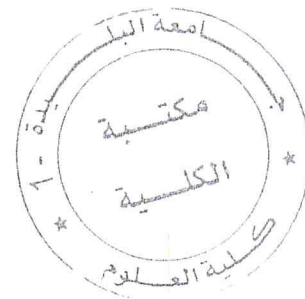


Université Saâd DAHLAB de Blida**Faculté des Sciences**

Département de Physique

En vue d'obtenir le Diplôme de Master.**Domaine :** Sciences de la matière.**Filière :** physique.**Spécialité :** Physique Médicale.**Option :** Radiothérapie.**Sujet : Contribution à l'assurance qualité en métrologie des rayonnements ionisants et en dosimétrie en radiothérapie.**

Mémoire présenté par :

RAFAI WISSAM

BAHABI NAWEL

Soutenu le : 25 Juin 2015, devant le jury composé de :

Mr. Rachid KHELIFI	Maître de Conférences A, USDB	Président
Mr. Imad YENOUNE	Attaché de Recherche, CRNA	Examineur
Mr. Brahim HOCINI	Physicien médical	Examineur
Mr. Mehenna ARIB	Directeur de Recherche, CRNA	Encadreur

Remerciements

" Le plus important dans un voyage n'est pas le lieu où l'on va ni la date d'arrivée, mais plutôt ce que l'on devient tout au long du trajet "

*Nos premiers remerciements sont adressés à notre promoteur Monsieur **ARIB Mehenna** Directeur de Recherche au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger, pour nous avoir permis de poursuivre notre travail de recherche dans un esprit scientifique rigoureux. Son écoute attentive et ininterrompue, ainsi que ses vastes connaissances ont été d'une aide précieuse. et pour tout le temps qu'il nous a consacré.*

*Nous remercions vivement **Mr. KHELIFI Rachid** qui nous a fait l'honneur de présider le jury d'examen.*

*Nous remercions aussi notre professeur **Mr. HOCINI Brahim** ainsi que **Mr. YENOUNE Imad** pour avoir accepté d'examiner et d'évaluer notre travail.*

*Nos vifs remerciements du fond de notre cœur à **Melle. DARI Fouzia** Ingénieur Laboratoire au niveau du Département Physique Médicale de la Division de Physique Radiologique, qu'à toute l'équipe de Laboratoire Secondaire d'Etalonnage pour la Dosimétrie du CRNA.*

Un remerciement particulier pour les physiciens médicaux du CAC de Blida, pour leur aide durant le stage clinique et leur bonne humeur.

Dédicaces

Je dédie ce travail,

A mes parents

A mon frère Mohamed Islem

A ma sœur Yassemin

A ma famille

A ma copine Faiza

Et ma collègue Wissame

Nawel

Dédicaces

Je dédie ce travail,

A mes chers parents

A mes frères Abderrahmane et Abdelmaleke

A ma sœur Asmaï

A mon oncle Mohammed

A tout ma famille

A ma copine Khacoula

Et ma collègue Nawel

Wissame

Résumé

L'utilisation d'une chambre d'ionisation en métrologie des rayonnements ionisants nécessite la mise en œuvre de procédures d'assurance qualité pour garantir que les mesures réalisées durant l'étalonnage sont effectuées avec une incertitude inférieure à 1,2 %. Pour atteindre ce résultat, il y a lieu d'implémenter un programme d'assurance qualité en étalonnage qui englobe, la vérification des paramètres physiques (position et temps de sortie de la source, coïncidence du champ d'irradiation avec le champ lumineux) et dosimétrique (profils du faisceau, sa qualité, rendements en profondeur, Facteur d'ouverture du collimateur). Il faut aussi prendre en charge la vérification du système dosimétrique de référence ou de routine (stabilité du système avec le temps, effets de température, de pression, de polarité et de recombinaison et étalonnage du système). Les procédures appliquées au Laboratoire Secondaire d'Étalonnage pour la Dosimétrie du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger sont décrites dans ce mémoire.

Une fois les procédures implémentées et vérifiées avec succès, nous avons entrepris la mesure de la dose absorbée de référence en appliquant le protocole dosimétrique international TRS 398. Les mesures ont été effectuées dans trois fantômes équivalent-tissu, l'eau, le PMMA et le Polystyrène.

Comme application clinique, nous avons effectué des mesures dans un accélérateur de type CLINAC 2100C appartenant au Centre Anti Cancer de Blida. Les mesures des profils, des rendements en profondeur et des doses absorbées dans l'eau et leur comparaison avec les TPS ainsi que les mesures du TOP quotidien, sont aussi décrites dans le présent mémoire.

Summary

The use of an ionization chamber in metrology of ionizing radiation requires the implementation of quality assurance procedures to guarantee that the measurement made during calibration is conducted with an uncertainty less than 1.2%. This result can be achieved by implementing a quality assurance programme in calibration which included the verification of physical parameters (source positioning, its transit time and congruence of irradiation field with light field) as well as the dosimetric parameters (beam profiles, beam quality, depth dose and output factors). The verification of the reference dosimetry system should also be considered (system stability with time, temperature, pressure, polarity and recombination effects, system calibration). The procedures applied at the Secondary Standard Dosimetry Laboratory belonging to the Nuclear Research Centre of Algiers are described in the present thesis.

As soon as the procedures are implemented successfully, we have undertaken to measure the absorbed dose to water applying the international code of practice TRS 398. Measurements were performed using three tissue-equivalent phantoms: water, PMMA and Polystyrene.

As a clinical application, we have performed measurements at a linear accelerator of type CLINAC 2100C pertaining to the Radiotherapy Department of Blida (Centre against cancer). The profiles, depth dose curves and absorbed dose measurements as well as their comparison with TPS value, including daily measurements using Bloc TOP s are also described in this document.

Table des matières

Liste des figures	
Liste des Tableaux	
Liste des abréviations	
Introduction générale.....	1
CHAPITRE I : PHYSIQUE DES RAYONNEMENTS.....	3
I.1. INTRODUCTION	3
I.2. CLASSIFICATION DES RAYONNEMENTS	3
I.3. Interaction des rayonnements ionisants avec la matière	4
I.3.1. Effet Compton.....	4
I.3.2. Effet photoélectrique	4
I.3.3. Création de paire.....	5
I.4. DOMAINES DE PREPONDERANCE DES TROIS EFFETS	6
I.5. UNITES ET GRANDEURS DOSIMETRIQUES	7
I.5.1. Activité (A).....	7
I.5.2. Période radioactive (T).....	7
I.5.3. L'exposition (X)	7
I.5.4. Kerma	8
I.5.5. Dose absorbée	8
I.5.6. L'équilibre électronique	8
I.6. Relations entre les grandeurs.....	9
I.6.1. Relation kerma – fluence	9
I.6.2. Relation Kerma-dose absorbée	10
CHAPITRE II : MATERIEL ET PROTOCOLE DOSIMETRIQUE UTILISES.....	11
II.1. MATERIEL.....	11
II.1.1. Unité de ⁶⁰ Co (ELDORADO 78).....	11
II.1.1.1 Généralité sur le ⁶⁰ CO.....	11
II.1.1.2 Description de L'unité de ⁶⁰ Co (ELDORADO 78) LSED.....	11
II.1.2. Description générale d'un accélérateur.....	13
II.2. système de dosimétrie.....	14
II.2.1. chambre d'ionisation.....	14
II.2.2 types et caractéristiques de chambre d'ionisation.....	15
II.2.2.1. chambre cylindrique.....	15
II.2.2.2. chambre plates (a plaque parallèles).....	16
II.2.3. Electromètre	17
II.2.4. Thermomètres.....	18
II.2.5. le milieu de reference (le fontome).....	18
II.2.6. le système de lecture de film Gafchromic pour le profile et le PDD.....	19
II.3. CHAINE INTERNATIONALE DE MESURE	20

II.3.1 chaîne de mesure internationale	21
II.2.3.2.classification des instruments de mesures.....	22
II.4. Protocoles	22
II.4.1.Protocole basée sur l'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau.....	22
CHAPITRE III:ASSURANCE QUALITE EN METROLOGIE	26
III.1.Contrôle de qualité de l'unité d'irradiation	26
III.1.1. Détermination de la position de la source de l'unité de ^{60}Co	26
III.1.2. Détermination du temps de course de la source	29
III.1.2.1.Méthode graphique.....	30
III.1.2.2.Méthode analytique	31
III.1.2.3.Conclusion.....	32
III.1.3.Coïncidence du champ lumineux avec le champ d'irradiation.....	32
III.2.Paramètres liés à la mesure de la dose	33
III.2.1. Stabilité de système dosimétrique (chambre+électromètre).....	33
III.2.2. Effet de température et de pression	34
III.2.2.1.Méthodologie.....	34
III.2.2.2.Résultats et interprétation	35
III.2.3. Effet de la polarité et de recombinaison	36
III.2.4. Étalonnage de l'électromètre	37
III.2.5. Étalonnage de baromètre et thermomètre.....	38
III.2.6. Étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau	39
III.2.6.1.Détermination du coefficient d'étalonnage $N_{n.w.qn}$	40
III.2.6.2.Procédures d'étalonnage des chambres cylindriques	40
III.2.6.3.Dispositif expérimental.....	41
III.2.6.4.Résultats et interprétations.....	42
III.2.6.5.Conclusion	42
III.3.Dosimètre relative des faisceaux du ^{60}Co	44
III.3.1. Étude de la distribution de dose (profil du faisceau)	44
III.3.1.1.Méthode.....	44
III.3.1.2.Résultats, interprétation et conclusion	44
III.3.1.3.Conclusion.....	45
III.3.2.Étude de la distribution de dose (rendement en profondeur).....	45
III.3.2.1.Détermination des rendements en profondeur avec chambre d'ionisation	45
III.3.2.1.Détermination des rendements en profondeur avec des films Gafchromic	46
III.3.2.2.Variations du Rendement en profondeur	48
III.3.3.Influence de l'ouverture du collimateur et détermination du F.O.C	49
III.3.4.Épaisseur minimale de rétrodiffusion	50
III.4.DOSIMÉTRIE ABSOLUE DE FAISCEAU DE ^{60}Co	51
III.4.1. Profondeur équivalente dans les fantômes solides	51
III.4.2. Indice de qualité de l'appareil ^{60}Co	52
III.4.3. Mesure de la dose absorbée dans l'eau	54

CHAPITRE IV : MESURES DANS UN ACCELERATEUR LINEAIRE CLINAC VARIAN
Erreur ! Signet non défini.

IV.1.Introduction	58
IV.2.Dosimétrie de référence des faisceaux de photons x	59
IV.3.Top quotidien.....	60
Iv.4. Les profils de dose	62
IV.5.Courbes de rendement en profondeur pour les photons (pdd).....	63
Conclusion generale	65
Bibliographie	67

Liste des figures

I.1	Classification des rayonnements.....	3
I.2	Interaction d'un photon par effet Compton.....	4
I.3	Illustration de l'effet photoélectrique.....	5
I.4	Interaction d'un photon par effet de production de paires.....	6
I.5	Domaine de prépondérance des trois effets.....	6
I.6	Equilibre électronique.....	9
II.1	Schéma de désintégration du Co- 60.....	11
II.2	Système de positionnement.....	12
II.3	Unité de cobalt et sa console de command ELDORADO 78 (LSED) CRNA.....	12
II.4	Accélérateur linéaire avec ses principales composantes.....	13
II.5	Accélérateur linéaire de type Varian Clinac 2100C (CAC de Blida).....	14
II.6	Principe de fonctionnement d'une chambre d'ionisation.....	15
II.7	Schéma type d'une chambre de type FARMER.....	15
II.8	Les différentes chambres d'ionisation cylindrique et plate.....	17
II.9	Les Electromètres utilisés en étalonnage et en dosimétrie clinique.....	17
II.10	Logiciel unidose commander.....	18
II.11	Thermomètre utilisés en dosimétrie clinique.....	18
II.12	Différents Baromètres utilisés au LSED : (A) à aiguille, (B) et digital.....	18
II.13	Fantômes utilisés dans le présent travail.....	19
II.14	Le système de lecture de film Gafchromic.....	20
II.15	Chaîne internationale de mesure.....	21
II.16	Géométrie utilisée pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau.....	24
III.1	Positionnement de la source à l'air libre.....	27
III.2	Variations de l'inverse carré de la lecture en fonction de la distance	28
III.3	Détermination du centre de la source.....	29
III.4	Détermination du temps de course de la source par la méthode Graphique.....	30
III.5	Alignement du champ lumineux et du champ d'irradiation.....	33
III.6	Coïncidence du champ lumineux avec le champ d'irradiation	33
III.7	Stabilité du système chambre + électromètre.....	34
III.8	Dispositif utilisé pour la vérification de k_{TP}	35
III.9	Charge mesurée en fonction de la pression et de la température	36
III.10	Pression du TL4 en fonction de baromètre de référence.....	39
III.11	Température du TL4 en fonction de la température de référence.....	39
III.12	Conditions géométriques de référence pour l'étalonnage des chambres cylindriques	41
III.13	Dispositif expérimental utilisé pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau.....	41
III.14	Certificat d'étalonnage pour chambre cylindrique de routine.....	43

III.15	Profils horizontal dans les conditions de référence avec les films Gafchromic et avec la chambre.....	44
III.16	Conditions géométriques pour la mesure du rendement en profondeur pour fantôme de type MED-TEC.....	46
III.17	Mesure des PDD avec un film Gafchromic.....	46
III.18	Rendement en profondeur dans les condition de référence.....	47
III.19	Rendement en profondeur déterminés dans les 3 fantômes avec la chambre 30013.....	47
III.20	Rendement en profondeur pour le champ 10 cm x 10cm dans l'eau pour les deux chambres 30013 et Roos.....	48
III.21	Rendement en profondeur dans l'eau avec la chambre 30013 pour les deux champs 10x10 cm ² et 15x15 cm ²	48
III.22	Facteur d'ouverture du collimateur pour les 3 fantômes.....	50
III.23	Charge normalisée à la saturation en fonction de l'épaisseur rétrodiffusion.....	50
III.24	Schéma représente les différentes conditions effectue pour la détermination expérimentale l'indice de qualité par la méthode indirecte.....	53
III.25	variations de TPR_{10}^{20} en fonction de D_{20}/D_{10}	53
III.26	Conditions de références pour la mesure de la dose absorbée de référence.....	55
III.27	Worksheet utilisé pour la détermination de la dose absorbée.....	56
IV.1	Organigramme illustrant les étapes des procédures d'assurance qualité en radiothérapie...	58
IV.2	Dispositif expérimental pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau dans un faisceau de photons de haute énergie.....	59
IV.3	Calcul de doses déterminées par simulation virtuelle sur système de planification de radiothérapie pour le 6 MV (gauche) et 18 MV (droite).....	59
IV.4	Matériel dosimétrique utilisé dans la vérification du top.....	61
IV.5	Top pour les Rayon x.....	61
IV.6	Top pour les électrons avec l'applicateur.....	61
IV.7	Profils donné par le TPS.....	62
IV.8	Comparaison du profil expérimental et TPS.....	63
IV.9	Rendements en profondeur donnés par le TPS.....	64
IV.10	Comparaison des rendements en profondeur mesuré et TPS.....	64

Liste des Tableaux

I.1	Demi-vie et domaine d'utilisation de quelque radionucléide	7
II.1	Caractéristiques des chambres d'ionisation cylindrique utilisées dans le présent travail.....	16
II.2	Spécification de la chambre plate utilisée dans notre travail... ..	16
III.1	Vérification de la position de la source en utilisant la règle murale	28
III.2	Mesure du temps de course de la source... ..	31
III.3	Valeurs mesurées des facteurs de polarité et de recombinaison... ..	37
III.4	Résultats de l'étalonnage de l'électromètre... ..	38
III.5	les facteurs d'étalonnage calculé pour Baromètre et thermomètre.....	39
III.6	Coefficients d'étalonnage N_{D,w,Q_0} de l'étalon secondaire et étalon de routine.	42
III.7	Facteur d'ouverture du collimateur... ..	49
III.8	La profondeur équivalente... ..	52
III.9	Indice de qualité $TPR_{20,10}$ de l'unité de ^{60}Co du LSED déterminé par la méthode indirecte en utilisant différents fantômes.....	54
III.10	Débits de dose de référence dans les trois fantômes... ..	57
IV.1	Résultats de la simulation numérique par éclipse	60
IV.2	Résultats des mesures de TOP CLINAC 2100C BLIDA... ..	62

Liste des abréviations

BJR25	: British Journal of Radiology supplement 25
CCD	: Charge-Coupled Device
CI	: Chambre d'ionisation
D	: Dose absorbée
\dot{D}	: Débit de dose absorbée
DSD	: Distance Source Détecteur
DSS	: Distance Sources Surface
eV	: Electronvolt
FOC	: Facteur d'Ouverture du Collimateur
Gy	: Gray
ICRU	: International Commission on Radiation Units
Kerma	: Kinetic Energy Released per unit Mass in the medium
keV	: Kilo Electro Volt
IAEA	: International AtomicEnergy Agency (AIEA : Agence Internationale de l'Energie Atomique)
MHz	: Millihertz
Min	: Minutes
MV	: Mega Volt
MeV	: Mega électrons volt
PDD	: Percentage Depth Dose
POLY	: Polystyrène
PMMA	: Poly Methyl Meth Acrylat
Ppp	: Pixel per point
PTW	: Physikalisch-Technische Werkstätten
TPR	: Tissue Phantom Ratio
TRS 398	: Technical Report Series n°398
UM	: Unité Moniteur.
Z	: Numéro atomique d'un atome
γ	: Rayonnement électromagnétique

Introduction générale

La radiothérapie consiste à utiliser des rayonnements ionisants d'énergie adaptée pour détruire les cellules cancéreuses. En effet, suite à une chaîne d'interactions, les rayonnements ionisants créent des dommages au niveau des acides nucléiques (ADN) des cellules irradiées, elles perdent alors leur capacité à se diviser et finissent par mourir. Les plans de traitements sont optimisés de façon à délivrer une dose élevée à la tumeur tout en épargnant au mieux, les tissus sains et les organes avoisinants. Les techniques de traitement par radiothérapie externe ont d'ailleurs, beaucoup évolué dans ce sens au cours des dernières décennies.

L'ICRU (International Commission of Radiological Units and measurement), recommande que l'écart par rapport à la dose prescrite soit inférieur à $\pm 5\%$. Afin de maintenir cette exactitude à un niveau convenable, il est nécessaire de mettre en place un programme d'assurance qualité qui englobe la métrologie (étalonnage des instruments de mesure), la dosimétrie et le planning de traitement. Une évaluation de l'ensemble des paramètres rencontrés dans la chaîne de mesures et de calculs allant de l'étalonnage des instruments de dosimétrie à la dosimétrie des faisceaux utilisés en radiothérapie permet de limiter les incertitudes de mesure et d'augmenter la précision de la dose délivrée aux patients.

La première étape, concernant l'étalonnage des instruments de mesure concerne la métrologie. Il est connu que cette dernière ne peut se faire qu'avec un instrument étalonné.

L'étalonnage d'un appareil de mesure de rayonnements ionisants consiste à relier la réponse de l'appareil à la valeur conventionnelle varie de la grandeur dosimétrique mesurée (Exposition, Kerma...). Cette relation est exprimée par les coefficients ou facteur d'étalonnage déterminé par un laboratoire de métrologie dans un faisceau de référence on comparaison avec un étalon secondaire ou primaire.

Le laboratoire Secondaire d'Etalonnage pour la dosimétrie (LSED) du centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA), qui est intégré au réseau internationale de mesure regroupant des laboratoires de même type et mis en place par l'organisation mondiale de la santé (OMS) en collaboration avec l'Agence International de l'Energie Atomique (AIEA), dispose, entre autres, de plusieurs étalons secondaires, étalonnés en terme de Kerma à l'air libre et de dose absorbée dans l'eau. Ces étalons permettent d'envisager l'étalonnage des dosimètres utilisé en radiothérapie.

Dans toutes les étapes citées, il est nécessaire d'évaluer la contribution à l'incertitude globale liée à l'utilisation d'instruments annexes tels que les fantômes, les électromètres et les instruments de positionnement des chambres d'ionisations. De plus, la précision des résultats de mesure dépend fortement de la stabilité des électromètres, des sources de polarisation et des conditions d'irradiation... etc.

Le travail qui a été réalisé dans le cadre de ce mémoire de Master a permis de déterminer les paramètres métrologiques rencontrés au niveau du LSED lors de la mesure de

la dose absorbée dans l'eau et de proposer des recommandations pour leur optimisation. Par ailleurs, nous nous sommes aussi intéressés à la détermination des paramètres dosimétriques (profils, rendements en profondeur et dose absorbée de référence) des faisceaux RX de haute énergie délivrés par un accélérateur linéaire de type CLINAC 2100C. Ces mesures nous ont permis de cerner le problème d'assurance pour une machine dédiée au traitement.

Notre mémoire est structuré en quatre chapitres : Le premier chapitre est relatif à la Physique des rayonnements, alors que dans le second chapitre décrit le matériel de dosimétrie et d'irradiation et le protocole dosimétrique utilisé.

Le troisième chapitre présente les résultats expérimentaux concernant les procédures d'assurance qualité en métrologie et dosimétrie. Les travaux relatifs à la détermination des paramètres physiques et dosimétriques de l'unité de ^{60}Co du LSED, tels que la position de la source, le temps de course, la coïncidence du champ lumineux avec le champ d'irradiation, les profils, rendements en profondeur, Ainsi que l'étalonnage de la chaîne de mesure (électromètre, thermomètre, baromètre, chambre d'ionisation) y sont présentés en détail. Nous avons conclu le chapitre 3 par la détermination de la dose absorbée de référence en utilisant trois fantômes dosimétriques, l'eau, le PMMA et le polystyrène.

Quant au quatrième chapitre, il est réservé à la compilation des résultats obtenus dans un accélérateur linéaire de type CLINAC 2100C du Centre Anti-Cancer de Blida. Les paramètres dosimétrique des faisceaux de RX de haute énergie (profils, rendements en profondeur et dose absorbée dans l'eau) déterminés expérimentalement ont été comparés à ceux donnés par le Système de planning de traitement. Cette procédure a pour objectif de montrer que les calculs de dose délivrés aux patients se font de manière juste et on finira par une conclusion.

CHAPITRE I

PHYSIQUE DES RAYONEMENTS

CHAPITRE I

Physique des rayonnements

I.1. INTRODUCTION

On peut définir un rayonnement comme étant un mode de propagation de l'énergie dans l'espace, soit sous forme d'ondes électromagnétique Ou particulaire et ne peuvent être détectés ou caractérisés que par le biais de leurs interaction avec la matière dans le quelle ils se propagent. Avec de telles interactions, ce rayonnement peut céder une partie ou la quasi-totalité de son énergie au milieu.

I.2. CLASSIFICATION DES RAYONNEMENTS

Les rayonnements sont classés en deux principales catégories comme le montre la figure I.1 : non ionisants et ionisants, en fonction de leur capacité à ioniser la matière. Le potentiel d'ionisation des atomes, c'est à dire, l'énergie minimale nécessaire pour ioniser un atome, varie de quelques électronvolts (eV) pour les éléments alcalins à 24.6 eV pour l'hélium (gaz noble) [POD06] [FRA04].

- Rayonnement non ionisant (ne peut pas ioniser la matière).
- Rayonnement ionisants (peut ioniser la matière soit directement ou indirectement) :

-1-Rayonnements Directement ionisants (particules chargées) : les électrons, les protons, Particules α et ions lourds.

-2-Rayonnement indirectement ionisant (particules neutres) : photons (rayons X et les rayons gamma), les neutrons.

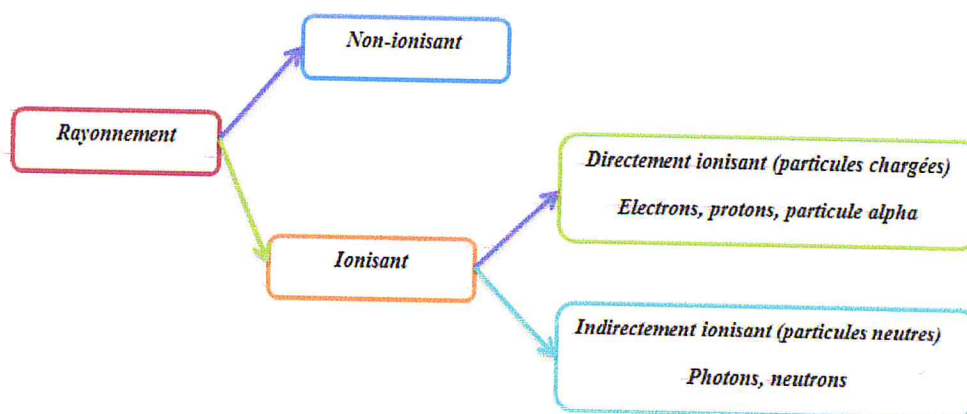


Figure I.1. classification des rayonnements

Les rayonnements directement ionisants déposent leur énergie dans le milieu à travers des interactions Coulombiennes directes entre la particule chargée et les électrons orbitaux des atomes du milieu.

Les rayonnements indirectement ionisants (photons ou neutrons) déposent leur énergie dans le milieu à travers un processus qui se déroule en deux étapes :

1. *Dans la première étape* : une particule chargée est libérée dans le milieu (les photons libèrent des électrons et des positrons. Les neutrons libèrent des protons ou des ions lourds).

2. *Dans la deuxième étape* : la particule chargée dépose de l'énergie dans le milieu par le biais des interactions Coulombienne directes avec les électrons orbitaux des atomes du milieu.

Les deux types de rayonnement directement et indirectement ionisant sont utilisés pour le traitement des tumeurs, principalement mais non exclusivement pour des tumeurs malignes [POD06].

I.3. Interaction des rayonnements ionisants avec la matière

Parmi les différents processus possibles d'interaction des photons avec les électrons atomiques ou avec les noyaux, on a étudié ces trois effet qui sont les plus importants :

I.3.1. Effet Compton

Cet effet est produit si le photon incident possède une énergie de 0.1 à 0.5 MeV. Le photon interagit avec un électron libre ou peu lié et l'interaction conduit l'éjection de l'électron et le photon incident subit une diffusion avec une énergie inférieure à son énergie initiale figure I.2, L'énergie du photon diffusé et électron de Compton est donné simplement en appliquant les lois de la conservation de l'énergie et du moment cinétique au choc du photon avec un électron libre, ce qui donne la relation suivante :

$$h\nu = h\nu' + E_e \quad (I.1)$$

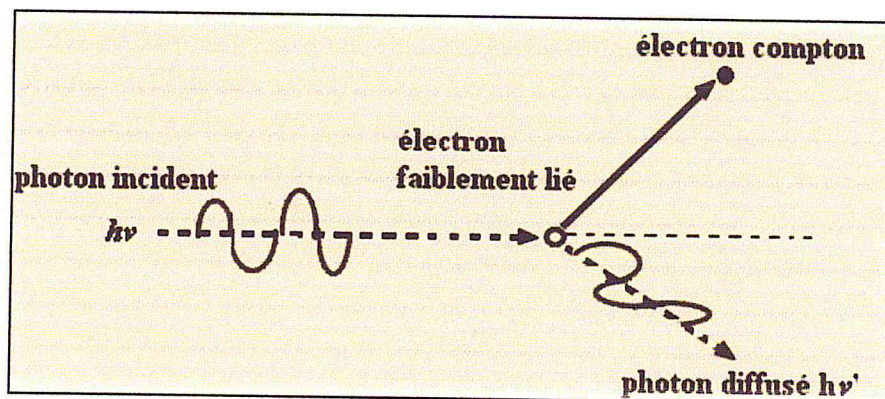


Figure I.2. Interaction d'un photon par effet Compton

I.3.2. Effet photoélectrique

Ce phénomène, concerne les photons ultraviolets (UV), les photons X et les photons γ (c.à.d. les photons d'une gamme d'énergie qui varie entre 1 et 100 keV).

C'est un processus par lequel le photon incident, cède toute son énergie à un électron des couches profondes qui est alors éjecté de l'atome, il y'a absorption totale du photon et ionisation de l'atome figure I.3, L'électron éjecté appelé photoélectron emporte une énergie cinétique E_e égale à la différence entre l'énergie du photon incident $h\nu$ et son énergie de liaison W .

$$E_e = h\nu - W \tag{I.2}$$

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

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

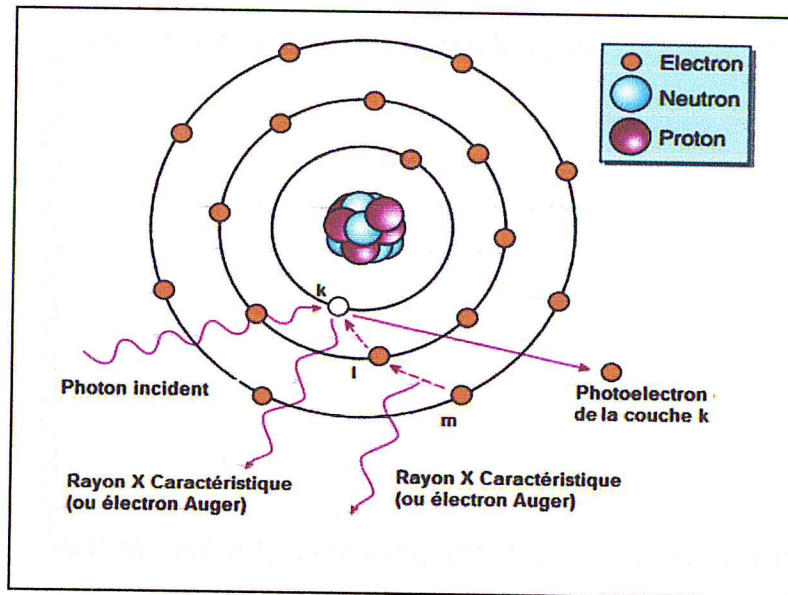


Figure I.3. Illustration de l'effet photoélectrique

I.3.3. Création de paire

L'effet de matérialisation se produit à énergie élevée ($E > 2E_0$). Le photon pénétrant dans le champ Coulombien d'un noyau se matérialise sous forme d'une paire électron-positron (e^- , e^+) figure I.4. Les lois de conservation du moment cinétique font que ces deux photons sont émis dans des directions opposées. La conservation de l'énergie s'écrit :

$$E = 2E_0 + E_{e^-} + E_{e^+} \tag{I.3}$$

Où E_0 est l'équivalent énergétique de la masse de l'électron ($E_0 = m_e c^2 = 0,511 \text{ MeV}$), et E_{e^-} , E_{e^+} sont respectivement les énergies cinétiques de l'électron et du positron.

L'électron et le positron sont ralentis dans la matière. A la fin de son parcours, le positron interagit avec un électron et s'annihile ce qui engendre l'émission de deux photons gamma d'énergie 511 keV à 180° l'un de l'autre figure I.4.

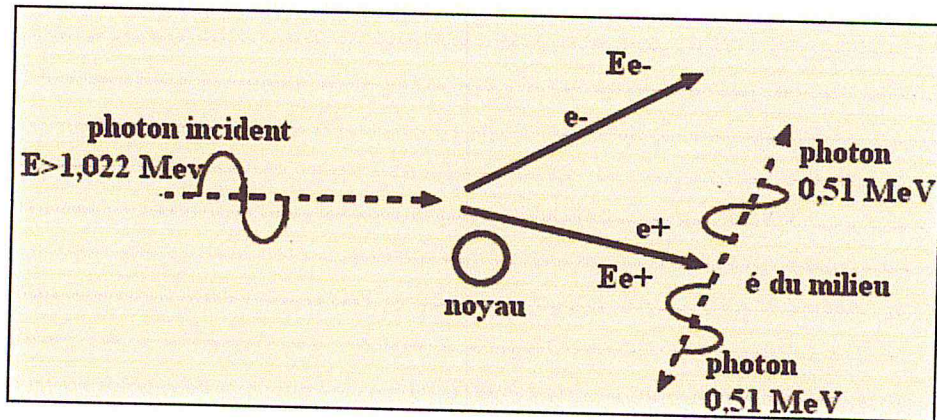


Figure I.4. Interaction d'un photon par effet de production de paire

I.4. DOMAINES DE PREPONDERANCE DES TROIS EFFETS

La probabilité d'interaction de chacun des trois effets et fonction du numéro atomique Z du milieu et énergie de rayonnement électromagnétique défini trois zones de prépondérance pour chacune des trois interactions fondamentales illustre dans la figure I.5 suivant [CUN83] :

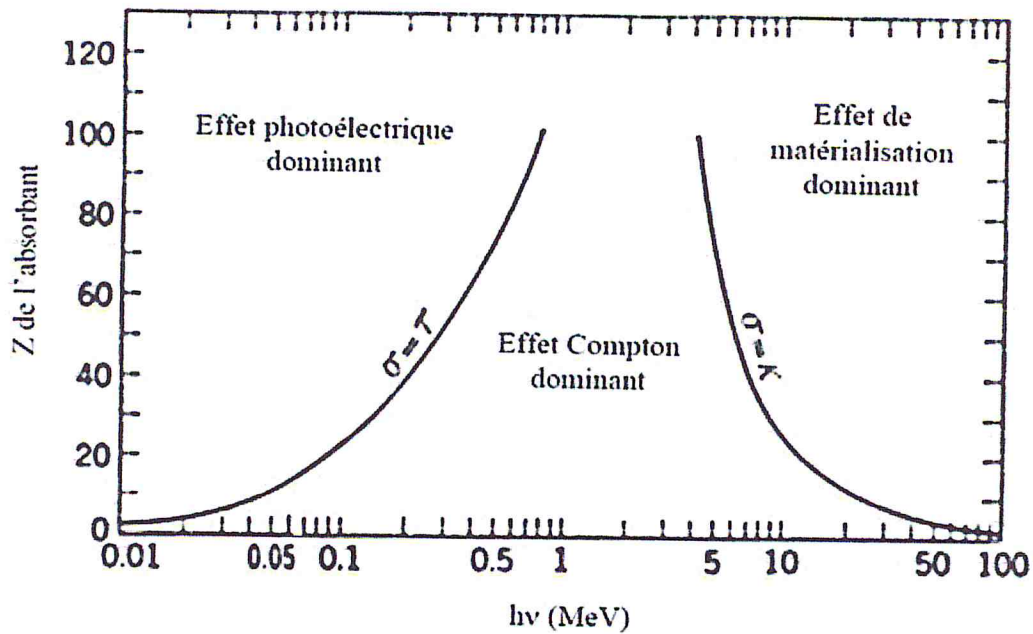


Figure I.5. Domaine de prépondérance des trois effets [EVa55]

Telle que [ERV05] :

σ : est la probabilité d'interaction par effet Compton.

T : est la probabilité d'interaction par effet photo électrique.

K : est la probabilité d'interaction par effet de production de pairs.

L'effet photoélectrique est nettement prépondérant pour des photons de faible énergie dans les matériaux lourds de Z élevé.

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

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

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

I.5. UNITES ET GRANDEURS DOSIMETRIQUES

Les grandeurs et unités radiologiques ont été définies par l'ICRU 33 [ICR80].

I.5.1. Activité (A)

Cette grandeur mesure le nombre de désintégrations par seconde que donne un Radioéléments donné. L'ancienne unité de la radioactivité est le curie (Ci), l'unité actuelle est le becquerel (Bq) ($1\text{Ci} = 3.7 \times 10^{10}$ dés/s, $1\text{Bq} = 1$ dés/s).

I.5.2. Période radioactive (T)

C'est l'intervalle de temps au bout duquel l'activité du radio nucléide diminue de moitié.

Le tableau I.1 donne des exemples de radioéléments utilisés en étalonnage [IAE00] :

Tableau I.1. Demi-vie et domaine d'utilisation de quelques radionucléides.

Source	Domaine d'utilisation	Période radioactive
^{60}Co	Etalonnage en radiothérapie	5.27 ans
^{90}Sr	Vérification des chambres d'ionisation	28.5 ans
^{137}Cs	Etalonnage en radioprotection	29.4 ans

I.5.3. L'exposition (X)

C'est le rapport de la valeur absolue de la charge totale des ions (un signe) produits dans une petite masse d'air. Ces ions proviennent lors du passage des électrons et positrons libérés ou créés par des photons et complètement arrêtés dans la petite masse d'air. L'exposition est une mesure du potentiel d'ionisation pour l'air de la radiation photonique.

$$X = dQ/dm_{\text{air}} \quad (\text{I.4})$$

Unité: C/Kg ($1\text{R} = 2.58 \times 10^{-4}\text{C} / \text{Kg}$ R: Röntgen)

I.5.4. Kerma

Le Kerma représente l'énergie cinétique libérée dans le milieu par le rayonnement Indirectement ionisant (photon, neutron). Il traduit le premier acte de transfert d'énergie, à savoir la mise en mouvement par collision des particules secondaires. Le 'Kerma' est l'abréviation de «KineticEnergyReleased per unit Mass in themedium». Et se définit par la relation :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} [J \cdot Kg^{-1}] = [Gy] \quad (I.5)$$

Où E_{tr} est l'énergie cinétique transférée aux électrons par les photons incidents dans un élément de volume de masse dm .

L'unité du Kerma est le Gray (Gy) qui représente 1 J.kg⁻¹.

Le Kerma se divise en Kerma de collision K_{col} et Kerma radiatif K_{rad} [ERV05].

Le Kerma de collision K_{col} est l'énergie transférée aux électrons secondaires qui est perdue lors des collisions et le Kerma radiatif K_{rad} est l'énergie transférée aux électrons qui est perdue par des processus radiatifs.

Donc, le kerma s'écrit :

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (I.6)$$

I.5.5. Dose absorbée

C'est la quantité d'énergie absorbée dE_a dans un volume dv de masse dm [CHO85] [IAE94].

$$D = \frac{dE_a}{dm} [J \cdot Kg^{-1}] = [Gy] \quad (I.7)$$

La dose absorbée D est une grandeur non stochastique et se définit à un point de la Matière. Elle peut être mesurée dans un milieu, par exemple l'air, mais on ne peut en déduire la dose absorbée dans un autre milieu que dans les conditions d'équilibre électronique [ARI95] où :

$$D = K \quad (I.8)$$

La rapidité avec laquelle une dose de rayonnement est administrée est cruciale pour expliquer les effets biologiques qui en résultent. Cette rapidité est exprimée par le débit de dose en Gy.s⁻¹

$$\dot{D} = \frac{D}{t} [Gy \cdot s^{-1}] \quad (I.9)$$

I.5.6. L'équilibre électronique

Le Kerma et la dose absorbée s'expriment avec la même unité. Cependant ce n'est que lorsque l'équilibre électronique est atteint dans le milieu que les quantités Kerma et dose absorbée sont égales figure I.6.

Un rayonnement gamma interagit avec la matière pour donner des électrons secondaires qui cèdent leur énergie à la matière selon différents processus (excitation, ionisation).

Considérons un faisceau de photons pénétrant dans un milieu matériel ; les électrons mis en mouvement ont un certain parcours en fonction de leur énergie.

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

$$D - K_{col} = K(1 - \bar{g}) \tag{I.10}$$

(1 \bar{g}) : La fraction d'énergie perdue lors des collisions.

Lorsque celui-ci est éteint, le flux d'électrons est proportionnel au flux de photons ; mais celui-ci étant atténué le flux d'électrons diminue alors parallèlement tout en restant proportionnel au flux de photons. [ERV05]

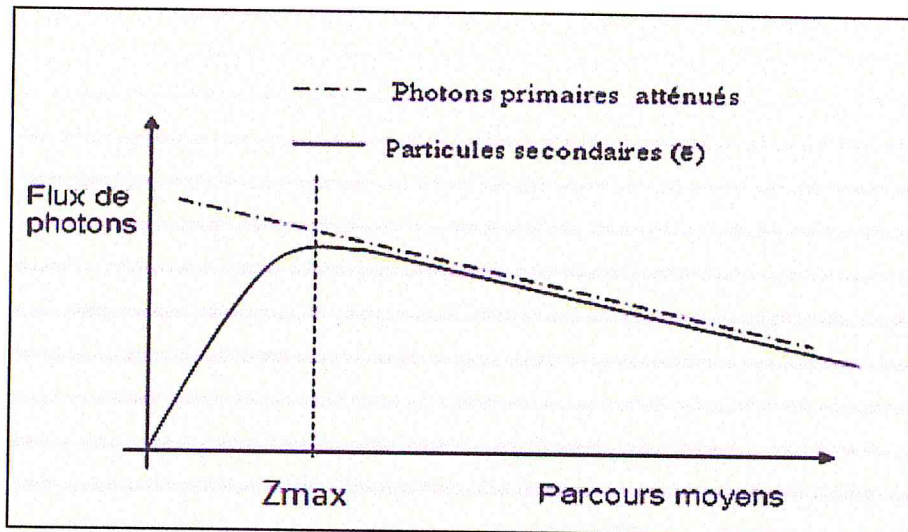


Figure I.6. Equilibre électronique.

I.6. Relations entre les grandeurs

I.6.1. Relation kerma – fluence

Considérons un champ de radiation composé de particules non chargées ayant toutes la même énergie E et décrit par une fluence Φ . Le kerma K dans un matériau donné est :

$$K = \Phi E \frac{\mu_{tr}}{\rho} \tag{I.11}$$

Où $\frac{\mu_{tr}}{\rho}$ est le coefficient de transfert d'énergie massique pour le matériau et le champ de radiation considérés.

Cette relation se comprend en notant que le coefficient de transfert d'énergie massique traduit la proportion d'énergie transmise sous forme d'énergie cinétique aux particules chargées par unité de masse et par unité de fluence. Le fait de multiplier cette quantité par la fluence donne la proportion d'énergie transmise par unité de masse. Finalement, la multiplication par l'énergie de la particule incidente donne bien l'énergie transmise par unité de masse. Connaissant le coefficient de transfert d'énergie massique pour le matériau et le champ de radiation en question, la relation précédente permet de décrire aisément la relation entre le kerma et la fluence.

I.6.2. Relation Kerma-dose absorbée

Généralement, le transfert d'énergie (kerma) du faisceau de photons aux électrons du milieu dans un emplacement particulier ne mène pas à l'absorption d'énergie (dose absorbée) au même emplacement. Ceci est dû au parcours non nul des électrons secondaires qui vont déposer leur énergie petit à petit dans le milieu en ionisant celui-ci, jusqu'à une profondeur égale au parcours des électrons d'énergie maximale : c'est la profondeur de l'équilibre électronique.

Lorsque l'électron perd son énergie par radiation de freinage, cette énergie ne contribue pas à la dose absorbée. La radiation de freinage est composée de photons qui iront interagir ailleurs dans le milieu. On relie la dose absorbée habituelle au kerma de collision. Cependant, généralement, le rapport de la dose et le kerma de collision est noté par :

$$\beta = D/K_{col} \quad (I.12)$$

Ceci implique que l'énergie transférée à un endroit dans le milieu est absorbée ailleurs dans ce même milieu. Ceci influencera la déposition de la dose dans le milieu. Supposons un faisceau de photons incidents sur un milieu. La première région est appelée la région de recouvrement électronique (build-up) et la deuxième région est une région ou l'équilibre électronique.

CHAPITRE II

MATERIEL ET PROTOCOLE DOSIMETRIQUE UTILISES

CHAPITRE II

MATERIEL ET PROTOCOLE DOSIMETRIQUE UTILISES

Dans le cadre de notre travail nous avons utilisés le matériel suivant :

II.1. Matériel

II.1.1. Unité de ^{60}Co (ELDORADO 78)II.1.1.1. Généralité sur le ^{60}Co :

Le cobalt-60 est un radioélément produite dans un réacteur nucléaire par activation neutronique de cobalt-59 naturel, La réaction nucléaire suivante donne La voie de production [MAY07].



Il se désintègre en émettant un rayonnement bêta et deux photons gamma d'énergies respectives de 1,33 et 1,17 MeV (énergie moyenne : 1,25MeV) Figure II.1. La période de désintégration est de 5,3 ans, qui correspond à une décroissance d'activité de l'ordre de 1% par mois ce qui impose de remplacer la source dans les appareils d'irradiation tous les trois à cinq ans, selon son activité initiale qui peut atteindre 200 Ci/g.

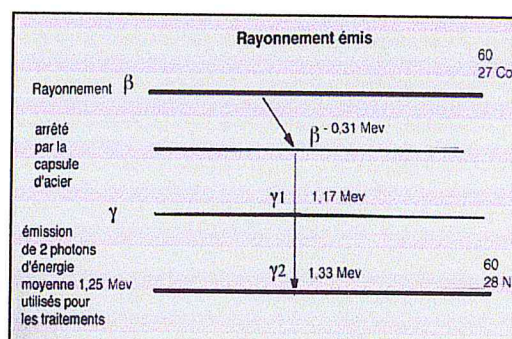


Figure II.1. : Schéma de désintégration du Co- 60

II.1.1.2. Description de L'unité de ^{60}Co (ELDORADO 78) LSED

L'appareil de cobalthérapie (ELDORADO 78) du Laboratoire Secondaire d'Etalonnage pour la Dosimétrie (LSED) est une unité d'irradiation de cobalt 60 dédiée à l'étalonnage. Elle est composée de [OME78] :

- Une colonne verticale servant de support et la tête dans laquelle se trouve, au repos, la capsule de cobalt ;
- Une source radioactive de ^{60}Co a un diamètre de 2 cm et une longueur de 3 cm, scellée dans une double capsule en acier inoxydable. L'ensemble est monté dans un conteneur de protection, réalisé en matériau lourd (Uranium appauvri) A l'intérieur de la tête, la pastille est mise en mouvement automatiquement à l'aide d'un bras

horizontal piloté par un compresseur et est ramenée de la position de stockage en position d'irradiation ;

- Une manette de command permettant de régler la hauteur et l'orientation de l'unité ;
- Un télémètre, émettant de contrôler la position des instruments à étalonner ;
- Un système de laser et une règle murale graduée ainsi une plaque métallique parallèle pour affiner le positionnement figure II.2.



Figure II.2. Système de positionnement

- Une console de commande permettant de régler le temps d'irradiation entre 1 seconde et 20 minutes ;
- Un système de collimation associe à la tête d'irradiation permettant de contrôler Les dimensions du champ d'irradiation qui peuvent varier de 5 x 5 cm² à 35 x 35 cm² sont définies à une distance source-surface (DSS) 80 cm, mesurée sur l'axe du faisceau ;
- Un système de commande permettant le mouvement vertical et la rotation sur 360° de la tête de traitement ainsi que la rotation du collimateur sur 180°.
- L'unité de Cobalt 60 "ELDORADO 78", ainsi que la console de commande sont illustrés par la figure II.3.



Figure II.3. Unité de cobalt et sa console de command ELDORADO 78 (LSED) CRNA

II.1.2. Description générale d'un accélérateur linéaire médical

Les accélérateurs linéaires médicaux sont l'un des plus importants équipements dans un service de radiothérapie moderne. La Figure II.4 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 [MAY07].

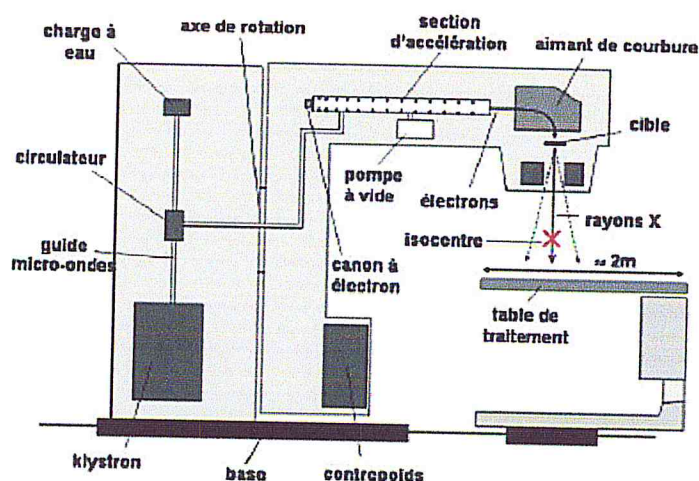


Figure II.4. Accélérateur linéaire avec ses principales composantes.

Les principales composantes sont :

- **Klystron** : Amplificateur de micro-ondes (~ 3000 MHz). En général utilisé dans les appareils de haute énergie (> 12 MeV). Il est plus stable.
- **Magnétron** : Générateur de micro-ondes (~ 3000 MHz). Il est principalement utilisé pour les accélérateurs qui produisent des rayons X.
- **Injecteur d'électrons** : 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.
- **Guide d'onde accélératrice** : Cylindres juxtaposés en cuivre de 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.

- Aimants de détournement : Ces aimants servent à diriger les électrons vers la cible.
- Tête de l'accélérateur : La tête inclut la cible, les chambres d'ionisation, le filtre égalisateur (photon), les diffuseurs (électron), les collimateurs primaires et secondaires.

La figure suivant représente l'accélérateur CLINAC Varian 2100C du CAC de Blida

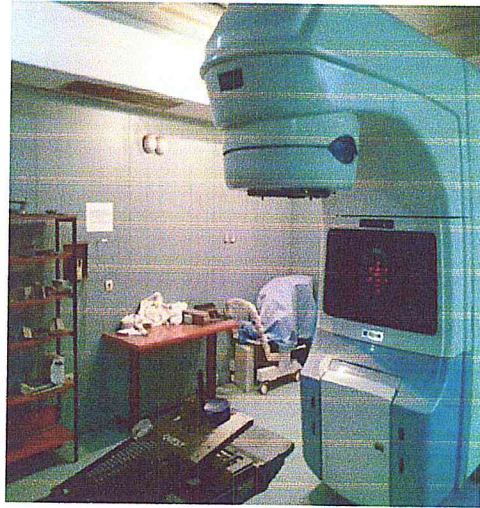


Figure II.5. Accélérateur linéaire de type Varian Clinac 2100C (CAC de Blida).

II.2. Système de dosimétrie

II.2.1. Chambre d'ionisation

Une chambre d'ionisation est simplement constituée d'un volume utile de gaz qui est délimité par deux électrodes soumis à une différence de potentiel continue Figure II.6 L'électrode centrale est portée à une haute tension positive ou négative, alors, que l'enceinte est en général mise à la masse. Ce qui va créer un champ électrique, entre la paroi de l'enceinte et l'électrode centrale. Le rayonnement incident ionise le gaz et les ions créés dans le gaz remplissant l'enceinte sont donc, attirés par l'une des électrodes suivant leur signe de charge et collectés par cette électrode, d'où l'apparition d'un courant proportionnel à la dose de rayonnement reçue [CUN83].

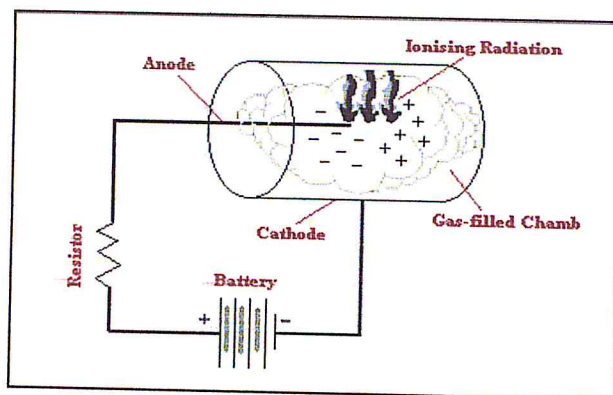


Figure II.6. : Principe de fonctionnement d'une chambre d'ionisation.

II.2.2. Types et caractéristiques de chambre d'ionisation

II.2.2.1. Chambres cylindriques

Le schéma de la figure II.7. Représente une chambre d'ionisation cylindrique de type Farmer, la plus utilisée en radiothérapie. Elle mesure l'ionisation produite dans son petit volume d'air (0.6 cm^3) en collectant les charges entre la paroi, portée à la masse et l'électrode centrale portée à un potentiel positif ou négatif (environ 300V). La paroi de la chambre est réalisée dans un matériau qui est considéré comme équivalent à l'air (graphite) ou au tissu (PMMA). [ERV05] lorsqu'elle est utilisée dans l'air, on la recouvre d'un capuchon de matériau en tissu équivalent d'une épaisseur nécessaire à l'obtention de l'équilibre électronique.

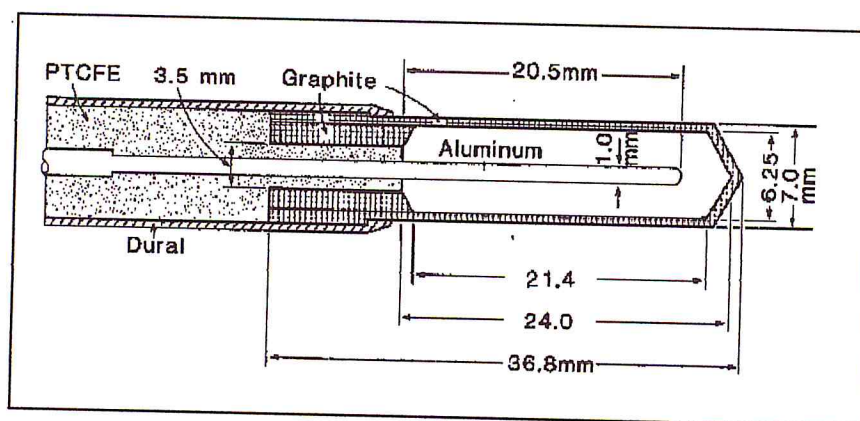


Figure II.7. : Schéma type d'une chambre de type FARMER.

Tableau II.1. Caractéristiques des chambres d'ionisation cylindrique utilisées dans le présent travail [SHA00].

	Type de la chambre d'ionisation (cylindrique)		
	NE 2581	NE2561	TW 30013 NE 2325
Volume de la cavité (cm ³)	0.6	0.33	0.6
Longueur de la cavité (mm)	24	9.2	23
Rayon de la cavité (mm)	3.2	3.7	3.1
Matériaux de la paroi	A-150	Graphite	PMMA
Epaisseur de la paroi (g/cm ²)	0.041	0.090	0.045
Matériaux du capuchon de build-up	PMMA	Derlin	PMMA
Epaisseur de capuchon de build-up (g/cm ²)	0.584	0.600	0.541
Electrode centrale	A-150	AL	Aluminium
Etanchéité	Non	Non	Oui

II.2.2.2. Chambre Plates (à plaques parallèles)

Les chambres plates sont principalement utilisées pour l'étalonnage des faisceaux D'électrons et les mesures dans la région du recouvrement électronique des faisceaux de photons. Ceci est dû à la facilité de situer la position de la mesure par rapport à celle d'une chambre cylindrique lorsque la mesure se fait dans une région de haut gradient. Le tableau II.2. Donne les spécifications de quelques chambres plates les plus rencontrées en dosimétrie clinique [SHA00].

Tableau II.2. : Spécification de la chambre plate utilisée dans notre travail

Type de chambre (plaque parallèles)	Matériau	Epaisseur de la fenêtre	Dimension de l'électrode	Diamètre de l'électrode de collection
Roos N34001	Acrylic, (C5H8O2)	118 mg/cm ² 1 mm	2 mm	15 mm

La figure II.8. Schématise les chambres d'ionisation plate et cylindrique présentée dans notre travail.

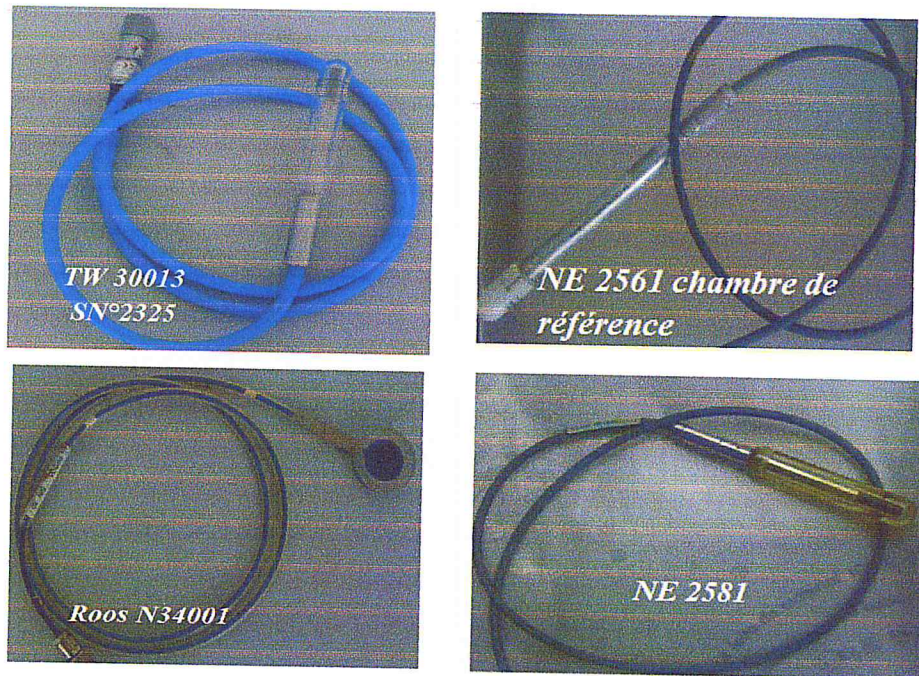


Figure II.8. Les différentes chambres d'ionisation cylindrique et plate

II.2.3. Electromètre

La charge (ou courant) produite dans une chambre d'ionisation est extrêmement faible, sa mesure exige un dispositif très sensible appelé électromètre, dont l'impédance d'entrée est très élevée ($> 10^{14} \Omega$). Un électromètre idéal devrait posséder un affichage numérique et avoir un pouvoir de résolution de quatre chiffres ou 0.01%. [IAE97] L'électromètre et la chambre d'ionisation peuvent être étalonnés séparément. Cependant, il arrive que l'électromètre fasse partie intégrante du système de dosimétrie, et il faut alors étalonner la chambre d'ionisation et l'électromètre comme étant un seul système de mesure. [IAE00]. La figure II.9 Représente les électromètres de type PTW UNIDOS 20625 et KEITHLEY 263 utilisé dans le cadre de notre travail.

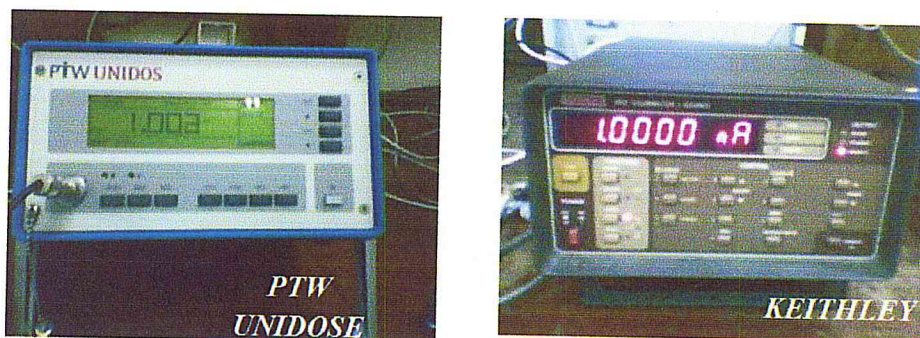


Figure II.9. les Electromètres utilisés en étalonnage et en dosimétrie clinique.

L'Electromètre PTW UNIDOS peut être connecté à un ordinateur à travers une interface RS232 par l'intermédiaire d'un logiciel « UNIDOS COMMANDER » réalisé par un ingénieur du LSED (Figure II.10). Le logiciel incorpore un baromètre et un thermomètre

électronique type PTW (TL4). Le mode de mesure de l'électromètre peut être réglé à partir de ce logiciel (mode mesure, charge ou courant, voltage de la chambre, nombre de mesures et temps de chaque mesure). Une fois le nombre de mesure effectué, le logiciel transfère ces valeurs dans un tableau Excel qui peut être édité.

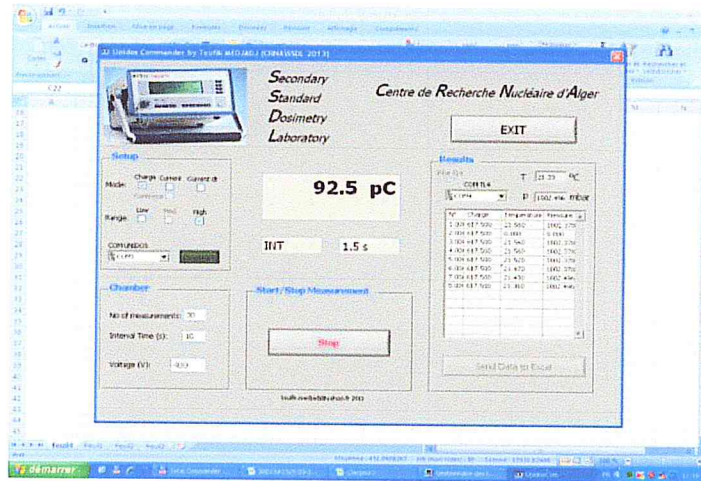


Figure II.10. Logiciel UNIDOS COMMENDER.

II.2.4. Thermomètres et baromètres

Les instruments utilisés pour la mesure de la température et de la pression sont illustrés par les figures :



Figure II.11. Thermomètre utilisés en dosimétrie clinique.



Figure II.12. Différents Baromètres utilisés au LSED : (A) à aiguille, (B) et digital.

II.2.5. Le milieu de référence (le fantôme)

Le fantôme est un matériau pouvant absorber et diffuser les rayonnements ionisants de la même façon que le tissu. Ce fantôme doit donc avoir des densités électroniques et volumiques qui se rapprochent de celles des tissus. Ceci étant, les fantômes en eau, sont les fantômes qui sont les plus fréquemment utilisés et qui sont recommandés comme milieu de référence pour les mesures de la dose absorbée, dans les protocoles dosimétriques récents, tels que les protocoles de l'AIEA, le TRS-398 [IAE00].

Alternativement, on peut aussi utiliser comme fantômes des plaques constituées de plastique tels que le polystyrène, PMMA et certaines plastiques équivalentes eaux. Mais la détermination de la dose doit toujours se référer à l'eau.

Les caractéristiques des fantômes utilisés dans le cadre du présent travail sont représentées et illustrées par la figure II.13.



Figure II.13. Fantômes utilisés dans le présent travail.

II.2.6. le système de lecture de film Gafchromic pour le profil et le PDD

Le film radiochromique est un nouveau type de film dans la dosimétrie en radiothérapie. Le plus communément utilisé est le Gafchromic qui est considéré comme un dosimètre de deux dimension. Ce film s'auto-développe, il ne requiert ni développeuse ni fixateur. Sensibilité moindre à l'humidité ainsi qu'à la lumière [LEW10].

Les films ont été scannés avec un scanner type (EPSON Perfection V750 Pro) c'est un scanner à plat utilise lampe fluorescente à cathode froide comme source de lumière et une matrice de CCD comme capteur optique. Ce scanner permet d'acquérir des numérisations en transmission ou en réflexion avec une large gamme de résolution allant de 50 ppp à 12800 ppp.

La réponse du film Gafchromic dépend de son orientation lors de l'analyse, présenter toujours la même face des films au faisceau et au scanner, et toujours dans la même orientation.

Pour la lecture des films. Nous avons utilisés un logiciel Film QA pro en suivant le protocole de laboratoire. Toute la procédure ainsi les équipements utilisés sont illustré dans le schéma suivant :

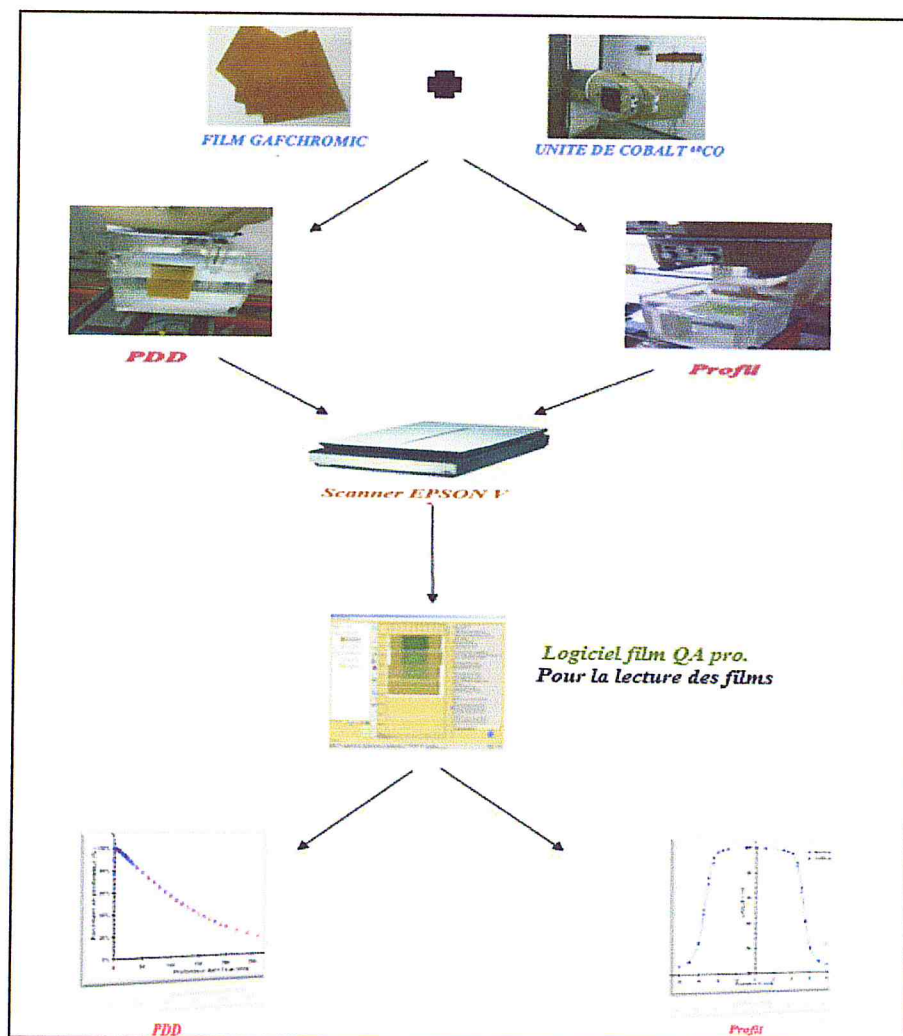


Figure II.14. le système de lecture de film Gafchromic.

II.3. Chaîne internationale de mesure et classification des instruments de mesures

L'évaluation de la dose absorbée ne peut être effectuée à l'aide d'une chambre non étalonnée. En effet, les unités de lecture enregistrées sur un électromètre relié à une chambre sont souvent exprimées en terme de grandeurs physiques connues (exposition, kerma, dose absorbée, courant, charge, tension,...). Afin d'établir une relation précise entre la lecture enregistrée sur l'appareil et la valeur de la grandeur réelle recherchée, il y a lieu de tenir compte, d'une part du facteur d'étalonnage et d'autre part d'un certain nombre de facteurs

correctifs qui tiennent compte des paramètres physiques de la chambre, des paramètres dosimétriques du faisceau. Le facteur d'étalonnage est déterminés auprès d'un laboratoire de référence et les facteurs correctifs sont déterminés expérimentalement ou publiés en littérature [IAE00].

II.3.1. Chaîne de mesure internationale

Les besoins en matière d'étalonnage des instruments destinés à la mesure des rayonnements ionisants ont conduit le Bureau International des Poids et Mesures (BIPM), à mettre en place des Laboratoires Primaires des Etalons en Dosimétrie LPED (PSDL : Primary Standard Dosimetry Laboratories). Ces laboratoires ont pour mission de développer, de maintenir et de transférer aux différents utilisateurs, des références primaires pour la dosimétrie. Ils disposent pour cela d'instruments absolus (Calorimètres en graphite et à eau, chambre absolues,... etc.). Ces laboratoires, répartis dans les pays développés (BMN/LNHB en France, NPL en Angleterre, NRC au Canada, NBS aux USA,...) ne peuvent pas répondre à tout les besoins en matière d'étalonnage dans le monde. A cet effet, l'Agence Internationale de l'Energie Atomique (AIEA) en collaboration avec l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), a mis en place un réseau international de Laboratoires Secondaires des Etalons en Dosimétrie LSED (SSDL : Secondary Standard Dosimetry Laboratories). Ces laboratoires, en nombre plus important, constituent un intermédiaire entre les laboratoires Primaires et les utilisateurs (centres de radiothérapie) [IAE00].

La figure(II.15) illustre le schéma de la chaîne internationale de mesure en dosimétrie [IAE00].

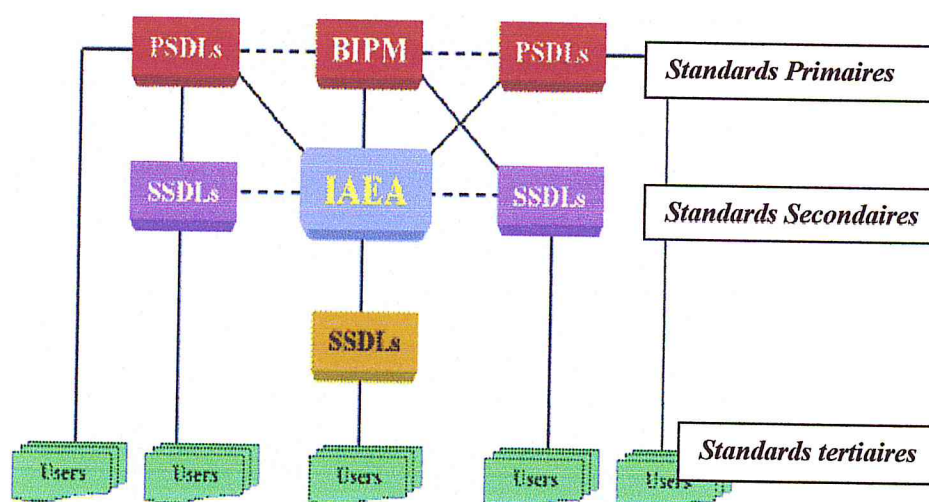


Figure II.15. Chaîne internationale de mesure.

II.3.2. CLASSIFICATION DES INSTRUMENTS DE MESURES

Les instruments de mesures utilisés dans les laboratoires de dosimétrie peuvent être classés comme suit [IAE00] :

- **Les standards**

Un standard est un instrument de mesure destiné à définir, à représenter physiquement, à conserver ou à reproduire l'unité d'une quantité (son multiple ou sous multiple) dans le but de la transmettre à d'autres instruments par comparaison.

- **Les standards primaires**

Ce sont des instruments de haute qualité métrologique, mis en œuvre dans un laboratoire primaire. Ils sont utilisés pour la détermination d'une quantité à partir de sa définition (calorimètre, chambre absolues ;...). La précision des standards primaires est vérifiée avec les autres standards appartenant à la chaîne internationale de mesure.

- **Les standards secondaires**

Ce sont les instruments étalonnés par comparaison avec un standard primaire, aussi bien directement ou indirectement à l'aide d'instruments de routine. Ces instruments sont utilisés dans les laboratoires secondaires.

- **Les standards tertiaires**

Ce sont des instruments étalonnés directement avec un standard secondaire. Ils sont mis en œuvre au niveau des utilisateurs (hôpital, industrie, ...).

II.4. Protocoles dosimétriques

L'évaluation précise d'une dose de rayonnement ionisant est effectuée en appliquant l'un des protocoles dosimétriques existant TG 21 (AAPM, 1983), TRS 277 (AIEA, 1987, 1997), TRS 398 (AIEA, 2000), TG 51 (AAPM, 2000). Tous ces protocoles sont basés sur le calcul de la dose à travers l'utilisation d'une chambre d'ionisation cylindrique ou plate, et mettent en œuvre des formalismes plus ou moins complexes.

II.4.1. Protocole basés sur l'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau

II.4.2. Protocole dosimétrique TRS-398

Un des buts majeurs du protocole de l'AIEA, TRS-398 [IAE00] est d'établir une uniformité des dosimétries des différents types de faisceaux de rayonnements ionisants utilisés en radiothérapie. Dans ce but, les protocoles basés sur le formalisme dits du $N_{D,W}$, ont été étendus à tous les types de rayonnement (à l'exclusion de neutrons) et inclut des recommandations dosimétriques et procédures de standardisation pour les faisceaux de rayons X de faible et moyen énergie, photons γ de ^{60}Co , photons, électrons, protons et ions lourds. Il inclut aussi tous les différents types de chambres d'ionisation et toutes les possibilités d'étalonnage accessibles aux différents laboratoires, de rayons X et ^{60}Co γ et d'étalonnage

directe dans un faisceau de photons et d'électrons de haute énergie. Les exigences minimums sur la qualité des instruments à utiliser comme chambre de référence sont décrites dans le TRS-398.

• **Formalisme de la dose absorbée dans l'eau (TRS 398)**

Durant les deux dernières décennies, l'AIEA et plusieurs organisations nationales comme l'AAPM (American Association of the Physicists in Medicine) et la JARP (Japanese Association of Radiological Physics), ont publié des protocoles dosimétriques pour la calibration des faisceaux d'électrons et de photons de haute énergie, les plus connus sont ceux de l'AIEA (le TRS277) [IAE97], et de l'AAPM (le TG21) [AAP83]. Ces protocoles sont basés sur l'étalonnage des chambres d'ionisation en termes de Kerma dans l'air dans un faisceau de Cobalt 60. La dose absorbée dans l'eau est déterminée en utilisant le facteur d'étalonnage $N_{D,air}$, et un certain nombre de facteurs. Par la suite, de nouveaux protocoles dosimétriques ont été publiés. Ces protocoles sont basés sur l'utilisation d'une chambre d'ionisation étalonnée en termes de dose absorbée dans l'eau. Les plus utilisés à l'échelle mondiale sont le protocole de l'AIEA (le TRS398) [IAE00], le protocole de l'AAPM (le TG51) [AAP99].

Ces nouveaux protocoles ont établi des références métrologiques pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau, tout en apportant des formalismes beaucoup plus simples qui offrent l'avantage de diminuer l'incertitude sur la dose absorbée. Cette incertitude est plus faible, du moins, que celle obtenue avec les anciens protocoles. De plus, ils permettent d'englober d'une manière systématique les différentes approches mondiales pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau en dehors des conditions de références [AAP83]. En effet, au cours de ces dernières années, la majorité des laboratoires d'étalonnage de par le monde ont adopté ces nouveaux protocoles pour les nombreux avantages qu'ils apportent. Car, rappelons-le, le but recherché consiste à établir, le plus simplement possible, la relation permettant d'obtenir la dose absorbée à partir d'une lecture de courant [IAE00].

La détermination de la dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence $Z_{réf}$ dans un faisceau de référence de qualité Q_0 est déterminée en utilisant une chambre étalonnée en termes de dose absorbée dans l'eau, placée dans un fantôme d'eau dans les conditions dite de références (Figure II.16.) :

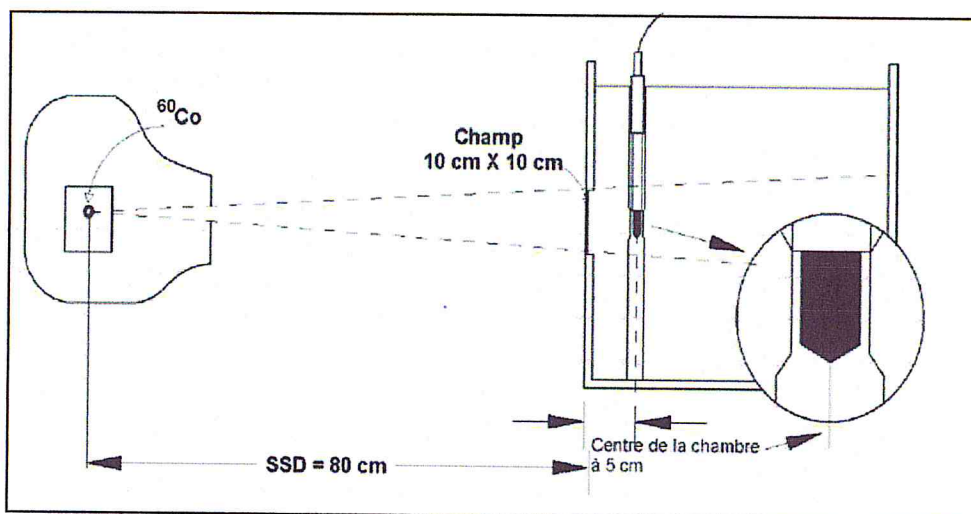


Figure II.16. Géométrie utilisée pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau.

Le formalisme de calcul de la dose est donné par :

$$D_{W,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,W,Q_0} \quad (\text{II.2})$$

Dans laquelle M_{Q_0} représente la réponse de la chaîne de mesure (chambre d'ionisation et électromètre associé) corrigée des grandeurs d'influence (température, pression, polarité, recombinaison...) dans les conditions de références et N_{D,W,Q_0} est le coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation donné par un laboratoire standard.

Dans le cas d'un faisceau de qualité Q , il est possible de déduire le coefficient d'étalonnage $N_{D,W,Q}$ à partir de N_{D,W,Q_0} , et cela en appliquant une correction sous forme d'un facteur appelé "facteur de qualité" k_{Q,Q_0} . Ce dernier tient compte des différences entre les qualités du faisceau de l'utilisateur (Q) et celui de l'étalonnage (Q_0), on aura alors la relation suivante :

$$D_{W,Q} = M_Q N_{D,W,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (\text{II.3})$$

Le facteur de correction de la qualité du faisceau k_{Q,Q_0} est défini comme un rapport des coefficients d'étalonnage en terme de dose absorbée dans les deux faisceaux de qualités Q et Q_0 de la chambre d'ionisation utilisée :

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,W,Q}}{N_{D,W,Q_0}} = \frac{D_{W,Q} / M_Q}{D_{W,Q_0} / M_{Q_0}} \quad (\text{II.4})$$

Le faisceau de référence de qualité Q_0 le plus utilisé dans les laboratoires d'étalonnage est celui des photons γ de ^{60}Co . Dans ce cas, le symbole k_Q est utilisé au lieu de k_{Q,Q_0} et Le coefficient d'étalonnage N_{D,W,Q_0} devient $N_{D,W}$. Les équations II.2. et II.3. deviennent alors :

$$D_w = M \cdot N_{D,W} \quad (\text{II.5})$$

$$D_{W,Q} = M_Q \cdot N_{D,W} \cdot k_Q \quad (\text{II.6})$$

CHAPITRE III

ASSURANCE QUALITE EN METROLOGIE

CHAPITRE III ASSURANCE QUALITE EN METROLOGIE

Dans ce chapitre, nous exposons l'étude et la vérification de quelques facteurs influents sur la mesure de la dose absorbée. En effet, la dose absorbée dans l'eau, dépend de différents types de paramètres métrologiques

Paramètres métrologique lies à la mesure de la dose absorbée

1. Paramètres physiques de l'unité de Cobalt :

- Positionnement dans les conditions de références :
 - Une DSS (Distance Source-Surface) égale à 80 cm ;
 - Point de référence de la chambre sur l'axe central du faisceau, et à 5 cm de profondeur dans l'eau ;
 - Taille du champ au niveau de la surface de référence égale à 10X10 cm².
- Temps de course de la source ;
- Le champ d'irradiation.

2. Paramètres liés à la mesure de la dose :

- Effet de stabilité des appareils de mesures ;
- Effet de température et de la pression ;
- Effet de polarité et de recombinaison ;

Certains de ces effets interviennent dans le formalisme de la dose absorbée dans l'eau

3. Paramètres dosimétriques :

- Distribution de dose dans le champ d'irradiation, qui se traduit par le profil du faisceau ;
- Paramètres qui permettent de déduire la dose dans les conditions réelles de traitement, à partir de la dose de référence

III.1. Contrôle de qualité de l'unité d'irradiation

III.1.1. Détermination de la position de la source de l'unité de ⁶⁰Co

La position de la source des appareils utilisés en radiothérapie est généralement indiquée par le constructeur. Avec le temps, cette position peut changer. En appliquant la loi de l'inverse carré de la distance, on peut déterminer cette grandeur. Puisque le faisceau primaire contient des photons diffusés, la loi de l'inverse carré ne peut lui être appliquée que si la proportion de la dose due aux rayonnements diffusés est indépendante de la distance. Il est préférable de faire les mesures aux différentes distances en laissant constante l'ouverture du collimateur afin de ne pas modifier les conditions de diffusion.

La dose absorbée D_{est} proportionnelle à l'inverse carré de la distance d :

$$D = \frac{K}{d^2} \quad (\text{III. 1.})$$

Les mesures sont relevées à des faibles distances du collimateur afin de négliger l'atténuation du faisceau dans l'air.

Il existe deux procédures expérimentales qui permettent la vérification du positionnement de la source de l'unité de ^{60}Co type ELDORADO 78 en utilisant la loi de l'inverse carré de la distance :

- Utilisation du télémètre de l'unité ;
- Utilisation de la règle murale.

Dans notre travail, nous avons suivi la seconde procédure. La position de la chambre est repérée par rapport à une règle collée au mur. Pour cela, nous utilisons un laser réticulaire placé perpendiculaire à l'axe du faisceau.

• Première Méthode

Pour effectuer cette expérience, nous relevons les mesures avec la chambre d'ionisation en la plaçant à différentes distances repérées par rapport à la règle murale. Pour chaque distance, 05 mesures de courant sont relevées et la moyenne et l'écart-type sont calculés pour chaque série de mesure. L'écart-type ne doit pas excéder 0,1%. Les conditions suivantes sont suivies Figure III.1:

- Champ 10 cm x 10 cm à la DSD 80 cm ;
- Distances variables de 60 cm à 100 cm à l'aide de la règle murale et laser latéral ;
- temps de collection de 30 secondes.

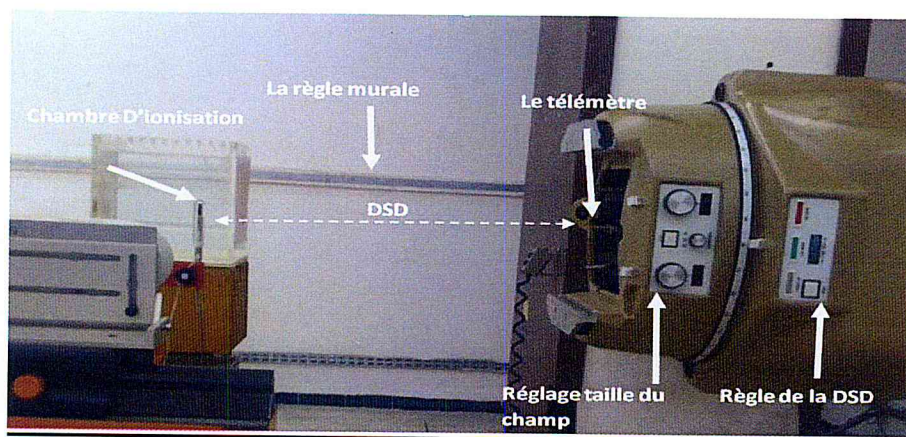


Figure III.1. Positionnement de la source à l'air libre.

Les résultats de cette expérience sont résumés par le tableau III.1. et illustrés par la figure III.2.

Tableau III.1 . Vérification de la position de la source en utilisant la règle murale de l'unité de ⁶⁰Co

Distance (cm)	Lecture (nA)	Écart type relatif (%)	1/√Q
55	0.5266	0.02	1.378
60	0.4427	0.01	1.503
65	0.3773	0.02	1.628
70	0.3254	0.01	1.753
75	0.2835	0.01	1.878
80	0.2492	0.01	2.003
85	0.2208	0.01	2.128
90	0.1970	0.01	2.253
95	0.1768	0.02	2.378
100	0.1596	0.01	2.503
105	0.1448	0.02	2.628
110	0.1319	0.01	2.753
115	0.1207	0.02	2.878
120	0.1109	0.02	3.003
125	0.1022	0.02	3.128
130	0.0945	0.02	3.253
135	0.0876	0.02	3.378
140	0.0815	0.02	3.503

La figure III.2. Montre que les variations de 1/√Q en fonction de la distance mesurée par la règle murale suivent une relation linéaire : $1/\sqrt{Q} = 0.025x + 0.003$

Où x représente la distance

Un agrandissement de la figure III.2 au voisinage de l'origine montre que la droite intercepte l'axe des abscisses à une valeur de 0.12 cm. Cette valeur correspond au décalage qui existe entre la source et l'origine de la règle.

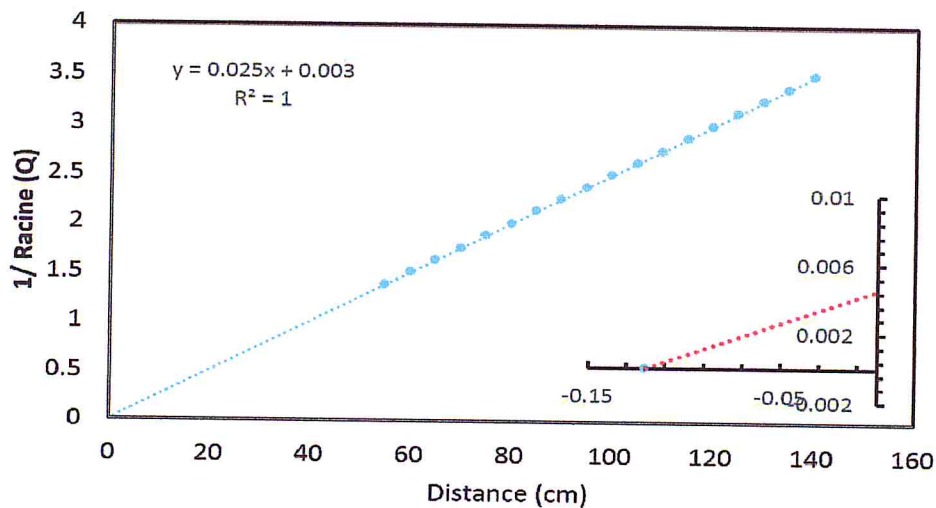


Figure III.2. variations d'Inverse carré de la lecture en fonction de la distance (mesurée avec la règle mural).

• Deuxième Méthode

La seconde méthode consiste à déterminer la valeur de X. Cette valeur représente la distance entre le centre de la source et un point de référence "C" sur le collimateur (voir la figure III.3). Pour se faire, on utilise la loi de l'inverse carrée de la distance pour déterminer X et on la compare à la valeur obtenue par la projection du point "C" sur la règle murale. L'écart de ces deux valeurs représente le décalage de la position de la source. Soient D_1 et D_2 les doses absorbées et mesurées lorsque la chambre est positionnée respectivement en d_1 et d_2 distances évaluées par rapport à la projection du point C (voir la figure III.3), et X la distance source collimateur. La projection du point "C" sur la règle murale donne $X' = 50.7\text{cm}$

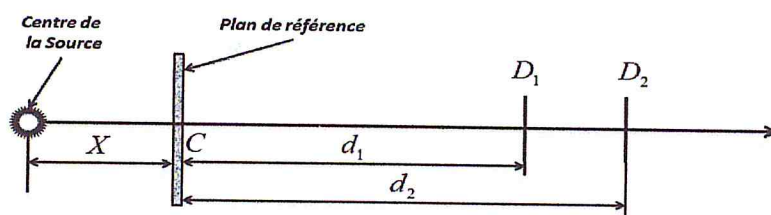


Figure III.3. Détermination du centre de la source.

D'après la loi de l'inverse carrée de la distance nous avons :

$$\frac{D_1}{D_2} = \left(\frac{d_2 + X}{d_1 + X} \right)^2 \quad (\text{III. 2.})$$

D'où :

$$X = \frac{d_2 - d_1 \sqrt{\frac{D_1}{D_2}}}{\sqrt{\frac{D_1}{D_2}} - 1} \quad (\text{III. 3.})$$

Afin de déterminer expérimentalement X tout en utilisant l'équation III.3, nous avons réalisé 5 séries de 10 mesures tout en faisant varier d_1 et d_2 et en mesurant D_1 et D_2 . Le calcul de la valeur moyenne de X des 5 séries de mesure a donné une valeur de : $X = 50.54$. La comparaison des deux valeurs de X, celle mesurée par la règle murale et celle qui été calculée expérimentalement, a fait ressortir un écart de 0.165cm. On constate que cette valeur est du même ordre de grandeur que celle obtenue avec la première méthode.

Conclusion

Notre étude montre un léger décalage de la source par rapport à l'origine de la règle murale qui est néanmoins inférieur aux dimensions de la source (qui sont de l'ordre de 2 cm de diamètre). Nous pouvons conclure la source est bien positionnée.

III.1.2. Détermination du temps de course de la source

En pratique, la source doit parcourir une certaine distance pour passer de la position de stockage en position d'irradiation est vice versa. Alors le temps affiché sur le pupitre de commande ne correspond pas exactement au temps d'irradiation (temps de course compris dans le temps affiché). Ceci produit une insuffisance sur la dose communiquée à la cible et

particulièrement pour les irradiations à faibles doses qui nécessitent des temps très court. Il faut alors tenir compte du temps de course τ de la source dans le calcul du temps effectif d'irradiation.

Soit le débit de dose absorbée \dot{D} est donnée par :

$$\dot{D} = N_{D,w} \times \frac{Q_{corr}}{t} \tag{III. 1}$$

$N_{D,w}$: est le facteur d'étalonnage de la chambre utilisée.

Q_{corr} : est la réponse de l'instrument du mesures, avec un temps d'irradiation t , corrigée par les paramètres d'influences (Température et Pression...).

t : Le temps réel d'irradiation, peut être déterminé de la manière suivante :

$$t = t' - \tau \tag{III. 2}$$

t' : est le temps d'irradiation affichée sur le pupitre de commande.

τ : est le temps de course de la source. Il est définit par la relation suivante :

$$\tau = \tau_{entrée} + \tau_{sortie} \tag{III. 3}$$

La détermination du temps de course de la source permet de calculer le temps réel d'irradiation. Il est très important de déterminer ce temps à des irradiations de faibles doses qui nécessitent des temps très courts. Nous avons a utilisé deux méthodes :

III.1.2.1. Méthode graphique

Cette méthode consiste à relever des mesures de charges collectées pour différents temps. Dans un intervalle de temps allant de 0 à 25 secondes. Les charges sont corrigées pour température et pression.

Le graphe illustrant les variations de la lecture corrigée en fonction du temps fait ressortir une droite dont l'intersection avec l'axe des abscisses permet de déduire le temps de course de la source. Dans cette méthode, il est important de conserver les mêmes conditions de mesures tout au long de l'expérience.

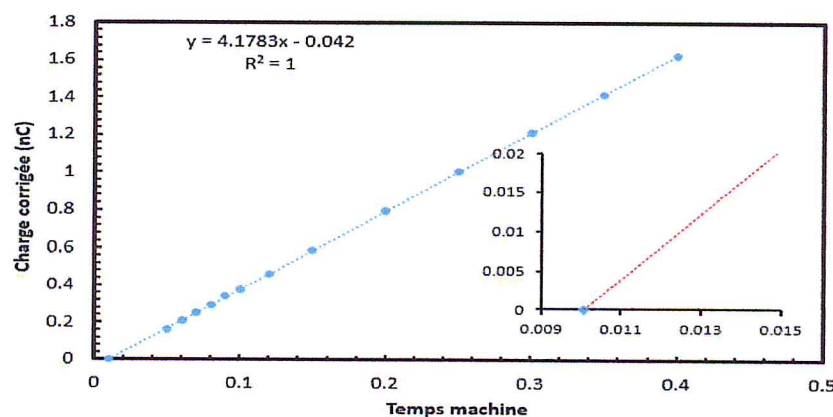


Figure III.4. Détermination du temps de course de la source par la méthode Graphique.

L'intersection de cette droite avec l'axe des abscisses (voir l'agrandissement au voisinage de l'origine) permet de déduire le temps de course de la source :

$$\tau = 0.01 \text{ mn} = 0.60 \text{ s}$$

III.1.2.2. Méthode analytique

On déduit le temps de course en effectuant deux mesures pour deux temps différents lus sur le pupitre de commande de l'unité de Cobalt 60.

Pour appliquer cette méthode, il faut prendre deux temps d'irradiation t_1 et t_2 tels que :

1. On effectue une irradiation totale d'un temps t_1 (un seul temps de course τ).
2. Le temps t_2 est fractionné en η parties, afin de faire intervenir η fois τ .

Soient M_1 et M_2 les lectures corrigées obtenues et t_1, t_2 les temps correspondants.

Sachant que le débit d'exposition est constant, nous avons :

$$\dot{D} \frac{D_1}{t'_1} = \frac{D_2}{t'_2} \tag{III. 4}$$

t'_1 et t'_2 sont les temps effectifs d'irradiation tel que :

$$t'_1 = t_1 - \tau \tag{III. 5}$$

$$t'_2 = t_2 - \eta\tau \tag{III. 6}$$

Où τ : est le temps de course de la source.

η : est le nombre de fraction de t'_2 .

Cela permet d'écrire l'équation III.4 comme suit :

$$\frac{N_{D.W} \cdot M_1}{t_1 - \tau} = \frac{N_{D.W} \cdot M_2}{t_2 - \eta\tau} \tag{III. 7}$$

En reformulant l'équation III.7 on en déduit le temps de course qui est donné par la relation suivante :

$$\tau = \frac{M_1 \cdot t_2 - M_2 \cdot t_1}{\eta M_1 - M_2} \tag{III. 8}$$

La détermination de τ par cette méthode a été réalisée en effectuant des séries de mesures correspondant à des temps différents. Le tableau (III.2) illustre les résultats obtenus

Tableau III.2 . Mesure du temps de course de la source.

Temps (s)		η	Lecture moyenne corrigée (nc)		Temps de course τ (s)
t_1	t_2		M_1	M_2	
60	60	4	4.1235	3.992	0.63
36	36	3	2.4545	2.37	0.61
18	18	3	1.206	1.12	0.62
18	24	4	1.205	1.494	0.61

La valeur moyenne de τ obtenue est : $\tau = (0.62 \pm 0.02) \text{ s}$

III.1.2.3. Conclusion

Les deux méthodes donnent approximativement le même temps de course de la source avec une valeur moyenne de τ des deux méthodes égale à 0.61 sec. En ajoutant cette valeur au temps d'irradiation programmé, nous obtenons une valeur plus appropriée et plus proche de la valeur réelle du temps d'irradiation.

Nous pouvons calculer l'erreur sur la dose absorbée pour des temps d'irradiation donnés assez courts en prenant comme exemple un temps d'irradiation de 10 s. L'erreur sur la dose, si on ne tient pas compte de τ serait égale à

$$erreur(\%) = \frac{D_{avec\tau} - D_{sans\tau}}{D_{avec\tau}} \times 100 \quad (III. 9)$$

En remplaçant le terme de la dose (relation III.4). la relation(III.9) devient

$$erreur(\%) = -\frac{\tau}{t} \times 100 \quad (III. 10)$$

Donc .pour un temps de 10 sec. L'erreur est estimée à

$$erreur(\%) = -\frac{0.62}{t} \times 100 = -6\% \quad (III. 11)$$

Ce qui correspond à une surestimation de la dose. On peut aussi remarquer que l'erreur sur la dose est inversement proportionnelle au temps d'irradiation (l'erreur augmente pour des temps d'irradiation faibles).

III.1.3. Coïncidence du champ lumineux avec le champ d'irradiation

Une des premières caractéristiques que doit vérifier une unité ^{60}Co est la coïncidence du champ lumineux et du champ d'irradiation. Cette coïncidence doit être vérifiée pour chaque unité de traitement en utilisant un film Gafchromic. Le faisceau de photons est matérialisé par un champ lumineux. Projeté par une lampe puissante qui vient se mettre au même point que la source en position d'irradiation. Le film en question est exposé perpendiculairement à l'axe central du faisceau de radiation. Une DSS de 80 cm et un champ de 10cm x 10cm à cette distance. Avec les quatre sommets du champ lumineux marqués à l'aide d'un stylo. De plus. Plaque en polystyrène ou autre matériaux équivalent tissu est placé sur le film pour assurer l'équilibre électronique.

Pour déterminer la zone où la densité optique est de 50% De celle du centre. Cette zone délimite un parallélogramme qui doit être confondu avec celui du champ lumineux avec une tolérance de 2 mm

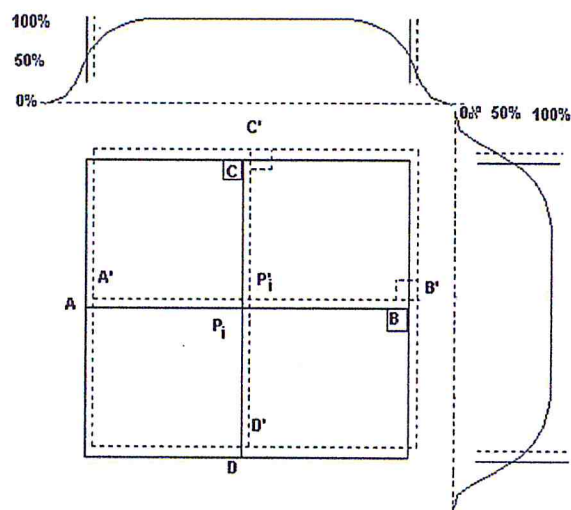


Figure III.5. Alignement du champ lumineux et du champ d'irradiation.

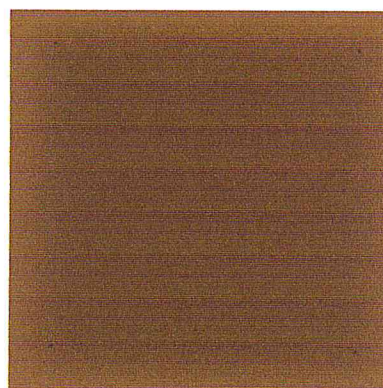


Figure III.6. Coïncidence du champ lumineux avec le champ d'irradiation.

L'image scannée Figure III.6 montre que les quatre points qui représentent le marquage du champ lumineux sont au centre de la pénombre. Ce qui démontre que le champ lumineux coïncide avec le champ d'irradiation.

III.2. Paramètres liés à la mesure de la dose

III.2.1. Stabilité de système dosimétrique (chambre+électromètre)

Il est connu que la réponse des instruments de mesure dépend de leur stabilité dans le temps. En dosimétrie et avant le début de chaque mesure, l'utilisateur doit laisser suffisamment de temps pour que le système dosimétrique atteigne une bonne stabilité.

En effet, dans la majorité des cas, on allume l'électromètre ; on place la chambre et on entame immédiatement leurs mesures. Ceci engendre des erreurs non négligeables sur la valeur mesurée.

C'est pour cette raison et pour limiter cette erreur nous nous sommes intéressés à l'effet de la stabilité sur la réponse des systèmes de dosimétries.

Dans cette partie, nous nous sommes intéressés à l'étude de la stabilité du Système chambre d'ionisation (NE2581). Electromètre (UNIDOS 10002), et nous avons effectués des mesures de courant d'ionisation immédiatement après avoir mis en fonctionnement l'unité de Cobalt. La Figure III.7 illustre la variation de la réponse du système dosimétrique exprimée sous forme de courant en fonction du temps .

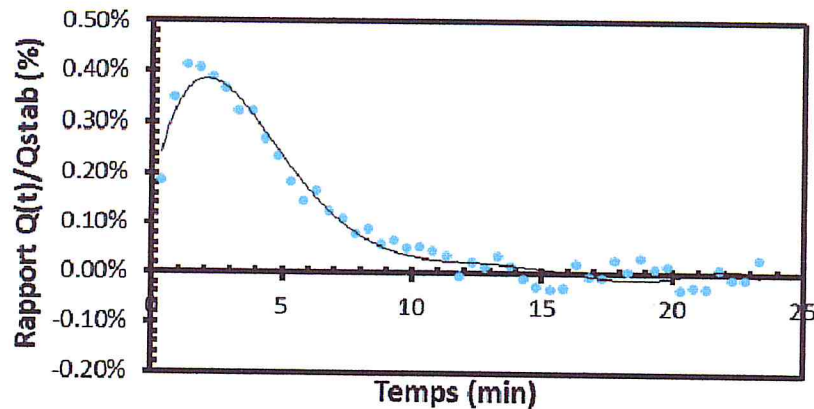


Figure III.7. Stabilité du système chambre + électromètre.

La figure III.7 montre que stabilité du système dosimétrique est atteinte au bout de 12 minutes.

Conclusion

Pour une meilleure précision de mesure, le système dosimétrique (Chambre + électromètre) doit être laissé allumer pendant un temps d'environ 12 min avant d'entamer la collecte des mesures. Pour augmenter la précision de cette mesure, la chambre doit être mise sous faisceau pendant cette période.

III.2.2. Effet de température et de pression

III.2.2.1. Méthodologie

Dans cette partie. Nous nous proposons de vérifier la relation qui donne le facteur de correction pour température et pression. En effet, Pour effectuer des mesures précises, il est nécessaire de corriger toute différence entre la densité de l'air dans la chambre au moment de la mesure et celle pour laquelle le facteur de calibration s'applique. Le facteur k_{TP} tient compte de l'influence de la température de l'air et de sa pression sur la densité de l'air dans le volume ouvert de la cavité :

$$k_{tp} = \frac{273.15+T}{293.2} \times \frac{1013.25}{P} \quad (\text{III. 12})$$

Où T et P représentent la température($^{\circ}\text{C}$) et la pression (mbar) régnant à l'intérieur de la cavité de la chambre d'ionisation. Pour des raisons techniques, la température T de l'air dans la chambre sera celle de l'eau du fantôme quand l'équilibre sera établi. Le point où la température est mesurée doit être le plus près possible du volume de la cavité. Le fantôme doit être proche de l'équilibre thermique avec son environnement afin d'éviter les dérives thermiques. Il est recommandé de remuer l'eau du fantôme avant de commencer les mesures, afin d'obtenir une répartition homogène de la température. Le thermomètre et le baromètre utilisés pour ces mesures doivent être traçables aux étalons nationaux.

Pour ce faire, nous avons utilisé une cloche hermétique dans laquelle nous avons placé une chambre d'ionisation son scellée insérée dans une source de ^{90}Sr , un thermomètre et un baromètre Figure III.8. Cette cloche est reliée à une pompe qui permet de faire le vide variant ainsi la pression à l'intérieur, et par conséquent au niveau de la cavité de la chambre. Pour faire varier la température, nous avons utilisé un séchoir électrique.

L'expérience consiste à faire varier :

- La pression. à température quasi constante
- La température pour une pression constante

Pour chaque configuration, nous avons relevé la charge mesurée par la chambre d'ionisation et donnée par l'électromètre. Le tracé de cette charge en fonction de la pression, pour le premier cas, et en fonction de la température pour le second, permet de suivre les variations de l'ionisation en fonction de ces deux paramètres.

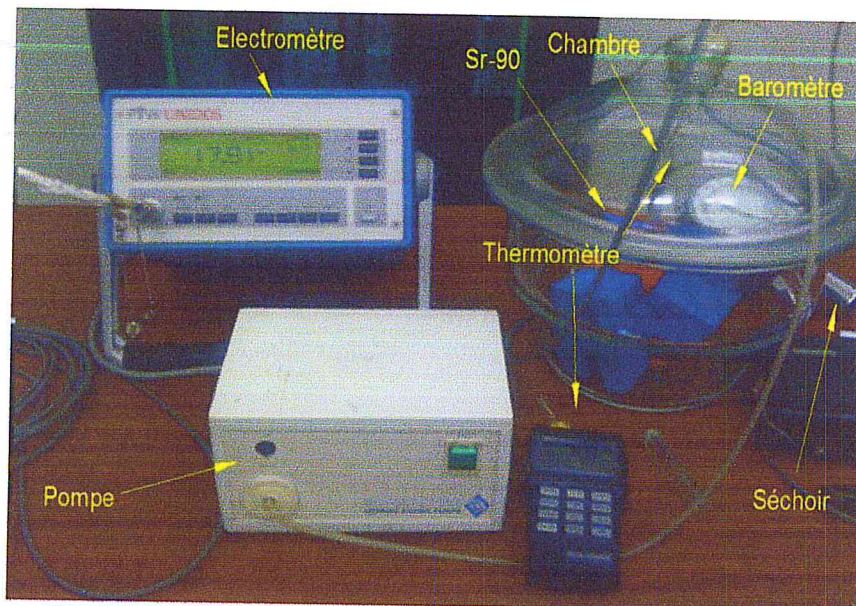


Figure III.8. Dispositif utilisé pour la vérification de k_{TP} .

III.2.2.2. Résultats et interprétation

Les résultats sont présentés par la figure III.8. Les résultats de gauche correspondent aux variations en fonction de la pression et ceux de droite pour les variations en fonction de la température. Les parties a et b des figures représentent les résultats avant et après application du facteur k_{TP} respectivement.

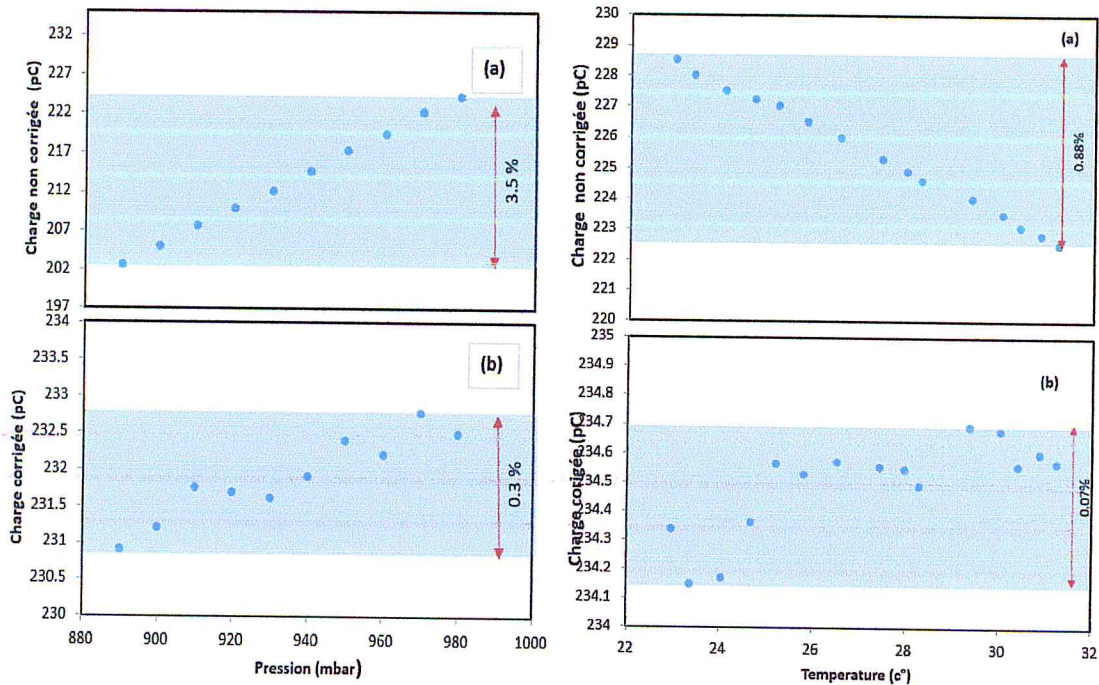


Figure III.9. Charge mesurée en fonction de la pression et de la température avant (a) et après (b) application du facteur k_{TP} .

Nous remarquons que la charge mesurée par la chambre d’ionisation varie en fonction de la température et de la pression. Pour des températures variant de 23°C à 32 °C, la charge varie de 0.9%. Pour des pressions variant de 880 mbar à 980 mbar, la charge varie de 3.5 %. Ces variations sont dues au fait que l’air à l’intérieur de la cavité change de densité.

En appliquant le facteur de correction k_{TP} , nous remarquons que les variations de la charge en fonction de la température, à pression quasi constante, chutent de 0.9% à 0.07 %. Pour les variations en fonction de la pression, à température constante, la chute est de 3.5% vers 0.3 %. Ce qui montre que l’application du facteur correctif réduit l’influence de la variation de la charge en fonction de la température et pression.

III.2.3. Effet de la polarité et de recombinaison

L’effet de polarité se traduit par une différence entre les valeurs absolues des courants d’ionisation mesurées, dans les mêmes conditions d’irradiation mais à des polarités différentes. L’effet de polarité est considéré comme étant négligeable pour des chambres d’ionisation cylindriques dans le cas d’utilisation des faisceaux de ^{60}Co . Pour tenir compte de l’effet de polarité. On introduit dans les mesures de dose le facteur K_{pol} , qui s’exprime par l’équation III.12

$$K_{pol} = \frac{|Q^+| + |Q^-|}{2|Q|} \tag{III. 13}$$

Où $|Q^+|$ et $|Q^-|$ représentent les valeurs absolues des mesures de charge faites en polarité positive et négative respectivement. Tandis que Q est la valeur absolue de la charge mesurée avec la polarité utilisée lors de l’étalonnage.

L'efficacité incomplète de collection des charges dans le volume de la cavité, due à la recombinaison ionique, implique l'utilisation d'un facteur de correction k_{rec} . Cette correction dépend de la géométrie de la chambre d'ionisation, de la tension appliquée à la chambre et du débit de dose ou de la dose par impulsion de l'accélérateur. Dans le cas d'un rayonnement pulsé, en particulier pour des faisceaux à balayage, le facteur de correction liée à la recombinaison peut être relativement important.

Par contre, pour le rayonnement continu (comme le cas d'un faisceau de ^{60}Co) l'effet est en général minime. En général, pour déterminer le facteur de recombinaison on utilise la méthode dite des "2 Voltages", dont le principe se résume par la formule(III.14)

$$k_{rec} = \frac{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1}{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \left(\frac{Q_1}{Q_2}\right)} \quad (\text{III. 14})$$

Où Q_1 et Q_2 représentent les charges collectées (ou les courants) pour deux tensions V_1 et V_2 et pour les mêmes conditions d'irradiation, tel que $\frac{V_1}{V_2} \geq 2$.

Dans notre travail, nous avons évalué les deux effets en calculant les facteurs de polarité et de recombinaison pour la chambre étalon de routine. Les résultats sont résumés dans le tableau III.3 :

Tableau III.3 . Valeurs mesurées des facteurs de polarité et de recombinaison

Facteur	Valeur mesurée	Valeur en %
k_{pol}	1.002	0.2%
k_{rec}	1.000	0.00 %

Conclusion : Les effets de polarisation et de recombinaison son négligeables pour le ^{60}Co

III.2.4. Étalonnage de l'électromètre

L'étalonnage de l'électromètre UNIDOS utilisé dans le cadre de notre travail a pour but de vérifier qu'il mesure les charges/courants avec une bonne précision. Pour cela. Nous avons utilisé une source de courant de type Keithley 263 qui fournit des courants/charges de haute précision. Des charges connues sont injectées à l'électromètre et les valeurs mesurées sont notées. Le facteur d'étalonnage de l'électromètre est donnée par :

$$\text{Facteur d'étalonnage} = \frac{\text{charge injectée}}{\text{charge mesurée}} \quad (\text{III. 15})$$

Les résultats sont résumés dans le tableau III.5 Il est à noté que les charges mesurées correspondent à une valeur moyenne de trois mesures consécutives.

Tableau III.4. Résultats de l'étalonnage de l'électromètre

charge injectée (pC)	Charge mesurée (Pc)	facteur d'étalonnage	charge injectée (pC)	Charge mesurée (Pc)	facteur d'étalonnage
0.5	0.502	0.9963	20	20.1	0.9975
1.5	1.502	0.9984	30	30.1	0.9967
2	2.003	0.9987	40	40.1	0.9975
2.5	2.503	0.9988	50	50.2	0.9970
3	3.003	0.9990	60	60.2	0.9975
3.5	3.506	0.9984	70	70.2	0.9972
4	4.004	0.9990	80	80.2	0.9975
4.5	4.503	0.9993	90	89.9	1.0011
5	5.006	0.9988	100	100.0	1.0000
5.5	5.504	0.9993	150	150.2	0.9987
6	6.003	0.9995	200	200.6	0.9970
6.5	6.505	0.9992	300	300.8	0.9973
7	7.013	0.9981	400	401.2	0.9970
7.5	7.509	0.9988	500	501.5	0.9970
8	8.007	0.9991	600	601.8	0.9970
8.5	8.506	0.9993	700	702.3	0.9967
9	9.008	0.9991	800	802.5	0.9969
9.5	9.509	0.9991	900	903.0	0.9967
10	10.050	0.9950	1000	1003.0	0.9970

Ce qui donne comme valeur moyenne du facteur d'étalonnage $k_{el} = 0.998$.

Qu'on peut approximer à 1 avec une incertitude de 0.2 % .

Conclusion

Le facteur d'étalonnage de l'électromètre PTW UNIDOS étant voisin de 1, nous pouvons conclure qu'il est bien étalonné.

III.2.5. Étalonnage de baromètre et thermomètre

Dans notre travail, nous avons utilisé un système automatique d'acquisition de donnée qui consiste en une chambre connectée à un électromètre UNIDOS et une station d'acquisition de température et de pression (TL4). Tout ce système est relié à l'ordinateur par un câble RS232. L'acquisition des données est effectuée à l'aide d'un logiciel développé par l'équipe du laboratoire (LSED). Ce logiciel récupère, à des intervalles de temps sélectionnés, la charge, la température et la pression.

Les thermomètres et baromètre du LT4 n'étant pas étalonnés, nous avons procédé à leur étalonnage en utilisant les instruments de référence du laboratoire. Pour ce faire, nous avons relevé la température et la pression du TL4 et de thermomètre et baromètre de référence à intervalles de temps arbitraires. L'étalonnage a porté sur trois jours. Les facteurs d'étalonnage

sont calculés en utilisant les équations III.16 et III.17. Les résultats sont présentés par le tableau III.5 et illustrés par les figures III.10 et III.11.

$$\text{Facteur d'étalonnage de baromètre} = \frac{\text{Barometre reférence}}{\text{Barometre TL}_4} \quad (\text{III. 16})$$

$$\text{Facteur d'étalonnage de Thermomètre} = \frac{\text{Thermomètre reférence}}{\text{Thermomètre TL}_4} \quad (\text{III. 17})$$

Tableau III.5. les facteurs d'étalonnage calculé pour Baromètre et thermomètre.

Facteur d'étalonnage	Résultats
Baromètre	0.9965
Thermomètre	1.0099

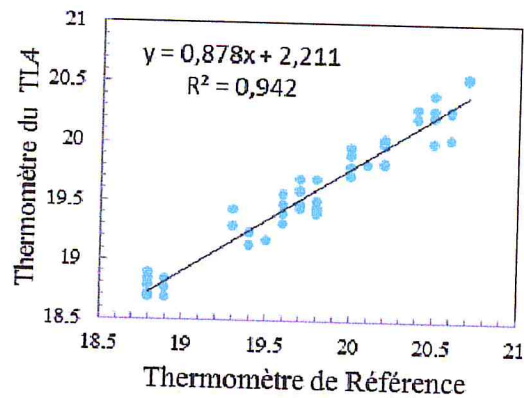
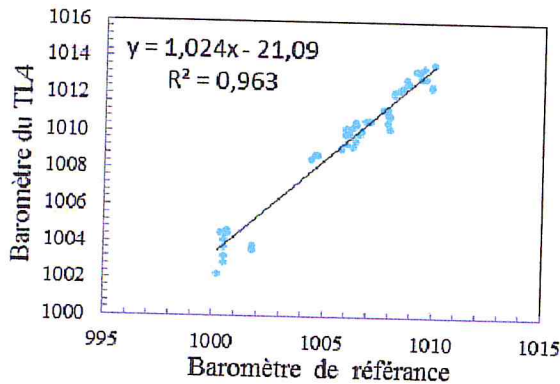


Figure III.10. Pression du TL4 en fonction de baromètre de référence.

Figure III.11. Température du TL4 en fonction de la température de référence.

Conclusion

Le TL4 mesure la température et la pression avec des écarts de 1 % et -0.35 % respectivement. Ce qui démontre qu'on doit appliquer les facteurs d'étalonnage déterminées expérimentalement. Ceci a été pour toutes les mesures que nous avons effectuées à l'aide du système d'acquisition de données.

III.2.6. Étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau dans un faisceau de référence de photons γ de ^{60}Co

C'est l'approche proposée par les protocoles dosimétriques les plus récents. et en particulier par le protocole TRS 398 de l'AIEA.

III.2.6.1. Détermination du coefficient d'étalonnage N_{D,W,Q_0}

D'après ces nouveaux protocoles dosimétriques. La dose absorbée D_{w,Q_0} à la profondeur de référence Z_{ref} dans l'eau, est obtenue en utilisant une chambre étalonnée en termes de cette grandeur dosimétrique. En appliquant la relation suivante :

$$D_{w,Q_0} = N_{D,W,Q_0} \cdot M_{Q_0} \text{ (cGy/U.L)} \quad (\text{III. 18})$$

Où :

N_{D,W,Q_0} : est le coefficient d'étalonnage de la chambre en termes de dose absorbée dans l'eau

D_{w,Q_0} : est la valeur de référence de la dose absorbée dans l'eau dans le faisceau de référence de gammas du ^{60}Co ou de photons X (qualité Q_0), au point de centrage de la chambre d'ionisation, en l'absence de celle-ci (cGy). Il s'agit de la valeur de la dose absorbée dans l'eau déterminée dans l'eau à la profondeur de référence Z_{ref} pour une irradiation durant à un temps donné.

M_{Q_0} : est la lecture de la chambre (en unités de lecture) corrigée pour l'influence de la température et de la pression, de l'effet de polarité et des pertes de charges par recombinaison.

La profondeur de référence Z_{ref} telle que recommandée par le protocole dosimétrique TRS 398 est $Z_{ref} = 5$ ou 10 cm. Si la chambre n'est pas étanche, elle doit être recouverte d'une gaine d'étanchéité qui sera ensuite utilisée pour les mesures dans le faisceau de l'utilisateur.

Le coefficient d'étalonnage $N_{D,W}^U$ de la chambre de l'utilisateur, exprimé en termes de dose absorbée dans l'eau D_w , déterminé par la méthode par substitution décrite ci-après, et donné par la relation :

$$N_{D,W}^U = \frac{D_{w,ref}}{M_{corr}^U} = N_{D,W}^{ref} \frac{M_{corr}^{ref}}{M_{corr}^U} \quad (\text{III. 19})$$

Où.

D_{ref} est la valeur de référence de la dose absorbée dans l'eau, mesurée avec l'étalon de référence.

$N_{D,W}^{ref}$ est le facteur d'étalonnage de la chambre de référence ; M_{corr}^{ref} et M_{corr}^U sont respectivement les lectures corrigées pour effet de température et de pression de la chambre de référence et de la chambre à étalonner.

III.2.6.2. Procédures d'étalonnage des chambres cylindriques en termes de dose absorbée dans l'eau

L'étalonnage des chambres d'ionisation est en général effectué en utilisant la méthode par substitution qui consiste à réaliser deux mesures successives avec la chambre de

référence et la chambre à étalonner, dans les mêmes conditions géométriques de référence décrites ci-dessous et illustrées par la figure III.12.

Conditions de références

- Point de référence de la chambre sur l'axe centrale du faisceau.
- Axe de la chambre perpendiculaire à l'axe du faisceau.
- Distance source – surface du fantôme égale à 80cm.
- Point de référence de la chambre à une profondeur de 5 g/cm^2 dans l'eau.
- Taille du champ au niveau de la surface du fantôme égale à $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$.

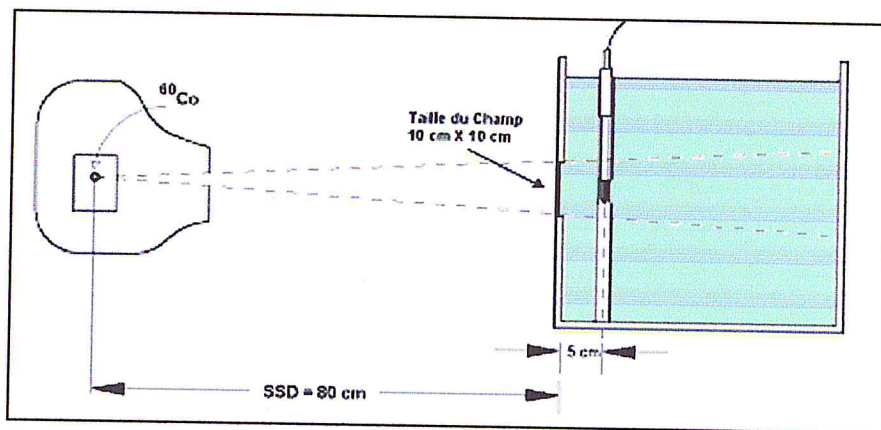


Figure III.12. Conditions géométriques de référence pour l'étalonnage des chambres cylindrique en termes de dose absorbée dans l'eau

III.2.6.3. Dispositif expérimental

Le matériel suivant a été utilisé dans cette partie de travail :

- Unité de ^{60}Co (ELDORADO78) du LSED
- Chambre d'ionisation cylindrique : PTW30013 numéro de série 2325
- gaine d'étanchéité : en PMMA de 1 mm d'épaisseur
- Fantôme d'eau : type AIEA
- Electromètre : UNIDOS type T10002 Numéro de série 20362
- Baromètre et Thermomètre PTW TL4.

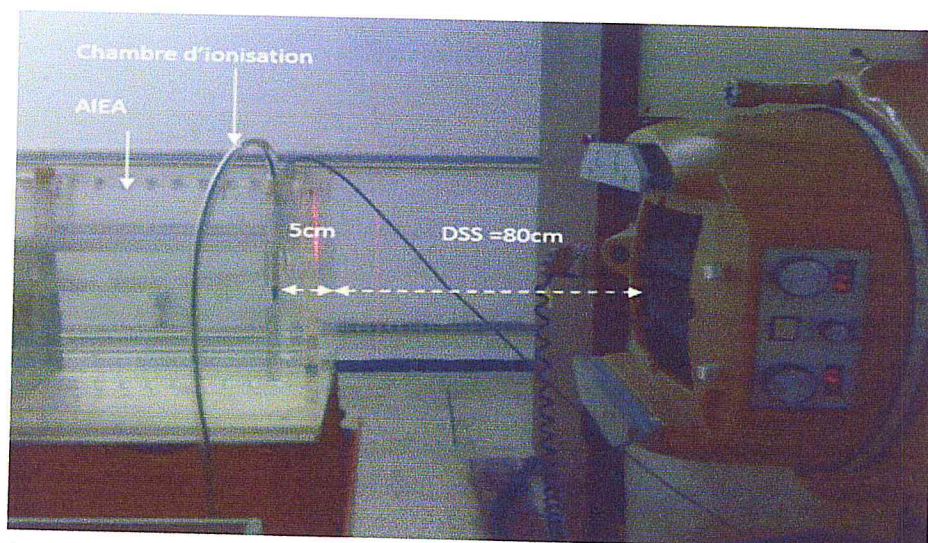


Figure III.13. Dispositif expérimental utilisé pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau.

III.2.6.4. Résultats et interprétations

Pour les besoins de notre travail, nous avons procédé à l'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau de la chambre cylindrique en utilisant la procédure et les conditions géométriques illustrées plus haut. L'étalonnage a été effectué en utilisant la méthode de substitution par comparaison avec l'étalon secondaire (chambre de type NE2561#329, associée à l'électromètre UNIDOS type T10002 # 20362) et en tenant compte des effets de température et de pression. Par ailleurs, et pour valider notre étalonnage, nous avons entrepris de mesurer les débits de l'unité de ⁶⁰Co à l'aide de la chambre étalonnée et le débit ont été comparé avec celui mesuré par l'étalon secondaire.

Les résultats d'étalonnage sont reportés sur le tableau III.6. Une copie du certificat d'étalonnage établi pour la chambre de routine est donnée par la figure III.14.

Tableau III.6. Coefficients d'étalonnage $N_{D,W,Q0}$ de l'étalon secondaire et étalon de routine. Les trois dernières colonnes donnent les valeurs des débits de dose absorbée dans l'eau mesurés l'étalon secondaire et l'étalon de routine et leur écart.

Chambre de routine	$N_{D,W,Q0}^{ref}$ (mGy/nC)	$N_{D,W,Q0}^U$ (mGy/nC)	Débit de référence (mGy/min)	Débit mesuré (mGy/min)	Déviaton (%)
PTW30013 #232	103.50	53.42	149.934	149.935	$3.21 \times 10^{-4} \%$

III.2.6.5. Conclusion

La chambre cylindrique PTW 30013 #2325 a été étalonnée en utilisant la méthode par substitution par comparaison avec l'étalon secondaire du Laboratoire. Cet étalonnage nous permet de continuer notre travail expérimental avec cette chambre tout en préservant l'étalon secondaire précieux pour la Laboratoire.

CENTRE DE RECHERCHE NUCLEAIRE D'ALGER

Certificat d'Etalonnage No. : **SSDL/2015/009**

L'Equipement suivant appartenant au : *CAC Blida*

	Chambre d'ionisation	Electromètre
Model/Type :	30013	UNIDOS 10002
Numérode Série	2325	20323
Fabriquant	NUCLEAR ENTREPRISE	PTW
Etalonnage effectué	Du: 25-mai-15	au 25-mai-15

Le facteur d'étalonnage a été déterminé par la méthode de substitution en utilisant l'étalon secondaire NE2561A#329. Cette chambre a été étalonnée au Laboratoire de référence de l'AIEA en Juin 2002 pour le faisceau gamma de ⁶⁰Co et Rayons x de qualités recommandées par le CCEMRI.

I. Etalonnage en terme de Kerma à l'air libre

Qualité du rayonnement	Chambre N_K [mGy/nC]	Chambre + Electromètre N_K [mGy/unite de lecture]	K_{air} [mGy/min]
Rayons γ du ⁶⁰ Co*	$\pm 1.2\%$		

*: Dans le faisceau de Cobalt-60, la chambre est étalonnée avec son capuchon d'équilibre électronique

II. Etalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau

Qualité du rayonnement	Chambre $N_{D,w}$ [mGy/nC]	Chambre + Electromètre $N_{D,w}$ [mGy/unite de lecture]	D_w [mGy/min]
Rayons γ du ⁶⁰ Co*	53.42 $\pm 1\%$		150

Conditions de Référence : T = 20° C, P = 101.325 kPa et H.R = 50.0 %.

Les incertitudes sur les facteurs d'étalonnage correspondent à un niveau de confiance de 95 % (k=2).

Réglages de l'électromètre	[Current dt
Unités de lecture	nC
Polarisation	-400v
Polarisation pour l'étalonnage de la chambre (seule):	

Étalonnage effectué par: *DARI-BAHABI-RAFAI*
 Résultats vérifié par: *M, ARIB*

Date

Directeur General du CRNA

Centre de Recherche Nucléaire d'Alger. 02 Bd Frantz Fanon, BP399, Alger-Gare, Alger, Algérie
 Tél: 213-021-43-44-44 - Fax 213-021-43-42-80

Figure III.14. Certificat d'étalonnage pour chambre cylindrique de routine.

III.3. Dosimètre relative des faisceaux du ^{60}Co

III.3.1. Étude de la distribution de dose (profil du faisceau)

III.3.1.1. Méthode

Il est nécessaire d'avoir la répartition de la dose par rapport à l'axe du faisceau. C'est la variation de la dose absorbée dans le plan perpendiculaire à l'axe du faisceau avec une taille de champ fixe.

La méthode consiste à faire varier la position d'un détecteur, qui est le plus souvent une chambre d'ionisation, dans les deux directions X et Y dans un fantôme d'eau par rapport à l'axe du faisceau. On en déduit les profils dans ces deux directions en exprimant les valeurs des doses en termes de pourcentage par rapport à la valeur maximale normalement située sur l'axe du faisceau.

Dans notre travail, nous avons déterminé les profils du faisceau de ^{60}Co , à une profondeur de 5 cm dans l'eau pour la taille du champ standard 10 cm x 10 cm, en utilisant un fantôme de type MEDTEC et une chambre étanche, l'irradiation étant verticale. A des fins de comparaison, nous avons aussi déterminé les profils pour la même taille du champ à une profondeur de 4.8 cm (équivalente à 5 cm dans l'eau) dans un fantôme solide en plexiglas pour une DSS de 80 cm en utilisant les films Gafchromic évalués avec un logiciel spécifique FilmQa Pro.

III.3.1.2. Résultats, interprétation et conclusion

Les profils mesurés sont représenté par la figure III.15.

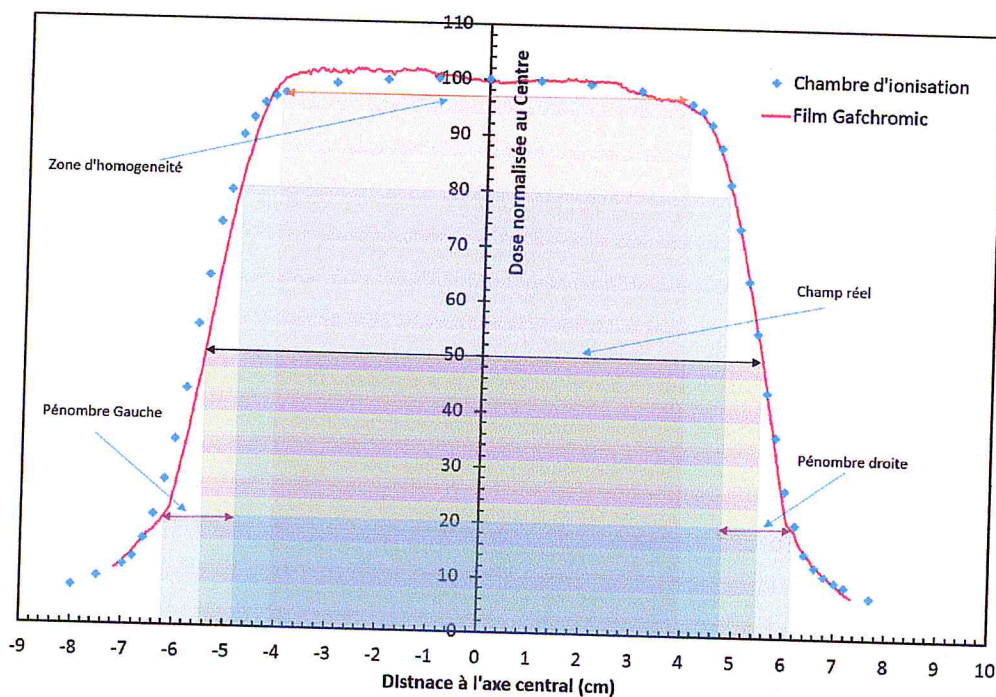


Figure III.15. Profils horizontaux dans les conditions de référence avec les films Gafchromic et avec la chambre

La courbe du profil dans les conditions de référence, représentée par la figure III.15., montre que la dose maximale se trouve sur l'axe central du faisceau et que la zone d'homogénéité du faisceau se situe entre - 4cm et +4 cm. Par ailleurs, nous avons vérifié que les profils des faisceaux sont symétriques par rapport à l'axe central du collimateur.

Les pénombres droite et gauche, qui sont définies comme les différences des distances correspondant à 80 % et 20%, sont égale à 1.2 cm.

Concernant la taille du champ à 5 cm de profondeur, elle est définie pour 50 %. Le graphe donne une valeur de 10.8 cm. Ceci concorde avec la valeur calculée en utilisant la règle des triangles semblable (à 80 cm, la taille es de 10 cm x 10 cm, pour une distance de 85 cm, le calcul donne 10.63 cm).

III.3.1.3. Conclusion

Les profils mesurés dans l'eau sont parfaitement symétriques ce qui démontre que la source est bien centrée sur cet axe.

Les profils mesurés avec les films Gafchromic sont quasiment confondus avec ceux déterminés avec une chambre d'ionisation.

Par ailleurs, nous pouvons conclure que la pénombre à 5 cm dans l'eau est de l'ordre de 1 cm, ce qui acceptable pour ce genre de source.

III.3.2. Étude de la distribution de dose (rendement en profondeur)

Le rendement en profondeur dans un milieu irradié a été défini par l'ICRU comme étant le rapport en pourcent (%) de la dose absorbée D à une profondeur z . sur la dose absorbée maximale D_{max}

$$PDD = \frac{D(z)}{D_{max}} \times 100 \quad (\text{III. 20})$$

Dans cette partie du travail, nous avons mesuré le rendement en profondeur de la source de ^{60}Co du Laboratoire d'Etalonnage Secondaire pour la Dosimétrie.

III.3.2.1. Détermination des rendements en profondeur avec chambre d'ionisation

Dans cette partie du travail, nous avons utilisé une chambre d'ionisation cylindrique de type PTW30013# 2325 et des fantômes à irradiation verticale de type eau (MEDTEC), PMMA et Polystyrène. La chambre est positionnée dans les conditions de référence suivantes

- Une DSS 80 cm.
- Le champ est de 10cm x 10cm au niveau de la surface de l'eau.
- Le point effectif de la chambre (surface interne de la fenêtre) se trouve à la profondeur de mesure dans l'eau. et sur l'axe du faisceau.

La figure III.16 illustre les conditions de référence adoptées :

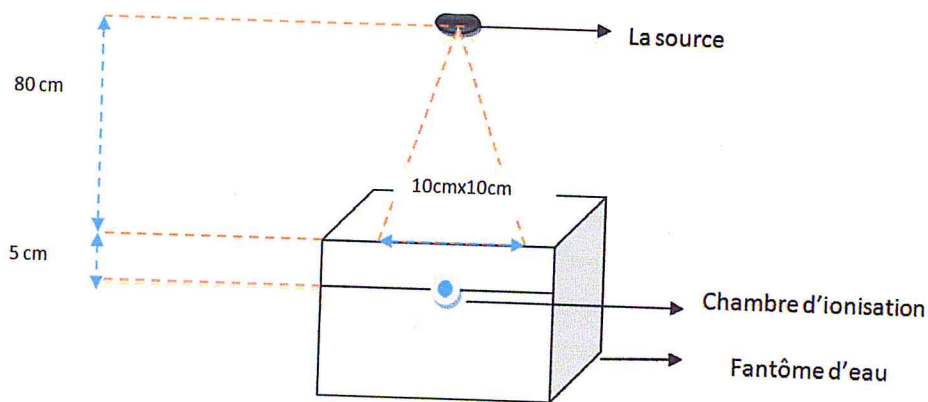


Figure III.16. Conditions géométriques pour la mesure du rendement en profondeur pour fantôme de type MEDTEC.

III.3.2.1. Détermination des rendements en profondeur avec des films Gafchromic

Le rendement en profondeur a été mesuré aussi en plaçant un film Gafchromic verticalement dans l'eau et en l'irradiant avec un champ fixe de 10 cm x 10 cm pendant 10 min (Fig. III.17).

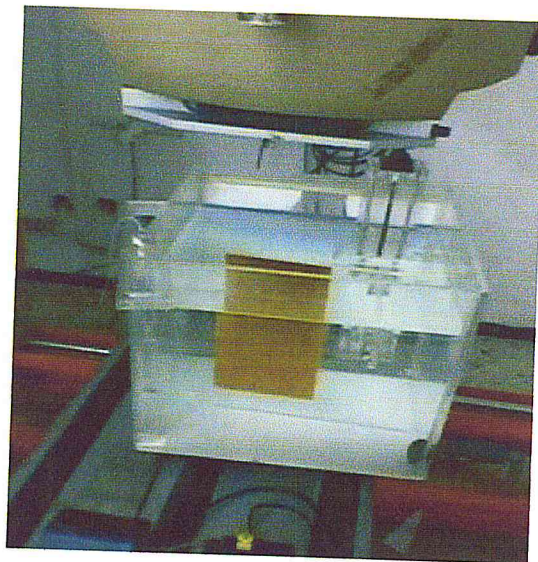


Figure III.17. Mesure des PDD avec un film Gafchromic.

La figure III.18. Illustre la courbe du rendement en profondeur obtenue par la chambre d'ionisation. Sur cette figure, nous avons inclus les valeurs publiées dans le BJR25 [BJR96] pour une source de ^{60}Co . Sur cette figure, nous n'avons pas pu inclure les résultats des films Gafchromics. Les films irradiés n'ont pas pu être évalués parce que la licence du logiciel FilmQa Pro a expiré avant.

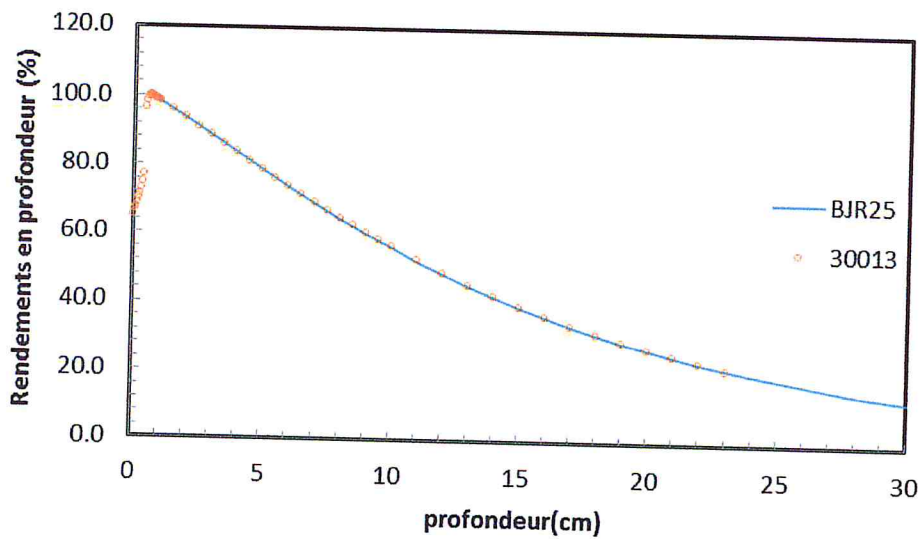


Figure III.18. Rendement en profondeur dans les condition de référence.

Selon la figure III.18., la dose croit avec la profondeur jusqu'à atteindre un maximum à 0.5 cm, où il y a un dépôt maximum de dose (région de build-up), puis décroît.

Nous avons aussi entrepris de mesurer les rendements en profondeur dans deux fantômes solides : le PMMA et le polystyrène. Les résultats sont illustrés par la figure III.19.

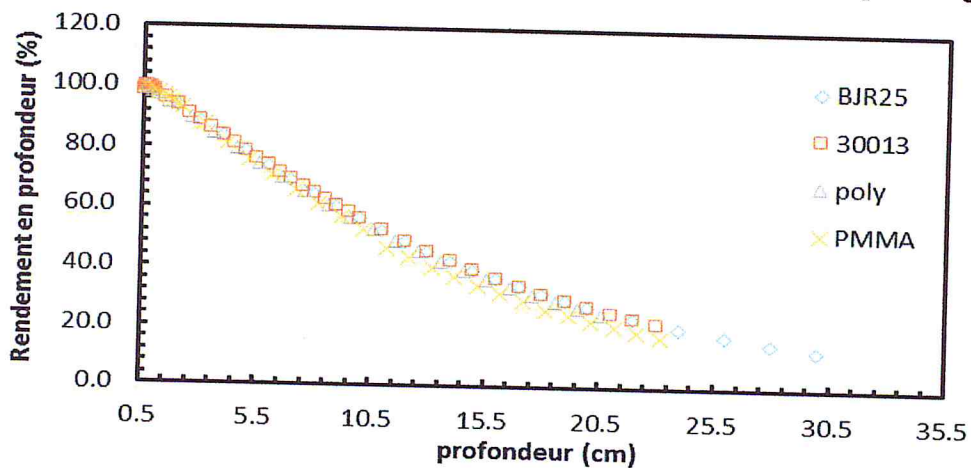


Figure III.19. Rendement en profondeur déterminés dans les 3fantômes avec la chambre 30013.

Cette figure montre que les courbes de rendement en profondeur sont quasiment confondues et concordent avec ceux publiés dans le BJR 25. L'écart du fantôme PMMA est dû au faite que nous avons utilisé un fantôme de dimensions 15 cm x 15 cm sur lequel nous avons ajouté des plaques de 30 cm x 30 cm. Pour des épaisseurs supérieures à 10 cm, la diffusion n'est pas complète ce qui donne des rendements inférieurs. Pour la profondeur de

référence (5 cm dans l'eau, 4.2 cm pour le PMMA et 4.7 cm pour le polystyrène), les rendements en profondeur concordent tous.

Conclusion

On peut constater que les résultats obtenus concordent avec ceux publiés dans la littérature internationale (BJR25 [BJR96]). Les résultats le plus important concerne la profondeur de dose maximale qui a été déterminée comme étant $Z_{max} = 5$ mm ce qui concorde parfaitement avec les résultats connus.

III.3.2.2. Variations du Rendement en profondeur

Dans cette partie du travail, nous avons utilisé une chambre d'ionisation de type Cylindrique (TW30013) et de type plate (ROOS) positionnées dans un fantôme à irradiation verticale de type MEDTEC à une DSS 80 cm. Les mesures sont faites Pour les champs de 10 cm x10 cm et 15 cm x15 cm ; Dans le but de vérifier la variation du rendement en profondeur en fonction du champ et des chambres.

Les figures III.20. Et III.21. illustrent les courbes du rendement en profondeur obtenues.

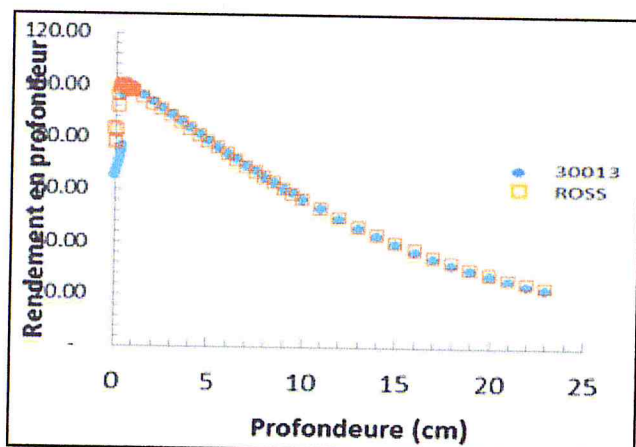


Figure III.20. Rendement en profondeur pour le champ 10 cm x 10cm dans l'eau pour les deux chambres 30013 et Roos.

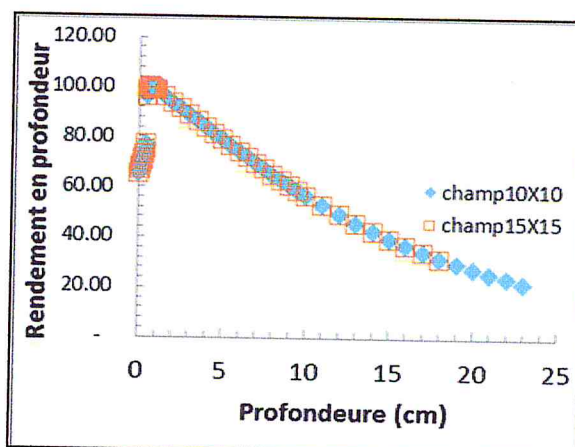


Figure III.21. Rendement en profondeur dans l'eau avec la chambre 30013 pour les deux champs 10x10 cm² et 15x15 cm².

Conclusion

La différence du rendement en profondeur pour 10 cm x 10 cm et 15 cm x 15 cm n'est pas significative. Nous remarquons aussi que la différence entre les courbes de rendement en profondeur mesurés avec les chambres cylindrique et plate n'est pas significative aussi.

III.3.3. Influence de l'ouverture du collimateur et détermination du facteur de collimation (F.O.C)

Lorsque l'ouverture du collimateur augmente, le Build-up (profondeur où la dose est maximale) se rapproche de la surface. Ceci est dû à l'augmentation du flux des électrons secondaires et des photons diffusés par le collimateur lorsque sa surface interne croît.

L'augmentation de la section du faisceau entraîne celle du volume diffusant ; il en résulte un accroissement du flux des électrons secondaires et donc de la dose sur l'axe. Ainsi on détermine un facteur correctif (Facteur d'Ouverture de Collimation "F.O.C") pour tenir compte de l'influence de l'ouverture du champ.

Méthode et dispositifs utilisés

Le facteur de collimation (F.O.C) est défini dans l'ICRU24 comme le rapport du débit d'exposition ou débit de dose d'un champ donné à celui d'un champ de référence. Il s'obtient en mesurant les doses $D(c)$ mesurées par une chambre d'ionisation placée dans les conditions de référence pour un champ de dimension c . à la dose $D(10)$ pour le champ de référence.

$$FOC = \frac{D(c)}{D(10)} \quad (\text{III. 21})$$

Dans le présent travail. Nous avons étudié les variations du F.O.C en fonction de la taille du champ de 6 cm x 6 cm à 25 cm x 25 cm pour une distance source-détecteur (DSD) de 80 cm.

Les FOC ont été mesurés dans l'eau, PMMA et Polystyrène à l'aide d'une chambre d'ionisation cylindrique de type 30013. l'irradiation est faite horizontalement.

Les résultats sont résumés dans le tableau (III.7)

Tableau III.7. Facteur d'ouverture du collimateur

Champ (cm ²)	Fantôme			Champ (cm)	Fantôme		
	Eau	PMMA	poly		Eau	PMMA	poly
6x6	0.929	0.931	0.933	13x13	1.043	-	-
7x7	0.954	-	-	14x14	1.051	-	-
8x8	0.971	0.963	0.973	15x15	1.059	1.059	1.060
9x9	0.987	-	-	16x16	1.07	-	-
10x10	1	1	1	18x18	1.089	-	-
11x11	1.017	-	-	20x20	1.105	1.098	1.100
12x12	1.028	1.024	1.021	25x25	1.127	1.119	1.124

La figure suivante représente les résultats des FOC

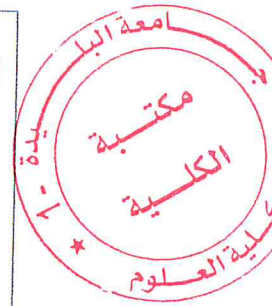
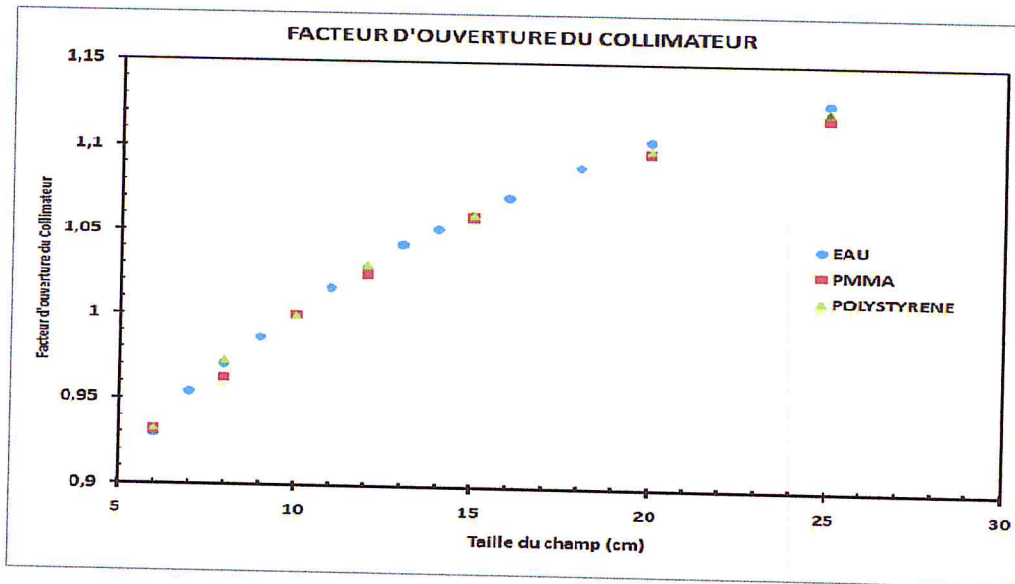


Figure III.22. Facteur d'ouverture du collimateur pour les 3 fantômes.

Conclusion

Le facteur d'ouverture du Collimateur est indépendant du fantôme utilisé

III.3.4. Épaisseur minimale de rétrodiffusion

Dans le souci de réaliser des mesures correctes sans la perturbation du faisceau rétro diffusé par le fantôme, il s'avère nécessaire de déterminer l'épaisseur optimale du matériau du fantôme répond aux exigences des protocoles dosimétriques qui recommandant l'utilisation de fantômes à rétrodiffusion complète (Full scatter phantom).

Pour ce faire, nous avons réalisé des mesures pour différentes fantôme à la distance source surface fixe, en plaçant des plaques du fantôme derrière la chambre d'ionisation placée à profondeur équivalent eau dans le fantôme. Les graphes suivants donnent la variation de la charge mesurée en fonction de l'épaisseur du matériau ajouté derrière la chambre.

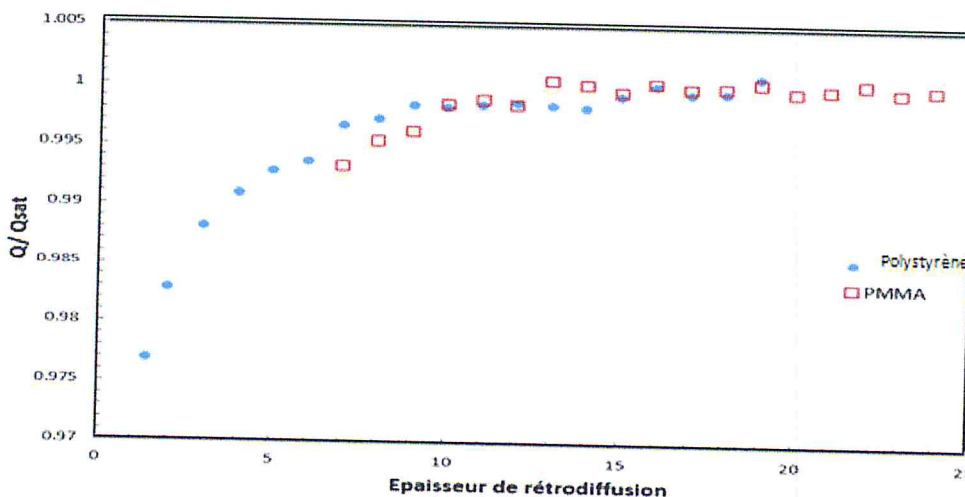


Figure III.23. Charge normalisée à la saturation en fonction de l'épaisseur rétrodiffusion.

Nous remarquons sur la figure III.23 que la saturation débute à partir d'une épaisseur de 15 cm au-delà de la chambre d'ionisation. Cela représente l'épaisseur minimum dont il faut disposer pour assurer une rétrodiffusion complète et être en conformité avec les recommandations des protocoles dosimétriques récents (Full scatter phantom). Il est à noter que pour le fantôme de PMMA, comme nous avons utilisé le seul fantôme disposant d'une porte chambre d'ionisation qui se trouve à une profondeur voisine de 7 cm. C'est pour cette raison que la figure III.23 n'a pas pu être obtenue pour les épaisseurs inférieures à cette valeur.

III.4. DOSIMÉTRIE ABSOLUE DE FAISCEAU DE ^{60}Co

La détermination de la dose absorbée dans les conditions de référence consiste en pratique à établir le rapport entre la dose absorbée dans l'eau dans les conditions de référence et la réponse du moniteur de l'appareil de traitement. Ce rapport s'exprime en cGy/min pour les appareils de cobalt60. cette détermination repose sur l'utilisation d'un instrument de référence (chambre d'ionisation + électromètre) dans un fantôme d'eau et sur l'application de procédures décrites dans les protocoles de dosimétrie associés, telque le TRS-398.

III.4.1. Profondeur équivalente dans les fantômes solides

Le milieu de référence pour la dosimétrie en radiothérapie est un fantôme de matériau pouvant absorber et diffuser les rayonnements ionisants de même façon que le tissu biologique. A cet effet, Le fantôme doit avoir des densités électroniques et volumiques qui se rapprochent de celles des tissus.

Ces fantômes sont recommandés par le protocole AIEA (TRS 398) pour la détermination de la dose absorbée. Pour cela on a une profondeur équivalente d'eau à 5cm. La profondeur équivalent pour différents fantômes PMMA et Polystyrène dépend de la densité massique de chaque matériau est donnée par la relation suivante :

- Pour le polystyrène (Z_{eq}) ;

$$\rho_{eau} \times Z_{eau} = \rho_{pol} \times Z_{pol} \quad (\text{III. 22})$$

- Pour PMMA (Z_{eq}) ;

$$\rho_{eau} \times Z_{eau} = \rho_{PMMA} \times Z_{PMMA} \quad (\text{III. 23})$$

Tableau III.8. La profondeur équivalente.

Fantôme	PMMA (cm)	Polystyrène (cm)
profondeur équivalente	4.2	4.72

III.4.2. Indice de qualité de l'appareil ^{60}Co

Il est nécessaire de spécifier les paramètres caractéristiques du faisceau de façon simple et non ambiguë. Donc c'est très important de représenter la qualité de ces faisceaux non pas au moyen de l'énergie des photons, mais en introduisant une autre grandeur qui représente le faisceau utilisé et qui soit en même temps simple à mesurer.

Les différents auteurs et protocoles publiés s'accordent sur le choix d'une grandeur liée à l'atténuation du faisceau dans l'eau dans des conditions de référence tel que (NACP.1980; AAPM. 1983; SEFM. 1984; CFMRI. 1986 ; International code of practice. 1987; AIFB. 1988). Cette grandeur. Appelée indice de qualité TPR_{20/10} (Tissue-Phantom Ratio).

En règle générale, il est défini comme étant le rapport des doses absorbées à 20 cm et 10 cm de profondeur dans l'eau sur l'axe du faisceau, pour une taille de champ 10x10cm² à une distance de référence généralement 100cm.

Cette grandeur peut être déterminée de deux manières différentes :

1. La distance source détecteur constante et champs 10 cm x 10 cm au niveau du détecteur (Détermination directe de l'indice de qualité TPR_{20/10}).
2. La distance source surface (DSS) constante et taille du champ 10 cm x 10 cm à la surface du fantôme (Détermination indirecte du TPR à partir du D_{20}/D_{10}).

Dans le présent travail nous avons utilisé la technique DSS qui est la détermination indirecte du TPR Dans cette partie nous avons utilisé trois fantômes :

- Fantôme PMMA.
- Fantôme polystyrene (solid- water).
- Fantôme MED-TEC (eau).

Ces derniers ont été utilisés avec une chambre d'ionisation cylindrique étanche de type 30013NE 2325. Electromètre PTW UNIDOS T10002-20625. un faisceau de ^{60}Co de l'unité eldorado de laboratoire(LSED) de CRNA.

Cette méthode consiste à déterminer le TPR à partir du rapport des doses D_{20}/D_{10} . ce rapport est déterminé à partir des mesures de doses faites à des profondeurs de 20 cm et de 10 cm. La détermination de ce rapport revient à la détermination du rapport des ionisations I_{20}/I_{10} . Les mesures ont été faites tout en respectant les conditions suivantes (les conditions de mesure sont illustrées par la figure III.24 :

- Une distance source surface (DSS) fixe ;
- Un champ de 10X 10cm à la surface.

L'avantage de cette méthode c'est que le dispositif reste inchangé durant l'expérience. ce qui la rend comme étant la méthode la plus facile et la plus adaptée.

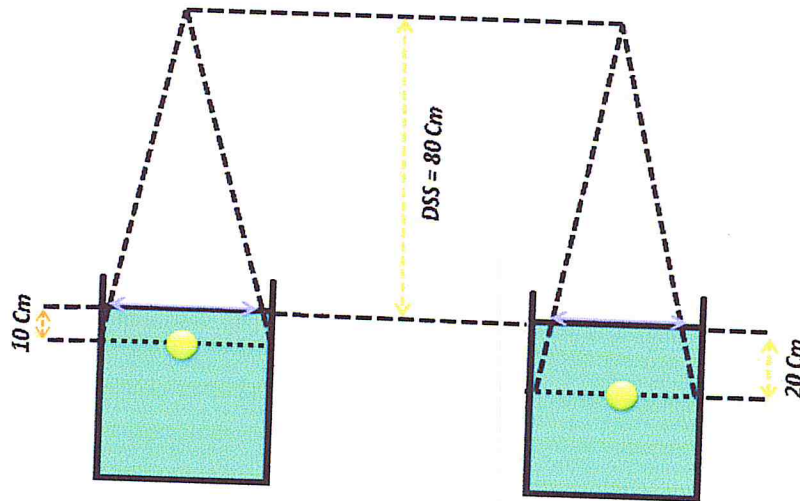


Figure III.24. schéma représente les différentes conditions effectuées pour la détermination expérimentale de l'indice de qualité par la méthode indirecte.

Pour la détermination indirecte de TPR_{10}^{20} , nous avons utilisé la correspondance $(D_{20}/D_{10}, TPR_{10}^{20})$ publiée sous forme de tableau dans le TRS398.

A partir de ce tableau on tire la figure III.25 suivante :

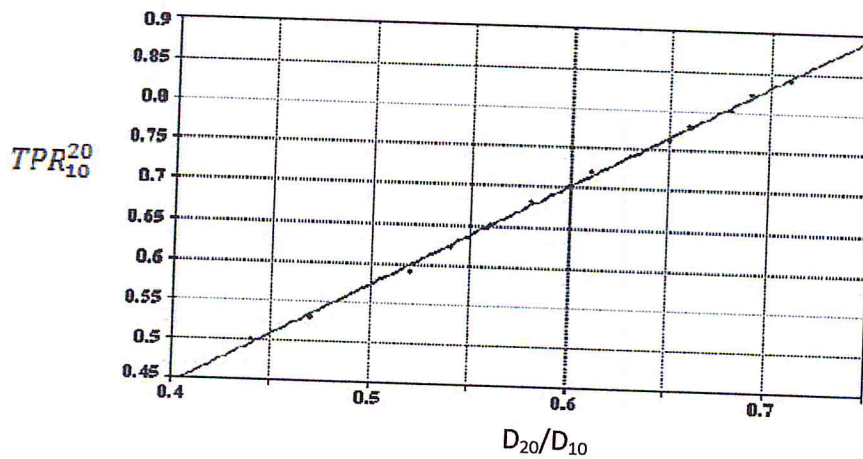


Figure III.25. variations de TPR_{10}^{20} en fonction de D_{20}/D_{10} .

Cette droite a été modélisée par une équation de la forme :

$$TPR_{10}^{20} = 1.2661 \times \frac{D_{20}}{D_{10}} - 0.0595 \quad (\text{III. 24})$$

Tableau III.9. Indice de qualité $TPR_{20,10}$ de l'unité de ^{60}Co du LSED déterminé par la méthode indirecte en utilisant différents fantômes.

	Polystyrene	PMMA	Eau
$M_{\text{corr.20}}(\text{pC})$	200.23	178.23	230.65
$M_{\text{corr.10}}(\text{pC})$	420.70	417.61	474.74
D_{20}/D_{10}	0.475	0.426	0.485
$TPR_{20,10}$	0.541	0.479	0.554

Conclusion

Les indices de qualité $TPR_{20,10}$ déterminés en utilisant les différents fantômes restent comparables dans la limites des incertitudes de mesure. L'écart de la valeur correspondant au PMMA est dû au fait que les rendements en profondeur sont différents (voir l'interprétation des résultats de la figure III.19).

III.4.3. Mesure de la dose absorbée dans l'eau

La dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence $Z_{\text{réf}}=5\text{cm}$ et $DSS=80$ dans un faisceau de photon pour une taille du champ de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ est donnée par la relation suivante :

$$D_w(Z_{\text{ref}}) = N_{D,w} \cdot M \cdot k_{\text{TP}} \cdot k_{\text{POL}} \cdot k_{\text{rec}} [\text{Gy}] \quad (\text{III. 25})$$

Puisque les effets de polarité et de recombinaison sont considérés comme étant négligeables pour des chambres d'ionisation cylindriques pour les faisceaux de ^{60}Co , k_{TP} reste le seul facteur correctif à appliquer. L'équation III.25 devient :

$$D_w = M_{\text{corr}} \cdot N_{D,w} [\text{Gy}] \quad (\text{III. 26})$$

$N_{D,w}$: Le coefficient d'étalonnage pour la chambre en termes de dose absorbée dans l'eau.

M_{corr} : est la lecture de la chambre d'ionisation de référence corrigée pour les effets de température et Pression.

Le débit de dose dans un fantôme d'eau déterminer dans les conditions de référence pour un faisceau de photons γ de ^{60}Co est donné par :

$$\dot{D}_w = \frac{M_{\text{corr}} \times N_{D,w}}{t} [\text{Gy/min}] \quad (\text{III. 27})$$

t : est le temps d'irradiation corrigé pour temps de course de la source.

Le dispositif de mesure de la dose de référence dans l'eau dans un faisceau de ^{60}Co est représenté dans la figure suivante :

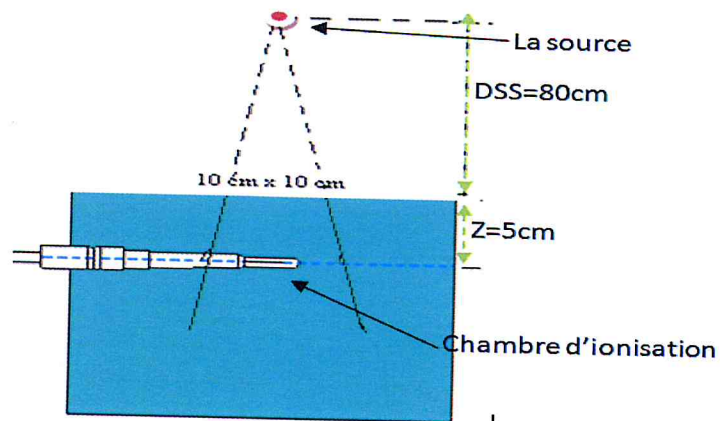


Figure III.26. Conditions de références pour la mesure de la dose absorbée de référence.

- Pour le fantôme d'eau, les calculs sont effectués en utilisant le WORKSHEET Excel de l'AIEA illustré par la figure (III.27).
- Pour les fantômes PMMA Polystyrène les calculs sont effectués avec EXCEL.

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water
in a ⁶⁰Co gamma-ray beam**

User: **BLIDA & BEJAIA** Date: **30-mars-15**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for D_w determination
⁶⁰Co therapy unit: **ELDORADO 78**

Reference phantom: **water** Set up: SSD SAD
 Reference field size: **10 x 10** cm x cm Reference distance: **80** cm
 Reference depth z_{ref}: **5** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: **PTW 30006 / 30013** Ser. num.: **2325** cyl pp
 Chamber wall / window material: **PMMA** thickness: **0.057** g cm⁻²
 Waterproof sleeve / cover material: thickness: g cm⁻²
 Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Absorbed-dose-to-water calibration factor N_{D,w} = **5.33E-02** Gy/nC Gy/rdg

Reference conditions for calibration
 P₀: **101.3** kPa T₀: **20.0** °C Rel. humidity: **50** %
 Pol. potential V₁: **-400** V

Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: **SSDL** Date:
 Electrometer model: **UNIDOS 10002** Serial no.: **20625**
 Calib. separately from chamber: yes no Range setting:
 If yes Calibration laboratory: Date:

3. Dosimetry reading and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V₁ and user polarity: **1.9822** nC rdg
 Corresponding time: **0.5** min
 Ratio of dosimeter reading and time^a: M₁ = **3.9644** nC/min rdg/min

(i) P: **101.1** kPa T: **19.5** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1.001}$$

(ii) Electrometer calibration factor k_{elec}: nC/rdg dimensionless

(iii) Polarity correction^b rdg at +V₁ M₊ = **1.9822** rdg at -V₁: M₋ = **1.976**

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \mathbf{1.002}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)
 Polarizing voltages: V₁ (normal) = **400** V V₂ (reduced) = **200** V
 Readings^c at each V: M₁ = **1.976** M₂ = **1.974**
 Voltage ratio V₁ / V₂ = **2.000** Ratio of readings M₁ / M₂ = **1.0010**

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)} = \mathbf{1.000}^d$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V₁:

$$M = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \mathbf{3.9760E+00}$$
 nC / min rdg / min

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

$$D_w(z_{ref}) = M N_{D,w} = \mathbf{0.2120}$$
 Gy / min

Figure III.27. Worksheet utilisé pour la détermination de la dose absorbée.

Résultats

Les résultats obtenus pour la détermination du débit de dose dans les conditions de références sont données par le tableau III.10. Suivant :

Tableau III.10 . Débits de dose de référence dans les trois fantômes.

Fantôme	MEDTEC	PMMA	Polystyrène
Débit de dose de référence en Gy/min A la date du 30 Mars 2015	0.212 (0 %)	0.210 (0.9%)	0.213 (0.5%)

Conclusion

Les doses absorbées déterminées expérimentalement à des profondeurs équivalentes concordent parfaitement. L'écart maximal observé pour le PMMA est de 0.9 % et pour le Polystyrène est de 0.5% ce qui est inférieur à l'incertitude globale sur la dose absorbée évaluée par l'équipe du Laboratoire comme étant 2 %.

CHAPITRE IV

MESURES DANS UN ACCELERATEUR LINEAIRE CLINAC VARIAN 2100C

CHAPITRE IV :

Mesure dans un accélérateur linéaire Clinac Varian 2100C

IV.1. Introduction

Le but de l'assurance de la qualité en dosimétrie et planning de traitement est d'assurer que pendant le traitement, la tumeur est irradiée avec une dose absorbée la plus précise possible. Ceci afin d'éviter un sous ou sur dosage, qui sont tous les deux néfastes pour le résultat du traitement [CUN76].

Le contrôle radiothérapeutique du cancer nécessite un grand degré de précision dans la délivrance de la dose quotidienne ($\pm 5\%$). Pour cela on doit connaître les sources d'erreurs communes et tenter de les minimiser. Les principales sources d'erreurs ont lieu lors [WIL79] :

- De la calibration de l'unité de radiothérapie.
- Des calculs de doses.
- Les facteurs physiques de traitement.
- De l'exécution quotidienne du traitement.

Toute la procédure de l'assurance qualité est illustrée dans le organigramme figure IV.1

Les deux premiers points ont été pris en charge par la première partie de notre travail, réalisée au LSED. Dans cette seconde partie, nous nous sommes intéressées à l'assurance qualité en milieu clinique. Le travail a été réalisé au Centre anti Cancer de Blida sous la supervision des physiciennes médicales du service. Les irradiations ont été effectuées au niveau de l'accélérateur CLINAC VARIAN 2100C.

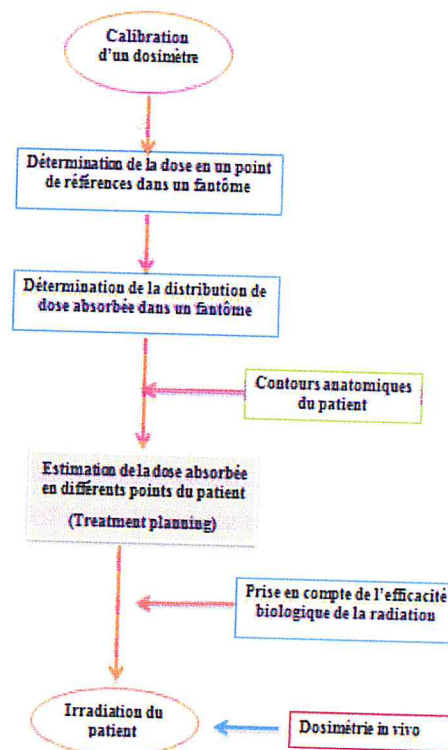


Figure IV.1. organigramme illustrant les étapes des procédures d'assurance qualité en radiothérapie [MIJ84].

IV.2. Dosimétrie de référence des faisceaux de photons x de haute énergie

La connaissance de la dose dans les conditions de référence nous permet d'établir une relation reliant la dose en fonction d'une unité temporelle (min pour ⁶⁰Co et UM pour accélérateur).

Méthode

Expérimentalement, la dosimétrie de référence des deux faisceaux de photons d'énergie de 6 MV et 18 MV de l'accélérateur VARIAN CLINAC 2100C du CAC de Blida s'effectue avec une chambre d'ionisation cylindrique étalonnée au laboratoire LSED préalablement en termes de dose absorbé dans l'eau.

Les mesures des débits de référence de la chambres ont été effectuée dans le fantôme type AIEA dans lequel la chambre est placé dans une gaine d'étanchéité en PMMA à la distance de référence ($Z_{réf} = 10 \text{ g/cm}^2$) de la surface du fantôme (Figure IV.2)

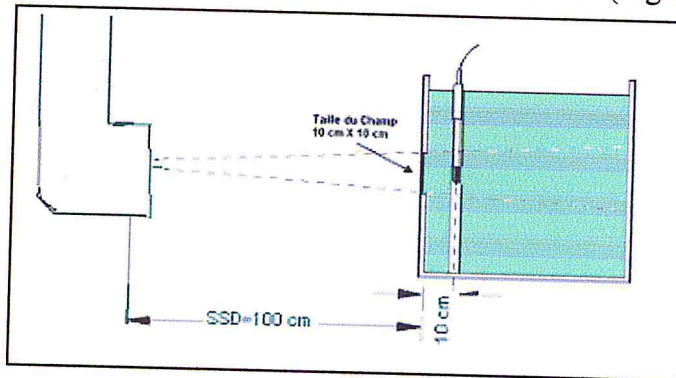


Figure IV.2. Dispositif expérimental pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau dans un faisceau de photons de haute énergie.

Les résultats mesurés de la dose, et celle de termine par une simulation numérique par logiciel de planification de traitement Eclipse (3D max) pour les faisceaux RX de 6 MV et 18 MV au point de référence de 10 cm, sont représentés dans la figure IV.2. Le tableau IV.1. Résume les calculs des doses de ces deux figures.

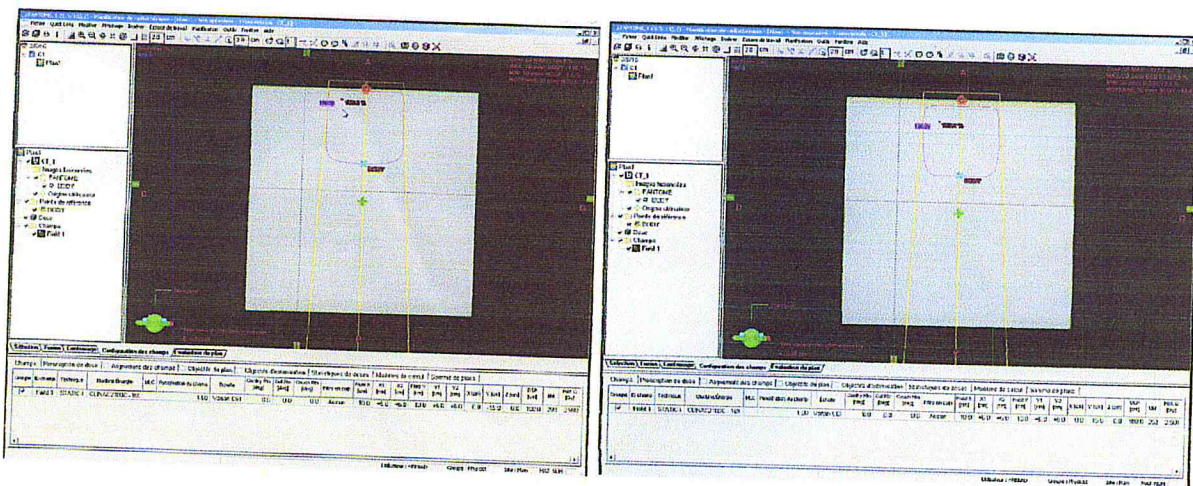


Figure IV.3. Calcul de doses déterminées par simulation numérique sur système de planification de radiothérapie pour le 6 MV (gauche) et 18 MV (droite).

Tableau IV.1. Résultats de la simulation numérique par éclipse.

	18 MV			6 MV		
	Valeur expérimentale	Valeur numérique	Ecart (%)	Valeur expérimentale	Valeur numérique	Ecart (%)
Nombre UM		252			293	
Dose [Gy]	2,483	2.501	0,72%	2.979	2.990	0.34%

Conclusion

Les valeurs des doses données par le TPS concordent parfaitement avec celles déterminées expérimentalement. L'écart maximal observé pour l'énergie de 18MV est de 0.72%. Pour l'énergie de 6 MV il est de 0.34%. Ces écarts sont inférieurs à l'incertitude globale sur la dose absorbée dans l'eau qui est de l'ordre de 3 %. Ceci démontre que la procédure de mesure de la dose absorbée dans l'eau est parfaitement maîtrisée.

IV.3. Top quotidien

Lors d'un plan de traitement radiothérapeutique, la dose totale délivrée est administrée par le biais d'un certain nombre d'Unités Moniteur. Une défaillance à ce niveau entraîne une erreur systématique sur l'ensemble des traitements effectués. Cette opération doit être effectuée au moins une fois par an, par le physicien agréé à l'aide d'un instrument de référence qui est une chambre d'ionisation et son électromètre associé. Le terme référence ne peut être donné qu'après étalonnage dans un laboratoire d'étalonnage accrédité (en Algérie, le laboratoire secondaire d'étalon en dosimétrie LSED). A partir de la connaissance de la dose de référence par unité de temps, on peut définir un contrôle quotidien appelé communément les TOP (Figure IV.4.).

Ce test consiste à regarder les éventuelles dérives du moniteur, de l'énergie ou de la fluence. Au-delà d'un écart significatif (~2%) une correction d'UM peut être envisagée : soit par le réglage du gain du moniteur soit par l'implémentation dans le TPS et le calcul du temps de traitement des nouvelles données dosimétriques. Un exemple de calcul de TOP a été effectué. Les résultats sont présentés dans le tableau IV.2.

Dispositif utilisé

- le bloc top (matériaux PMMA).
- électromètre : UNIDOSE PTW 10002 N°SERIE 20714.
- Chambre d'ionisation : (pin point) Modèle/type : W31014N° SERIE 415
- thermomètre : facteur de correction de 0.972 vérifié dans LSED CRNA
- Baromètre : Facteur d'étalonnage de 0.998 vérifié en LSED CRNA.

L'électromètre et la chambre d'ionisation ont été étalonnés dans le laboratoire LSED de CRNA à Alger.

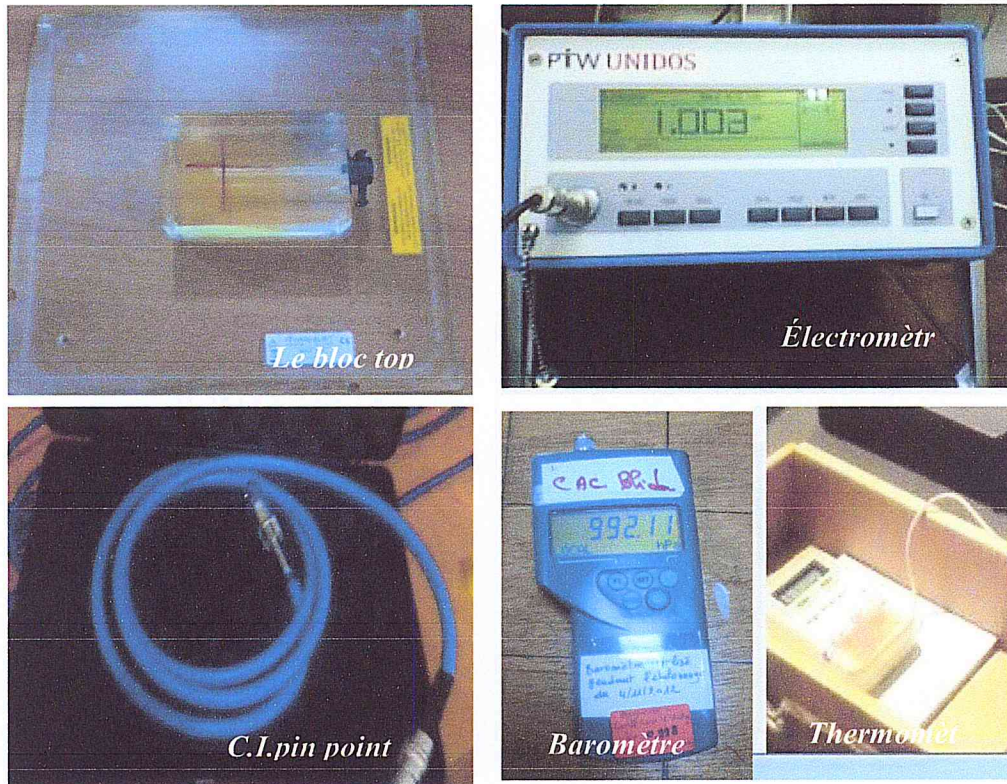


Figure IV.4. Matériels dosimétrique utilisé dans la vérification du Top.

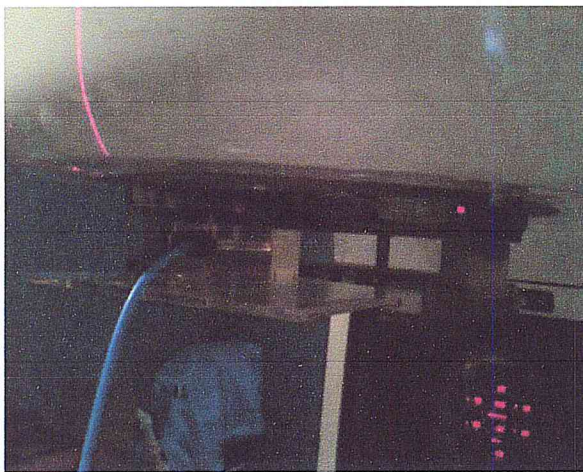


Figure IV.5. Top pour les Rayon x.

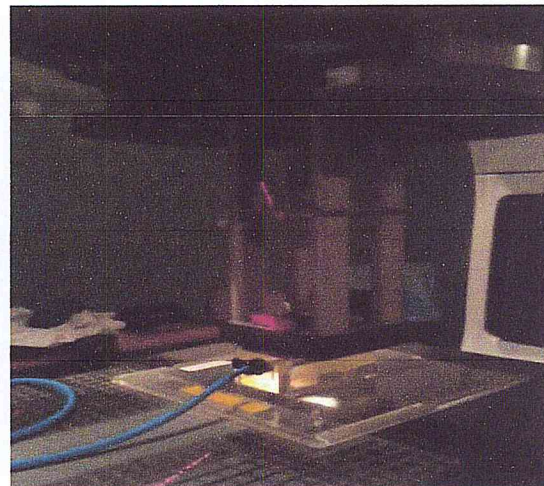


Figure IV.6. Top pour les électrons avec l'applicateur.

On commençant par les rayons X de haute énergie après les électrons, on va prendre tous les valeurs mesuré de la charge par l'électromètre Q (nc).

On compare l'écart $\Delta(\%)$ entre la dose calculée de Top (cGy/UM) avec la dose de référence D_w (cGy/UM) à Z_{max} et les résultats sont présentés dans le tableau suivant

Tableau IV.2. Résultats des mesures de TOP CLINAC 2100C BLIDA.

Faisceaux	Dose de référence (cGy/UM)	04/05/2015		05/05/2015	
		Dose mesurée (cGy/UM)	$\Delta(\%)$ Ecart avec la dose de référence	Dose mesurée (cGy/UM)	$\Delta(\%)$ Ecart avec la dose de référence
6 MV (X)	0.995	0.9965	0.15 %	0.9964	0.14 %
18 MV (X)	0.998	1.0004	0.24 %	1.0003	0.23 %
4 MeV (e-)	1.006	0.9832	-2.26 %	0.9836	-2.23 %
6 MeV (e-)	1.008	0.9987	-0.93 %	1.0066	-0.14 %
9 MeV (e-)	1.003	0.9888	-1.41 %	1.0007	-0.23 %
12 MeV (e-)	0.998	0.9835	-1.5 %	0.9953	-0.27 %
15 MeV (e-)	0.998	0.9850	-1.30 %	0.9951	-0.29 %

Conclusion

Il est évident que ce test (TOP quotidien) n'est pas aussi précis et rigoureux que l'étalonnage (dans les conditions de référence), mais il rend compte assez simplement de la dérive de l'appareil. L'écart important observé pour le MeV montre que l'accélérateur n'est pas stable pour les faibles énergies et la mesure doit être vérifiée avec des mesures de référence dans un fantôme d'eau.

IV.4. Profil de dose

La variation de la dose absorbée dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau et à une profondeur donnée est appelée profil latéral de dose. On a simulé un fantôme d'eau dans le logiciel de planification de traitement Eclipse (3D max) de dimension 40 cm x 40 cm pour l'énergie de 18 MV. Nous avons ensuite récupéré le profil pour cette énergie correspondant à la profondeur de 5 cm. Le profil a été comparé à celui mesuré expérimentalement. LA figure IV.7. Présente le profil donné par le TPS et la figure IV.8. Résume les deux profils : Expérimental et TPS.

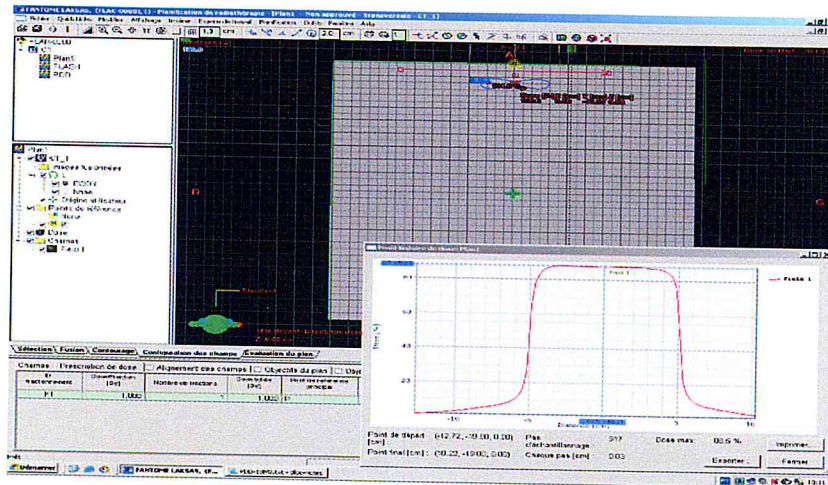


Figure IV.7. Profil donné par le TPS

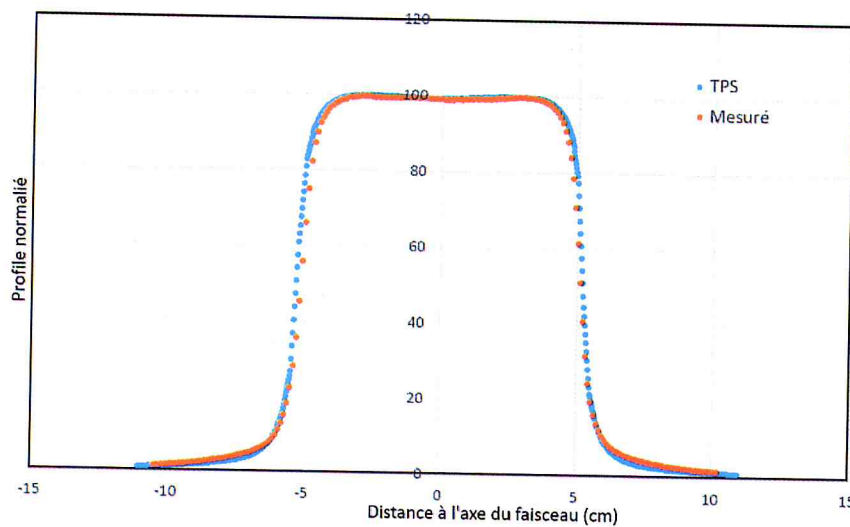


Figure IV.8. Comparaison des profils expérimentaux et TPS.

Conclusion : Les profils concordent parfaitement

IV.5. Courbes de rendement en profondeur pour les photons (pdd)

La courbe de rendement en profondeur pour les Rayon x 18 MeV mesurées pour une taille de champs (10x10) cm² dans le fantôme simuler (Eclipse) La courbe de rendement en profondeur mesuré à partir de la surface jusqu'à une profondeur de 40 cm La figures IV.4.montre la courbe de rendement en profondeur pour le faisceaux RX de 18 MV. Les courbes 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) Le rendement en profondeur correspond à la variation de la dose absorbée le long de l'axe du faisceau. Il est exprimé en pourcentage de la dose maximum absorbée. 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) : Les rendements en profondeur mesurés expérimentalement et donnés par le TPS ont été comparés. La Figure IV.9. Donne le

rendement en profondeur donné par le TPS et la figure IV.10. Représente la comparaison des PDD.

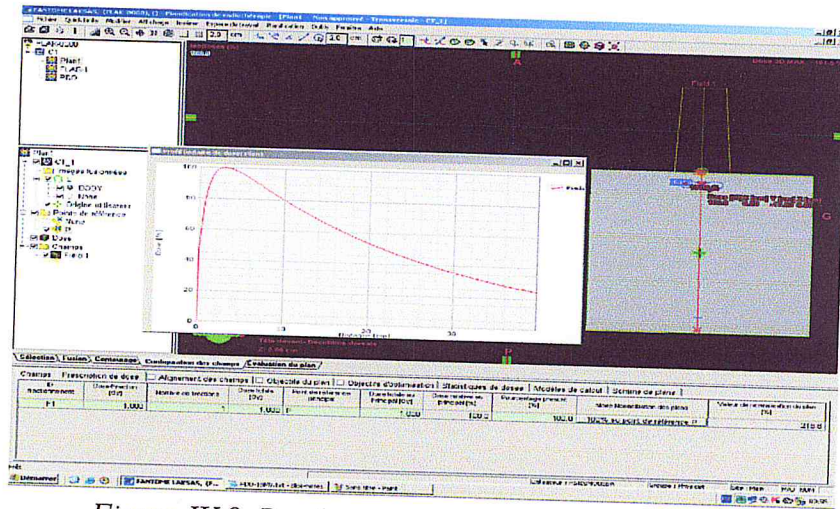


Figure IV.9. Rendements en profondeur donnés par le TPS

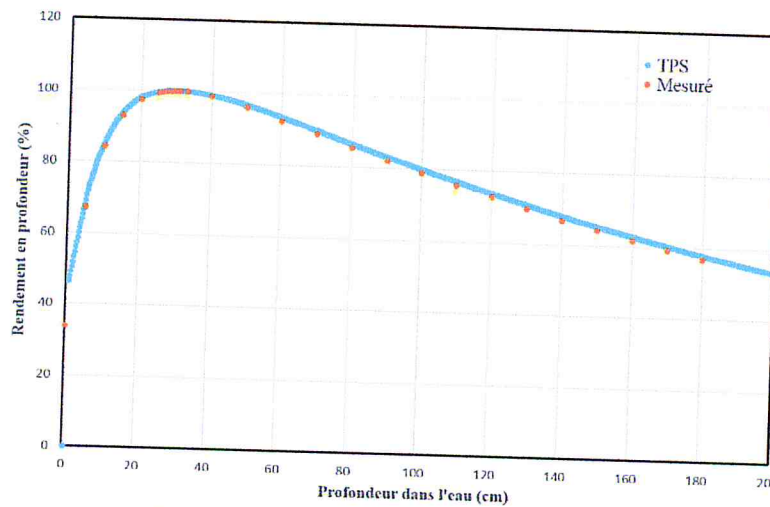


Figure IV.10. Comparaison des rendements en profondeur mesuré et TPS

Conclusion : Les rendements en profondeur concordent parfaitement

CONCLUSION GENERALE

CONCLUSION GENERALE

Le travail que nous avons entrepris au Laboratoire Secondaire d'Etalonnage pour la Dosimétrie (LSED) du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA), nous a permis d'évaluer certains paramètres physiques et métrologiques intervenant dans le processus de la détermination de la dose absorbée dans l'eau à l'aide d'une chambre d'ionisation.

En effet, l'étude des paramètres physiques de l'unité de cobalt-60, nous a permis de :

- ❖ Vérifier la position de la source par rapport à la règle murale. Nous avons conclu que la source était bien positionnée (écart de l'ordre de 0.12 cm inférieur aux dimensions de la source).
- ❖ Calculer le temps de transit de la source: ce paramètre est primordial pour le calcul du temps effectif d'irradiation. Nous avons montré que ce temps, évalué à 0.6 s, pouvait introduire une sur-estimation de la dose qui augmente pour des temps d'irradiation inférieurs à 10 secondes.
- ❖ Vérifier la coïncidence du champ lumineux avec le champ d'irradiation. Ce qui nous a permis de conclure que le champ était bien centré par rapport au champ lumineux

Concernant les paramètres dosimétriques, nous avons procédé à :

- ❖ L'étude du profil du faisceau. Ce paramètre se traduit par la distribution de dose sur un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau, nous avons alors vérifié la zone d'homogénéité du faisceau se situe entre -4 cm et +4 cm, que la pénombre était de 1.2 cm et que le faisceau est symétrique par rapport à son axe
- ❖ L'étude du FOC - paramètres très important en dosimétrie relative - ainsi que du rendement en profondeur du faisceau qui nous a permis d'évaluer l'exactitude de la profondeur du maximum de dose (à 5 mm).
- ❖ L'épaisseur minimale d'un fantôme solide. Nous avons montré que pour garantir une rétrodiffusion complète, l'épaisseur minimal au-delà de la chambre d'ionisation doit être de 15 cm ceci concorde parfaitement avec les recommandations des protocoles internationaux.
- ❖ L'étude de la spécification de la qualité du faisceau à travers la détermination du TPR, dont nous avons comparé la valeur aux résultats publiés en littérature pour les faisceaux de Cobalt 60. Nous avons conclu que la valeur obtenue est assez satisfaisante. Par ailleurs les valeurs de ce paramètre, déterminées avec trois fantômes différents, sont confondues, dans la limite des incertitudes de mesure.

L'étude des paramètres liés aux conditions de mesure, nous a conduits aux résultats suivants :

- ❖ Stabilité des appareils de mesures (chambres d'ionisation, électromètre...) : Le temps requis pour une bonne stabilité du système dosimétrique a été évalué à 15 min au minimum.
- ❖ Effet de la température : Nous avons vérifié le bien fondé du facteur de correction k_{TP} recommandé par les protocoles dosimétriques
- ❖ Effet de recombinaison : Pour les chambres cylindriques, nous avons montré que cet effet était négligeable dans le cas des faisceaux de ^{60}Co .

CONCLUSION GENERALE

En tenant compte de tous les paramètres déterminés expérimentalement, nous avons entrepris de mesurer la dose absorbée dans l'eau, le PMMA et le Polystyrène en tenant compte des profondeurs équivalentes. Les écarts mesurés par rapport à la dose dans l'eau, sont inférieurs à l'incertitude globale sur la dose absorbée.

Enfin, en milieu clinique, nous avons montré que les données du TPS (dosimétrie de référence et dosimétrie de relative) concordent parfaitement avec les valeurs mesurées expérimentalement. En effet, les écarts moyens observés entre les mesures du TOP quotidien et la dose de référence, pour tous les faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie, déterminées sur deux jours, sont de -0.2% et -1.5% respectivement. Ceci reste inférieur à l'incertitude globale sur la dose absorbée qui est de 3% pour les photons et 4 % pour els électrons.

Par ailleurs, nous avons montré aussi que les profils et les rendements en profondeur mesurés expérimentalement concordent avec ceux donnés par le TPS.

Cette étude nous a montré qu'en appliquant les procédures d'assurance qualité, la dose absorbée dans l'eau, et les doses relatives (profils et rendements en profondeur) qui sont les grandeurs d'intérêt en radiothérapie, peut être déterminées avec une très grande précision.

Bibliographie

- [AAP83] Aprotocole for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams, Task Group 21, American Association of physicists in medicine (AAPM) Med phys (Vol.10.N°6.1983).
- [AAP99] Aprotocole for clinical reference dosimetry of high energy photon and electron beams Task Group 51, American Association of physicists in Medicine, Med. phys (Vol.26(9)1999).
- [ARI95] M. Arib "Rapport des travaux effectués au laboratoire Secondaire des Etalons en Dosimétrie (LSED)" (1995).
- [BIR96] "Central axis depth dose data use in Radiotherapy", British Institute of radiology, Brit.J.Radiol. Supplement N° 25, The British institute of radiology, London(1996) BJR 25.
- [CHO85] H. Choudens, G. Toesch. Introduction à la radioprotection. publié par la société Française de radioprotection. (1985).
- [CUN76] J.R. Cunningham Quality Assurance in Dosimetry and Treatment Planning INT.J.RAD.ONCOL.BIOL.PHYS.VOL10SPL 1.1984 ICRU rapport 24 1976.
- [CUN83] Harold Elford Johns, John Robert Cunningham. "The physics of radiology", 4th édition 1983 [Desroches et al. 2010].
- [ERV05] Review of Radiation Oncology Physics : "A Handbook for Teachers and Students" Ervin B. Podgorsak Ph.D, Department of Medical Physics McGill University Health Centre Montréal, Québec, Canada. 2005.
- [EVA55] R.D. Evans, <<the atomic nucleus>>, ISBN-13 :9780898744149(1955).
- [FRA04] Franck Herbert Attix. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. WILEY-VCH Verlag GmbH and Co. KGaA, Weinheim, Federal Republic of Germany, 2004.
- [IAE00] "Absorbed Dose Determination in external beam radiotherapy based on absorbed dose to water standards : An International Code of Practice for dosimetry", INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Technical Reports Series No.398. Vienna; IAEA; 2000).
- [IAE94] IAEA, TRS-374, Calibration of dosimeters used in radiotherapy . A manual sponsored by the IAEA and WHO. Technical Reports Series n°374 , AIEA vienna, 1994 .
- [IAE97] "The use of plane-parallel ionisation chambers in high-energy electron and photon beams: An International Code of Practice for dosimetry", INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Technical Reports Series No.381. Vienna; IAEA; 1997.
- [ICR80] ICRU 33 International Commission on Radiation Units and Measurements. Washington D.C. USA issued 15 April 1980, pp.25.
- [LEW10] David Lewis, Radiochromic film, International Specialty Products, October 20, 2010.

BIBLIOGRAPHIE

- [MAY07] Mayles. P, Nahum. A, and Rosenwald J. C. Handbook of Radiotherapy Physics : Theory and Practice. CRC Press, 2007.
- [MIJ84] Figure Séquence des tâches dosimétriques menant à l'irradiation d'un patient d'après B.J.MIJNHEER (Mijneer B.J.et al,1984).
- [OME78] "Operator's manual for the ELDORADO 78 cobalt 60 therapy unit ", serial number 64 up.
- [POD06] Podgorsak E.B. Radiation Physics for Medical Physicists. Springer,Germany, 2006.
- [SHA00] Gad SHANI, "Radiation dosimetry instrumentation and methode",second edition,2000.
- [WIL79] williaml.saylor , " Dosage calculation in radiation therapy".urbann and schwarzenberg.baltinor.nunich 1979.

