler l'intensité du faisceau selon l'épaisseur du patient dans la surface du champ. Cet accessoire peut être un filtre en coin ou un compensateur personnalisé pour un patient.
- 6- **Cache**: Accessoire de plomb ou de cerrobond qui sert à protéger le patient dans une partie du champ- L'épaisseur des caches est déterminé afin que la transmission

maximale soit 3.1% (5 couches de demi -atténuation) du faisceau primaire. Les caches peuvent être remplacés par les lames du collimateur multi lames.

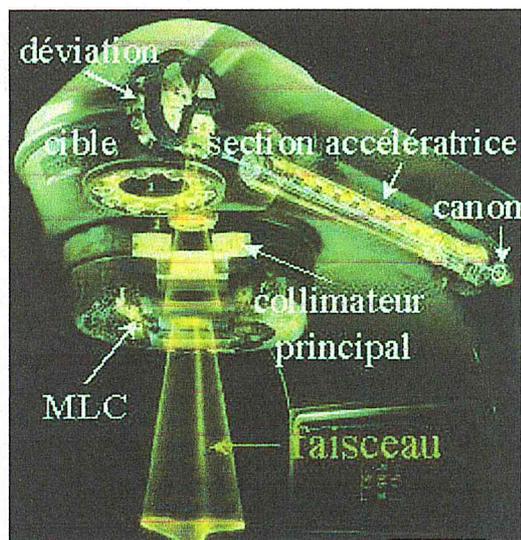


Figure I-8 : Schéma de la tête d'un accélérateur linéaire moderne avec collimateur multi lames (VARIAN CLINAC 2100C).

- 7- **Isocentre** : L'appareil de traitement tourne autour d'un axe. L'axe central du faisceau et l'axe de rotation de l'appareil se croisent en un point que l'on appelle isocentre. La précision de l'isocentre d'un appareil de traitement doit être de 2 mm de diamètre (isocentre mécanique et radiatif). En principe, le volume à traiter est centré à l'isocentre lors d'un traitement.
- 8- **Champ**: Le champ de traitement correspond à la grandeur du faisceau de radiation qui traverse le Patient. Sa grandeur est spécifiée à l'isocentre de l'appareil. La taille du champ varie entre 0 et 40 x 40 cm² en général.

I-2-3 La mise en forme du faisceau clinique

I-2-3-1 Le bras isocentrique :

La stratégie de la radiothérapie externe consiste à multiplier les portes d'entrée des faisceaux concourant au malade, ce qui revient à avoir des incidences dans toutes les directions de l'espace convergeant vers le patient. Toutefois, pour des raisons de confort du patient ainsi que pour garder le corps dans la position de l'imagerie ayant servi à préparer le traitement, il est important de traiter le patient en position couchée. En conséquence, pour pouvoir réaliser toutes les incidences, le faisceau est dirigé sur le patient depuis un bras mécanique qui tourne autour d'un axe horizontal et qui vise en permanence un point fixe dans la salle appelé isocentre, De cette manière, quand la table a été positionnée de manière à amener le centre de

la tumeur à l'isocentre, tous les faisceaux convergent vers la cible quelle que soit l'angle du bras et de la table (qui elle aussi tourne autour de l'isocentre) [4].

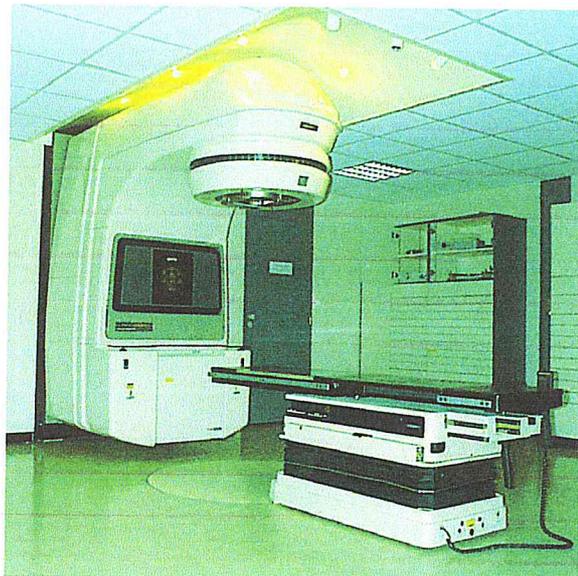


Figure I-9: Accélérateur linéaire électrons-photons (VARIAN CLINAC 2100C).

I-1-3-2 L'adaptation du faisceau : les différents accessoires

Le faisceau initial produit par la machine doit être « travaillé » pour pouvoir être utilisé cliniquement. Il doit notamment [4];

- être homogène (en énergie et en fluence) sur une surface importante au niveau du patient (typiquement 40x40cm).
- avoir une pénombre optimisée par rapport au type de rayonnement
- être colmatée au niveau du patient de façon à se conformer à la forme du volume à irradier et protéger ainsi les tissus sains.

D'autre part, pour pouvoir s'adapter à des configurations particulières du traitement (ex : forme de la surface d'entrée) et pour optimiser la forme des isodoses en profondeur, on doit également pouvoir disposer d'accessoires interposés dans le faisceau qui optimiseront la fluence ou le dépôt d'énergie des particules.

I-2-4 Courbes de distribution de doses

I-2-4-1 Le rendement en profondeur

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

courbe de rendement en profondeur : PDD(z) (figure I-10).

Le rendement en profondeur (PDD) correspond à la variation de la dose absorbée le long de l'axe du faisceau en fonction de la profondeur du point de mesure, pour différentes tailles de champ [5].

La distance source-surface du fantôme est constante et la distance source détecteur varie avec la profondeur du point de mesure ; ces courbes sont normalisées au point du maximum de dose.

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

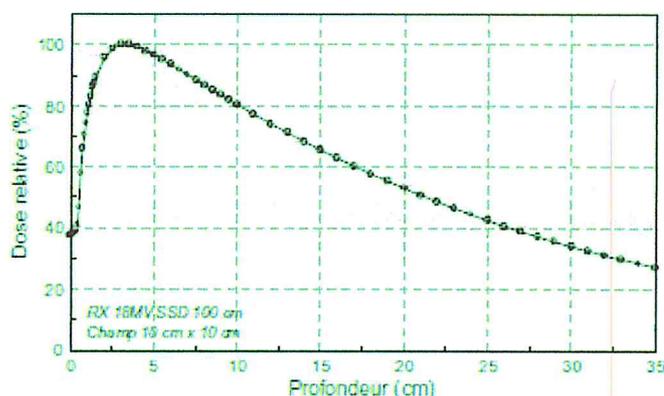


Figure I-10 : Exemple de courbe de rendement en profondeur.

I-2-4-2 Le profil de dose

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

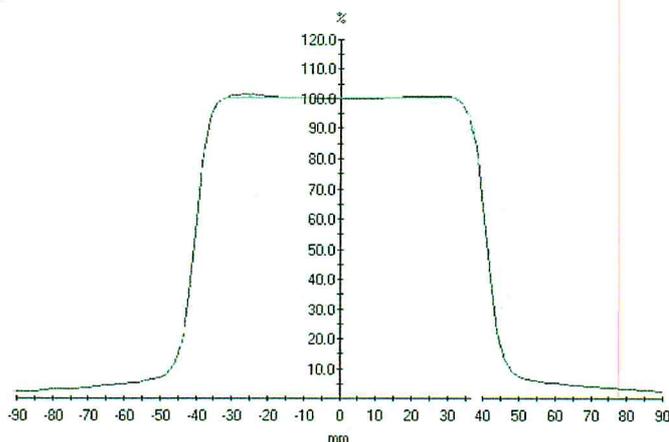


Figure I-11 : Profil de dose.

On peut définir à partir de la courbe de profil de dose : la pénombre, la taille du champ, les corrections hors axe central et la profondeur de mesure. [5]

I-2-4-3 La pénombre géométrique

Physiquement, la pénombre est la région en bordure de champ où la dose change rapidement en fonction de la distance de l'axe centrale. Géométriquement, la pénombre est la différence entre le faisceau tracé à partir du centre de la source et le faisceau tracé à partir des extrémités de la source. La pénombre géométrique est mesurable sur la courbe de profil de dose.

La pénombre physique inclut de plus les diffusions dans les collimateurs et leur contribution aux extrémités du champ d'irradiation (figure I-12). [5]

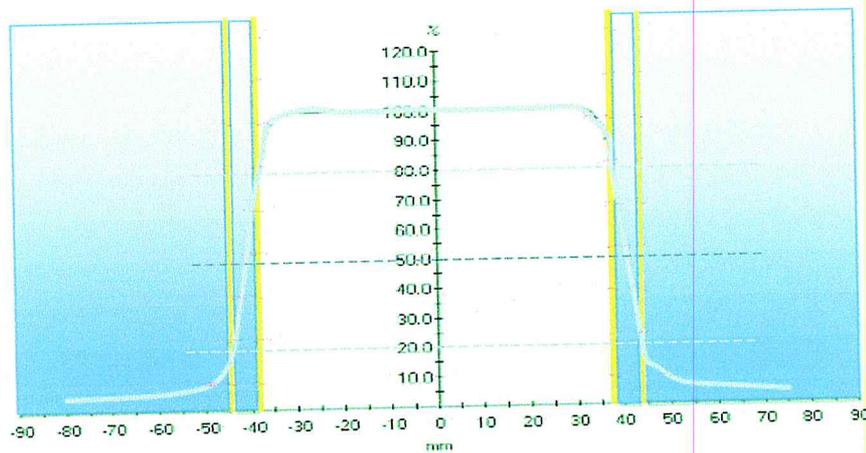


Figure I -12 : Profil latéral de dose et leur régions (la partie centrale >80%, la partie de pénombre entre 20% et 80%, la partie de transmission >20%).

Chapitre II : Calcul de dose et planning de traitement en radiothérapie

II-1 Principe de calcul de dose en radiothérapie

Au début de l'utilisation des rayonnements ionisants en radiothérapie, 'la dose' a été employée dans un sens pharmacologique caractérisant la quantité de rayonnement donnée plutôt que son impact physique sur l'objet irradié. Aujourd'hui, la dose absorbée est strictement définie comme l'énergie moyenne communiquée (par le rayonnement ionisant) par unité de masse [6], c'est-à-dire la dose est découplée du rayonnement utilisé pour la délivrer. Donc, la dose absorbée est la grandeur physique fondamentale d'intérêt pour la radiothérapie.

Quand les faisceaux de photons de hautes énergies ont été introduits cliniquement dans les années 1950, le seul choix disponible pour les médecins était de développer des méthodes empiriques. Ces méthodes limitaient souvent les traitements aux géométries d'irradiation qui pouvaient être calculées avec une certaine confiance. Avant l'accès aux images tomographie informatisée (CT Scanner), la représentation de l'anatomie du patient était basée sur des contours simples, c'est-à-dire la précision du calcul de dose a été limitée en grande partie par le manque d'information appropriée sur le patient. Pendant le début des années 1970 les mini-ordinateurs ont fourni assez de puissance de calcul pour permettre le développement de scanners CT et des systèmes de planification de traitement informatisés à des prix accessibles aux fournisseurs de soins. Cette disponibilité a augmenté le raffinement des méthodes de calcul de dose empiriques afin d'incorporer la prise en considération des tissus hétérogènes [7]. Plus récemment, les nouvelles modalités d'imagerie médicale comme l'image par résonance magnétique (IRM) et l'imagerie isotopique (tomographie par émission de photon simple et la tomographie par émission de positron) ont augmenté de façon importante la possibilité de localisation et de délimitation des tumeurs et des organes sains voisins. La précision de plus en plus grande, ainsi obtenue, dans la définition du volume cible, nécessite la disponibilité de modèles de calcul de doses performant afin de permettre l'augmentation de la dose cible et épargner des tissus sains [8].

II-2 Processus de planification de traitement en radiothérapie

Le processus clinique de radiothérapie est complexe et implique des étapes multiples, comme indiqué dans la figure II-1. Le processus commence par le diagnostic, suivi par une décision sur s'il faut traiter avec les rayonnements. Ce qui conduit au choix de la technique et du protocole de traitement qui est alors suivie par le positionnement spécifique du patient ou la procédure d'immobilisation. Cette étape est très importante, puisque toutes les informations nécessaires à la planification du traitement doivent être obtenues avec le patient dans la position de traitement appropriée, de telle façon que la balistique du traitement peut être facilement reproduite pendant toutes les séances de traitement. Des erreurs ou de grandes incertitudes durant cette étape affecteront le processus de traitement entier. La région hachurée de la figure II-1 montre les étapes du processus de radiothérapie qui touche spécifiquement à la planification de traitement. Cela inclut l'obtention des informations

anatomiques, qui dans sa forme la plus simple peut être un contour externe obtenu par des moyens mécaniques simples, ou dans une forme plus sophistiquée utiliseront des données produites par des procédures d'imagerie médicale comme CT ou IRM. De temps en temps, des informations obtenues par de procédures de médecine nucléaires (SPECT, PET) peuvent aussi être utilisées pour faciliter la détermination de volumes cibles.

Une fois que le contour externe approprié ou des données d'image ont été obtenu, le radiothérapeute déterminera les volumes cibles et les organes à risque. Lorsque il n'y a aucune inhomogénéité de tissu, les données de contours obtenues avec n'importe quelle procédure d'imagerie peuvent être utilisées directement pour le calcul de dose, assumant que les contours tirés ne contiennent aucune altération et que la densité de tissu est égale à celle de l'eau. Dans certains cas dans lesquels seulement des contours externes ont été déterminés, des contours internes peuvent être tirés de films ou d'autres sources d'image et la densité spécifique peut être assignée en se basant sur des données publiées. Avec cette information, la meilleure configuration du faisceau sera déterminée pour couvrir le volume cible en juste proportion en réduisant au minimum la dose aux tissus critiques normaux. Cela inclura un choix de directions du faisceau et un choix de collimation (des blocs divergents, des mâchoires asymétriques et MLCS).

II-3 Calculs de dose pour planification de traitement

Les modèles de calcul de dose doivent servir, dans l'environnement d'un système de planification de traitement, fournir des résultats rapides et précis pour tous les types appropriés de traitement. Les demandes en calculs de dose sont donc largement dépendantes du contexte. Les aspects importants dans la conception de systèmes de planification de traitement ne sont pas seulement l'exactitude des résultats, mais aussi la logistique des données objets, des dispositions d'interface utilisateur, etc.

La plupart des systèmes de planification de traitement sont très semblables dans les modules de logiciel qui permettent aux images digitales, des contours, des faisceaux et des sources de traitement et des distributions de dose d'être visualisés. N'importe quelles différences de logiciel sont dues principalement à la mise en œuvre, l'ergonomie et à la simplification du processus de planification de traitement. L'algorithme de dose, d'autre part, est la partie centrale le plus critique et complexe de logiciel dans un système de planification informatisé. L'algorithme de dose soutient beaucoup de décisions cliniques prises sur la base des distributions de dose et des histogrammes de volume de dose. Dans cette section nous fournissons une vue d'ensemble de la physique d'algorithmes de calcul de dose et quelques considérations de mise en œuvre.

L'objectif d'un algorithme de calcul de dose est de prévoir, avec autant de précision que possible, la dose livrée à n'importe quel point dans le patient. En raison de la complexité d'interactions des rayonnements avec les tissus humains et en raison du besoin pratique du calcul rapide, de tels algorithmes de calcul de dose ont des limitations inhérentes en raison des approximations employées dans les modèles physiques. Le résultat est que ces algorithmes fournissent des calculs raisonnablement précis sur une gamme limitée de conditions généralement employées, mais peuvent avoir des incertitudes substantielles dans d'autres conditions. D'habitude les algorithmes plus complexes ont des incertitudes moindres

comparées aux algorithmes plus simples bien que ça se traduit des temps de calcul plus longs.

II-4 Les différentes méthodes de calcul de doses pour les faisceaux de photons.

L'approche classique pour des calculs de dose dans une géométrie hétérogène est de corriger la dose acquise pour une géométrie semblable mais homogène. Des méthodes plus récentes calculent la dose directement par l'inclusion d'effets d'hétérogénéités directement dans les modèles. La situation pour la modélisation des effets de diffusion par un volume donné du milieu irradié est similaire ; certaines méthodes estiment les variations du diffusé tandis que d'autres modèles plus récents font des calculs basés sur le transport de particules ou d'énergie directement. Malgré l'utilisation de modèles de simulation dans des systèmes de planification de traitement modernes, des approches simples sont toujours nécessaires et seront très probablement toujours utilisées pour le calcul des distributions de dose en radiothérapie.

Historiquement, deux approches ont été suivies pour l'élaboration des modèles de calcul de dose. On distinguera les méthodes basées sur les modèles qui regroupent les méthodes basées sur la physique des interactions des rayonnements, les méthodes stochastiques (Monte Carlo) et les méthodes analytiques et les méthodes empiriques basées sur les corrections d'hétérogénéité et de contours . Dans les méthodes basées sur les corrections, le point de départ est toujours la distribution de dose pour un équivalent eau, avec des corrections secondaires introduites pour prendre en considération la densité des tissus. Dans les méthodes basées sur les modèles, il y a une dépendance beaucoup plus grande de la physique fondamentale de diffusion et la distribution de dose dans l'eau n'est plus une chose préalable.

II-4-1 Algorithmes basés sur la correction des données de base

Ces algorithmes utilisent les données mesurées avec un fantôme d'eau. Ils utilisent les mesures expérimentales de distributions de dose telle que le rendement en profondeur et les profils de dose pour différentes tailles de champ. Les algorithmes basés sur cette méthode ont pratiquement disparu et de nouveaux algorithmes basés sur la méthode de séparation primaire-diffusé ou la méthode de superposition convolution sont apparus et sont commercialisés.

II-4-2 Méthodes globales basées sur la séparation des rayonnements primaires et diffusés

Cette méthode a été longtemps utilisée dans les TPS, en particulier au cours des années 90. Cette méthode a été d'abord développée par Clarkson (1941), [9]. Puis par Cunningham (1972), [10]. Cunningham a introduit le rapport diffusé-air (scatter air ratio, SAR) pour décrire la variation de la dose diffusée dans l'axe du faisceau à la profondeur Z avec un champ carré de côté « s ». Cette méthode consiste à calculer séparément la dose primaire et la dose diffusée. La technique est basée sur le découpage des champs en secteurs circulaires.

La dose en un point est la somme de la contribution de la composante primaire (P) et de la composante diffusé (S).

II-4-2-1 Calcul de la composante de dose primaire

La dose primaire présente la première interaction des photons dans le fantôme. Elle est donnée par l'équation suivante :

$$P = D_A \times \text{TAR}(z, 0) \times F \quad (\text{II-1})$$

Avec D_A la dose mesurée dans l'air ; $\text{TAR}(z, 0)$ le rapport tissu-air (Tissue Air Ratio, TAR) défini sur l'axe du faisceau d'irradiation à la profondeur z , extrapolée pour une taille de champ nulle. F est un facteur qui traduit la variation de la dose dans le champ. Il prend en compte la pénombre, conséquence du fait que, d'une part, la source n'est pas ponctuelle, d'autre part, le collimateur n'arrête pas la totalité des photons en provenance de la source.

II-4-2-2 Calcul de la composante de dose diffusée

La dose diffusée est la dose déposée par des photons ayant interagi plus d'une fois dans le milieu. Le champ d'irradiation est décomposé en secteurs circulaires de centre défini avec un angle $\Delta\theta_i$ et de rayons r_i . La contribution du diffusé pour un point est la somme de diffusé pour tous les secteurs n . Le rapport diffusé-air est donné par :

$$\text{SAR}(z, s') = \Delta\theta/2\pi \sum_i^n \text{SAR}(z, r_i) \quad (\text{II-2})$$

Avec

$\text{SAR}(z, s')$: le rapport diffusé - air à la profondeur z pour une taille de champs s' .

$\text{SAR}(z, r_i)$: le rapport diffusé - air à la profondeur z pour un champ circulaire de rayon r_i .

n : le nombre total de secteurs.

Alors, la dose diffusée est :

$$S = D_A \times \text{SAR}(z, s') \quad (\text{II-3})$$

II-4-2-3 Calcul de la dose totale

La dose totale est définie comme la somme de la dose primaire et de la dose diffusée. Elle est donnée par l'équation suivante :

$$D(x,y,z) = P(x,y,z) + S(x,y,z) = D_A \times [\text{TAR}(z,0) \times F + \text{SAR}(z,s')] \quad (\text{II-4})$$

II-4-3 Méthodes basées sur les phénomènes physiques fondamentaux

Ces algorithmes calculent le dépôt de dose à partir des phénomènes physiques fondamentaux correspondant aux interactions des particules. Ils prennent en compte les données anatomiques du patient tel que la géométrie et les densités électroniques. Ils peuvent être divisés en 2 catégories :

- Les méthodes basées sur la superposition de Kernel
- Les méthodes de Monte Carlo.

II-4-3-1 Méthodes basées sur la superposition - convolution de kernels Principe et définition

Les méthodes de convolution basées sur le Pencil Beam ont été proposées au début des années 1980. Ces algorithmes basés sur la méthode de Monte Carlo, [11]. La dose calculée par ce modèle est obtenue en deux phases successives : d'abord est calculé le TERMA et ensuite les kernels. Le lien entre ces deux phases est effectué au moyen d'une convolution. Cette méthode prend en compte la dose déposée par toutes les interactions de photon. Le TERMA présente l'énergie transférée par tous les photons primaires dans une unité de masse. Le Kernel (point spread functions) est la fraction d'énergie par unité de volume déposée par les particules secondaires « photons et électrons ». Le Kernel peut être appelé aussi le noyau de dépôt d'énergie. Le Kernel décrit la distribution de l'énergie déposée dans un milieu infini autour d'un site d'interaction primaire appelé le « point Kernel ». Il existe deux types de Kernel :

- Point Kernel
- Pencil Beam Kernel.

Nous allons détailler dans la partie suivante le principe de chaque modèle.

A). Modèle du point Kernel

Dans ce modèle le TERMA est réalisé en traçant le parcours radiologique des particules le long d'une ligne traversant une série de voxels « ray tracing ». Puis, est superposé au TERMA

la réponse pour chaque Kernel. La dose $D(p)$ en un point P caractérisé par (x, y, z) est obtenue par la superposition de tous les kernels aux points $q (x', y', z')$ de volume dv et du TERMA correspondant au point q .

$$\text{Dose}(p) = \iiint T(q) \times K(x - x', y - y', z - z') dVq \quad (\text{II-5})$$

Où $T(q)$ est le TERMA donné par l'équation suivante :

$$\text{TERMA} = \mu/\rho(x', y', z') \times \Psi(x', y', z') \quad (\text{II-6})$$

$dVq = dx dy dz$ est le voxel de volume élémentaire et K est le Kernel.

$\Psi(x', y', z')$ est la fluence énergétique au point (en $J.m^{-2}$).

$\mu/\rho(x', y', z')$ est le coefficient d'atténuation massique du milieu en $m^2.kg^{-1}$.

Le modèle de dose peut être calculé par la méthode de Monte Carlo et généralisé en tenant compte des variations spectrales du faisceau de photons. Différentes méthodes ont été envisagées pour accélérer le calcul de dose tel que la Transformée de Fourier rapide (FAST Transforme Technique, FFT) et une technique spécifique, Collapsed Cone.

1-Transformée de Fourier rapide FFT

L'algorithme FFT a été introduit par Boyer and Mok 1985 pour des kernels invariants. Cet algorithme a des limites pour calculer la dose dans un milieu hétérogène de faible densité. Cette limitation existe aussi avec Pencil Beam Kernel [12].

2-Collapsed Cone Convolution

La méthode « collapsed cone convolution » a été introduite par Ahnesjo en 1989. Le principe est d'utiliser des noyaux (kernels) exprimés en coordonnées sphériques. Ce qui permet d'avoir une direction de transport d'énergie comme un cône partant du point central.

3-Calcul de la dose en milieu hétérogène

L'application de ce modèle dans des milieux hétérogènes est basée sur le calcul du TERMA et mise à l'échelle « scaling » de tous les noyaux poly énergétiques de Kernel par la densité électronique moyenne entre le volume récepteur (r) et le volume source (s). La mise à l'échelle de densité est basé sur le théorème O'Conner 1957. La dose en milieu hétérogène est donnée par l'équation suivant [13]:

$$D(\bar{r}) = \sum_S^{\text{volume}} \bar{T}(\bar{s}) \times \frac{\rho(\bar{s})}{\rho_{\text{eau}}} \times c^2(\bar{r}, \bar{s}) \times h\rho_{\text{eau}}(c(\bar{r}, \bar{s})(\bar{r} - \bar{s})) \times V_{\bar{s}} \quad (\text{II-7})$$

Avec : $T(s)$ la contribution de TERMA ; $h\rho_{\text{eau}}(c(\bar{r}, \bar{s})(\bar{r} - \bar{s}))$ la mise à l'échelle de densité pour un Kernel poly-énergétique ; $c^2(\bar{r}, \bar{s})$ le facteur qui permet de calculer la densité moyenne le long de la ligne du site d'interaction sur le site de dépôt de dose.

$$c(\bar{r}, \bar{s}) = \frac{1}{\rho_{\text{eau}}} \int_0^1 \rho(\bar{r} + a(\bar{s} - \bar{r})) da \quad (\text{II-8})$$

Où a est compris entre 0 et 1.

B). Pencil Beam Kernel

Le Pencil Beam ou « Single Pencil Beam » a été introduit par Ahnesjo et al. en 1992. Le principe est de décomposer le faisceau initial en faisceaux élémentaires de section semi infini pour réduire le temps de calcul. Le principe est basé sur le point Kernel pré calculé le long du trajet des particules primaires. La dose est donnée par l'équation suivant :

$$\text{Dose}(p) = \iiint_{ES} \Psi_E(x', y') K_{PK}(E, x - x', y - y', z) dx' dy' dE \quad (\text{II-9})$$

Avec $\Psi_E(x', y')$ la fluence énergétique des photons primaire au point de coordonnées (x', y') à l'entrée du fantôme; K_{PK} le Pencil Kernel mono-énergétique pré calculé pour un milieu donné.

1-Calcul de la dose en milieu hétérogène

Le principe est de calculer la dose en 3D suivi par l'application d'un facteur de correction. La méthode Pencil Beam est très utilisée pour le calcul tridimensionnel de dose. Mais, cette méthode comporte des limites et est imprécise dans des conditions d'hétérogénéités : le modèle Pencil Beam ne prend en compte que les variations de densité le long de l'axe du faisceau, ne modélise pas les photons diffusés dans la direction latérale, néglige les effets de l'élargissement de la pénombre et le manque de rayonnement diffusé dans des régions telles que le médiastin situé entre les deux poumons. Dans cette région des écarts de 5% sont observés pour un traitement en photons d'énergies moyennes Cobalt 60 et 4MV. Des écarts

plus importants sont observés de l'ordre de 14% à haute énergie 18MV dans la région de déséquilibre électronique. Ces écarts sont dus aux électrons secondaires, [13].

II-4-3-2 Méthode de Monte Carlo

La méthode de Monte Carlo (MC) a été bien détaillée et commentée dans la littérature. Elle est basée sur la simulation du transport des particules depuis leur production jusqu'au dépôt de l'énergie dans le patient. La méthode MC a d'abord été utilisée pour simuler le transport des particules en physique nucléaire et à haute énergie. L'utilisation en radiothérapie est plus récente, et généralement mise en œuvre pour tester la réponse de système de planification de traitement et notamment dans les situations complexes telles que la prise en compte des hétérogénéités tissulaires. Elle est très utile pour faire des études théoriques et pour valider un

modèle de calcul dose tel que le modèle de calcul des kernels. En revanche, pour obtenir des résultats plus précis avec une incertitude acceptable, il est indispensable de simuler le transport d'un grand nombre de particules de l'ordre de 10^7 . Ce qui implique des temps de calcul relativement longs. Par exemple, une précision acceptable de l'ordre de 2 à 3% nécessite la simulation des trajectoires de plusieurs dizaines de millions de photons incidents avec un temps de calcul impressionnant qui peut atteindre plusieurs jours [14]. Actuellement, des méthodes ont été développées pour accélérer le calcul de dose et permettre à terme l'utilisation dans la routine clinique. Le principe de ces méthodes est basé sur la réduction de la variance ou sur des approximations concernant les processus physiques [15]. A l'heure actuelle, les simulations de Monte Carlo sont encore peu adaptées à la dosimétrie en routine clinique bien qu'elles permettent de modéliser un patient avec une architecture tissulaire hétérogène. Pour ces raisons qui nous semblent acceptables, nous n'avons pas eu recours à la méthode de Monte Carlo et nous nous sommes intéressés aux méthodes implantées dans certains TPS tel que la méthode de Clarkson qui est basée sur la séparation des rayonnements primaires et diffusés, et la méthode de superposition convolution.

II-5 Implémentation clinique des algorithmes de calcul de dose dans un service de radio physique médicale

II-5-1 Algorithme de séparation primaire-diffusé « Clarkson »

Dans ces méthodes les composants primaires et diffusés du rayonnement sont suivis indépendamment partout dans le volume du tissu irradié. La radiation primaire provient de la source de rayonnements et atteint la proximité d'un point d'intérêt sans qu'elle n'ait subi aucune interaction antérieure dans le patient. La composante diffusée atteint le point de destination par des itinéraires indirects le long des parcours multiples dans le patient.

En réalité, la situation est beaucoup plus complexe parce que la source primaire est généralement composée d'un spectre de particules différentes qui ne proviennent pas toutes du même point. Dans le patient, la diffusion multiple de la cascade de photons diffusés et des électrons est également complexe. Ainsi la charge informatique d'un calcul 3-D est grande et quelque compromis entre l'exactitude de dose et la vitesse de calcul est inévitable dans des algorithmes de dose utilisés en routine clinique.

Leur implémentation est aujourd'hui bien éprouvée et leurs performances bien connues. Ces méthodes ne prennent pas en considération les phénomènes de transport des électrons et la précision obtenue en situations réelles dépend des corrections apportées (Build-up, hétérogénéités, interfaces).

II-5-2 Algorithme de superposition convolution

Nous pouvons classer les algorithmes basés sur la méthode de superposition convolution de kernels, disponibles actuellement, en fonction de la prise en compte ou non les électrons secondaires.

II-5-2-1 Algorithme Pencil Beam Convolution (PBC) : cet algorithme est basé sur la méthode Pencil Beam Kernel. Il est implanté dans le TPS Eclipse fournit par la société Varian. Il utilise trois méthodes de correction pour corriger la dose dans un milieu hétérogène. Ces méthodes ne prennent pas en compte les électrons secondaires.

II-5-2-2 Algorithme Anisotropie Analytical (AAA): cet algorithme est basé sur une forme modifiée de la méthode point Kernel. Il prend en compte les électrons secondaires.

II-5-2-3 Algorithme de Collapsed Cone Convolution (CCC) : cet algorithme est basé sur le point Kernel. Ce modèle est disponible depuis 1996 avec le logiciel Pinnacle de la société ADAC. Il prend en compte les électrons secondaires.

II-6 Evaluation de la qualité d'un algorithme de calcul de dose

L'assurance qualité comprend toutes les actions projetées et systématiques nécessaires afin de garantir qu'un produit satisfait aux exigences données de qualité. Le contrôle de qualité inclut le processus de comparaison des mesures aux standards existants. Ainsi il y a plusieurs étapes dans ce processus de contrôle de qualité : (a) la définition d'une spécification; (b) la mesure performances associées à cette spécification; (c) la comparaison de la mesure avec la spécification; et (d) les actions possibles requises si la mesure tombe à l'extérieur de la spécification. A partir de l'étape (d), se dégage le besoin de définir ce qui est une déviation acceptable (une tolérance) de la norme connue. La section suivante discute des questions associées aux mesures et l'évaluation de qualité, incluant les incertitudes, les tolérances et les erreurs.

Historiquement, la plupart des programmes d'assurance qualité des systèmes de planning de traitement ont été principalement focalisés sur les données dosimétriques, en particulier la vérification du calcul de dose. La plupart des utilisateurs de systèmes de planification de traitement, réalisant l'importance des calculs de dose, ont effectué quelques essais de leurs systèmes pour vérifier l'accord entre des doses calculées et mesurées.

Au cours des dernières années une attention particulière a été accordée à l'assurance qualité des systèmes de planification de traitement par des organisations diverses nationales et internationales [16,17]. Ces rapports fournissent des recommandations pour les aspects spécifiques d'assurance qualité des systèmes de planning de traitement, comme la description

anatomique, la description du faisceau et des calculs de dose. Cependant, contrairement à la situation pour les appareils de traitement, peu de recommandations pratiques existent pour la mise en marche et assurance qualité d'un système de planning de traitement. Bien que beaucoup d'informations sont fournies dans ces rapports, il est difficile pour un utilisateur de TPS de décider quels tests sont absolument nécessaires il faut appliquer pour évaluer les performances du modèle de calcul de dose d'un système spécifique. Aussi le nombre de tests proposé selon certains de ces rapports est si contraignant, qu'il exigerait un investissement énorme en personnel de physique médicale pour exécuter les recommandations données dans ces rapports. Pour des services de radiothérapie avec un personnel de physique limité il est souvent nécessaire de choisir une approche pragmatique, faisant ainsi seulement les tests d'évaluation qu'ils considèrent d'importance directe pour l'utilisation de nouveau TPS dans leur service. En particulier en ce qui concerne les aspects 3-D des systèmes de planning de traitement, il n'y a aucune directive claire sur quels tests spécifiques doivent être exécutés avant l'utilisation clinique d'un TPS 3-D.

Dans ce chapitre, nous présentons une approche cohérente à la mise en marche de calculs de dose pour la planification de traitement. D'autres organisations et des méthodes sont bien sûr possibles, mais cette approche est flexible et adaptable à un grand choix de calcul de dose et de situations de planning de traitement.

II-7 Incertitudes, Déviations, Tolérances et erreurs

II-7-1 Incertitude

Les exigences pour la précision d'un système de planning de traitement doivent être considérées dans le contexte global de l'incertitude dans la délivrance de dose à 3D pour un patient. A cet effet, toutes les étapes dans le processus de planning et de délivrance devraient être considérées. Un critère important est l'exactitude dans la distribution de la dose absorbée requise d'un point de vue clinique/radio biologique.

Puisque aucune mesure ou procédure en radiothérapie, y compris le calcul de doses, ne peut être exécutée parfaitement, chacune à une incertitude correspondante. Cette incertitude est un paramètre qui caractérise la dispersion des valeurs qui peuvent être obtenues pour une mesure particulière quand elle est exécutée à plusieurs reprises. Pour des mesures répétées, les résultats peuvent être représentés par une distribution statistique (**figure II.1**) qui peut être représenté par des quantités statistiques spécifiques comme la moyenne, le mode, l'écart-type et la variance. L'incertitude est l'écart-type (ou son multiple). L'identification et la compréhension des incertitudes associées aux diverses étapes du processus de planification de traitement sont nécessaires pour déterminer l'incertitude résultante de la distribution de dose calculée.

L'incertitude du résultat d'une mesure particulière consiste généralement en plusieurs composantes que le Comité international poids et mesures (CIPM) groupe dans deux catégories selon la méthode utilisée pour estimer leurs valeurs numériques : les incertitudes de type A sont celles qui sont évaluées par des méthodes statistiques et les incertitudes de type B

sont celles qui sont évaluées par d'autres moyens. Tandis que dans le passé les incertitudes de type A et de type B ont été classées comme aléatoires ou systématiques, il est maintenant reconnu qu'il n'y a pas toujours de correspondance simple entre ces classifications. La littérature de radiothérapie emploie toujours fréquemment les termes d'incertitudes 'aléatoires' et 'systématiques'. En effet, cette dernière est reliée à la géométrie d'irradiation du patient, peut être déterminé par des moyens statistiques et peut être corrigé. La figure II.1(b) démontre un exemple de deux distributions d'incertitudes, dont une à une erreur systématique.

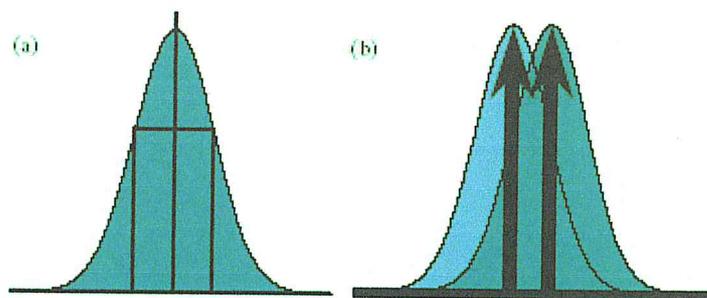


Figure II-1 : Distribution des incertitudes pour une mesure donnée.

II-7-2 Déviation

La déviation d'un résultat mesuré ou calculé est la différence entre sa valeur et la valeur attendue obtenue par une autre méthode et est considérée comme une référence. Comme discuté ci-dessous, dans le cas de calculs de dose les données de référence sont souvent obtenues de mesures ou de calculs par la méthode Monte-Carlo.

Contrairement aux mesures, qui sont soumises aux incertitudes de types A et B, les calculs sont, dans la plupart des cas sujets seulement aux incertitudes de type B; par exemple, si on évalue la dose calculée en un point alors on constatera que le calcul sera complètement reproductible, tant que les paramètres de calcul sont identiques (c'est-à-dire le même espacement de réseau, la même géométrie, le point de calcul identique, l'algorithme de calcul identique, etc.).

Cependant, quand on exécute une mesure au même emplacement dans un fantôme en des temps différents, on trouvera une distribution de résultats. Ainsi la comparaison est faite entre un calcul ayant une incertitude aléatoire nulle par rapport à une mesure qui aura une distribution statistique notable. Si le calcul dévie significativement de la moyenne des données mesurées, il est considéré comme entaché d'une erreur systématique (voir ci-dessous). Dans quelques cas, les calculs peuvent aussi être sujets aux incertitudes de type A s'ils sont basés sur une méthode statistique (c'est-à-dire des calculs par la méthode Monte Carlo) qui se sert de points de départ aléatoires pour la génération des nombres aléatoires. De plus, on peut aussi comparer quelques points de calcul (par exemple la dose en profondeur sur l'axe central) avec quelques mesures différentes aux mêmes emplacements spatiaux. Il est

alors nécessaire de combiner statistiquement les déviations individuelles pour faire une évaluation complète de la qualité du calcul.

La vérification et le processus d'assurance qualité des systèmes de planning de traitement sont souvent confrontés au problème de la façon d'exprimer les déviations entre les mesures et les calculs et de la façon de définir les critères qui doivent être satisfaits pour utiliser le système cliniquement. Différentes méthodes doivent être employées selon la quantité physique à examiner, ainsi que la région du champ de rayonnement à étudier.

Les tests de la géométrie impliquent les unités spatiales, alors que les tests dosimétriques comportent des points, des lignes, ou les comparaisons de la matrice 2D/3D. En principe, tous les tests dosimétriques sont basés sur des points de dose (d'un seul point à une grande quantité de données). Cette approche convient dans les régions de faible gradient de dose. Dans des régions de fort gradient de dose, par exemple, la pénombre, la déviation spatiale doit également être considérée, comme il en sera discuté plus tard. Un moyen qui prend en charge cette situation est le contrôle ou l'agrément du rapport dose/distance [18], qui a été par la suite développé à ce qui est appelé γ -index [18]. De cette façon, des critères d'acceptation peuvent être indiqués comme une combinaison de la déviation de dose, et de distance admises.

Les résultats des comparaisons entre les distributions de dose calculées et mesurées peuvent être normalisés à la valeur locale de dose, à la dose en un point spécifique à l'intérieur du faisceau, ou à la dose dans un champ de référence. La normalisation locale dans les régions de faibles doses peut donner des déviations de plusieurs dizaines pour cent, bien qu'elles puissent parfois être insignifiantes. Si un organe critique est présent dans la région, la normalisation à la valeur locale de dose est, cependant, appropriée. Dans le cas de la normalisation par rapport à un point spécifique, le point choisi peut être la profondeur du maximum de dose ou la profondeur de référence (la profondeur utilisée pour l'étalonnage du faisceau).

II-7-2-1 Évaluation dans des régions de faible gradient de dose

Dans les régions de faible gradient de dose il est suffisant d'évaluer la déviation de dose indépendamment des considérations spatiales. La dose absorbée, $D_m(i)$, pour un certain nombre d'unités moniteur ou un certain temps d'exposition est mesurée en utilisant un dosimètre approprié.

L'étape suivante porte sur la création d'une configuration géométrie/champ identique dans le système de planning TPS. D'une manière semblable comme celle appliquée pour la situation de mesure, la géométrie d'intérêt et la géométrie de référence doivent être définies.

II.7.2.2 Évaluation dans des régions de fort gradient de dose

L'évaluation des déviations entre les mesures et les calculs dans les régions de fort gradient de dose basés sur des différences de dose peuvent avoir comme conséquence des écarts très grands, qui sont très sensibles aux incertitudes géométriques. Ainsi une meilleure approche est de mesurer ces différences de dose comme à accord-distance (*Distance agreement*). Cette distance (déviation spatiale) est égale à la plus petite distance $r(i)$ entre un point de mesure

$r_m(i)$ et un point r_c dans le volume de calcul avec la même dose absorbée D . L'interpolation dans la matrice calculée ou mesurée de dose peut faciliter cette évaluation. En principe ceci devrait être fait en 3D, (où r , r_m et r_c sont des vecteurs tridimensionnels), mais un tel procédé peut également être appliqué à des distributions de dose à 1D où à 2D *c.-à-d.*, pour des doses en profondeur, des profils, et des lignes d'isodoses.

II-7-2-3 Évaluation combinée des déviations dosimétriques et spatiales

Une méthode simple pour combiner les déviations dosimétriques et spatiales est de les calculer toutes les deux et de choisir la plus petite valeur relativement à la valeur de tolérance recommandée.

Un concept plus complexe mais très élégant, qui combine les déviations dosimétriques et spatiales dans un schéma simple, c'est la méthode d'évaluation γ , qui a été présentée la première fois par Low et Coll, (1998), et plus tard affiné par plusieurs autres groupes. La méthode peut être considérée comme une comparaison des points dans l'espace quadridimensionnel de vecteurs de dose-position. Les deux points à comparer sont les points (r_c, D_c) et (r_m, D_m) , où r est la coordonnée de l'espace tridimensionnel et D la dose absorbée. Si les vecteurs de base du système de coordonnées sont égaux aux critères de dose, Δd , et les critères spatiaux, Δr , respectivement, alors si la longueur du vecteur normal entre ces points est inférieure ou égale à l'unité, l'accord est accompli (figure II-2).

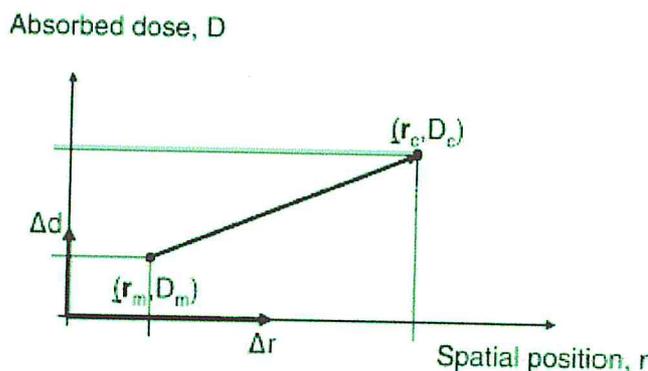


Figure II-2 : Principe du γ -index.

Pour tous les points (r_c, D_c) la différence $d(i) = D_m(i) - D_c$ entre la dose mesurée et calculée doit être déterminé, aussi bien que la distance entre les points $r(i) = r_m(i) - r_c$.

La valeur γ , est alors trouvée avec les vecteurs de base selon :

$$\gamma(i) = \min \sqrt{\left(\frac{d(i)}{\Delta d}\right)^2 + \left(\frac{r(i)}{\Delta r}\right)^2} \quad (\text{II-10})$$

Pour $\gamma < 1$ la dose mesurée au point (r_c, D_c) satisfait les critères d'acceptation. Il est préférable que l'évaluation soit exécutée en 3D où $r = (r_x, r_y, r_z)$. La méthode peut également être appliquée aux valeurs de dose suivant une ligne (*par exemple*, une courbe de dose en profondeur ou un profil de dose), et en 2D. D_m et le D_c doivent avoir la même unité, *c.-à-d.* de préférence en Gy par UM (Gy/min) normalisée aux conditions de référence. Afin d'être en accord avec les valeurs de tolérance données plus loin dans le tableau1, la différence de dose $d(i)$ et Δd devrait être normalisés à une certaine valeur de dose. La dose de normalisation devrait être la dose locale D_m dans la plupart des circonstances à moins que cette dose soit trop basse pour avoir une signification clinique. Dans un tel cas, la dose de normalisation devrait de préférence être définie à l'intérieur du champ mesuré. Dans tous les cas, il devrait être clairement précisé quelle valeur de dose a été utilisée pour la normalisation. Puisque différentes valeurs de tolérance sont fournies pour différentes régions dans le champ de rayonnements, la méthode γ devrait en principe pouvoir prendre en charge ces différents critères. Ces méthodes plus sophistiquées d'évaluation sont particulièrement utiles pour des distributions de dose à 3D où des hétérogénéités dans les organes à risque sont analysées.

II-7-2-4 Évaluation de la déviation pour un grand nombre de points

Quand le nombre de points de comparaison est grand, les concepts ci-dessus de rapporter des déviations entre les mesures et les calculs s'effondrent facilement, et une méthode qui compile ces déviations dans un nombre simple est requise. Les tests statistiques standards peuvent être une manière d'exécuter ces évaluations, par exemple le test T. D'autres méthodes ont été également présentées, par exemple l'utilisation de la quantité "*intervalle de confiance*" comme discuté par Venselaar et Welleweerd (2001) et Venselaar *et Coll*, (2001). La limite de fiabilité est basée sur la déviation (systématique) moyenne entre la mesure et le calcul pour un certain nombre de points de donnée dans une situation comparable, et l'écart type (SD) à cette moyenne des différences. La limite de fiabilité est alors définie comme la somme de la déviation moyenne plus 1,5 fois l'écart type. Le facteur 1,5 est basé sur l'expérience et était un choix utile dans la pratique clinique [19]. Les travaux cités ont appliqués ce concept à la déviation de dose, mais peut facilement être étendu à la déviation spatiale et au concept gamma.

Quand les données de dose (la courbe de dose en profondeur, les profils ou n'importe quelle ligne entre deux points, Des matrices de dose 2D et 3D) sont déterminées, il est commode de faire toutes ces mesures pour une certaine configuration du faisceau en même temps.

II-7-3 Tolérance

La tolérance est strictement définie comme l'intervalle d'acceptabilité au-delà duquel une action corrective (rectificative) est requise. Cependant, en considérant les TPS, la définition n'est pas directement appliquée et une définition plus souple est souvent utilisée.

Le choix d'une valeur de tolérance peut dépendre de l'incertitude attribuée aux données de référence. Cela doit être plus grand pour de plus grandes incertitudes et peut aussi dépendre de l'application spécifique ou du protocole considéré. Il doit être noté qu'un niveau de

tolérance défini dans le contexte de la radiothérapie pourrait dépendre de la situation clinique. Ainsi les niveaux de tolérance associés aux traitements avec de petits champs comme ceux utilisés pour la radiochirurgie stéréotaxique seront considérablement plus sévères que ceux utilisés pour des traitements conventionnels ou avec de grands champs.

II-7-4 Erreur

Dans le contexte présent, une erreur est la déviation d'une quantité donnée après une procédure incorrecte. Des erreurs peuvent être commises même si le résultat est dans la tolérance. Cependant, l'importance de l'erreur dépendra de la proximité du résultat à la tolérance, les erreurs près de la tolérance ont une importance relativement faible et les erreurs à l'extérieur de l'intervalle de tolérance ont des importances plus élevées et effectivement inacceptables. Les incertitudes de nature aléatoire provenant de sources différentes sont ajoutées généralement en quadrature. Cependant, s'il y a une erreur systématique, il faut en premier lieu l'éliminer. Toutefois, dans certaines situations l'utilisateur sait qu'une erreur systématique existe, mais ne peut pas avoir la possibilité de l'éliminer. C'est typique pour un TPS pour lequel l'algorithme de calcul de dose peut avoir une déviation reproductible de la valeur mesurée à certains points dans le faisceau (par exemple aux points dans ou près de la région de la pénombre). Ainsi, tandis qu'il est reconnu qu'il y a une différence reproductible, l'utilisateur ne peut pas être capable d'adapter cette différence sans causer de plus grands écarts ailleurs.

II-7-5 Tolérances pour le calcul de doses

II-7-5-1 Les Critères d'acceptation pour l'exactitude de calcul de dose du faisceau de photon

Après les discussions ci-dessus, le niveau d'acceptation pour la précision des calculs de dose d'un TPS devrait être autour de 2%. Cette valeur peut être employée pour des régions où la dose absorbée est plutôt homogène, *par exemple* à l'intérieur de la partie centrale d'un faisceau. Différents critères d'acceptation peuvent, cependant, être formulés selon la position dans le faisceau. Les schémas II.3 et II.4 montrent les diverses régions qui peuvent être définies dans un faisceau de photon incident sur un fantôme homogène. En principe il y a deux secteurs avec une dose homogène, bien à l'intérieur ou lointain en dehors du faisceau. Entre les régions de la pénombre et de build-up avec un fort gradient de dose.

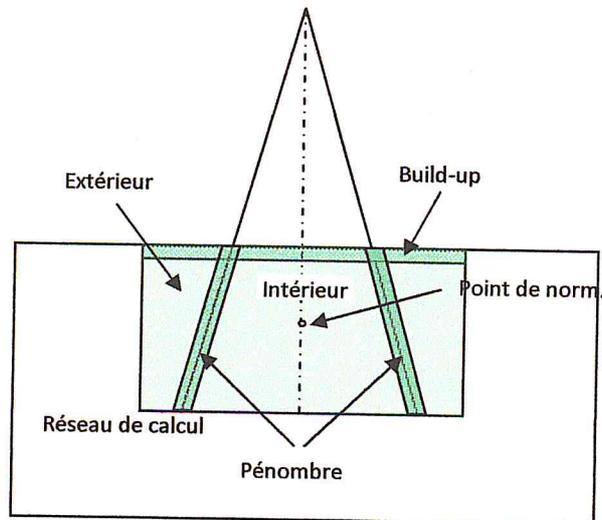


Figure II-3: Différentes régions d'analyse

Nous pouvons diviser un faisceau de photon en quatre régions selon :

1. les points le long de l'axe central du faisceau au-delà de la profondeur du maximum de dose : région de faible gradient de dose.
2. les points loin de l'axe central dans les régions de build up et de la pénombre. Cette région inclut également des points dans la proximité des interfaces : région de fort gradient de dose.
3. les points à l'intérieur du faisceau (*par exemple*, 80% intérieur du faisceau géométrique) mais loin de l'axe central : région de faible gradient de dose.
4. les points en dehors du faisceau géométrique ou au-dessous des blocs, où la dose est inférieure que 7% de la dose à l'axe centrale à la même profondeur : région de faible gradient de dose.

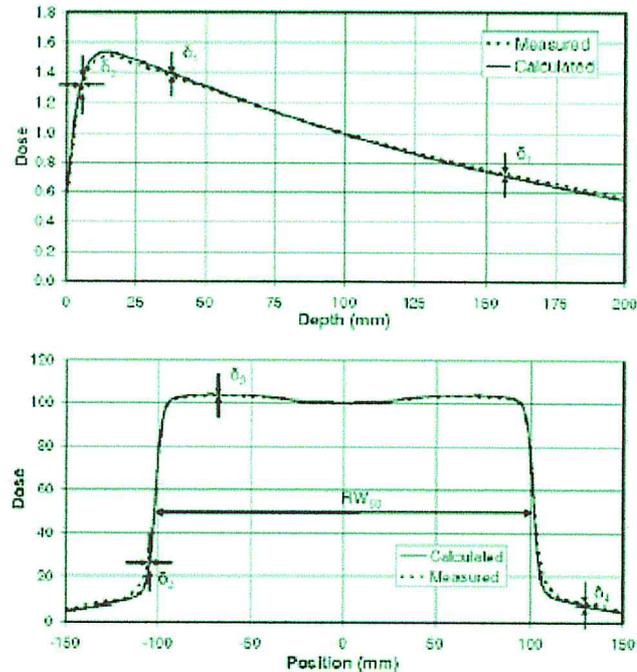


Figure II-4 : Différentes régions du faisceau avec différentes tolérances pour l'évaluation.

Les considérations de tolérance sont :

- Il y a des différences entre des mesures et des calculs.
- Ces différences dépendent de l'emplacement dans le rayon et sur la géométrie patiente.
- La précision du calcul de doses dépend de l'algorithme de calcul, de la position du point dans le faisceau et de la région du patient à traiter. A cet effet, il faut entreprendre une analyse détaillée des écarts des valeurs de doses calculées et mesurées afin d'établir les tolérances.
- Une façon utile de comparer des calculs et des mesures est d'analyser les déviations statistiquement. Bien qu'une tolérance donnée puisse être attribuée aux comparaisons de valeur de point individuelles, la décision d'acceptabilité complète n'est pas basée sur la satisfaction stricte de la tolérance à chaque point, mais plutôt sur des limites de confiance ou d'autres critères semblables; par exemple, certains points ont des déviations supérieures à une tolérance de 2 %, mais cela peut être acceptable si 95 % de points satisfont à la valeur de la tolérance de 2 %.
- N'importe quelle table générale de tolérances ou des valeurs attendues dépend de l'état de l'art des algorithmes de calcul de dose et du type de situation (des faisceaux, des patients) considéré.

Des utilisateurs différents peuvent considérer les mêmes types d'information et choisir finalement des valeurs différentes pour les tolérances. Deux exemples différents de méthodes pour la définition des critères d'acceptabilité sont illustrés dans des Tables II.1.

Les déviations entre les résultats de calculs et des mesures (c'est-à-dire des données de référence du faisceau) peuvent être exprimées comme un pourcentage de la dose localement mesurée :

Dans ce cas quelques évaluations statistiques peuvent être effectuées sur les points de calcul et les points de mesure. Venselaar et al. (2001) ont défini un ensemble des critères d'acceptabilité basée sur différentes tolérances basé sur le fait que les algorithmes de calcul de dose fournissent une meilleure précision dans certaines régions du faisceau que dans d'autres. Dans de telles régions des critères d'acceptabilité différents ont été définies précédemment. La figure II.3 donne une représentation schématique de ces régions différentes. La figure II.4 montre la comparaison des doses dans ces régions en traçant la dose en fonction de la profondeur (4 (a)) et la dose en fonction de la distance par rapport à l'axe du faisceau à une profondeur donnée (4 (b)). Un résumé de la tolérance estime pour le différent δ proposé par Venselaar et al. (2001) est donné dans le Table II-1.

	Région	Homogène, Géométrie Simple	Géométrie complexe (Filtre en coin, inhomogénéité, asymétrie, blocs)	Géométrie plus complexe
δ_1	(L'axe central) dose élevée, faible gradient de dose	2%	3%	4%
δ_2	(Build up dans l'axe central, la pénombre dans le profile) dose élevée, fort gradient de dose	2mm ou 10%	3mm ou 15%	3mm ou 15%
δ_3	(loin de l'axe central) dose élevée, faible gradient de dose	3%	3%	4%
δ_4	(hors champ) faible dose, faible gradient de dose	30% (3%)	40% (4%)	50% (5%)
RW ₅₀	Largeur radiologique	2mm ou 1%	2mm ou 1%	2mm ou 1%
δ_{50-90}	Frange du faisceau	2mm	3mm	3mm

Tableau II-1 : Valeurs de tolérance.

II-7-5-2 Intervalle de confiance

Les déviations γ , décrites ci-dessus sont relatives aux comparaisons d'un certain nombre réduit de points calculés et mesurés. Venselaar et al. considèrent les \square comme des tolérances, bien que ce ne soit pas strictement correct. Si une évaluation concerne un nombre important de points, certains de ces points peuvent excéder la tolérance, mais le résultat global peut être satisfaisant. Cela arrive, par exemple, quand les points de données de doses en profondeur ou des profils sont évalués. Pour ces cas, Venselaar et al. [19] ont introduit le concept de l'intervalle de confiance qui est défini comme suit :

$$\Delta = \overline{\text{déviation moyenne}} + 1.5 SD$$

Où SD est l'écart-type.

Ainsi les tolérances comme définies dans la Table.1 peuvent être appliquées à l'intervalle de confiance plutôt qu'aux points individuels. Un système peut ne pas satisfaire aux tolérances, soit : (a) quand la déviation moyenne de tous les points est trop grande; ou (b) quand quelques points montrent de grandes déviations et la déviation standard est trop grande. Tandis que souvent l'intervalle de confiance de 95 % est choisi (c'est-à-dire un facteur de multiplication de $1.96SD$), Venselaar et al. [19], en se basant sur leur expérience, ont choisi un facteur de $1.5SD$ pour représenter une valeur de P de 0.065. Un facteur plus grand que 1.5 va accentuer les erreurs aléatoires (type A), tandis qu'un facteur de moins de 1.5 accentuera les erreurs systématiques (type B). Dans la comparaison de sept TPS, ils ont constaté que les tolérances de 3 % pourraient être utilisées pour la plupart des géométries, à part quelques géométries plus complexes, où une valeur de 4 % était généralement acceptée. Tandis que le concept de tolérance est utile, la question de définir ces tolérances pour évaluer les TPS a quelques difficultés significatives pratiques qui doivent être reconnues. Effectuer une évaluation quantitative et une analyse statistique des performances des algorithmes de calcul de doses des TPS est une tâche très délicate.

II-8 Méthodes de vérification et de comparaison dosimétrique

Les tests de vérification de calcul de dose comparent des distributions de dose calculées et mesurées. La méthode standard de comparaison pour des distributions 2D de dose consiste à comparer des doses mesurées et calculées dans la forme de profils, des doses en profondeur, ou des distributions isodose.

Pour les comparaisons quantitatives de distributions de dose entières à 3D, des techniques plus sophistiquées, sont aussi nécessaires pour exécuter l'analyse.

Il y a différentes approches dans la conception et l'organisation des expériences et des contrôles de vérification de calcul à utiliser pour le processus d'évaluation d'un algorithme de calcul de dose donné ou le paramétrage d'un faisceau de rayonnement. Nous allons décrire l'approche recommandée par l'AAPM et l'ESTRO.

Chaque sorte de test de calcul doit être clairement identifiée comme étant un contrôle des données d'entrée, une vérification de l'algorithme, ou un contrôle de vérification de calcul de doses. Dans certaines situations, un ou plusieurs tests peuvent être employés pour satisfaire des besoins multiples. Par exemple, c'est possible pour un test particulier d'être analysé de deux points de vue différents : si vraiment l'algorithme fonctionne correctement; et si vraiment le résultat est cliniquement acceptable.

Pour chaque test le physicien doit savoir comment le processus de calcul de dose fonctionne. Ceci est important pour savoir de si l'accord entre les données mesurées et calculées est le mieux que l'on peut attendre; peut être amélioré; ou indique l'existence d'un problème. Cette détermination dépend de la connaissance de la physique de l'algorithme et de sa mise en œuvre, la connaissance du paramétrage et l'utilisation du modèle, et de la connaissance de la précision des données par rapport auxquelles les calculs sont comparés.

Chapitre III : Matériels et méthodes

III-1 Matériel

III-1-1 Accélérateur linéaire

L'accélérateur utilisé dans le présent travail est du type Varian CLINAC 2100 C (figure I-1). Les accélérateurs VARIAN se caractérisent par une technologie à klystron utilisable jusqu'à une énergie de 25 MV, une section à onde stationnaire, un canon à électrons de type triode, une commutation d'énergie par « energy switch », une déviation achromatique du faisceau [20].

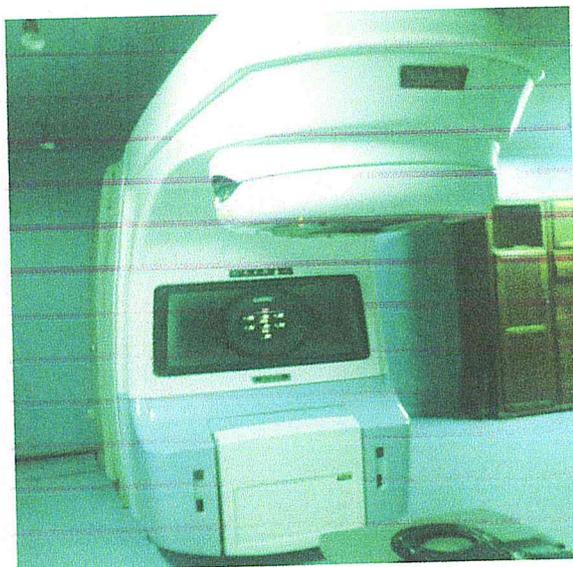


Figure III-1 : Un accélérateur linéaire CLINAC 2100 C.

Le CLINAC 2100 C est un appareil isocentrique avec une distance source axe de 100 cm. Cet accélérateur fournit deux énergies en régime photon 6 et 18 MV. En régime électron, l'accélérateur Clinac 2100C produit cinq faisceaux d'électrons d'énergies 4, 6, 9, 12, et 15. Cet accélérateur peut opérer avec un débit de dose maximal de 600 UM/mn. Il possède un collimateur multi-lames de 80 lames, avec une largeur de lame de 10 mm, et peut produire des champs de traitement, en régime photon, allant de 0 à 40x40 cm² [20]. Des accessoires peuvent être interposés dans les faisceaux pour rendre la distribution de dose plus homogène dans les tissus (filtres, compensateurs). Des systèmes de collimation sur mesure permettent de donner au faisceau une forme complexe en se conformant aux contours du volume à traiter. (Caches focalisés, collimateur multilames). Des procédés de vérification (imagerie portale) assurent la conformité des champs traités par rapport aux champs prévus et simulés.

III-1-2 Scanners dédiés à la radiothérapie

Le scanner dédié à la radiothérapie permet d'une part l'acquisition volumique des contours externes, des structures anatomiques et des volumes cibles des patients et d'autre part la construction des images de référence (DRR). Ces données seront ensuite utilisées pour la simulation virtuelle de traitements de radiothérapie, le calcul des distributions de dose et le positionnement du patient sous l'appareil de traitement [20].

Le service de radiothérapie du CAC Blida dispose d'un scanner multi-coupes de type Philips Brilliance CT Big Bore Oncologie (figure III-2) [21]. Il dispose :

- D'une ouverture de tunnel 85 cm qui permet de numériser les patients avec des dispositifs d'immobilisation
- D'un champ d'exploration de 60cm. C'est le champ de scan de vision réel (SFOV) qui inclut toute la surface la peau du patient - sans aucun compromis lors de l'utilisation de l'analyse pour les calculs de dose de rayonnement
- De 16 coupes par rotation avec une couverture 2.4cm pour chaque coupe.
- Un système de gating respiratoire appelé Bellow, fourni avec le scanner.
- Une grande table qui simule la table d'unité de traitement en radiothérapie
- Les lasers mobiles simulent les lasers d'unité de traitement



Figure III-2 : Le scanner Philips Big Bore dans CAC à l'hôpital de Blida.

Le mode d'acquisition des images est spiralé (hélicoïdal). L'acquisition des données se fait de façon continue au cours du déplacement de la table avec le patient, les images sont obtenues dans un second temps par reconstruction mathématique.

Le scanner est un examen non seulement très utile pour le repérage de la cible mais surtout indispensable pour la radiothérapie car c'est lui qui permet d'obtenir l'information nécessaire pour simuler le dépôt d'énergie des rayonnements dans le patient. En effet, l'atténuation des faisceaux de rayons X est mesurée par un coefficient d'atténuation linéique (μ). L'image de la coupe d'un objet est reconstituée à partir d'un grand nombre de mesures d'atténuation suivant diverses incidences. Un calculateur détermine la valeur de m pour chaque volume élémentaire de l'image (voxel). En fait, on n'attribue pas une valeur de μ à chaque voxel mais plutôt un

nombre de Hounsfield (H), qui a une traduction en valeur de gris et dont l'expression mathématique est : (équation)

$$H = 1000 \times \frac{\mu - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} \quad (III-1)$$

Où μ_{eau} est le coefficient d'atténuation linéique de l'eau. La valeur de μ et donc de celle de H dépendent de l'énergie des photons émis par le tube du scanner. Par conséquent, la relation qui lie la densité électronique avec les nombres d' Hounsfield dépend du scanner et doit être mesurée. Cette relation, qui se traduit sous forme d'une courbe expérimentale est très importante car les systèmes de calcul de la distribution ont besoin de la densité électronique de chaque voxel pour calculer avec précision la dose délivrée.

III-1-3 Système planification de traitement

Les planifications dosimétriques du service de radiothérapie du CAC Blida sont réalisées à l'aide des équipements de marque Varian compatibles avec l'utilisation des accélérateurs de même marque. Le logiciel Eclipse réalise les calculs dosimétriques à l'aide de l'algorithme AAA (Anisotropic Analytical Algorithm) (Varian Medical System, Palo Alto, CA, USA)[22]. Il est aussi possible d'utiliser, dans ce système, un algorithme de génération antérieure Pencil Beam convolution (PBC) mais les avancées techniques de la radiothérapie requièrent actuellement l'utilisation de calculs prenant en compte des phénomènes critiques tels que la segmentation dynamique ou le calcul en milieux hétérogènes.

Le modèle inclus dans l'algorithme consiste à modéliser le faisceau primaire provenant de l'accélérateur suivant une modélisation multi-sources.

- 1) La source primaire est une source ponctuelle située sur le plan de la cible. Elle modélise les photons de freinage qui n'interagissent pas avec la tête de l'accélérateur. Le spectre de photons de cette source primaire a été constitué à l'aide d'une simulation Monte Carlo avec le code EGSnrc/BEAMnrc, intégrant l'ensemble des matériaux de la cible. Le durcissement du faisceau par le cône égalisateur est modélisé en atténuant graduellement le spectre initial.
- 2) Une source extra-focale représentée par une fluence gaussienne située en dessous du cône égalisateur. Cette source prend en compte les photons qui ont interagit avec le cône égalisateur, le collimateur primaire et les mâchoires principales.
- 3) La contamination par les électrons issus de la tête de l'accélérateur. Cette source virtuelle est aussi utilisée pour prendre en compte les photons créés par les interactions des électrons. Cette source est modélisée par une courbe de rendement en profondeur indépendante.
- 4) une source supplémentaire est dédiée à la présence du filtre en coin fixe. Elle est modélisée sous la forme d'un double Gaussien pour prendre en compte le rayonnement incident et le rayonnement rétro diffusé.

- Modélisation de la source primaire

Le faisceau est modélisé en utilisant des paramètres physiques afin de favoriser des calculs dans des conditions différentes de celles des mesures de base. Le logiciel détermine les kernels à l'aide d'un spectre en énergie, illustré figure III-3, déterminé par simulation Monte

Carlo. Le choix de ce spectre d'énergies, disponible dans la base de données du constructeur est prépondérant.

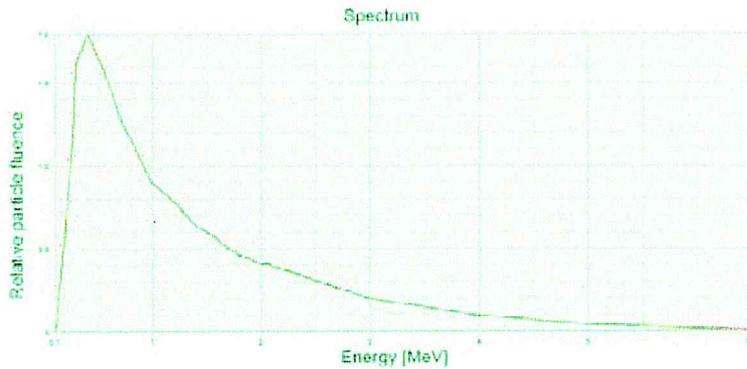


Figure III-3 : Exemple de spectre d'énergie.

L'énergie étant gérée sur la section du faisceau, la prise en compte de l'influence du cône égalisateur sur la fluence en énergie est obtenue avec un profil d'intensité (figure III-4).

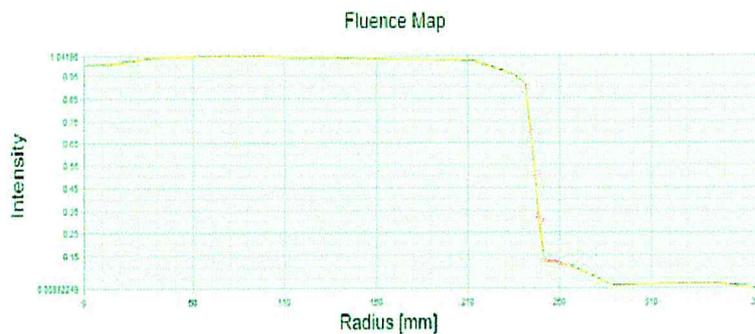


Figure III-4 : Profil d'intensité d'un faisceau de 18 MV.

La contamination électronique est modélisée par une courbe qui décrit la dose relative due à la contamination électronique en fonction de la profondeur (cf. figure III-5). Cette courbe est obtenue à l'aide d'un kernel paramétrisé par une somme de deux Gaussiennes, dont l'une a un sigma effectif très petit permettant de bien modéliser les électrons créés dans l'air. La prise en compte de la contamination électronique est importante dans la zone de mise en équilibre électronique

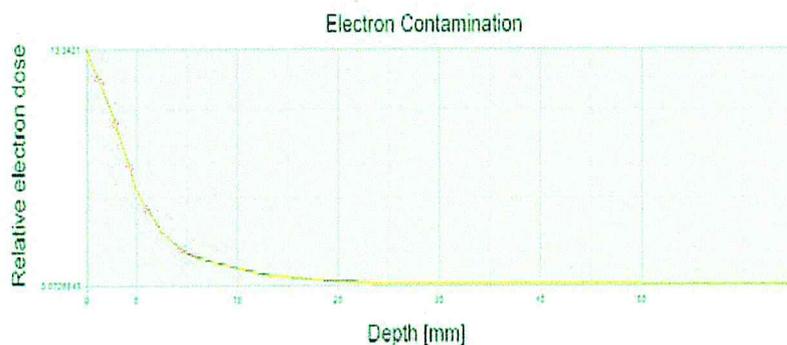


Figure III-5 : Prise en compte de la contamination électronique en profondeur

- Modélisation du rayonnement diffusé dans le milieu irradié

Les paramètres ayant donné une description du faisceau avant le patient, ce modèle décrit la manière dont la dose est déposée à l'intérieur du patient. La totalité du faisceau qui entre dans le volume du patient est divisé en mini-faisceaux de taille uniforme (cf. figure III-6). Chaque mini-faisceau est modélisé en utilisant plusieurs kernels mono-énergétiques. Ces kernels décrivent la manière avec laquelle la dose est déposée dans le patient, et ce pour différentes qualités de faisceaux. Un kernel polyénergétique est alors construit comme somme pondérée des kernels monoénergétiques. Durant la phase de calcul en 3D, ces kernels sont également pondérés en fonction des densités réelles des tissus déterminées par les images CT.

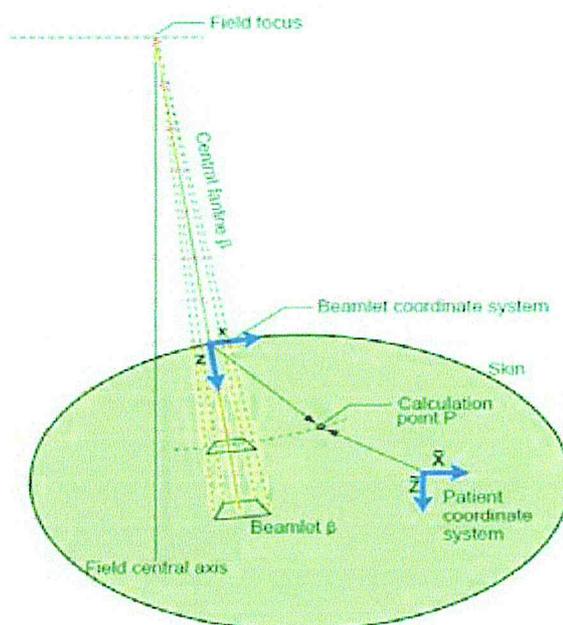


Figure III- 6 : Schéma du calcul en un point relatif à un mini-faisceau.

Un faisceau clinique est divisé en mini-faisceaux de taille fixe. La section du mini-faisceau correspond à la résolution de la grille de calcul. Le calcul de la dose est basé sur la convolution des sections de mini-faisceaux en séparément des photons primaires, les photons inclus dans la source secondaire et les électrons de contamination. La dose est convoluée en utilisant les paramètres définis pour chaque mini-faisceau.

Toutes les fonctions dépendantes de la profondeur utilisée dans les convolutions des mini-faisceaux sont calculées le long de l'axe central du mini-faisceau. La dispersion latérale de dose due aux photons et aux électrons est définie sur la perpendiculaire sphérique sur l'axe central du mini-faisceau (figure III-7).

Le modèle AAA part du principe que la dose résultant de la diffusion des photons et des électrons peut être calculée séparément sur deux directions latérale et en profondeur. Le calcul du rayonnement diffusé dans un voxel ainsi est réalisé par une superposition des contributions du diffusé dans la direction de la profondeur et des contributions du diffusé provenant des voxels environnants situés dans le plan perpendiculaire à la direction du mini-faisceau.

Le plan de calcul latéral a la forme d'un cercle dont le centre est situé au centre du faisceau.

L'utilisation de coordonnées sphériques permet de mieux modéliser les pencil beam dans le faisceau.

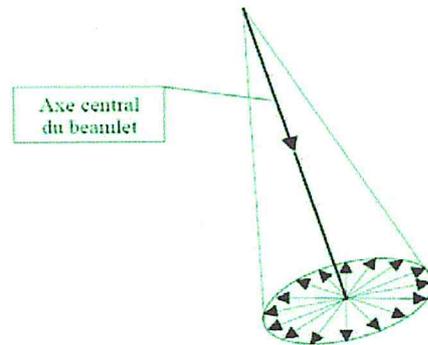


Figure III-7 : Schéma de la prise en compte du diffusé dans la direction de la profondeur et perpendiculairement à la direction du mini-faisceau.

Pour effectuer les calculs dans les trois dimensions, le volume du patient est divisé suivant une matrice de voxels de la dimension transverse de la grille de calcul. La géométrie du voxel est divergente afin d'aligner les coordonnées sur les axes des mini-faisceaux. Chaque voxel est associé à sa densité électronique moyenne calculée sur les images tomodensitométriques du patient lié à la relation densité électronique – unités Hounsfield.

La distribution tridimensionnelle de la dose est calculée à partir de convolutions séparées de la source primaire, de la source secondaire et de la contamination électronique. La convolution est réalisée pour tous les mini-faisceaux inclus dans le faisceau qui traverse le volume du patient. La distribution de dose finale est obtenue par simple superposition de la contribution de chaque mini-faisceau.

- Calcul de la dose dans des faisceaux de photons

La distribution d'énergie $E_{ph. \beta}$, due aux photons et résultant d'un mini-faisceau β dans un milieu homogène suffisamment grand est calculée comme suit :

$$E_{ph,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \Phi_{\beta} \times I_{\beta}(z, \rho) \times \iint_{(u,v) \in \beta} K_{\beta}(u-x, v-y) du dv \quad (III-2)$$

Dans cette convolution, la fluence Φ_{β} est supposée uniforme sur la surface d'intersection définie par le mini-faisceau β . La fonction, $I_{\beta}(z, \rho)$ déterminant l'intégrale de surface de l'énergie déposée à une profondeur z , est une fonction poly-énergétique construite par superposition de fonctions de densité de dépôt d'énergie mono-énergétiques pré-calculées. Elle tient compte des hétérogénéités des tissus en utilisant le concept de la profondeur radiologique z' :

$$I_{\beta}(Z, \rho) = I_{\beta}(Z, \rho') \times (\rho_{X,Y,Z}) / \rho_{eau} \quad (III-3)$$

Où

ρ : est la densité électronique

Le « photon scatter kernel » $K_{\beta}(x, y, z)$ est composé d'une somme pondérée de six fonctions exponentielles.

$$K_{\beta 5}(x; y; z) = \sum_{k=0}^5 C_k(z') \frac{1}{r} e^{-\mu_k(z')r} \quad (\text{III-4})$$

$$r = \sqrt{x^2 + y^2}$$

Une valeur z' est utilisée au lieu de z afin de prendre en compte des hétérogénéités entre le point de calcul et le point d'entrée du faisceau. Les paramètres $c_k(z')$ et $\mu_k(z')$ du kernel polyénergétique $K_{\beta}(x, y, z)$ sont déterminés en effectuant un ajustement de la fonction $1/r(e^{-\mu(z,r)})$ par les moindres carrés sur les kernels déterminés par Monte Carlo.

Pour tenir compte des hétérogénéités latéralement pour chaque mini-faisceau, l'énergie est pondérée par la densité moyenne entre le point de calcul et l'origine du kernel.

En pratique, cela est réalisé en divisant le kernel en un nombre fini de rayons émergents. Dans la formulation, la distance radiologique du kernel est prise en compte. C'est pourquoi l'algorithme est appelé anisotropies.

- Calcul de la contribution des électrons de contamination

La contamination électronique vient de la tête de l'accélérateur et dépend fortement de la qualité du faisceau de photons et de la dimension du champ. La distribution d'énergie, résultant d'un mini-faisceau arbitraire, dû aux électrons de contamination, est calculée par convolution similaire au mode photon, et les mêmes approximations sont faites.

- Calcul de la distribution de dose totale

L'énergie totale absorbée E en un point arbitraire du patient est obtenue par superposition des différentes contributions énergétiques provenant des photons primaires, des photons extra-focaux et des électrons de contamination pour tous les mini-faisceaux individuels.

L'étape finale consiste à convertir l'Energie absorbée en Dose. Avec l'approximation que la densité peut être convertie en épaisseur équivalent eau, la Dose est exprimée en fonction du rapport des densités.

$$D(X, Y, Z) = E(X, Y, Z) \times \rho_{eau} / \rho_{(X,Y,Z)} \quad (\text{III-5})$$

III-1-4 Les fantômes

Pour les besoins de mesure de doses, nous avons utilisé trois (03) types de fantômes. Deux (02) fantômes homogènes équivalent-eau pour la dosimétrie de référence et la calibration et un fantôme hétérogène pour l'évaluation de la précision du système de planification de traitement.

Fantôme d'eau :

C'est un fantôme cubique qui servira pour la mesure du débit de dose de référence. La cuve de ce fantôme est en acrylique avec 20 mm d'épaisseur, de dimension $40 \times 40 \times 40.75 \text{ cm}^3$.



Figure III-8 : Fantôme d'eau.

Fantôme EAG hétérogène :

C'est un fantôme solide de polystyrène de dimensions $15 \times 15 \times 15 \text{ cm}^3$ (longueur, largeur, hauteur). Ce fantôme est constitué de plusieurs plaques de différentes épaisseurs (2cm, 5cm) de matériaux équivalent-tissus (eau, poumon, os). Il consiste en cinq plaques de polystyrène de 2 cm d'épaisseur, une plaque de polystyrène de 5 cm, une plaque de 5 cm de matériau équivalent-os et d'une plaque de liège (matériau équivalent-poumon). Deux plaques de polystyrène de 2 cm sont spécialement conçues pour recevoir des dosimètres. L'un des deux plaques contient à 1 cm sous la surface un trou cylindrique qui accueille une capsule de TLD et l'autre plaque contient une cassette pour les films. Ce fantôme peut se présenter en trois configurations différentes : une configuration homogène (figure III-9), une configuration hétérogène avec une plaque équivalent-poumon (figure III-10) et une configuration hétérogène avec une plaque équivalent-os (figure III-11).



Figure III-9 : Fantôme de polystyrène équivalent à l'eau.

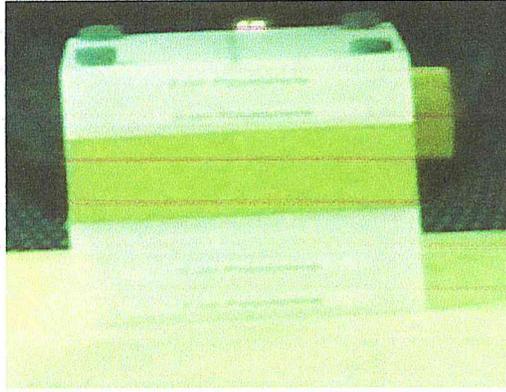


Figure III-10 : Fantôme de polystyrène et de matériau équivalent au poumon[EAG].

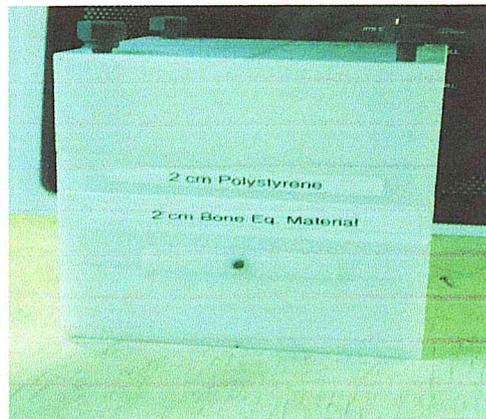


Figure III-11 : Fantôme de polystyrène et de matériau équivalent à l'os [EAG].

Fantôme PMMA :

C'est fantôme équivalent-eau constitué de plaques de PMMA de 0.1, 0.2, 0.5 et 1 cm d'épaisseur. Il est utilisé pour la calibration de film à une dimension $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$.

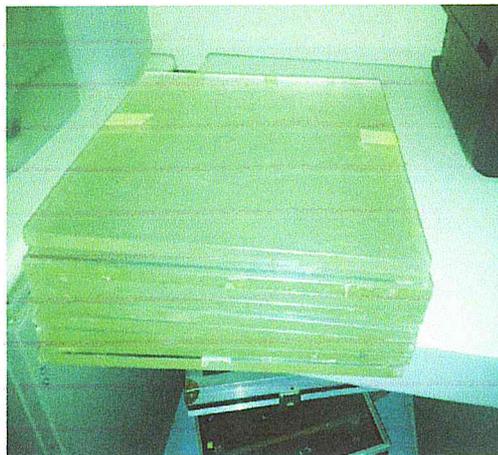


Figure III-12 : Fantôme PMMA au CAC de l'hôpital de Blida.

III -1-5 Dosimètres

III -1- 5 - 1 Chambre d'Ionisation (CI)

La chambre d'ionisation est le dosimètre de référence pour les mesures de dose absolue (en grays) dans les faisceaux de rayonnements utilisés en radiothérapie [23]. La chambre d'ionisation utilisée dans cette étude, est la chambre d'ionisation cylindrique de type PTW Farmer 30013 (Figure III-13). Cette chambre, étanche, possède un volume sensible de 0.6 cm^3 , un diamètre de cavité de 0.61 cm et une longueur de cavité de 0.23 cm [29]. La paroi de la cavité est en graphite et l'électrode centrale en aluminium. Cette chambre est connectée à un électromètre du type PTW UNIDOS.

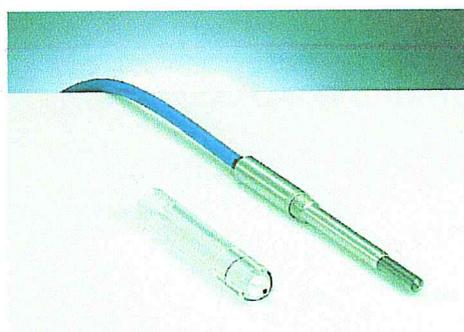
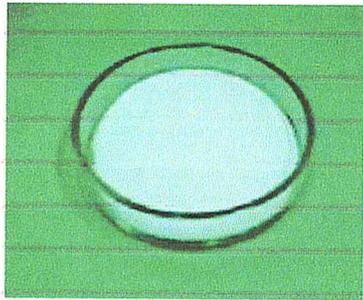


Figure III-13 : Chambre d'ionisation de type Farmer.

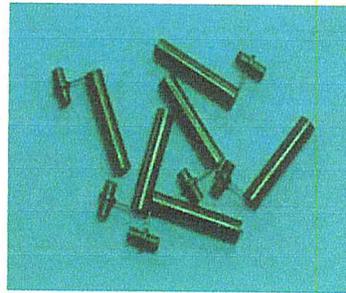
III-1-5-2 Dosimètres thermoluminescents

Les dosimètres thermoluminescents (TLD) sont très utilisés en radiothérapie en raison de leurs caractéristiques bien établies, de leur disponibilité sous des formes variées (solide, poudre, rubans) et en de très nombreuses tailles différentes. Ainsi, une résolution spatiale suffisante peut être atteinte, même dans les zones de gradient de dose important. Une abondante littérature sur les TLD et leur mode de fonctionnement est disponible [24]. Les TLD utilisée pour cette mesure c'est TLD100 ou LiF : Mg-Ti en poudre. La poudre est contenue dans des capsules en téflon de 3 mm de diamètre, 22 mm de long et 1 mm d'épaisseur (B). Ces capsules peuvent contenir 160 mg de poudre LiF : Mg : Ti. (A). Les principales caractéristiques de ce dosimètre, sont données dans ce qui suit:

- 100% de Fluorure de lithium.
- Densité : 2.64 g.cm^{-3} .
- Spectre d'émission TL : $3500 \text{ à } 6000 \text{ \AA}$.
- Température du pic principal de TL : $210 \text{ }^\circ\text{C}$.
- La gamme d'exposition : $100 \text{ mR}-10^5\text{R}$.
- Indépendant de débit de dose : $>10^8 \text{ R/s}$.
- Equivalent tissu $Z_{\text{eff}} = 8.14$.
- Fading = 5% par an à $20 \text{ }^\circ\text{C}$.



Poudre TLD100



Capsules

Figure III-14 : TLD100 (LiF).

En utilisant des capsules étalonnées de façon individuelle et en les manipulant avec une grande précaution, il est possible d'obtenir une reproductibilité de l'ordre de 2% [25].

Les radiations, primaires et secondaires, déposent une certaine quantité d'énergie dans le matériau du dosimètre. Dans le TLD, une partie de l'énergie est enregistrée par la création de paires électron-trou, particules qui seront piégées à plusieurs niveaux énergétiques dans les impuretés artificiellement insérées dans le détecteur. Il s'agit notamment du magnésium et du titane dans les TLD-100. Durant l'irradiation, le matériau passe alors d'un état d'équilibre à un état métastable.

Le retour à l'état d'équilibre se fait en chauffant le détecteur dans un appareil ad hoc. Sous l'effet de la chaleur, les électrons et les trous se recombinent en émettant du rayonnement thermoluminescent.

L'émission de lumière, ou courbe de brillance (glow curve), est proportionnelle au nombre de recombinaisons d'électrons et de trous et ainsi à la dose déposée dans le détecteur. Elle est constituée habituellement de plusieurs pics de brillance (glow peaks), chacun correspondant à un niveau énergétique d'une impureté différente.

Dans le domaine de la radiothérapie, les TLD sont utilisés en routine pour la vérification de la dose délivrée lors des traitements par irradiation corporelle totale [26]. Ils sont également utilisés dans différents programmes postaux pour des audits de qualité externe. Ces audits, obligatoires tous les trois ans et à chaque modification dans la chaîne de traitement, permettent de contrôler la dose délivrée par les accélérateurs dans les conditions de références et de non références. Ils sont mis en place par différentes institutions telles que l'IAEA / WHO

III-1-5-3 les films Gafchromic EBT2

Le film radiochromique est un nouveau type de film dans la dosimétrie de la radiothérapie. Le plus communément utilisé est le Gafchromic. Ce film s'auto-développe, il ne requiert ni développeuse ni fixateur [27]. Les films Gafchromics EBT 2 sont apparus en 2004, ils se distinguent des EBT par la réduction des couches actives de deux à une, l'incorporation d'un marqueur colorant dans cette dernière, passage du matériau de reliure d'une composition naturel à un polymère [27], et une sensibilité moindre à l'humidité ainsi qu'à la lumière.

Le film radiochromique est caractérisé par la modification directe de sa couleur (incolore à bleu, vert, jaune, etc.) suite à l'absorption de rayonnement énergétique, éliminant ainsi l'étape de développement du film. La formation d'image se produit par un processus de polymérisation, dans lequel l'énergie d'une particule ou d'un photon est transférée à la partie réceptive du marqueur du film, initiant ainsi des changements chimiques responsables de la formation de couleur. Depuis quelques années, ce détecteur gagne en popularité en raison de ces nombreux avantages par rapport aux films radiographiques traditionnels. D'une part, la

polymérisation du film élimine la nécessité de développement et par conséquent élimine une source d'erreur dans la lecture. D'autre part, deux revêtements à base de polyester rendent le film étanche et lui permettent ainsi d'être utilisé dans un fantôme d'eau. Aussi, il est presque équivalent à l'eau avec un Z effectif de 6.98 (ce qui est près de la valeur 7.3 pour l'eau). Le film radiochromique a une faible dépendance en énergie, il est insensible à la lumière visible et il permet une lecture pour des doses allant de 1 cGy jusqu'à 800 cGy selon le modèle utilisé. La résolution spatiale est d'environ 20 microns (sans compter la perte de résolution lors du processus (instrument) de lecture). Il est recommandé d'attendre la stabilisation du film durant environ 24 heures avant sa lecture. Également, il faut éviter son exposition aux rayonnements ultraviolets.

Le nouveau film intègre un colorant marqueur jaune qui offre deux avantages. D'une part, si le film EBT2 est scanné sur un scanner couleur, le signal fourni par le colorant dans la couche de couleur bleue peut être utilisé pour améliorer la précision de la dose en ajustant pour de petites différences de réponse sur la zone d'un film. Deuxièmement, le colorant jaune protège la couche active de l'exposition par la lumière UV et visible, ce qui réduit l'effet de ces sources d'environ 10 fois [27].

La structure du film EBT-2 a également changée par rapport à l'ancienne version EBT. Tel illustré sur la figure III-15, ce détecteur consiste en deux couches, soit une active de 28 microns d'épaisseur et une autre sensible de 25 microns d'épaisseur. Ces deux couches sont revêtues de feuilles de polyester de 50 et 175 microns.

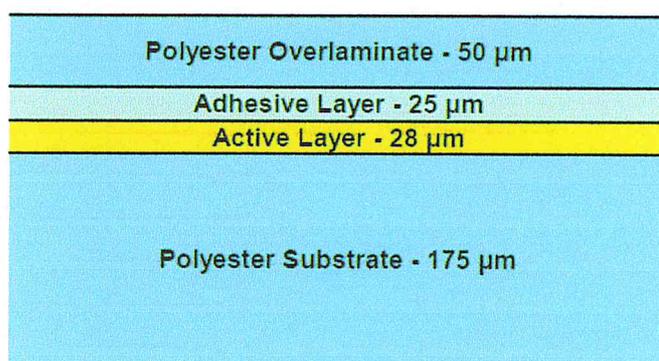


Figure III-15 : La structure de film Gafchromic EBT2

Le film GAFCHROMIC EBT2 a été conçu pour être manipulé en lumière ambiante intérieure. La l'incorporation du colorant marqueur jaune est bénéfique dans ce qui concerne car elle rend le nouveau film environ 10 fois moins sensibles à la lumière ambiante que le produit d'origine EBT, il est de bonne pratique de conserver des films exposés et non exposés dans l'obscurité lorsqu'il n'est pas utilisé [27]. Comme le film original, EBT2 peut être immergé dans l'eau et nettoyé avec de l'eau ou d'alcool Car La couche active dans le film EBT2 est protégé par deux substrats de polyester et peut être facilement coupé à la forme et les dimensions des pièces (Il est préférable d'utiliser des ciseaux ou un cutter guillotine). Si le film est coupé, il est conseillé de marquer les pièces d'indiquer leur orientation par rapport à l'original [28]. Les films Gafchromic EBT2 ont un Z_{eff} de 6,84, ce qui se rapproche valeurs de l'eau de 7,3. La densité des films EBT2 est d'environ 1,32 g/cm². Lorsqu'ils sont irradiés, la

composante active subie un processus de polymérisation, changeant sa couleur du jaune (dû à une teinture) au bleu causant ainsi un maximum d'absorption du film à 636 nm. La dose peut ensuite être déterminée en mesurant une courbe de calibration.

III-2 Méthodologie

III-2-1 Calibration de l'unité de traitement (mesure de débit de dose de référence)

La mesure du débit de référence est la détermination de la dose absolue absorbée délivrée par l'appareil pour un nombre donné d'unités de moniteur [$\text{Gy} \cdot \text{UM}^{-1}$]. Il s'agit de l'étalonnage de l'appareil. Cette mesure s'effectue dans des conditions d'irradiation de référence et avec un dosimètre de référence étalonné en dose absolue dans un laboratoire primaire ou secondaire de métrologie. Les autres données correspondent à des mesures de dose relatives permettent de caractériser le faisceau en dehors des conditions de référence.

Selon le protocole IAEA 398, la qualité d'un faisceau de RX de haute énergie est définie par l'indice de qualité $\text{TPR}_{20,10}$ qui est le rapport de la dose mesurée sur l'axe du faisceau à 200 mm de profondeur dans un fantôme d'eau sur la dose mesurée à 100 mm de profondeur, pour un champ carré de 100 mm x 100 mm au point de mesure, à une distance source-détecteur (DSC) égale à 1000 mm.

Les conditions de référence recommandées par le protocole IAEA 398 pour la mesure absolue de la dose absorbée par unité de moniteur sont, pour les faisceaux de photons de haute énergie:

- mesure dans un fantôme d'eau ;
- distance (d_0) source-entrée du fantôme (DSP) ou source-détecteur (DSC) égale à 1000 mm (800 mm pour le Co-60) ou égale à la distance source-isocentre (DSA) ;
- champ (C_0) égal à 100 mm x 100 mm à DSP ou à $\text{DSC}=\text{DSA}$;
- profondeur de mesure (z_0) égale à 100 mm (50 mm pour le Co-60) ou 50 mm quand $\text{TPR}_{20,10} < 0,7$ (RX 6 MV).

Les dosimètres recommandés par le protocole IAEA 398 pour la mesure du débit de référence sont des chambres d'ionisation cylindriques, à paroi en graphite, dont le volume de la cavité est compris entre 0,1 et 1 cm^3 . La dose absorbée dans l'eau dans un faisceau de qualité Q, à la profondeur de référence et en l'absence de la chambre est alors donnée par la relation suivante:

$$D_{\text{eau},Q} = M_Q \cdot N_{D,\text{eau},Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (\text{III-6})$$

Où :

- M_Q est la lecture de la chambre de référence (corrigée des influences autres que la qualité du faisceau).
- N_{D,eau,Q_0} est le facteur d'étalonnage de la chambre de référence, obtenu dans un laboratoire standard avec un faisceau de qualité Q_0 et dans un fantôme d'eau.
- k_{Q,Q_0} est un coefficient de correction pour tenir compte de la différence entre la réponse de la chambre dans des faisceaux de qualités différentes Q et Q_0 . Ce coefficient est déterminé à

partir des valeurs des TPR_{20,10} des faisceaux de qualités Q et Q₀ présentons ici qu'une description succincte.

III-2-2 Calibration et lecture des films Gafchromics EBT2

III-2-2-1 Calibration des films

La calibration a été réalisée dans les conditions de références. Dans un fantôme cubique constitué de plaques en PMMA équivalentes à l'eau de dimension 30×30×30 cm³ (épaisseur de chaque plaque est 1cm).

Les films EBT2 ont été coupés en pièces de forme rectangulaires de 5 cm × 6 cm en mettant une marque ou un signe sur le film pour montrer leur orientation en mode paysage par rapport à la feuille originale. On place une pièce du film à la profondeur de référence z=5cm dans le fantôme de PMMA en set-up DSA.

L'irradiation est réalisée avec un champ carré de 10×10 cm² à DSP 95 cm. Le nombre d'Unités Moniteur pour chaque film correspond à des doses progressives. Afin d'obtenir une courbe continue, les films de calibration sont irradiés de 100 à 900 UM avec un intervalle de 100 UM et on garde une pièce de film non irradiée comme témoin.

III-2-2-2 lecture des films

La lecture de film EBT2 peut être effectuée avec différents instruments, à savoir : densitomètre à transmission, scanner de films et spectrophotomètres. Le dispositif le plus utilisé, en dosimétrie clinique est le scanner couleur RVB qui est utilisé pour la détermination de la courbe de calibration et les doses des films qui irradiés à des doses inconnues.

III-2-2-2-1 Densitomètre

Le noircissement d'un film se mesure par l'intermédiaire de la densité optique qui traduit l'absorption et la diffusion subie par un faisceau lumineux qui traverse le film. Les lectures des films EBT2 sont effectuées par densitomètre avec filtre rouge pour déterminer la courbe de calibration ou la dose des films. Le type de densitomètre utilisé dans le présent travail est le PTW Densix (PTW Freiburg). Nous posons chaque morceau de film irradié à différentes doses connues sur la fenêtre du densitomètre au centre. On procède à la lecture de chaque film, en moyenne trois lectures au centre du champ et on prend la moyenne des lectures. Une correspondance entre les densités lues sur le densitomètre et les doses délivrées aux films nous permet de tracer la courbe de calibration (dose en fonction de la densité) et de ce fait pouvoir lire n'importe quelle dose dans la gamme étudiée.

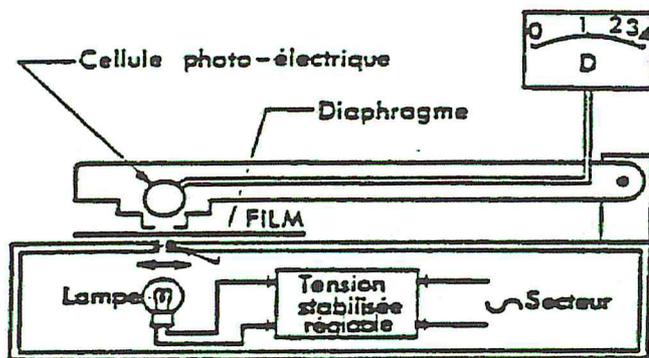


Figure III- 16 : Principe de fonctionnement d'un photodensitomètre.

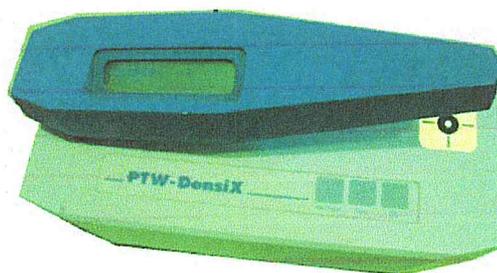


Figure III- 17 : Le densitomètre PTW Densix (PTW- FREIBERG).

III-2-2-2-2 Scanners et Numérisation

Deux types de scanners sont utilisés, ceux à réflexions et ceux à transmission. Dans le présent travail, nous utilisons un scanner à transmission. Puisque le film EBT2 a été conçu avec un colorant marqueur jaune, il est recommandé d'utiliser un scanner couleur RVB et il est très important d'utiliser un scanner qui produit une image avec une résolution de 16 bits dans chacun des canaux de couleur. Une résolution de 8 bits par canal de couleur est tout à fait insuffisante pour les mesures de dosimétrie.

Dans notre travail, la numérisation des films EBT2 a été réalisée à l'aide d'un scanner Epson Expression 1680 et les lectures des images avec le logiciel photoshop. Les films Gafchromics EBT2 utilisés sont marqués pour prendre le repère des faces, et découpés de la même façon. On place les films de la même manière et avec les mêmes conditions que les films radiologiques, dans le champ d'irradiation, et on délivre les mêmes UM, les Gafchromics EBT2 ne se développent pas mais ne doivent pas se lire juste après l'irradiation. On attend donc 24h à 48h après l'irradiation pour faire les lectures. A l'aide d'un scanner Epson Expression 1680 (figure III.18), on procède à la numérisation des films ; on scanne les films en les posant dans la même position que celle avec laquelle ils ont été irradiés, au centre du scanner et en position paysage ,et à l'aide du logiciel associé au scanner on scanne en mode professionnel en sélectionnant : doc type : 'transparency', film type : positive film, resolution

96 dpi, target size : original, et dans configuration on met : no color correction ; une fois tous les films scannés, on les ouvre avec photo shop on trace une petite ROI au centre du film, avec un minimum de pixels, et on procède aux lectures des intensités sur les trois canaux rouge, vert et bleu, en allant dans image, histogramme, et on choisit le canal de lecture, on refait la même procédure pour chaque film en prenant soin de toujours garder la même ROI lors de la calibration et même des lectures. Avec la même procédure que pour les films EDR2 on réussit à avoir la courbe de calibration des trois canaux, où la courbe rouge contient l'information de dose, la courbe bleue nous informe sur la linéarité et la courbe verte est valable pour des doses > 30 Gy.

La calibration et la lecture des films Gafchromics se fait avec beaucoup de soin, aussi il faut prendre un certain nombre de précautions, mettre en place un protocole et le suivre minutieusement.

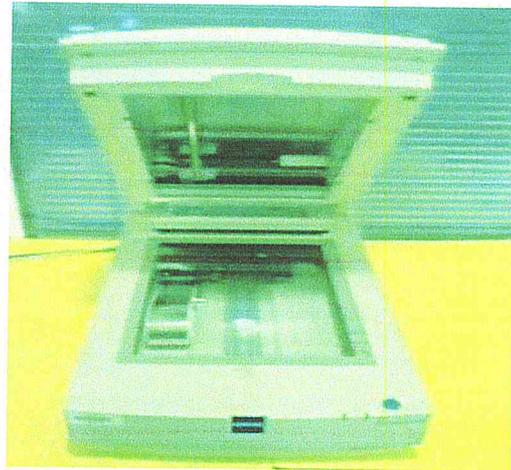


Figure III-18 : Le scanner Epson Expression 1680 de numérisation

Pour obtenir la courbe des calibrations en utilisant le concept de densité optique et déterminer la dose des films, on convertit les valeurs des pixels lues à partir du scanner à des valeurs de densités optiques en utilisant la relation suivante [27]:

$$DO = \log_{10}\left(\frac{2^{16}}{PV}\right) \quad (\text{III-7})$$

III-2-2-2-3 Caractérisation des films Gafchromics

Nous avons d'abord étudié l'influence de l'orientation du film sur la lecture. Nous avons donc scanné les films en position portrait (profil tête-pied) et en position paysage (profil gauche-droite), et comparé les résultats. La lecture du film varie en fonction de l'orientation du film, pour étudier cette variation, nous avons fait varier l'orientation du film par pas de 10° de 0 à 360°. Pour la suite nous suivrons les recommandations du fabricant et utiliserons l'orientation paysage.

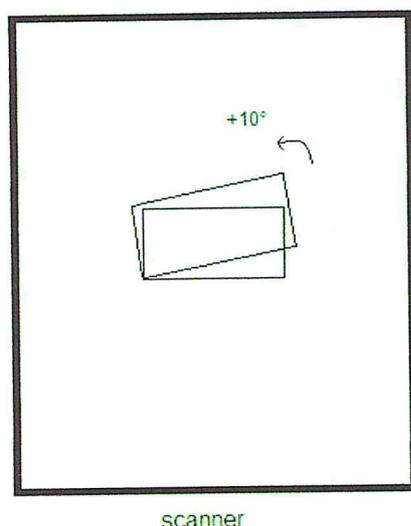


Figure III-19 : Dépendance en orientation

Par la suite, nous avons évalué la différence de lecture selon que le film soit placé, dans le scanner, en recto ou en verso.

Afin d'étudier l'influence de la position du film sur la surface du scanner, nous avons divisé le scanner en six parties et avons placé le film dans chacune de ces positions en plus du centre, les résultats sont représentés ci-dessous. Le scanner a été réparti en case et le film a été posé à chaque fois au centre de la case.

Pour voir l'influence de la présence de plusieurs films sur le scanner lors de la lecture, nous avons posé tous nos films sur le scanner et les avons scannés en une seule fois, nous avons refait la lecture des films un à un.

III-2-3 Calibration et lecture des TLD

III-2-3-1 Calibration de TLD

La calibration de TLD se fait dans un faisceau de cobalt- 60, délivré par un appareil de type Eldorado 78, dans un fantôme PMMA avec les conditions de référence d'étalonnage, une taille de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, une distance source-surface de 80 cm et une profondeur de 5 cm. La calibration a été effectuée au Laboratoire Secondaire des Etalons en Dosimétrie (LSED) du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA).

III-2-3-2 Procédures d'étalonnage

Un ensemble de procédures d'étalonnage est nécessaire afin d'évaluer la dose absorbée dans l'eau à partir des dosimètres TL irradiés. Pour réaliser ces procédures avec précision, les étapes suivantes ont été appliquées par le LSED:

- ✓ Etude de la linéarité de la réponse de dosimètre TL
- ✓ Etude de fading
- ✓ Etude de dépendance énergétique de dosimètre TL

Les paramètres cités ci-dessus doivent être déterminés séparément pour chaque série de poudre, c.-à-d. pour une poudre ayant la même histoire. Le matériau thermoluminescent le LiF doit être de la même fabrication et la poudre (TLD 100) doit avoir les mêmes procédures d'annihilation, puisque la poudre irradiée va être annihilée après la lecture, pour effacer le signal restant et la préparant pour la prochaine irradiation.

La sensibilité de la poudre change après le recuit, et les mesures d'étalonnage sont nécessaires pour être exécutées après chaque procédé de recuit.

La dose absorbée dans l'eau D au centre de TLD est calculée à partir du signal L de thermoluminescence enregistré par le lecteur de TLD comme suit:

$$D_{eau} = [a(L \times K_{Fad}) + b] \times k_{en} \quad (\text{III-8})$$

Où

a et b sont les paramètres de la droite d'étalonnage.

K_{Fad} : facteur de correction de fading (perte du signal avec le temps).

k_{en} : facteur de correction d'énergie.

III-2-3-2-1 Courbe d'étalonnage de la poudre TLD100

La courbe d'étalonnage a été réalisée en irradiant des capsules TLD dans un fantôme d'eau, aux conditions de références citées précédemment, à des doses connues (1.2, 1.4, 1.6, 1.8, 2, 2.4, 2.6 et 2.8 Gy). Pour chaque dose, la lecture du dosimètre TL constitue la moyenne pondérée des cinq lectures élémentaires, le graphe représentant la variation de la lecture en fonction de la dose (D) délivrée constitue ainsi la courbe d'étalonnage.

III-2-3-2-2 Détermination de facteur de Fading

Pour mettre en évidence le phénomène de fading, ou perte de signal, il faut irradier un lot de capsules à 2Gy. Les capsules doivent être lues à intervalles réguliers. Ce facteur a été déterminé par l'équipe du Laboratoire d'Etalonnage et est donné par l'équation suivante [26].

$$k_{fad} = \frac{1}{F_{fad}} \quad (\text{III-9})$$

Dans le cas de notre travail, les capsules TLD ont été évaluées sur une période de 7 jours après irradiation.

$$F_{fad} = 0.9695 + 0.0305 \cdot e^{-(\Delta t - 7)/40} \quad (\text{III-10})$$

III-2-3-2-3 Dépendance énergétique

Le facteur k_{en} de correction de réponse d'énergie est défini comme rapport de la réponse de TL- au Co-60 à sa réponse au faisceau de photon d'énergie élevée de la qualité D_{20}/D_{10} :

$$k_{en} = \frac{[R/D]_{Co-60}}{[R/D]_{X-ray}} \quad (III-11)$$

Le facteur k_{en} est déterminé en comparant la réponse de TLD, irradiée par un faisceau de cobalt et celle irradié par un faisceau de photon de hautes énergies, pour la même dose, dans les conditions de référence.

III-2-3-3-Lecteur TLD

La lecture du signal de thermoluminescence est effectuée sur un 'lecteur TLD'. Son principe de conception est schématisé sur la figure III-20. Le lecteur TLD est essentiellement composé d'un dispositif de chauffage du matériau TL avec mesure et réglage de la température, un détecteur de la lumière émise et un système d'enregistrement de la courbe thermoluminescence.

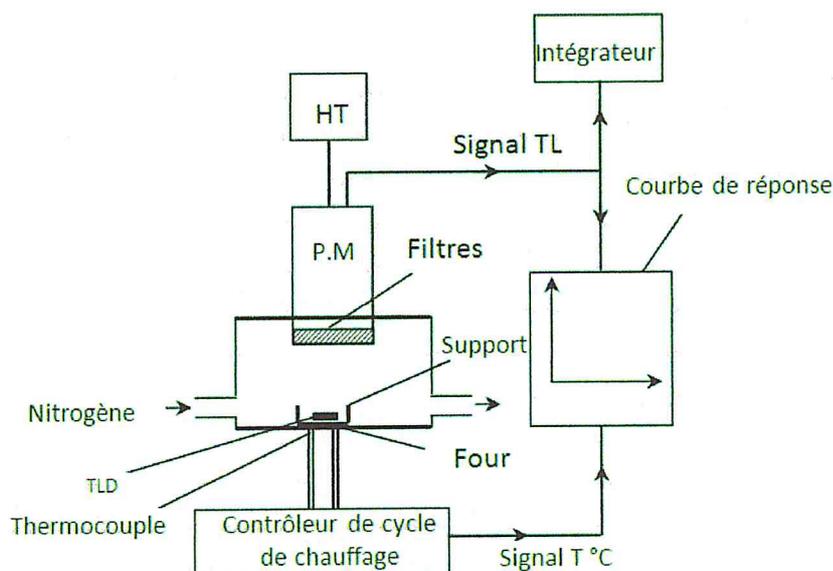


Figure III- 20 : Principe de fonctionnement d'un lecteur de TLD.

Le Laboratoire Secondaire d'Etalonnage pour la Dosimétrie est équipé d'un lecteur manuel Harshaw TLD système 4000 (Figure III-21). Ce lecteur est composé d'un système de chauffage avec mesure et régulation de la température, un dispositif de détection de l'émission thermoluminescence comprenant un photomultiplicateur (PM) et un filtre infrarouge.

Lorsque qu'un dosimètre thermoluminescent (TLD) est placé sur la plaque chauffante, le lecteur mesure la quantité de courant issu du signal du PM qui est proportionnelle à la quantité de lumière émise. L'intégration sur un intervalle de temps donné de la surface sous le

pic dosimétrique nous permet de quantifier la dose qui est donnée en unité de charge (coulomb).

Par ailleurs, la lecture se fait sous ambiance d'azote, injecté dans le lecteur, afin de réduire le bruit de fond de l'appareil en supprimant toute possibilité de combustion de particules avec l'oxygène de l'air. Une fois que la lecture est terminée, la poudre est aspirée à l'aide d'un appareil (Figure III-23). Cela évite tout problème qui peut conduire à la détérioration du détecteur et tout contact de la poudre avec les mains.



Figure III -21: Lecteur HARSHAW 400.

Comme la réponse des dosimètres TL dépend de la masse du matériau, nous avons utilisé un doseur type AIEA (figure III-22) qui est un dispositif permettant d'administrer des petites quantités de poudre de même masse (25 mg) au lecteur TLD.

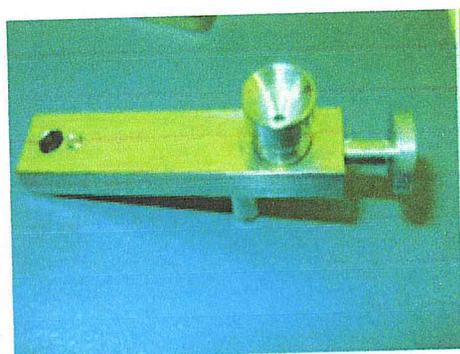


Figure III-22 : Doseur AIEA.

III-2-4 Acquisition des coups scan du fantôme et transfert vers le TPS

Pour effectuer les vérifications de la précision du calcul de doses du TPS en situations hétérogènes, pour les faisceaux de photons de petites tailles, il est nécessaire d'utiliser le

fantôme de polystyrène solide. Ce fantôme a une dimension globale de 15 cm x 15 cm x 15 cm et peut comprendre l'une des deux plaques de 2 cm, qui peut accueillir une TLD ou la capsule rouge d'imagerie sur l'axe central et l'autre un film Gafchromic, dans un plan à 10 cm de profondeur. Il y a également 5 cm de polystyrène au-delà des dosimètres pour des conditions de diffusion adéquate. La configuration de fantôme solide en polystyrène pour l'imagerie est indiquée ci-dessous dans la figure 1. Avant l'irradiation des dosimètres, le fantôme solide doit être imagé à l'aide scanner-CT. Pour la procédure d'imagerie, le fantôme solide sera configuré avec la plaque contenant la capsule rouge qui consiste à supprimer l'effet de la cavité d'air. (Cette capsule rouge doit être enlevée avant l'irradiation de la vérification). L'acquisition des coups scan du fantôme a été faite avec le scanner Philips Big-Bore Brillant. Avant de procéder à l'acquisition il faut d'abord vérifier l'alignement de la table, en utilisant un fantôme de niveau qui ajusté à l'extrémité de la table du scanner. L'alignement est réalisé par les lasers fixes (internes et externes). Après cette étape le fantôme est placé sur la table avec la capsule rouge d'imagerie et l'isocentre est repéré par les lasers mobiles. Après les vérifications on peut commencer l'acquisition des coupes des trois configurations du fantôme. Les paramètres d'acquisition sont donnés dans le tableau III.1.

Paramètres	Fantôme polystyrène avec cavité d'os	Fantôme polystyrène homogène	Fantôme polystyrène avec cavité de poumon
Mode d'acquisition	Body hélicoïdale	Body hélicoïdale	Body hélicoïdale
Collimation (cm)	60	60	60
Durée exp (s)	11.999	3.6	11.551
Tension (Kv)	120	120	120
mAs/mAplanif	350/285	350/285	350/285
Epaisseur (mm)	2	2	2
Incrément (mm)	2	2	2
Pitch	1	1	1
Nbr d'image	92	77	94

Tableau III-1 : les paramètres de l'acquisition des coups.

III-2-5- Transfert des coups CT vers le TPS

Les images CT sont transférées en format DICOM via le réseau R&V Varian- ARIA vers le TPS pour reconstituer le model anatomique qui sera utilisé pour la planification et le calcul des unités moniteur (UM).

III-2-6- Planification et calcul des UM

L'algorithme de calcul de dose AAA du TPS Eclipse est utilisé pour générés quatre plans de traitement avec un champ unique de taille de 1x1, 2x2, 3x3 et 2x5 cm², pour délivré une dose de 2 Gy à l'emplacement de la capsule TLD et 8 Gy à l'emplacement du film Gafchromic, sur l'axe central à 10 cm de profondeur physique. Les quatre plans sont réalisés pour les trois configurations du fantôme (homogène, avec cavité poumon et avec cavité os). Les plans sont générés en utilisant le faisceau de photons de 6 MV en technique DSA (figure III.23). A partir de ces plans, le nombre d'unités moniteur (UM), pour chaque configuration d'irradiation, est calculé pour délivrer des doses de 2 Gy et 8 Gy au centre du plan du film et

de la capsule TLD, respectivement, conformément à la procédure utilisée pour les traitements des patients.

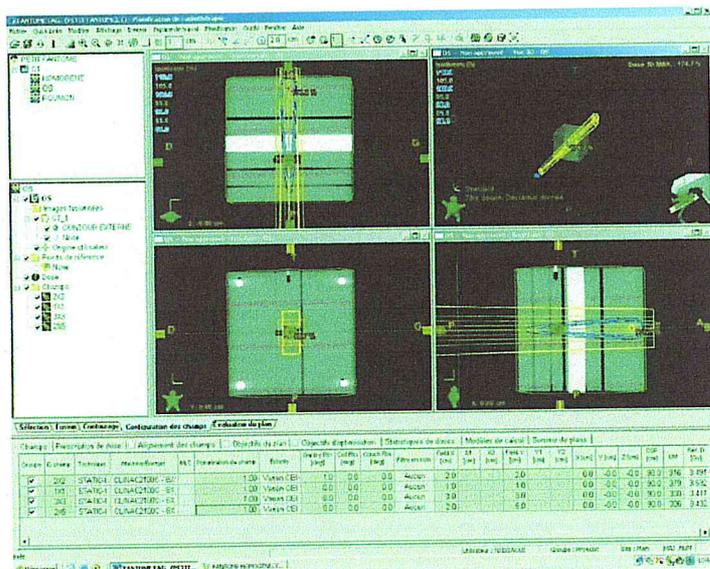


Figure III-23 : Planification de dose pour le fantôme EAG.

III-2-7-Irradiation

Les mesures sont réalisées sur l'accélérateur linéaire Clinac 2100C Varian du CAC de Blida, pour le faisceau de photon de 6 MV. Pour cette mesure on utilise les trois configurations du fantôme (figure III-24) ; homogène et hétérogènes (polystyrène avec matériau équivalent-poumon et polystyrène avec matériau équivalent-os), et chaque fantôme est irradié avec les différentes tailles de champs planifiées avec le nombre d'unités moniteur correspondants.

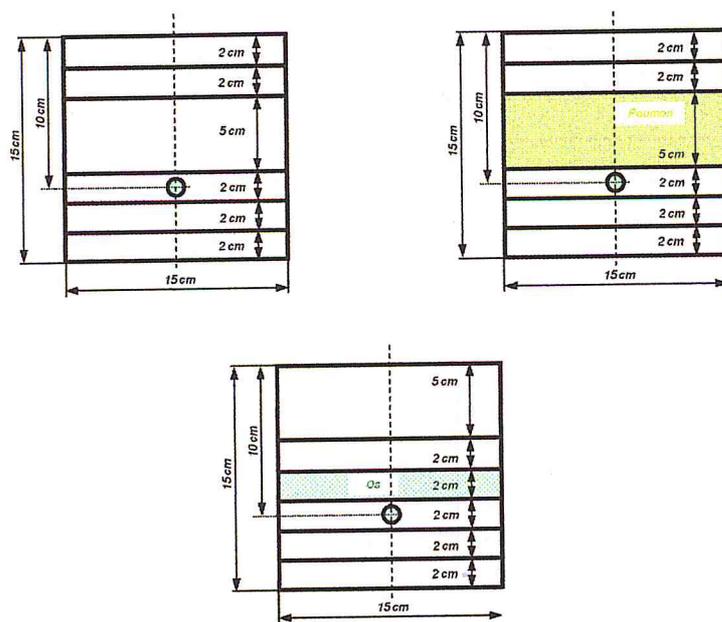


Figure III-24 : Les trois configurations du fantôme.

III-2-7-1 Irradiation des TLD

Une capsule de TLD100 est placée dans le fantôme EAG à l'endroit prévu pour ça (à 10 cm de la surface du fantôme). Le fantôme est placé sur la table de traitement à DSP 90 cm, et centré avec les lasers. L'axe longitudinal de la capsule est placé perpendiculairement à la direction de mouvement des lames du collimateur MLC (**figure III-26**). Les paramètres d'irradiation sont fixés conformément au plan de traitement établi sur le TPS Eclipse pour les différentes tailles de champs considérées pour les trois configurations du fantôme.

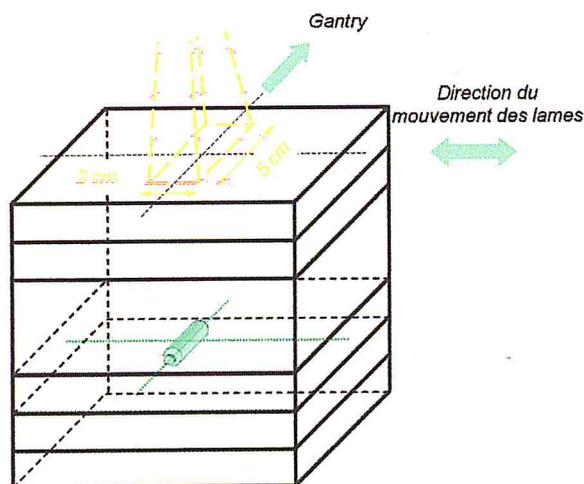


Figure III-25 : Emplacement du fantôme par rapport à la direction du mouvement des lames.

III-2-7-2 Irradiation des films EBT2

Pour l'irradiation des films EBT2 dans le fantôme dans le fantôme EAG des pièces de film de dimensions $6 \times 10 \text{ cm}^2$ et placées dans la cassette appropriée (**figure III-27**) à une profondeur de 10 cm. La même procédure de centrage que précédemment est utilisée. Le grand axe de la pièce du film est placé perpendiculairement à la direction de mouvement des lames du collimateur MLC (**figure III-28**). Les paramètres d'irradiation sont fixés conformément au plan de traitement établi sur le TPS Eclipse pour les différentes tailles de champs considérées pour les trois configurations du fantôme.

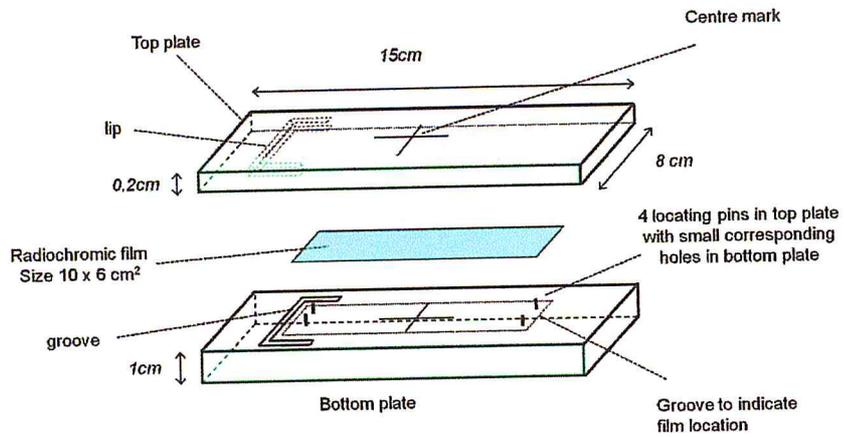


Figure III-26 : Cassette pour films Radiochromic du fantôme EAG.

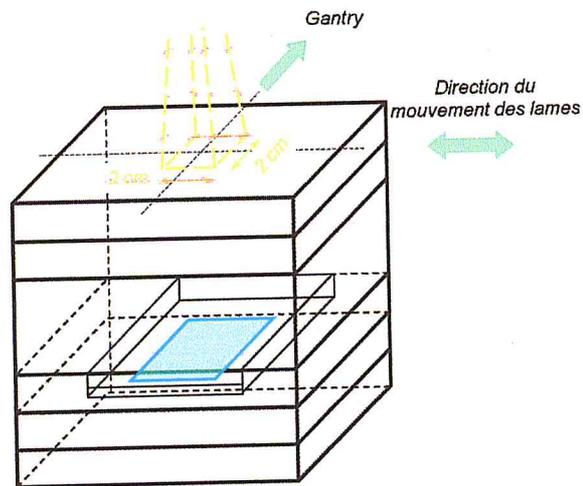


Figure III-28 : Emplacement du fantôme par rapport à la direction du mouvement des lames.

Chapitre IV : Résultats et Discussion

Dans ce chapitre nous allons présenter les différents résultats obtenus. Les premiers résultats concernant la caractérisation des dosimètres utilisés dans ce travail (TLD et films Gafchromics). Dans la seconde partie, nous présentons la comparaison des résultats obtenus par la mesure avec la TLD et les films Gafchromics et ceux obtenus par l'algorithme de calcul de dose AAA du TPS Eclipse.

IV-1 Caractérisation des dosimètres

IV-1-1 Caractérisation des films Gafchromics

Les résultats de l'influence de l'orientation du film sur la lecture sont présentés dans la figure IV.1. Nous remarquons que, globalement, l'écart n'est pas très important mais qu'il faut faire attention lors de la calibration et de la lecture et il faudra maintenir la même orientation pour les deux opérations.

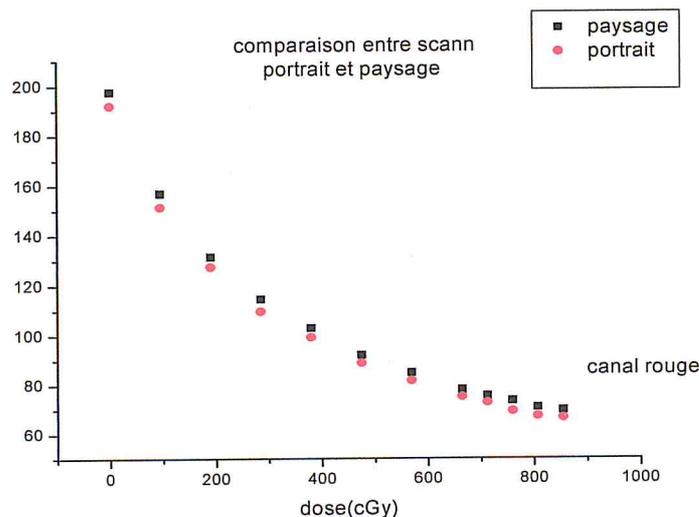


Figure IV-1: Comparaison entre les lectures sur scanner en portrait et en paysage.

La figure IV-2 montre l'influence de l'orientation du film dans le scanner sur la lecture. Nous remarquons que la lecture est très sensible à l'orientation du film sur la surface du scanner. Par conséquent, lors de la lecture il faut faire très attention à l'orientation du film.

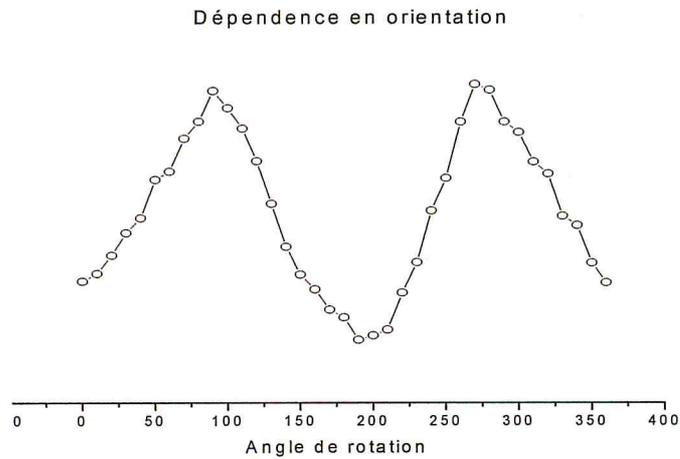


Figure IV-2 : Dépendance de la lecture en fonction de l'orientation du film.

L'évaluation de l'influence de la face du film Gafchromic est illustrée par la figure IV-3. Nous remarquons que cette variation est négligeable et n'a aucune incidence sur la lecture du film.

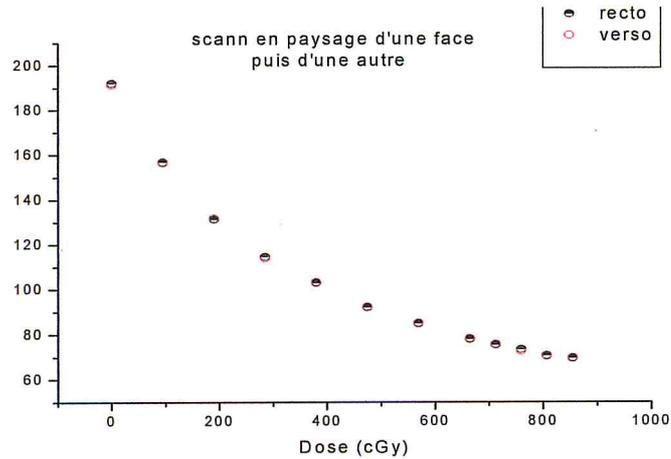


Figure IV-3 : Scanne et lecture d'une face puis d'une autre.

Nous avons divisé le scanner en six parties et avons placé le film dans chacune de ces positions en plus du centre, les résultats sont représentés sur la figure IV-4.

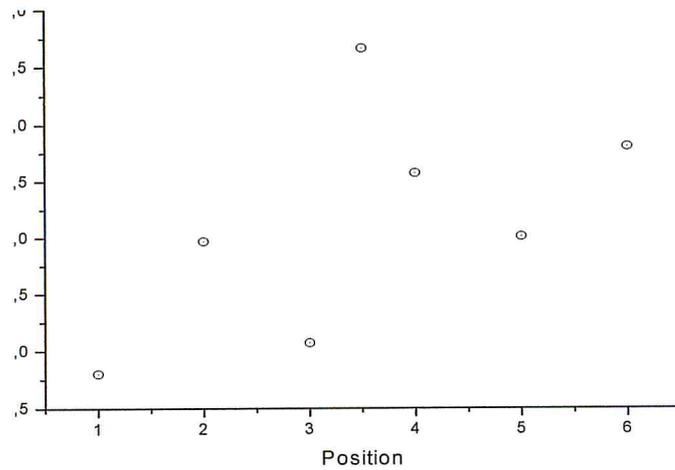


Figure IV-4 : Variation de l'intensité en fonction de l'emplacement sur le scanner.

La figure IV-5 montre l'influence de la présence de plusieurs films sur le scanner lors de la lecture.

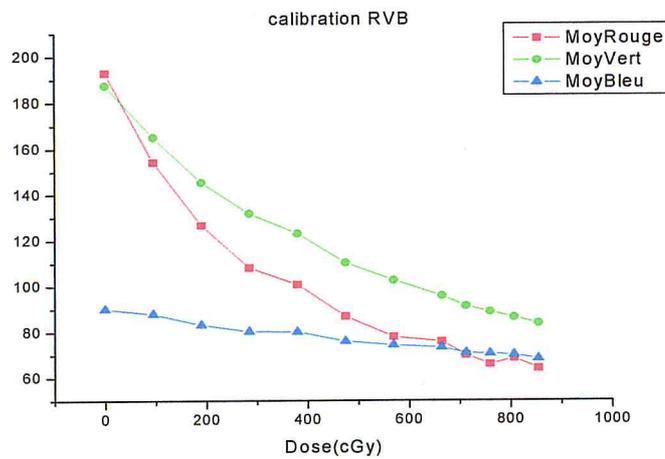


Figure IV-5 : Calibration des Gafchromics EBT2 scannés tous ensemble.

IV-1-2 Caractérisation des TLD

La courbe d'étalonnage de la poudre TLD100 que nous avons utilisé dans ce travail est présentée dans la figure IV-6.

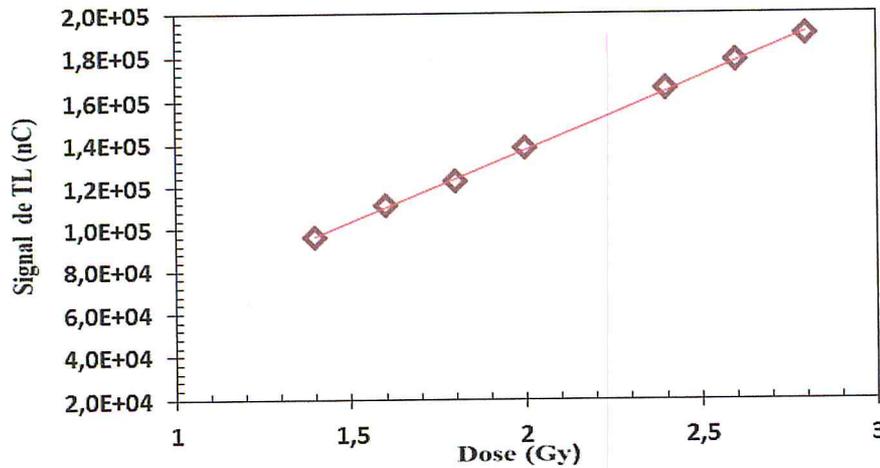


Figure IV-6 : Courbe d'étalonnage de la poudre TLD100.

L'équation de la droite obtenue ($D = aL + b$) est déterminée par la méthode des moindres carrés. Cette équation va nous permettre par la suite de convertir la réponse de TL de charge en une dose dans le même lecteur et dans les mêmes conditions d'irradiation.

$$D = 1.479 \times 10^{-5} L - 0.031$$

Dans le cas de notre travail, les capsules TLD ont été évaluées sur une période de 7 jours après irradiation. Ceci donne comme facteur de fading 1.

Le facteur de dépendance énergétique a été aussi déterminé par l'équipe du laboratoire d'Etalonnage Secondaire et est donné par l'équation suivante :

$$k_{en} = 0.24 \left(\frac{D_{20}}{D_{10}} \right) + 0.87$$

Où D_{20}/D_{10} représente le rapport des doses à 20 cm et 10 cm pour une DSP = 100 cm et une taille de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à la surface.

IV-2 Détermination du nombre d'UM

La configuration des trois fantômes (un homogène et deux hétérogènes) en nombre CT, et en les introduisant dans le système de planification de traitement « Eclipse » en utilisant l'algorithme AAA, nous permet d'obtenir le nombre d'Unités Moniteur UM nécessaires pour

délivrer une dose de 2Gy pour les capsules de TLD 100 et une Dose de 8 Gy pour les films EBT2, dans le cas des petites tailles de champ (1×1, 2×2, 3×3, 2×5cm²), voir tableau IV-3.

Tableau IV-1 : Calcul du nombre d'UM pour la TLD 100 et les Films EBT2.

T.C (cm ²)	Fantôme (eau)		Fantôme (poumon)		Fantôme (os)	
	TLD	Films EBT2	TLDs	Films EBT2	TLDs	Films EBT2
1×1	363 UM	1451 UM	330 UM	1319 UM	301 UM	1524 UM
2×2	312 UM	1238 UM	271 UM	1085 UM	321 UM	1283 UM
2×5	298 UM	1190 UM	260 UM	1040 UM	308 UM	1233 UM
3×3	293 UM	1171 UM	254 UM	1018 UM	302 UM	1208UM

IV-3 Lecture de la TLD 100

La lecture des capsules de TLD 100 est réalisée sur un lecteur Harshaw 400, 7 jours après leurs irradiation, voir tableau IV-2, ce temps permet d'éliminer les pics de faibles intensité et obtenir un facteur de fading $K_{fad} = 1$.

Tableau IV-2 : Lecture des TLD 100.

T.C(cm ²)	Fantôme (eau)		Fantôme (poumon)		Fantôme (os)	
	Lecture (nC)	Ecart type (%)	Lecture (nC)	Ecart type (%)	Lecture (nC)	Ecart type (%)
1×1	90043,50	2,18	95077.00	7,32	102637,60	6,97%
2×2	124702,91	0,63	121676,02	4,53	123041,08	2,69%
2×5	132819,70	1,65	127843,22	0,14	122881,87	0,14%
3×3	127490,23	2,95	120652.00	0,35	128209,98	2,71%

IV-3-1 Mesure de la dose à l'aide de la TLD100 :

La dose est déterminée en utilisant la courbe de calibration donnée par le laboratoire d'étalonnage de la Division de Physique Radiologique du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger, cette courbe est tracée à partir un appareil de Co-60 délivrant une énergie de 1.25MV, son utilisation dans le cas des photons de 6MV, nécessite la détermination d'un facteur de correction appelé le facteur énergétique K_{en} qui est donnée par la relation suivante :

$$K_{en} = 0.24 \times \frac{D_{20}}{D_{10}} + 0.87$$

Où $\frac{D_{20}}{D_{10}} = 0.678$ représente l'indice de qualité, le facteur énergétique vaut alors :

$$K_{en} = 1.03272$$

La dose déterminée à partir de la courbe d'étalonnage, est corrigée en la multipliant par le facteur énergétique K_{en} , (voir tableau IV-5).

Tableau IV-3 : Ecart entre la dose mesurée par la TLD et celle calculée par le TPS (2Gy).

T. C (cm ²)	Fantôme (eau)		Fantôme (poumon)		Fantôme (OS)	
	DOSE (Gy)	Ecart (%)	DOSE(Gy)	Ecart (%)	DOSE (Gy)	Ecart (%)
1×1	1,344	<u>-32,8</u>	1,421	<u>-29,0</u>	1,536	<u>-23,2</u>
2×2	1,873	<u>-6,3</u>	1,827	<u>-8,6</u>	1,848	<u>-7,6</u>
2×5	1,998	<u>-0,1</u>	1,921	<u>-3,9</u>	1,846	<u>-7,7</u>
3×3	1,916	<u>-4,2</u>	1,812	<u>-9,4</u>	1,927	<u>-3,6</u>

On remarque que la dose mesurée est dans tous les cas, inférieur à celle calculée, principalement pour la plus petite taille de champ 1×1cm², où l'écart atteint 32% pour le fantôme homogène, ce sous-dosage s'explique par le fait que de la poudre TLD n'est pas irradiée de la même façon car la taille de la capsule dépasse celle de la taille de champ laissant ainsi une partie de la poudre non irradiée. Ceci illustre bien la difficulté de mesure de la dose absorbée dans les faisceaux de petites tailles de champs avec des dosimètres dont la taille est comparable aux dimensions du champ. Par ailleurs les autres écarts peuvent s'expliquer par le fait que, d'une part les unités de traitement modélisées dans le TPS utilisent souvent les données dosimétriques des champs dont la taille varie de 3×3 à 40×40 cm² et que l'extrapolation vers les petits champs, dans le calcul, peut induire des erreurs importantes. D'autre part, les conditions de calibration et de mesures des TLD sont différentes. La première opération est réalisée dans les conditions de diffusion totale et la mesure est faite dans une situation de rupture de l'équilibre électronique latéral. Les écarts enregistrés (mis à part le champ 1×1 cm²) sont tous inférieurs à 10%. Ils sont dus à la combinaisons des erreurs de mesures et des limites inhérentes de l'algorithme de calcul de dose du TPS pour la rupture de l'équilibre électronique latéral induit par les petites tailles de champ et la présence d'hétérogénéités de faible densité (dans le cas de la cavité équivalent-poumon) et des interfaces eau-os.

IV-4 Mesure des films Gafchromic EBT2

IV-4-1 Lecture avec le Densitomètre

IV-4-1-1 Courbe de calibration

La lecture est réalisée une semaine après irradiation des films EBT2, et ce, pour permettre à la couche active de se stabiliser, les résultats sont portés sur le tableau IV-6.

Tableau IV-4 : Lecture des films EBT2 avec le densitomètre en utilisant la courbe de calibration.

Dose(Gy)	0	0.949	1.898	2.847	3.796	4.745	5.694	6.643	7.117	7.592	8.066	8.541
Densité	0.17	0.30	0.40	0.49	0.55	0.63	0.68	0.73	0.75	0.79	0.81	0.83

L'allure de la courbe de calibration en termes de densité optique est donnée par la figure IV.8

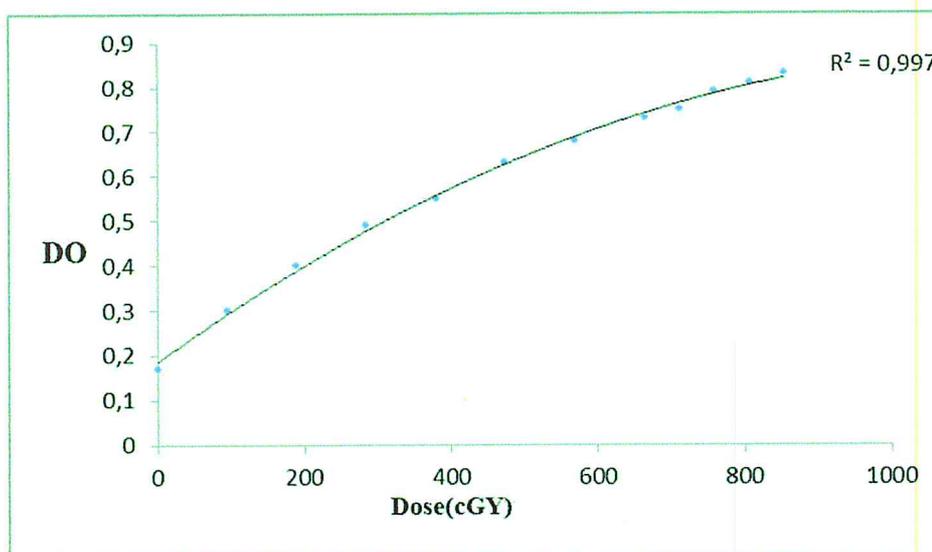


Figure IV-7 : Courbe de calibration en termes de densité optique.

Le tableau IV-7 représente la lecture des films Gafchromics en termes de densité optique, pour les trois fantômes, et pour les différentes tailles de champ.

Tableau IV-5 : Lecture à l'aide du densitomètre des films Gafchromics EBT2 pour les petites tailles de champ.

T.C (cm ²)	D O		
	Fantôme (eau)	Fantôme (poumon)	Fantôme (OS)
1×1	0,775	0,808	0,783
2×2	0,783	0,79	0,785
2×5	0,783	0,78	0,788
3×3	0,763	0,77	0,783

IV-4-1-2 Détermination de la dose

La détermination de la dose en utilisant la courbe de calibration en termes de densité optique est donnée dans le tableau IV-8.

Tableau IV-6 : Détermination de la dose à l'aide de la courbe d'étalonnage en termes de densité optique.

T.C (cm ²)	Fantôme (eau)		Fantôme (poumon)		Fantôme (Os)	
	DOSE(Gy)	Ecart (%)	DOSE(Gy)	Ecart (%)	DOSE(Gy)	Ecart (%)
1×1	7,42	-3,19	7,25	-6,52	7,57	-4,44
2×2	7,57	-11,22	7,70	-9,21	7,61	-5,64
2×5	7,75	-5,64	7,51	-3,79	7,66	-5,11
3×3	7,19	-7,82	7,32	-10,31	7,57	-5,64

On remarque que la dose mesurée à l'aide des films EBT2 est inférieure à celle calculée par le Système de Planification de Traitement « Eclipse », et que l'écart peut atteindre plus de 11%. Toutefois, nous remarquons que ces écarts restent globalement inférieurs à ceux enregistrés avec la poudre TLD.

IV-4 -2 Lecture sur Scanner

La lecture des films Gafchromics EBT2 à l'aide du scanner « Epson 1680 » nécessite une étude du positionnement, de l'orientation, du choix du canal et de la taille de la région d'intérêt, afin d'assurer la reproductibilité des lectures.

IV-4-2-1 Choix du canal :

Afin d'évaluer l'allure de la courbe sur chacun des trois canaux (tableau IV-9), Rouge Vert et Bleu, nous avons tracé les trois courbes de calibrations sur le même graphe.

Tableau IV-7 : Lecture des films EBT2 sur les trois canaux RVB

DOSE (GY)	PV canal rouge	Ecart type rouge	PV canal vert	Ecart type vert	PV canal bleu	Ecart type bleu
0	192,41	0,57	186,57	0,575	90,84	0,425
0,94	151,775	0,53	162,18	0,585	86,615	0,495
1,89	127,025	0,515	144,53	0,5	83,68	0,535
2,84	110,44	0,58	130,495	0,615	81,41	0,53
3,79	99,295	0,54	119,61	0,575	79,46	0,565
4,74	87,955	0,58	108,475	0,58	75,98	0,53
5,69	81,67	0,505	101,53	0,57	74,92	0,515
6,64	75,03	0,53	93,775	0,63	78,115	0,56
7,11	72,385	0,615	90,555	0,72	71,48	0,645
7,59	69,17	0,55	86,815	0,59	69,94	0,505
8,06	66,95	0,605	83,76	0,605	68,66	0,54
8,54	67,785	0,505	84,11	0,495	68,945	0,57

On remarque d'après la figure IV-8, 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 (<6Gy), les deux canaux rouge et bleu présentent la même pente pour les fortes doses (à partir de 8Gy).

Pour les valeurs de la dose utilisée dans notre étude, il est recommandé d'effectuer les lectures des films EBT2 sur le canal rouge.

L'allure des trois courbes de calibration est représentée sur le même graphe (figure IV- 8)

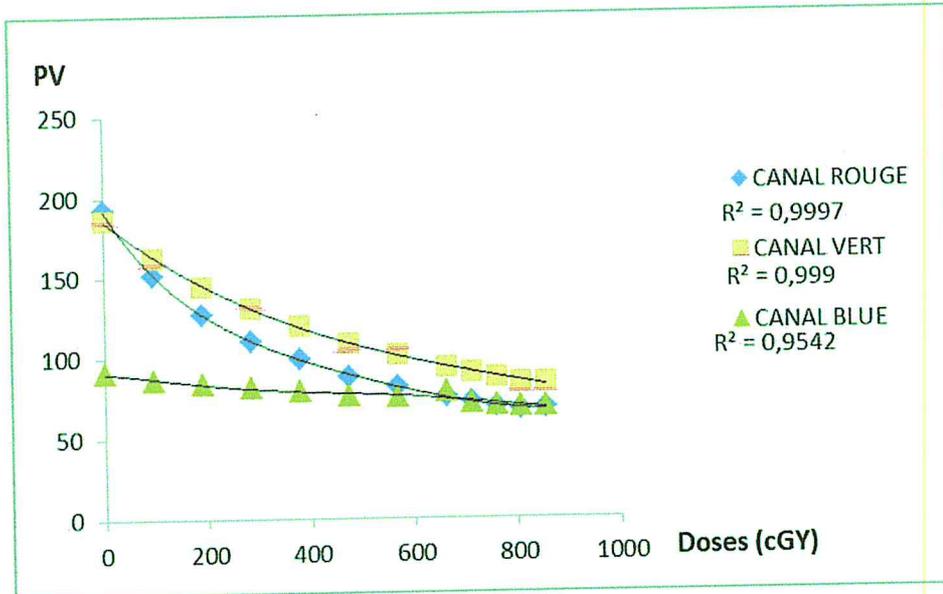


Figure IV- 8 : Courbes de calibration sur les trois canaux RVB.

IV-4-2-2 Choix de l'orientation :

Le scanner est muni d'une source de lumière LED (Light Emitting diode) ou Diode Electroluminescentes dont le capteur est un réseau linéaire de détecteurs, dans ce type de scanner, le film a une réponse directionnelle du fait de la diffusion anisotrope de la lumière à travers la couche active car la forme des particules qui la constituent est asymétrique, ils 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

a) Orientation Portrait

b) Orientation Paysage

DOSE(GY)	PV canal rouge	Ecart type rouge	Dose (cGY)	PV canal rouge	Ecart type rouge
0	197,67	0,625	0	192,36	0,625
0,94	157,155	0,54	0,94	151,415	0,54
1,89	131,615	0,565	1,89	126,94	0,505
2,84	115	0,6	2,84	110,42	0,61
3,79	104,025	0,53	3,79	98,835	0,53
4,74	92,36	0,57	4,74	87,86	0,575
5,69	85,495	0,535	5,69	81,81	0,51
6,64	78,73	0,57	6,64	75,225	0,605
7,11	75,875	0,605	7,11	75,915	0,585
7,59	72,655	0,505	7,59	69,39	0,53
8,06	70,215	0,625	8,06	66,86	0,62
8,54	67,46	0,625	8,54	65,8	0,45

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.

Pour négliger l'incertitude liée à ce fait, il est recommandé de toujours placer les films à la même position à ± 5 mm.

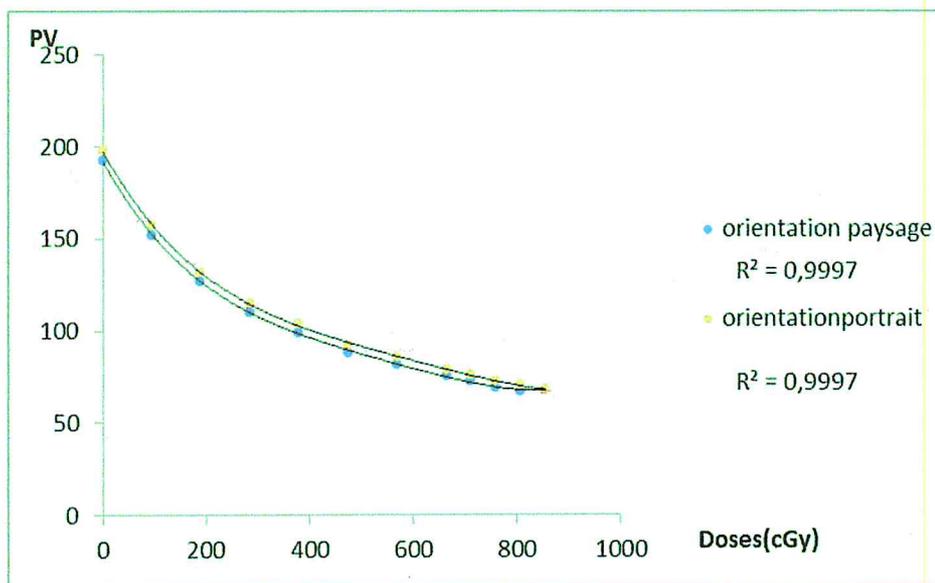


Figure IV - 9 : Comparaison entre l'orientation portrait et Paysage.

IV-4-2-3 Choix de la taille de la région d'intérêt :

Nous avons étudié l'influence de la réponse, sur l'orientation du film EBT2 dans le scanner pour deux ROI différentes, 42 et 100 pixels, pour une taille de champ 10x10 cm (figure IV-4)

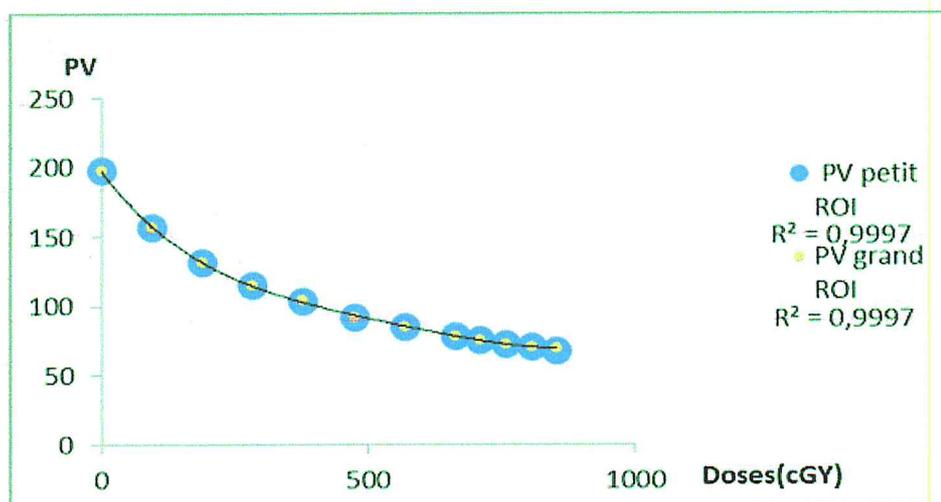


Figure IV-10 : Comparaison entre deux ROI différentes pour une même orientation (paysage)

On remarque que pour les grandes tailles de champs ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) d'irradiation, la taille de la ROI n'a pas une grande influence sur la lecture pour les deux orientations choisies.

➤ **Détermination de la dose en termes de PV pour les petites tailles de champ :**

La lecture des films EBT2 dans scanner en mode paysage pour les petites tailles de champ pour des différent fantômes utilisés.

Tableau-8 : Lecture des films pour les petites tailles de champ, pour une grande et une petite ROI.

T.C (cm^2)	Lectures PV					
	Fantôme (poumon)		Fantôme (Eau)		Fantôme (Os)	
	42 pixels	100 pixels	42 pixels	100 pixels	42 pixels	100 pixels
2x5	72,48	72,77	71,71	71,69	71,82	71,84
3x3	74,01	74,04	73,00	73,06	71,74	71,93
2x2	72,04	72,09	72,48	72,54	72,12	72,08
1x1	72,48	69,96	71,71	72,9	71,82	72,72

Tableau - 9 : Détermination de la dose en termes de PV données par le scanner.

T.C (cm^2)	Les doses (Gy)					
	Fantôme (poumon)		Fantôme (Eau)		Fantôme (Os)	
	42 pixels	100 pixels	42 pixels	100 pixels	42 pixels	100 pixels
2x5	7,15	7,10	7,26	7,25	7,25	7,23
3x3	6,95	6,93	7,08	7,06	7,26	7,22
2x2	7,22	7,19	7,15	7,14	7,20	7,19
1x1	7,53	7,49	7,17	7,08	7,15	7,11

Tableau -10 : Détermination des écarts entre la dose mesurée et la dose calculée en termes de PV.

T.C (cm^2)	Ecart entre dose mesurée et dose calculée					
	Fantôme (poumon)		Fantôme (Eau)		Fantôme (Os)	
	42 pixels	100 pixels	42 pixels	100 pixels	42 pixels	100 pixels
2x5	-11.88%	-12.67%	-10.19%	-10.34%	-10.34%	-10.64%
3x3	-15.10%	-15.44%	-12.99%	-13.31%	-10.19%	-10.80%
2x2	-10.80%	-11.26%	-11.88%	-12.04%	-11.11%	-11.26%
1x1	-6.24%	-6.80%	-11.55%	-12.99%	-11.88%	-12.51%

On remarque que pour une même taille de champ, l'écart entre la dose mesurée et celle calculée est moins important pour la petite ROI de 42 pixels.

Pour les petites tailles de champ, une attention particulière est portée sur le choix de la taille de la région d'intérêt, car dans ce cas, il faut exclure les traces de marquage, qui elles peuvent donner des dépassements dans la tolérance.

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 à la surface du film proviennent de l'entraînement par les rouleaux du scanner.

IV -5 Calibration en termes de densité optique DO

Pour obtenir plus d'informations sur la calibration des films EBT2, nous avons tenus à vérifier un autre aspect qui est la densité optique (DO).

On peut convertir une réponse donnée par un scanner en termes de lecture, à une réponse en termes de densité optique en utilisant la relation suivante :

$$DO = -\log_{10}\left[\frac{2^{16}}{\text{Lecture}}\right]$$

La lecture est réalisée sur le canal rouge, la courbe de calibration est tracée pour une ROI = 42 et une orientation paysage, pour le raisons citée plus haut.

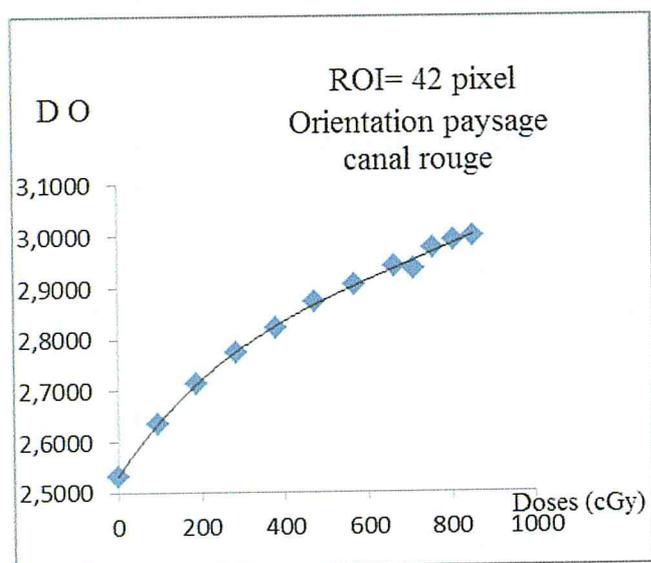


Figure IV-11 : la courbe de calibration de dose en termes de DO.

DOSE (GY)	PV rouge	D O
0	192,36	2,5324
0,94	151,415	2,6363
1,89	126,94	2,7129
2,84	110,42	2,7734
3,79	98,835	2,8216
4,74	87,86	2,8727
5,69	81,81	2,9037
6,64	75,225	2,9401
7,11	75,915	2,9362
7,59	69,39	2,9752
8,06	66,86	2,9913
8,54	65,8	2,9983

Tableau -11 : les lectures des films EBT2 en termes de DO.

Tableau- 15 : Ecart entre la dose mesurée et la dose calculée pour les différentes lectures.

Ecart entre dose mesurée et celle calculée (%)									
TC (cm ²)	Fantôme (Poumon)			Fantôme(Eau)			Fantôme (Os)		
	Densito	Scanner 42 pixels		Densito	Scanner 42 pixels		Densito	Scanner 42 pixels	
		PV	DO		PV	DO		PV	DO
2x5	-6,52	-11,88	-10,33	-3,19	-10,19	-8,33	-5,11	-10,34	-8,33
3x3	-9,21	-15,10	-14,38	-11,22	-12,99	-11,70	-5,64	-10,19	-11,70
2x2	-3,79	-10,80	-9,18	-5,64	-11,88	-10,33	-5,65	-11,11	-10,33
1x1	-10,31	-6,24	-3,54	-7,82	-11,55	-10,04	-4,44	-11,88	-10,00

T. C (cm ²)	Fantôme (eau)		Fantôme (poumon)		Fantôme (OS)	
	DOSE (Gy)	Ecart (%)	DOSE(Gy)	Ecart (%)	DOSE (Gy)	Ecart (%)
1x1	1,344	<u>-32,8</u>	1,421	<u>-29,0</u>	1,536	<u>-23,2</u>
2x2	1,873	<u>-6,3</u>	1,827	<u>-8,6</u>	1,848	<u>-7,6</u>
2x5	1,998	<u>-0,1</u>	1,921	<u>-3,9</u>	1,846	<u>-7,7</u>
3x3	1,916	<u>-4,2</u>	1,812	<u>-9,4</u>	1,927	<u>-3,6</u>

IV-7 Interprétation des résultats

On trouve des incertitudes obtenus par la numérisation des films dans le scanner Epson à partir des valeurs des pixels et des valeurs des densités optiques sont différents des incertitudes des films obtenus par Densitomètre, les incertitudes des films dans le scanner sont entre 3% à 14%, et les incertitudes par Densitomètre entre 3% à 11% pour des différents fantômes et des différentes tailles de champ mais le scanner donne une lecture (PV ou DO) meilleure au densitomètre. Lorsque on compare les incertitudes ou l'écart entre les films Gafchromic et les TLDs, il est préférable d'utiliser les films pour les petites tailles de champs à cause que la dimension de capsule de TLD est inférieure de la taille de champ à cause de ce problème que les écarts sont grands.

CONCLUSION

L'ICRU (*International Commission on Radiation Units*) recommande de maintenir la dose délivrée dans un intervalle de $\pm 3.5\%$ pour la radiothérapie conformationnelle et de $\pm 5\%$ pour la radiothérapie classique. Le travail entrepris dans ce mémoire a porté sur l'évaluation de la précision de l'algorithme de calcul de dose AAA implémenté dans le système de planning de traitement Varian Eclipse installé dans le service de radiothérapie du CAC Blida en comparant les doses calculées par le système de planning de traitement et celles mesurées sur l'accélérateur linéaire Varian 2100C du même service pour trois configurations de fantômes : une homogène et deux avec une hétérogénéité (une cavité poumon et une cavité os). La mesure a été faite avec deux dosimètres différents : la TLD et les films Gafchromics qui ont été utilisés pour la première fois en Algérie pour une étude dosimétrique. Avant leur utilisation, les deux dosimètres ont été caractérisés et calibrés pour déterminer tous les facteurs d'influence qui contribuent à la précision de la détermination de la dose absorbée. L'algorithme de calcul de dose AAA du TPS Eclipse a été utilisé pour générer quatre plans de traitement avec un champ unique de taille de 1×1 , 2×2 , 3×3 et 2×5 cm², pour délivrer une dose de 2 Gy à l'emplacement de la capsule TLD et 8 Gy à l'emplacement du film Gafchromic, sur l'axe central à 10 cm de profondeur physique. Les quatre plans sont réalisés pour les trois configurations du fantôme (homogène, avec cavité poumon et avec cavité os). Les plans sont générés en utilisant le faisceau de photons de 6 MV en technique DSA. Le nombre d'unités moniteur (UM), pour chaque configuration d'irradiation, est calculé pour délivrer des doses de 2 Gy et 8 Gy au centre du plan du film et de la capsule TLD, respectivement, conformément à la procédure utilisée pour les traitements des patients.

Les résultats que nous avons obtenus présentent des écarts de l'ordre de 10% sauf pour le champ 1×1 cm² dont les écarts sont supérieurs à 20%. Vu la complexité du problème dosimétrique ces écarts sont normaux. Les résultats obtenus avec les films Gafchromics sont meilleurs que ceux obtenus avec la TLD.

Les écarts observés, entre les doses calculées par le TPS et celles mesurées, peuvent s'expliquer par le fait que, d'une part les unités de traitement modélisées dans le TPS utilisent souvent les données dosimétriques des champs dont la taille varie de 3×3 à 40×40 cm² et que l'extrapolation vers les petits champs, dans le calcul, peut induire des erreurs importantes. D'autre part, les conditions de calibration et de mesures des dosimètres sont différentes. La première opération est réalisée dans les conditions de diffusion totale et la mesure est faite dans une situation de rupture de l'équilibre électronique latéral. Les écarts enregistrés (mis à part le champ 1×1 cm²) sont tous inférieurs à 10%. Ils sont dus à la combinaison des erreurs de mesures et des limites inhérentes de l'algorithme de calcul de dose du TPS pour la rupture de l'équilibre électronique latéral induit par les petites tailles de champ et la présence d'hétérogénéités de faible densité (dans le cas de la cavité équivalent-poumon) et des interfaces eau-os.

REFERENCE

- [1]- IAEA 2007 Specification and acceptance testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems - TECDOC n° 1540 International Atomic Energy Agency, Vienna.
- [2]- A. de Chateau-Thierry *, J. Safieh « INTERACTION DES RAYONNEMENTS AVEC LA MATIERE ».Institut national des sciences et techniques nucléaires - Saclay (France).Unité d'Enseignement Physique et Etude des Matériaux.Unité d'Enseignement Réacteurs et Techniques de l'Ingénieur.
- [3]- Principals of radiation interaction in matter detection 2nd Edition .Claude Leroy Université de Montréal, Canada.Pier-Giorgio Rancoita Istituto Nazionale di Fisica Nucleare, Milan, Italy. (book).
- [4]- « Contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation Monte Carlo de l'image de dose portale Transmise », par Jean-Noël BADEL. Physique Médicale, présentée devant L'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon. Thèse de Docteur. Ecole doctorale : EEA.
- [5]- «La radiothérapie externe ». Régis Ferrand .Institut Curie – Centre de protonthérapie d'Orsay.Bat 101 Campus Universitaire d'Orsay. BP 65 91402 Orsay cedex.Email : ferrand@ipno.in2p3.fr.
- [6]- J Chavaudra. Dernières recommandations de l'ICRU pour la prescription, l'enregistrement et le compte rendu de la radiothérapie externe. Cancer/ Radiothérapie,1998 ; 2 : 607-614.
- [7]- Johns and Cunningham 1983, The physics of radiology, 4th. ed., Charles C. Thomas Publisher, Springfield, Illinois, USA.
- [8]- Brahme A 1988 Accuracy requirements and Quality assurance of external beam therapy with photons and electrons *Acta Oncol*, Suppl 1.
- [9]. J R Clarkson. A note on depth doses in fields of irregular shape. *Brit. J. Radiol*, 1941; 14: 265- 268.
- [10]- J R Cunningham. Scatter-air ratios. *Phys. med. biol*, 1972; 17 (1): 42-61.
tel-00704361, version 1 - 5 Jun 2012.
-B E Bjarngard, H Rashid, C H Obcemea. Separation of primary and scatter components of measured photon beam data. *Phys. Med. Biol*, 1989; 34 (12): 1939- 1945.
- [11]- A Boyer, E Mok. A photon dose distribution model employing convolution calculations. *Med. Phys*,1985; 12(2):169–77.
-R Mohan, C Chui, L Lidofsky. Differential pencil beam dose computation model for photons. *Med. Phys*,1986; 13: 64–73.
- A Ahnesjö. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. *Med. Phys*,1989 ; 16: 577-593.
- T R Mackie, J W Scrimger, J J Battista. A convolution method of calculating dose for 15-mv x rays. *Med. Phys*, 1985; 12(2):188–196.
- W Ulmer, J Pyry, W Kaissl. A 3D photon superposition/convolution algorithm and its foundation on results of Monte Carlo calculations. *Phys. Med. Biol*, 2005;

REFERENCE

50(8) : 1767–1790.

[12]- M M Aspradakis, A T Redpath. A technique for the fast calculation of threedimensional photon dose distributions using the superposition model. *Phys. Med. Biol*, 1997; 42(8): 1475 –1489.

[13]- A Ahnesjo, M Saxner, A Trepp. A pencil beam model for photon dose calculation. *Med. Phys*, 1992; 19: 263–273.

- T Knoost, A Ahnesjo, P Nilsson, L Webed. Limitations of a pencil beam approach to photon dose calculations in lung tissue. *Med. Biol*, 1995 ; 40 : 1411-1420. [10]. K. Siegbahn, Alpha, beta and gamma-ray spectroscopy, North Holland Publishing Company (1965) .

[14]- B Blanpain. Vers un calcul en temps réel de la dose dans un fantôme segmenté en mailles homogènes. Thèse : radio physique et imagerie médical, Toulouse, soutenu le 7 octobre 2009.

- Y Menguy. Optimisation quadratique et géométrique de problèmes de dosimétrie inverse. Thèse : mathématiques appliquées, Grenoble 1, soutenu le 25 Janvier 1996.

[15]- B Habib, B Poumarede, F Tola, J Barthe. Evaluation of penfast- a fast Monte carlo code for dose calculations in photon and electron radiotherapy treatment planning. *Physica Medica*, 2010 ; 26 (1), 17- 25.

[16]- Van Dyk J, Barnett R B, Cygler J E and Shragge P C 1993 Commissioning and quality assurance of treatment planning computers *Int J Rad Oncol Biol Phys*, 26, 261-73.

[17]- B Fraass, K Doppke, M Hunt, G Kutcher, G Starkschall, R Stren, J V Dyk. Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med. Phys*, 1998; 25 (10): 1773-1829.

[18]- Low D.A., Harms W.B., Mutic S and Purdy J.A. 1998 A technique for the quantitative evaluation of dose distribution, *Med. Phys* 25, 656-661.

[19]- Venselaar J, Welleweerd H & Mijnheer B 2001a Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems *Radiother Oncol*, 60, 191-201.

[20]- RAPPORT ASTRO 2009 . ETAT DE L'ART EN RADIOTHERAPIE.

[21]- SCANNER « MIEUX VOIR, PLUS RAPIDEMENT ET AVEC MOINS DE DOSE » Jean-Eric LEFEVRE*, Benjamin HARBOURG**, *AGEPS (AP-HP), **CH de VIENNE. Publié le 30/03/2010, mis à jour le 13/08/2010 par SFR.

[22]- VARIAN medical systems . Eclipse Algorithms Reference Guide (BOOK).

[23]- IRSN (INSTITUT DE RADIOPROTECTION ET DE SURETE NUCLEAIRE). Mesure de la dose absorbée dans les faisceaux de photons de très petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique Saisine ASN/AFSSAPS DEP-DIS-N°752-2007.Rapport final. du groupe de travail IRSN/SFPM/SFRO.Rapport DRPH/SER n°2008-18.Direction de la radioprotection de l'homme.

REFERENCE

[24]- David BENOIT.« Mise au point et évaluation d'un système fibré de dosimétrie en ligne utilisant des matériaux phosphorescents stimulables optiquement. Application à la mesure de dose en radiothérapie et au monitoring de faisceaux ».THÈSE En vue de l'obtention du DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE.

[25]- M. ARIB, F.Z. Ouanoufi ,These de Magister réalisée au Laboratoire Secondaire d'Etalonnage pour la Dosimétrie intitulée « Développement de méthodes de dosimétrie des faisceaux utilisés dans les modalités complexes de traitement en radiothérapie »).

[26]- M.J. Berger, J.H. Hubbell, Report NBSIR 87-3597 National Bureau of Standards, Gaithersburg, MD (1978) .

[27]- IPS (INTERNATIONAL SPECIALTY PRODUCTS) .GAFCHROMIC® EBT2 SELF-DEVELOPING FILM FOR RADIOTHERAPY DOSIMETRY February 19, 2009

[28]-EBT2 customers communication. September 10, 2010.