

République Algérienne Démocratique et populaire.
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique.
**UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE HOUARI
BOUMEDIENE (USTHB), ALGER.
FACULTE DE PHYSIQUE**



MEMOIRE

Présenté pour l'obtention du diplôme de **MAGISTER**

EN: **PHYSIQUE**

Spécialité : **Physique Médicale**

Par : **NASSIROU Harouna**

Thème

*Utilisation des fantômes solides pour la
dosimétrie des faisceaux de photons de
haute énergie*

Soutenu publiquement le 15/07/2008, devant le jury composé de :

P^r.	M. AFIANE	Professeur Radiothérapeute CPMC	Président
M^r	M. ARIB	Maître de Recherche, CRNA	Directeur de thèse
M^{me}.	N.E. BENDJABALLHA	Maître de conférences, USTHB	Examinatrice
M^r.	AEK. TOUTAOUI	Chargé de Recherche, CRNA	Examineur
M^r	S. KHOUDRI	Ingénieur spécialisé, CRNA	Invité

Remerciements

Je remercie Mme **A. Frahi** chef du département rayonnement et responsable de la formation pour son soutien et les conseils qu'elle n'a cessé de me prodiguer.

Merci également à monsieur **M. Tilmati** pour avoir accepté de corriger mon mémoire. Son enthousiasme et la qualité de ses conseils m'ont beaucoup apporté.

J'adresse également ma reconnaissance à monsieur **M. Toufik** pour sa disponibilité qui m'a initié et baliser mes premier pas dans l'apprentissage de la manipulation au niveau du LSED.

Merci également au professeur **M. Afiane** d'avoir accepté de présider mon jury, ainsi qu'aux monsieurs **AEK. Toutaoui, S. Khoudri**, et madame **N.E. Bendjaballah** pour avoir accepté de faire partie du jury.

Je ne peux effectuer ces remerciements sans dire un très grand merci à **Mehenna Arib**, qui m'a permis de travailler sur le sujet durant ces deux ans au cours du quel, son investissement, malgré ses multiples activités il a toujours été disponible pour répondre à la moindre question ; sa rigueur scientifique et ses nombreux conseils ont été d'une précieuse aide tout au long de mon travaille.

Je ne saurais oublier tous ceux de près ou de loin ont contribue a la réalisation de ce travaille.

Dédicaces

Je dédie ce travail à mes parents pour les sacrifices consentis tout au long de ma scolarisation pour me permettre d'atteindre cette étape de la vie.

A mes frères et sœurs pour leurs soutiens

A M^{me} HAROUNA Habsou, ma chère épouse pour son amour, son soutien, ses sacrifices consentis pour parvenir à l'aboutissement de ce travail.

Table des matières

Chapitre. I Interactions rayonnements matières et effets biologiques

Introduction.....	1
I.1. Introduction.....	3
I.2. Les photons.....	3
I.2.1. La diffusion cohérente ou effet de Rayleigh.....	4
I.2.2. La diffusion incohérente ou effet Compton.....	5
I.2.3. Effet photoélectrique.....	6
I.2.4. Création de paire.....	7
I.2.5. Coefficient d'absorption massique d'énergie.....	7
I.3. Effets biologiques des rayonnements ionisants.....	9
I.3.1. Les lésions induites.....	10
I.3.2. La réponse cellulaire.....	10
I.3.3. Effets cellulaires des rayonnements ionisants.....	11
I.4. Unité de mesure : la Dose.....	11
I.4.1. La dose absorbée, D.....	12
I.4.2. Dose équivalente, H.....	12
I.4.3. Dose efficace, E.....	13
I.4.4. Ordre de grandeurs.....	14
I.4.5. Dose efficace, E.....	14
I.4.6. Conclusion.....	14

Chapitre. II Protocoles dosimétriques et control de qualité

II.1. Introduction.....	15
II.1.2. Protocoles dosimétriques basés sur l'utilisation du coefficient d'étalonnage en termes de Kerma à l'air libre.....	15
II.1.3.les protocoles dosimétriques basés sur le facteur d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau.....	18
II.2. Aspects expérimentaux.....	19
II.2.1. Les équipements.....	19
II.2.2. L'unité de cobalt 60.....	19
II.2.3. L'accélérateur linéaire.....	21
II.2.4. Les Electromètres.....	23
II.2.5. Le baromètre et le thermomètre.....	24
II.2.6. Les fantômes.....	24
II.2.7. Les chambres d'ionisations.....	26
II.2.7.1. Les chambres cylindriques.....	27
II.3. Contrôle de qualité de la chaîne de mesures.....	28
II.3.1. Stabilité des instruments de mesure.....	28
II.3.1.1. Stabilité de l'électromètre.....	29
II.3.1.2. Stabilité de la chambre cylindrique.....	29
II.3.1.3. Stabilité de la chambre et de l'électromètre.....	30
II.3.2. Position de la source du cobalt 60.....	31
II.3.2.1. Mesure avec le télémètre.....	31
II.3.2.3. Mesure avec la règle murale.....	32
II.3.2.3. La mesure en fonction de la variation de la taille du champ.....	33
II.3.2.4. Conclusion.....	35
II.3.3. Temps de course de la source.....	35
II.3.3.1. La méthode du fractionnement du temps.....	35
II.3.3.2. La méthode graphique.....	36
II.3.3.3. Mesure du temps sortie de la source avec une source de courant.....	37
II.3.3.4. Conclusion.....	38
II.4. Spécification du faisceau de photon gamma de l'unité du cobalt 60 ELDORADO 78	38

II.4.1. Rendement en profondément.....	39
II.4.1.1. Comparaison BJR25_Solid water.....	40
II.4.2. Le facteur d'ouverture du collimateur.....	43
II.4.3. Distribution de dose par profil dans l'eau.....	43
II.4.4. Influence du rétro diffusion.....	44
II.4.4.1. Conclusion.....	47
II.4.5 Indice de qualité.....	47
Chapitre. III Etalonnage des chambres d'ionisations	
III.1. Introduction.....	48
III.2. Détermination du coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau.....	48
III.3. Etude de la variation du coefficient d'étalonnage en fonction des paramètres géométriques.....	50
III.3.1. Conclusion.....	57
III.4. Facteurs de transferts de dose.....	57
III.4.1. Evaluation théorique du facteur de transfert.....	58
III.4.2. Mesures expérimentales du facteur de transfert.....	60
III.4.2.1. Conclusion.....	63
Chapitre. IV Validation de la procédure	
IV.1. Introduction.....	64
IV.2. Détermination de la dose absolue dans l'eau.....	64
IV.2.1. Evaluation de la dose absorbée dans l'eau en utilisant le facteur de transfert et le coefficient d'étalonnage.....	64
IV.2.1.1. Faisceau de Co-60.....	65
IV. 2.1.2. Conclusion.....	70
IV.2.2. Evaluation de la dose absolue en utilisant la profondeur équivalente.....	71
IV.2.2.1. Mesures des paramètres physiques des fantômes solides.....	72
IV.2.2.2. les facteurs de corrections.....	74
IV.2.2.3. Mesures de la dose dans les faisceaux de photons R_x	77
IV.2.2.4. Conclusion.....	78
Conclusion.....	80
Références.....	81

Liste des tableaux

Chapitre.I Interactions rayonnements matières et effets biologiques

Tableau I. 1 Facteurs de pondération radiologique pour différents rayonnements.....	12
Tableau I. 2 Coefficients de pondération tissulaire de différents organes d'après l'ICRP.....	13

Chapitre. II Protocoles dosimétriques et control de qualité

Tableau II. 1 Caractéristiques physiques et géométriques des fantômes utilisés dans le cadre de ce travail.....	26
Tableau II. 2 Caractéristiques des chambres ionisations cylindriques utilisées dans ce travail.	28
Tableau II. 3 Mesures de l'écart en fonction de la taille du champ.....	34
Tableau II. 4 Mesure du temps de sortie de la source.....	36

Chapitre. III Etalonnage des chambres d'ionisations

Tableau.III.1 Coefficient d'étalonnage de la chambre étalon tertiaire et de la chambre utilisateur.....	50
Tableau. III. 2 Coefficients d'étalonnages dans les conditions.....	56

Chapitre. IV Validation de la procédure

Tableau IV. 1. Temps d'irradiation et doses effectives dans le faisceau de photon gamma du cobalt 60.....	65
Tableau IV. 2. Doses absolues de 1Gy délivrées dans le faisceau de photon gamma du cobalt 60.....	66
Tableau IV. 3 Doses absolues de 2Gy délivrées dans le faisceau de photon gamma du cobalt 60.....	66
Tableau IV. 4 Doses absolues de 3Gy délivrées dans le faisceau de photon gamma du cobalt 60.....	67
Tableau IV. 5 Doses absolues de 1Gy délivrées dans le faisceau de photon gamma du cobalt 60.....	68
Tableau IV. 6 Doses absolues de 2Gy délivrées dans le faisceau de photon gamma du cobalt 60.....	69
Tableau IV. 7 Doses absolues de 3Gy délivrées dans le faisceau de photon gamma du cobalt 60.....	70
Tableau IV. 8 Densité volumique du Polystyrène calculée.....	72
Tableau IV. 9 Densité volumique du PMMA calculée.....	73
Tableau IV. 10 Densités calculées et théoriques.....	73
Tableau IV.11 Profondeur équivalente calculée dans les faisceaux de photons (gamma, X).	73
Tableau IV.12 Facteurs de perturbation et pouvoirs d'arrêt restreint.....	74
Tableau IV.13 Doses mesurées à la profondeur équivalente dans le faisceau de photons gamma du cobalt 60 du LSED.....	74
Tableau IV.14 Coefficients quadratiques pour les rayonnements pulsés en fonction des rapports V_1/V_2	77
Tableau IV.15 Doses mesurées à la profondeur équivalente dans le faisceau de photon gamma du cobalt 60 du LSED.....	78
Tableau IV. 16 Doses absorbées de 100 UM dans le faisceau de photons R_x	78

Liste des figures

Chapitre.I Interactions rayonnements matières et effets biologiques

Figure.I. 1 Coefficients d'atténuations massiques dans l'eau suivant les différents modes d'interaction : la diffusion cohérente, la diffusion incohérente, l'effet photoélectrique et la production de paire.....	4
Figure.I. 2 La diffusion cohérente.....	4
Figure.I. 3 La diffusion incohérente.....	5
Figure.I. 4 Effets photoélectriques sur la couche K.....	6
Figure.I. 5 Création de paire.....	7
Figure.I. 6 Comparaison de l'évolution du coefficient d'absorption massique d'énergie et le coefficient massique d'atténuation dans l'eau.....	8
Figure.I. 7 Evolution de l'énergie moyenne cédée par des photons de 10keV à 20MeV dans l'eau.....	9
Figure.I. 8 Courbe de survie.....	11

Chapitre. II Protocoles dosimétriques et control de qualité

Figure.II. 1 Unité de cobalt 60 de l'ELDORADO 78.....	20
Figure.II. 2 pupitre de commande.....	20
Figure.II. 3 Moniteurs de télé surveillance.....	21
Figure.II. 4 Camera de surveillance.....	21
Figure.II. 5 Principaux composants d'un accélérateur linéaire.....	22
Figure.II. 6 Accélérateur CLINAC2100 C utilisé dans le cadre de notre travail.....	22
Figure.II. 7 Electromètre Keithley.....	23
Figure.II. 8 Electromètre UNIDOS.....	23
Figure.II. 9 Baromètre.....	24
Figure.II. 10 Thermomètre.....	24
Figure.II.11a Fantôme AIEA.....	24
Figure.II.11.b Fantôme Mylar.....	24
Figure.II.11.c Fantôme Solid water.....	24
Figure.II.11.d Fantôme PMMA.....	24
Figure.II.11.e Fantôme Polystyrène.....	24
Figure.II.12 Principe d'une chambre d'ionisation.....	26
Figure.II. 13 Différents types de chambres cylindriques.....	27
Figure.II. 14 Coupe longitudinal d'une chambre d'ionisation cylindrique.....	27
Figure.II. 15 Stabilité de l'électromètre.....	29
Figure.II. 16 Temps de stabilité de la chambre d'ionisation.....	30
Figure.II. 17 Stabilité chambre-électromètre.....	31
Figure.II. 18 Loi de l'inverse carré de la distance avec le télémètre.....	32
Figure.II. 19 Loi de l'inverse au carré de la distance avec la règle murale.....	33
Figure.II. 20 Ecart de l'origine de la source.....	34
Figure.II. 21 Mesure du temps de sortie de la source graphiquement.....	37
Figure.II. 22 Temps de course de la source avec le Keitley.....	38
Figure.II. 23 Rendement en profondeur.....	39
Figure.II. 24 Comparaison BJR25_Solid water pour la taille de champ 8 x 8 cm ²	41
Figure.II. 25 Comparaison BJR25_Solid water pour la taille de champ 10 x 10 cm ²	41
Figure.II. 26 Comparaison BJR25_Solid water pour la taille de champ 12 x 12 cm ²	42
Figure.II. 27 Comparaison BJR25_Solid water pour la taille de champ 15 x 15 cm ²	42

Chapitre. III Etalonnage des chambres d'ionisations

Figure III. 1 Conditions géométriques de référence.....	49
Figure III. 2 Coefficient d'étalonnage en fonction de la distance source surface : fantôme AIEA.....	51
Figure III. 3 Coefficient d'étalonnage en fonction de la taille du champ.....	51
Figure III. 4 Coefficient d'étalonnage en fonction de la distance source surface.....	52
Figure III. 5 Coefficient d'étalonnage en fonction de la taille du champ.....	52
Figure III. 6 Coefficient d'étalonnage en fonction de la distance source surface : Fantôme de polystyrène.....	53
Figure III. 7 Coefficient d'étalonnage en fonction de la taille du champ.....	53
Figure III. 8 Coefficient d'étalonnage en fonction de la distance source surface.....	54
Figure III. 9 Coefficient d'étalonnage en fonction de la taille du champ.....	54
Figure III. 10 Coefficient d'étalonnage en fonction de la distance source surface.....	55
Figure III. 11 Le coefficient d'étalonnage en fonction de la taille du champ.....	55
Figure III. 12 Coefficients d'étalonnage dans différents fantômes. Les barres d'erreurs représentent l'incertitude globale sur $N_{D, w}$ délivrés par le LSED.....	56
Figure III. 13 Facteur de transfert Window Mylar.....	61
Figure III. 14 Facteur de transfert Polystyrène.....	61
Figure III. 15 Facteur de transfert PMMA.....	62
Figure III. 16 Facteur de transfert Solid water.....	62

Chapitre. IV Validation de la procédure

Figure IV. 1 Dose absolue de 1Gy délivrée dans les différents fantômes dans le faisceau de photon gamma du cobalt 60.....	66
Figure IV. 2 Dose absolue de 1Gy délivrée dans les différents fantômes dans le faisceau de photon gamma du cobalt 60.....	67
Figure IV. 3 Dose absolue de 3Gy de délivrée dans les différents fantômes dans le faisceau de photon gamma du cobalt 60.....	68
Figure IV. 4 Dose absolue de 1Gy délivrée dans les différents fantômes dans le faisceau de photon gamma du cobalt 60.....	69
Figure IV. 5 Dose absolue de 1Gy délivrée dans les différents fantômes dans le faisceau de photon gamma du cobalt 60.....	69
Figure IV. 6 Dose absolue de 1Gy délivrée dans les différents fantômes dans le faisceau de photon gamma du cobalt 60.....	70

I. INTRODUCTION

Les protocoles dosimétriques les plus récents, tels que le TG-51 de l'AAPM et TRS-398 de l'AIEA sont basés sur les mesures de la dose de référence dans des fantômes d'eau, à l'aide de chambres d'ionisation pour lesquelles un coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau, traçable à un laboratoire de référence est disponible. Pour les protocoles cités, cet étalonnage est obtenu dans un faisceau de Cobalt-60. Depuis leur parution, un grand nombre de publications sont parues dans les revues spécialisées pour traiter des aspects métrologiques et dosimétriques liés à l'application de ces protocoles.

L'eau a été choisie comme milieu de référence en raison de ses propriétés bien connues et surtout parce qu'elle est considérée comme le milieu équivalent-tissu le plus disponible. Toutefois, il existe des situations pour lesquelles les mesures de dose dans l'eau sont impraticables. C'est le cas par exemple de l'assurance qualité en dosimétrie d'une machine thérapeutique où l'output doit être mesuré d'une manière routinière sans perturber le programme de traitement des malades, et le positionnement d'un fantôme d'eau dans de meilleurs délais n'est pas chose facile. Dans de telles situations, les fantômes solides sont plus faciles à mettre en place d'une manière plus rapide et avec une meilleure reproductibilité. A cet effet, un dispositif composé d'une chambre d'ionisation et d'un fantôme solide, peut être étalonné et utilisé pour la mesure routinière du débit d'un faisceau clinique. Il faut noter que ce procédé constitue en général une vérification de la constance du débit d'une machine mais ne présente pas de relation directe avec la mesure de la dose absorbée de référence dans l'eau, qui est la grandeur d'intérêt en radiothérapie.

En principe, on peut utiliser n'importe quel fantôme solide, y compris un fantôme en bois, et n'importe quel type de chambre d'ionisation pourvu que la stabilité des dosimètres soit assurée et maintenue dans le temps. Néanmoins, les différentes chambres et fantômes disponibles ne sont pas interchangeables et par conséquent, en cas de problèmes avec la chambre d'ionisation (Mal fonctionnement, cassure,...), on doit ré-étalonner le nouveau système à l'aide d'un fantôme d'eau et une chambre de référence et recalculer la réponse de ce système "chamber-phantom solid".

La situation se complique encore plus en raison du degré de liberté qu'on a pour faire un choix raisonnable quand au matériau du fantôme, la profondeur de mesure dans ce fantôme et les autres paramètres d'irradiation de manière à créer des conditions dans lesquelles la mesure dans le fantôme solide peut être directement convertie en dose absorbée dans l'eau, en cas de nécessité.

Dans le cadre de ce mémoire, trois fantômes solides (PMMA, Polystyrène, Solid water), deux fantômes en eau (AIEA, Mylar window) ont été utilisés dans l'élaboration de la dose absorbée dans l'eau.

Avant toute mesure de la dose absorbée dans l'eau, deux étapes sont au moins nécessaires à savoir :

- La détermination du coefficient d'étalonnage du dosimètre de routine dans le faisceau de photons γ du Co-60 du Laboratoire Secondaire d'Etalon en Dosimétrie (LSED). Et étudier la dépendance du coefficient d'étalonnage du dosimètre en fonction de la distance source surface et de la taille du champ dans les différents fantômes.
- La détermination du facteur de transfert de dose solide \rightarrow eau pour tous les fantômes solides en fonction des paramètres géométriques de mesures.

Enfin, Nous avons effectué des mesures de la dose absorbée dans l'eau à partir de la mesure dans le fantôme solide, en appliquant les facteurs de transfert de dose pour le faisceau de photons γ , ou en effectuant des mesures à la profondeur équivalente dans le faisceau de photons R_x de haute énergie. Les résultats ont été comparés aux mesures effectuées à l'aide d'une chambre et le fantôme d'eau de l'AIEA.

Ce mémoire est structuré de la manière suivante : Au premier chapitre, les interactions entre les rayonnements et la matière seront abordés dans une première partie et leurs effets biologiques sur les cellules et les tissus qui peuvent en découler sont décrits dans la seconde partie. Dans le deuxième chapitre, les notions de base relatives aux protocoles dosimétriques en termes de dose absorbée dans l'eau, ainsi que le contrôle de qualité des équipements destinés à réaliser les mesures. Nous évaluerons au chapitre trois le coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau et le facteur de transfert de dose solide \rightarrow eau et nous étudierons l'influence des paramètres géométriques sur ces facteurs. Enfin, au chapitre quatre nous décrivons la validation de la procédure de transfert de dose en comparant les doses mesurées avec un fantôme solide et celles déterminées directement dans l'eau.

Chapitre.1

***INTERACTION RAYONNEMENT
MATIERE ET EFFETS
BIOLOGIQUES***

I.1. Introduction

L'interaction des rayonnements avec la matière dépend de la nature des particules incidentes et de leur énergie, mais aussi du milieu irradié. Ceci conduit à des transferts d'énergie. Dans ce chapitre nous mettrons l'accent plus particulièrement sur l'usage des rayonnements ionisants, photons (x, γ) et les aspects fondamentaux de leurs interactions avec le milieu. Nous introduisons, enfin, les effets biologiques de ces interactions, ainsi que la notion de dose qui représente l'unité fondamentale de la dosimétrie.

I.2. Les photons

Les photons sont des particules non chargées donc ne sont pas soumis à l'interaction coulombienne, avec les électrons du cortège atomique. Ils n'interagissent pas de façon continue avec le milieu, et ont une probabilité non nulle de traverser n'importe quelle épaisseur de matière sans interagir. Les notions de parcours et de ralentissement utilisées pour les particules chargées n'ont plus de sens pour les photons. Pour ces derniers on parle d'atténuation, et de libre parcours moyen. Lorsqu'un faisceau de N photons traverse une épaisseur x de matière de masse volumique ρ , le nombre N' de photons ayant interagi dans le milieu est donné par la relation (1.1) :

$$N' = N \left\{ 1 - \exp - \left[\left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{coh} + \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{incoh} + \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{pe} + \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{pp} \right] \rho x \right\} \quad (1.1)$$

Où les coefficients d'atténuations massiques $\left(\frac{\mu}{\rho} \right)_i$ représentent la probabilité que possède les photons d'interagir dans le domaine d'énergie de 1eV jusqu'à quelques MeV, selon quatre processus :

- ✓ La diffusion cohérente ou Rayleigh
- ✓ La diffusion incohérente ou effet Compton
- ✓ Effet photoélectrique
- ✓ Création de paire

La figure.I.1 présente le coefficient d'atténuation dans l'eau suivant les modes d'interactions dans les domaines d'énergies.

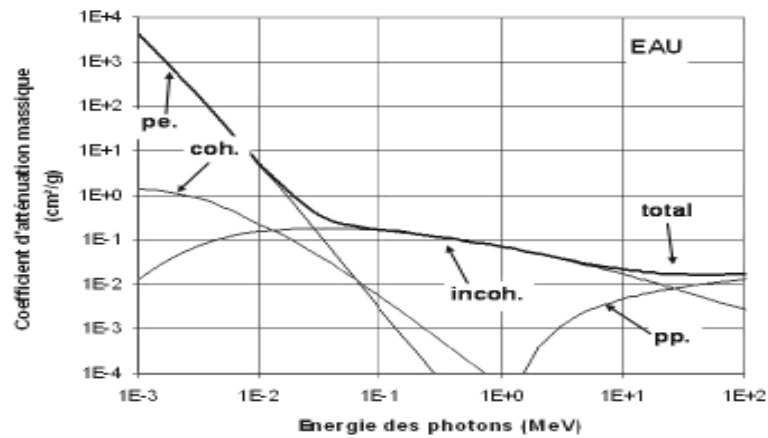


Figure.I. 1 Coefficients d'atténuations massiques dans l'eau suivant les différents modes d'interaction : la diffusion cohérente, la diffusion incohérente, l'effet photoélectrique et la production de paire.

I.2.1. La diffusion cohérente ou effet de Rayleigh

Il s'agit de l'absorption d'un photon incident par un atome du milieu, suivie de sa rediffusion dans une direction différente. Le photon diffusé ayant la même énergie que le photon incident, celle-ci est qualifiée de cohérente. Notons que ce phénomène ne se produit qu'à basse énergie, et qu'il n'entraîne pas d'ionisation du milieu mais seulement une dispersion angulaire des photons incidents.

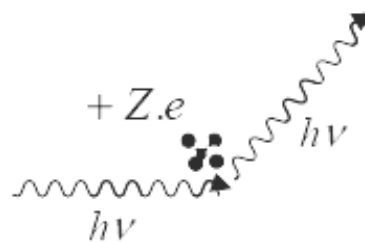


Figure.I. 2 La diffusion cohérente

I.2.2. La diffusion incohérente ou effet Compton

L'effet Compton, intervient entre un photon incident et un électron du milieu. Le photon incident est dévié de sa trajectoire initiale par l'électron auquel il cède une partie de son énergie, lors de la collision. Les lois de la conservation de l'énergie et de l'impulsion permettent de déterminer l'énergie emportée par chacun des partenaires de la réaction.

Ainsi, l'énergie du photon diffusé $h\nu'$ est reliée à celle du photon incident $h\nu$ et l'angle de diffusion θ par la relation suivante :

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu(1 - \cos\theta)}{m_0c^2}} \quad (1.2)$$

Où m_0c^2 est l'énergie au repos de l'électron.

De plus la distribution angulaire des photons diffusés est donnée par la formule (1.3).

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = zr_0^2 \cdot \left(\frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \right)^2 \left(\frac{1 + \cos^2\theta}{2} \right) \left(1 + \frac{\alpha(1 - \cos\theta)^2}{(1 + \cos^2\theta)(1 + \alpha(1 - \cos\theta))} \right) \quad (1.3)$$

Avec $\frac{d\sigma}{d\Omega}$ la section angulaire différentielle de l'effet Compton, z le numéro atomique du

matériau, r_0 le rayon classique de l'électron et $\alpha = \frac{h\nu}{m_0c^2}$.

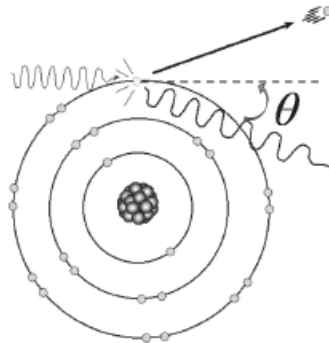


Figure.I. 3 La diffusion incohérente

Dans la diffusion incohérente les photons sont diffusés vers l'avant à haute énergie.

I.2.3. Effet photoélectrique

Le photon incident est intégralement absorbé par l'atome du milieu. Son énergie $h\nu$ est alors transférée à un électron qui est éjecté avec une énergie cinétique E_e correspondant à l'énergie du photon incident diminuée de l'énergie de liaison du photoélectron E_l (dans le cas le plus probable de la couche K, E_l est de l'ordre du keV pour les matériaux légers et de la centaine de keV pour les milieux de Z élevé) :

$$E_e = h\nu - E_l \quad (1.4)$$

Le départ de l'électron laisse le cortège électronique dans un état instable. L'atome réorganise alors sa population électronique, ce qui conduit à l'émission de photon X ou l'électron Auger (généralement absorbé à proximité de leur lieu d'émission). La lacune est alors elle-même comblée par le même mécanisme.

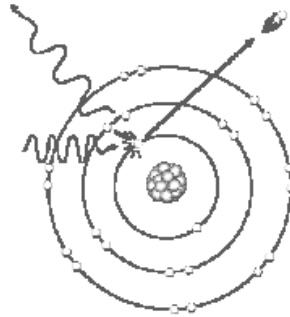


Figure.I. 4 Effets photoélectriques sur la couche K

I.2.4. Création de paire

Lorsque l'énergie du photon incident est supérieure à deux fois l'énergie de la masse de l'électron au repos soit 1.02 MeV , le processus de création de paire devient possible énergétiquement. Cette interaction reste faible en dessous de plusieurs MeV , de cette dernière résulte la matérialisation d'un électron et d'un positron, tous deux se partageant équitablement l'énergie du photon initial :

$$E_{e^+} = E_{e^-} = \frac{1}{2}(h\nu - 2m_0c^2) \quad (1.4)$$

Le positron matérialisé finit toujours par rencontrer son antiparticule (un électron du milieu) et termine ainsi sa courte vie par l'émission de deux photons de 511 keV correspondant à l'énergie libérée dans deux directions opposées.

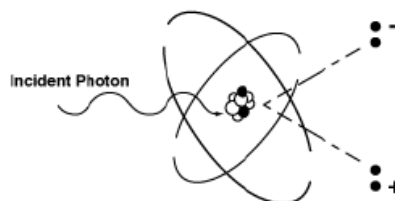


Figure.I. 5 Création de paire

I.2.5. Coefficient d'absorption massique d'énergie

Nous venons de décrire les différents modes d'interactions qui peuvent résulter entre des photons d'énergies différentes et le milieu qu'ils traversent. L'ensemble de ces interactions peut se traduire par une atténuation massique, du faisceau ou une absorption massique d'énergie. Du point de vue de la physique médicale, il est surtout nécessaire de connaître la fraction d'énergie cédée par ionisation au milieu traversé, plutôt que le type d'effet mis en jeu. Pour cette raison tous les modes d'interactions sont donc rassemblés dans un seul coefficient d'absorption massique d'énergie μ_{en}/ρ . Ce dernier a été calculé et tabulé pour l'ensemble des matériaux pouvant intervenir en dosimétrie. Il est obtenu de la manière suivante :

- ✓ En pondérant le coefficient d'atténuation massique par un facteur représentant la fraction d'énergie transférée par le photon incident à l'électron touché. Ce facteur multiplicatif est égal à l'unité pour l'effet photoélectrique, et inférieur à l'unité pour l'effet Compton ou la création de paire.
- ✓ En pondérant ce résultat par la fraction moyenne d'énergie effectivement utilisée par les électrons secondaires pour ioniser le milieu (énergie perdue par collisions).

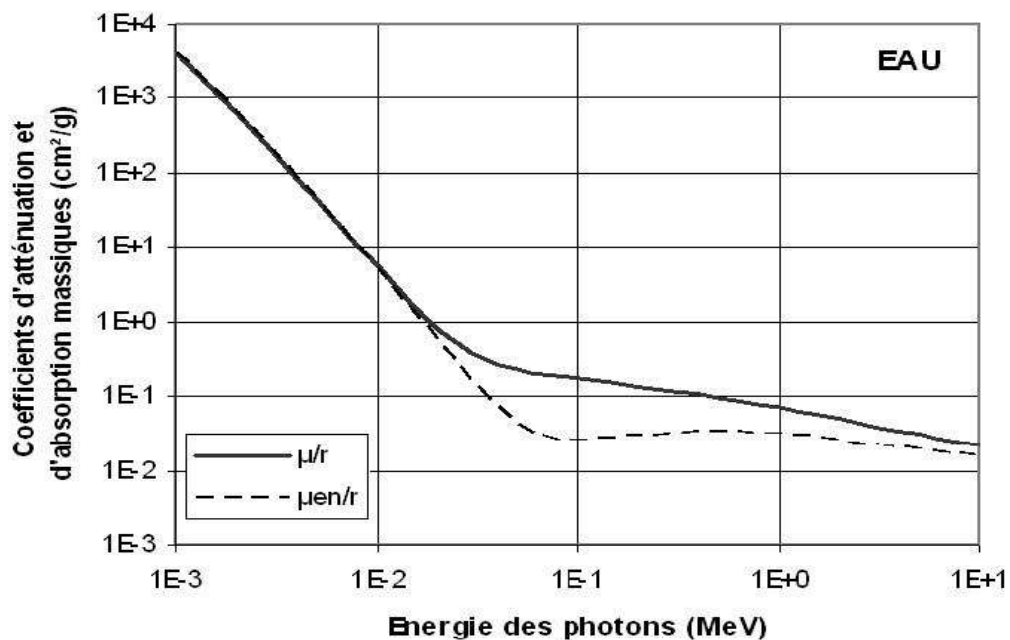


Figure.I. 6 Comparaison de l'évolution du coefficient d'absorption massique d'énergie et le coefficient massique d'atténuation dans l'eau.

On remarque sur la courbe qu'à partir d'environ 10 keV, les coefficients d'atténuation et d'absorption d'énergie se distinguent nettement l'une de l'autre.

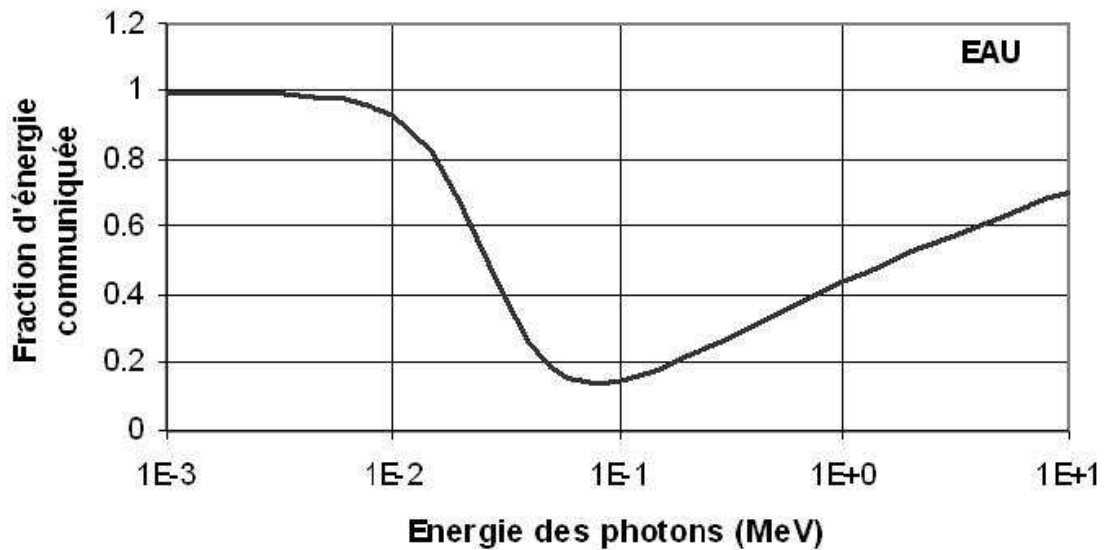


Figure.I. 7 Evolution de l'énergie moyenne cédée par des photons de 10keV à 20MeV dans l'eau.

La figure.I.7 représente le rapport des coefficients d'atténuation et d'absorption massique d'énergie pour l'eau. Elle nous donne la fraction d'énergie moyenne communiquée au milieu par le photon incident et pour une interaction. Cette figure illustre bien le fait qu'un photon interagissant par effet photoélectrique, prédomine en dessous de 10 keV et va mettre en mouvement un électron transportant toute l'énergie qu'il possédait, d'où une fraction d'énergie communiquée proche de l'unité. Une interaction par effet Compton se traduira, quant à elle, par l'émission d'un électron dont l'énergie prend une valeur comprise entre zéro et une fraction de l'énergie du photon incident. Le reste de l'énergie est transporté plus loin par le photon diffusé, ce qui justifie une fraction d'énergie inférieure à l'unité. Ceci implique qu'aux énergies de la radiothérapie, un photon communique uniquement une partie de son énergie entre 30 à 50 % à la matière lors d'une interaction, transportant le reste de cette énergie plus loin.

I.3. Effets biologiques des rayonnements ionisants

L'absorption des rayonnements ionisants par la matière, tout particulièrement par la matière vivante, produits des effets complexes, pour lesquels on peut distinguer plusieurs phases :

- Une phase de réactions élémentaires
- Une phase de réactions chimiques
- Une phase de modifications des fonctions et des structures

Cependant il y'a une grande disproportion entre l'énergie déposée par le rayonnement et les effets biologiques observés.

I.3.1. Les lésions induites

Si les rayonnements ionisants occasionnent tant de dommages au niveau des cellules, c'est que ces dommages ne sont pas uniquement occasionnés par des particules incidentes ayant interagies avec leur noyau, mais également de manière indirecte par les radicaux libres, fortement réactifs issus de la radiolyse de l'eau qui représente 70% du corps humain [26]. Ces radicaux une fois créés, peuvent s'attaquer aux différents organites de la cellule (membrane, appareil de Golgi...). Cependant, en raison de son rôle important dans la cellule, les effets de radiations ionisantes sur la molécule d'ADN sont les mieux connus et selon toute vraisemblance, les plus importants. Les radiations les plus étudiées sont des radiations de faible transfert linéique d'énergie. Ces radiations induisent trois types de lésions :

- ✓ Il y'a tout d'abord des lésions directes par rupture de la simple chaîne.
- ✓ des lésions indirectes avec modification des bases.
- ✓ et enfin des ruptures de la double chaîne.

Toutes ces modifications entraînent des perturbations fonctionnelles qui peuvent aboutir soit à la mort de la cellule, soit à des mutations en fonction de la réponse de la cellule.

I.3.2. La réponse cellulaire

Les mécanismes de réponse de la cellule suite à une irradiation sont extrêmement complexes. Qu'il s'agisse de radiochimie ou de radiobiologie, il est intéressant de préciser les relations quantitatives entre la dose de rayonnement délivrée et le rendement d'une réaction chimique (ou la proportion d'individus qui ont subi un effet donné), soit les dégâts occasionnés sont très importants pour qu'il y ait réparation et il y'a mort cellulaire non contrôlée (la nécrose), soit la cellule met en action ses mécanismes de réparation. Si la réparation est correctement effectuée, la cellule reprend le cours normal de sa vie. Dans le cas contraire on assiste au "suicide de la cellule (apoptose), si l'erreur est détectée, ou bien à des mutations pouvant engendrer, à long terme un cancer ou une anomalie héréditaire. Pour cette raison nous allons tracer les courbes effets doses.

I.3.3. Effets cellulaires des rayonnements ionisants

La radiosensibilité des tissus est généralement caractérisée par des courbes de survie cellulaire. C'est à dire la proportion de cellules survivantes en fonction de la dose absorbée. Pour nombre de cellules, et pour les rayonnements ionisants de faible transfert d'énergie linéique, les courbes de survie présentent un épaulement pour les faibles doses, puis une diminution exponentielle de la survie. Ce comportement est modélisé généralement par une fonction linéaire quadratique :

$$S(D) = e^{-(\alpha D + \beta D^2)} \quad (1.5)$$

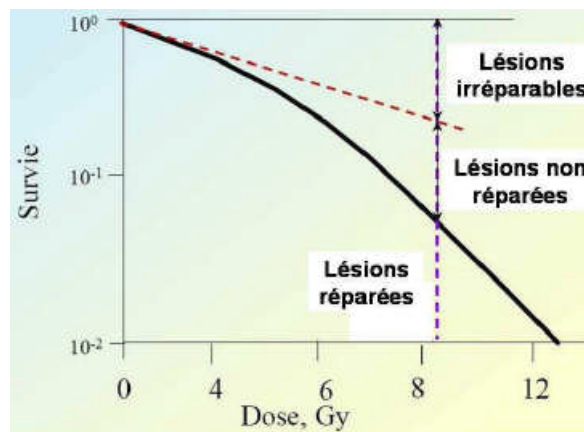


Figure.I. 8 Courbe de survie

Où D est la dose (qui sera introduite au paragraphe suivante).

Les paramètres α et β sont respectivement associés à la mortalité par lésions non réparables (létales) et la mortalité par accumulation de lésions à priori réparables (sub-létales).

Le rapport β/α , correspond à la dose pour laquelle les mortalités associées à α et à β sont identiques, est souvent utilisé pour caractériser la radiosensibilité d'un tissu.

I.4. Unité de mesure : la Dose

L'étude des effets biologiques, que nous venons d'évoquer, est riche d'enseignement mais très complexe. Il est donc difficile de caractériser l'effet d'une irradiation dégât par dégât, il est judicieux voir nécessaire d'étudier son effet global et pour cela, trois grandeurs sont introduites :

La dose absorbée, la dose équivalente et la dose efficace [44]. La corrélation entre ces trois grandeurs tient à la complexité des réactions biologiques par rapport à l'irradiation, et chacune d'entre elles décrit l'effet des rayonnements à différent niveau :

Au niveau de la matière pour la dose absorbée, au niveau cellulaire pour la dose équivalente et au niveau tissulaire de la dose efficace.

I.4.1. La dose absorbée, D

La dose absorbée est la quantité d'énergie moyenne de délivrée à un volume élémentaire de masse dm [18].

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{m} \quad (1.6)$$

Elle s'exprime en Gray (Gy), un gray correspond à un dépôt d'énergie de 1 joule par kilogramme de matière. La dose absorbée est une quantité purement physique, son grand intérêt pratique est qu'elle est directement mesurable à l'aide d'un dosimètre (que nous décrirons dans le prochain chapitre), contrairement aux autres notions de dose.

I.4.2. Dose équivalente, H

La dose équivalente tient compte de la nature du rayonnement incident en termes de transfert d'énergie linéique TEL. A une énergie égale à 1 MeV par exemple, une particule α produit 6000 ionisations par μm de tissu, un proton produit 600 ionisations par μm et un électron produit 6 ionisations par μm . Ainsi, une irradiation par des particules α génère plus de dégâts qu'une irradiation par des électrons. Un coefficient de correction nommé facteur de pondération, noté W_R a été introduit pour tenir compte de la nature du rayonnement incident. Le tableau.I.1 présente le facteur de pondération pour différentes particules selon l'énergie associée.

particules	énergies	W_R
photons	toutes	1
électrons	toutes	1
neutrons	< 10 keV	5
	10 keV à 100 keV	10
	100 keV à 2 MeV	20
	2 MeV à 20 MeV	10
	> 20 MeV	5
protons	> 2 MeV	5
α et ions lourds	toutes	20

Tableau.I. 1 Facteurs de pondération radiologique pour différents rayonnements

En présence des faisceaux mixtes, chaque contribution doit être prise en compte individuellement. Si D_R est la dose absorbée pour un rayonnement donné, la dose équivalente H s'écrit :

$$H = \sum_R W_R \cdot D_R \quad (1.7)$$

La dose équivalente s'exprime en Sievert (Sv), un Sievert correspond à un Joule déposé par kilogramme de matière pour les photons et pour les électrons. Une dose absorbée de 1Gy produira donc une dose équivalente de 1 Sv pour un faisceau d'électrons, alors qu'elle sera de 5 Sv pour un faisceau de protons.

I.4.3. Dose efficace, E

La dose efficace, rend compte des effets des rayonnements au niveau tissulaire. La construction de cette quantité est très délicate car elle est basée sur l'observation ou l'estimation des effets de l'irradiation sur les différents organes. Cette observation permet de qualifier le type d'exposition sur un organe donné, elle quantifie la probabilité d'apparition de différents problèmes de santé. Le passage de la dose équivalente H à la dose efficace E prend en compte les organes touchés par l'irradiation de coefficient de pondération tissulaire W_T , lorsque plusieurs organes (tissus, T) sont touchés, il faut aussi sommer les différentes contributions :

$$E = \sum_{Tissu} W_T \cdot H_T \quad (1.8)$$

La dose efficace est une quantité liée à la biologie, elle s'exprime en Sievert.

<i>Organe</i>	<i>W_T</i>
Gonades	0,20
Seins	0,05
Moelle osseuse rouge	0,12
Colon	0,12
Poumons	0,12
Estomac	0,12
Vessie	0,05
Foie	0,05
Œsophage	0,05
Thyroïde	0,05
Surface osseuse	0,01
Peau	0,01
Reste de l'organisme	0,05
<i>Total</i>	<i>1</i>

Tableau. I. 2 Coefficients de pondération tissulaire de différents organes d'après l'ICRP

I.4.4. Ordre de grandeurs

Pour donner quelques grandeurs sur les effets déterministes d'une irradiation, un individu subira une stérilité transitoire lors d'une exposition unique supérieure à 100 *mSv* et définitive au dessus de 4 à 6 *Sv*. Une femme deviendra stérile si elle est exposée au-delà de 2 à 6 *Sv* transitoirement, ou bien soumise à une dose supérieure à 0.2 *Sv* / an. Des expositions globales de 1 à 2 *Sv* conduisent (entre autres) à des nausées, de 2 à 4 *Sv*, à une anémie, de 4 à 6 *Sv* à une aplasie (arrêt du développement cellulaire), de 6 à 8 *Sv* à des diarrhées et des hémorragies, de 8 à 10 *Sv* à une insuffisance respiratoire et au-delà de 10 *Sv* en général au décès rapide du sujet. A cela s'ajoute les effets stochastiques (cancers...) qui peuvent apparaître de façon aléatoire dès les faibles doses, et dont la probabilité augmente avec la dose reçue.

I.4.5. Dose efficace, E

La dose efficace, rend compte des effets des rayonnements au niveau tissulaire. La construction de cette quantité est très délicate car elle est basée sur l'observation ou l'estimation des effets de l'irradiation sur les différents organes d'une population d'individus.

I.4.6. Conclusion

L'ensemble des interactions du rayonnement avec la matière plus précisément dans le milieu biologique fait intervenir plusieurs aspects physiques, chimiques et biophysiques. Donc il s'avère nécessaire de respecter les limites de dose pour protéger les organes sains et permettre la régénération des cellules endommagées.

Chapitre.II

PROTOCOLES DOSIMETRIQUES ET CONTROLE DE QUALITE

II.1. Introduction

L'AIEA en collaboration avec d'autres organismes internationaux WHO, PAHO, ESTRO ont développé des protocoles dosimétriques. Ces codes "of practices" ont été établis dans le but de mettre à la disposition des utilisateurs des rayonnements ionisants (radiophysiciens, radiothérapeutes) un système de règles et principes à suivre pour une bonne évaluation de la dose absorbée dans un milieu. En radiothérapie la détermination de la dose absorbée dans l'eau dans un faisceau de photons (x, γ) de haute énergie de qualité Q repose sur la réponse de la chambre d'ionisation étalonnée dans un laboratoire d'étalonnage accrédité. En outre avant toute mesure de dose il est nécessaire de faire un contrôle de qualité de toute la chaîne de mesures. Deux formalismes s'offrent aux utilisateurs selon le protocole dosimétrique choisi.

- ✓ Les protocoles dosimétriques TRS-277, TG-21 sont les plus répandus et englobent la plupart des organismes nationaux et régionaux. Ils sont basés sur l'usage des chambres d'ionisations étalonnées en terme de kerma à l'air libre dans des conditions géométriques et physiques bien établies dans un faisceau de référence de photons γ du cobalt 60. Ils font intervenir plusieurs facteurs de corrections et des incertitudes à l'évaluation de la dose absorbée dans l'eau.
- ✓ Les protocoles dosimétriques les plus récents à savoir le TRS-398, le TG-51, sont basés sur l'usage des chambres d'ionisations étalonnées en terme de dose absorbée dans l'eau, dans un faisceau de référence de photons. Ces derniers réduisent considérablement les facteurs de corrections et minimise les incertitudes.

II.1.2. Protocoles dosimétriques basés sur l'utilisation du coefficient d'étalonnage en terme de Kerma à l'air libre

Ces protocoles sont basés sur l'usage du coefficient d'étalonnage en terme de Kerma à l'air libre dans un faisceau de référence de photons de γ du cobalt 60 [2, 15, 21]. Le coefficient $N_{D, air}$ est fourni par le laboratoire primaire d'étalonnage pour chaque type de chambre cylindrique. Il est obtenu à partir du coefficient d'étalonnage en termes de kerma à l'air libre $N_{K, air}$ ou le coefficient d'étalonnage en termes d'exposition à l'air libre N_X .

$$N_{D, air} = N_{K, air} (1-g) k_m k_{att} k_{elc} \quad (1.1)$$

Avec

$N_{D, \text{air}}$: le coefficient d'étalonnage de dose absorbée dans l'air de la cavité de la chambre.

$N_{K, \text{air}}$: le coefficient d'étalonnage en terme de Kerma à l'air libre dans le faisceau de référence de photon γ de cobalt 60 fourni par le laboratoire d'étalonnage accrédité.

g : est la fraction d'ionisation perdue par rayonnement de freinage dans l'air ($g=0.003$ pour les photons de cobalt 60).

k_m : est le facteur qui tient compte de la non équivalence à l'air de la paroi et du capuchon de la chambre.

k_{att} : est le facteur qui tient compte de la diffusion et de l'atténuation des photons qui traversent la paroi de la chambre.

k_{elc} : facteur de correction qui tient compte de la perturbation due à l'électrode centrale de la chambre d'ionisation.

La dose absorbée dans l'eau au point effectif de mesure de la chambre dans le fantôme est obtenue à partir de la dose absorbée dans la cavité d'air de la chambre par le principe de Bragg Gray [19]. Ce principe s'énonce de la façon suivante :

- ✓ D'une part il existe une relation de proportionnalité entre la dose absorbée dans le milieu et l'ionisation mesurée dans une petite cavité remplie d'un gaz quelconque placé au sein du milieu considéré. Ceci à condition que les dimensions de la cavité soient petites devant le parcours des électrons secondaires, mis en mouvement par les photons (x, γ) dans la paroi de la cavité et que l'énergie perdue par les photons primaires à la traversée de la cavité soit faible.
- ✓ D'autre part Gray a montré que le rapport entre l'énergie perdue par un électron en traversant une épaisseur x (g/cm^2) du milieu et l'énergie perdue en traversant une épaisseur x (g/cm^2) de gaz, est égal au rapport des pouvoirs d'arrêt massique du milieu et du gaz pour cet électron. La relation de Bragg Gray relie la dose absorbée dans le milieu à l'ionisation produite dans la cavité de la chambre est la suivante alors :

$$D_a = J_G \cdot S_{p-a} \cdot \overline{W} \quad (2.2)$$

D_a : Dose absorbée dans le milieu.

J_G : Nombre de paires d'ions formés par unité de masse du gaz de la cavité.

S_{p-a} : Rapport des pouvoirs d'arrêt massique pour les électrons secondaires du milieu par rapport au gaz.

\overline{W} : Energie moyenne nécessaire pour créer une paire d'ions

La dose absorbée dans l'eau au point effectif de mesure est donnée par la relation (2.3).

$$D_{w, Q} (P_{\text{eff}}) = M_Q (P_{\text{eff}}) N_{D, \text{air}} (S_{w, \text{air}})_Q P_Q \quad (2.3)$$

Avec

$M_Q(P_{\text{eff}})$ est la lecture corrigée de l'effet de température, pression, de recombinaison et de polarité de la chambre dans le faisceau de qualité Q.

$(S_{w, \text{air}})_Q$ est le rapport des pouvoirs de ralentissement massique par collision (eau/air) pour la qualité du faisceau Q, à la profondeur du point d'intérêt de mesure.

P_{eff} est le point effectif de mesure de la chambre. Pour la chambre d'ionisation cylindrique le point effectif se trouve en amont du centre géométrique à une fraction connue du rayon de la cavité qui dépend de la qualité du faisceau Q.

P_Q est le facteur de correction de la perturbation globale et prend en compte les corrections suivantes :

P_{cav} : correction de la diffusion des électrons entre l'air de la cavité de la chambre et le volume d'eau qui est remplacé par l'air de la cavité.

P_{paroi} : correction de la non équivalence de la chambre à l'eau

P_{cel} : prend en compte l'influence de l'électrode centrale sur la mesure dans l'eau

P_{dis} : facteur de correction de déplacement du centre géométrique de la chambre

$$P_Q = [P_{\text{cav}} P_{\text{par}} P_{\text{cel}} P_{\text{dis}}]_Q \quad (2.4)$$

La nouvelle expression de la dose absorbée dans l'eau donnée par le TRS 398 [21] est la suivante :

$$D_{w, Q} (\text{centre ch}) = M_Q (\text{centre ch}) N_{D, \text{air}} S_{w, \text{air}} P_Q \quad (2.5)$$

Comme il est très difficile de déterminer avec précision le volume des chambres utilisées en dosimétrie clinique, on tire le facteur d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'air de la cavité de la chambre d'ionisation par la relation suivante :

Par définition

$$N_{D, \text{air}, Q} = \frac{D_{\text{air}}}{M} = \frac{1}{m_{\text{air}}} \frac{W_{\text{air}}}{e} = \frac{1}{(\rho_{\text{air}} V_{\text{eff}})} \frac{W_{\text{air}}}{e} \quad (2.6)$$

W_{air} / e : est l'énergie moyenne nécessaire à la production d'une paire d'ion dans l'air.

m_{air} : la masse de l'air contenue dans la cavité de la chambre d'ionisation.

ρ_{air} : la densité de l'air dans les conditions standard atmosphérique (pression et température).

V_{eff} : le volume effectif de l'air de collections d'ions dans la chambre d'ionisation.

W_{air} / e est constant quelque soit la nature du rayonnement et la qualité du faisceau.

II.1.3. les protocoles dosimétriques basés sur le coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau

Ce formalisme repose sur le coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau fourni par le laboratoire d'étalonnage accrédité dans un faisceau de référence de photon γ de cobalt 60 à la profondeur z_{ref} . Il est recommandé par plusieurs protocoles dosimétriques [1, 22 , 25].

$$N_{D, w} = \frac{D_w}{M} \quad (2.7)$$

Avec

$N_{D, w}$: Coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau dans un faisceau de photon γ de cobalt 60 ;

D_w : Dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence z_{ref} ;

M : Lecture corrigée dans l'eau de l'influence des conditions atmosphériques ;

$$D_{w, Q} = N_{D, w, Q} M_Q k_Q \quad (2.8)$$

Avec

$D_{w, Q}$: Dose absorbée dans l'eau dans un faisceau de qualité Q ;

$N_{D, w, Q}$: Facteur d'étalonnage dans l'eau dans un faisceau de qualité Q ;

M_Q : Lecture corrigée dans l'eau de l'influence des conditions atmosphériques dans le faisceau de qualité Q ;

k_Q : Facteur de correction de la qualité du faisceau Q ;

Ce facteur k_Q dépend du type de la chambre, peut être obtenu à partir des mesures expérimentales dans le faisceau de qualité de référence Q_0 (faisceau de photons γ du Co-

60) et dans un autre faisceau de qualité Q dans les conditions de référence, ou théoriquement.

Expérimentalement, le facteur de qualité du faisceau par la relation (2.9).

$$k_Q = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w}} \quad (2.9)$$

cette définition du facteur de qualité a été donnée par Hohlfeld (1988) [20].

II.2. Aspects expérimentaux

Il s'agit de placer le fantôme de l'AIEA sur le chariot du cobalt 60 (ELDORADO 78) du Laboratoire Secondaire d'Etalon en Dosimétrie (LSED), le remplir d'eau, dans les conditions géométriques de référence. La fenêtre frontale d'entrée du fantôme faisant face à la tête du cobalt de telle sorte que l'axe central du faisceau d'irradiation coïncide avec le centre de la fenêtre du fantôme. La chambre d'ionisation est insérée dans la gaine à une profondeur de 5 g/cm², à l'aide de la lunette de visée et du laser montés sur le chariot on vérifie la position de la chambre d'ionisation et sa coïncide avec le centre du fantôme.

II.2.1. Les équipements

Les équipements utilisés dans le présent travail sont :

- ✓ Unité de cobalt 60 ELDORADO 78
- ✓ Un système de télé surveillance
- ✓ D'un accélérateur linéaire Clinac 2100
- ✓ Fantômes d'eau et solides
- ✓ Electromètres
- ✓ Chambres d'ionisation
- ✓ Thermomètres, Baromètres, Laser, Lunette

II.2.2. L'unité de cobalt 60

Le Laboratoire Secondaire d'Etalon en Dosimétrie (LSED) est doté d'une unité de cobalt 60 (ELDORADO 78) figure II.1, Les composantes principales sont :

- ✓ Une source radioactive contenue à l'intérieur d'une capsule en acier inoxydable et scellée. La source émet une énergie gamma moyenne de 1.25 MeV de très haute activité (185 à 370 TBq), une activité spécifique élevée. Le diamètre de la source est de 2,5 cm et une hauteur de 3 cm.

- ✓ Une colonne verticale qui sert de support à la tête d'irradiation.
- ✓ Une commande permettant la rotation de 180° de la tête d'irradiation et un déplacement vertical.
- ✓ Un télémètre et un système de collimateur ajustable.

La figure. II.1 fait ressortir les différents composants de l'unité du cobalt 60 (Eldorado 78) avec ses accessoires.

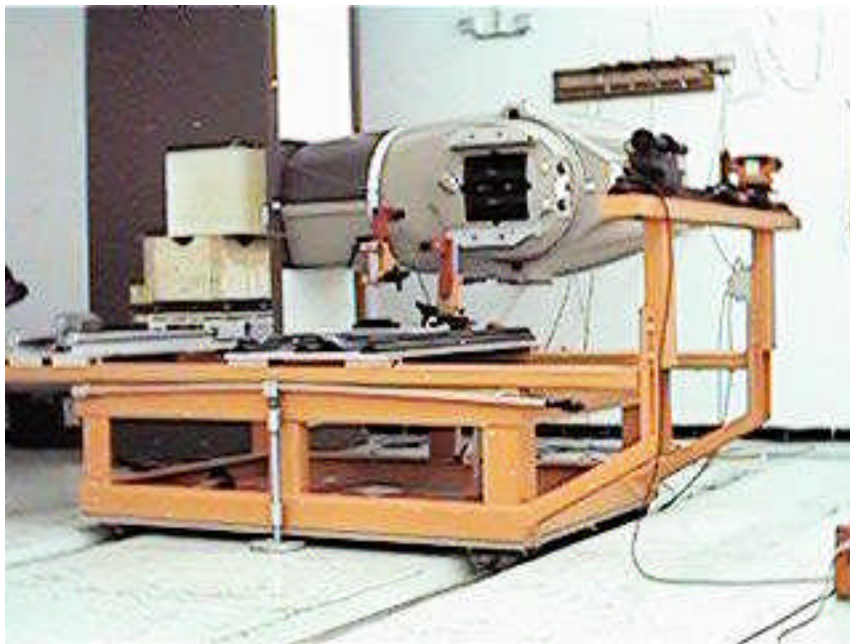


Figure.II. 1 Unité de cobalt 60 de l'ELDORADO 78

Un pupitre de commande permettant de régler le temps d'irradiation, de mettre la source en position d'irradiation "on" ou reset "of" illustré par la figure. II.2.



Figure.II. 2 pupitre de commande

Le système de télé surveillance du LSED est composé de moniteurs figure.II.3, et de camera vidéo figure. II.4.



Figure.II. 3 Moniteurs de télé surveillance



Figure.II. 4 Camera de surveillance

II.2.3. L'accélérateur linéaire

Les accélérateurs modernes les plus répandus utilisés en radiothérapie sont les accélérateurs linéaires d'électrons qui permettent également la production des photons de Rx de haute énergie. Le schéma d'une telle machine est présenté par la figure II.5. L'accélérateur utilisé dans le cadre de notre travail est illustré sur la figure II.6.

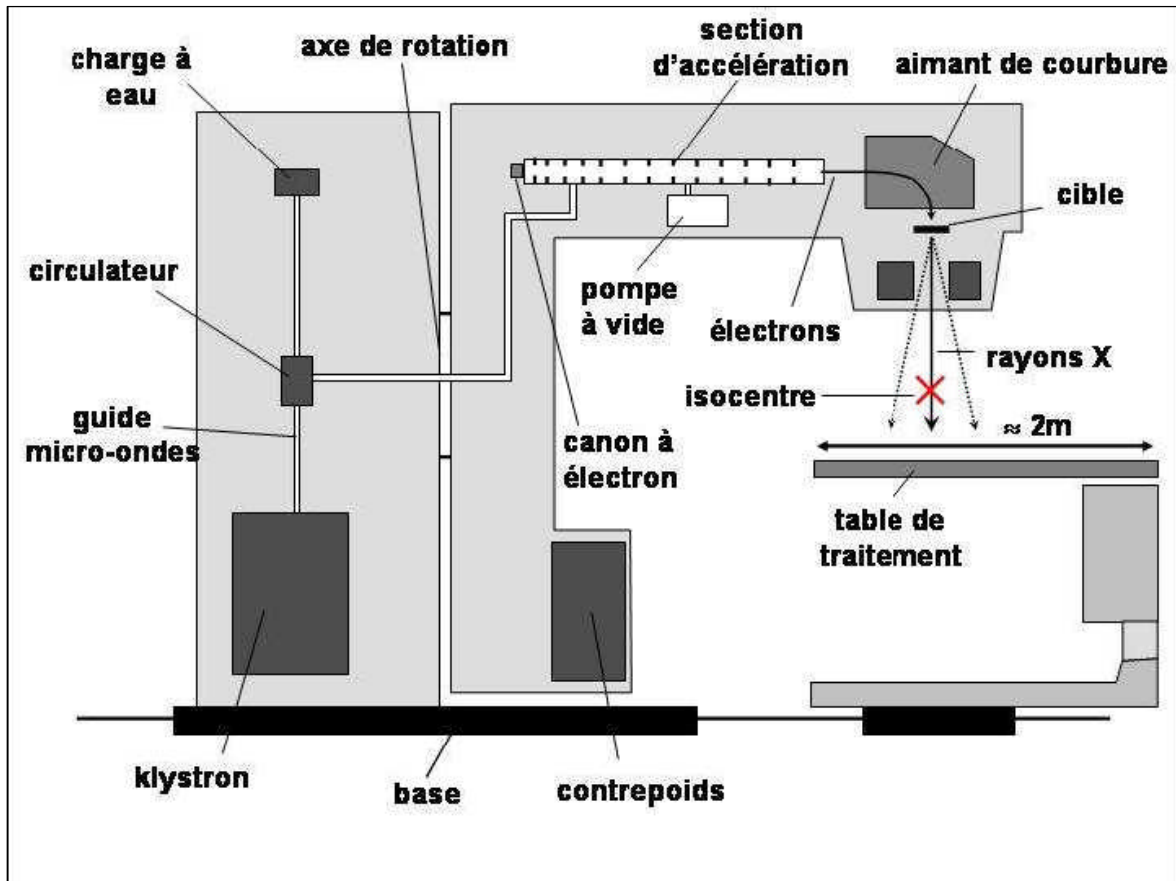


Figure.II. 5 Principaux composants d'un accélérateur linéaire

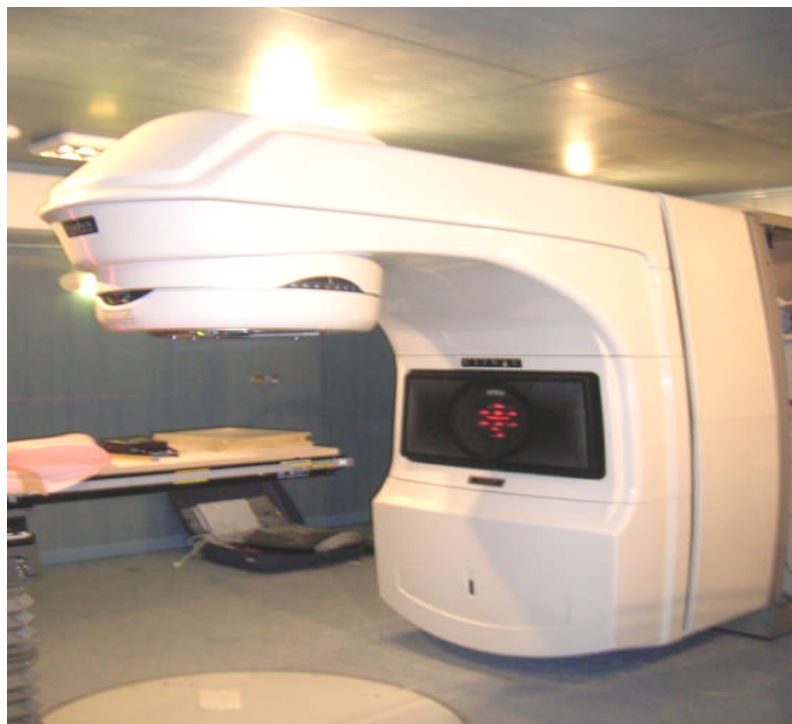


Figure.II. 6 Accélérateur CLINAC2100 C utilisé dans le cadre de notre travail

Le faisceau de photons Rx est produit par rayonnement de freinage sur une cible de tungstène insérée sur la trajectoire du faisceau d'électrons. Le faisceau de photons ainsi produit par l'accélérateur doit alors posséder des caractéristiques avant toute utilisation clinique qui sont notamment :

- ✓ Une homogénéité en fluence énergétique sur une grande surface jusqu'à 40 x 40 cm² au niveau du patient grâce aux cônes égalisateurs placés en aval de la production du photons.
- ✓ Une pénombre limitée qui est optimisée en fonction du rayonnement.
- ✓ Un système de collimateur pour protéger de manière optimale les tissus sains avoisinants.

II.2.4. Les Electromètres

Le PTW UNIDOS 10002 # 20362 (figure. II.8) et le Keithley # 35040 (fig. II.7) sont des instruments de mesure qui permettent de récolter la quantité d'ion produite dans la cavité de la chambre d'ionisation. Ils peuvent être employés en mode courant ou charges.



Figure.II. 7. Electromètre Keithley

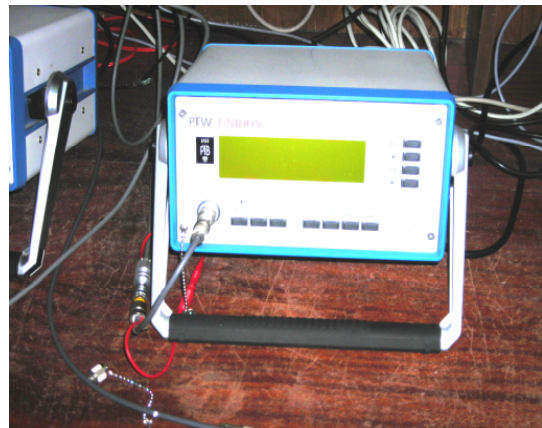


Figure.II. 8 Electromètre UNIDOS

II.2.5. Le baromètre et le thermomètre

Ces deux instruments nous permettent de relever la pression et la température qui règnent dans la salle d'irradiation lors de la mesure.



Figure.II. 9 Baromètre



Figure.II. 10 Thermomètre

II.2.6. Les fantômes

Les fantômes sont fabriqués avec des matériaux possédant des propriétés physiques équivalentes eau dans un faisceau de rayonnement ionisant (figure II.11a, 11b, 11c, 11d, 11e). La densité électronique, le pouvoir absorbant et de diffusion doivent être semblables à ceux des tissus biologiques. L'eau est le milieu de référence recommandé par les protocoles dosimétriques de l'AIEA, AAMP [1, 2, 21, 22, 24] pour la mesure de la dose absorbée dans un faisceau de photons (γ , x).



Figure.II. 11 Fantôme en eau de l'AIEA

Les fantômes doivent avoir une marge d'au moins 5 cm à l'extérieur des bords du faisceau et au moins 10 cm derrière le centre de la chambre d'ionisation dans l'axe du faisceau à la profondeur de mesure, pour assurer la prise en compte de tout le

rayonnement diffusé [1, 22, 39]. Le fantôme "Solid water" est composé de plusieurs plaques d'épaisseurs variables de 1mm, 2 mm et de 10 mm (figure II.8c).

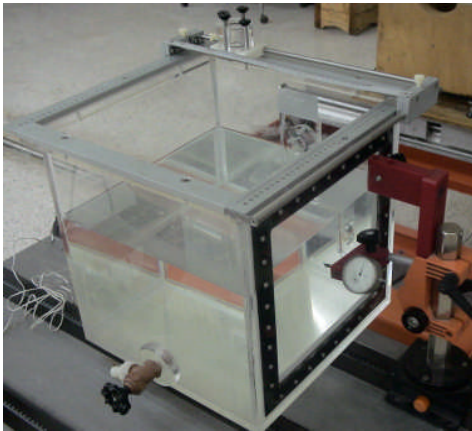


Figure. II.11b. Fantôme Mylar

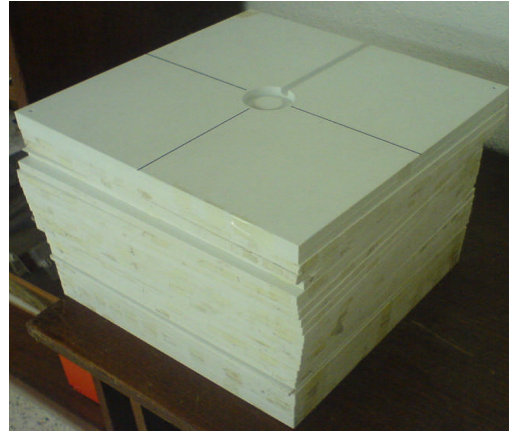


Figure. II.11c. Fantôme Solid water



Figure. II.11d. Fantôme PMMA

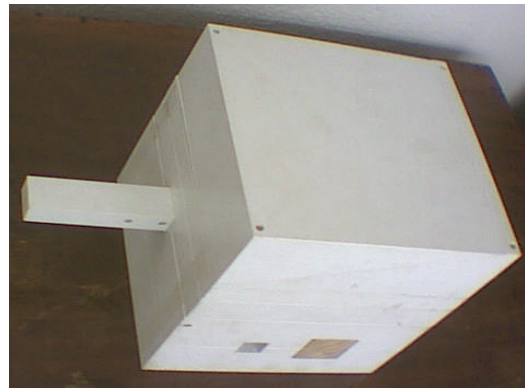


Figure. II.11e. Fantôme polystyrène

Le tableau suivant présente les caractéristiques physiques et géométriques des fantômes utilisés dans le présent travail.

Fantômes	Matériaux	Dimensions L x l x H cm ³	Epaisseur de la fenêtre	Densité g/cm ³
AIEA	Eau + PMMA	30 x 30 x 30	2.4 mm en PMMA	0.9982
Mylar Windows	Eau + Mylar	35 x 35 x 37	0.3 mm en Mylar	0.9982
Polystyrène	Polystyrène	20 x 20 x 20	-	1.19
PMMA	PMMA	20 x 20 x 20	-	1.06
Solid water	Solid water	30 x 30 x 30	-	1.045

Tableau.II. 1 Caractéristiques physiques et géométriques des fantômes utilisés dans le cadre de ce travail.

II.2.7. Les chambres d'ionisations

Une chambre d'ionisation est simplement constituée par une enceinte en matériau conducteur. Cette enceinte est remplie d'un gaz et comporte en son centre une électrode portée à une haute tension positive, l'enceinte est généralement mise à la masse. Le rayonnement incident ionise le gaz contenu dans l'enceinte ce qui provoque le déplacement des charges vers les électrodes, d'où la création d'un courant figure. II.12.

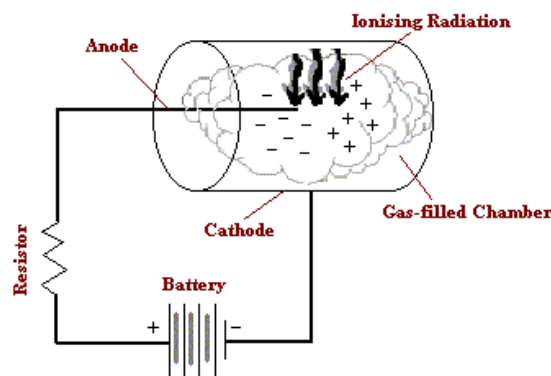


Figure.II. 12 Principe d'une chambre d'ionisation

II.2.7.1. Les chambres cylindriques

Les chambres cylindriques sont recommandées par les protocoles dosimétriques du fait de leurs géométries simples et robustes. Le volume de la cavité doit être compris entre 0.1cm^3 et 1cm^3 nécessaire pour une sensibilité suffisante. La paroi de la chambre est faite de matériau équivalent à l'air [22] (figure. II.13).



Figure.II. 13 Différents types de chambres cylindriques

La figure. II.14 fait ressortir la structure interne de la chambre d'ionisation cylindrique

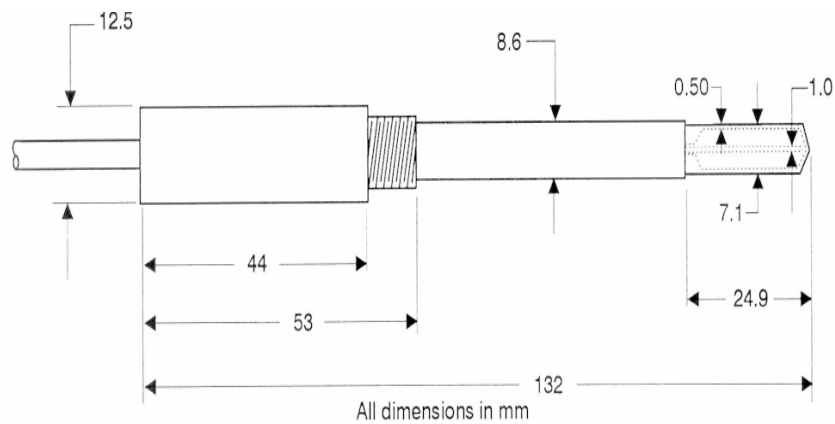


Figure.II. 14 Coupe longitudinale d'une chambre d'ionisation cylindrique

Le tableau II.2 présente les caractéristiques physiques et géométriques des chambres d'ionisations cylindriques utilisées dans le cadre de ce travail.

		NE 2571	PTW 30004
	Volume (cm³)	0,6	0,6
Cavité	Longueur (mm)	24	23
	Rayon (mm)	3,2	3,1
Paroi	matériau	graphite	graphite
	épaisseur (g/cm²)	0,065	0,079
Build up	matériau	Derlin	PMMA
	épaisseur (g/cm²)	0,551	0,541
Electrode centrale		Aluminium	Aluminium
Etanchéité		N	N
Tension de polarisation (V)		- 250	- 400

Tableau.II. 2 Caractéristiques des chambres ionisations cylindriques utilisées dans ce travail.

II.3. Contrôle de qualité de la chaîne de mesures

Le contrôle de qualité des appareils de mesures, de la source de production des rayonnements et des instruments de mesures est nécessaire et d'ailleurs recommandé par les protocoles dosimétriques les plus anciens L'ICRU, TRS 277, TG 21 au plus récents TRS 398, TG 51. Il permet d'assurer une cohérence de la réponse des appareils de mesures et de minimiser les erreurs de la dose à délivrer. C'est pourquoi le calcul du temps de course de la source de l'unité du cobalt 60, la position de la source, la stabilité de la chambre d'ionisation et de l'électromètre sont des préalables avant toute mesure de dose.

II.3.1. Stabilité des instruments de mesure

La mesure du temps de stabilité des instruments de mesure permet d'éliminer l'influence de la fluctuation électronique. C'est pourquoi les protocoles dosimétriques TRS-398, TG-21 préconisent une prés irradiation de la chambre d'ionisation utilisée en dosimétrie, mettre en marche l'électromètre au bout d'un temps relativement long pour maintenir la stabilité de la lecture. Plusieurs laboratoires ont étudié la stabilité de la chambre d'ionisation telle que le National Physics Laboratory et l'Institut National des Mesures Standards du Canada. Les résultats de ces études montrent que la stabilité des chambres d'ionisations dépend des paramètres de conceptions : nature de l'isolant qui entoure l'électrode, du volume actif de la cavité.

II.3.1.1. Stabilité de l'électromètre

L'électromètre est connecté à une source de courant du type Keithley # 263 est mis en marche sans être connecté à une chambre d'ionisation. Plusieurs séries de mesures sont réalisées à intervalle de temps régulier de 10 secondes.

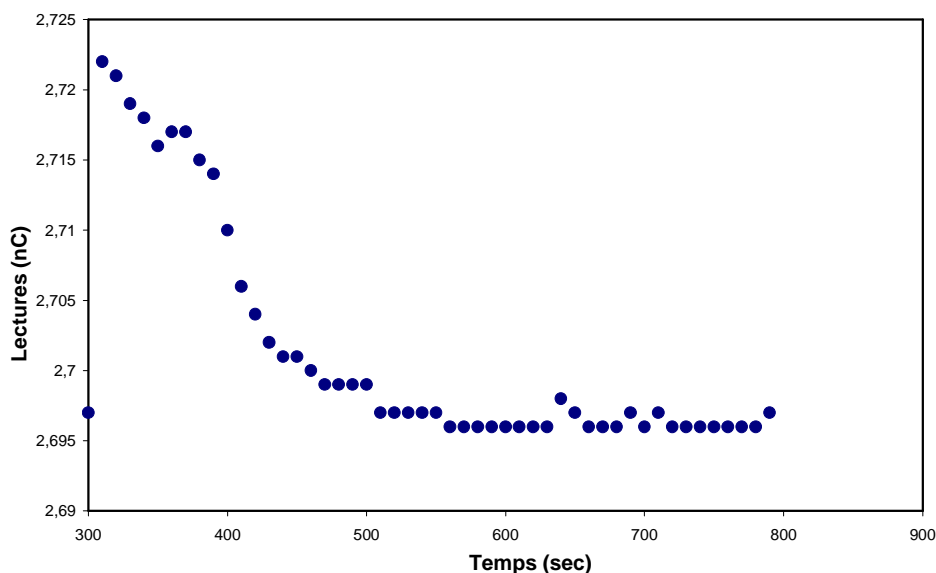


Figure.II. 15 Stabilité de l'électromètre

Sur le graphe, la stabilité de l'électromètre PTW Unidos 10002 # 20362 commence à partir de 560 secondes soit 9.33minutes.

II.3.1.2. Stabilité de la chambre cylindrique

La mesure est réalisée après avoir mis l'électromètre en marche durant une dizaine de minutes pour s'assurer de la stabilité de l'électromètre. La chambre étant préalablement placée dans le fantôme d'eau (AIEA) dans les conditions de référence et connectée à l'électromètre. La source est mise en position d'irradiation, plusieurs séries de mesures sont prises à intervalle de temps régulier de 10 secondes jusqu' à ce qu'on observe une stabilité de la lecture (figure II.16).

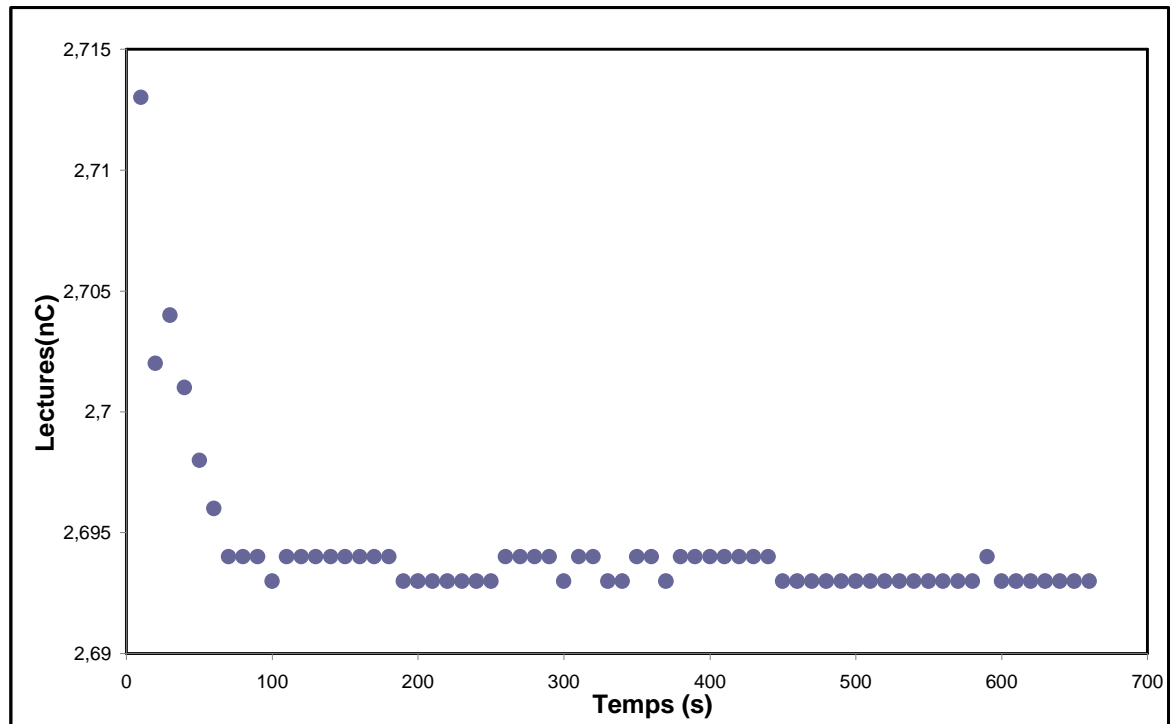


Figure.II. 16 Temps de stabilité de la chambre d'ionisation

Sur la figure II.16. apparaît une stabilité de la chambre à partir de 450 secondes soit 7.5 minutes, temps au bout duquel l'équilibre global du système dosimétrique est atteint.

II.3.1.3. Stabilité de la chambre et de l'électromètre

La chambre est connectée à l'électromètre et soumise à l'irradiation dans le faisceau de photons γ du cobalt 60 du LSED. Comme dans les deux autres mesures on réalise plusieurs lectures à intervalle de temps régulier de 10 secondes jusqu'à ce qu'on remarque une constance des mesures relevées.

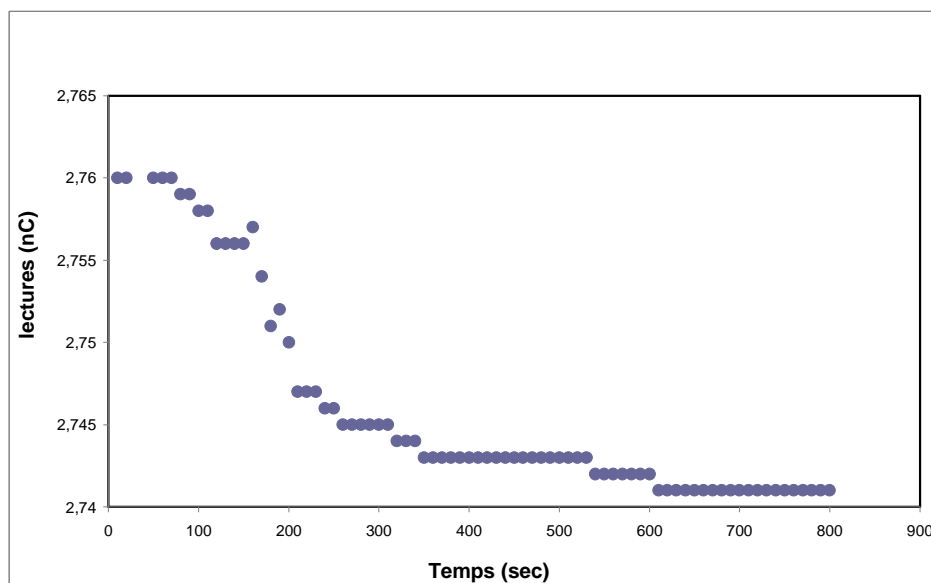


Figure.II. 17 Stabilité chambre électromètre

La figure II.17 illustre le temps que met l'ensemble électromètre plus chambre d'ionisation à se stabiliser. Ce temps se situe autour de 600 secondes soit dix (10) minutes.

II.3.2. Position de la source du cobalt 60

Dans cette partie nous allons utiliser trois techniques à savoir la mesure avec le télémètre, la mesure avec la règle murale et la mesure en fonction de la variation de la taille du champ pour évaluer la position virtuelle de la source du cobalt 60 types ELDORADO 78. Ces trois techniques consistent à réaliser des mesures différentes à faibles distances du collimateur, afin de négliger l'atténuation du faisceau dans l'air. L'ouverture du collimateur est constante pour ne pas modifier les conditions de diffusion du faisceau.

II.3.2.1. Mesure avec le télémètre.

Le télémètre est une règle intégré à l'unité du cobalt 60 du LSED, situé au niveau de la tête d'irradiation. Il permet de mesurer la distance source chambre d'ionisation jusqu'à 100 cm. Les mesures sont réalisées dans l'air entre 55 cm et 100 cm par pas constant de 5 cm pour un intervalle de temps régulier de 30 secondes. La représentation graphique de

$\frac{1}{\sqrt{M_{cor}}}$ en fonction de la distance (figure. II.18), fait apparaître une droite.

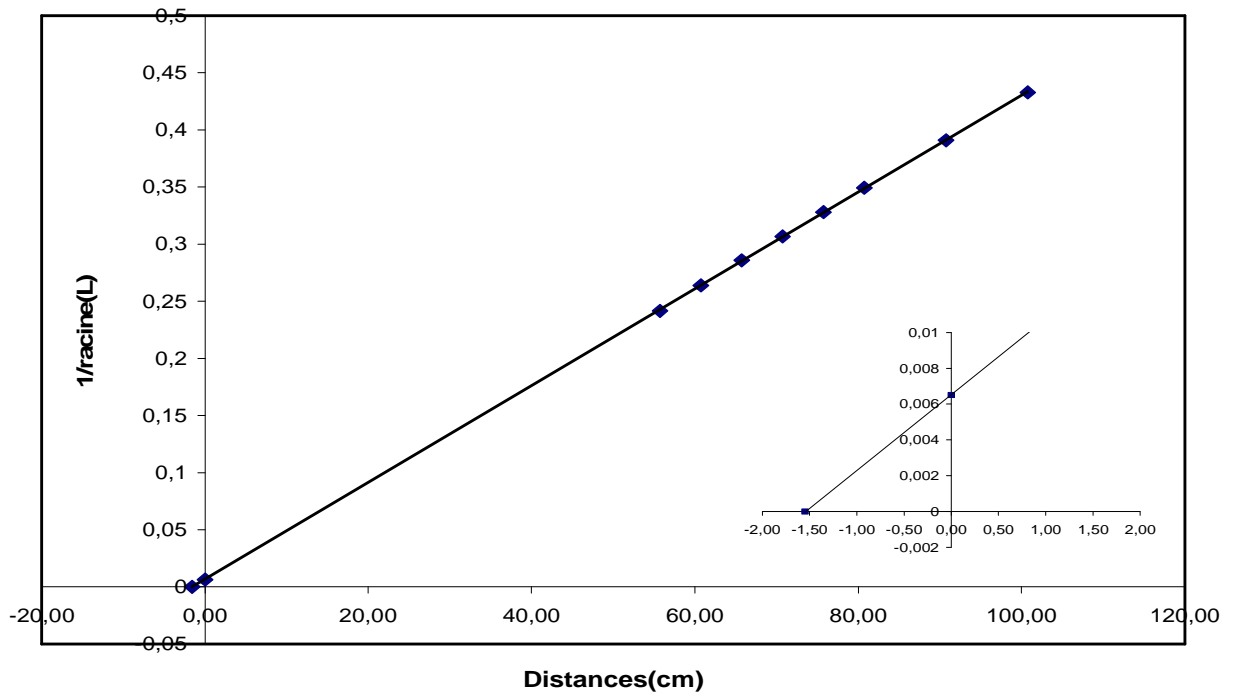


Figure.II. 18 Loi de l'inverse carré de la distance avec le télémètre

L'intersection de la droite avec l'axe des abscisses permet de déduire l'écart entre la position réelle de la source par rapport au télémètre. Cet écart est de $-1,55$ cm, valeur tirée du graphe.

II.3.2.3. Mesure avec la règle murale.

La technique est parfaitement analogue à la première sauf que l'instrument de mesure de la distance est une règle collée au mur où le zéro coïncide avec la source.

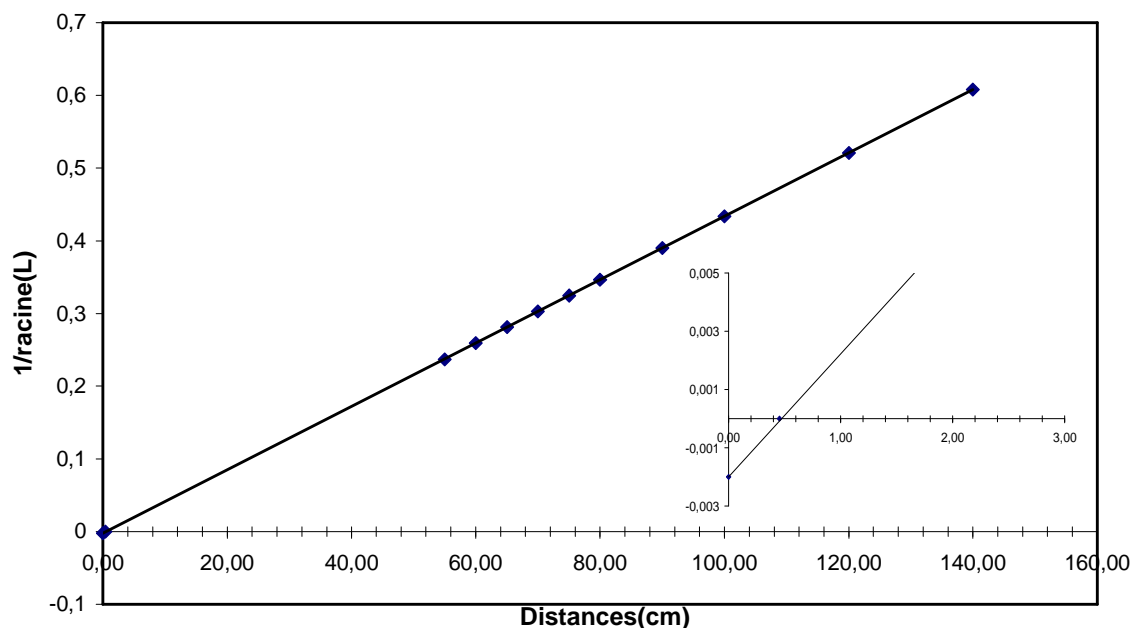


Figure.II. 19 Loi de l'inverse au carré de la distance avec la règle murale

L'intersection de la droite avec l'axe des abscisses permet de déterminer la position de la source par rapport à la règle murale et cet écart est de 0.45 cm. Ce décalage est très inférieur à l'écart obtenu avec le télémètre.

II.3.2.3. La mesure en fonction de la variation de la taille du champ

Cette technique prend en compte la contribution du diffusé qui augmente avec l'ouverture du collimateur. Elle consiste à réaliser des mesures en faisant varier la taille du champ de 5 cm x 5 cm (ouverture minimale du collimateur) jusqu'à la taille du champ 30 cm x 30 cm (ouverture maximale du collimateur). Pour chaque taille du champ on détermine l'écart de l'origine à la position virtuelle de source en appliquant la même procédure décrite ci-dessus. Le résultat des mesures est présenté dans le tableau II.3.

Taille du Champ (cm ²)	Écart (cm)
5	0,394
6	0,568
8	0,93
10	1,249
12	1,957
15	2,213
20	2,774
25	3,408
30	3,612

Tableau.II. 3 Mesures de l'écart en fonction de la taille du champ

La figure. II.20 illustre la représentation graphique de l'écart de la position virtuelle de la source en fonction de la taille du champ.

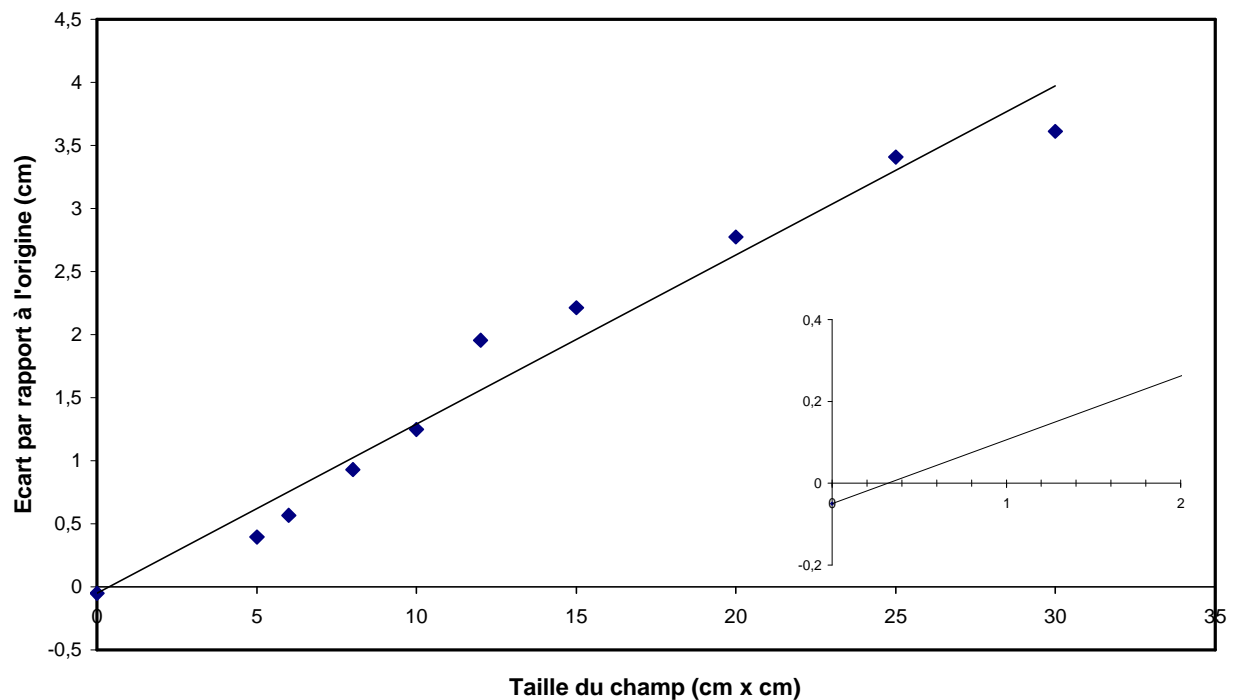


Figure.II. 20 Ecart de l'origine de la source

La figure.II.20 illustre l'intersection de la courbe avec l'axe des abscisses et l'écart de la position virtuelle de la source par rapport à l'origine de la règle murale. Nous remarquons sur le zoom au voisinage de l'origine que l'écart de la source virtuelle par rapport à l'origine de la règle est de 0,38 cm. Cet écart correspond au cas idéal de rayonnement à l'absence de diffusion produit par l'ouverture du collimateur.

II.3.2.4. Conclusion

Toutes les trois méthodes donnent des bon résultats, avec des écarts inférieurs à la dimension de la source. Dans les deux premières méthodes, nous avons néglige la contribution de rayonnements diffusés par la tête d'irradiation, ce qui fausse les mesures. Contrairement à la troisième méthode qui prend en compte cette composante importante du rayonnement, elle nous permet d'évaluer l'écart de la source par rapport à l'origine de la règle murale par interpolation linéaire pour une taille du champ nulle. Mais nous remarquons que la diffusion n'a pas d'effet sur la mesure de la position de la source.

II.3.3. Temps de course de la source

Le temps de course de la source est le temps mis par la source pour passer de sa position de stockage en position d'irradiation. Deux méthodes sont employées dans l'évaluation du temps réel d'irradiation qui sont :

- ✓ La méthode de fractionnement du temps
- ✓ Les méthodes graphiques

Le débit d'exposition est défini par la relation (2.10).

$$\dot{X} = N_x \frac{M_{cor}}{t} \quad (2.10)$$

Avec

N_x : Facteur d'étalonnage en termes d'exposition ;

M_{cor} : Lecture corrigée de l'influence des conditions atmosphériques ;

II.3.3.1. La méthode du fractionnement du temps

Dans cette méthode le temps de course est tiré à partir de deux mesures M_1 et M_2 pour deux temps différents t_1 et t_2 tout en admettant que le débit d'exposition reste constant.

$$\dot{X} = \frac{X_1}{t'_1} = \frac{X_2}{t'_2} \quad (2.11)$$

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

$$t'_1 = t_1 - \delta \quad \text{et} \quad t'_2 = t_2 - n\delta \quad (2.12)$$

δ : Le temps de course de la source.

La combinaison de (2.11) et (2.12) permet d'écrire :

$$\frac{N_x \cdot M_1}{t_1 - \delta} = \frac{N_x \cdot M_2}{t_2 - n \cdot \delta} \quad (2.13)$$

$$\Rightarrow \delta = \frac{M_1 \cdot t_2 - M_2 \cdot t_1}{n \cdot M_1 - M_2} \quad (2.14)$$

La valeur de δ est obtenue en faisant plusieurs séries de mesures correspondant à des temps différents, tout en fractionnant le temps t_2 en n parties. Les résultats des mesures sont représentés sur le tableau II.4.

t_1	t_2	n	M_1	M_2	δ
120	60	4	32.92552248	15.86722581	0.617
120	90	3	32.92552248	24.31352733	0.613
90	90	3	24.64815089	24.31352733	0.607
90	60	4	24.64815089	15.86722581	0.615
Moyenne (sec)					0.613

Tableau.II. 4 Mesure du temps de sortie de la source

II.3.3.2. La méthode graphique

La méthode consiste à la mesure des charges collectées dans un intervalle de temps allant de 0.03 minutes à 1 minute. La figure. II.21 fait ressortir une droite, dont l'intersection avec l'axe des abscisses permet de déduire la valeur δ du temps de sortie de la source.

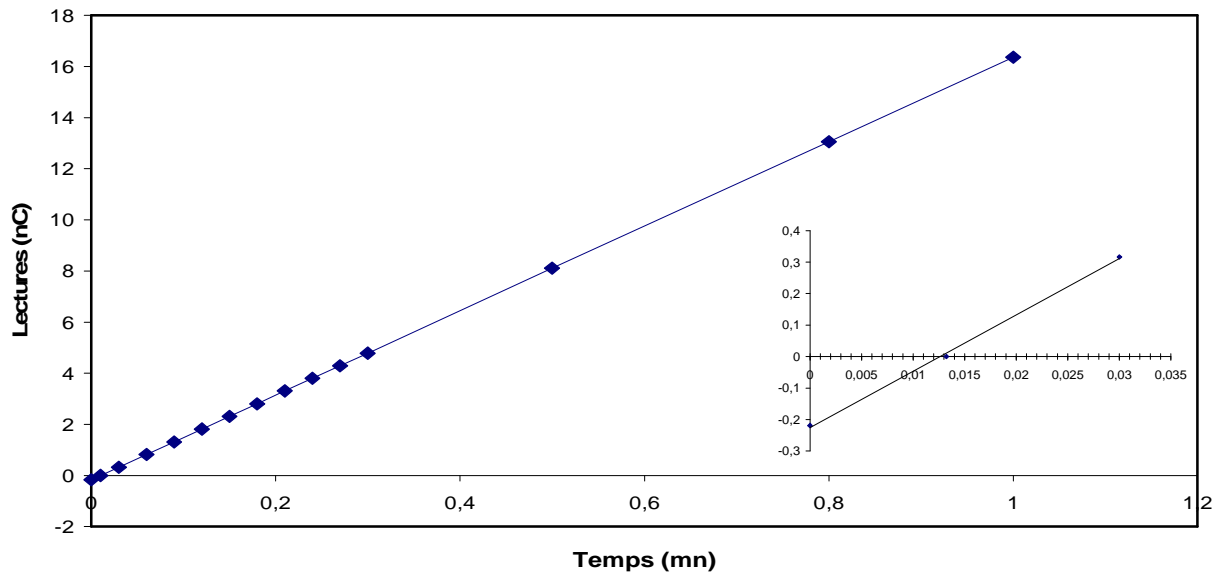


Figure.II. 21 Mesure du temps de sortie de la source graphiquement

La figure II.21 illustre bien la valeur de δ déduite de l'intersection de la droite avec l'axe des abscisses. Cette valeur est sensiblement égal à 0.013 minutes soit 0.78 secondes.

II.3.3.3. Mesure du temps de sortie de la source avec le Keithley 6517

Une autre technique de mesure du temps de course de la source réalisée par ANSTO SSDL [8], a été appliquée et consiste à enregistrer la charge collectée par la chambre à intervalles de temps très courts (de l'ordre de la centième de seconde) et ce pendant le transit de la source. Ceci est possible grâce à l'utilisation de l'électromètre Keithley 6517 et d'un logiciel d'acquisition de données sous Labview. La figure.II.22 représente les résultats des mesures qui montrent trois régions indépendantes :

- ✓ Une première région A, représente le nombre de charges collectées par la chambre, lors du parcours de la source jusqu'à la position d'irradiation.
- ✓ Une deuxième région B, représente le nombre de charges collectées lorsque la source est complètement en position d'irradiation.
- ✓ Une troisième région C, représente la charge collectée à l'aide des dosimètres autre que la chambre d'ionisation.

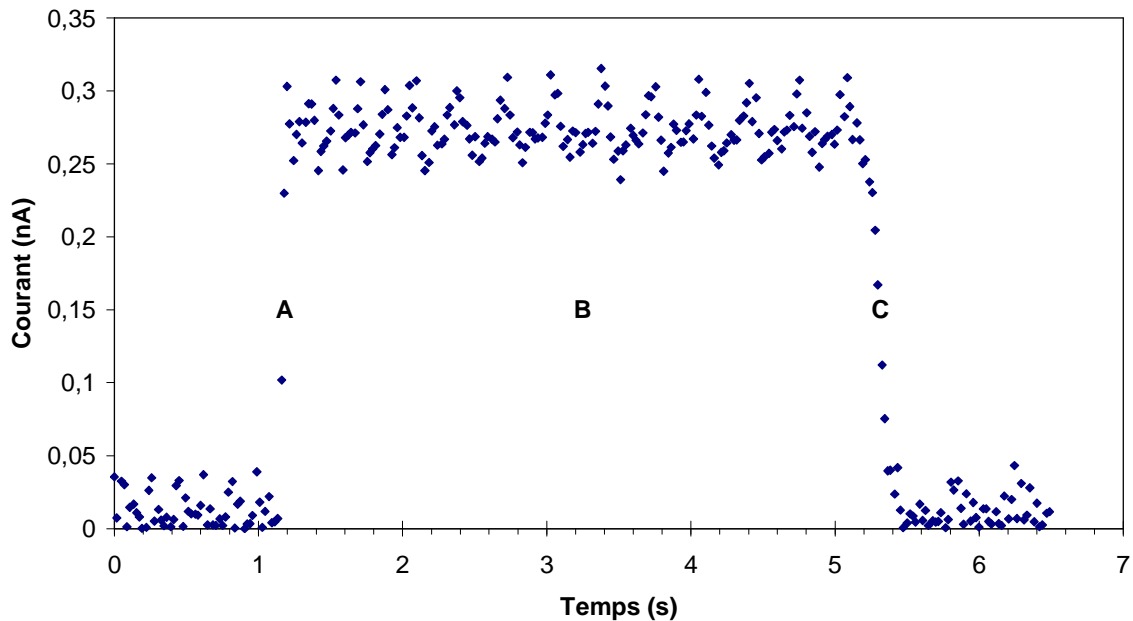


Figure.II. 22 Temps de course de la source avec le Keitley

Le temps de course de sortie de la source t_s jusqu'à la position d'irradiation correspond à la région A, dans cette région l'allure de la courbe est croissante. Ce temps t_s est de 0.2 secondes. La région C représente le temps de retour de la source t_r dans son blindage, dans cette région l'allure de la courbe est décroissante, et ce temps t_r est de 0.5 secondes. Le temps de parcours de la source t_p est estimé en sommant le temps de sortie t_s et le temps de retour de la source à sa position initiale t_r . le temps t_r est de 0.7 secondes.

II.3.3.4. Conclusion

Les méthodes donnent des bon résultats toutefois il est plus souhaitable d'utiliser la méthode de fractionnement du temps pour laquelle la valeur de δ est plus proche de la valeur théorique.

II.4. Spécification du faisceau de photon gamma de l'unité du cobalt 60 ELDORADO 78

La radiothérapie repose sur l'usage des rayonnements ionisants, la connaissance des propriétés physiques du faisceau (le rendement en profondeur, la distribution de dose par profil dans le milieu, la diffusion) est recommandée par la plupart des protocoles publiés. L'application de ces recommandations permet de garantir avec un niveau de confiance assez élevé la dose précise au volume d'intérêt.

II.4.1. Rendement en profondeur

Le rendement en profondeur donne le comportement, les différentes modifications que subit le faisceau et la manière par laquelle l'énergie se dissipe dans le milieu irradié. Le rendement en profondeur de dose, le PDD (Percentage Depth Dose) en un point du milieu est défini comme le rapport de la dose absorbée en ce point à la dose absorbée à la profondeur du maximum de la dose à la même distance source surface. L'inconvénient de cette grandeur dans la routine clinique est sa dépendance de trois paramètres : la distance source peau (DSP), la profondeur (Z) et l'énergie (E).

$$PDD(A, Z) = \frac{D(A, Z)}{D(A, Z_{\max})} \cdot 100 \quad (2.15)$$

Les courbes donnant la variation de la dose absorbée en fonction de la profondeur dans le Mylar window, dans le Solid water et le BJR25 sur l'axe du faisceau d'irradiation à la distance source surface (DSS) du fantôme pour la taille du champ 10 cm x 10 cm sont présentées sur la figure.II.23.

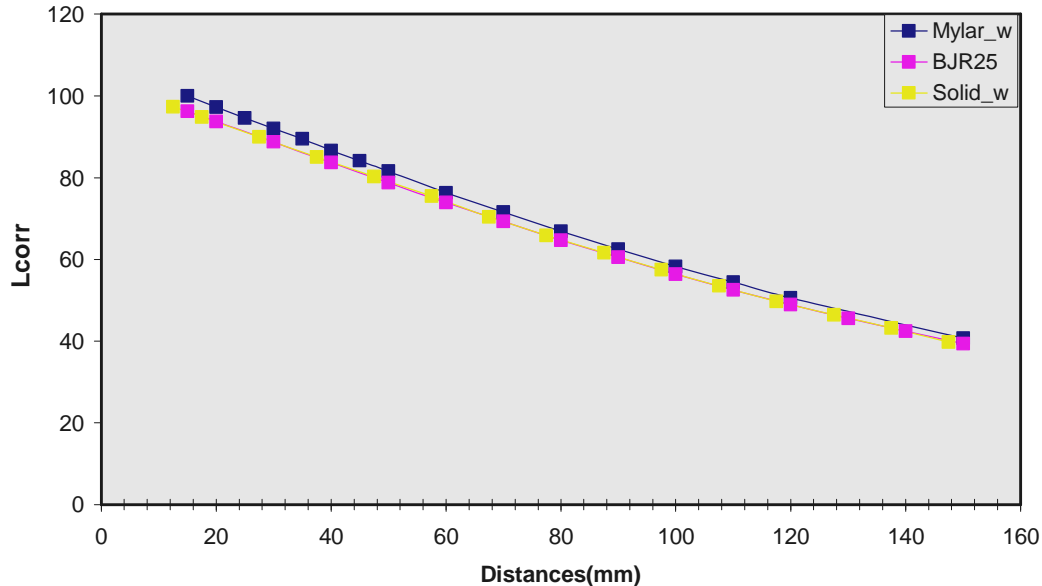


Figure.II. 23 Rendement en profondeur

La figure.II.23 présente les courbes de rendement en profondeur dans les fantômes Mylar window, le Solid water comparé au BRJ25.

On constate sur la figure.II.23 que les trois courbes ont la même allure et la courbe de rendement du Solid water épouse parfaitement de la courbe du BJR25, contrairement à

celle du Mylar window qui affiche un écart pour les faibles profondeurs. Cet écart est essentiellement provoqué par le gonflement de la fenêtre du fantôme en Mylar qui influe sur la mesure en profondeur. La valeur de la profondeur additionnelle dans l'eau provoquée par ce gonflement a été évaluée à 2.5 mm, ce qui est consistant avec les résultats trouvés par l'équipe du LSED qui a évalué ce gonflement à 3 mm.

Théoriquement, la courbe de rendement en profondeur est composée de trois parties essentielles :

- ✓ Une première partie qui correspond à un accroissement de la dose due à la mise en mouvement des électrons secondaires, de la diffusion des éléments de la tête d'irradiation et éventuellement des accessoires placés sur la balistique du faisceau.
- ✓ Une deuxième partie de plateau correspondant à l'équilibre électronique avec une énergie élevée caractérisée par la profondeur de dose maximale D_{max} .
- ✓ Une troisième partie décroissante de dose en profondeur de forme exponentielle et correspond à la dose de sortie.

Cependant, les fantômes utilisés (Mylar window et Solid water) ne nous permettent pas de réaliser des mesures depuis la surface. Par conséquent, la partie accroissement de dose n'a pas pu être réalisée.

II.4.1.1. Comparaison BJR25_Solid water

Les figures (II.24, II.25, II.26 et II.27) présentent la comparaison du rendement en profondeur du BJR25 à celui du Solid water pour les tailles du champ 8 x 8 cm², 10 x 10 cm², 12 x 12 cm² et 15 x 15 cm² à la Distance Source Surface (DSS=80cm).

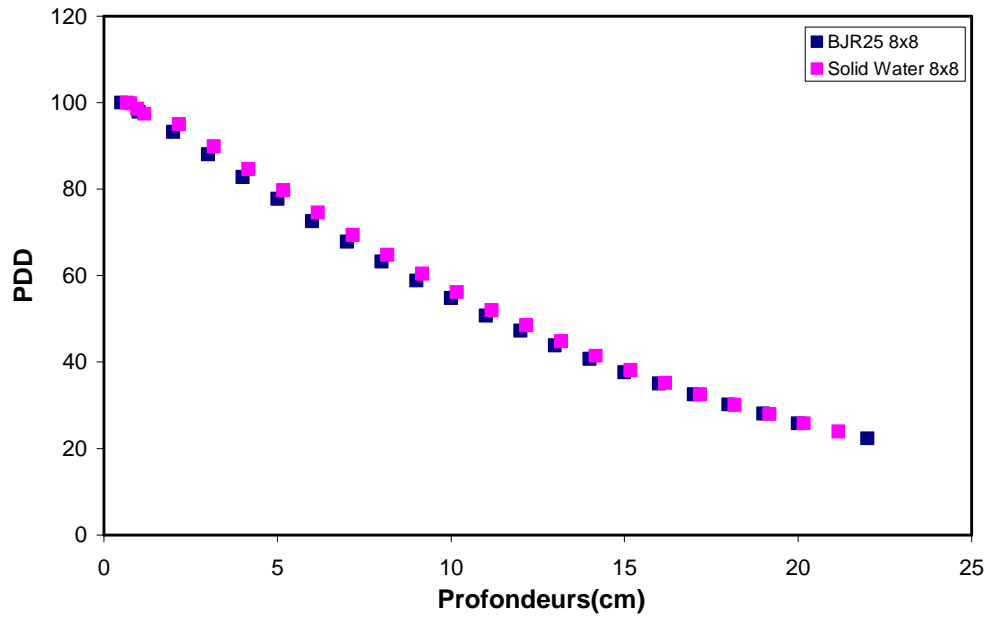


Figure.II. 24 Comparaison BJR25_Solid water pour la taille de champ 8 x 8 cm²

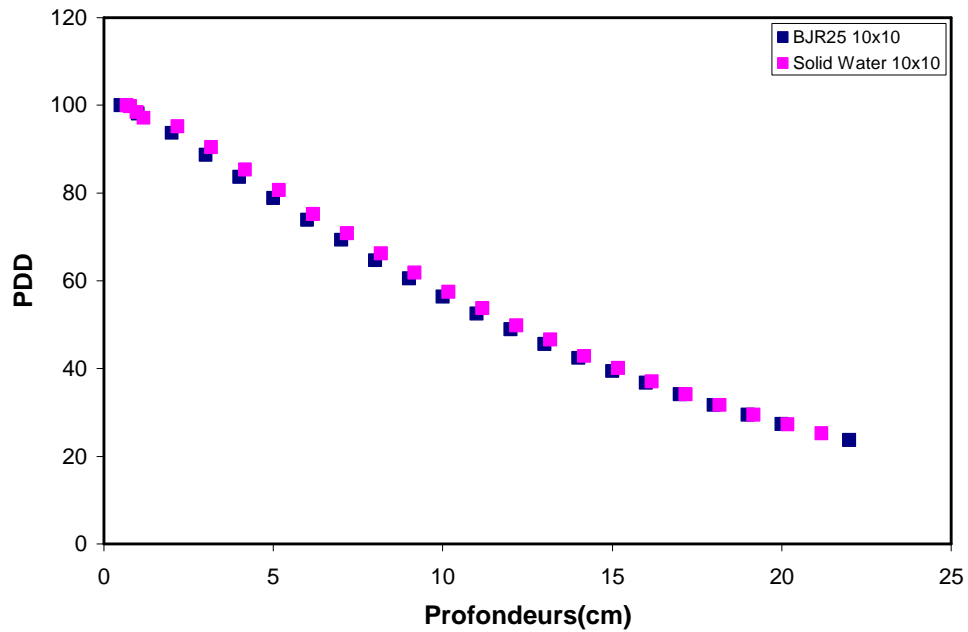


Figure.II. 25 Comparaison BJR25_Solid water pour la taille de champ 10 x 10 cm²

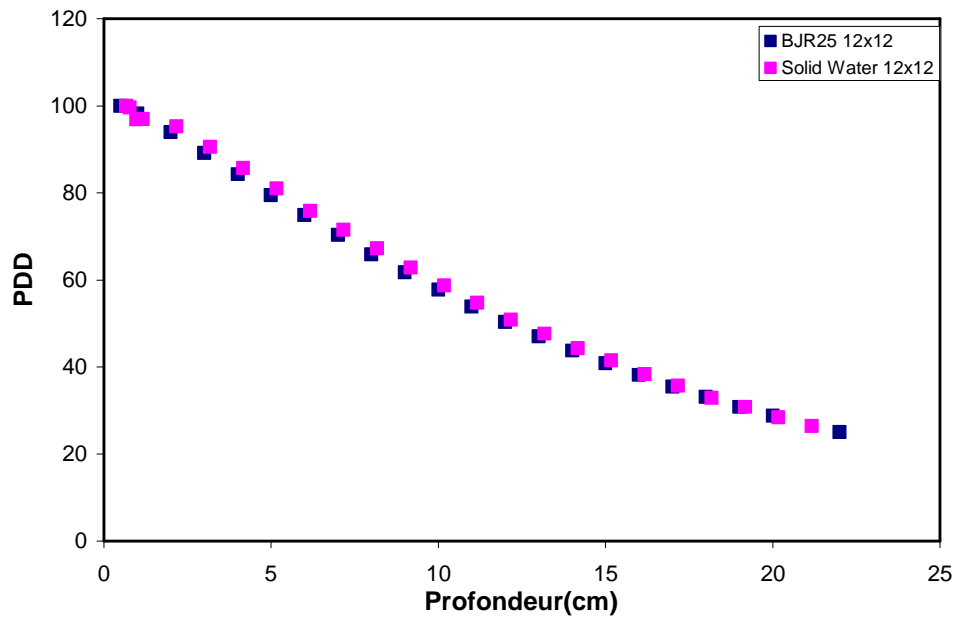


Figure.II. 26 Comparaison BJR25_Solid water pour la taille de champ 12 x 12 cm²

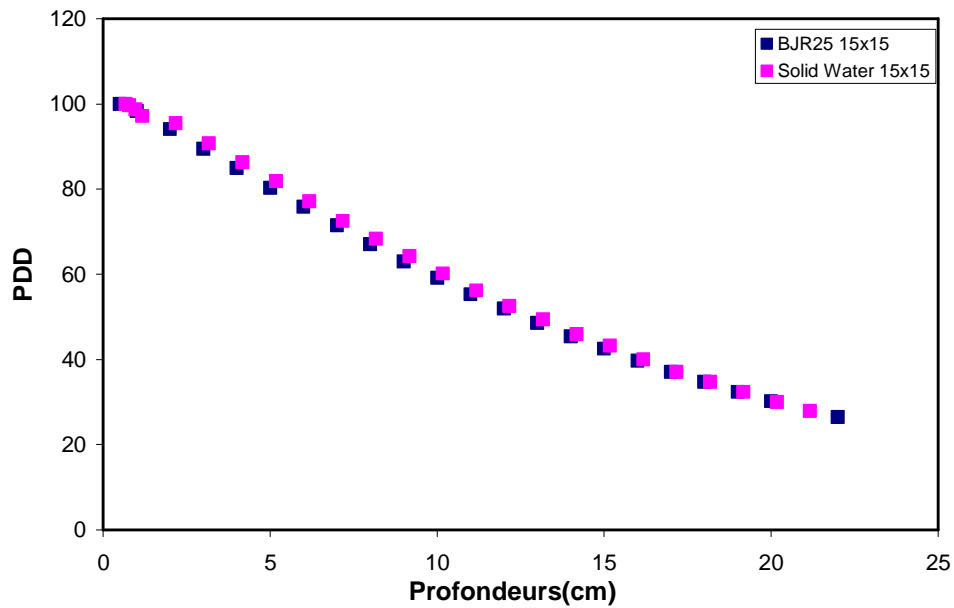


Figure.II. 27 Comparaison BJR25_Solid water pour la taille de champ 15 x 15 cm²

On constate que les deux courbes se superposent pour toutes les tailles du champ. Le Solid water répond comme le fantôme de référence en eau de l'AIEA.

II.4.2. Le facteur d'ouverture du collimateur

Le Facteur d'Ouverture du Collimateur (FOC) est défini dans l'ICRU [24] 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 reçues par la chambre placée à une distance donnée (condition de référence) pour plusieurs tailles de champs d'irradiation. Le FOC est le rapport de la lecture pour une taille du champ par rapport à la lecture de la taille du champ de référence.

$$\text{FOC} = \frac{\text{lecture}(\text{champ}X)}{\text{lecture}(\text{champ}10X10)} \quad (2.16)$$

Les résultats de la mesure sont présents sur la figure. II.28

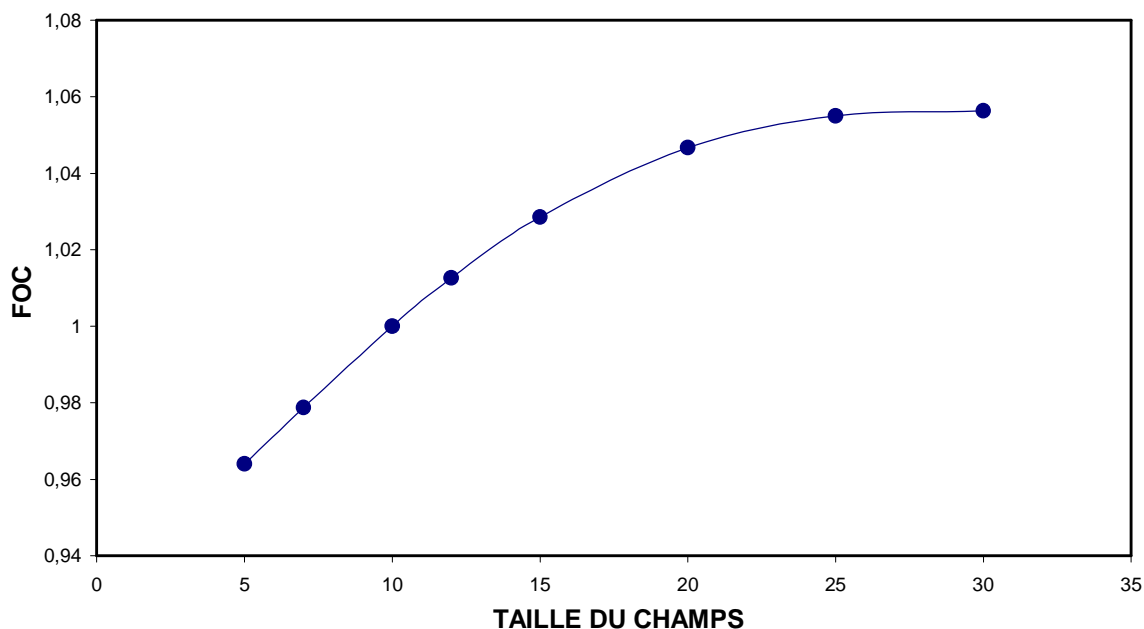


Figure.II. 28 Facteur d'ouverture du collimateur

On constate que la variation du débit de dose est essentiellement liée à l'ouverture du collimateur.

II.4.3. Distribution de dose par profil dans l'eau

Comme la notion de rendement en profondeur ne peut à elle seule caractériser la distribution de la dose dans le milieu irradié, on associe une autre grandeur qui nous donne 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 et à une profondeur donnée.

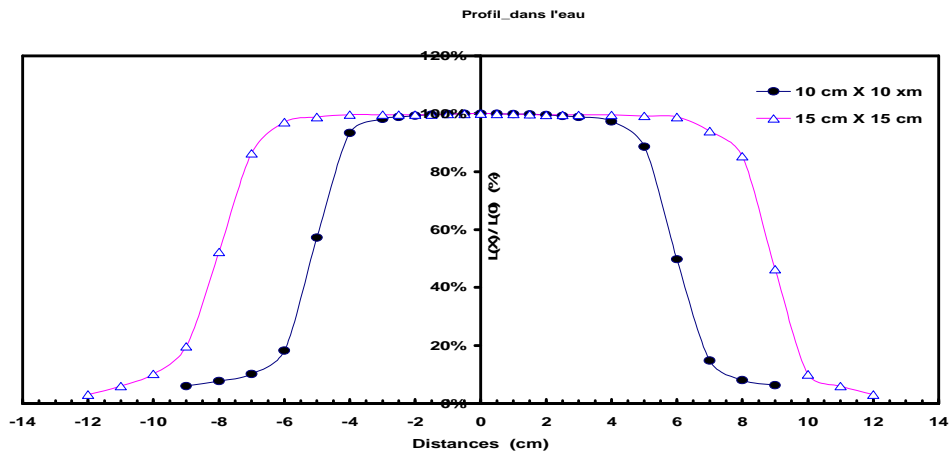


Figure.II. 29 Distribution de dose par le profil dans l'eau

On observe sur la figure.II.29, un large plateau perpendiculaire à l'axe du faisceau représentant le maximum de dose, et une diminution lorsqu'on s'éloigne de l'axe. Une zone dans laquelle la dose décroît plus ou moins vite, et correspond à la pénombre, définie par la distance séparant l'isodose 80% et l'isodose 20% de la dose maximale sur l'axe du faisceau. La forme de la distribution de la dose dépend fortement de la taille du champ.

II.4.5. Influence de la rétro diffusion

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 qui permettra d'éliminer suffisamment le faisceau rétro diffusé et ce conformément aux recommandations des protocoles dosimétriques (Full scatter phantom). Pour ce faire, nous allons réaliser des mesures pour différentes tailles de champs à la distance source surface fixe, en plaçant des plaques du fantôme Solid water après la chambre d'ionisation placée à 5 cm de profondeur dans le fantôme. Les graphes suivants donnent la variation du rétro diffusé en fonction de l'épaisseur du matériau ajouté derrière la chambre. IL est défini comme le rapport de la lecture de la charge corrigée sur la lecture de charge de saturation Q_{sat} obtenue après rétro diffusion complète. Les mesures ont été reproduites au moins deux fois avec un décalage dans le temps d'une semaine au moins et ce pour une meilleure reproductibilité des mesures.

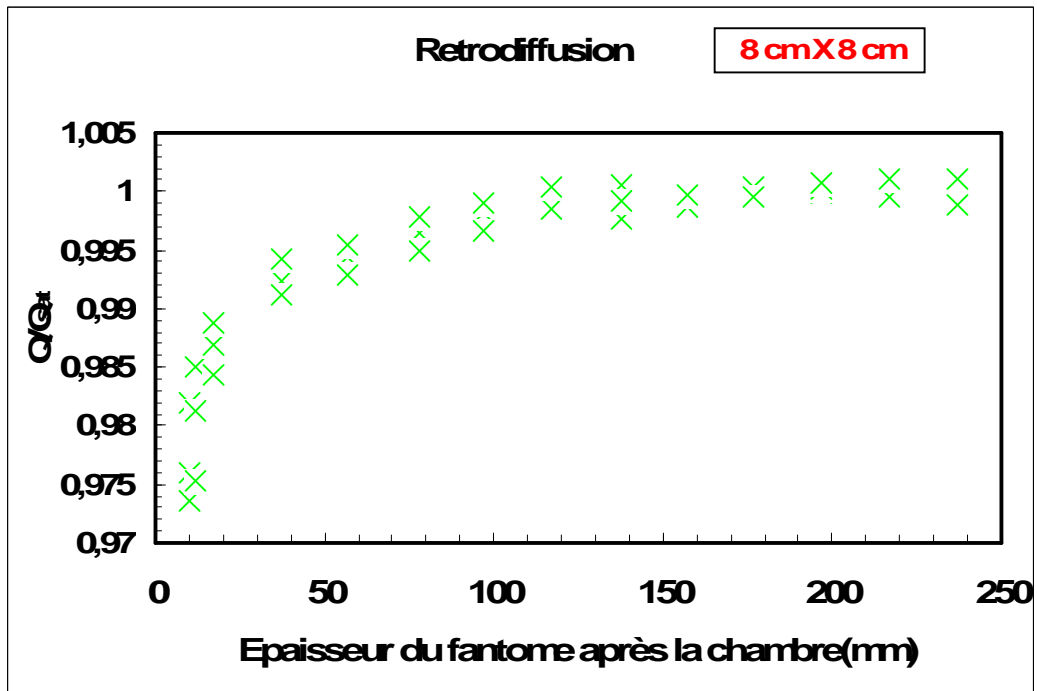


Figure.II. 30 Rétro diffusion pour la taille de champ 8 x 8 cm²

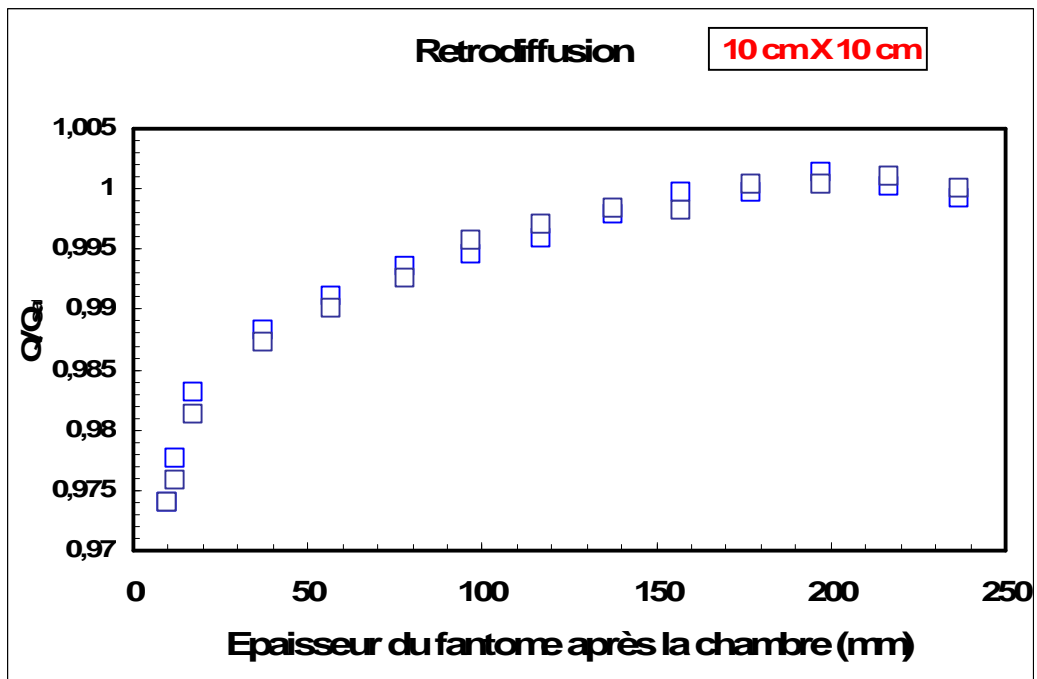


Figure.II. 31 Rétro diffusion pour la taille de champ 10 x 10 cm²

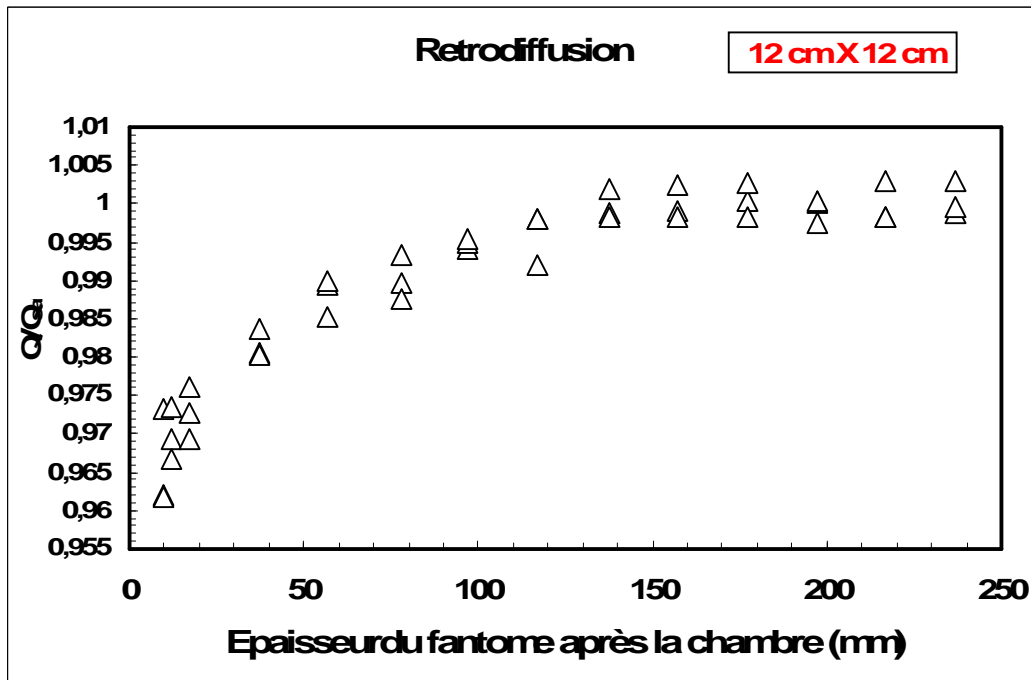


Figure.II. 32 Rétro diffusion pour la taille de champ 12 x 12 cm²

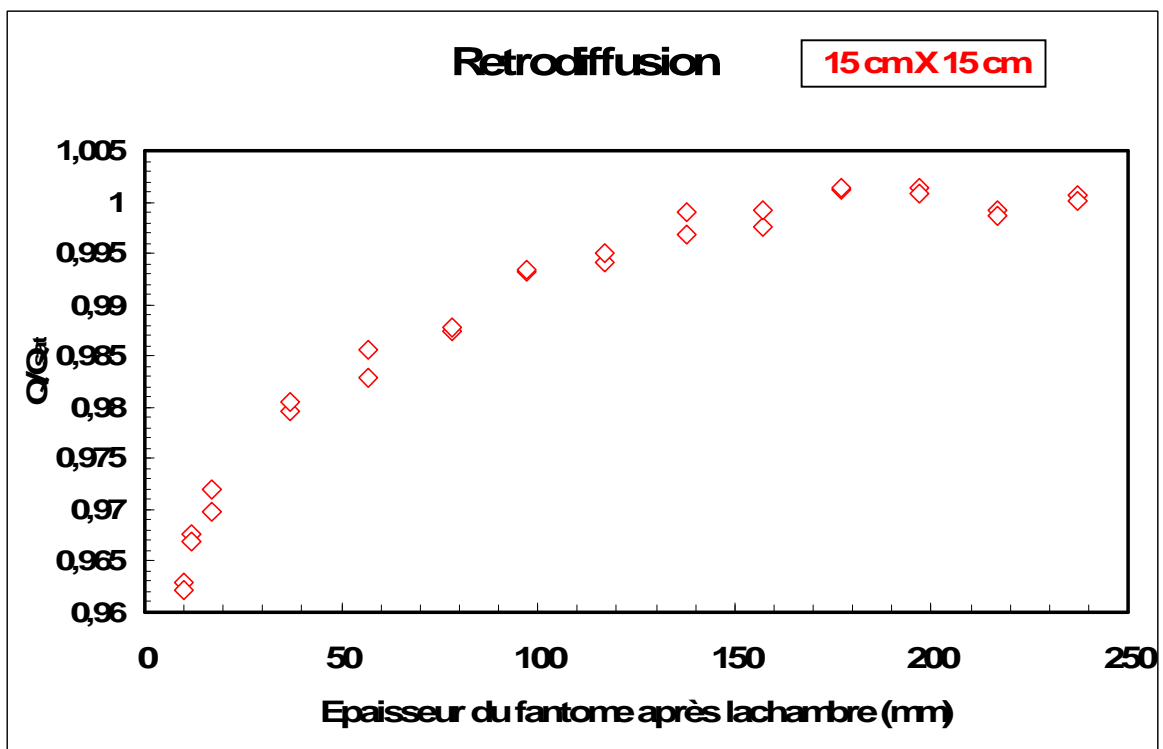


Figure.II. 33 Rétro diffusion pour la taille de champ 15 x 15 cm²

II.4.4.1. Conclusion

Nous remarquons sur les figures II.30, 31, 32 et 33, que la saturation débute à partir d'une épaisseur de 150 mm après la chambre d'ionisation, cela représente l'épaisseur minimum dont il faut disposer pour assurer une rétro diffusion complète et être en conformité avec les recommandations des protocoles dosimétriques récents (Full scatter phantom).

II.4.5. Indice de qualité du faisceau

La détermination de la dose absorbée, dans un milieu donné, dépend de l'énergie du faisceau utilisé. De plus, les méthodes d'étalonnage des dosimètres font intervenir certaines grandeurs, telles que les pouvoirs d'arrêts et les coefficients d'absorption en énergie des photons, etc. qui dépendent de l'énergie des rayonnements au point où est effectuée la mesure. 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 [2, 15, 30]. Cette grandeur, appelée indice de qualité, est un rapport $I = TPR_{10}^{20}$, des ionisations mesurées respectivement à 20 cm et 10 cm de la profondeur. L'indice de qualité est indépendant de la contamination des électrons, il mesure l'atténuation effective du coefficient en une décroissance exponentielle au delà de la profondeur maximale. Il n'est pas affecté par les erreurs systématiques dans le positionnement de la chambre.

Chapitre.III

ETALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATIONS

III.1. Introduction

Dans la présente partie nous allons étalonner la chambre NE 2571 # 1537 par rapport à l'étalon secondaire NE 2561 # 329, du Laboratoire Secondaire d'Etalon en Dosimétrie (LSED) afin de déterminer son coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau $N_{D, w}$. Cette dernière nous servira d'étalon tertiaire pour déterminer le coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation de routine, la PTW 30004 # 208, en fonction des paramètres géométriques : la distance source surface du fantôme et la taille du champ, dans les différents fantômes disponibles dans le cadre de ce travail. Cette chambre servira aussi pour déterminer le facteur de transfert de dose des fantômes solides au fantôme d'eau (fantôme AIEA) dans les faisceaux de photons (γ , x). L'étalonnage et l'évaluation du facteur de transfert seront réalisés par la technique de substitution. Cette technique consiste à effectuer plusieurs séries de mesures alternatives dans les mêmes conditions géométriques et physiques.

III.2. Détermination du coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau

Le coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau pour une qualité de faisceau Q est donné par la formule (3.1).

$$N_{D, w, Q} = \frac{D_w}{M_Q} \quad (3.1)$$

L'évaluation du coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau est réalisée dans un fantôme d'eau AIEA. Il est muni d'une fenêtre en PMMA de 2,4 mm d'épaisseur et d'une dimension de 10 cm², avec une gaine de 1mm d'épaisseur en PMMA.

Les conditions de référence de mesures recommandées par les protocoles dosimétriques sont :

- ✓ Taille du champ 10cm x 10cm à la surface du fantôme d'eau d'AIEA.
- ✓ Distance Source Surface du fantôme d'eau d'AIEA (DSS=80cm).
- ✓ La chambre placée à une profondeur de 5 cm dans le fantôme d'eau d'AIEA.
- ✓ L'axe de la chambre perpendiculaire à l'axe du faisceau.
- ✓ Le point de référence de la chambre sur l'axe centrale du faisceau.

La figure III.1 illustre les conditions d'irradiation étayées ci dessus.

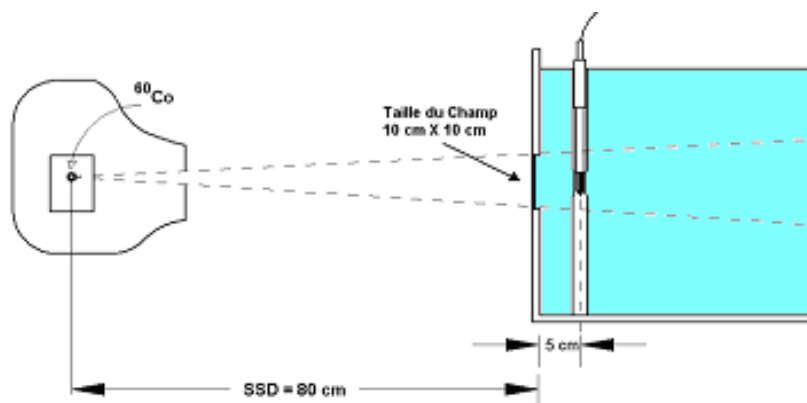


Figure III. 1 Conditions géométriques de référence

Le coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau $N_{D, W}^u$ est donné par la relation suivante :

$$N_{D, W}^u = \frac{D_{ref}}{M_u} \quad (3.2)$$

$N_{D, W}^u$ est le coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau de l'utilisateur.

D_{ref} est la dose mesurée avec la chambre d'ionisation secondaire avec $D_{ref} = N_{D, W}^{ref} \cdot M_{cor}^{ref}$ ou

$N_{D, W}^{ref}$ est le coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation déterminé dans un laboratoire primaire. Cette valeur est mentionnée sur le certificat d'étalonnage dans les conditions de température et de pression de mesures ($T_0 = 20^\circ\text{C}$, $P_0 = 760 \text{ mmHg}$).

M_{cor}^u : Lecture corrigée de l'influence des conditions atmosphériques de l'utilisateur.

$$N_{D, W}^u = N_{D, W}^{ref} \frac{M_{cor}^{ref}}{M_{cor}^u} \quad (3.3)$$

M_{cor}^{ref} : Lecture corrigée de la température et pression de la chambre étalon, donnée par la relation (3.4).

$$M_{cor}^{ref} = M^{ref} \cdot K_{T, P} \quad (3.4)$$

Avec

$$K_{T,P} = \frac{(273.15 + T) P_0}{(273.15 + T_0) P} \quad (3.5)$$

Où P_0 et T_0 sont les valeurs de la pression et température de références, avec

$P_0 = 760$ mmHg et $T_0 = 20^\circ\text{C}$; P et T sont les valeurs de la pression de salle et de la température du fantôme lors de la mesure.

$K_{T,P}$: Facteur de correction de l'influence de la température et pression ;

M^{ref} : Lecture non corrigée de la chambre étalon ;

Le tableau III.1 présente les valeurs des coefficients d'étalonnages des chambres NE 2571 # 1537 et PTW 30004 # 208 pour une série de dix (10) mesures ainsi que les dates de mesures. Le calcul d'incertitude sur les valeurs des coefficients d'étalonnages sont donnés en annexe A.

Chambre	Date de Mesure	$N''_{D,w}$ (mGy/nC)
NE 2571 #1537	12/06/2007	44,91 ± 0.49
PTW 30004 #208	13/06/2007	52,02 ±0.57

Tableau III.1. Coefficient d'étalonnage de la chambre étalon tertiaire et de la chambre utilisateur

La comparaison des coefficients d'étalonnages de la chambre PTW 30004 # 208, mesuré avec la chambre étalon secondaire dans la thèse de N. Fergane [31] à celle mesuré avec la chambre tertiaire dans le cadre de ce travail fait apparaître un écart de 0.27% ce qui est inférieur à la variation par an admise pour la stabilité des chambres [22].

III.3. Etude de la variation du coefficient d'étalonnage en fonction des paramètres géométriques

Dans ce paragraphe nous allons étudier la variation du coefficient d'étalonnage $N_{D,w}$ de la chambre PTW 30004 # 208 dans les différents fantômes en fonction des paramètres géométriques : La Distance Source Surface (DSS) et de la Taille du Champ. Les fantômes utilisés sont :

- ✓ Le fantôme AIEA
- ✓ Le fantôme Mylar window
- ✓ Le fantôme en Polystyrène

✓ Le fantôme en Polymethyl methacrylate (PMMA)

✓ Le fantôme Solid Water

Les figures (III.2, III.3) font apparaître les variations du coefficient d'étalonnage en fonction des paramètres géométriques.

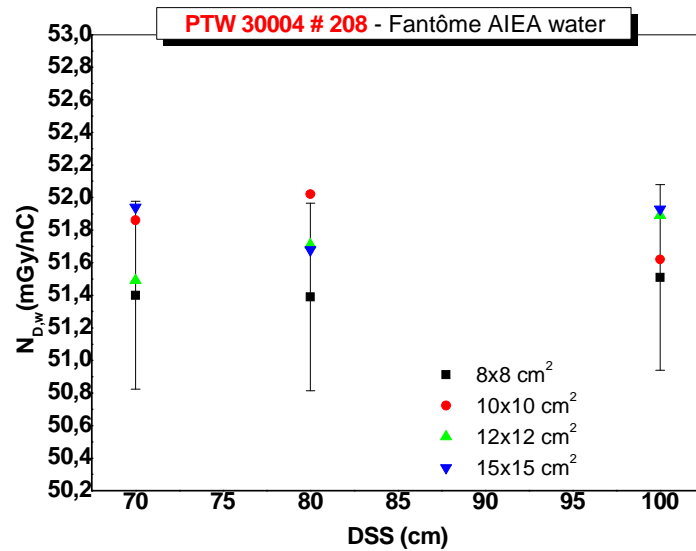


Figure III. 2 Coefficient d'étalonnage en fonction de la distance source surface : fantôme AIEA

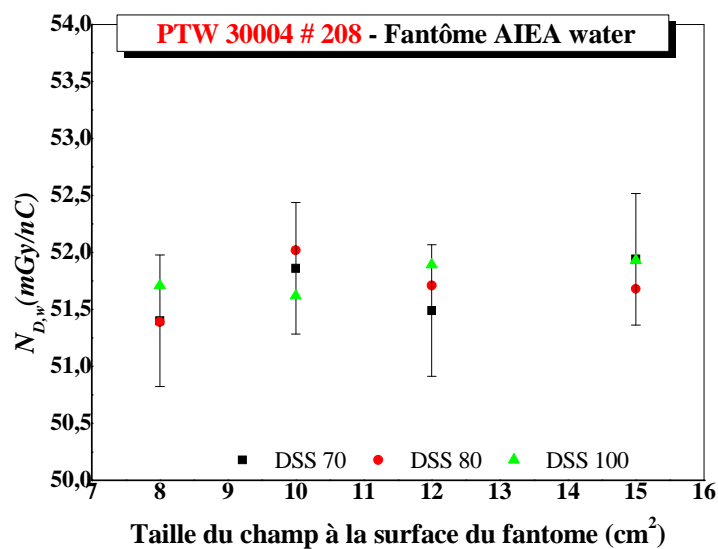


Figure III. 3 Coefficient d'étalonnage en fonction de la taille du champ. Fantôme AIEA

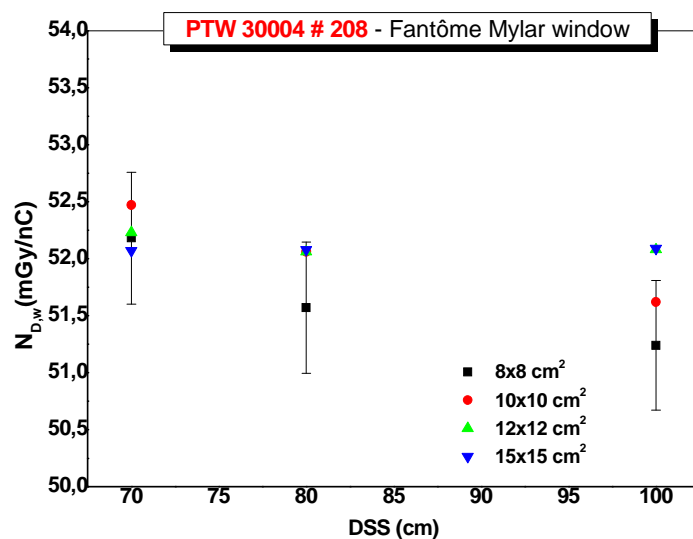


Figure III. 4 Coefficient d'étalonnage en fonction de la distance source surface :

Fantôme Mylar Window

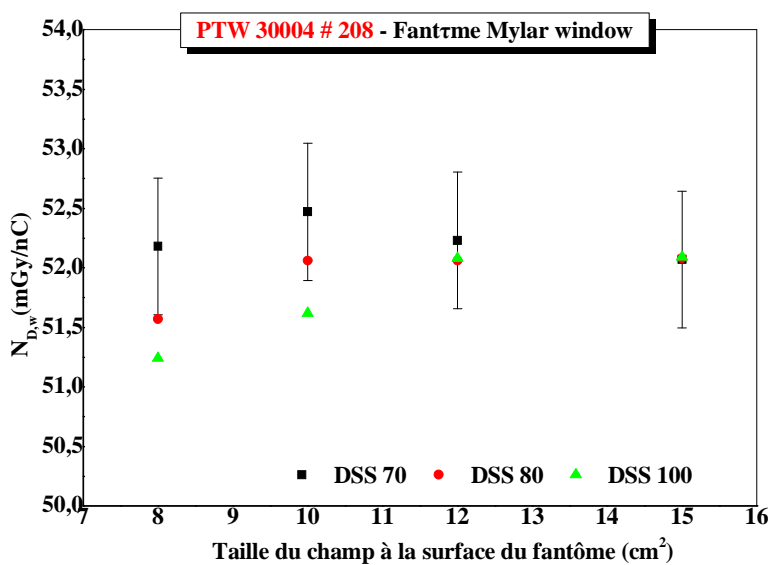


Figure III. 5 Coefficient d'étalonnage en fonction de la taille du champ :

Fantôme Mylar Window

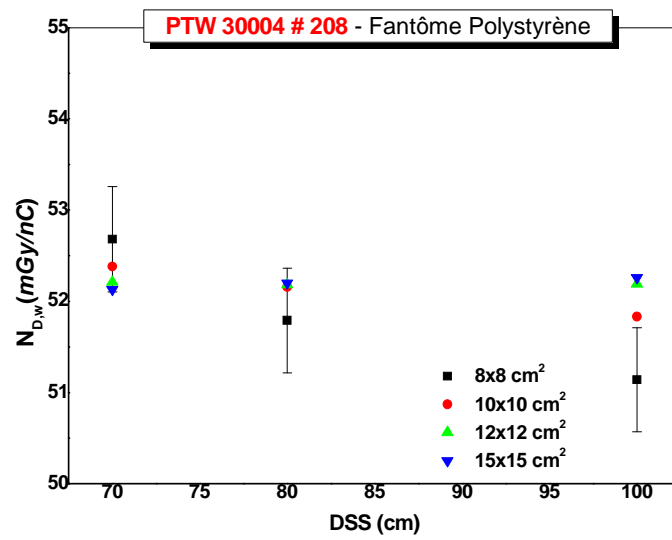


Figure III. 6 Coefficient d'étalonnage en fonction de la distance source surface :
Fantôme de polystyrène

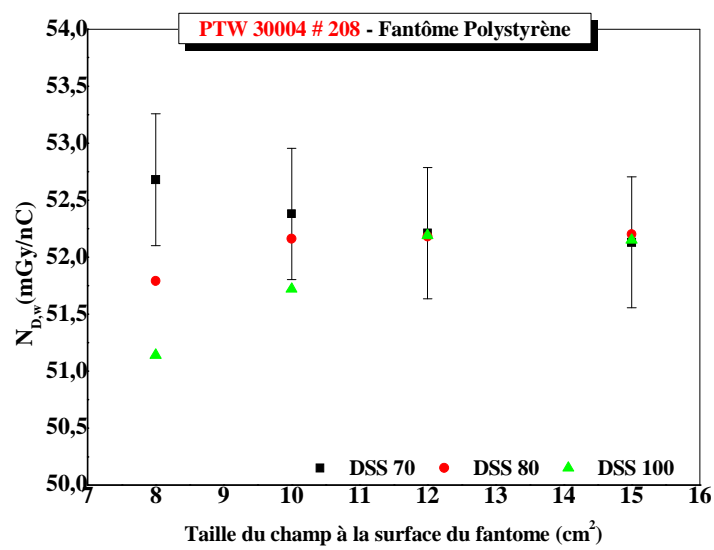


Figure III. 7 Coefficient d'étalonnage en fonction de la taille du champ :
Fantôme de polystyrène

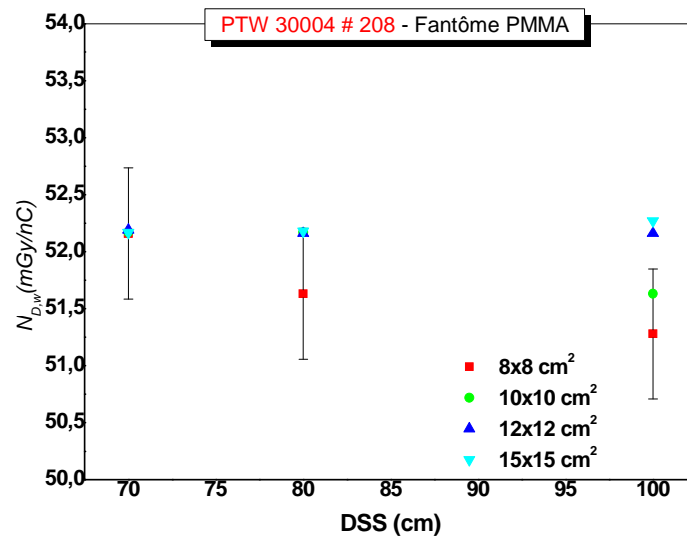


Figure III. 8 Coefficient d'étalonnage en fonction de la distance source surface :

Fantôme de PMMA

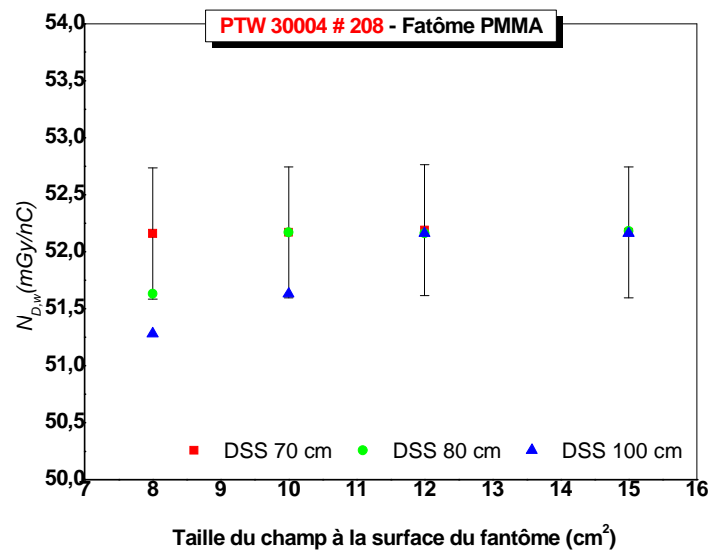


Figure III. 9 Coefficient d'étalonnage en fonction de la taille du champ :

Fantôme de PMMA

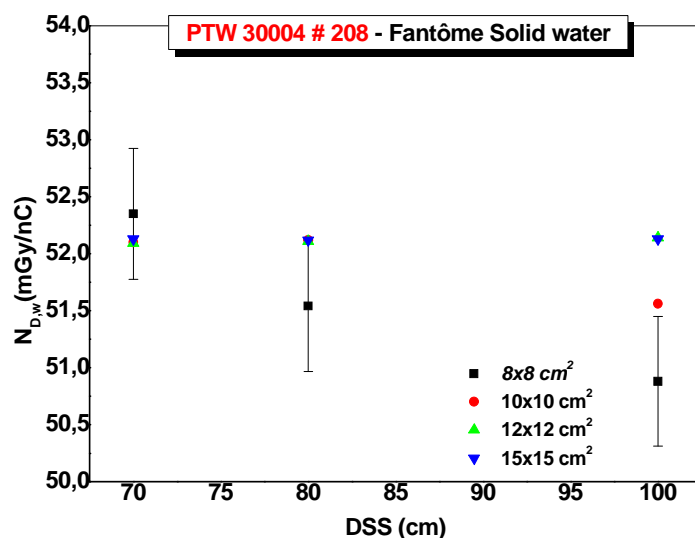


Figure III. 10 Coefficient d'étalonnage en fonction de la distance source surface :

Fantôme Solid Water

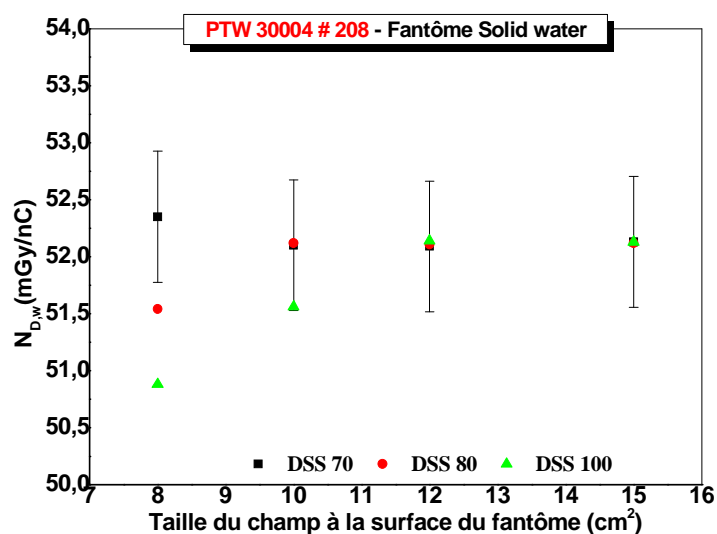


Figure III. 11 Le coefficient d'étalonnage en fonction de la taille du champ :

Fantôme Solid water

Le tableau III.2 récapitule les valeurs du coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation $N_{D,w}$ de routine dans les conditions géométriques de référence (DSS=80 cm, Taille de champ 10 x 10 cm²). L'écart relatif Δ des coefficients d'étalonnage $N_{D,w}$ obtenus dans les différents fantômes (Mylar Window, Polystyrène, PMMA, Solid Water), par rapport à la valeur obtenue dans le fantôme AIEA, est donné par la relation (3.5).

$$\Delta = \frac{N_{D,w}^{fant} - N_{D,w}^{AIEA}}{N_{D,w}^{AIEA}} \cdot 100 \quad (3.5)$$

Fantôme	$N_{D,w}^{fant} (mGy / nC)$	Δ (%)
AIEA	52.02±0.57	-
Mylar Window	52.18±0.57	0.31%
Polystyrène	52.16±0.57	0.27%
PMMA	52.17±0.57	0.29%
Solid Water	52.12±0.57	0.19%

Tableau III. 2. Coefficients d'étalonnages dans les conditions géométriques de référence

La figure. III.12 représente le graphe du coefficient d'étalonnage en fonction des différents fantômes à une DSS = 80 cm et une taille de champ 10 x 10 cm².

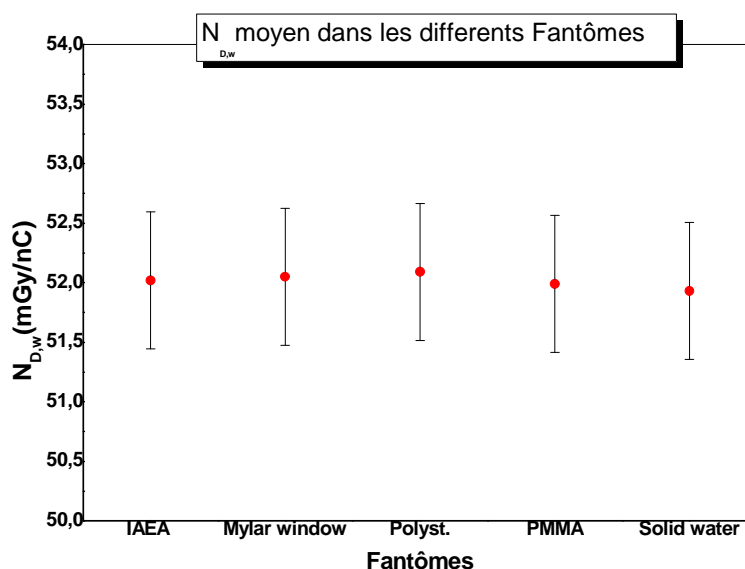


Figure III. 12 Coefficients d'étalonnage dans différents fantômes. Les barres d'erreurs représentent l'incertitude globale sur $N_{D,w}$ délivrés par le LSED

III.3.1. Conclusion

Les figures (III.1, III.2, III.3, III.4, III.5, III.6, III.7, III.8, III.9, III.10), et la figure. III.11 montrent que le coefficient d'étalonnage est indépendant des conditions géométriques d'étalonnage (taille du champ, distance source surface), et de la nature du

fantôme. La valeur des écarts du coefficient d'étalonnage obtenu dans les différents fantômes sont très faibles par rapport au coefficient d'étalonnage du fantôme d'eau référence de l'AIEA [10]. Le gonflement de la fenêtre en Mylar du fantôme (Mylar window) influe sur la valeur de la dose absorbée en raison de la profondeur d'eau additionnelle [31]. Cependant, comme l'étalonnage se fait par substitution, aucune différence substantielle n'est observée (L'écart de 0.31 % du tableau III.2. est inférieur aux autres valeurs pour les autres fantômes et est au delà de l'incertitude globale sur les coefficients d'étalonnage $N_{D,w}$ déterminés au LSED). Néanmoins, la valeur du gonflement sera prise en compte dans l'évaluation du facteur de transfert et dans la mesure de la dose absorbée. A travers les figures ci-dessus, on remarque des écarts de l'ordre de 2.4 % au maximum, du coefficient d'étalonnage pour les petites tailles de champs surtout pour la taille du champ 8 x 8 cm² par rapport au coefficient d'étalonnage mesuré dans les conditions de références. Ceci peut s'expliquer par le manque d'homogénéité du faisceau pour les petites tailles de champs et du fait que l'équilibre électronique n'est pas atteint. Ceci est en conformité avec les recommandations des protocoles d'étalonnage qui préconisent de choisir des tailles de champs supérieures ou égales à 10 x 10 cm². Les tailles de 12 x 12 cm² ou 15 x 15 cm² donnent à cet effet, des valeurs du coefficient d'étalonnage presque identiques.

III.4. Facteurs de transferts de dose

Le facteur de transfert de dose permet le passage de la dose absorbée dans le fantôme solide à la dose absorbée dans le fantôme d'eau. Dans la routine clinique il existe des situations pour lesquelles la mesure de la dose dans l'eau est parfois peu pratique. C'est le cas par exemple de l'assurance qualité en dosimétrie des machines de radiothérapie dans la mesure du débit réaliser de manière routinière sans modifier le programme de traitement des malades. C'est pour quoi les protocoles dosimétriques TG-21 et le TRS-277 suggèrent l'emploi du fantôme solide. L'usage du fantôme solide modifie la géométrie d'irradiation et la fluence énergétique du faisceau à cause de la densité. Mais dans le présent travail nous utiliserons le protocole dosimétrique TRS-398 dans l'évaluation du facteur de transfert.

III.4.1. Evaluation théorique du facteur de transfert

Le Coefficient d'étalonnage de transfert de dose du fantôme solide au fantôme d'eau s'exprime par la formule (3.7) [40].

$$\left(N_{D,w}^{fant}\right)_Q = \frac{\left(D_w\right)_Q}{\left(M_{fant}\right)_Q} \quad (3.7)$$

Avec

$\left(N_{D,w}^{fant}\right)_Q$: Coefficient d'étalonnage de transfert de dose du fantôme solide au fantôme d'eau dans un faisceau de qualité Q ;

$\left(D_w\right)_Q$: Dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence z_{ref} dans un faisceau de qualité Q ;

$\left(M_{fant}\right)_Q$: Lecture corrigée du fantôme solide à la profondeur équivalente z_{eq} dans le faisceau de qualité Q ;

Pour le calcul théorique du facteur de transfert de dose fantôme solide \rightarrow fantôme d'eau, nous allons utiliser le formalisme de TRS 277, équivalent au formalisme TG 21. Ces deux formalismes font apparaître explicitement les paramètres des fantômes utilisés. La dose absorbée dans un fantôme solide est donnée par :

$$D_S^Q = M_S^Q \cdot N_{D,air} \cdot \left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{S,air}^Q \cdot \left(P_Q\right)_S \quad (3.8)$$

M_S^Q : Lecture corrigée dans le fantôme solide dans le faisceau de qualité Q ;

$\left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{S,air}^Q$: Rapport des pouvoirs d'arrêt moyen (solide/air) pour la qualité Q ;

$N_{D,air}$: Coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'air de la cavité de la chambre ;

$\left(P_Q\right)_S$: Facteur de correction de perturbation de la chambre d'ionisation dans le fantôme solide ;

La dose absorbée dans l'eau est donnée par les protocoles TRS 277 et TRS 398

$$D_w^Q = M_w^Q \cdot N_{D,w}^Q \quad (3.9)$$

$$N_{D,w}^Q = N_{D,w}^{Co} \cdot k_Q = N_{D,air} \cdot \left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{w,air}^Q \cdot \left(P_Q\right)_w \quad (3.10)$$

$N_{D,W}^{co}$: Coefficient d'étalonnage de dose absorbée dans l'eau dans un faisceau de cobalt ;

K_Q : Facteur de qualité du faisceau ;

La combinaison des équations (3.8) et (3.10) donne la valeur de la dose absorbée à la profondeur équivalente z_{eq} dans un fantôme solide :

$$D_S^Q(z_{eq}) = M_S^Q \cdot N_{D,W}^{co} \cdot k_Q \frac{\left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{S,air}^Q \cdot (P_Q)_S}{\left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{w,air}^Q \cdot (P_Q)_W} \quad (3.11)$$

$D_S^Q(z_{eq})$: Dose absorbée dans le fantôme solide à la profondeur équivalente dans un faisceau de qualité Q ;

$(P_Q)_S$: Facteur de correction de perturbation de la chambre d'ionisation dans le fantôme solide ;

$(P_Q)_W$: Facteur de correction de perturbation de la chambre d'ionisation dans le fantôme d'eau ;

Ces facteurs de correction de perturbation tiennent comptes de la non équivalence de la paroi de la chambre avec le fantôme [2, 21, 32].

$$(P_Q)_{Wall} = \frac{\alpha \cdot S_{Wall,air} \cdot \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{W,Wall} + (1 + \alpha) \cdot S_{W,air}}{S_{W,air}} \quad (3.12)$$

α : Fraction d'électron générée dans la paroi de la chambre ;

$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{W,Wall}$: Coefficient d'absorption massique d'énergie de la paroi eau ;

$S_{Wall,air}$: Pouvoir d'arrêt paroi l'air de la cavité de la chambre ;

$S_{w,air}$: Pouvoir d'arrêt eau l'air de la cavité de la chambre ;

$$D_w^Q(z_{eq}) = M_S^Q \cdot N_{D,w}^Q \cdot k_Q \left[\frac{D_w^Q(z_{ref})}{D_S^Q(z_{eq})} \frac{\left(\frac{\bar{L}}{\rho}(z_{eq})\right)_{S,air} (P_Q(z_{eq}))_S}{\left(\frac{\bar{L}}{\rho}(z_{ref})\right)_{w,air}^Q (P_Q(z_{ref}))_W} \right] \quad (3.13)$$

$D_W^Q(z_{ref})$: Dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence dans un faisceau de qualité Q ;

Le rapport de dose $\frac{D_W^Q}{D_S^Q}$ tient compte de la perturbation du faisceau primaire par les fantômes et l'ouverture de la taille du champ. Ce rapport est calculé par « scaling theorem » ou par le code Monte Carlo [27].

$$\text{Le quotient } \left[\frac{D_W^Q(z_{ref})}{D_S^Q(z_{eq})} \frac{\left(\frac{\bar{L}}{\rho}(z_{eq}) \right)_{S,air}^Q \cdot (P_Q(z_{eq}))_S}{\left(\frac{\bar{L}}{\rho}(z_{ref}) \right)_{w,air}^Q \cdot (P_Q(z_{ref}))_w} \right] \text{ représente le facteur de transfert } k_{S,w}^Q$$

du fantôme solide au fantôme d'eau.

La dose absorbée dans l'eau à la profondeur équivalente s'écrit alors comme suit :

$$D_w^Q(z_{ref}) = M_S^Q \cdot N_{D,w}^{co} \cdot k_Q \cdot k_{S,w}^Q \quad (3.14)$$

III.4.2. Mesures expérimentales du facteur de transfert

La démarche consiste à réaliser des mesures alternatives dans le fantôme solide et dans le fantôme d'eau de l'AIEA, à la profondeur de référence dans le faisceau de photons γ du cobalt 60 du LSED. Puis calculer le facteur de transfert par l'expression suivante:

$$k_{S,w}^Q = \frac{M_w^Q}{M_S^Q} \quad (3.15)$$

M_w^Q et M_S^Q représentent respectivement les lectures corrigées dans les fantômes d'eau et solides.

Les figures suivantes présentent les variations du facteur de transfert dans les fantômes solides en fonction de la taille du champ pour les différents fantômes étudiés. Pour des raisons pratiques même le fantôme Mylar window a été inclus dans cette étude pour voir l'influence de la fenêtre (Mylar pour ce fantôme) différentes de celle du fantôme AIEA (fenêtre en PMMA)

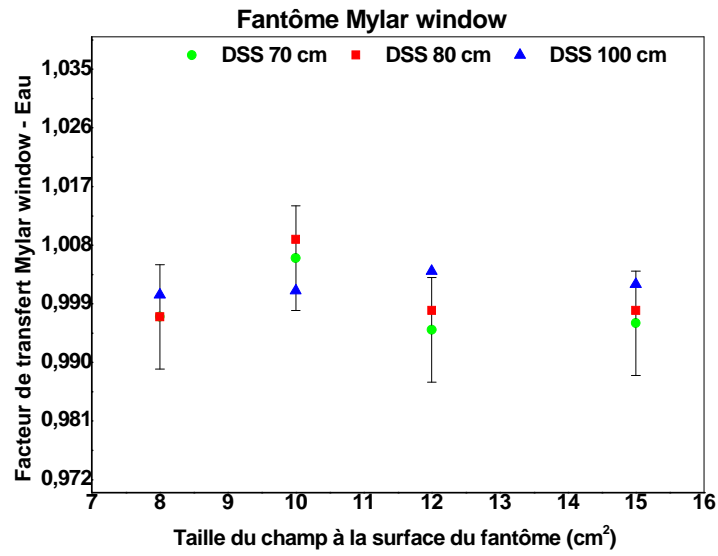


Figure III. 13 Facteur de transfert window Mylar

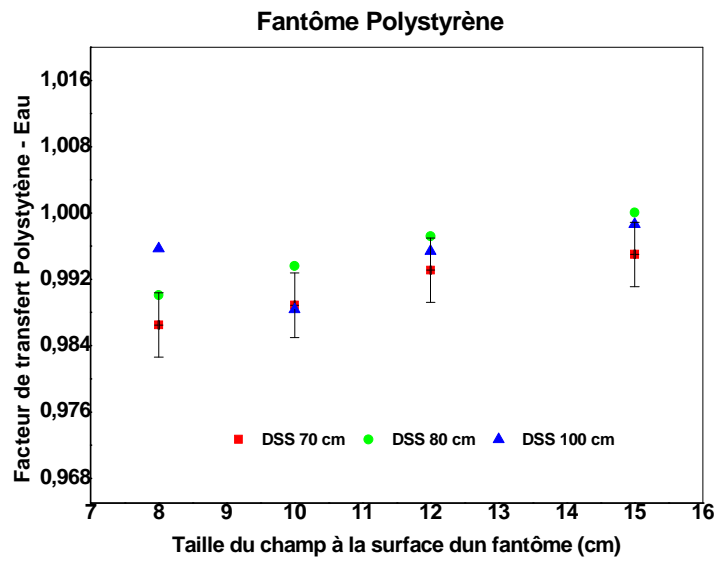


Figure III. 14 Facteur de transfert Polystyrène

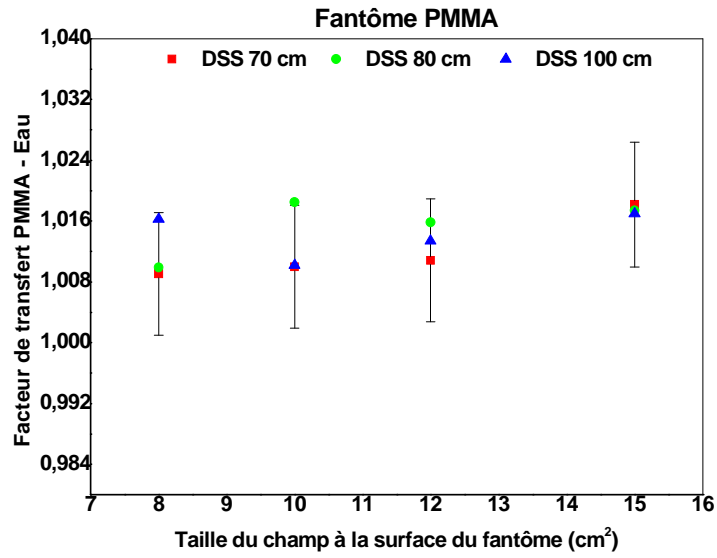


Figure. III.15 facteur de transfert PMMA

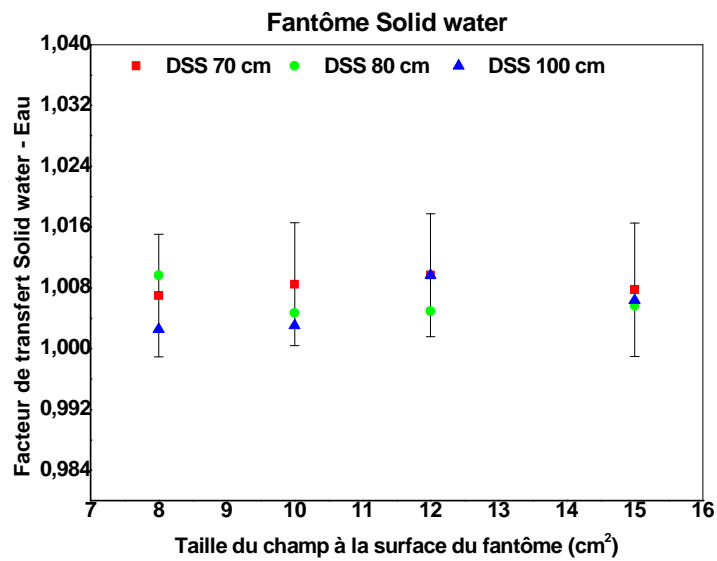


Figure. III.16 facteur de transfert Solid water

III.4.2.1. Conclusion

On constate sur les figures (III.13, III.14, III.15, III.16) que le facteur de transfert est indépendant de la taille du champ et de la distance source surface du fantôme. Les écarts observés, surtout au niveau du fantôme Solid water, sont négligeables par rapport à l'incertitude globale calculée. Un autre problème peut accentuer cet écart. Ce problème provient du fait qu'il n'est pas toujours possible d'obtenir la profondeur équivalente dans le fantôme solide. Dans ce cas, nous avons utilisé la technique d'interpolation linéaire pour déterminer le facteur de transfert à la profondeur de z_{ref} dans le fantôme Solid water dans le faisceau de photons γ , du cobalt. Pour ce qui est du fantôme Mylar la valeur du facteur de transfert devrait être égale à l'unité comme la mesure est réalisée dans l'eau, Le gonflement de la fenêtre vers la source modifiant ainsi la profondeur du centre géométrique de la chambre d'ionisation, pourrait influencer cette mesure. Néanmoins, ce gonflement a été évalué précédemment et nous avons tenu compte dans le positionnement de la chambre.

Chapitre.IV

VALIDATION DE LA PROCEDURE

IV.1. Introduction

Dans ce chapitre nous allons présenter deux méthodes pour déterminer la dose absolue absorbée dans l'eau, qui représente le milieu de mesure de référence recommandé par les protocoles dosimétriques TRS 398 et TG 51. Pour les faisceaux de photons γ du cobalt 60 du Laboratoire Secondaire d'Etalons en Dosimétrie (LSED), nous avons appliqué deux méthodes : La première méthode consiste à utiliser le coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée, $N_{D,S}''$ déterminé dans le fantôme solide et les facteurs de transfert de dose solide-eau $k_{s,w}$ déterminé à la profondeur de référence z_{ref} . Dans la seconde méthode, nous avons effectué des mesures à la profondeur équivalente z_{eq} . Pour le faisceau de photons R_X de haute énergie produite par l'accélérateur linéaire Linac 2100C du Centre Anti Cancer de Blida (CAC), nous avons appliqué la méthode préconisée par l'équipe Canadienne (Jean Seuntjens, al)) qui consiste à calculer la dose dans l'eau à partir des mesures dans différents fantômes solides.

IV.2. Détermination de la dose absorbée dans l'eau

La détermination précise de la dose absorbée repose sur l'utilisation d'instruments de mesures fiables et l'application des recommandations des protocoles dosimétriques, tels que le TRS-277 et le TR398. La fiabilité des résultats peut être garantie à travers un programme de contrôle de qualité effectué au préalable.

IV.2.1. Evaluation de la dose absorbée dans l'eau en utilisant le facteur de transfert et le coefficient d'étalonnage

La procédure de transfert de dose d'un fantôme solide vers un fantôme d'eau est validée par des mesures effectuées à l'aide d'une chambre d'ionisation. La chambre d'ionisation (PTW 30004 # 208) est irradiée dans les fantômes solides à des temps correspondants à des doses absorbées dans l'eau obtenues par le logiciel de calcul développé au Laboratoire Secondaire d'Etalon en Dosimétrie (LSED). La validation consiste alors à comparer les doses obtenues à l'aide de la procédure de transfert (mesures dans un fantôme solide \rightarrow utilisation de facteurs de transfert \rightarrow Calcul de la dose dans l'eau) et les doses communiquées (calculées avec le logiciel Lab View). Les conditions géométriques de mesures sont identiques à celles décrites dans le chapitre III (Figure III.1). Les mesures sont réalisées dans un faisceau de photons γ de Cobalt 60, dans les différents fantômes

solides disponibles au LSED (PMMA, Solid water, polystyrène) ainsi que dans les faisceaux 6 MV et 18 MV délivrés par l'accélérateur linéaire CLINAC 2100C du CAC de Blida en utilisant les fantômes Solid water et PMMA.

IV.2.1.1. Faisceau de Co-60

À l'aide du logiciel de calcul conçu au LSED, on détermine le temps d'irradiation et la dose effective associée. Le résultat est présenté dans le tableau IV.1.

Doses (Gy)	Temps (mn)	Doses effectives (Gy)
1	1.79	0.9936
2	3.54	1.9704
3	5.32	2.9641

Tableau IV. 1. Temps d'irradiation et doses effectives dans le faisceau de photon gamma du cobalt 60.

Le logiciel prend en compte la décroissance radioactive de la source du cobalt 60 et du temps de course de la source jusqu'à la position d'irradiation. Dix séries de mesures ont été réalisées, l'écart type des mesures est toujours inférieur à 0.05%. La dose mesurée dans les différents fantômes solides à la profondeur de référence est donnée par la formule (4.1).

$$D_s = N_{D,s}^u \cdot M_s^u \quad (4.1)$$

Avec

D_s : Dose absorbée pendant le temps d'irradiation à la profondeur de référence;

M_s^u : Lecture corrigée de la chambre placée dans le fantôme solide ;

$N_{D,s}^u$: Coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée dans le fantôme solide ;

La dose absorbée dans l'eau est obtenue en utilisant le facteur de transfert de dose solide-eau. Celle-ci est donnée par la relation (4.2).

$$D_w = N_{D,w}^u \cdot k_{s,w} \cdot M_s^u \quad (4.2)$$

Où

D_w Dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence ;

$N_{D,w}^u$: Coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau (Nous avons montré au chapitre.III que le coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau est indépendant du type de fantôme utilisé).

En premier lieu, les valeurs de doses absorbées mesurées à la profondeur de référence dans les différents fantômes ont été calculées en appliquant la formule (4.1). Les résultats sont représentés dans les tableaux IV.2, IV.3 et IV.4, pour les trois doses communiquées.

Fantômes	D_s (Gy)	Ecart/ D_{eff}
IAEA	0.9937	0.01%
Mylar Window	0.9942	0.06%
Solid Water	0.9893	-0.43%
PMMA	0.9822	-1.15%
Polystyrène	1.0044	1.09%

Tableau IV. 2. Doses mesurées dans les différents fantômes pour une dose communiquée voisine de 1 Gy au Co-60.

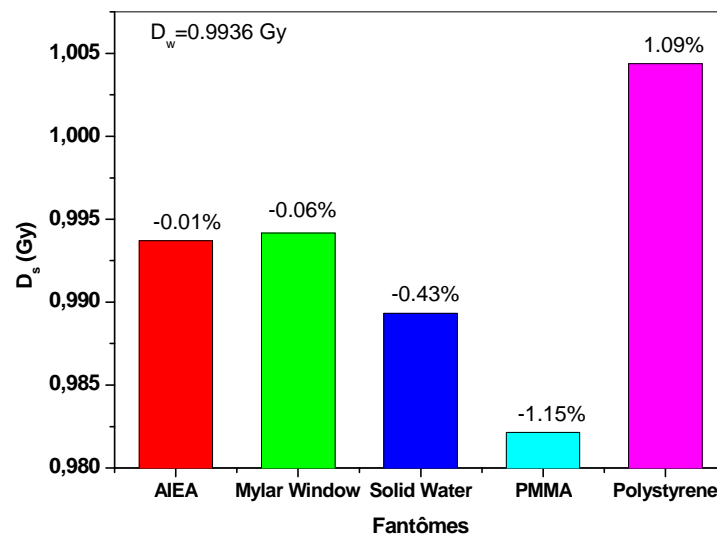


Figure IV. 1. Doses mesurées dans les différents fantômes pour une dose communiquée voisine de 1 Gy au Co-60.

Fantômes	D_s (Gy)	Ecart/ D_{eff}
AIEA	1.9686	0.09%
Mylar Window	1.9801	0.49%
Solid Water	1.9698	-0.03%
PMMA	1.9540	-0.83%
Polystyrène	2.0033	1.67%

Tableau IV. 3. Doses mesurées dans les différents fantômes pour une dose communiquée voisine de 2 Gy au Co-60.

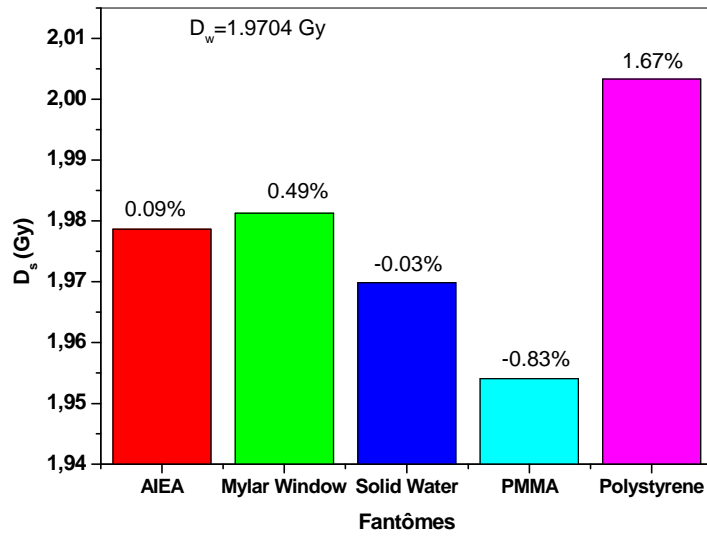


Figure IV. 2. Doses mesurées dans les différents fantômes pour une dose communiquée voisine de 2 Gy au Co-60.

Fantômes	D_s (Gy)	Ecart/ D_{eff}
IAEA	2.9649	0.03%
Mylar Window	2.9678	0.13%
Solid Water	2.9513	-0.43%
PMMA	2.9284	-1.20%
Polystyrène	2.9819	0.60%

Tableau IV. 4. Doses mesurées dans les différents fantômes pour une dose communiquée voisine de 3 Gy au Co-60

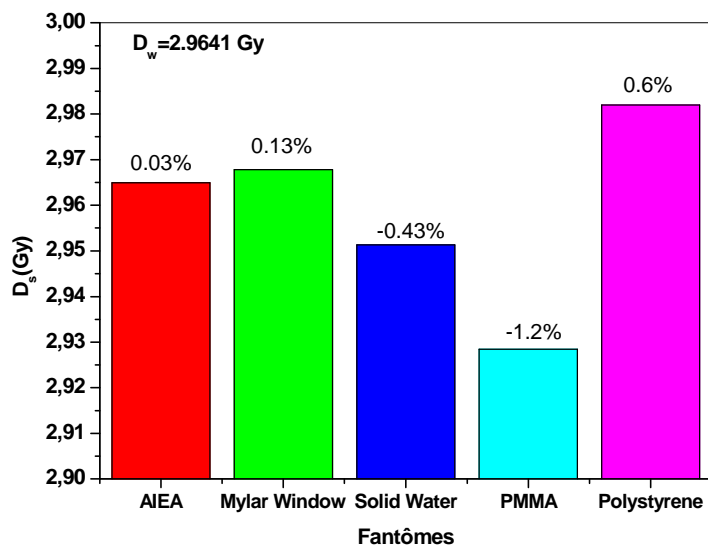


Figure IV. 2. Doses mesurées dans les différents fantômes pour une dose communiquée voisine de 3 Gy au Co-60.

Les figures IV.1, IV.2 et IV.3, représentent les doses absorbées mesurées dans les différents fantômes. Sur les histogrammes figurent les écarts de ces doses par rapport à la dose effective absorbée dans l'eau dans les conditions de référence.

En second lieu, les valeurs de doses absorbées dans l'eau à la profondeur de référence sont calculées en appliquant la formule (4.2). Les résultats pour les différents fantômes sont donnés dans les tableaux IV.5, IV.6 et IV.7 et illustrés par les figures I.V.4, I.V.5 et I.V.6.

Fantômes	D _w (Gy)	Ecart/D _{eff}
IAEA	0.9937	0.01%
Mylar Window	0.9931	0.05%
Solid Water	0.9931	-0.05%
PMMA	0.9911	-0.25%
Polystyrène	0.9958	0.22%

Tableau IV. 5. Doses dans l'eau obtenues par application de la procédure de transfert pour une dose communiquée voisine de 1 Gy au Co-60.

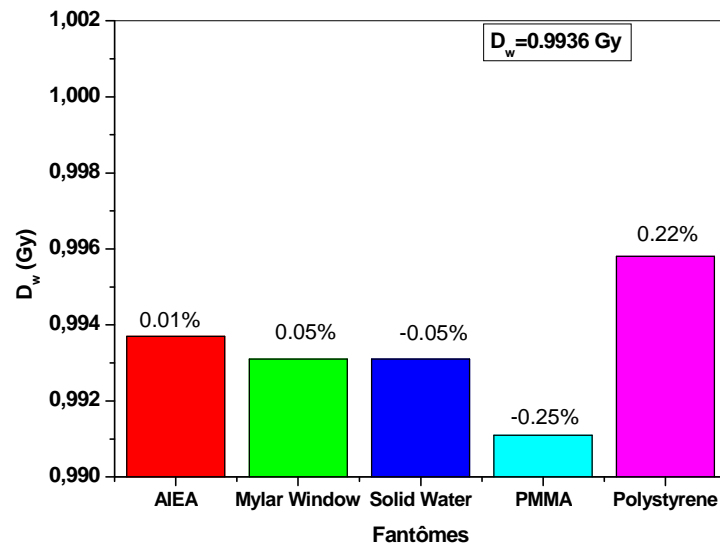


Figure IV. 3 Dose dans l'eau pour une dose communiquée de 1 Gy au cobalt 60.

Fantômes	D _w (Gy)	Ecart/D _{eff}
IAEA	1.9686	0.09%
Mylar Window	1.9705	0.02%
Solid Water	1.9703	0.01%
PMMA	1.9760	0.29%
Polystyrène	1.9801	0.5%

Tableau IV. 6 . Doses dans l'eau obtenues par application de la procédure de transfert pour une dose communiquée voisine de 2 Gy au Co-60.

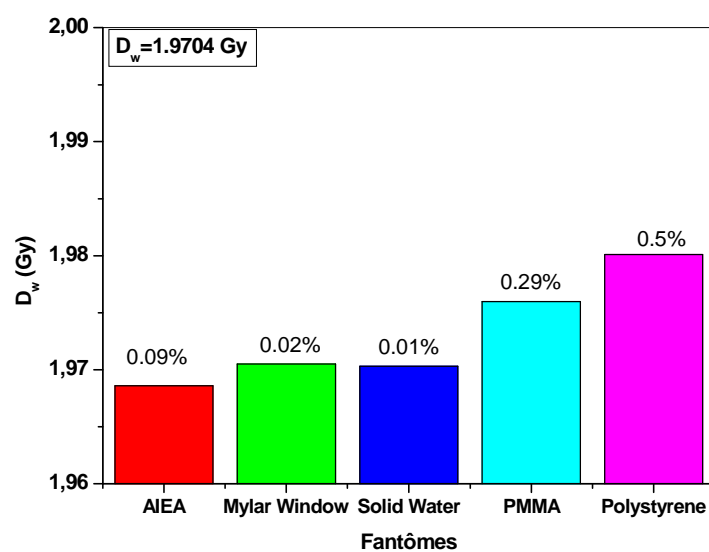


Figure IV. 4. Dose dans l'eau pour une dose communiquée de 2 Gy au cobalt 60.

Fantômes	D_w (Gy)	Ecart/ D_{eff}
IAEA	2.9649	0.0%
Mylar Window	2.9623	-0.06%
Solid Water	2.963	-0.04%
PMMA	2.9663	0.07%
Polystyrène	2.9475	0.56%

Tableau IV. 7. Doses dans l'eau obtenues par application de la procédure de transfert pour une dose communiquée voisine de 3 Gy au Co-60.

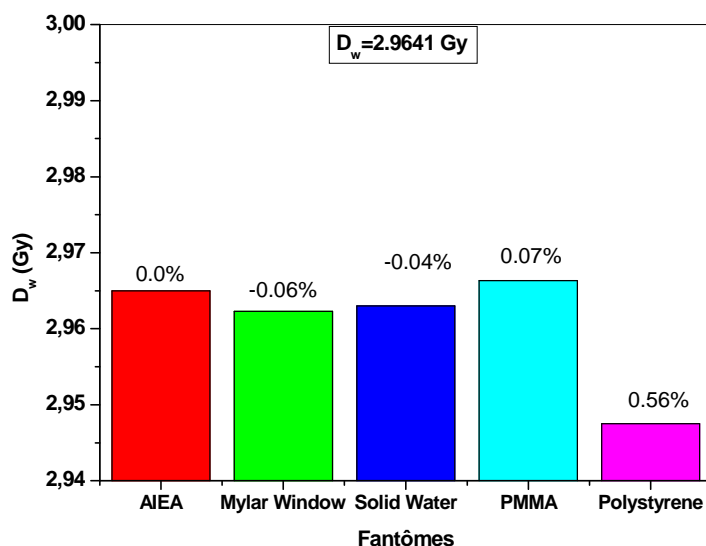


Figure IV. 5 Dose dans l'eau pour une dose communiquée de 3 Gy au cobalt 60.

IV.2.1.2. Conclusion

On remarque au regard des tableaux présentés ci dessus et parfaitement illustrés sur les figures (IV.1, IV.2, IV.3, IV.4, IV.5 et IV.6) que la dose absorbée dans les fantômes solides est légèrement différente de la dose absorbée dans l'eau sauf pour le fantôme solid water. Même si les écarts par rapport à la dose absorbée dans l'eau sont inférieurs à l'incertitude globale sur la dose qui est en général de l'ordre de 1.5 %, nous pouvons conclure que les fantômes de PMMA et de Polystyrène ne sont pas rigoureusement équivalents tissu sur le plan dosimétrie pour les faisceaux gamma de Co-60. L'application de la procédure de transfert, donnée par la relation (4.2), permet d'obtenir des doses absorbées dans l'eau avec des écarts inférieurs à 0.8 %. L'application de cette procédure a permis de réduire l'écart bien en deçà de l'incertitude globale sur la dose absorbée dans l'eau qui est de l'ordre de 1.5 %.

IV.2.2. Evaluation de la dose absorbée dans l'eau en utilisant la profondeur équivalente

La mesure est réalisée dans les fantômes solides pour lesquels, on peut effectuer des mesures à la profondeur équivalente dans le faisceau de photons X produit par l'accélérateur linéaire et dans le faisceau de photons γ du Co-60. Les conditions géométriques de mesures avec l'accélérateur linéaire sont décrites dans les protocoles dosimétriques. Le TRS-398 recommande de prendre comme condition de référence, une profondeur de référence, $z_{ref} = 10\text{cm}$ et une distance source surface, $DSS=100\text{ cm}$. La profondeur équivalente z_{eq} est déterminée en utilisant les densités du fantôme solide et de l'eau. La formule (4.3.) donne l'expression de la profondeur équivalente.

$$\frac{z_{eq}}{z_{ref}} = \frac{\rho(w)}{\rho(s)} \quad (4.3)$$

Avec

z_{eq} : Profondeur équivalente dans le fantôme solide ;

z_{ref} : Profondeur de référence dans le fantôme d'eau ;

$\rho(w)$: Densité de l'eau en g/cm^3 ;

$\rho(s)$: Densité du fantôme solide en g/cm^3 ;

Les valeurs de la densité sont fournies par le fabricant et se trouvent tabulées dans la littérature, ou peuvent être calculées par l'utilisateur. La dose absorbée mesurée dans le faisceau de photon Cobalt-60 du LSED à la profondeur équivalente est donnée par la formule (4.4).

$$D_S^Q(z_{eq}) = M_S^Q \cdot N_{D,w}^{Co} \cdot k_Q \frac{\left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{S,air}^Q \cdot (P_Q)_S}{\left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{w,air}^Q \cdot (P_Q)_W} \quad (4.4)$$

Avec

$D_S^{Co60}(z_{eq})$: Dose absorbée dans l'eau à la profondeur équivalente dans le fantôme solide, dans le faisceau de photon gamma du Cobalt 60 ;

$(P_Q)_S$: Facteur de correction de perturbation de la chambre d'ionisation dans le fantôme solide ;

$(P_Q)_W$: Facteur de correction de perturbation de la chambre d'ionisation dans le fantôme d'eau ;

$M(z_{eq})$: Lecture corrigée dans le fantôme solide à la profondeur équivalente et $D_w^Q(z_{eq})$ est défini ci- dessous ;

$$D_w^Q(z_{eq}) = M_S^Q \cdot N_{D,w}^Q \cdot k_Q \left[\frac{D_w^Q(z_{ref}) \left(\frac{\bar{L}(z_{eq})}{\rho} \right)_{S,air} (P_Q(z_{eq}))_S}{D_S^Q(z_{eq}) \left(\frac{\bar{L}(z_{ref})}{\rho} \right)_{w,air}^Q (P_Q(z_{ref}))_W} \right] \quad (4.5)$$

$D_W^Q(z_{ref})$: est la dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence dans un faisceau de qualité Q ;

IV.2.2.1. Mesures des paramètres physiques des fantômes solides

La densité des différents fantômes utilisés a été mesurée en effectuant des pesées à l'aide d'une balance électronique de précision et en calculant les volumes respectifs en mesurant les dimensions à l'aide d'un pied à coulisse, et ce pour toutes les pièces composant les fantômes. Les tableaux IV.8 et IV.9, présentent les densités calculées de deux fantômes solides PMMA et Polystyrène.

POLYSTYRENE				
	Pièces	Volumes (cm ³)	Masse (g)	Densités (g/cm ³)
	1	1402.08	1570	1.120
	2	1227.92	1340	1.091
	3	1009.1	840	1.056
	4	1148.56	1165	1.014
	5 et 6	3510.75	3685	1.050
	7	59.7	60	1.005
	8	122.62	130	1.060
	9	60.1	65	1.082
	Moyenne			1.060
	Ecart type			1.2%

Tableau IV. 8. Densité volumique du Polystyrène calculée

PMMA				
	Pièces	Volumes (cm ³)	Masse (g)	Densités (g/cm ³)
	1	4531.01	5345	1.180
	2	1193.1	1410	1.181
	3	50.071	60	1.198
Moyenne				1.186
Ecart type				0.58%

Tableau IV. 9. Densité volumique du PMMA calculée

Le tableau IV.10 donne les valeurs des densités calculées et celles publiées dans la littérature fournies par le fabricant, avec l'écart par rapport à la densité du fournisseur (théorique).

Fantôme	densité mesurée (g/cm ³)	densité publiée (g/cm ³)	Ecart (%)
PMMA	1.186	1.19	0.3%
Polystyrène	1.0597	1.06	0.03%
Solid water	-	1.045	-

Tableau IV. 10. Densités calculées et théoriques

On remarque que la valeur de la densité mesurée et celle publiée dans la littérature sont presque identiques. L'écart entre les deux est de 0.03% pour le polystyrène et 0.3% pour le PMMA. Cet écart important pour le PMMA est dû essentiellement à la forme irrégulière du fantôme en PMMA due à la présence de cavités qui le composent, et qui nous ont compliqué le calcul du volume effectif. Cet écart ne peut être dû en grande partie qu'aux erreurs de mesure de longueur. Pour les mesures de dose de référence nous utiliserons la densité théorique donnée par la littérature. Les valeurs de la profondeur équivalente calculée des différents fantômes dans les faisceaux de photons (γ , X) sont données dans le tableau IV.11.

Profondeur Equivalente en cm		
Fantôme	Co-60	RX
PMMA	4.2	8.40
Polystyrène	4.72	9.43
Solid water	4.78	9.55

Tableau IV.11. Profondeur équivalente calculée pour les faisceaux de photons (γ , X).

Le tableau IV.12 présente les valeurs des facteurs de perturbation de la chambre et les pouvoirs d'arrêt moyen restreint dans les fantômes PMMA et eau. Les facteurs de perturbation de la chambre sont calculés en utilisant la relation (3.12) du chapitre.III.

Energies	Co-60	6 MV	18 MV
P_{water}	0.991	0.995	1.134
P_{PMMA}	0.997	0.875	0.998
$(L/\rho)_{\text{PMMA,air}}$	1.102	1.087	1.054
$(L/\rho)_{\text{water,air}}$	1.113	0.987	0.956
$[(L/\rho)_{\text{PMMA,air}} * P_{\text{PMMA}}] / [(L/\rho)_{\text{w,air}} * P_{\text{w}}]$	0.978	0.969	0.97

Tableau IV. 122 Facteurs de perturbation et pouvoirs d'arrêt restreint

Le tableau IV.13 présente les doses mesurées pour les différentes doses communiquées, à la profondeur équivalente dans le fantôme PMMA et à la profondeur de 5 cm dans le fantôme en eau de l'AIEA, dans le faisceau de photon gamma du cobalt 60, avec les écarts par rapport aux doses effectives calculées par le logiciel développé au LSED.

Doses	PMMA	Ecart/ D_{eff}
D=1Gy	1.028	0.8 %
D=2Gy	1.998	0.72 %
D=3Gy	2.992	0.72 %

Tableau IV. 133. Doses mesurées à la profondeur équivalente dans le faisceau de photon gamma du cobalt 60 du LSED

On remarque sur le tableau IV.12. que les écarts par rapport aux doses effectives sont inférieurs à 0.3% et 0.8 % pour le fantôme en eau de l'AIEA et pour le fantôme de PMMA respectivement. Ces écarts sont largement inférieurs à l'incertitude globale sur la dose absorbée qui est de l'ordre de 1.5 % dans les protocoles dosimétriques.

IV.2.2.2 Les facteurs de corrections

La mesure de la dose dans le faisceau de photons X de haute énergie en routine clinique requiert de tenir compte de tous les facteurs de corrections.

- ✓ Le facteur de correction de la qualité du faisceau k_Q est appliqué quand le faisceau de photons R_X diffère, de la qualité du faisceau d'étalonnage de la chambre. Il est défini expérimentalement par le rapport des coefficients d'étalonnage en terme de dose absorbée dans les deux qualités de faisceaux. La formule (4.5) donne le facteur de correction de qualité.

$$k_Q = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w}} \quad (4.5)$$

Il peut aussi être déterminé théoriquement en appliquant la formulation TRS-277 qui utilise le pouvoir d'arrêt entre autres.

- ✓ L'effet de polarité se manifeste par une différence entre les valeurs absolues des courants d'ionisation mesurés, dans les mêmes conditions d'irradiation, avec une tension d'alimentation positive puis négative et égale en valeurs absolues. Ce facteur est souvent négligeable pour les chambres cylindriques, à l'exception des chambres à fenêtre très mince utilisées dans les rayons X de basse énergie. L'effet de polarité doit être toujours évalué à la mesure de la dose clinique pour plus de rigueur. Une méthode simple pour tenir compte de cet effet consiste, à faire deux mesures, l'une en polarité positive, l'autre en polarité négative et à prendre la moyenne arithmétique des valeurs absolues des lectures de l'électromètre M_- et M_+ obtenues. La relation (4.5) donne le facteur correctif de polarité.

$$k_{pol} = \frac{|M_-| + |M_+|}{2|M|} \quad (4.5)$$

M_- et M_+ : Réponse de la lecture pour des tensions identiques appliquées de signe opposé ;

M : Représente la lecture pour la tension de polarisation indiquée sur la chambre d'ionisation ;

- ✓ Le facteur de correction de l'effet de recombinaison k_{rec} permet de déterminer l'efficacité de collection de la chambre. Il dépend fortement de la nature de la chambre et défini par le rapport entre la charge électrique Q_{sat} générée dans l'air de la cavité par la radiation, et la charge électrique Q collectée par la chambre d'ionisation. Le facteur de recombinaison s'exprime comme suit :

$$k_{rec} = \frac{Q_{sat}}{Q} \quad (4.6)$$

Boag a montré que, dans le cas des rayonnements continus, tels que ceux produits par une source de Cobalt-60, la charge Q mesurée, par unité de temps, par une chambre d'ionisation en appliquant une tension V est donnée approximativement par :

$$Q = \frac{Q_{sat}}{1 + \frac{A}{V^2}} \quad (4.7)$$

Où Q_{sat} est la charge de saturation, proportionnelle à l'intensité du faisceau de radiations, et A une constante.

En combinant les deux équations (4.6) et (4.7) on obtient une expression du facteur de correction pour recombinaison, donnée par WEINHOUS et MELI, 1984 [45].

$$K_{rec} = \frac{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1}{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \frac{Q_1}{Q_2}} \quad (4.8)$$

Cette méthode est connue sous le nom de méthode des «2 voltages». Le principe étant la mesure des charges collectées Q_1 et Q_2 pour deux tensions V_1 et V_2 et pour les mêmes conditions d'irradiation. Le rapport V_1/V_2 doit être supérieur ou égal à 3 et V_2 supérieur ou égal à 30 Volt.

Dans le cas des rayonnements pulsés, et surtout dans les faisceaux pulsés-scanné le débit de dose pendant une pulsation est relativement important et les recombinaisons sont souvent considérables. Un facteur de correction peut être décrit par la théorie de Boag [12], mais cela ne tient pas compte des variations entre les chambres de même type. De plus, un mouvement léger de l'électrode central dans la chambre cylindrique peut invalider l'application de la théorie de Boag. Cela peut être observé avec une radiographie de la chambre qui doit être faite à la réception, et à l'exécution des contrôles de la qualité du matériel de dosimétrie.

Dans le cas des rayonnements pulsés, tels que ceux générés par les accélérateurs linéaires, et pour lesquels le phénomène de recombinaison est plus important. Les protocoles internationaux de l'AIEA recommandent toujours l'utilisation de la méthode des deux voltages. Dans ce cas, on utilise la formule (4.9).

$$k_{rec} = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \quad (4.9)$$

Les coefficients a_i du polynôme sont représentés dans le tableau IV.14

V_1/V_2	a_0	a_1	a_2
2	2.337	-3.636	2.299
2,5	1.474	-1.587	1.114
3	1.198	-0.875	0.677
3,5	1.080	-0.542	0.463
4	1.022	-0.363	0.341
5	0.975	-0.214	0.214

Tableau IV. 14 Coefficients quadratiques pour les rayonnements pulsés en fonction du rapport des tensions V_1/V_2

M_1 et M_2 : Représentent les charges collectées pour les deux tensions appliquées V_1 et V_2 avec un rapport supérieur ou égal à 3 si possible ;

IV.2.2.3 Mesures de la dose absorbée dans le faisceau de photons R_X

Les mesures sont réalisées dans les faisceaux de photons R_X de 6 MV et 18 MV produits par l'accélérateur linéaire du type Clinac 2100C du CAC de Blida, dans les fantômes Solid water et PMMA, à la profondeur de référence et équivalente, pour 100 UM. Les mesures sont effectuées avec la chambre (PTW30004 # 208) décrite dans le chapitre III. La dose absorbée dans l'eau à la profondeur équivalente s'exprime comme suit :

$$D_w^Q(Z_{eq}) = N_{D,w}^{co} \cdot M_S^Q \cdot k_Q \cdot k_{pol} \cdot k_{rec} \quad (4.6)$$

Où

$N_{D,w}^{co}$: Coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau déterminé au LSED ;

M_S^Q : Lecture de la chambre corrigée par le facteur de perturbation, la température et de la pression (voir chapitre III) ;

Les facteurs de recombinaison k_{rec} et de polarité k_{pol} sont inférieurs à l'unité (voir la feuille de calcul annexe B).

Les tableaux IV.15, IV.16 présentent les valeurs de doses mesurées, dans les deux milieux solides à la profondeur équivalente et celle de référence.

Fantômes	Profondeurs		Energies nominales			
			6 MV		18 MV	
	Z_{eq} (cm)		$D^Q_w(Z_{max})$	Ecart/ D_{max} %	$D^Q_w(Z_{max})$	Ecart/ D_{max} %
Solid water	9.55	9.55	0.983	0.70 %	0.981	0.10 %
PMMA	8.4	8.4	0.990	0.02 %	0.983	0.34 %
$D_w(Z_{max})$	1.6	3.2	0.99	-	0.98	-

Tableau IV. 145. Doses absorbées pour 100 UM dans le faisceau R_x à la profondeur équivalente

Fantômes	Profondeurs		Energies nominales			
			6 MV		18 MV	
	Z_{max} (cm)		$D^Q_w(Z_{max})$	Ecart/ D_{max} %	$D^Q_w(Z_{max})$	Ecart/ D_{max} %
	6 MeV	18 MeV				
Solid water	1.6	3.2	0.991	0.1 %	0.982	0.2 %
PMMA	1.6	3.2	0.985	-0.5 %	0.984	0.4 %
$D_w(Z_{max})$	1.6	3.2	0.990	-	0.98	-

Tableau IV. 16. Doses absorbées pou 100 UM dans le faisceau R_x à la profondeur de référence (utilisation des facteurs de transfert)

Toutes les étapes d'évaluation des facteurs de corrections et de la dose absorbée dans le fantôme à la profondeur de référence sont décrites dans la feuille de calcul Excel (worksheet) jointe annexe B.

IV.2.2.4. Conclusion

En appliquant les deux procédures de transfert de dose d'un fantôme solide en dose absorbée dans l'eau, les doses absorbées dans l'eau à partir de mesures dans les fantômes solid water et PMMA diffèrent en général de moins de 1 % des doses mesurées directement dans l'eau, et ce pour les faisceaux de Cobalt-60 et Rayons X d'énergie 6 *MV* et 18 *MV*. La méthode mettant en œuvre les facteurs de transfert Solide → eau, donne de meilleurs résultats (écarts inférieurs à 0.5 % pour tous les faisceaux). Les résultats montrent que le fantôme solid water donne les doses avec des écarts inférieurs à 0.05 % pour le Co-60 et inférieurs à 0.2 % pour les faisceaux R_x de haute énergie. Ce qui montre que ce fantôme est effectivement équivalent eau. Ce fantôme peut par conséquent être utilisé sans réserve pour la dosimétrie de référence des faisceaux de photons de haute énergie. Les fantômes de PMMA et polystyrène doivent être utilisés moyennant la mise en œuvre des procédures de transfert montrées dans ce chapitre.

Conclusion

L'étude réalisée dans le cadre de ce mémoire au Laboratoire Secondaire d'Etalon en Dosimétrie (LSED) et au Centre Anti Cancer de Blida (CAC) fait ressortir trois importants résultats dans l'usage des fantômes solides en radiothérapie.

Le coefficient d'étalonnage calculé au niveau du LSED dans le faisceau de photons γ par les mesures réalisées en dehors des conditions de référence dans les différents fantômes sont indépendants des conditions géométriques, de la taille du champ, de la distance source surface du fantôme et ainsi de la nature du fantôme. Mieux encore pour les tailles de champs 12 cm x 12 cm et 15 cm x 15 cm, le coefficient d'étalonnage est identique pour tous les fantômes. Ces résultats permettent d'envisager l'utilisation de fantômes solides dans des conditions géométriques différentes des conditions de référence.

Nous avons aussi montré que les facteurs de transfert de dose sont aussi indépendants des paramètres géométriques (taille du champ, distance source surface). Ce qui permet d'appliquer les mêmes facteurs de transfert dans toutes les géométries rencontrées, avec des tailles néanmoins inférieures à 15 cm x 15 cm (Nous n'avons pas étudié les tailles supérieures, par conséquent notre conclusion est restreinte à cette taille).

Pour que les fantômes solides soient tolérés pour la mesure de la dose absorbée de référence dans le faisceau de photons de haute énergie, il faut que le milieu solide réponde parfaitement comme milieu de référence recommandé par les différents protocoles. Dans cette étude, nous avons montré que le fantôme Solid water présente des résultats excellents car il donne des doses s'écartant de moins de 0.5 % des doses mesurées directement dans l'eau. Par ailleurs, nous avons montré que le facteur de transfert est voisin de 1.

La procédure de transfert de dose absorbée (application du facteur de transfert ou utilisation de la profondeur équivalente) a été validée au LSED dans un faisceau de Co-60 pour les fantômes de PMMA, Solid water et polystyrène, et au CAC Blida dans deux faisceaux de photons R_x de haute énergie (6 MV et 18 MV). Les résultats montrent que les écarts entre les doses absorbées dans l'eau obtenues par ces méthodes de transfert et les doses mesurées directement dans l'eau sont largement inférieurs à l'incertitude globale sur la dose absorbée dans l'eau. Ce qui démontre que ces procédures peuvent être utilisées sans perte de précision sur la dose absorbée de référence.

REFERENCES

- [1] AAPM TG51 Almond P R, Biggs P J, Coursey B M, Hanson W F, Huq M S, Nath R and Rogers D W O 1999 AAPM Task Group 51: protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams *Med. Phys.* 26 1847–70
- [2] AAPM, 1987, AAPM's TG 21. A protocol for the determination of absorbed dose from high energy photon and electron beams. *Med. Phys.* 10, 741-771.
- [3] Almond P R, Attix F H, Humphries L J, Kubo H, Nath R, Goetsch S and Rogers D W O 1994
- [4] Andreo P, D. T. Burns, K. Hohlfield, M. S. Huq, T. Kanai, F. Laitano, V.G. Smyth, and S. Vynckier, Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on absorbed dose to water, Technical Report Series No.398, International Atomic Energy Agency, 2000.
- [5] Andreo P 2000 A comparison between calculated and experimental k_Q photon beam quality correction factors *Phys. Med. Biol.* 45 L25–L38
- [6] Andreo, P., Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high-energy photon beams, *Phys. Med. Biol.* 37 (1992) 2189–2211.
- [7] *Andreo, P., NAHUM, A.E., BRAHME, A., Chamber-dependent wall correction factors in dosimetry, Phys. Med. Biol.* 31 (1986) 1189–1199.
- [8] *ANSTO (Australian Nuclear Science and Technology Organisation) J.Davies, H. Meriaty, L. Mo, D. Alexiev, Australian Secondary Standards of Dosimetry.*
- [9] Arib M. Rapport des travaux effectués au Laboratoire Secondaire des Etalons en Dosimétrie (LSED), 1995.
- [10] Arib M. Study of the influence of photon material and size on the calibration of ionisation chambers in terms of absorbed dose to water, *Med.Phys.*, 2006
- [11] BJR 25 British Journal of Radiotherapy supplement 25
- [12] BOAG J.W. "Ionisation chambers. Radiation dosimetry, II (F. H. Attix W. C. Rosech, ed, Academic Press, New-York (1986)1.
- [13] British Institute of Radiology (BIR) 1983 Central axis depth dose data for use in radiotherapy *Br. J. Radiol.* (Suppl No 17) 61–70
- [14] British Institute of Radiology (BIR) 1996, Central axis depth dose data for use in radiotherapy *Br. J. Radiol.* (Suppl No 25) 62–83
- [15] CFMRI 1987 Recommandations pour la mesure de la dose absorbée en radiothérapie dans les faisceaux de photons et d'électrons d'énergie comprise entre 1 MeV et 50 MeV CFMRI Rapport 2 (Paris: Chiron)
- [16] COMITE CONSULTATIF DES ETALONS DE MESURE DES RAYONNEMENTS IONISANTS (SECTION I), Correction d'Humidité, CCEMRI (I) R (I)-30, Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (1977).
- [17] Ferreira I H, Richter J, Dutreix A, Bridier A, Chavaudra J and Svensson H 2001b The ESTRO-EQUAL quality assurance network for photon and electron radiotherapy beams Germany *Strahlenther Onkol.* 8 383-93.
- [18] François GREMY, Jean PERRIN, Elément de biophysique, Radiations Ionisantes et non Ionisantes, Optique – Biophysique de la Circulation (TOME II)
- [19] H. de Choudens, G. Troesch, Introduction à la radioprotection

- [20] Hohlfield K, "DIN 6800: Procedures for absorbed dose determination in radiology by the ionisation method", *Dosimetry in radiotherapy (Proc. Symp. Vienna, 1987)*. Vol.1., IAEA, Vienna (1988) 13-22.
- [21] IAEA TRS 277 (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY), *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice*, Technical Reports Series No. 277 (2nd ed in 1997), IAEA, Vienna (1987).
- [22] IAEA TRS 398 (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY), Andreo P, Burns D T, Hohlfield K, Huq M S, Kanai T, Laitano F, Smyth V G and Vynckier S 2000 *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water* IAEA Technical Report Series 398 (Vienna: IAEA)
- [23] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) 1969 *Radiation dosimetry: X-rays and gamma rays with maximum photon energies between 0.6 and 50 MeV* ICRU Report 14 (Bethesda, MD: ICRU)
- [24] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) 2001 *Dosimetry of high-energy photon beams based on standards of absorbed dose to water* ICRU Report 64 (Bethesda, MD: ICRU)
- [25] IPSM (Institute of Physical Sciences in Medicine) 1990 *Code of Practice for high-energy photon therapy dosimetry based on the NPL absorbed dose calibration service* *Phys. Med. Biol.* 35 1355–60.
- [26] Jean-Paul Le Bourgeois, *Radiothérapie oncologique* Hermann 1992.
- [27] J.S. Pruitt and R. Loevinger, the photon fluence scaling theorem for Compton scattered radiation, *Med. Phys.* 9, 176-179 (1982).
- [28] J.P.B. McCaffrey, Downton, H Shen, D Niven and M McEwen. Pre-irradiation effects on ionization chambers used in radiation therapy. *Phys. Med. Biol.* 50 (2005) N121–N133
- [29] K.MEGHZIFENE, Cours régional sur la dosimétrie en radiothérapie, Accélérateurs et appareils de Co-60, Centre de recherche et sûreté (CRS), Alger (Algérie) 4-20 Octobre 1993.
- [30] NACP (Nordic Association of Clinical Physics) 1980 *Procedures in external radiation therapy dosimetry with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 MeV* *Acta. Radiol. Oncol.* 19 55–79
- [31] Noura Fergane, *Dosimétrie absolue des faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie utilisés en radiothérapie*
- [32] PODGORSK, E. B. *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*
- [33] Rogers D W O 2000 *Comment on the beam quality specification of high-energy photons for radiotherapy dosimetry* *Phys.* 27 441–4.
- [34] R. F. Nutbrown, S. Duane, D. R. Shipley, and R. A. S. Thomas. Evaluation of factors to convert absorbed dose calibrations from graphite to water for the NPL high energy photon calibration service, *Phys. Med. Biol.* 47, 441-454 (2002).
- [35] Ross C K, Shortt K R, Rogers D W O and Delaunay F 1994 *A Test of TPR_{20,10} as a beam quality specifier for high energy photon beams* *Measurement Assurance in Dosimetry* (Vienna: International Atomic Energy Agency)
- [36] ROSS C.K., SHORTT K.R., 1992, the effect of waterproofing sleeves on ionization chamber response. *Phys. Med. Biol.*, vol.37, n°6, 1403-1411.

- [37] Schulz R J, Almond P R, Cunningham J R, Holt J G, Loevinger R, Suntharalingam N, Wright K A, Nath R and Lempert G D 1983 AAPM Task Group 21: a protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams Med. Phys. 10 741–71
- [38] Schulz R J, Almond P R, Kutcher G, Loevinger R, Nath R, Rogers D W O, Suntharalingam N, Wright K A and Khan F M 1986 Clarification of the AAPM Task Group 21 Protocol Med. Phys. 13 755–9
- [39] SFPM 2003 (Société Française de Physique Médicale), utilisation des références métrologiques nationales de dose absorbée dans l'eau et application du protocole de dosimétrie AIEA TRS 398 aux faisceaux de photons de haute énergie
- [40] Seuntjens Jan, Marina Olivares, Michael Evans, Evin Podgorsak, absorbed dose to water reference dosimetry using solid phantoms Medical. Physics, Vol 32, N°9, Septembre 2005
- [41] Seuntjens J P, Shortt K R, Ross C K, Ma C M and Rogers D W O 1996 Measurements of beam quality correction factors k_Q for cylindrical ionisation chambers in high energy photon beams (abstract) Med. Phys. 23 1071
- [42] SSRMP 2000 High energy photon beam therapy dosimetry with ionisation chambers: recommendations no 8, Switzerland
- [43] Svensson H. And Zsdansky K. "The IAEA/WHO Network of SSDLs. Short history, activity and future trends". SSDL Newsletter, 29 3-17, (1990).
- [44] Tubiano.M, J.Dutreix, et A.Wambersie, Radiobiologie, Hermann 1986.
- [45] WEINHOUS, M. S., MELI, J. A., Determining P_{ion} , the correction factor for recombination losses in an ionization chamber, Med. Phys. **11** (1984) 846-849.

ANNEXE A

Calculs d'erreurs et d'incertitudes relatifs aux mesures expérimentales

A.1. Introduction

La mesure de toute grandeur expérimentale physique est entachée d'erreurs et d'incertitudes, il est alors nécessaire d'estimer l'erreur commise sur la mesure expérimentale.

On définit l'erreur comme étant la différence entre la valeur observée ou calculée et la valeur vraie. On distingue deux types d'erreurs à savoir :

L'erreur aléatoire et l'erreur systématique.

On associe un intervalle d'incertitude à la valeur mesurée, cet intervalle est appelé intervalle de confiance c'est à dire la probabilité que la valeur mesurée soit comprise dans l'intervalle.

On distingue deux formes d'incertitudes qui sont :

Les incertitudes élémentaires et les incertitudes composées qui sont de deux types

- ✓ Les incertitudes de type A
- ✓ Les incertitudes de type B

A.2. Les erreurs

L'erreur est en général en relation avec quelque chose de juste ou vrai, ou considérée comme telle.

A.2.1. Les erreurs aléatoires

Elles représentent l'ensemble des fluctuations dans les observations, qui donnent des résultats qui diffèrent d'une expérience à une autre et requièrent des expériences, répétées afin d'obtenir des résultats précis. Dans la majorité des cas, elles dépendent des caractéristiques de l'appareillage, de la technique utilisée et de l'habileté de l'expérimentateur. Elles affectent essentiellement la reproductibilité des mesures. On réduit les erreurs aléatoires en augmentant le nombre d'observations indépendantes et en prenant la moyenne de ses valeurs.

A.2.2. Les erreurs systématiques

Elles représentent l'ensemble d'erreurs difficiles à déceler, pour lesquelles une analyse statique n'est pas applicable. Elles sont le plus souvent dues à une imperfection de l'appareillage ou de la technique employée. Elles agissent toujours dans le même sens et leur amplitude reste constante. Ces erreurs sont réduites en appliquant des corrections.

A.3. Les incertitudes élémentaires

A.3.1. Incertitudes du types A

Elles sont estimées à partir des analyses statistiques sur une série d'observations de mesure répétée. Elles sont représentées par les écarts types calculés sur des valeurs moyennes \bar{X} .

Avec X_i : i^{eme} valeur obtenue sur une série de n mesures d'un échantillon

\bar{X} : Valeur moyenne sur une série de n mesures

n : Nombre de mesures

σ : Écart type

La moyenne \bar{X}_i et l'écart type σ_i sont donnés par les formules suivantes :

$$\bar{X} = \frac{1}{n} \sum_1^n X_i \quad \text{A.1}$$

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{n(n-1)} \sum_1^n (X_i - \bar{X})^2} \quad \text{A.2}$$

A.3.2. Incertitudes du types B

Elles sont évaluées par un jugement scientifique basé sur l'ensemble des informations disponibles concernant la variation des paramètres de la mesure. Ces informations incluent Des données de mesures antérieures.

Les spécifications du fabricant. La connaissance du comportement des propriétés des instruments et matériels de mesures utilisés.

$$\text{Var}(X) = \frac{1}{n-1} \sum_i^n (X_i - \bar{X})^2 \quad \text{A.3}$$

$$\text{Cov}(X, Y) = \frac{1}{n-1} \sum_i^n (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y}) \quad \text{A.4}$$

A.3.3. Incertitudes composées

C'est le cas des mesures indirectes, alors on fait intervenir une nouvelle grandeur Y qui dépend des valeurs mesurées Xi, donnée par la formule du type

$$Y = F(X_1, X_2, \dots) \quad \text{A.5}$$

Alors l'incertitude se calcule comme suit :

$$s(Y) = \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{\partial F}{\partial X_i} s(X_i)^2 + \sum_{j < k} \frac{\partial F}{\partial X_j} \frac{\partial F}{\partial X_k} s(X_j, X_k)^2} \quad \text{A.6}$$

Avec

$$S(X_i)^2 = \text{Var}(X_i) \text{ et } S(X_j, X_k) = \text{Cov}(X_j, X_k)$$

En métrologie des rayonnements ionisant, la fonction $F(X_1, X_2, \dots)$ s'écrit en général sous deux formes :

$$Y = F(X_1, X_2, \dots, X_n) = c_0 + \sum_{i=1}^n c_i \cdot X_i \quad \text{A.7}$$

Dans cette forme la variance est donnée par :

$$S(Y)^2 = \sum_{i=1}^n c_i^2 S(X_i)^2 + 2 \sum_{j < k} c_j c_k S(X_j, X_k) \quad \text{A.8}$$

Si les valeurs X_i , mesurées sont non corrélées alors :

$$S(Y)^2 = \sum_i^n c_i^2 S(X_i)^2 \quad \text{A.9}$$

La fonction $F(X_1, X_2, \dots)$, pour un produit ou un quotient est donnée par :

$$Y = F(X_1, X_2, \dots, X_n) = c_0 \prod_{i=1}^n X_i^{c_i} \quad \text{A.10}$$

Dans ce cas, il convient d'utiliser le concept d'incertitude relative, définie pour la quantité X_i par :

$$R(X_i) = \frac{S(X_i)}{X_i} \quad \text{A.11}$$

$$R(X_i)^2 = \sum_{i=1}^n c_i R(X_i)^2 + 2 \sum c_i c_k R(X_i, X_k) \quad \text{A.12}$$

A.3.4. Incertitude globale

Elle s'obtient en multipliant l'incertitude composée par un facteur d'élargissement noté k . ce facteur est généralement compris entre deux (2) et trois (3), il dépend fortement du niveau de confiance associé à un intervalle centré sur la moyenne de \bar{Y}

L'incertitude globale est donnée par :

$$U(Y) = kS(Y) \quad \text{A.13}$$

L'intervalle de confiance à l'intérieur duquel on suppose que la valeur escomptée de la mesure se situe dans l'intervalle $(\bar{Y} - U(Y), \bar{Y} + U(Y))$, est telle que la probabilité P est égale à 0.95, soit 95%.

Origine de l'incertitude	N _{D,w}	
	Type A	Type B
1. Facteurs influent uniquement la référence standard:		
1.1 Constance du dosimètre		0,10
1.2 Lecture de la chambre	0;02	0,002
1.3 température		0,02
1.4 thermomètre résolution		0,03
1.5 Pression		0,06
1.6 mesure du courant/charge		0,06
1.7 Reproductibilité de positionnement du fantôme	0,04	
Somme Quadratique	0,045	0,144
Incertitude de type combinée 1	0,151	
2. Facteurs influent uniquement la chambre de routine		
2.1 Lecture de la chambre	0,03	0,06
2.2 température		0,06
2.3 thermomètre résolution		0,03
2.4 Pression		0,01
2.5 mesure du courant/charge		0,06
2.6 Courant de fuite		0,02
2.7 Reproductibilité de la position du fantôme (5 g/cm ²)	0,04	
Somme Quadratique	0,05	0,11
Incertitude de type combiné 2	0,121	
3. Incertitude Total		
Somme Quadratique (1 + 2)	0,062	0,17
Incertitude de type combiné SSDL (1 + 2)	0,19	
3.1 Incertitude du coefficient d'étalonnage reporté par l'AIEA	0,5	
3.2 Incertitude type combiné (SSDL + IAEA)	0,54	
3.3 Incertitude élargie (k=2)	1,08	

Tableau A.1. Incertitudes sur les coefficients d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau déterminés au ⁶⁰Co au (LSED)

A.3.5. Incertitudes liées à l'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau

Les chambres d'ionisations étalonnées au niveau du Laboratoire Secondaire d'Etalon en Dosimétrie (LSED) sont délivrées à l'utilisateur avec un certificat dans lequel sont mentionnées toutes les informations, telles que les incertitudes associées aux paramètres permettant d'évaluer le coefficient d'étalonnage. Le tableau.A.2. présente les incertitudes relatives aux différents paramètres.

Origine de l'incertitude	Incertitude relative standard (%)
Etape 1 : Laboratoire LSED	
$N_{D,w}$ du laboratoire secondaire	0,5
La stabilité de la chambre de référence	0,1
$N_{D,w}$ de la chambre à étalonner	0,4
Incertitude de type combiné 1	0,65
Etape 2: Faisceau de ^{60}Co	
La stabilité de la chambre à utiliser	0,3
Réalisation des conditions de référence	0,5
Lecture M_Q relative au pupitre/moniteur du faisceau	0,1
Correction de l'influence des quantités k_i	0,3
Incertitude type combiné de l'étape 2	0,66
Incertitude de type combiné totale (1+2) (%)	1,85

Tableau. A.2. Incertitude relative estimée pour la détermination de la dose dans l'eau dans les conditions de référence pour un faisceau de photons γ de ^{60}Co .

Annexe B

Worksheet for the determination of the absorbed dose to water in a high-energy photon-beam

User: **Centre Anti Cancer de Blida** Date: **10/01/2008**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **VARIAN CLINAC 2100C**

Nominal dose rate: **100,0** MU min⁻¹ Nominal Acc Potential: **6** MV

Reference phantom: **water** Beam quality, Q ($TPR_{20,10}$): **0,682**

Reference field size: **10x10** cm x cm Set up: SSD SAD

Reference depth z_{ref} : **10,0** g cm⁻² Reference distance: **10** cm

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: **PTW 30004 / 30012** Serial No.: **141**

Chamber wall material: **graphite** thickness: **0,079** g cm⁻²

Waterproof sleeve material: thickness: g cm⁻²

Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor ^a $N_{D,w,Q_0} =$ **0,05202** Gy/nC Gy/rdg

Calibration quality Q_0 : Co-60 photon beam Calibration depth: **5** g cm⁻²

If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:

Reference conditions for calibration

P_0 : **101,3** kPa T_0 : **20,0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential V_1 : **-400** V

Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect

User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: **SSDL** Date:

Electrometer model: Serial no.:

Calib. separately from chamber: yes no Range setting:

If yes Calibration laboratory: **SSDL** Date:

3. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity: **12,483** nC rdg

Corresponding accelerator monitor units: **100** MU

Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_1 =$ **0,1248** nC/MU rdg/MU

(i) P : **99,5** kPa T : **21,0** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1,022}$$

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

(iii) Polarity correction^d rdg at $+V_1$ $M_+ = 12,483$ rdg at $-V_1$: $M_- = 12,588$

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = 0,996$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = **-400** V V_2 (reduced) = **-100** V

Readings at each^e V: $M_1 = 12,588$ $M_2 = 12,202$

Beam type: pulsed pulsed-scanned

Voltage ratio $V_1 / V_2 = 4,000$ Ratio of read. $M_1 / M_2 = 1,032$

$a_0 = 1,0220$ $a_1 = -0,3632$ $a_2 = 0,3413$

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = 1,011^{f,g}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = 1,2843E-01 \quad \input checked="" type="checkbox"/> \text{nC / MU} \quad \input type="checkbox"/> \text{rdg / MU}$$

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

Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} = 0,9938$

taken from Table 14 Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = 6,6393E-03 \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} = 1,60 \text{ g cm}^{-2}$

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a $10 \times 10 \text{ cm} \times \text{cm}$ field size

$$PDD(z_{ref} = 10,0 \text{ g cm}^{-2}) = 67,03 \%$$

Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = 9,9049E-03 \text{ Gy / MU}$$

(ii) SAD set-up

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water
in a high-energy photon-beam**

User: **Centre Anti Cancer de Blida** Date:

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **VARIAN CLINAC 2100C** Nominal Acc Potential: **18** MV
 Nominal dose rate: MU min⁻¹ Beam quality, $Q (TPR_{20,10})$ **0,787**
 Reference phantom: **water** Set up: SSD SAD
 Reference field size: **10x10** cm x cm Reference distance: **10** cm
 Reference depth z_{ref} : **10,0** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model **PTW 30004 / 30012** Serial No.: **141**
 Chamber wall material: **graphite** thickness: **0,079** g cm⁻²
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm⁻²
 Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor ^a $N_{D,w,Q_0} =$ **0,05202** Gy/nC Gy/rdg

Calibration quality Q_0 : Co-60 photon beam Calibration depth: **5** g cm⁻²
 If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:

Reference conditions for calibration
 P_0 : **101,3** kPa T_0 : **20,0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential V_1 : **-400** V
 Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

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

3. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity: **14,81** nC rdg
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU
 Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_1 =$ **0,1481** nC/MU rdg/MU

(i) P : **99,5** kPa T : **21,1** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1,023}$$

(iii) Polarity correction^d rdg at $+V_1$ $M_+ = 14,81$ rdg at $-V_1$: $M_- = 14,74$

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = 0,998$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = -400 V V_2 (reduced) = -100 V

Readings at each^e V: $M_1 = 14,74$ $M_2 = 14,01$

Beam type: pulsed pulsed-scanned

Voltage ratio $V_1 / V_2 = 4,0000$ Ratio of read. $M_1 / M_2 = 1,052$

$a_0 = 1,0220$ $a_1 = -0,3632$ $a_2 = 0,3413$

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = 1,018^{f,g}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = 1,5377E-01 \quad \input checked="" type="checkbox"/> \text{ nC / MU} \quad \input type="checkbox"/> \text{ rdg / MU}$$

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

Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} = 0,9736$

taken from Table 14 Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = 7,7875E-03 \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} = 3,20 \text{ g cm}^{-2}$

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a $10 \times 10 \text{ cm} \times \text{cm}$ field size

$$PDD(z_{ref} = 10,0 \text{ g cm}^{-2}) = 79,40 \%$$

Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = 9,8080E-03 \text{ Gy / MU}$$