

Université Saâd DAHLAB de Blida



Faculté des Sciences

Département de physique

Mémoire Présenté par :

LEGOUIRAH Toufik

En vue d'obtenir le diplôme de Master

Domaine : science de la matière

Filière : physique

Spécialité : physique médicale

Option : Radiothérapie

Dosimétrie de Référence des faisceaux de photons

Soutenue le : 15 juillet 2010, devant le jury composé de :

M. R. KHELIFI

Maître de conférences USD Blida

Président du jury

M.M. ARIB

Maître de recherche CRNA. Alger

Rapporteur

M. M.CHEKIRIN

Chargé de cours USD Blida

Examineur

M. S. KHOUDRI

Attaché de recherche CAC Blida

Examineur

MA-530-09-01

ملخص :

العمل المنجز في إطار مذكرة التخرج هذه, يركز على إيجاد معامل المعايرة و كذا معامل نوعية الأشعة, مع استعمال فوننومات و أجهزة قياس مختلفة.
- تأثير بعض الشروط مثل حجم حقل الأشعة مدروس.

Résume :

Ce travail consiste à déterminer expérimentalement le coefficient d'étalonnage et l'indice de qualité de faisceau de photon gamma de cobalt 60, en utilisant différents fantômes et différentes dosimètres. L'influence de certains paramètres tels que la taille du champ et la distance source-fantôme sont étudiées.

Abstract:

This work consists to determine in experiments the coefficient of calibration and the photon gamma beam quality s' factor, by using various phantoms and different dosimeters. The influence of certain parameters such as the size of the field and the distance source-phantom are studied.

TABLE DES MATIERES:

Résumé.....	11
Introduction.....	12
Chapitre1 : Interactions rayonnements matières et l'unité et grandeurs :	
1.1. Interactions rayonnements matières	
1.1.1. Définition de la radiothérapie.....	14
1.1.2. Les sources de rayonnements.....	14
1.1.2.1. Radioactivité.....	14
a. Période radioactive ou demi-vie.....	14
b. Activité d'une source radioactive.....	15
1.1.2.2. Les accélérateurs.....	15
1.1.3. Différentes types des rayonnements.....	16
1.1.3.1. Particules charges.....	17
1.1.3.2. Particules non charge.....	17
1.1.4. Absorption et émission de l'énergie par la structure électronique.....	17
1.1.4.1. Ionisation.....	17
1.1.4.2. Excitation.....	18
1.1.4.3. Fluorescence.....	18
1.1.4.4. Effet Auger.....	18
1.1.5. Interaction des rayons gamma avec les atomes.....	19
1.1.5.1. L'effet photoélectrique.....	19
1.1.5.2. Effet Compton.....	20
1.1.5.3. La production de paires.....	22
1.1.5.4. Domaine de prédominance différente effets.....	23
1.1.6. Les interactions de la particule bêta.....	23
1.1.7. L'atténuation de faisceaux.....	24
1.2. Les unités et grandeurs dosimétrique.....	25
1.2.1. Kerma.....	25
1.2.2. La dose absorbée.....	26
1.2.3. Exposition.....	26

1.2.4. Relation kerma – dose absorbée.....	27
1.2.5. Relation entre le KERMA et la fluence énergétique.....	28
1.2.6. Relation KERMA exposition.....	29
1.2.7. L'équilibre électronique.....	30

Chapitre 2. Les Protocol de dosimétrie

2.1. Introduction	32
2.2. Les méthodes d'étalonnage proposées pour l'utilisateur.....	32
2.2.1. La première méthode : utilisation du coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air dans un faisceau de photon γ du $^{60}_{27}Co$	32
2.2.1.1. Définition de coefficient d'étalonnage	33
2.2.1.2. Application à la dosimétrie en clinique	37
2.2.2. Seconde méthode : utilisation de coefficient d'étalonnage en dose absorbe dans l'eau pour la qualité Q	37
2.2.2.1. Définition de coefficient d'étalonnage.....	38
2.2.2.2. Application a la dosimétrie en clinique.....	39
2.3. Comparaison les deux Protocol de dosimètre d'IAEA TRS227 et TRS398.....	40

Chapitre 3 : Equipement utilisé

3.1. Aspects expérimentaux.....	41
3.2. Les équipements.....	41
3.2.1. L'unité de cobalt 60.....	41
3.2.1.1. Généralités sur l'élément de cobalt.....	41
3.2.1.2. Description de l'unité de ^{60}Co ELDORADO78.....	42
a. Généralité l'unité de cobalt 60 (ELDORADO78).....	42
b. La source de Cobalt 60.....	42
c. Le Collimateur.....	43
d. Le Télémètre.....	43
e. Le pupitre de commande.....	44
3.2.2. Les électromètres.....	44
3.2.3. Le baromètre et le thermomètre.....	45
3.2.4. Les fantômes.....	45

3.2.5. Les chambre d'ionisations.....	47
3.2.5.1. Principe Bragg-gray.....	47
3.2.5.2. Caractéristiques physiques.....	48
3.2.5.3. Principe d'une chambre d'ionisation.....	48
3.2.5.4. Les chambres cylindriques.....	49
Chapitre 4 : Paramètres liés à l'étalonnage	
4.1. Paramètres physique de l'unité du cobalt 60 ELDORADO78.....	51
4.1.1. Position de la source du cobalt 60.....	51
4.1.1.1. Mesure avec le télémètre.....	51
4.1.1.2. Mesure avec la règle murale.....	52
4.1.1.3. Conclusion.....	53
4.1.2. Détermination du temps de course de la source.....	53
4.1.2.1. Introduction.....	53
4.1.2.2. La méthode graphique.....	54
4.1.2.3. La méthode de fractionnement du temps.....	54
4.1.2.4. Conclusion.....	55
4.2. Spécification du faisceau de photon gamma de l'unité du ⁶⁰ Co ELDORADO78....	56
4.2.1. Le Facteur d'Ouverture du Collimateur.....	56
4.2.2. Etude de la distribution de dose (profil du faisceau dans l'air).....	57
4.2.2.1. Méthode et dispositifs utilisés.....	57
4.2.2.2. Interprétation.....	59
4.3. Vérifications optimale de systèmes de dosimètre.....	60
4.3.1. Stabilité des instruments de mesure.....	60
4.3.1.1. Stabilité de la chambre d'ionisation.....	60
4.3.1.2. Stabilité du système chambre+électromètre.....	61
4.3.1.3. Conclusion.....	61
4.3.2. La reproductibilité de système dosimétrie.....	62
4.3.3. Le courant de fuit.....	63
4.4. L'indice de qualité de l'appareil télé-cobalt 60.....	64
4.4.1. Introduction.....	64

4.4.2. Définition.....	64
4.4.3. Détermination expérimentale.....	64
4.4.3.1. La méthode directe.....	65
4.4.3.2. La méthode indirecte.....	66
4.4.4. L'interprétation.....	68
Chapitre (5) : Détermination le débit de dose et étalonnage des chambres d'ionisations	
5.1. Introduction.....	69
5.2. La variation de débit de dose en fonction les conditions de mesures.....	69
5.2.1. L'étude dans Fantôme AIEA.....	71
5.2.2. L'étude dans Fantôme Solid Water.....	72
5.2.3. L'étude dans Fantôme PMMA.....	73
5.2.4. Conclusion.....	74
5.3. Étalonage en terme de dose absorbée dans l'eau dans un faisceau de photons γ de ^{60}Co	74
5.3.1. Étalonage en termes de dose absorbée dans les conditions de référence.....	74
5.3.2. Etude de la variation du coefficient d'étalonnage en fonction des paramètres géométriques.....	75
5.3.2.1. L'étude dans le fantôme d'eau (AIEA).....	76
5.3.2.2. L'étude dans le fantôme Solid Water.....	78
5.3.2.3. L'étude dans le fantôme PMMA.....	80
5.3.2.4. Conclusion.....	82
5.3. Facteurs de transferts de dose.....	82
5.3.1. Mesures expérimentales du facteur de transfert.....	82
5.3.1.1. Variation de $K_{S,\text{eau}}$ en fonction des paramètres géométriques.....	83
5.3.1.2. Conclusion.....	84
Conclusion générale.....	85

LISTE DES FIGURES

Chapitre. I Interactions rayonnements matières et l'unité et grondeurs

Figure (1) : Schéma d'une accélératrice linéaire actuelle.....	16
Figure (2) : Interaction d'un photon par effet photoélectrique.....	20
Figure (3) : Interaction d'un photon par effet Compton.....	21
Figure (4) : Création de pair (e^- , e^+) et l'annihilation du positron avec un électron du milieu.....	22
Figure (5) : Les domaines des trois phénomènes d'interaction.....	23
Figure(6): Mécanisme de perte d'énergie similaire pour les électrons et les positrons...	24
Figure(7): Relation entre la dose absorbée et le Kerma.....	27
Figure (8a) : (création des d'électrons secondaires par les photons incidents).....	30
Figure (8b) : (le flux photons primaires atténués et les particules secondaires en de la parcours moyens).....	30

Chapitre 2 : les Protocol de dosimètre

Figure (9) : Géométrie utilisée pour l'étalonnage des chambres cylindriques en termes de Kerma à l'air libre.....	33
Figure(10) : Coefficient d'étalonnage en termes de Kerma à l'air libre dans un faisceau de photons du Cobalt 60.....	34
Figure(11) : Géométrie utilisée pour l'étalonnage des chambres cylindriques en termes de dose absorbée dans l'eau.....	38

Chapitre 3 : Equipement utilisé

Figure(12) : Coupe longitudinale d'une tête d'Unité de ^{60}Co de l'ELDORADO78.....	43
Figure(13) : Unité de cobalt 60 de l'ELDORADO78.....	44
Figure(14) : Pupitres de commande.....	44
Figure(15) : Electromètre UNIDOS PTW T10002#20362.....	45
Figure(16) : Les fantômes utilisés dans le cadre de ce travail.....	46
Figure(17) : Schéma représentée le Principe d'un fonctionnement de la chambre d'ionisation.....	48
Figure (18) : Coupe longitudinale d'une chambre d'ionisation cylindrique.....	49
Figure (19) : Différents types de chambres cylindriques.....	49

Chapitre 4 : Paramètres liés à l'étalonnage

Figure (20) : graphique de $\frac{1}{\sqrt{M_{cor}}}$ en fonction de la distance source détecteur mesure par le télémètre.....	52
Figure (21) : graphique de $\frac{1}{\sqrt{M_{cor}}}$ en fonction de la distance source détecteur mesure par la règle murale.....	52
Figure (22): la courbe M_{corr} on fonction de temps d'irradiation affichés sur le pupitre de commande de l'unité de cobalt.....	54
Figure (23) : Variations du FOC dans l'eau en fonction de la taille de champ pour une DSP de 80 cm.....	56
Figure (24) : Profil de champs 5x5 cm ² du faisceau de ⁶⁰ Co à l'air libre.....	58
Figure(25) : Profil de champs 10x10 cm ² du faisceau de ⁶⁰ Co à l'air libre.....	58
Figure(26) : Profil de champs 10x10 cm ² du faisceau de ⁶⁰ Co à l'air libre.....	59
Figure(27) : Etude du temps de stabilité des chambres d'ionisation.....	60
Figure(28) : Stabilité du système chambre + électromètre.....	61
Figure(29): le rapport des lectures et la moyenne de celui-ci.....	62
Figure(30): schéma représente les différentes conditions effectue pour la détermination expérimentale de l'indice de qualité par la méthode direct.....	65
Figure(31): schéma représente les différentes conditions effectue pour la détermination expérimentale l'indice de qualité par la méthode indirect.....	66
Figure(32): graphe de variations de TPR_{10}^{20} en fonction de D_{20}/D_{10}	67
Chapitre 5 : Détermination le débit de dose et étalonnage des chambres d'ionisations	
Figure (33) : les paramètres géométrique de référence utilisée pour la détermination le débit de dose dans l'eau à présence faisceau γ de cobalt60.....	70
Figure (34) : Le débit de dose en fonction de distance source surface d'un fantôme AIEA.....	71
Figure (35) : Le débit de dose en fonction de la taille du champ définie á la surface d'un Fantôme AIEA.....	71

Figure (36) : Le débit de dose en fonction de distance source surface d'un fantôme Solid Water.....	72
Figure (37) : Le débit de dose en fonction de la taille du champ définie á la surface d'un Fantôme Solid Water.....	72
Figure (38) : Le débit de dose en fonction de distance source surface d'un fantôme PMMA.....	73
Figure (39) : Le débit de dose en fonction de la taille du champ définie á la surface d'un Fantôme PMMA.....	73
Figure (40) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la distance source surface d'un Fantôme AIEA.....	76
Figure (41) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la distance source surface d'un Fantôme AIEA.....	76
Figure (42) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la taille du champ dans Fantôme AIEA.....	77
Figure (43) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la taille du champ dans Fantôme AIEA.....	77
Figure (44) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la distance source surface d'un Fantôme Solid Water.....	78
Figure (45) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la distance source surface d'un Fantôme Solid Water.....	78
Figure (46) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la taille dans Fantôme Solid Water.....	79
Figure (47) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la taille du champ dans Fantôme Solid Water.....	79
Figure (48) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la distance source surface d'un Fantôme PMMA.....	80
Figure (49) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la distance source surface d'un Fantôme PMMA.....	80
Figure (50) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la taille du champ dans Fantôme PMMA.....	81

Figure (51) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la taille du champ dans Fantôme PMMA.....	81
Figure (52) : facteur de transfert en fonction de DSP.....	83
Figure (53) : facteur de transfert en fonction de la taille de champ.....	83

LISTE DES TABLEAUX

Chapitre 3 : Equipement utilisé

Tableau (1) : Caractéristiques physiques et géométriques des fantômes utilisés dans le cadre de ce travail.....	46
Tableau (2) : Caractéristiques des chambres ionisations cylindriques utilisées dans ce travail.....	50

Chapitre 4 : Paramètres liés à l'étalonnage

Tableau (3) : Mesure du temps de course de la source.....	55
Tableau (4):les valeurs des paramètres des profils des faisceaux réalisé.....	59
Tableau (5) : le courons de fuit pour deux systèmes.....	63
Tableau (6): les résultats de TPR_{10}^{20} obturée directement pour différents fantôme.....	66
Tableau (7): les résultats de TPR_{10}^{20} obturée directement pour différents fantôme.....	67

Chapitre 5 : Détermination le débit de dose et étalonnage des chambres d'ionisations

Tableau (8) : Les valeurs de $N_{U,D,eau}$ de deux chambres cylindriques NE2571#1537 et NE2581#571 calcule dans les conditions des références.....	75
Tableau (9) : les valeurs $K_{S,eau}$ dans les conditions de référence.....	83
Tableau (10) : le décalage entre les valeurs de charges mesurées dans fantôme d'eau à celui calculée par le facteur de transfert.....	84

Introduction:

L'objectif de la radiothérapie est de délivrer une dose précise dans un volume choisi et dans un temps correspondant en limitant au minimum l'irradiation des tissus sains voisinant et des organes sensibles.

Pour atteindre cet objectif, il faut s'assurer que le faisceau de rayonnement utilisé pour le traitement est bien standardisé [1]. Il importe donc, avant toute utilisation d'un faisceau de rayonnement, d'effectuer sa standardisation ; ceci consiste à déterminer le débit de dose absorbé dans l'eau, par unité moniteur pour l'accélérateur et par unité de temps pour les sources radioactives, dans des conditions dites de références suivant un protocole dosimétrique donné.

Les protocoles dosimétriques les plus récents, tels que le Technical Reports Series number 398 (TRS-398) de l'Agence International de l'Énergie Atomique (AIEA) et American Association of Physicists In Medicine, Task Group 51 (TG-51) de l'AAPM 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. 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.

Les laboratoires primaires et secondaires ont adopté ces nouveaux protocoles pour les nombreux avantages qu'ils apportent. Car, rappelons le but recherché consiste à établir, le plus simplement possible, la relation permettant d'obtenir la dose absorbée dans l'eau à partir d'une lecture de courant.

Le Laboratoire Secondaire d'Étalonnage pour la Dosimétrie (LSED) du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA), qui est intégré au réseau international de mesure et regroupant des laboratoires de même type mis en place par l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) en collaboration avec l'Agence International de l'Énergie Atomique (AIEA), dispose, entre autre, de plusieurs étalons secondaires, étalonnés, en terme de Kerma à l'air libre et de dose absorbée dans l'eau. Ces étalons permettent d'envisager l'étalonnage des dosimètres utilisés en radiothérapie.

Introduction

Notre travail consiste à étalonner deux chambres d'ionisation en termes de dose absorbée dans l'eau dans différentes conditions (la taille de champ et la distance source fantôme) en utilisant différents fantômes et à déterminer la dose absorbée dans l'eau toujours en utilisant ces fantômes et conditions expérimentales. Notre étude consiste à étudier la variation des coefficients d'étalonnage et des débits de dose en fonction de ces conditions.

L'objectif final de notre travail est de démontrer que nous pouvons déterminer la dose absorbée dans l'eau à partir des fantômes solides, avec une précision acceptable, et ce dans n'importe quelle condition.

Le présent 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 les unités et grandeurs dosimétriques dans la seconde partie.

-Dans le deuxième chapitre, nous présentons les notions de base relatives aux protocoles dosimétriques en termes de Kerma dans l'air ainsi que en termes de dose absorbée dans l'eau.

- Au chapitre trois les équipements utilisés dans notre travail de mémoire lors de la caractérisation physique et géométrique sont décrits.

- Le chapitre quatre décrit les paramètres métrologiques de l'unité d'irradiation et des systèmes de dosimétrie.

- Enfin, dans le chapitre cinq nous décrivons les résultats de l'étalonnage des chambres d'ionisation et de la détermination des débits de référence. La variation des débits de dose en fonction des conditions de mesures dans différent fantômes sont décrits en détail ainsi que la variation des coefficients d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau en fonction des conditions de mesure (distance source surface du fantôme et la taille du champ, différents fantômes disponibles).

Le débit de dose dans l'eau à partir des mesures dans les fantômes solides est explicitée à la fin de ce chapitre.

Chapitre 1 : Interaction rayonnements avec la matière, unité et grandeurs dosimétriques

1.1. INTERACTIONS DES RAYONNEMENTS MATIERE

1.1.1. Introduction:

D'une manière générale, on peut définir un rayonnement comme un mode de propagation de l'énergie dans l'espace, sous forme d'ondes électromagnétiques ou de particules. Les rayonnements ne peuvent être détectés et caractérisés que grâce à leurs interactions avec la matière dans laquelle ils se propagent. Ils peuvent céder au milieu qu'ils traversent la totalité ou une partie de leur énergie au cours de ces interactions. Le milieu absorbant, subit des modifications dues au passage des rayonnements.

1.1.2. Les sources de rayonnements :

Les photons gamma et électrons bêta sont émis par des sources radioactives ou des rayons X, et les électrons se génèrent par des accélérateurs linéaires d'électrons.

1.1.2.1. Radioactivité :

Concédons un échantillon de N nucléides radioactives. Tous les nucléides ne réagissent pas en même temps. La loi de variation de nombre de nucléide en fonction de temps est de type exponentiel négatifs. Plus le temps passe, moins il reste de nucléides qui n'ont pas réagit' mais au moins il y en a de nucléides qui réagissent. Il faut un temps infini pour que tous les noyaux disparaissent. On peut mettre cette évolution sous la forme :

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \quad (1)$$

Ou λ est une constante appelée probabilité de désintégration par unité de temps, propre ou nucléide considérée. N_0 : est le nombre de nucléines radioactives initiales et t le temps calcule après l'état initial.

a. Période radioactive ou demi-vie :

La période radioactive est, par définition, le temps nécessaire pour que la moitié de la population de noyaux initialement présents se soit désintégrée :

$$N(T_{\frac{1}{2}}) = \frac{N_0}{2} \quad (2)$$

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (3)$$

b. Activité d'une source radioactive :

L'activité, est le nombre de désintégrations par seconde d'une population de noyaux radioactifs. L'activité s'exprime en s^{-1} :

$$A = A_0 e^{-\lambda t} \quad (4)$$

L'activité n'est pas forcément égale au nombre de particules secondaires émises par seconde... Unité SI : le becquerel (Bq) = 1 désintégration par seconde Unité usuelle : le curie (Ci). 1 Ci = $3,7 \times 10^{10}$ Bq (activité d'un gramme de radium)

1.1.2.2. Les accélérateurs :

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, Les accélérateurs de particules sont des instruments qu'utilisent des champs électriques et magnétiques pour amener des particules chargées électriquement à des vitesses élevées. En d'autres termes ils communiquent de l'énergie aux particules [2].

Les accélérateurs linéaires sont constitués de plusieurs éléments remplissant diverses fonctions :

- L'émission des particules chargées (par exemple grâce à une cathode)
- L'injection dans le tube cylindrique vide d'air où les particules seront accélérées
- L'accélération proprement dite (éventuellement par plusieurs sections successives), utilisant des procédés techniques divers
- Enfin la préparation du faisceau de particules à son utilisation :
 - cible métallique destinée à produire des rayons X de haute énergie
 - système de collimation.

La source d'électrons n'est pas ponctuelle, elle n'est pas non plus localisée au centre de la fenêtre de sortie du tube accélérateur.

Pour chaque énergie, il est nécessaire de déterminer expérimentalement la position d'une source fictive qui permet d'appliquer la loi de l'inverse du carré des distances (ICD) dans le domaine de acceptation « normale » de distance source-peau (DSP)

usuelle entre 100 et 120 cm.} Selon la technologie de l'appareil de traitement, la source fictive peut être localisée à une distance peau allant de 40 cm aux très basses énergies (4MeV) jusqu'à se confondre avec la source réelle (fenêtre de sortie : 100 cm) pour les faisceaux d'électrons au-delà de 25 MeV. La non prise en compte de ce déplacement de source peut entraîner une erreur de 10 % de dose aux basses énergies sur un accroissement de 5 cm de la DSP} [3].

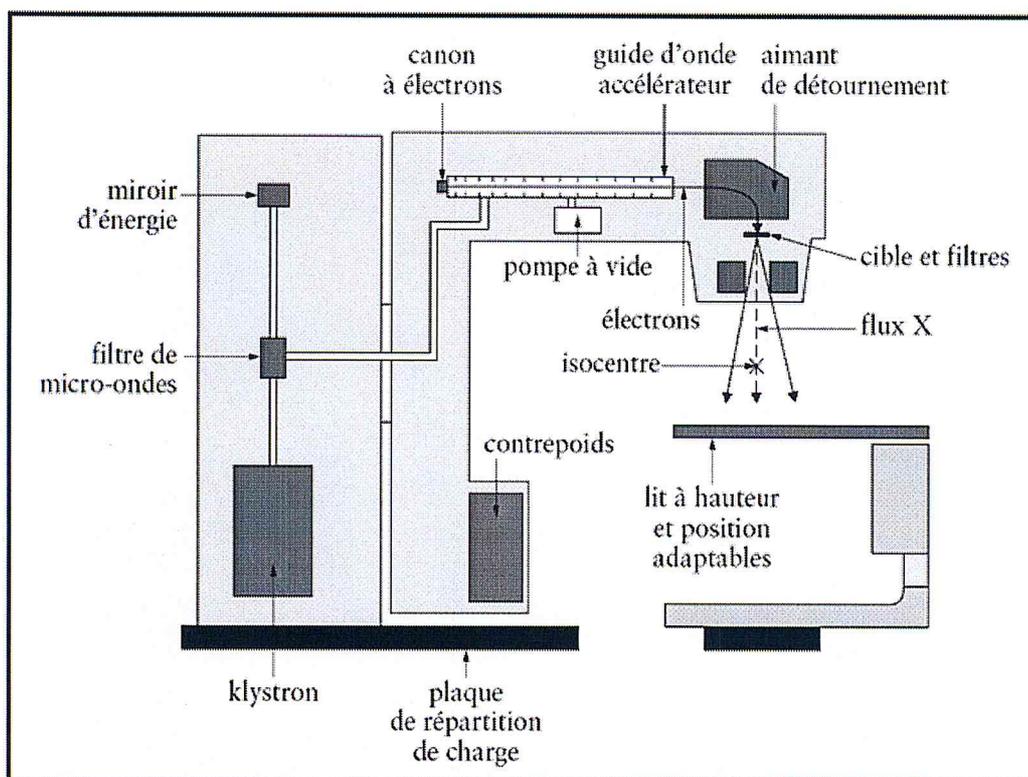


Figure (1) Schéma d'un accélérateur linéaire actuel. Les éléments principaux sont l'amplificateur micro-ondes (klystron ou magnétron), le canon à électrons, le guide d'onde accélérateur, les aimants de détournement et la tête de l'accélérateur, qui inclue la cible, les chambres d'ionisation (non représentées), les filtres égalisateur pour les photons ou diffuseur pour les électrons (non représentés).

1.1.3. Différents types des rayonnements :

Les rayonnements ionisants sont classés selon deux types. Cette distinction se justifie par le fait que les interactions, en raison de leurs mécanismes, sont fondamentalement différentes même si les conséquences sont sensiblement identiques.

La classification des rayonnements est la suivante :

1.1.3.1. Particules chargées :

Rayonnements directement ionisants (particules chargées) électrons, protons, particules ALPHA, ions lourds, ils sont déposent l'énergie dans le milieu par des interactions directes de coulomb entre la particule chargée s'ionisante directement et les électrons orbitaux des atomes dans le milieu.

1.1.3.2. Particules non chargées :

Elles sont constituées de rayonnements indirectement ionisants (particules neutres), photons (rayons de x, rayons gamma), neutrons. Ces particules déposent leur énergie dans le milieu par un processus en deux étapes :

- ✓ Dans la première étape une particule chargée est libérée dans le milieu (les photons libèrent des électrons ou les positrons, neutrons libèrent des protons ou des ions plus lourds).
- ✓ Dans la deuxième étape, les particules chargées libérées déposent l'énergie au milieu par des interactions directes de coulomb avec les électrons orbitaux des atomes dans le milieu [4].

1.1.4. Absorption et émission de l'énergie par la structure électronique :

Quatre mécanismes d'échange énergétique intéressent la structure électronique des atomes l'ionisation et l'excitation liées à une absorption, la fluorescence et l'effet Auger liées à une émission.

1.1.4.1. Ionisation :

On dit qu'il y a ionisation Lorsqu'une structure électronique absorbe une quantité d'énergie E suffisante pour casser la liaison d'un de ses électrons, celui-ci se libéré...

La seule condition pour l'ionisation si Les quantités E ainsi absorbables étant supérieures à l'énergie de liaison W_i de l'électron. Les quantités d'énergie absorbée se répartissent entre les 02 ions sous forme d'énergie cinétique T. En fait, ainsi constitués: d'après la différence entre la masse de l'ion positif et celle de l'électron ce dernier qui reçoit la totalité de T [5].

$$T = E - W_i \quad (5)$$

1.1.4.2. Excitation :

On peut représenter le phénomène de l'excitation d'un atome ainsi: un électron orbital dont l'énergie de liaison W_i absorbe une énergie E , de quantité inférieure à W_i ; il se trouve alors posséder une nouvelle énergie de liaison W_j plus faible et telle que:

$$W_j = W_i - E \quad (6)$$

W_i et W_j correspondent à deux valeurs possibles de l'énergie de liaison, cela revient à admettre que l'électron passe de l'orbite de rang i , à une autre orbite plus externe de rang j [5].

1.1.4.3. Fluorescence :

Un atome ayant subi une ionisation ou une excitation se trouve dans un état instable correspond à un excès d'énergie par rapport à l'état fondamental. Il tend à retourner à l'état fondamental en restituant l'énergie absorbée. Dans la fluorescence, cette restitution s'effectue par l'émission d'un ou plusieurs photons [5]. On n'observe qu'un seul photon si la place laissée par l'ionisation est prise par un électron libre.

La Fluorescence est le mode majoritaire de désexcitation dans les matériaux lourds ($Z > 50$) et pour des lacunes en couche K [6].

1.1.4.4. Effet Auger :

L'énergie qui devient libérable lors d'une transition d'un électron de la couche j vers la couche i peut être communiquée à un électron plus périphérique c'est-à-dire par une énergie W_x inférieure à $W_i - W_j$. Ce deuxième électron se trouve alors éjecté avec une énergie T telle que:

$$T = (W_i - W_j) - W_x \quad (7)$$

Dans le cas particulier où il s'agit non plus d'un électron de rang j , mais d'un électron libre, qui arrive sur la couche i , on a $W_j = 0$ et la relation précédente devient :

$$T = W_i - W_x \quad (8)$$

C'est l'effet Auger.

Après un effet Auger, l'atome se trouve de nouveau ionisé. Cette deuxième ionisation, qui porte sur une énergie de liaison plus faible que celle intéressent la perturbation primitive, entraîne naturellement soit l'émission d'un photon de fluorescence, soit un nouvel effet [5].

L'effet Auger est quant à lui prédominant dans les matériaux légers ($Z < 20$) ou pour l'ionisation en couche L [6].

1.1.5. Interaction des rayons gamma avec la matière :

Du point de vue microscopique, l'interaction des photons de haute énergie est pour l'essentiel une interaction avec les électrons atomiques.

En fonction de l'énergie du photon, l'interaction donnera lieu à :

- l'effet photo électrique
- la diffusion Compton
- la création de paire

La diffusion Rayleigh sur l'atome ou la diffusion Thomson sur un électron sont nettement moins probables que les effets ci-dessus. Notez que ces deux diffusions s'accompagnent seulement d'un changement de direction du photon (=atténuation du faisceau primaire), sans transfert d'énergie. L'atome reste dans le même état qu'avant la collision.

1.1.5.1. L'effet photoélectrique :

Un photon d'énergie incidente E_I qui interagit avec un électron d'un atome cible peut éjecter cet électron de son orbite en lui communiquant une énergie cinétique E_C :

$$E_C = E_I - E_L \quad (9)$$

Où E_L est l'énergie de liaison de l'électron éjecté sur son orbite.

Ce phénomène est négligeable pour plusieurs substances si l'énergie des photons dépasse 100 KeV.

Si l'énergie du photon incident est inférieure à l'énergie de liaison de l'électron de la couche K, l'effet photoélectrique se fait avec un électron de la couche L, etc...

- Le photoélectron mis en mouvement perd son énergie par phénomène d'ionisation du milieu, ces ionisations sont à l'origine des radiolésions.
- La seconde conséquence d'une interaction par effet photoélectrique est la réorganisation du cortège électronique pour combler la lacune sur la couche dont a été expulsé l'électron.

Il en résulte essentiellement l'émission d'un autre électron d'une couche encore plus périphérique que l'on appelle un électron Auger [7].

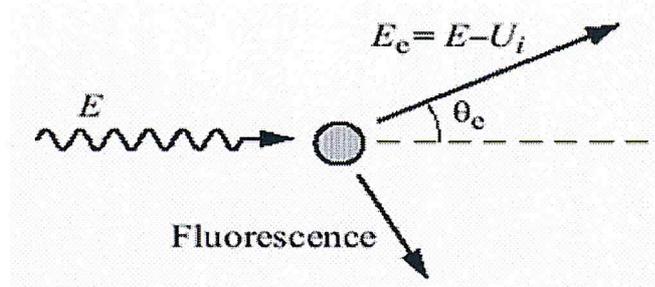


Figure (2) : Interaction d'un photon par effet photoélectrique.

Posons ($\varepsilon = \frac{E_\gamma}{m_e c^2}$). Pour l'énergie de liaison K, et $\varepsilon=1$, la section efficace d'interaction avec l'électron est, en première approximation :

$$\sigma_{ph} = \frac{32\pi}{3} \sqrt{2} Z^2 \alpha^4 \frac{r_e^2}{\varepsilon^{7/2}} \quad (10)$$

Pour $\varepsilon > 1$

$$\sigma_{ph} = 4\pi r_e^2 Z^5 \alpha^4 \frac{1}{\varepsilon} \quad (11)$$

r_e : est le rayon classique de l'électron :

$$r_e = \frac{1}{4\pi\varepsilon_0} \times \frac{e^2}{m_e c^2} \quad (12)$$

Z: numéro atomique de la cible.

α : Constante de structure fine.

$$\alpha = \frac{1}{4\pi\varepsilon_0} \frac{1}{\hbar c} = \frac{1}{137} \quad (13)$$

A des énergies plus faibles, et pour éléments légers, la section efficace par les électrons est sensiblement en Z^3 , ce qui donne une section efficace par atome en Z^4 [8].

1.1.5.2. Effet Compton :

Le photon incident cède une partie de son énergie à un électron des couches périphériques de l'atome, qui est éjecté. Il apparaît un nouveau photon diffusé, d'énergie inférieure. Il y a donc diffusion du photon incident et ionisation de l'atome [7, 9].

L'énergie du photon incident est répartie sous la forme d'énergie cinétique apportée à l'électron et d'énergie du photon diffusé :

$$h\nu = E_c + h\nu' \quad (14)$$

Ou : $h\nu$ L'énergie de photon incident.

$h\nu'$: L'énergie de photon diffusé.

E_c : L'énergie de l'électron émis (On néglige ici l'énergie de liaison de l'électron des couches périphériques).

L'énergie du photon diffusé en fonction de l'angle de diffusion θ et de l'énergie initiale du photon est donnée par :

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1+(1-\cos\theta)h\nu/m_e c^2} \quad (15)$$

Avec : $m_e c^2 = 511 \text{ KeV}$

m_e : est la masse de l'électron.

c : est la vitesse du limier dans le vide.

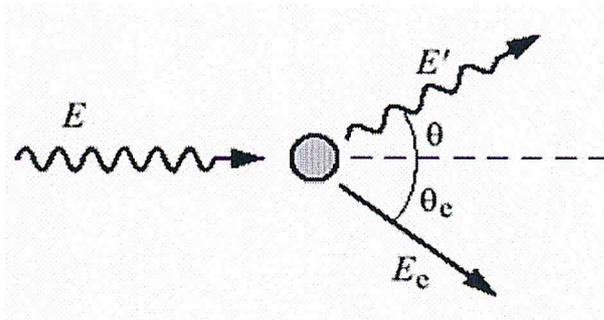


Figure (3) : Interaction d'un photon par effet Compton.

Klein et Nishina (1928) ont donné une formulation de la section efficace adaptée à la plupart des applications courantes. Cette formulation permet de déterminer la section efficace différentielle par angle solide en fonction de l'énergie E_γ du photon incident et de l'angle de diffusion θ [8].

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = \frac{1}{2} r_e^2 \frac{1}{[1+\varepsilon(1-\cos\theta)]^2} \left[1 + \cos^2\theta + \frac{\varepsilon^2(1-\cos\theta)^2}{1+\varepsilon(1-\cos\theta)} \right] \quad (16)$$

Ou : $\varepsilon = \frac{E_\gamma}{m_e c^2}$ et r_e est le rayon classique de l'électron.

1.1.5.3. La production de paires :

Le champ électrique intense qui entoure un noyau peut transformer un photon en négaton et positon: c'est l'effet de production de paires.

Cette matérialisation (qui est le processus inverse de l'annihilation) nécessite une énergie minimale du photon incident d'au moins 2 fois 511 keV, soit $E_{min} = 1,02 \text{ MeV}$. Le négaton et le positon créés perdent leur énergie par phénomène d'ionisation du milieu (comme vu précédemment). Enfin, le positon s'annihile avec un électron négatif du milieu et il en résulte un rayonnement de 2 photons gamma d'énergie individuelle 511 keV à 180° l'un de l'autre [7].

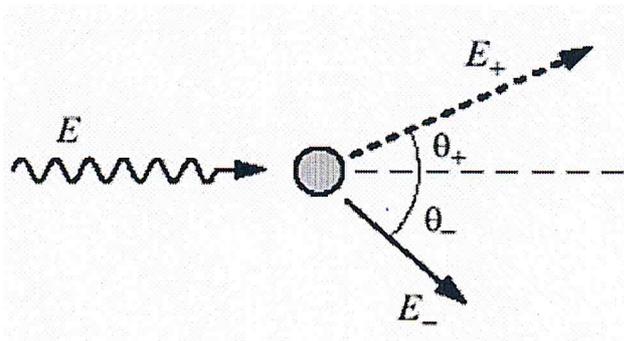


Figure (4) : Création de pair (e^- , e^+) et l'annihilation du positron avec un électron du milieu.

En pratique, nous pouvons résumer la production de paires dans le champ d'un noyau de nombre atomique Z , par les formules approchées suivants [8] :

Pour $1 < \varepsilon < \frac{137}{Z^{1/3}}$:

$$\sigma_p = r_e^2 4\alpha Z^2 \left[\frac{7}{9} \ln 2\varepsilon - \frac{109}{54} \right] \quad (17)$$

Pour $\varepsilon > \frac{137}{Z^{1/3}}$:

$$\sigma_p = r_e^2 4\alpha Z^2 \left[\frac{7}{9} \ln \left(\frac{183}{Z^{1/3}} \right) - \frac{1}{54} \right] \quad (18)$$

σ_p : est la section efficace de production de pair.

r_e : est le rayon classique de l'électron.

1.1.5.4. Domaine de prédominance différente effets :

L'importance relative des trois principaux effets dominants dans la gamme d'énergie comprise entre 10 KeV 10 MeV est schématisée sur la figure suivant. Largement minoritaire, l'effet Compton est systématiquement le mode principal d'interaction pour les photons d'énergies comprises entre 1 et 5 MeV. Pour des énergies plus basses, l'effet Compton prédomine seulement pour les matériaux légers (tissus biologique) [6], laissant la place à l'effet photoélectrique pour les matériaux plus lourds, à l'énergie élevée, c'est l'effet de production de paire qui est prédominant : il commence à le devenir à partir de 5 MeV dans les matériaux de Z élevé.

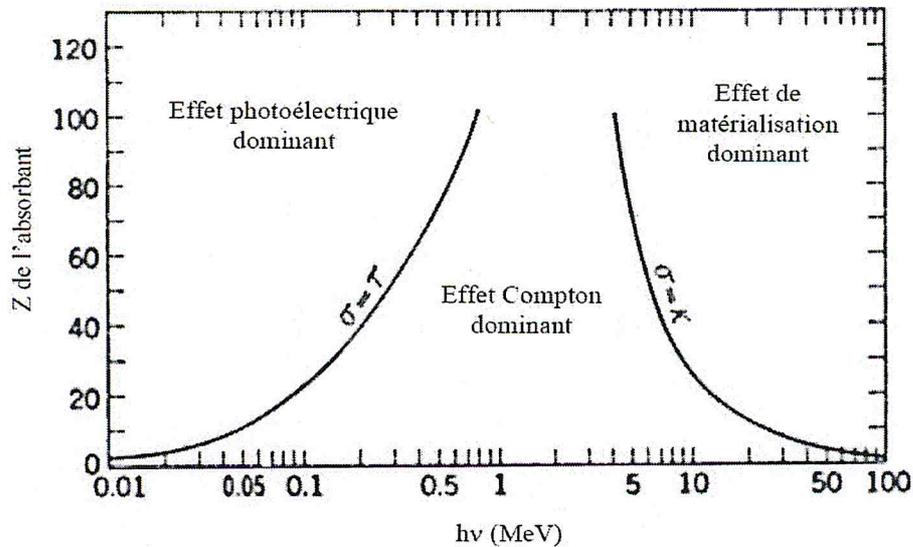


Figure (5) : Les domaines des trois phénomènes d'interaction.

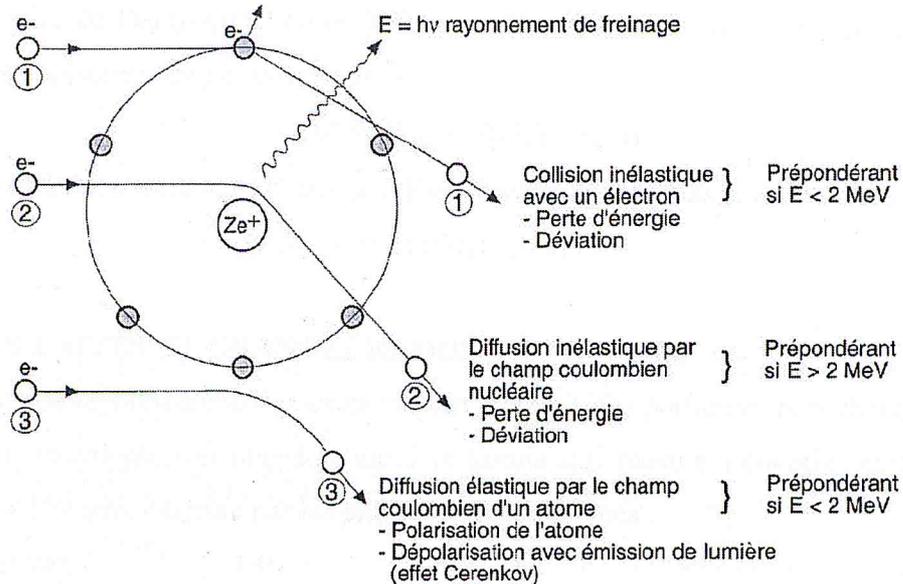
1.1.6. Les interaction de la particule bêta :

Perte d'énergie des électrons (et positrons) :

- par interaction avec les électrons atomiques provoquant l'excitation ou l'ionisation de la matière (prépondérant en dessous de 2 MeV).
- par interaction avec les noyaux des atomes du milieu, qui devient la trajectoire des électrons. Lors du changement de trajectoire, un photon de Bremsstrahlung est émis (prépondérant au delà de 2 MeV).

- par diffusion élastique sur les électrons atomiques (légère modification de la trajectoire), faible transfert d'énergie, peut donner naissance à de l'effet Tcherenkov

Les différents types d'interaction de la particule bêta est schématisé à la figure suivante :



Figure(6): Mécanisme de perte d'énergie similaire pour les électrons et les positrons.

La distance d'arrêt de particule bêta est inversement proportionnelle au Z du matériau, la production de photons de fluorescence (réarrangement du cortège électronique) est proportionnelle au Z du matériau et la production de photons de Bremsstrahlung est proportionnelle au carré du Z du matériau [10].

Les particules bêta sont nettement moins ionisantes que les particules alpha.

Par exemple : Particules bêta de 2 MeV :

- Parcours : ~ 6 mètres dans l'air, $\sim 1\text{cm}$ dans H_2O et $\sim 3\text{mm}$ dans l'aluminium(Al).
- DLI : ~ 10 ionisations par μm dans l'eau (H_2O).

1.1.7. L'atténuation de faisceaux :

L'absorption des photons dans la matière dépend de la nature du milieu et de l'énergie des photons incidents. La loi d'atténuation est donnée par :

$$\Phi(x) = \Phi_0 e^{-\mu x} \quad (19)$$

Φ_0 flux de photons du faisceau incident,

La caractérisation de la vitesse à laquelle l'énergie est transférée des particules non chargées aux particules chargées de la matière se fait par le biais du débit de kerma \dot{K} . Celui-ci est défini comme la dérivée du kerma par rapport au temps :

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \text{ [Gy.s}^{-1}\text{]} \quad (23)$$

Où dK est l'incrément de kerma pendant l'élément de temps dt .

1.2.2. La dose absorbée :

L'énergie impartie moyenne permet de définir une des grandeurs dosimétriques les plus employées : la dose absorbée. Elle se définit comme l'énergie impartie moyenne par unité de masse [9, 11, 12, 13]:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \text{ [J.Kg}^{-1}\text{]} = \text{[Gy]} \quad (24)$$

Où $d\bar{\epsilon}$ est l'énergie impartie moyenne de l'élément de masse dm du volume considéré. La dose absorbée n'est donc pas une grandeur stochastique et se définit ponctuellement. On constate qu'elle a la même unité que le kerma : le gray.

Formellement, la dose absorbée est donc l'énergie impartie en un point par unité de masse dont on a pris la moyenne sur un grand nombre de réalisations.

1.2.3. Exposition :

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

$$X = \frac{dQ}{dm_{air}} \text{ [C/Kg]} \quad (25)$$

Unite: C/kg (1 R = 2.58×10^{-4} C/kg R: Röntgen)

L'énergie moyenne déposée dans l'air par paire d'ions formée W_{air} est égale au rapport entre l'énergie cinétique initiale (E) de la particule chargée avant qu'elle ne soit complètement arrêtée et le nombre moyen d'ions créés (N) [1, 12].

$$W_{air} = \frac{E}{N} \quad (26)$$

1.2.4. Relation kerma – dose absorbée :

Généralement, le transfert d'énergie (kerma) du faisceau de photons aux électrons du milieu dans un emplacement particulier ne mène pas à l'absorption d'énergie (dose absorbée) au même emplacement.

Ceci est dû au parcours non nul des électrons secondaires qui vont déposer leur énergie petit à petit dans le milieu en ionisant celui-ci, jusqu'à une profondeur égale au parcours des électrons d'énergie maximale : c'est la profondeur de l'équilibre électronique. Lorsque l'électron perd son énergie par radiation de freinage, cette énergie ne contribue pas à la dose absorbée. La radiation de freinage est composée de photons qui iront interagir ailleurs dans le milieu. On relie la dose absorbée habituelle au Kerma de collision. Cependant, généralement, le rapport de la dose et le Kerma de collision est noté par :

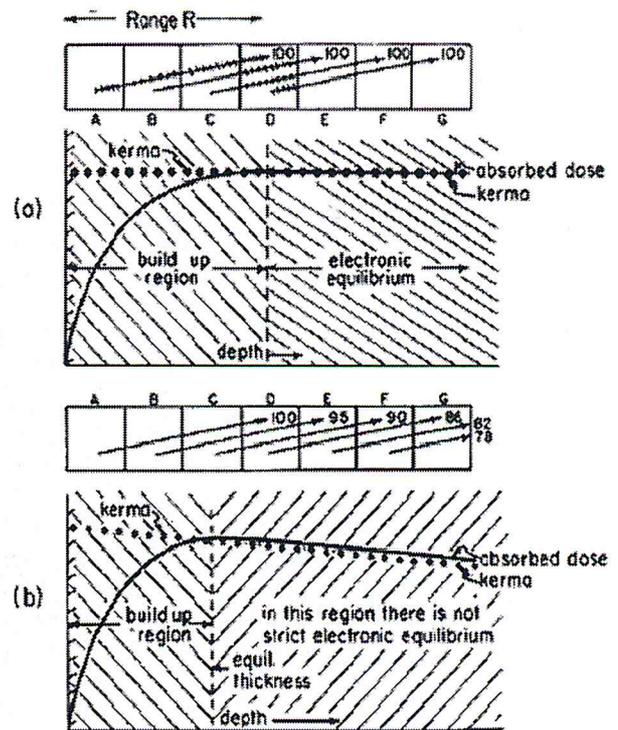


Figure (7): Relation entre la dose absorbée et le Kerma

généralement, le rapport de la dose et le Kerma de collision est noté par :

$$\beta = \frac{D}{K_{col}} \quad (27)$$

Où : D la dose absorbée, K_{col} le Kerma de collision.

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

une région où l'équilibre électronique. On considère les deux cas: cas de non atténuation du faisceau Fig. (7.a) et le cas réel où le faisceau sera atténué dans la matière Fig. (7.b). Le kerma diminue avec la profondeur car le faisceau est atténué avec celle-ci. Plus l'énergie des photons incidents est grande plus la région de recouvrement électronique sera importante.

Dans le cas où le vrai équilibre électronique existe à la profondeur de la dose maximale dans le milieu, La relation entre la dose absorbée D et le Kerma total K est donnée par :

$$D = K_{col} = K(1 - \bar{g}) \quad (28)$$

Où g est la fraction de l'énergie perdue en radiation de freinage, qui dépend de l'énergie cinétique de l'électron; et aussi avec le numéro atomique effectif Z de la matière.

1.2.5. Relation entre le KERMA et la fluence énergétique :

Puisque le KERMA n'est pas directement mesurable, nous allons tenter de l'estimer en raisonnant sur une portion du faisceau qui se comportera de façon idéale. Nous allons donc faire l'hypothèse d'un faisceau mono énergétique unidirectionnel qui traverse perpendiculairement une surface dS dans un matériau de coefficient d'absorption massique μ_a et de masse volumique ρ .

Si W_i est l'énergie incidente des photons pendant le temps T , l'énergie transférée est :

$$dW_t = W_i \cdot \mu_a \cdot dx \quad (29)$$

(L'équation 27 formule de l'atténuation)

$$K = \frac{dW_t}{dm} = \frac{W_i \times \mu_a \times dx}{\rho \times dS \times dx} = \frac{\mu_a}{\rho} \times \frac{W_i}{dS} \quad (30)$$

Par définition, W_i/dS est la fluence énergétique du faisceau, donc :

$$K = \frac{\mu_a}{\rho} \times F \quad (31)$$

Cette relation peut s'étendre au cas où des faisceaux de directions différentes traversent l'élément de matière. Elle lie une grandeur propre à l'énergie transférée à la matière (K) et l'énergie (F) transporté par le faisceau, indépendamment de la matière, par un coefficient caractéristique de cette matière.

Chapitre 1 : Interaction rayonnements-matière, unité et grandeurs dosimétriques

En biologie, seule la notion de dose absorbée a un intérêt mais sa mesure est délicate et imprécise. Le KERMA fournit une approche dès lors qu'on a su le mesurer dans un milieu de référence. On aura alors :

$$K = K_0 \times \frac{\mu_a/\rho}{(\mu_a/\rho)_0} \quad (32)$$

La fluence énergétique est l'énergie totale portée par le faisceau en lui-même. Elle est donc indépendante du milieu et se simplifie.

1.2.6. Relation KERMA exposition :

L'énergie déposée par unité de masse correspond à un nombre d'ionisations créées dans l'air mesurable par un électroscope. C'est l'exposition du faisceau. L'unité est le coulomb par kilogramme (1 Bragg)

1 Röntgen \rightarrow création de $1,6 \cdot 10^{12}$ paires d'ions (Système CGS).

Or, la création d'une paire d'ions requiert environ 34 eV dans l'air (soit $5,44 \cdot 10^{-18}$ J), donc une exposition de 1 Röntgen correspond à un KERMA de :

$1,6 \cdot 10^{12} \times 5,44 \cdot 10^{-18} \times 10^3$ Gray. (Système International)

Soit un coefficient $f = 87 \cdot 10^{-4}$ Gray/R = 0,87 rad/R dans l'air dans la formule de l'énergie transférée :

$$K_A = f \cdot X_A \quad (33)$$

K_A en Gray et X_A en Röntgen.

Donc, dans le cas d'un matériau quelconque M parcouru par un faisceau de photons, il sera nécessaire de mesurer les ionisations créées par le même faisceau dans l'air, donc l'exposition. Ensuite, le KERMA sera mesuré par :

$$K_M = X_A \cdot f \cdot \frac{(\mu_a/\rho)_M}{(\mu_a/\rho)_A} \quad (34)$$

Si l'on admet l'équilibre électronique, on aura : $D_M = K_M$

Pour un matériau donné, on voit apparaître une constante :

$$h = f \cdot \frac{(\mu_a/\rho)_M}{(\mu_a/\rho)_A} \quad (35)$$

h : ne dépend que de l'énergie des photons, qui s'exprime en [Gray/Röntgen].

1.2.7. L'équilibre électronique:

Lorsqu'un faisceau de photons traverse dans un milieu (m), des électrons secondaires y sont créés (figure (8.a)) l'équilibre électronique est réalisé lorsque dans un rayon 'R' égale au parcours maximal des électrons secondaires [4]:

- * la fluence des photons est uniforme.
- * le milieu est homogène.

Le flux d'électrons secondaires augmente (figure (8.b)) et ceci jusqu'à une profondeur égale au parcours des électrons d'énergie maximale mis en mouvement dans le milieu : c'est la profondeur de l'équilibre électronique X_e , puis il diminue à cause de l'atténuation du faisceau par la matière. L'énergie transférée $d\xi K$ dans une masse dm serait égale à l'énergie $d\xi$ qui y est déposée, et le Kerma ($d\xi K/dm$) serait égale à la dose absorbée ($d\xi/dm$), on écrit alors :

$$K = D \tag{36}$$

K : le Kerma et D si la dose absorbée.

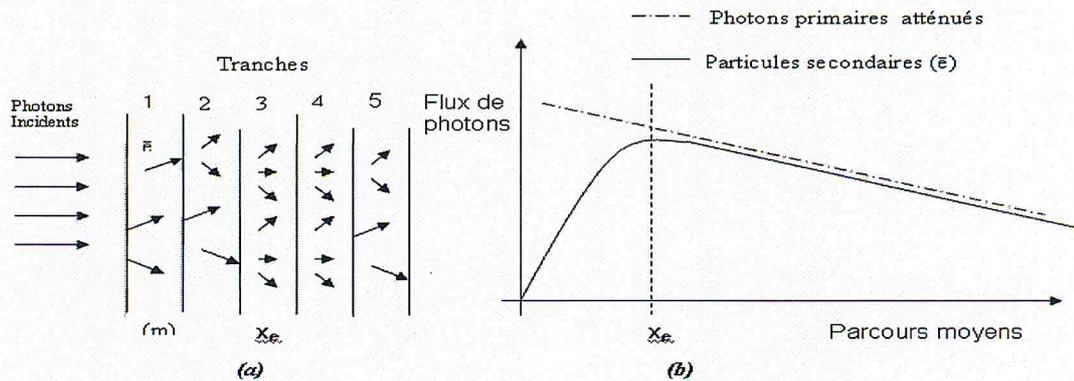


Figure (8) : - a (création des d'électrons secondaires par les photons incidents).
 - b (le flux photons primaires atténués et les particules secondaires en de la parcours moyens).

Chapitre 2. Les Protocoles de dosimétrie

2.1. INTRODUCTION :

Un coefficient d'étalonnage est fourni par un laboratoire de référence. L'utilisateur doit être particulièrement attentif aux conditions géométriques dans lesquelles l'étalonnage a été effectué. La traçabilité de cet étalonnage doit être garantie, c'est-à-dire qu'il faut assurer que cet étalonnage est relié à un laboratoire d'étalonnage primaire à travers une chaîne de mesure. Dans le cadre du contrôle de qualité, l'utilisateur peut et doit vérifier la réponse de la chambre à transmission par rapport à celle d'une chambre d'ionisation pour la radiologie, elle-même étalonnée par un laboratoire agréé.

2.2. METHODES D'ETALONNAGE DES CHAMBRES DE L'UTILISATEUR :

En pratique clinique, la détermination de la dose absorbée dans l'eau par un faisceau de photon d'haute énergie de qualité Q repose sur la réponse d'une chambre d'ionisation étalonnée dans un laboratoire d'étalonnage accrédité. A ce jour, deux démarches sont offertes à l'utilisateur pour étalonner la chambre d'ionisation et l'électromètre associé par un laboratoire accrédité :

* Soit en termes de kerma dans l'air dans un faisceau de référence de photon γ du ^{60}Co

* Soit en termes de dose absorbée dans l'eau dans un faisceau de référence de photons (γ du ^{60}Co ou des X de freinage de qualité Q_0).

2.2.1. Première méthode : utilisation du coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air par un faisceau de photon γ du ^{60}Co :

La première démarche se base sur utilisation du coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air fourni par le laboratoire d'étalonnage. C'est l'approche proposée par les anciens protocoles de dosimétrie (IAEA TRS 277 et AAMP TG21) [14, 15].

La Géométrie utilisée pour l'étalonnage des chambres cylindriques en termes de Kerma à l'air libre dans le schéma suivant.

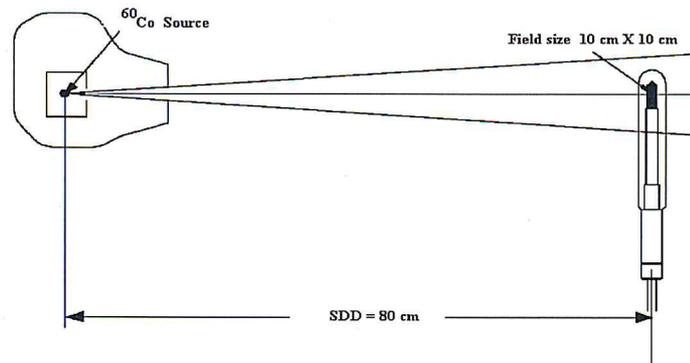


Figure (9) : Géométrie utilisée pour l'étalonnage des chambres cylindriques en termes de Kerma à l'air libre.

2.2.1.1. Définition du coefficient d'étalonnage :

Le facteur d'étalonnage en terme de kerma dans l'air est donné par :

$$N_{K,Co} = \frac{K_{air,Co}}{M_{Qcorr,Co}} \quad [\text{cGy}] \quad (37)$$

Avec: $K_{air,Co}$ la valeur de référence du kerma dans l'air, dans le faisceau de référence de photons γ du ^{60}Co du laboratoire d'étalonnage, au point de centrage de la chambre d'ionisation, en l'absence de celle-ci (cGy). Il s'agit de la valeur du kerma dans l'air déterminée pour une durée Δt d'irradiation donnée.

$M_{Qcorr,Co}$ est la réponse de l'instrument de mesure corrigée pour l'influence des conditions atmosphériques T, p, H, l'effet de polarité, la perte de charge,...(en unités de lecture U.L.). $M_{Qcorr,Co}$ représente le résultat de la mesure obtenue pendant la même durée d'irradiation Δt avec la chambre d'ionisation placée au point de centrage sur l'axe du faisceau de référence de photons γ du ^{60}Co du laboratoire d'étalonnage. La chambre est placée dans l'air, et recouverte de son capuchon permettant d'assurer les conditions d'équilibre électronique (figure 10). Le même capuchon doit être utilisé lors de l'étalonnage et lors des mesures.

La valeur de $N_{K,Co}$ est rapportée aux conditions atmosphériques: $T_0=20^\circ\text{C}$ et

$P_0=101,325\text{ kPa}$. (Nous verrons plus tard ce que représentent ces valeurs)

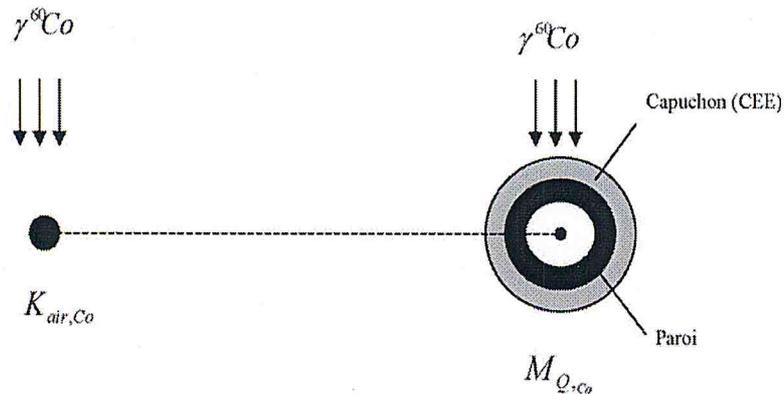


Figure (10) : Coefficient d'étalonnage en termes de Kerma à l'air libre dans un faisceau de photons du Cobalt 60.

La majorité des protocoles basés sur N_K utilisent des formules et des symboles peu différents, et déterminent la dose absorbée dans l'eau suivant un formalisme spécifique à une profondeur de référence dans un fantôme d'eau suivant deux étapes. Quelques anciens protocoles réduisent les deux étapes à un seul facteur de conversion.

- La première étape consiste à établir un coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'air de la cavité de la chambre d'ionisation ($N_{D,air}$):

$$N_{D,air} = N_K(1 - g)k_mk_{att} \quad (38)$$

Où N_K : est le coefficient d'étalonnage en terme de kerma à l'air libre de la chambre d'ionisation, fourni par un laboratoire de référence.

g : est la fraction de l'énergie des électrons secondaires perdue par rayonnement de freinage dans l'air ($g = 0.003$ pour les photons du ^{60}Co).

k_m : Facteur qui tient compte du fait que les parois de la chambre et du capuchon d'équilibre électronique sont constituées de matériaux non équivalents à l'air pour les radiations utilisées.

k_{att} : est un facteur qui tient compte de la diffusion et de l'atténuation des photons qui traversent les parois de la chambre, en incluant dans le terme "parois" l'éventuel capuchon de build-up.

- Dans la deuxième étape, la dose absorbée dans l'eau, $D_{eau,Q}(P_{eff})$ au point effectif de mesure de la chambre dans le fantôme, est obtenu à partir de la dose dans la cavité d'air en utilisant le principe de Bragg Gray :

$$D_{eau,Q}(P_{eff}) = M_{corr} N_D (S_{eau,air})_Q P_Q \quad (39)$$

M_Q est la lecture, corrigée pour effet de température, de pression, de recombinaison et de polarité, de la chambre dans le faisceau de qualité Q.

$(S_{w,air})_Q$: est le rapport des pouvoirs de ralentissement massiques par collision (eau/air) pour la qualité Q du faisceau, à la profondeur du point d'intérêt. est le facteur de perturbation des mesures dans le fantôme d'eau.

P_{eff} : est le point effectif de mesure de la chambre. Dans le cas des chambres d'ionisation cylindriques, ce point est situé en amont du centre géométrique à une fraction connue du rayon de la cavité, qui dépend du faisceau utilisé. En ce qui concerne les chambres plates, ce point est situé sur la face interne de la fenêtre d'entrée.

P_Q : Facteur de correction pour la perturbation du milieu par la présence de la chambre d'ionisation, dans le faisceau de qualité, Q. Ce facteur, englobe toutes les corrections dues à l'éloignement des conditions d'un détecteur idéal de Bragg Gray, est donné par :

$$P_Q = (P_{cav} * P_{wall} * P_{cel})_Q \quad (40)$$

P_{cav} : tient compte de la différence de 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, pour la qualité Q.

P_{wall} : représente le non équivalence de la paroi de la chambre à l'eau pour la qualité Q.

P_{cel} : est l'influence de l'électrode centrale de la chambre cylindrique sur les mesures durant l'étalonnage (dans l'air) et durant son utilisation dans un faisceau clinique de qualité Q (dans l'eau).

L'AIEA a publié un nouveau protocole dosimétrique, le TRS-381 (IAEA TRS 381, 1997) pour l'étalonnage et l'utilisation des chambres d'ionisation plates. Un des buts de ce dernier, est de mettre à jour le formalisme (IAEA TRS-277, 1987, 1997) afin d'avoir une consistance entre l'étalonnage des chambres en terme de dose absorbés dans l'eau $N_{D,eau}$ (TRS-398) avec l'étalonnage en terme de kerma dans l'air N_K (TRS-277). L'équation (38) a été remplacée par :

$$N_{D,air} = N_K(1 - g)k_m k_{att} k_{cel} \quad (41)$$

Où le terme 'air' a été ajouté en indice dans N_D pour spécifier sans ambiguïté qu'il fait référence à la dose absorbée dans l'air de la cavité de chambre. Le facteur k_{cel} qui prend en considération le non équivalence à l'air de l'électrode centrale d'une chambre d'ionisation cylindrique seulement pendant l'étalonnage en termes de kerma à l'air libre au ^{60}Co . Le TRS-277 a inclut implicitement K_{cel} , dans le facteur $P_{elec, gbl}$ qui englobe l'effet combiné de l'électrode centrale d'une chambre cylindrique, durant l'étalonnage de la chambre dans l'air au faisceau de photons γ de ^{60}Co et durant les mesures dans un fantôme dans les faisceaux de photons et d'électrons. Le nouveau facteur P_{cel} correspond juste aux mesures effectuées dans un fantôme d'eau dans un faisceau de photons ou d'électrons.

Le TRS-381 a autorisé l'utilisation d'un facteur de perturbation du déplacement de la chambre, P_{disp} pour tenir compte de l'effet de remplacement du volume d'eau par la cavité de la chambre d'ionisation cylindrique, pour remplacer l'utilisation du point effectif de mesure de la chambre. Dans ce cas le point de la référence du détecteur est pris pour être au centre de la chambre cylindrique. L'équation (37) devient donc :

$$D_{eau,Q}(cen) = M_{corr}(cen)N_{D,air}(S_{eau,air})_Q P_Q \quad (42)$$

L'équation (36) du facteur de perturbation devient :

$$P_Q = (P_{cav} P_{disp} P_{wall} P_{elec})_Q \quad (43)$$

Le coefficient d'étalonnage $N_{D,air}$ est aussi relié directement au volume effectif de la chambre par :

$$N_{D,air} = \frac{D_{air}}{M_Q} = \frac{1}{m_{air}} \frac{W_{air}}{e} = \frac{1}{\rho_{air} V_{eff}} \frac{W_{air}}{e} \quad (44)$$

$\frac{W_{air}}{e}$: est l'énergie moyenne dépensée pour la production d'une paire d'ions dans l'air.

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

ρ_{air} : est la densité de l'air aux conditions standard de température et de pression.

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

L'équation (42) montre que le coefficient $N_{D,air}$ est une caractéristique de la chambre d'ionisation et dépend uniquement de la masse effective de l'air dans la cavité de la

chambre et il ne dépend pas de la qualité du faisceau, et $(\frac{W_{air}}{e})$ est indépendant de la qualité de rayonnement. Par conséquent, le coefficient d'étalonnage $N_{D,air}$ déterminé dans un faisceau de ^{60}Co auprès d'un laboratoire standard est aussi valable pour les faisceaux de haute tension de qualité Q.

Le coefficient d'étalonnage $N_{D,air}$ peut être déterminé en utilisant l'équation (44) si le volume effectif de la chambre d'ionisation V_{eff} est connu avec une grande précision. Ce qui est le cas pour les chambres d'ionisation utilisées dans les laboratoires primaires, construites avec une géométrie particulière pour la détermination du Kerma à air libre pour un faisceau de ^{60}Co . Par contre, les chambres d'ionisation ordinaires utilisées en dosimétrie clinique ont des volumes effectifs V_{eff} connus avec une précision insuffisante pour une détermination directe du coefficient d'étalonnage à partir de l'équation (44). Ce dernier est alors obtenu à l'aide de l'équation (41).

2.2.1.2. Application à la dosimétrie en clinique :

La relation générale reliant la réponse corrigée (M_{corr}) de la chambre d'ionisation à la dose absorbée dans l'eau ($D_{eau,Q}$), à la profondeur de référence Z_{ref} s'écrit :

$$D_{eau,Q} = M_{corr} N_K (1 - g) k_m k_{att} k_{cel} (S_{eau,air})_Q (P_{cav} P_{disp} P_{wall} P_{elec})_Q \quad (45)$$

On peut utiliser la relation (45) pour la détermination de la dose absorbée à l'air libre.

2.2.2. Seconde méthode : utilisation de coefficient d'étalonnage en dose absorbée dans l'eau pour la qualité Q :

La seconde démarche repose sur l'utilisation d'un coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau fourni par le laboratoire d'étalonnage pour la qualité Q_0 .

La qualité Q_0 du faisceau de référence peut être :

- soit d'un faisceau de photons γ du cobalt 60.

- soit d'un faisceau de photons X de freinage disponible de laboratoire d'étalonnage.

C'est l'approche proposée par les protocoles des dosimétries les plus récents [16, 17, 18] et en particulier par le protocole IAEA TRS 398 [19].

2.2.2.1. Définition de coefficient d'étalonnage :

Le coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau s'exprime par la relation suivant :

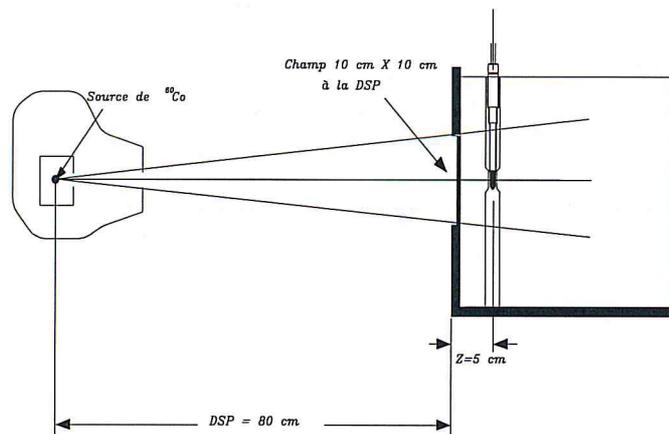
$$N_{D,eau,Q_0} = \frac{D_{eau,Q_0}}{M_{Q_0}} \quad (\text{en cGy/U.L}) \quad (46)$$

D_{eau,Q_0} est la valeur de référence de dose absorbée dans l'eau dans le faisceau de référence de photons γ du cobalt 60 ou de photons X (qualité Q_0). au point de centrage de la chambre d'ionisation, en l'absence de celle-ci (cGy). Il s'agit de la valeur de la dose absorbée dans l'eau déterminée à la profondeur de référence Z_{ref} pour une irradiation à un nombre donné d'unit moniteur (unité de temps pour le cobalt et unités moniteur pour les photons X).

M_{Q_0} est la lecture de l'instrument de mesure corrigée pour l'influence des conditions atmosphériques température, l'humidité pression, l'effet de polarité, les pertes de charge par recombinaison... (En unité de lecture U.L).

Il s'agit du résultat de la mesure obtenue pendant l'irradiation avec le même nombre d'unités moniteur n , le centre géométrique de la cavité de la chambre d'ionisation étant placé à la profondeur de référence Z_{ref} . (Voir la figure ci-dessous)

La profondeur Z_{ref} de référence est celle recommandée dans les protocoles de dosimétrie publiés par l'IAEA [15, 19].



Figure(11) : Géométrie utilisée pour l'étalonnage des chambres cylindriques en termes de dose absorbée dans l'eau.

2.2.2.2. Application a la dosimétrie en clinique :

La détermination de la dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence Z_{ref} dans un faisceau dans un faisceau de haute énergie de qualité Q_0 est donnée par la relation:

$$D_{eau,Q} = M_Q N_{D,eau,Q} \quad (47)$$

Dans laquelle M_Q représente la réponse de la chaîne de mesure (chambre d'ionisation et électromètre associé) corrigée des grandeurs d'influence (température, pression, polarité, recombinaison...) dans les conditions de références.

$N_{D,eau,Q}$: est le coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation en dose absorbée dans l'eau pour la qualité Q avec le centre de la chambre d'ionisation placée a la profondeur Z_{ref} .

L'avantage principal de cette méthode est $N_{D,eau,Q}$ étant fourni directement par le laboratoire d'étalonnage, est donnée avec une plus grande précision que s'il était dérivé par une série d'étapes successives de coefficient d'étalonnage en kerma dans l'air au Co_{60} ($N_{K,Co}$) comme c'est le cas dans le démarche précédente.

Dans le cas d'un faisceau de qualité Q , il est possible de déduire le coefficient d'étalonnage $N_{D,eau,Q}$ à partir de N_{D,eau,Q_0} , et cela en appliquant une correction sous forme d'un facteur appelé « facteur de qualité » K_{Q,Q_0} . Ce dernier tient compte des différences entre les qualités du faisceau de l'utilisateur (Q) et celui de l'étalonnage (Q_0) [17, 19, 20] on aura alors la relation :

$$D_{eau,Q} = M_Q N_{D,eau,Q_0} K_{Q,Q_0} \quad (48)$$

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

$$K_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,eau,Q}}{N_{D,eau,Q_0}} = \frac{D_{eau,Q}/M_Q}{D_{eau,Q_0}/M_{Q_0}} \quad (49)$$

Remarque : Le faisceau de référence de qualité Q_0 le plus utilisé dans les laboratoires d'étalonnage est celui des photons γ de ^{60}Co .

Le facteur K_{Q,Q_0} dépend du type de chambre d'ionisation et de la qualité du faisceau.

L'avantage associé au concept de K_{Q,Q_0} . Ce facteur englobe l'ensemble des facteurs de correction appliqués dans le protocole de dosimètre usuel, ce qui permet de simplifier l'application au dosimètre clinique en minimisant le nombre d'étapes.

En outre, ce facteur, correspond a une correction relativement faible pour les photons et peut être mesuré avec précision par les laboratoires ayant a leur disposition des faisceaux de photons de haute énergie, une réduction des incertitudes sur la détermination de la dose absorbée dans l'eau est attendue [20].

2.3. COMPARAISON ENTRE LES DEUX PROTOCOLS TRS227 ET TRS398 :

L'avantage principal des nouveaux protocoles dosimétriques se basant sur l'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau est que les incertitudes sur la détermination de la dose absorbée dans l'eau sont réduites considérablement.

On peut utiliser directement le facteur $N_{D,eau,Q}$ d'après la relation (47), qui nous permet d'obtenir la dose absorbée avec plus de précision comparée à sa détermination à partir du facteur $N_{K,Co}$ multiplié par les différents facteurs correctifs retrouvés dans la relation (45) [19, 21].

Chapitre 3. Équipement utilisé

3.1. ASPECTS EXPERIMENTAUX :

Il s'agit de placer le fantôme de l'AIEA sur le chariot du cobalt 60 (ELDORADO 78) du Laboratoire Secondaire d'Étalon en Dosimétrie (LSED), le remplir d'eau et le placer 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 de protection à une profondeur de 5 g/cm^2 , à l'aide de la lunette de visée et du laser montés sur le chariot, on vérifie la position du fantôme à la distance de référence.

3.2. EQUIPEMENTS UTILISES :

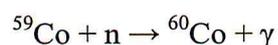
Les équipements utilisés dans le présent travail sont :

- Unité de cobalt 60 ELDORADO 78.
- Un système de télé surveillance.
- Fantômes d'eau et solides.
- Électromètres.
- Chambres d'ionisation.
- Thermomètres, Baromètres, Laser.

3.2.1. L'unité de cobalt 60 :

3.2.1.1. Généralités sur l'élément de cobalt :

Le $^{60}_{27}\text{Co}$ est un isotope radioactif artificiel du cobalt 59 utilisé pour le traitement des cancers en radiothérapie externe. Il est produit industriellement à partir de l'activation neutronique du cobalt stable, Il a d'abord été utilisé en curiethérapie, enfermé dans de perles en plexiglas ou des tubes en plastiques, mais son usage s'est rapidement limité aux bombes au cobalt.



Il se désintègre en émettant un rayonnement bêta d'énergie maximal 318 KeV et deux photons gamma d'énergies respectives de 1,332 et 1,173 MeV (énergie moyenne: 1,25 MeV). La période de désintégration est de 5,27 ans, qui correspond à une décroissance d'activité massique de $4.2 \times 10^{13} \text{Bq. g}^{-1}$.

Ce qui impose de remplacer la source dans les appareils d'irradiation tous les trois à cinq ans. il faut cependant noter que l'énergie moyenne du faisceau de photons issus d'une source de cobalt est différente de l'énergie des photons émis lors de la désintégration en raison de nombreuses diffusions dans la source elle-même, dans l'appareil qui la contient et dans les dispositifs accessoires tels que le collimateur. Elle est de l'ordre de 0.9 MeV.

3.2.1. 2. Description de l'unité de ^{60}Co ELDORADO 78 :

a. Généralité

L'unité de ^{60}Co (ELDORADO 78) du LSED (Le Laboratoire Secondaire d'Etalonnage pour la Dosimétrie) est une unité télé thérapeutique de ^{60}Co dédiée à l'étalonnage: on peut distinguer une colonne verticale employé comme un support et la tête dans laquelle se trouve, au repos, la capsule de cobalt; un collimateur ajustable permettant d'obtenir des ouvertures variables du champ d'irradiation, et une console de commande à distance et de l'angle et l'amplitude d'irradiations.

L'unité est dotée d'un système de commande permettant le mouvement vertical et la rotation sur 180° de la tête de traitement ainsi. La figure (13) représente l'unité de ^{60}Co "ELDORADO 78".

b. La source de Cobalt 60:

La source radioactive de ^{60}Co de diamètre 2 cm et de longueur de 3 cm [22], est émet une énergie gamma moyenne de 1.25 MeV de très haute activité (185 à 370 TBq) [3]. Il est scellée dans une double capsule en acier inoxydable L'ensemble est aménagé dans une enceinte de protection, réalisé en matériau lourd (Uranium appauvri). A l'intérieur de la tête, la pastille est mise en mouvement automatiquement à l'aide d'un bras horizontal piloté par un compresseur et est ramenée de la position de stockage en position d'irradiation.

c. Le Collimateur :

La tête de traitement contient aussi un collimateur ajustable manuellement. Le rôle de celle-ci est de délimiter le faisceau utile, il est constitué par des barres ou des blocs de plomb ou même uranium, leurs faces internes forment une pyramide dont le sommet se trouve au niveau de la source ; en déplaçant symétriquement ces barres ou ces blocs, on fait varier l'ouverture du collimateur [22].

Par définition l'axe du faisceau est l'axe géométrique du collimateur sur lequel doit être aligné le centre de la source ; la position de l'axe du faisceau est déterminée à l'aide d'un croisillon placé à la base du collimateur. La section du faisceau dans un plan perpendiculaire à son axe ou section droite du faisceau – est carrée ou rectangulaire ; elle est appelée en radiothérapie champ d'irradiation. Les dimensions du champ d'irradiation qui peuvent varier de 5 x 5 à 35 x 35 cm² sont définies à une DSD=80cm, mesurée sur l'axe du faisceau. Le collimateur peut tourner de 360° autour de son axe.

d. Le Télémètre :

L'unité est aussi associée à un système de laser et un télémètre qui servent à la mise en place et au contrôle de la position des instruments à étalonner. A l'aide de la console de commande, on peut contrôler ainsi que le temps d'irradiation.

La figure (12) représentant une coupe longitudinale de la tête de l'ELDORADO 78.

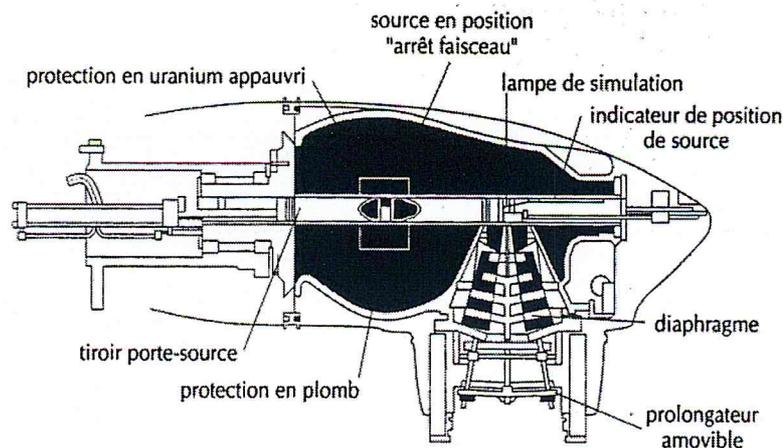


Figure (12) : Coupe longitudinale de la tête de l'ELDORADO 78.

e. Le pupitre de commande :

L'unité de Cobalt 60 "ELDORADO 78" liée avec Un pupitre de commande permettant de régler le temps d'irradiation (l'entrée et la sortie de la source), de mettre la source en position d'irradiation "on" ou reset "of" illustré par la figure(14).

Le pupitre de commande de permet de sélectionner le temps d'irradiation en minutes, avec un temps maximum de 20 minutes [9].

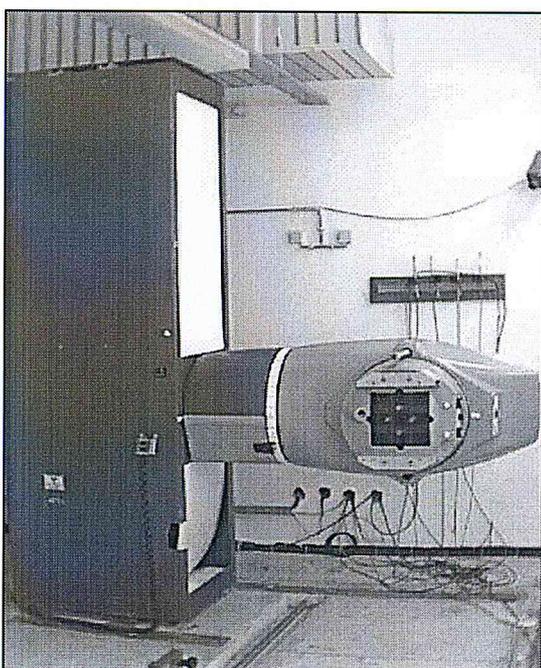


Figure (13) : Unité de cobalt 60 de l'ELDORADO78.



Figure (14) : pupitres de commande.

3.2.2. Les Electromètres :

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, réglée le temps d'irradiation, la polarité de la chambre.

L'électromètre associé doit être adapté et capable de mesurer des charges très faibles et on peut l'obtenir directement à partir de l'afficheur ou bien d'après son connexion à un ordinateur fondé sur un logiciel spécifique.

Le PTW UNIDOS 10002 #20362 (figure (15)).

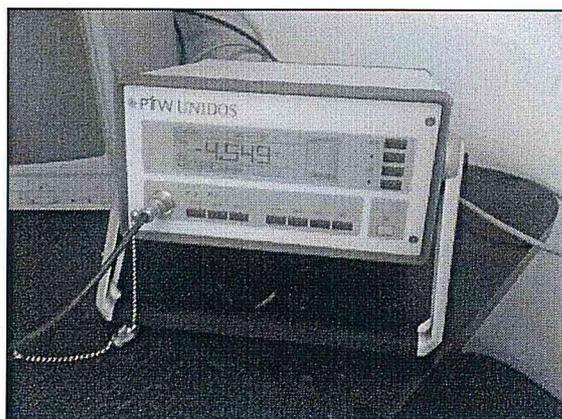


Figure (15) : Electromètre UNIDOS PTW T10002#20362.

3.2.3. 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.

3.2.4. Les fantômes :

Les tissus biologiques sont composés de 70% d'eau, ce dernier est le milieu de référence recommandé par les protocoles dosimétriques de l'AIEA, AAMP [14, 15, 18, 19, 23] pour la mesure de la dose absorbée par un faisceau de photons (γ , x), il est nécessaire de fabriquer des matériaux possédants des propriétés physiques (La densité électronique, le pouvoir absorbant et de diffusion) équivalentes à ceux de l'eau dans un faisceau de rayonnement ionisant.

On peut utiliser comme fantômes des plaques constituées de plastique tels que le polystyrène, PMMA (Polyméthyl Méthacrylate,.) et certaine plastique équivalente eau. Mais la détermination de la dose doit toujours se référer à l'eau. Pour les faisceaux horizontaux, la fenêtre du fantôme doit être en plastique et avoir une épaisseur entre 0.3 mm et 0.5 mm [19].

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 [14, 18, 24]. Le fantôme "Solid water" est composé de plusieurs plaques d'épaisseurs variables de 1mm, 2 mm et de 10 mm (figure (16.b)).

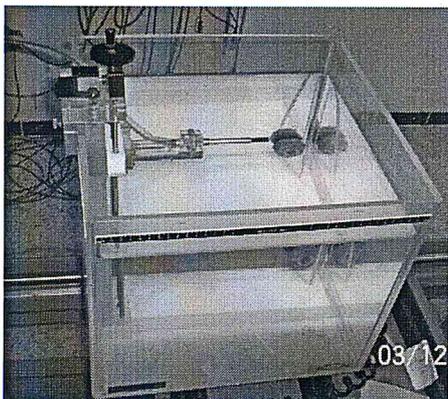


Figure (16.a) : Fantôme Med. Tec

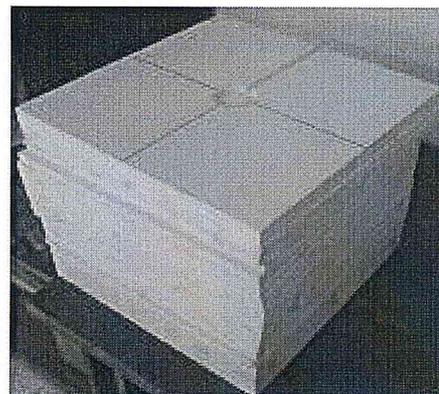


Figure (16.b) : Fantôme Solid water



Figure (16.c) : Fantôme PMMA



Figure (16.d) : Fantôme en eau de l'AIEA

Figures (16) : Fantômes utilisés dans le cadre de ce travail.

Le tableau suivant présente les caractéristiques physiques et géométriques des fantômes utilisés dans le présent travail [1, 13]:

Fantômes	Matériaux	Dimensions L x l x H cm ³	Épaisseur de la fenêtre	Densité g/cm ³
AIEA	Eau + PMMA	30 x 30 x 30	2.4 mm en PMMA	0.9982
Med-Tec	Eau + PMMA	40 x 40 x 40	sons	1
PMMA	PMMA	20 x 15 x 20	-	1.06
Solid water	Solid water	30 x 30 x 30	-	1.045

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

3.2.5. Les chambre d'ionisations :

3.2.5.1. Principe Bragg-gray :

Afin de mesurer une dose absorbée dans un milieu de masse m , il est nécessaire de déterminer l'énergie communiquée à celle-ci. En effet, Le principe Bragg-Gray donne cette dose absorbée par la relation :

$$D = j \frac{W}{m} \quad (50)$$

Où W : étant l'énergie moyenne nécessaire pour créer une paire d'ion dans le milieu considéré (dans les gaz $W=33.97$ eV).

j : le nombre de paires d'ions créés dans le milieu de masse m est calculé par :

$$j = \frac{Q}{e} \quad (51)$$

Q : est la charge mesurée. Et e la charge de l'électron.

En vue d'application de ce principe dans un gaz ionisé par photons γ incident, plusieurs conditions doivent être réunies :

- les dimensions de la cavité soient petites.
- l'énergie perdue par les (γ) primaires à la traversée de cette cavité soit faible.

Une fois ces conditions sont présentes, la relation de Bragg-Gray reliant la dose absorbée dans le milieu à l'ionisation dans le gaz remplissant la cavité sera alors la suivante:

$$D = j_G \cdot W \cdot S_{p,a} \quad (52)$$

j_G : Nombre de paires d'ions formées par unité de masse du gaz de la cavité.

W : Énergie moyenne nécessaire pour créer une paire d'ion.

$S_{p,a}$: Rapport des pouvoirs d'arrêt massique pour les électrons secondaires dans le milieu par rapport au pouvoir d'arrêt dans le gaz.

La formule de Bragg Gray permettra de mesurer la dose absorbée dans le milieu (m), à l'aide d'une cavité d'air. Les appareils permettant ce type de mesure sont appelés "Chambres d'ionisation".

3.2.5.2. Caractéristiques physiques :

L'application principale de la chambre d'ionisation est la dosimétrie des faisceaux de radiothérapie sur site, dont le volume sensible généralement compris entre quelques cm^3 et quelques dizaines de cm^3 . Cela dépend de fabricants et les conditions de mesure (faisceau direct ou faisceau diffusé). Les qualités habituelles de ces détecteurs (stabilité, linéarité, polarité, influence du débit, de l'angle d'incidence du rayonnement,..) sont évidemment indispensables [11].

Selon les conditions spécifiques de la mesure dans le domaine de la physique médicale que sera le choix d'épaisseur et de la nature de matériau qui constituant la paroi de la chambre d'ionisation [1].

3.2.5.3. Principe d'une chambre d'ionisation :

Une chambre d'ionisation est simplement constituée d'un volume essentiel de gaz qui est borné par deux électrodes soumises à une différence de potentiel continue.

Le champ électrique va être créé par l'électrode centrale (de haute tension positive ou négative) et par l'enceinte qu'est mise à la masse [9].

Le Principe d'un fonctionnement de la chambre d'ionisation est schématisé dans la figure suivant :

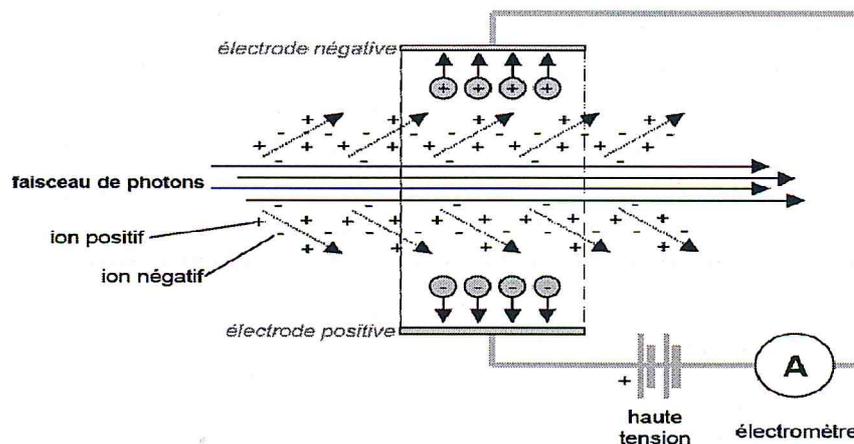


Figure (17) : schéma représentée le Principe d'un fonctionnement de la chambre d'ionisation.

3.2.5.4. Les chambres cylindriques :

Les chambres cylindriques sont recommandées par les protocoles dosimétriques du fait de leurs géométries simples et efficaces. 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 (graphite) ou au tissu (PMMA) [1, 13, 19].

La figure(18) fait ressortir la structure interne de la chambre d'ionisation cylindrique type Farmer, la plus utilisée en radiothérapie.

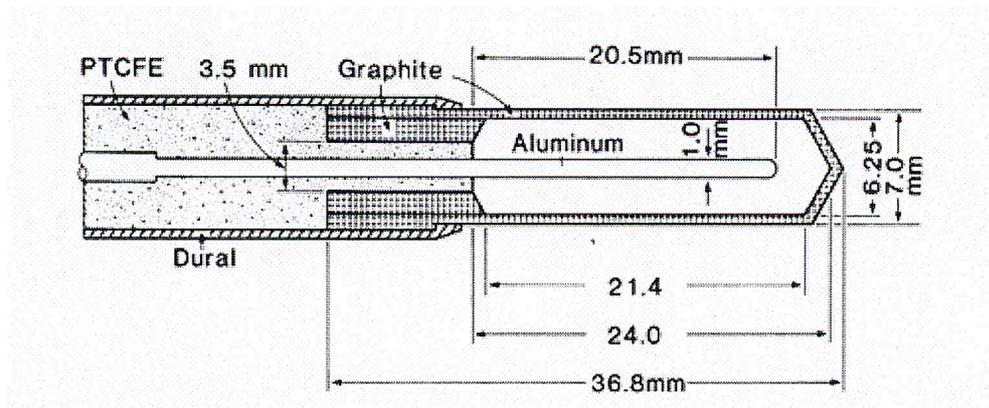


Figure (18) : Coupe longitudinale d'une chambre d'ionisation cylindrique.

La figure (19) ci-dessous représente les différentes chambres d'ionisation cylindriques utilisées dans ce travail.

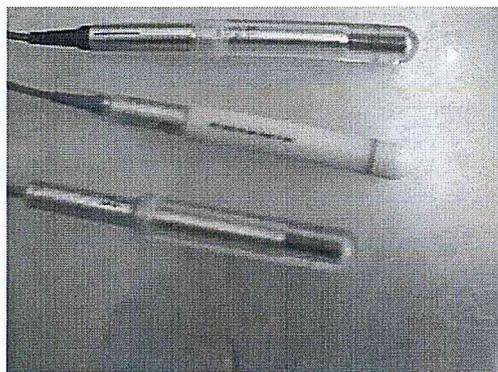


Figure (19) : Différents types de chambres cylindriques

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

		Type de la chambre d'ionisation (cylindrique)			
		NE 2561	NE 2571	NE 2581	30013
Cavité	volume (cm ³)	0.33	0.6	0.6	0.6
	Longueur (mm)	9.2	24	24	23
	rayon (mm)	3.7	3.2	3.2	3.1
Parois	matériau	graphite	graphite	A-150	PMMA
	épaisseur (g/cm ²)	0.090	0.065	0.041	0.057
Cap.	matériau	Derlin	Derlin	PMMA	PMMA
Build-up	épaisseur (g/cm ²)	0.600	0.551	0.584	0.541
Electrode centrale		Aluminium	Aluminium	A-150	Aluminium
étanchéité		Non	Non	Non	Oui
tension de polarisation (V)		-250 V	-250 V	-250 V	-400 V

Tableau (2) : Caractéristiques des chambres ionisations cylindriques utilisées dans ce travail.

Chapitre 4. Paramètres liés à l'étalonnage

4.1. PARAMETRES PHYSIQUES DE L'UNITE DE ^{60}Co ELDORADO 78:

4.1.1. Position de la source de ^{60}Co :

Dans cette partie nous allons utiliser deux techniques à savoir la mesure avec le télémètre et la mesure avec la règle murale pour évaluer la position virtuelle de la source de ^{60}Co .

Ces deux techniques consistent à réaliser des mesures différentes à faibles distances du collimateur, afin de négliger l'atténuation du faisceau dans l'air.

La dose est proportionnelle à l'inverse du carré de la distance source détecteur (DSD) ($D \sim \frac{1}{d^2}$), elle est aussi le facteur d'étalonnage fois la charge mesurée, donc ($M_{cor} \sim \frac{1}{d^2}$), d'où la distance (DSD) est proportionnelle à l'inverse de racine de la charge mesurée ($\frac{1}{\sqrt{M_{cor}}} \sim d$) on peut tracer le graph $\frac{1}{\sqrt{M_{cor}}}$, en fonction de DSD, qui est une droite en intersection avec l'axe de (DSD) dans un point permettant de déduire l'écart entre la position réelle de la source par rapport au télémètre ou la règle murale.

L'ouverture du collimateur est constante pour ne pas modifier les conditions de diffusion du faisceau.

4.1.1.1. 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 60 cm et 100 cm par pas constant de 10 cm pour un intervalle de temps régulier de 30 secondes.

La représentation graphique de $1/\sqrt{M_{cor}}$ en fonction de la distance, fait apparaître une droite.

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 **-1.60 cm**, valeur tirée du graph (figure (20)).

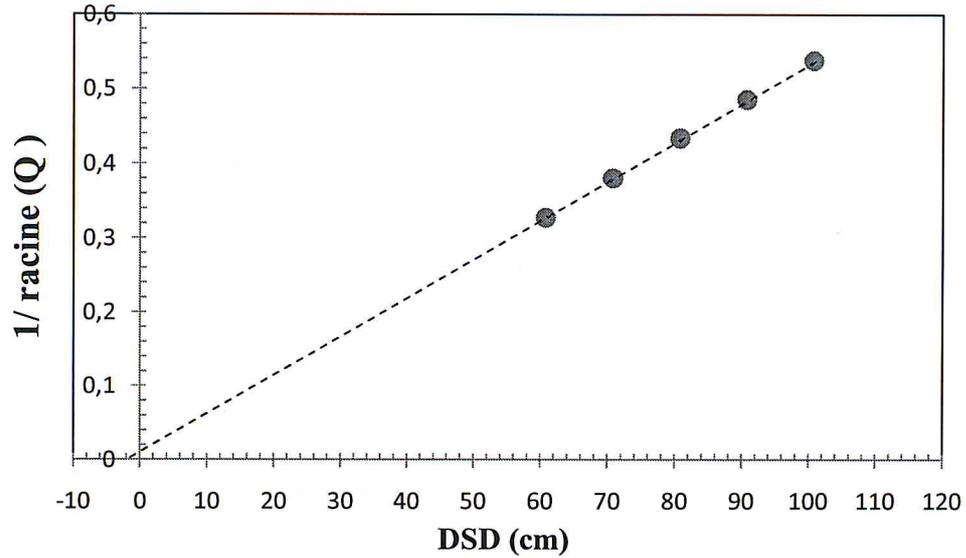


Figure (20) : Variation de $\frac{1}{\sqrt{M_{cor}}}$ en fonction de la DSD mesurée par le télémètre.

4.1.1.2. 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 colée au mur où le zéro coïncide avec la source.

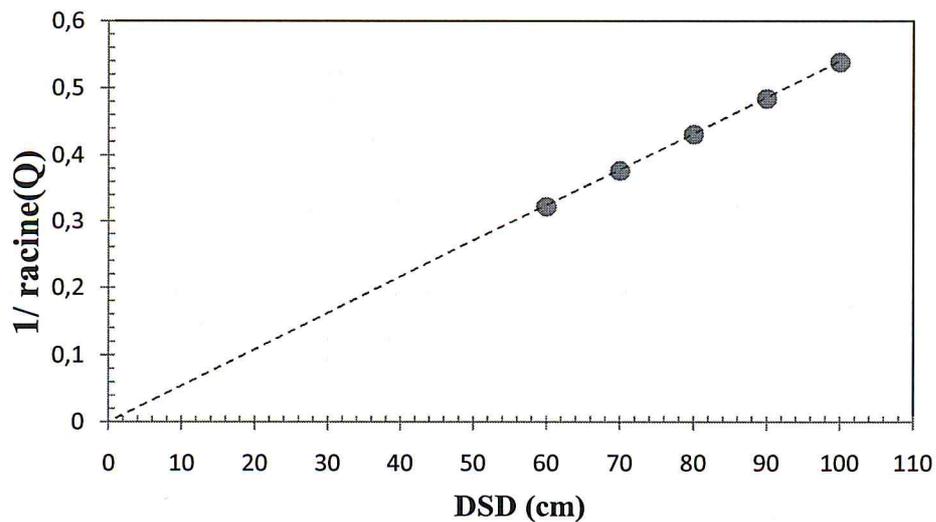


Figure (21) : Variation de $\frac{1}{\sqrt{M_{cor}}}$ en fonction de la DSD mesurée par la règle murale.

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 **0.40 cm**. Ce décalage est très inférieur à l'écart obtenu avec le télémètre.

4.1.1.3. Conclusion :

Les deux méthodes donnent des bons résultats, avec des écarts inférieurs à la dimension de la source (**2cm**). Dans les deux méthodes, nous avons négligés la contribution de rayonnements diffusés par la tête d'irradiation.

4.1.2. Détermination du temps de course de la source :

4.1.2.1. Introduction :

Le temps de course de la source est le temps de déplacement de la source de sa position de stockage en position d'irradiation, Dans ce cas, l'affichage de temps sur le pupitre de commande correspond à la somme de temps d'irradiation et le temps de course.

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

$$\dot{D} = N_{D,w} \times \frac{M_{corr}}{t} \quad (53)$$

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

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

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

$$t = t' - \tau \quad (54)$$

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

τ : est le temps de course de la source, il est définit par la relation suivante :

$$\tau = \tau_{entrée} + \tau_{sortie} \quad (55)$$

La détermination du temps de course est importante que pour des irradiations à faibles doses qui nécessitent des temps très courts, en utilisant deux méthodes pour la détermination le temps de course de l'unité de cobalt.

4.1.2.2. Méthode graphique:

La méthode consiste à obtenir des mesures de la charge collectée dans un intervalle de temps allant de 0.02 minutes à 1 minute. D'après la correction de ces mesures on trace la courbe M_{corr} en fonction de temps d'irradiation.

La figure (22) fait ressortir une droite, dont l'intersection avec l'axe des abscisses permet de déduire la valeur τ du temps de sortie de la source.

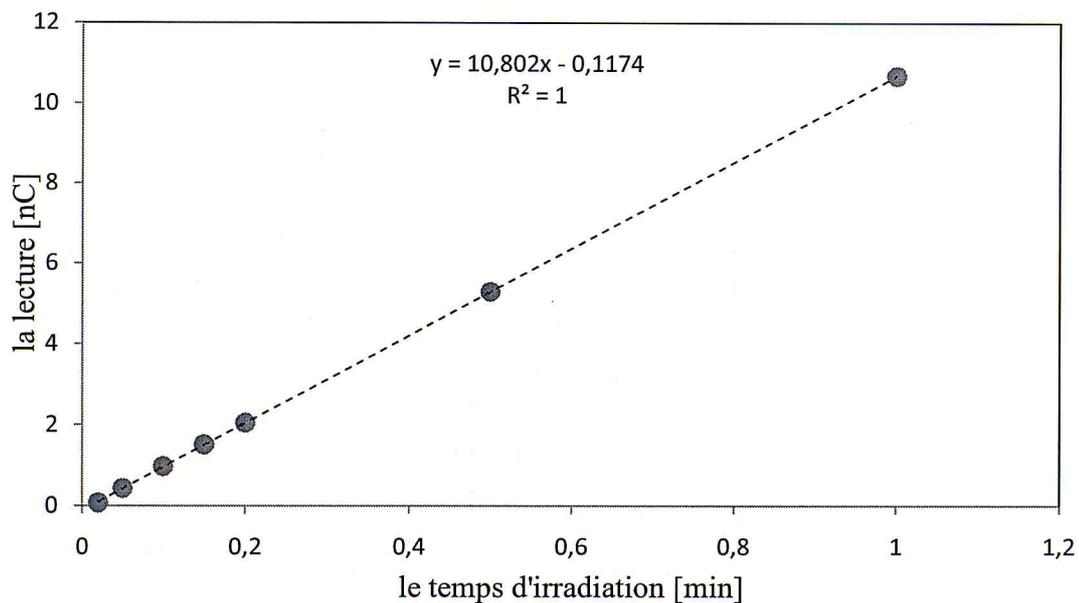


Figure (22): Variation de M_{corr} en fonction du temps d'irradiation affichés sur le pupitre de commande de l'unité de cobalt.

L'intersection droite $M_{corr} = f(t)$ avec l'axe des abscisses donne une valeur de 0.0108 min soit 0.65 secondes. Ce temps correspond au temps de course de la source

4.1.2.3. Méthode de fractionnement du temps:

Dans cette méthode, le temps de course se déduit en effectuant deux mesures pour deux temps, la première est continuée et la deuxième est fractionnée en η parties.

$$t_1 = t_1' + \tau \quad (56)$$

$$t_2 = t_2' + \eta\tau \quad (57)$$

Sachant que le débit de dose est constant, nous avons :

$$\frac{M_{1,corr}}{t_1'} = \frac{M_{2,corr}}{t_2'} \quad (58)$$

On en déduit le temps de course qui est donné par la relation suivante :

$$\tau = \frac{M_{1,corr} \cdot t_2 - M_{2,corr} \cdot t_1}{\eta M_{1,corr} - M_{2,corr}} \quad (59)$$

La valeur de temps de course de la source est obtenue en faisant plusieurs séries de mesures correspondant à des temps différents, tout en fractionnant le temps t_2 en η parties. Les résultats des mesures sont représentés sur le tableau suivant:

Temps(s)		η	Lecture moyenne corrigée (nC)		Temps de course τ (s)	Lecture moyenne (seconde)	Ecart par rapport à la moyenne (%)
t_1	t_2		M_1	M_2			
180	180	6	31.43	30.920	0.585	0.592	1.16 %
180	180	4	31.43	31.130	0.581		1.74 %
180	180	3	31.44	31.240	0.568		3.91 %
120	120	5	20.92	20.510	0.584		1.34 %
120	120	4	20.92	20.600	0.607		-2.57 %
90	90	6	15.66	15.140	0.594		-0.43 %
90	90	3	15.66	15.450	0.604		-2.04 %
60	60	5	10.41	9.985	0.605		-2.33 %
60	60	4	10.40	10.090	0.589		0.42 %
30	30	5	5.15	4.728	0.599		-1.20 %

Tableau (3) : Mesure du temps de course de la source.

Le temps de course déduire est égale à 0.592 ± 0.023 seconde.

4.1.2.4. Conclusion :

La méthode la plus précise étant la méthode graphique, à partir de celui-là Le temps de course de la source de l'appareille télé-cobalt ELDORADO-78 de LSED été égale à $0.65s$.

4.2. SPECIFICATION DU FAISCEAU DE PHOTON GAMMA DE L'UNITE DU ^{60}CO :

4.2.1. Le Facteur d'Ouverture du Collimateur :

Le Facteur d'Ouverture du Collimateur (FOC) est défini dans l'ICRU 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, il est donné par la relation suivante :

$$FOC(C, DSP, Z) = \frac{\dot{D}(C, DSP, Z)}{\dot{D}(C_{\text{réf}}, DSP, Z)} \quad (60)$$

C est la taille de champ, DSP est la distance source Surface et Z la profondeur dans le milieu.

Dans ce travail, nous avons déterminé expérimentalement les variations du FOC dans l'eau pour des tailles du champ variant de 5 cm x 5 cm à 28 cm x 28 cm.

A savoir que la profondeur dans les fantômes est égale à 5 cm et que la DSP=80cm. Les résultats sont illustrés par la figure 23.

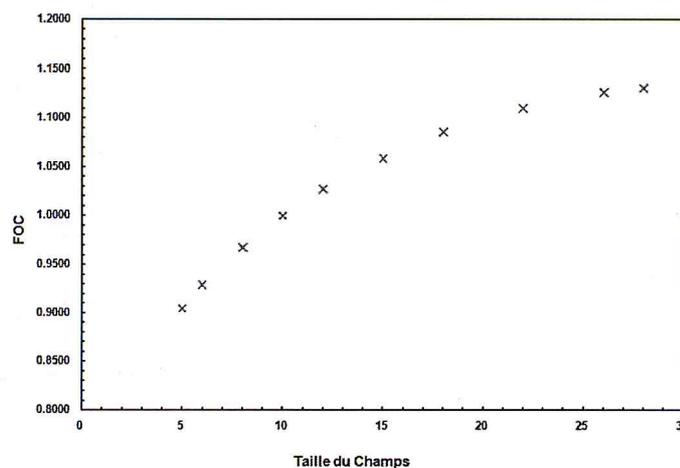


Figure (23) : Variations du FOC dans l'eau en fonction de la taille de champ pour une DSP de 80 cm.

Conclusion:

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

4.2.2. Étude de la distribution de dose (profil du faisceau dans l'air):

Dans cette étude nous avons mesuré la distribution de la dose en fonction de la position de la chambre par rapport aux lignes perpendiculaires (horizontale et verticale) à l'axe du faisceau, à distance donnée. Les graphes montrent l'existence de deux régions dans le champ d'irradiation centrale et pénombre.

4.2.2.1. Méthode et dispositifs utilisés:

Dans cette partie nous allons étudier la distribution de dose de trois faisceaux de cobalt⁶⁰, (5x5 cm², 10x10 cm² et 15x15 cm²) à l'air libre, suivant les deux axes. Et en exprimant les valeurs des doses en termes de pourcentage par rapport à la valeur maximale normalement située sur l'axe du faisceau.

D'après les graphes de profils on peut distinguer trois paramètres qui sont :

- * Pénombre physique des champs d'irradiation qui est caractérisée par la distance latérale entre le point à 80% et le point 20% de la dose sur l'axe de faisceau [25]. La zone de pénombre où la dose décroît régulièrement jusqu'à la valeur correspondante au seul rayonnement de fuite à travers le collimateur. Vu l'importance de cette zone de pénombre, il n'est pas possible de définir avec précision la forme géométrique d'un champ.
- * L'homogénéité est définie dans la région comprise entre les deux points de chaque côté des profils ayant une dose égale à 80 % de la dose maximale. Ce pourcentage ramené à la valeur commune de 60 % pour les champs carrés de dimensions comprise entre 5x5cm² et 10x10 cm² [25]. Elle peut être aussi vérifiée par le rapport D_{\max}/D_{\min} en pourcent, et qui doit être inférieur à 106 %.
- * La symétrie est vérifiée par la condition suivante :
 $(D_{+x_0}) - D_{-x_0} < 2\%$, avec D_{+x_0} la dose mesurée au point $+x_0$, et D_{-x_0} la dose mesurée au point $-x_0$.

Remarque :

L'homogénéité et la symétrie sont étudiées dans la zone centrale du profil.

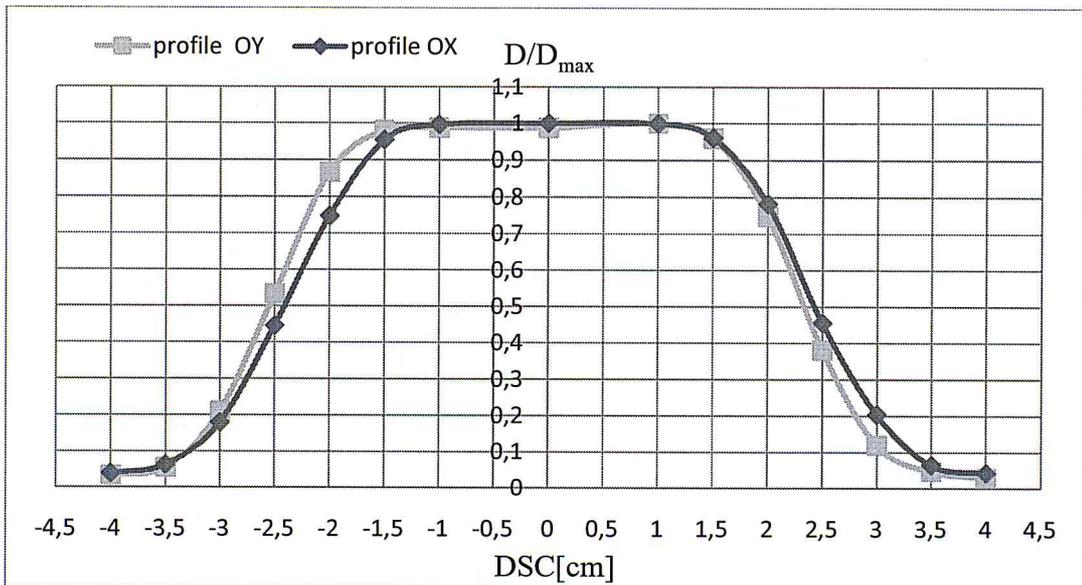
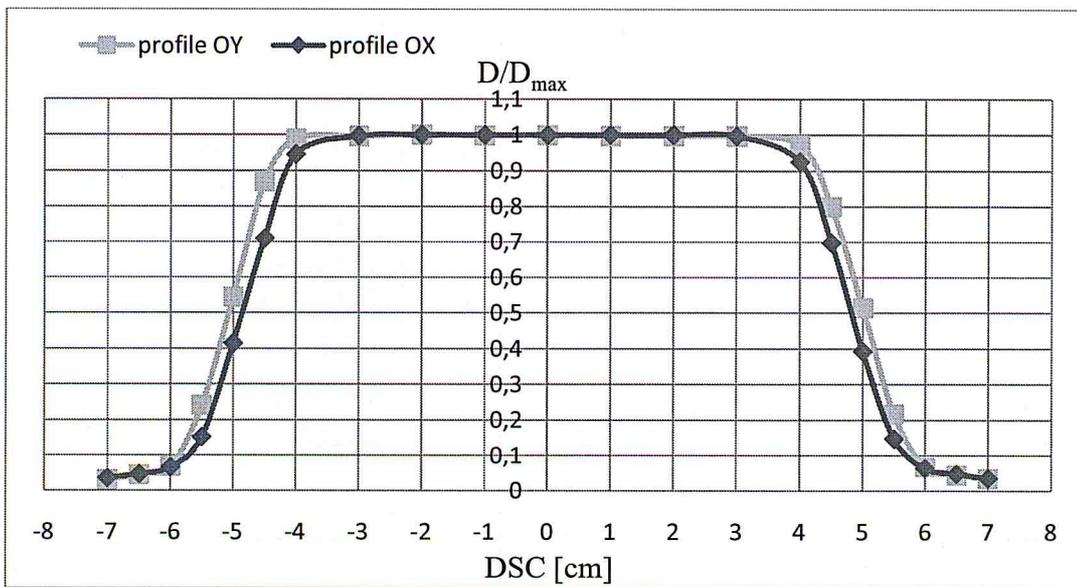
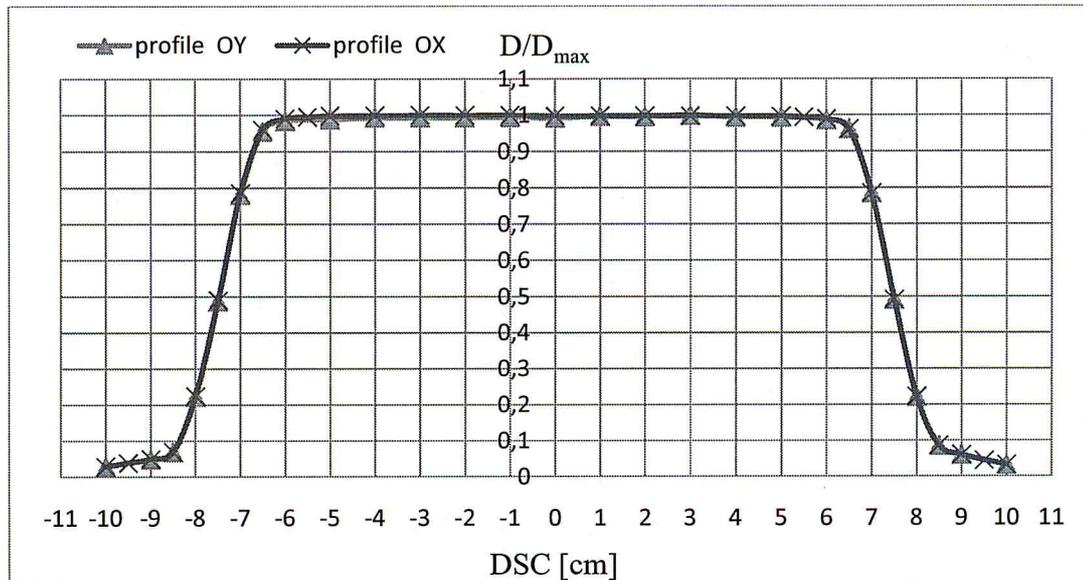


Figure (24) : Profil horizontales et vertical de champs $5 \times 5 \text{ cm}^2$ du faisceau de ^{60}Co à l'air libre.



Figure(25) : Profil horizontale et vertical de champs $10 \times 10 \text{ cm}^2$ du faisceau de ^{60}Co à l'air libre.



Figure(26) : Profil horizontale et vertical de champs 10x10 cm² du faisceau de ⁶⁰Co à l'air libre.

Les résultats obtenus sont portés dans le tableau suivant:

L'axe	La taille de champs	Pénombre en cm		La zone d'homogénéité en cm	La symétrie (D _{+x₀} - D _{-x₀}) %
		G	D		
OX	5x5 cm ²	1.05	1.05	-2.0 á +2.0 (03 cm)	0.67 %
	10x10 cm ²	1.05	1.00	-4.0 á +4.0 (08 cm)	0.19 %
	15x15 cm ²	1.10	1.05	-6.5 á +6.5 (13 cm)	0.21 %
OY	5x5 cm ²	0.90	0.90	-2.0 á +2.0 (03 cm)	1.27 %
	10x10 cm ²	0.95	1.05	-4.0 á +4.0 (08 cm)	1.55 %
	15x15 cm ²	1.10	1.05	-6.5 á +6.5 (13 cm)	0.73 %

Tableau (4): les valeurs des paramètres des profils des faisceaux réalisé

4.2.2.2. Interprétation :

On remarque que les valeurs de la pénombre sont inférieures ou égales à **1.10 cm** pour toutes les tailles des champs, La zone d'homogénéité d'un champ est inférieure de 1cm par rapport à la taille de celui-ci, et que pour les symétries : $(D_{+x_0}) - D_{-x_0}) < 2\%$ (acceptable).

4.2. PARAMETRES DOSIMETRIQUES DU SYSTEME DE DOSIMETRIE :

4.2.1. Stabilité des instruments de mesure :

Le protocole dosimétrique TRS-398 recommande une pré-irradiation de la chambre d'ionisation pendant 20 min et la mise en œuvre l'électromètre pendant 30 min afin d'éliminer l'influence de la fluctuation électronique, ce qui stabilise la lecture avant de prendre les mesures [13, 19].

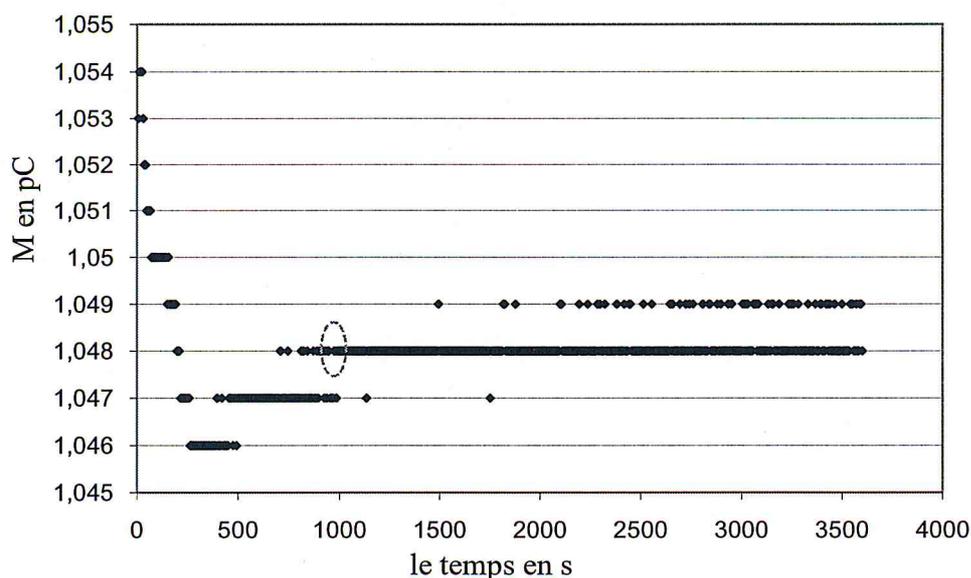
Dans le présent travail, nous allons étudier l'effet de la stabilité sur la réponse des instruments de mesures (la chambre et l'électromètre) afin de déduire le temps de stabilité de la lecture.

4.2.1.1. Stabilité de la chambre d'ionisation :

Pour étudier la stabilité de la chambre uniquement, il faut utiliser un électromètre stable (mise en marche durant 60 min). Les mesures sont collectées juste après que la source est mise en position d'irradiation, avec un intervalle de temps régulier de 6 secondes entre deux mesures jusqu' à 3600 secondes.

La chambre utilisée est cylindrique de type Farmer NE 2571#1537 reliée à un électromètre de type UNIDOS PTW10002.

Les résultats sont représentés sur la Figure (27), sous forme de la charge mesurée en fonction du temps de collection.

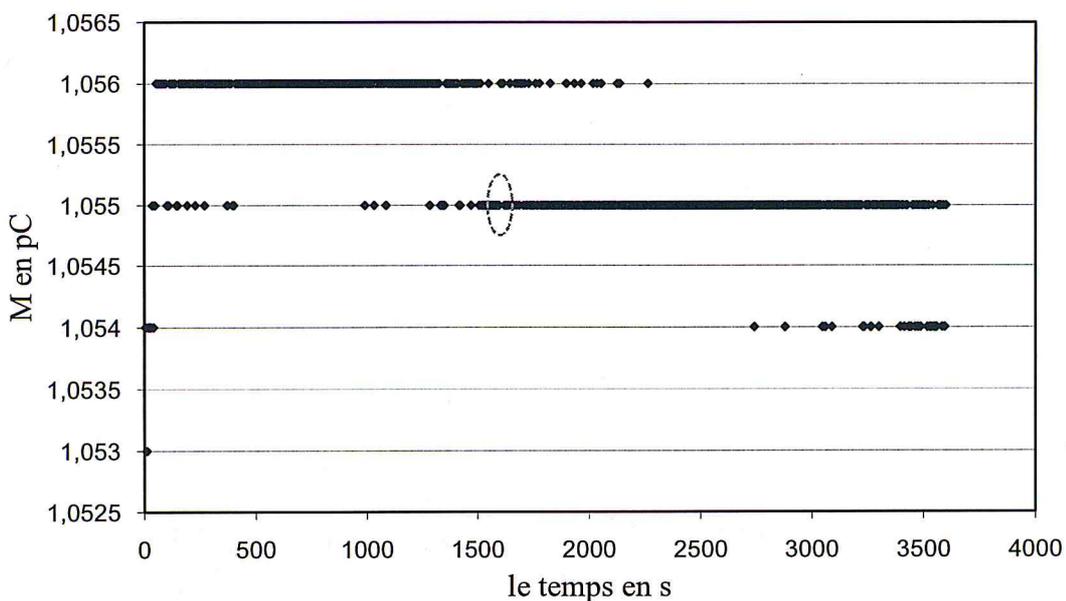


Figure(27) : Étude du temps de stabilité des chambres d'ionisation.

D'après la Figure (27) on remarque que la stabilité de la chambre d'ionisation cylindrique est atteinte après **16 min**.

4.2.1.2. Stabilité du système chambre+électromètre :

Dans cette partie on utilise les mêmes conditions et les mêmes équipements que précédemment avec l'électromètre non stable.



Figure(28) : Stabilité du système chambre + électromètre.

D'après la figure (28) on déduit que la stabilité du système dosimétrique de mesure est après **26 min** de mis en marche.

4.2.1.3. Conclusion :

L'étude suggère qu'avant d'entreprendre les mesures, il est obligatoire de mettre en marche l'électromètre ainsi que la chambre d'ionisation au moins pendant **26 minutes**.

4.2.2. La reproductibilité du système dosimétrique:

La reproductibilité du système dosimétrique ou l'instrument de mesure, c'est avoir la même réponse pour plusieurs mesures dans même conditions (DSD, taille de champ, le temps d'irradiation, le milieu qui est irradié et la profondeur dans celui-ci).

Méthode et dispositifs utilisés :

Dans cette partie nous allons étudier la reproductibilité des deux systèmes, 2 chambres d'ionisations cylindriques type Farmer (NE2571#1537 et 2581#571) reliées à un électromètre de type UNIDOS 10002. Les conditions de mesure sont les mêmes que les conditions de référence pour l'étalonnage ; DSP=80 cm, champ=10x10 cm² à 80 cm, fantôme d'eau (AIEA), profondeur =5cm.

Une vingtaine de mesures ont été prises. Le graphe suivant représente le rapport de ces mesures par rapport à leur moyenne.

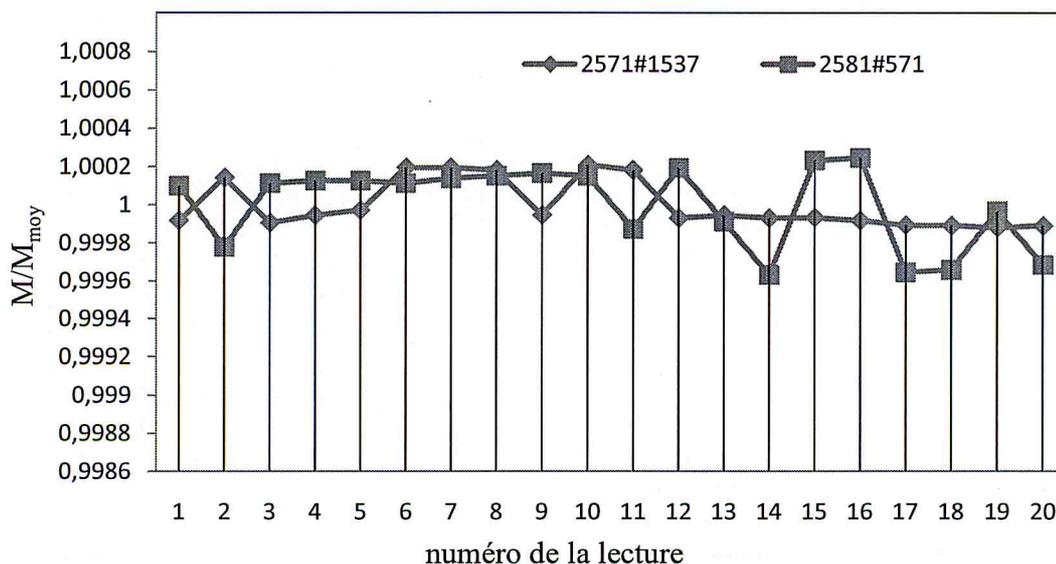


Figure (29): le rapport des lectures et la moyenne de celui-ci.

D'après les deux courbes on déduit que la reproductibilité des lectures est autours de :

- 0.037% pour le système (chambre NE2571#1537+UNIDOS10002#20362).
- 0.021% pour le système (chambre NE2581#571+UNIDOS10002#20362).

Ceci montre que les systèmes dosimétriques donnent des mesures parfaitement reproductibles.

4.2.3. Le courant de fuite :

Pour évaluer le courant de fuite, nous allons effectuer deux mesures : en présence et en absence d'irradiation,

La mesure en absence d'irradiation consiste à mesurer le rayonnement ambiant en l'absence de la source d'intérêt (M_b), Cette grandeur est généralement appelée mesure du bruit de fond. Lors de la mesure en présence du champ à qualifier, on mesure la contribution du rayonnement ambiant et de la source (M_{s+b}). La composante provenant uniquement de la source est estimée en soustrayant M_b à M_{s+b} [26]:

$$M_s = M_{s+b} - M_b \quad (61)$$

Cette valeur est appelée valeur mesurée nette. Pour calculer l'incertitude de bruit de fond dans l'étalonnage, on prend généralement la valeur moyenne de plusieurs mesures de M_b et la comparer avec la lecture dans les conditions d'étalonnage.

Les résultats pour les deux systèmes de dosimétries sont dans le tableau suivant :

le temps (s)	M_1 (NE2561, T10002-20623) (pC)	M_2 (NE2571, 10002-20362) (pC)	M_1/t [pC/s]	M_2/t [pC/s]
0	0.0	0.0	0.00000	0.00000
60	0.0	0.0	0.00000	0.00000
300	1.5	0.0	0.00500	0.00000
600	15.5	1.0	0.02583	0.00167
1200	46.0	1.0	0.03833	0.00083
1800	121.5	2.0	0.06750	0.00111
3800	300.0	36.0	0.07895	0.00947
5400	460.0	111.0	0.08519	0.02056
7200	640.5	197.5	0.08896	0.02743
		Courant moyenne	0.01028	0.00056

Tableaux (5) : Mesure des courants de fuite pour deux systèmes.

Interprétation :

La valeur de la lecture du système dans les conditions d'étalonnage est égale à $M \approx 4.28$ nC pour $t=30$ s. D'où $M/t = 142.67$ [pC/s]

$$\Delta M = \frac{M_b}{M_{S+b}} \times 100\% \quad (62)$$

- pour le système 1 (NE2561, T10002-20623) : $\Delta M = 0.0072\%$

- pour le système 2 (NE2571, 10002-20362): $\Delta M = 0.0004\%$

Les valeurs de ΔM pour les deux systèmes sont négligeables. Ce qui démontre que ce système est parfaitement fiable

4.3. INDICE DE QUALITE DE L'APPAREIL ^{60}CO **4.3.1. Introduction :**

C'est important de spécifier la qualité de faisceau de façon simple et non compliquée. Pour faciliter les comparaisons entre traitements effectués à des conditions différents (les appareils de traitement) dans le même hôpital ou dans différents hôpitaux. Pour cet objectif les différents protocoles publiés s'accordent sur le choix d'une grandeur liée à l'atténuation du faisceau dans l'eau à conditions de référence, et qu'indépendant de la contamination des électrons, Il n'est pas affecté par les erreurs systématiques dans le positionnement de la chambre [19].

Cette grandeur est appelée l'indice de qualité $I = TPR_{10}^{20}$ (Tissue-Phantom Ratio) [14, 15].

4.3.2. Définition:

L'indice de qualité d'un faisceau de photon est le rapport tissu fantôme (TPR_{10}^{20}) est définie comme le rapport entre les valeurs de débit de dose mesurées dans l'eau sur l'axe de faisceau à des profondeurs 20 cm et 10 cm, pour une taille de champs de 10cm x 10cm à la distance de référence (généralement 100 cm) [15, 27].

Le TPR_{10}^{20} c'est un facteur que spécifier les faisceaux des photons d'haute énergie.

4.3.3. Détermination expérimentale:

Dans cette partie nous allons déterminer expérimentalement l'indice de qualité TPR_{10}^{20} par deux méthodes, directe et indirecte, avec l'utilisation de différents fantômes

(PMMA, eau-AIEA, Solid Water et Med-Tec), et la chambre d'ionisation utilisée est une chambre cylindrique NE 2571#2402. Dans le cas d'un fantôme Med-Tec nous allons utiliser une chambre cylindrique étanche de type 30013# 2325.

4.3.3.1. La méthode directe :

Cette méthode est la plus utilisée, pour la détermination expérimentale de l'indice de qualité, elle consiste à mesurer l'ionisation produite par le rayonnement d'irradiation aux profondeurs 10cm et à 20cm pour une taille de champ 10cm x 10cm défini à la distance 100 cm, et on fixe la distance source-détecteur à 100cm (Figure (30)).

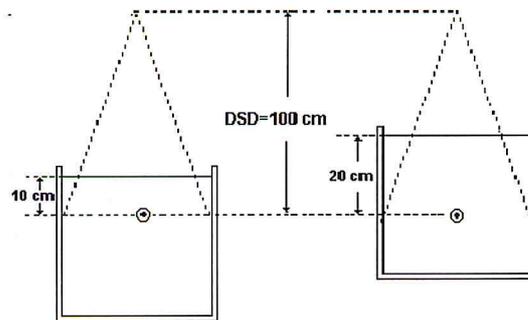


Figure (30): schéma représente les différentes conditions effectuées pour la détermination expérimentale de l'indice de qualité par la méthode directe.

Dans cette méthode le TPR_{10}^{20} est calculé directement d'après la relation suivante:

$$TPR_{10}^{20} = D_{20}/D_{10} \quad (63)$$

Avec D_{20} , et D_{10} les valeurs de la dose absorbée à profondeur 20 cm et 10 cm respectivement, et d'une autre façon la dose absorbée est égale au produit de la lecture corrigée de l'instrument de mesure avec le facteur d'étalonnage de la chambre utilisée:

$$D = M_{corr} \times N_{D,W} \quad (64)$$

D'après les deux relations on déduit que :

$$TPR_{10}^{20} = M_{corr,20}/M_{corr,10} \quad (65)$$

Les lectures de l'instrument aux deux profondeurs sont corrigées, les résultats obtenus sont résumés dans le tableau suivant:

Le fantôme utilisé	La lecture corrigée à profondeur 20cm ($M_{corr,20}$) en nC	La lecture corrigée à profondeur 10cm ($M_{corr,10}$) en nC	$\frac{M_{corr,20}}{M_{corr,10}}$	TPR_{10}^{20}
Solid Water	1.34163	2.41208	0.55621	0.55621
PMMA	1.23331	2.33113	0.52906	0.52906
Med-Tec	1.19286	2.07967	0.57358	0.57358
eau AIEA	1.36453	2.40839	0.56657	0.56657
Moyenne de TPR_{10}^{20}				0.55636

Tableau (6): Valeurs de TPR_{10}^{20} obtenue pour différents fantômes par la méthode directe.

4.3.3.2. La méthode indirecte:

Dans cette méthode la détermination de l'indice de qualité dans les mêmes conditions de la première méthode, avec une distance source surface de fixée à 100 cm figure (31).

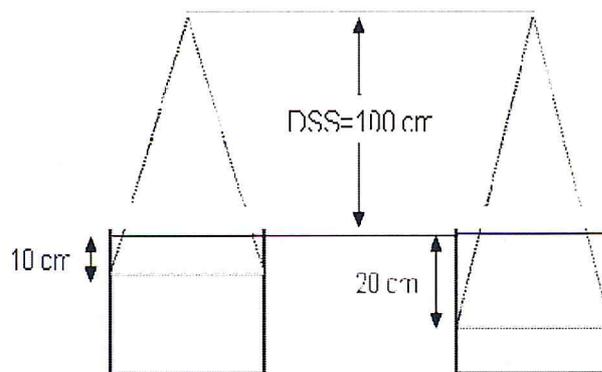


Figure (31): schéma représente les différentes conditions effectuées pour la détermination expérimentale de l'indice de qualité par la méthode indirecte.

Pour la détermination indirecte de TPR_{10}^{20} , nous avons utilisé la correspondance ($D_{20}/D_{10}, TPR_{10}^{20}$) publiée sous forme de tableau dans le TRS 398.

A partir de ce tableau on tire le graphe suivant:

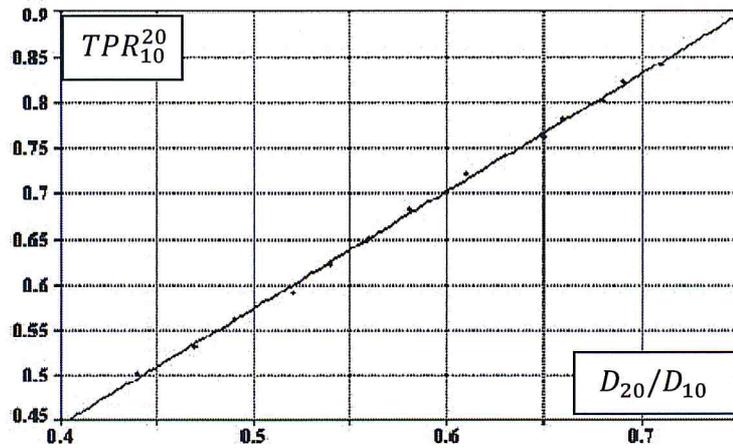


Figure (32): graphe de variations de TPR_{10}^{20} en fonction de D_{20}/D_{10} .

Cette droite est modélisée par une équation de la forme :

$$TPR_{10}^{20} = 1.2661 \times \frac{D_{20}}{D_{10}} - 0.0595 \quad (66)$$

Cette équation est obtenue à partir d'un échantillon de presque 700 accélérateurs [19].

Les résultats des lectures corrigés et les TPR_{10}^{20} calculés par la formule ci-dessus pour différents fantômes, sont résumés dans le tableau suivant:

Le fantôme utilisé	La lecture corrigée à profondeur 20cm (M_{20}) en nC	La lecture corrigée à profondeur 10cm (M_{10}) en nC	$\frac{M_{corr,20}}{M_{corr,10}}$	TPR_{10}^{20}
Solid Water	0.99556	2.03542	0.48912	0.55978
PMMA	0.91900	1.96919	0.46669	0.53138
Med-Tec	1.27760	2.61475	0.48862	0.55913
eau AIEA	1.00591	2.03365	0.49463	0.56675
Moyenne de TPR_{10}^{20}				0.55426

Tableau (7): Valeurs de TPR_{10}^{20} obtenue pour différents fantômes par la méthode indirecte.

Remarque:

1- Dans la deuxième méthode on peut obtenir l'indice de qualité TPR_{10}^{20} par plusieurs formules selon les auteurs et les protocoles. Par exemple L'indice de qualité du rayonnement Q est alors donné par (DIN 6800-2, 1997) [27] :

$$TPR_{10}^{20} = 2.012 - 1.050 \times M + 0.1265 \times M^2 + 0.01887 \times M^3 \quad (67)$$

Avec:
$$M = \frac{M_{corr,10}}{M_{corr,20}} \quad (68)$$

4.3.4. Interprétation :

Les deux méthodes donnent des valeurs du TPR_{10}^{20} qui s'écartent de 0.4 % ; ce qui est négligeable. Par ailleurs, comme il a été signalé dans le protocole TRS 398 (page 75) [19] les valeurs de TPR_{10}^{20} pour le faisceau de ^{60}Co différent d'un auteur à un autre et d'un laboratoire à un autre (0.568 pour le NPL, 0.572 dans BJR17, 0.578 pour le NRC et 0.579 dans le manuel de Johns et de Cunningham). Notre valeur est plus proche de celle donnée par le NPL.

Chapitre 5. Mesure de la dose de référence et étalonnage des chambres

5.1. INTRODUCTION:

Dans ce chapitre nous allons déterminer la variation de débit de dose en fonction des conditions de mesures dans différents fantômes.

Et on a étalonné deux chambres d'ionisation cylindrique NE2571#1537 et 2581#571 par rapport à la chambre d'ionisation de référence d'étalonnage (NE 2571#2402), dans un faisceau de photons (γ) de ^{60}Co du Laboratoire Secondaire d'Etalon en Dosimétrie (LSED) afin de déterminer leurs coefficients d'étalonnage $N_{D,eau}$ en terme de dose absorbée dans l'eau. Et nous avons étudié la variation de $N_{D,eau}$ 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.

5.2. LA VARIATION DE DEBIT DE DOSE EN FONCTION LES CONDITIONS DE MESURES :

Le débit de dose mesuré dans l'eau pour un faisceau de photons γ de ^{60}Co , déterminé dans les conditions de référence est donné par :

$$\dot{D}_{réf,eau} = \frac{M_{réf,corr} \times N_{D,eau}}{t} \quad [\text{Gy/s}] \quad (69)$$

Avec $M_{réf,corr}$ est la lecture de la chambre d'ionisation (placée dans les conditions de référence), déterminée pour un temps d'irradiation t donné, corrigée pour les effets de température, Pression. $N_{D,eau}$: est le coefficient d'étalonnage de la chambre, déterminé par le laboratoire de référence (Primaire ou secondaire).

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

- * On utilise un fantôme d'eau (AIEA).
- * La taille du champ est égale à 10cm x 10cm à la surface du fantôme.
- * Distance Source Surface du fantôme d'eau d'AIEA (DSP=80cm).
- * La chambre placée à une profondeur de 5 cm dans le fantôme.
- * L'axe de la chambre perpendiculaire à l'axe du faisceau.
- * Le point de référence de la chambre est sur l'axe central du faisceau.

Chapitre 5. Mesure de la dose de référence et étalonnage des chambres

La figure suivant représente les paramètres géométriques de référence :

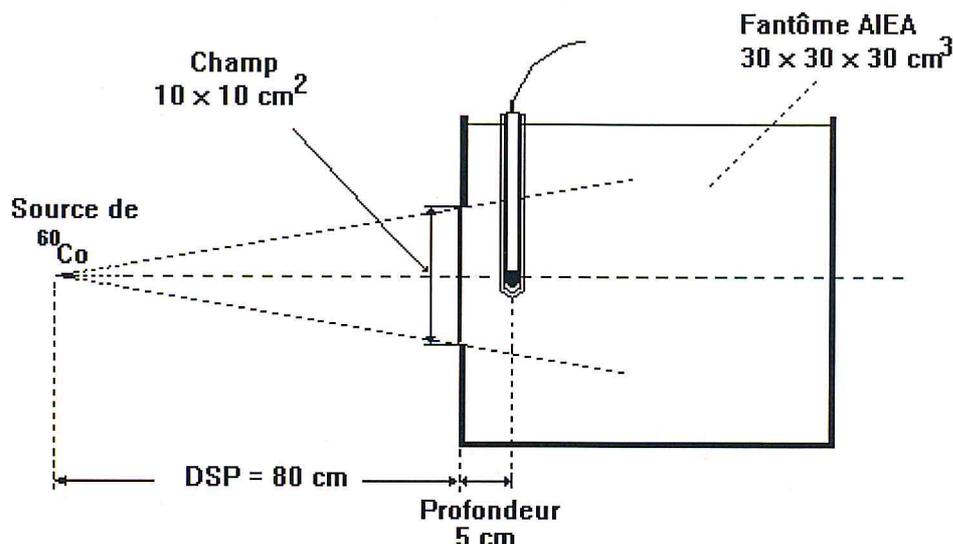


Figure (33) : les paramètres géométrique de référence utilisée pour la détermination le débit de dose dans l'eau à présence faisceau γ de ^{60}Co .

Dans cette partie nous allons étudier la variation de débit de dose en fonction les paramètres géométrique (DSP et la taille du champ) dans trois fantôme (AIEA, PMMA, Solid Water).

On utilise la chambre de référence NE2571#2402 de facteur d'étalonnage en terme de dose absorbe dans l'eau ($N_{D,eau} = 44.47 \text{ mGy/nC}$), liée à un électromètre UNIDOS PTW type T10002#20362.

Remarque :

- Pour le fantôme PMMA, en raison de ses dimensions ($20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm} \times 15 \text{ cm}$), qui ne permettent pas de laisser les marges de 5 cm , nous n'avons pas pu utiliser le champ de $15 \text{ cm} \times 15 \text{ cm}$.

- A la DSP de 100 cm nous ne pouvons pas obtenir la taille du champ $5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$.

Les résultats obtenus sont représentés dans les graphes suivant :

5.2.1. Débit dans le Fantôme AIEA:

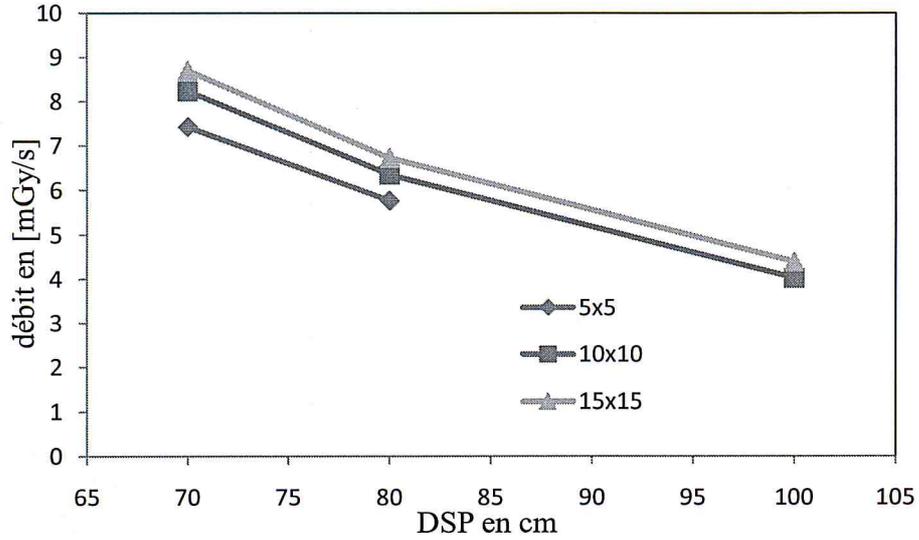


Figure (34) : Débit de dose dans le fantôme AIEA en fonction de la distance.

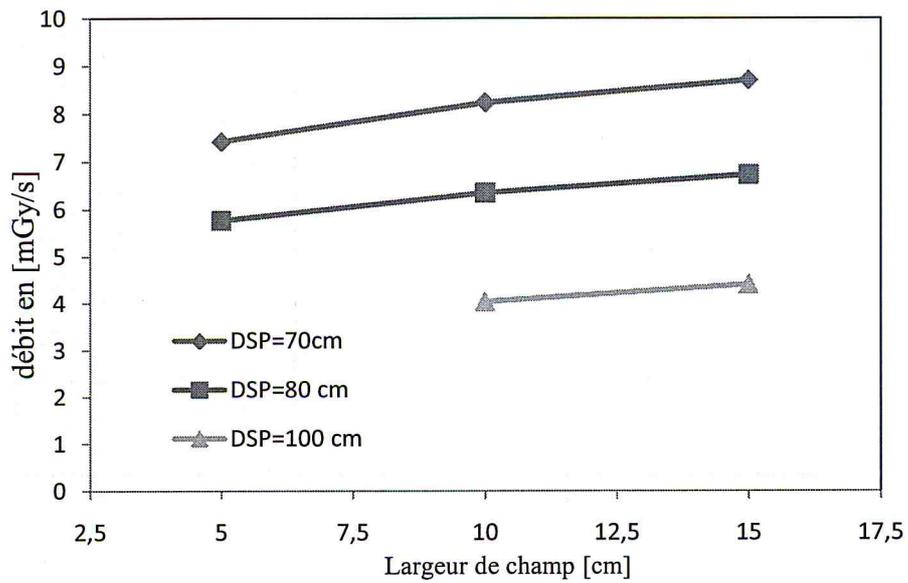


Figure (35) : Débit de dose dans le fantôme AIEA en fonction de la taille du champ

5.2.2. Débit dans Fantôme Solid Water :

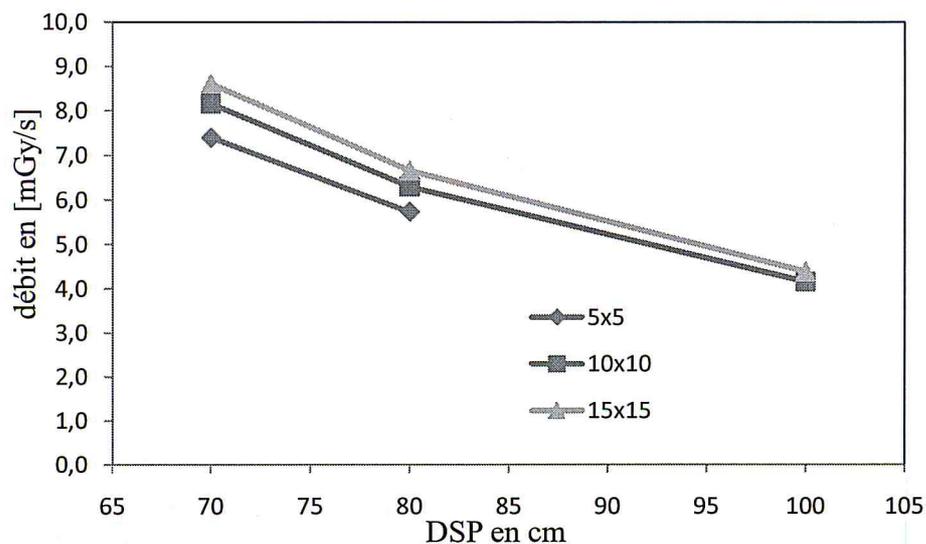


Figure (36) : Débit de dose dans un fantôme Solid Water en fonction de la DSP.

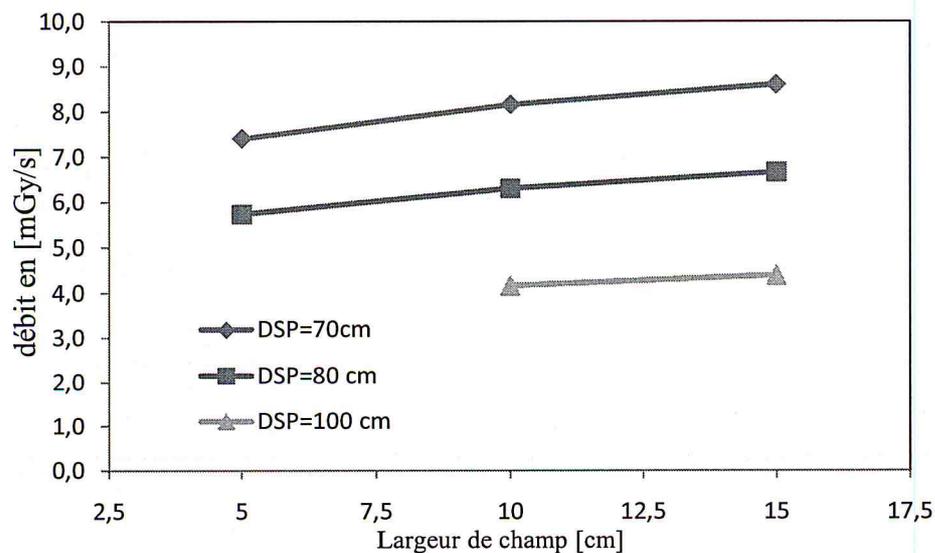


Figure (37) : Débit de dose dans un fantôme Solid Water en fonction de la taille du champ.

5.2.3. Débit dans le fantôme PMMA :

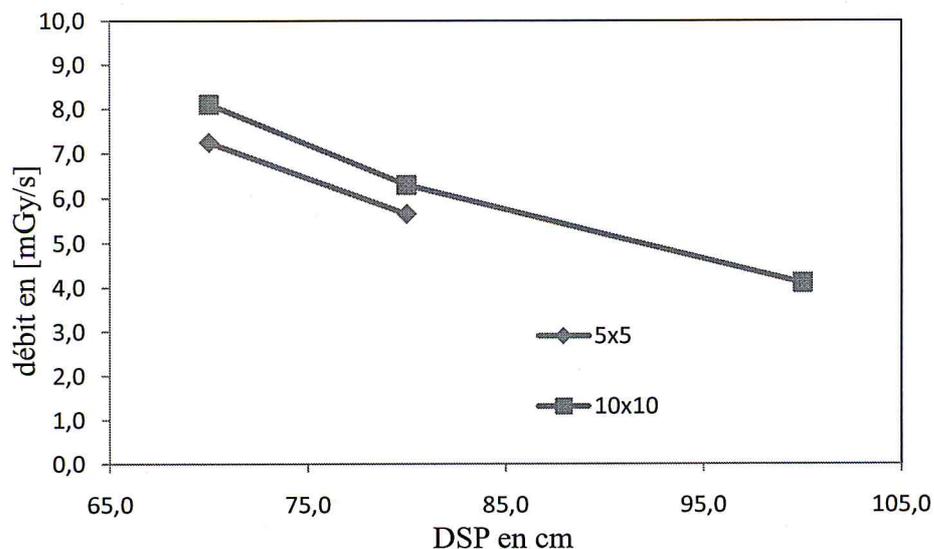


Figure (38) : Le débit de dose en fonction de distance source surface d'un fantôme PMMA.

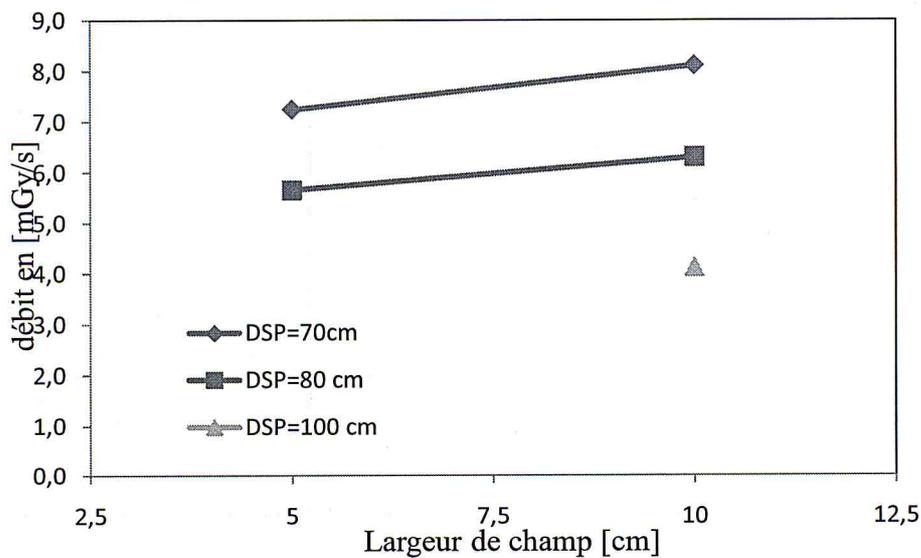


Figure (39) : Le débit de dose en fonction de la taille du champ définie à la surface d'un Fantôme PMMA.

5.2.4. Conclusion :

- 1- On conclue que le débit de dose augmente avec la taille de champ.
- 2- le débit de dose est inversement proportionnel avec la DSP.

5.3. ÉTALONNAGE EN TERMES DE DOSE ABSORBÉE DANS L'EAU PAR UN FAISCEAU DE PHOTONS γ DE ^{60}Co :

Dans ce travail, nous allons étalonner deux chambres cylindriques en termes de dose absorbée dans l'eau, dans un faisceau de ^{60}Co par comparaison avec l'étalon secondaire du Laboratoire Secondaire d'Étalonnage pour la Dosimétrie.

5.3.1. Étalonnage dans les conditions de référence :

Le coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau pour un faisceau de photons γ de ^{60}Co est donné par la formule :

$$N_{D,eau} = \frac{D_{réf,eau}}{M_{corr}} \quad (70)$$

Avec : $D_{réf,eau}$ est la dose absorbée dans l'eau par le faisceau de référence de gamma du ^{60}Co , M_{corr} est la lecture de la chambre (en unités de lecture) corrigée par les facteurs influants sur les conditions atmosphériques (T, P).

Les conditions de référence sont identiques à ceux utilisés lors de la détermination de débit de référence (voir figure 33).

Le coefficient d'étalonnage de la chambre de l'utilisateur, exprimé en termes de dose absorbée dans l'eau est donné par la relation :

$$N_{U,D,eau} = \frac{D_{réf,eau}}{M_{U,corr}} = N_{réf,D,eau} \frac{M_{réf,corr}}{M_{U,corr}} \quad (71)$$

Où $D_{réf,eau}$: est la valeur de référence de la dose absorbée dans l'eau, mesurée avec l'étalon de référence. $N_{réf,D,eau}$: est le facteur d'étalonnage de la chambre de référence ; $M_{réf,corr}$ et $M_{U,corr}$ sont respectivement les lectures corrigées pour effet de température et de pression de la chambre de référence et de la chambre à étalonner

Chapitre 5. Mesure de la dose de référence et étalonnage des chambres

Les valeurs des coefficients d'étalonnages des deux chambres NE2571#1537 et NE2581#571 présente dans le tableau suivant :

La chambre	$N_{D,eau}$ [mGy/nC]	Date de Mesure
NE2571 # 1537	44.64 ± 0.45	31/05/2010
NE2581 # 571	57.81 ± 0.58	

Tableau (8) : Les valeurs de $N_{U,D,eau}$ de deux chambres cylindriques NE2571#1537 et NE2581#571 obtenus dans les conditions des références.

5.3.2. Etude de la variation du coefficient d'étalonnage en fonction des paramètres géométriques :

Dans cette partie, nous allons étudier la variation du coefficient d'étalonnage $N_{D,eau}$ des deux chambres d'ionisation (NE2571#1537 et 2581#571), dans les différents fantômes en fonction des paramètres géométriques :

- La distance source surface (DSP).
- La taille du Champ.

Les fantômes utilisés dans le cadre de ce travail sont :

- fantôme d'eau AIEA.
- fantôme Solid Water.
- fantôme PMMA.

5.3.2.1. Etalonnage dans le fantôme d'eau (AIEA) :

a- Coefficient d'étalonnage en fonction de la distance source surface

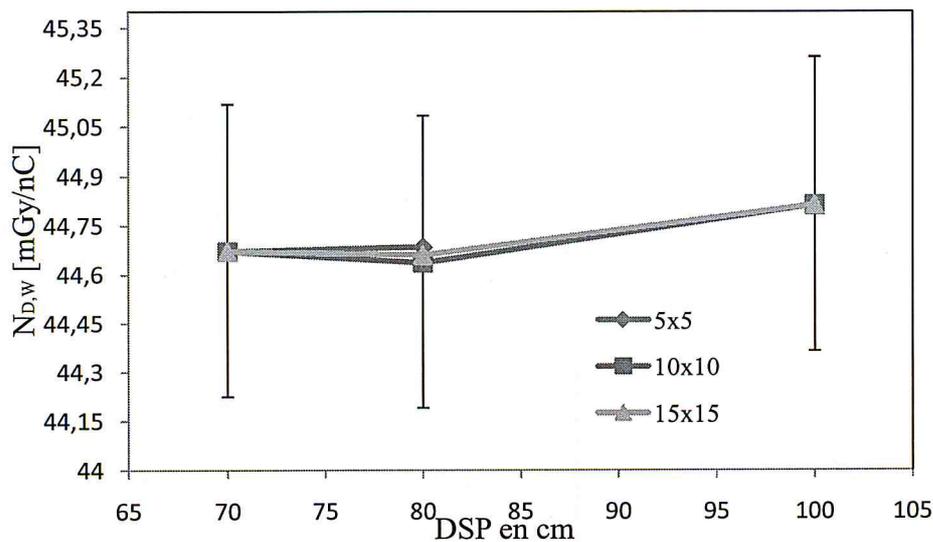


Figure (40) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la distance source surface d'un Fantôme AIEA.

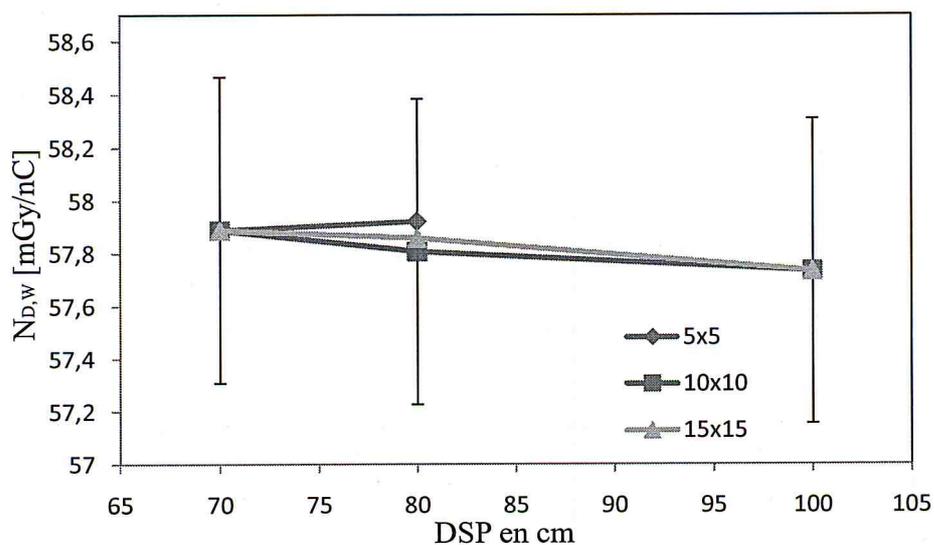


Figure (41) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la distance source surface d'un Fantôme AIEA.

b- Coefficient d'étalonnage en fonction de la taille de champ

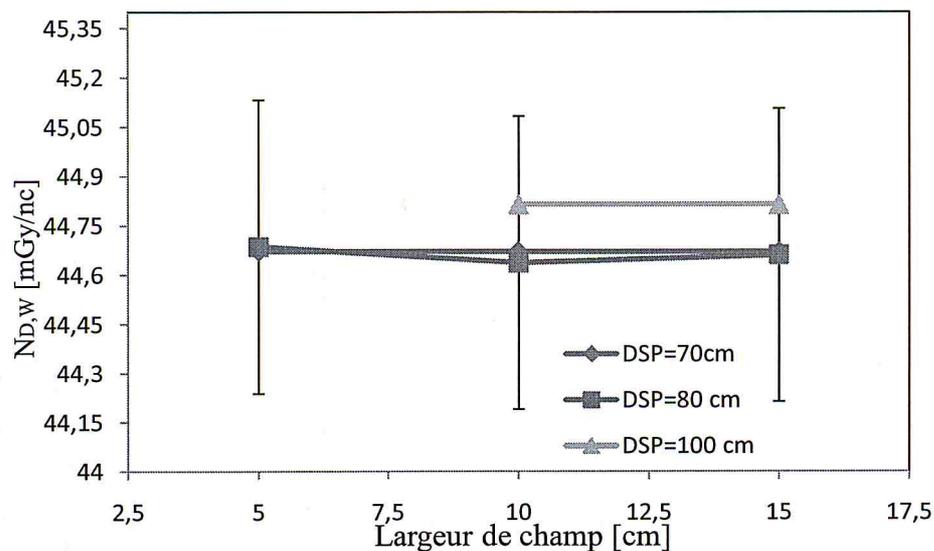


Figure (42) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la taille du champ définie à la surface d'un Fantôme AIEA.

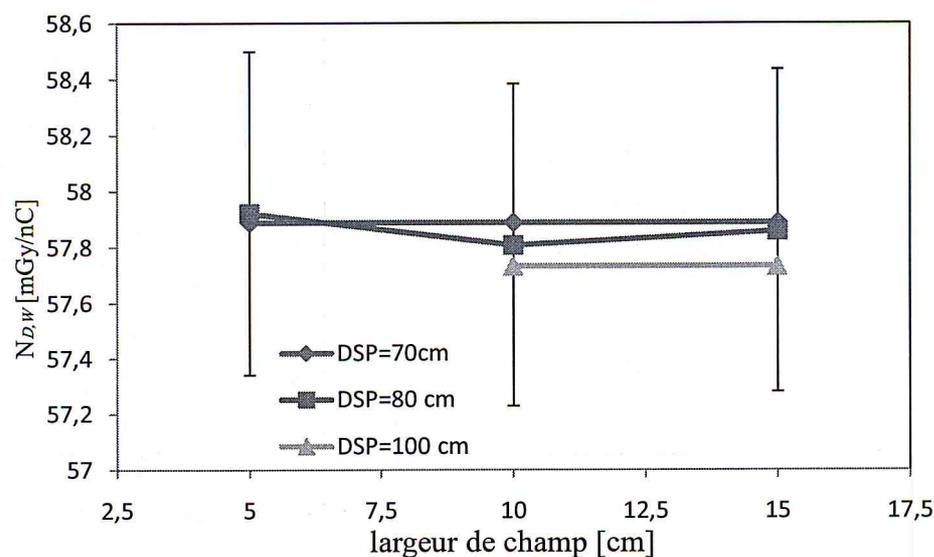


Figure (43) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la taille du champ définie à la surface d'un Fantôme AIEA.

5.3.2.2. Etalonnage dans le fantôme Solid Water :

a- Coefficient d'étalonnage en fonction de la distance source surface

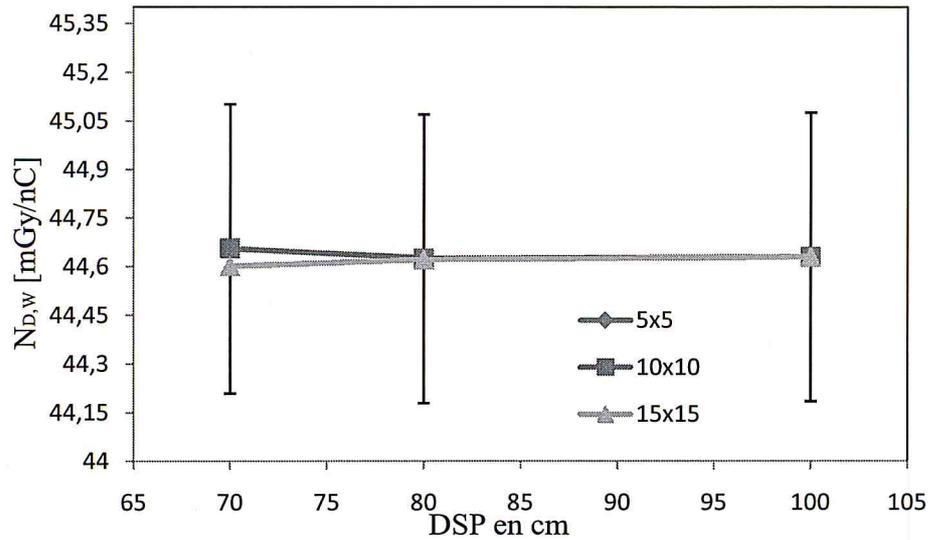


Figure (44) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la distance source surface d'un Fantôme Solid Water.

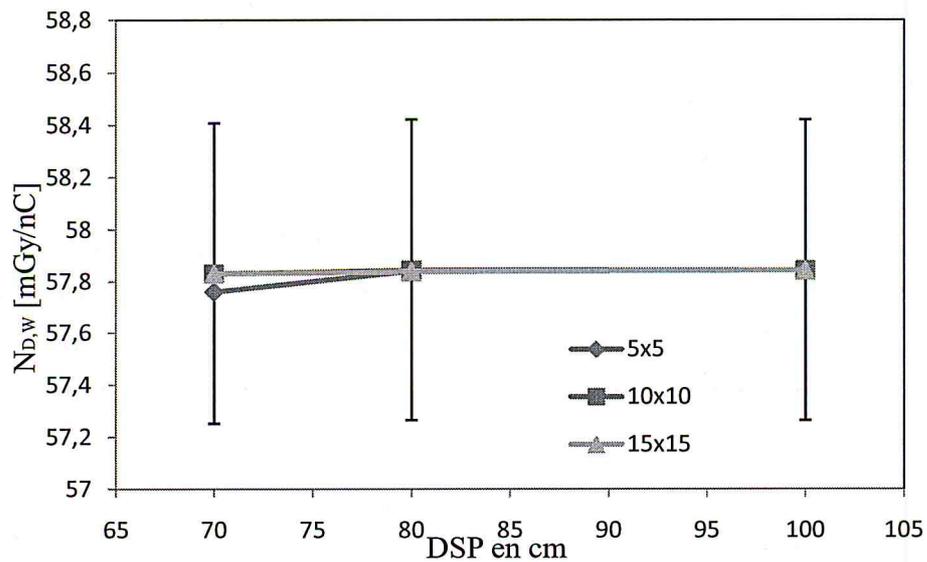


Figure (45) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la distance source surface d'un Fantôme Solid Water.

b- Coefficient d'étalonnage en fonction de la taille de champ

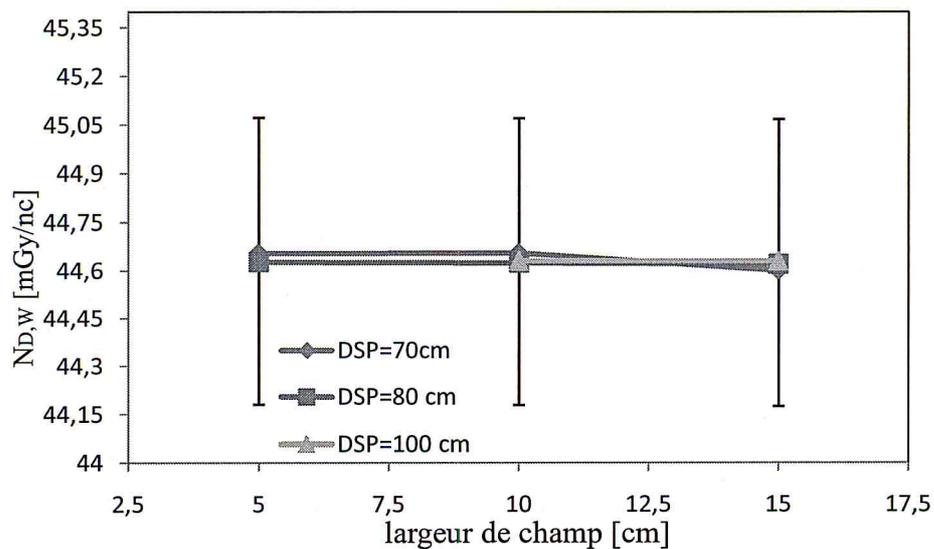


Figure (46) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la taille du champ définie à la surface d'un Fantôme Solid Water.

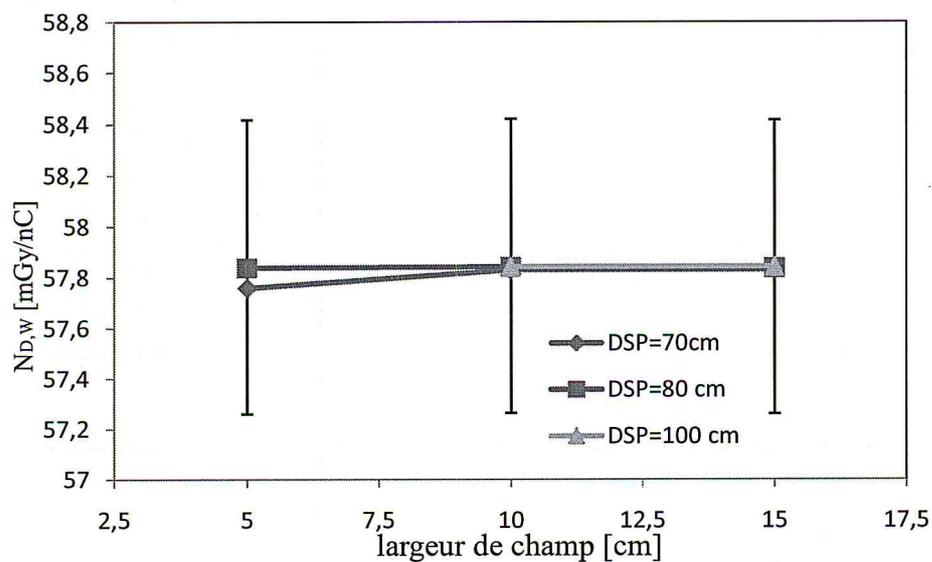


Figure (47) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la taille du champ définie à la surface d'un Fantôme Solid Water.

5. 3.2.3. Etalonnage dans le fantôme PMMA :

a- Coefficient d'étalonnage en fonction de la distance source surface

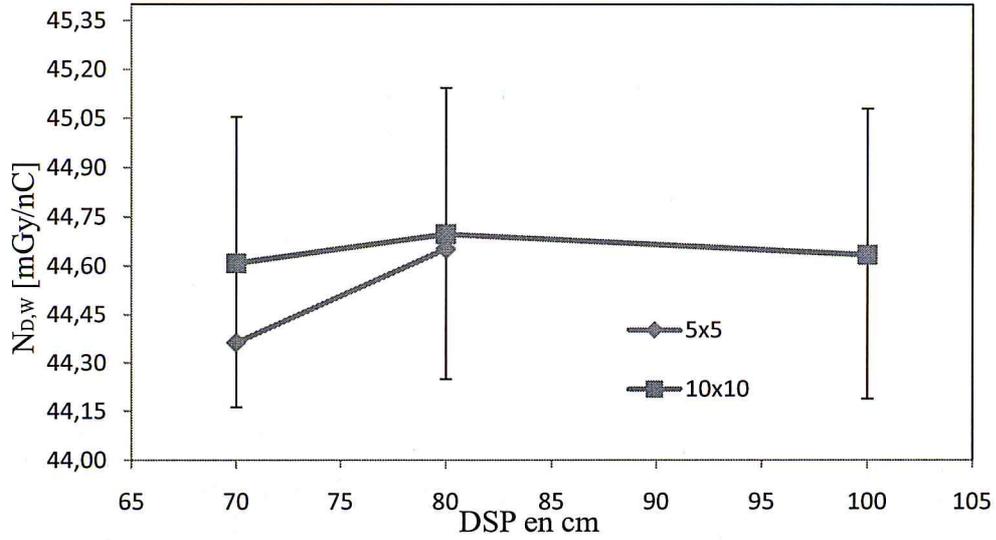


Figure (48) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la distance source surface d'un Fantôme PMMA.

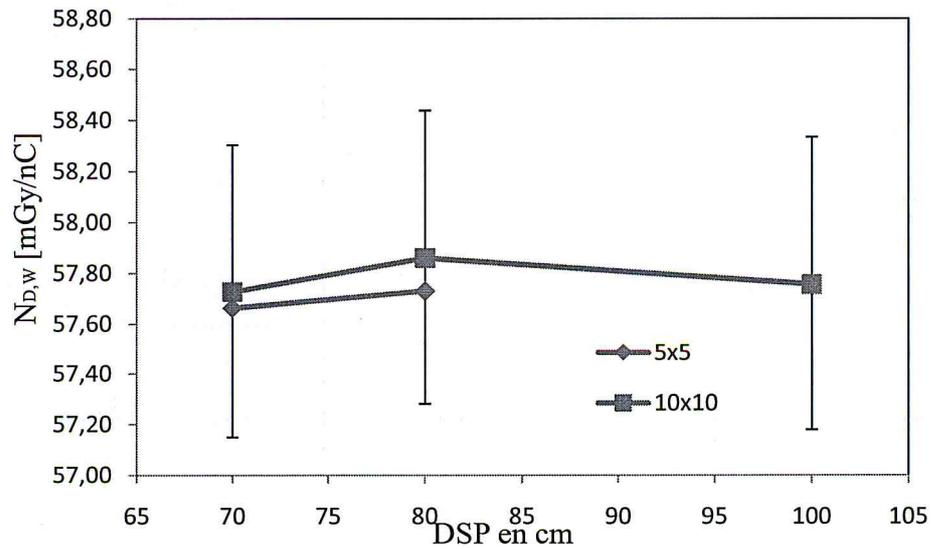


Figure (49) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la distance source surface d'un Fantôme PMMA.

b- Coefficient d'étalonnage en fonction de la taille de champ

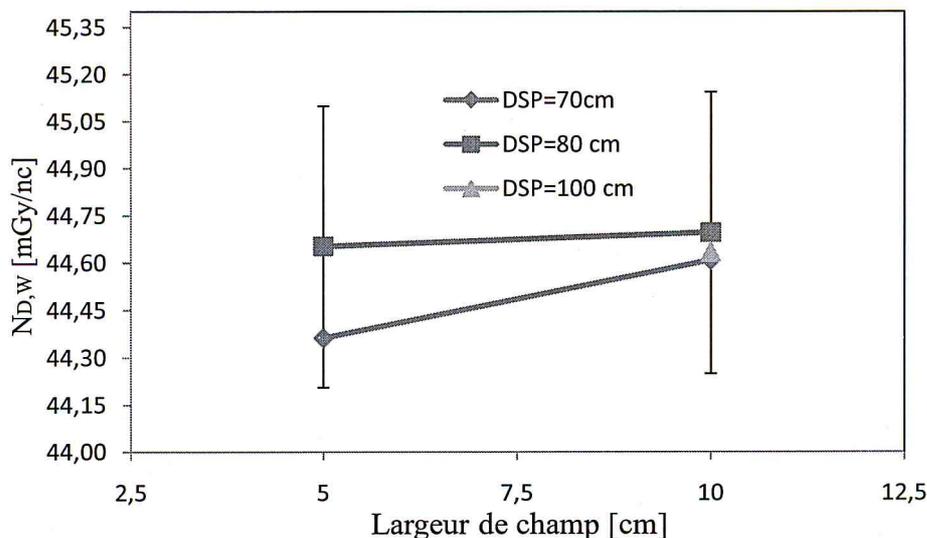


Figure (50) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la taille du champ définie à la surface d'un Fantôme PMMA.

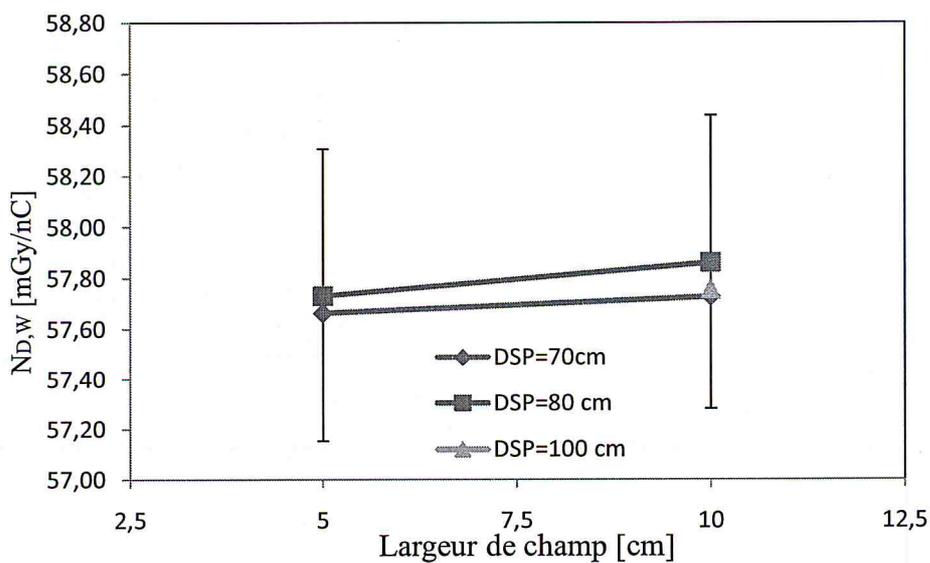


Figure (51) : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la taille du champ définie à la surface d'un Fantôme PMMA.

5.3.2.4. Conclusion :

L'étalonnage des chambres d'ionisation cylindrique en termes de dose absorbée dans l'eau préconisé par le protocole AIEA, TRS-398, est une étape primordiale avant l'utilisation d'une chambre d'ionisation pour la dosimétrie clinique des faisceaux utilisés en radiothérapie.

Notre étude a montré que le facteur d'étalonnage n'est pas affecté par les conditions de mesures (fantôme utilisé, taille de champ et distance source fantôme). La variation du coefficient d'étalonnage est inférieure à l'incertitude globale évaluée à 1.1 % par l'équipe du LSED.

Ce résultat est très important du point de vue pratique car il permet d'assurer que l'erreur faite sur les coefficients d'étalonnage par rapport aux conditions géométriques est négligeable.

5.3. 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 [13]. 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 dont la mesure du débit réaliser de manière routinière sans modifier le programme de traitement des malades.

5.3.1. 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 ^{60}Co du LSED. Puis calculer le facteur de transfert par l'expression suivante:

$$K_{S,eau} = \frac{M_{eau}}{M_S} \quad (72)$$

M_{eau} et M_S représentent respectivement les lectures corrigées dans les fantômes d'eau et solides.

Chapitre 5. Mesure de la dose de référence et étalonnage des chambres

Le calcul de $K_{S,eau}$ de les deux fantômes PMMA et Solid Water dans les conditions de référence est réalisé dans le tableau suivant :

M_{AIEA} (en nC)	M_{SW} (en nC)	M_{PMMA} (en nC)	$K_{SW,AIEA}$	$K_{PMMA,AIEA}$
4.28743	4.25318	4.25064	1.00806	1.00866

Tableau(9) : les valeurs $K_{S,eau}$ dans les conditions de référence.

5.3.1.1. Variation de $K_{S,eau}$ en fonction des paramètres géométriques :

Les figures suivantes présentent les variations du facteur de transfert dans les fantômes solides en fonction des paramètres géométriques pour les deux fantômes étudiés (PMMA, Solid Water).

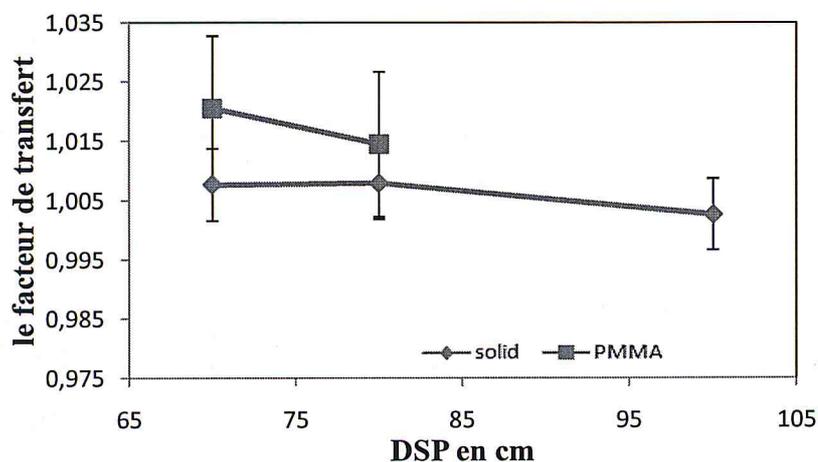


Figure (52) : facteur de transfert en fonction de DSP.

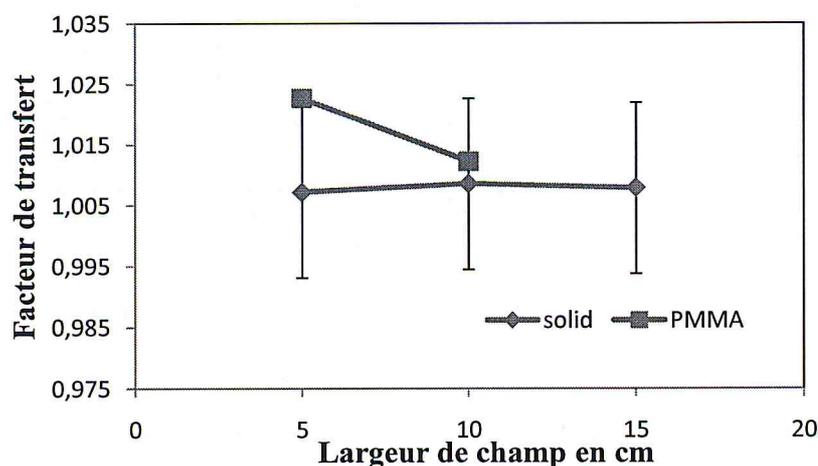


Figure (53) : facteur de transfert en fonction de la taille de champ.

Chapitre 5. Mesure de la dose de référence et étalonnage des chambres

Le tableau suivant représente le décalage entre les valeurs de charges mesurées dans fantôme d'eau à celui calculée par le facteur de transfert des deux fantômes (Solid Water, PMMA)

fantôme	DSP	La taille de champ en cm	M dans fantôme solide [nC]	M dans fantôme eau [nC] calculée	M dans fantôme eau [nC] mesure	Ecart entre M calculée et mesure
Solid Water	70	5x5	4.994	5.029	5.009	0.41%
		10x10	5.505	5.544	5.555	0.20%
		15x15	5.807	5.848	5.871	0.38%
	80	5x5	3.870	3.898	3.893	0.13%
		10x10	4.253	4.283	4.287	0.10%
		15x15	4.495	4.527	4.540	0.29%
100	15x15	2.962	2.983	2.971	0.44%	
PMMA	70	5x5	4.886	4.971	5.009	0.74%
		10x10	5.468	5.564	5.555	0.16%
	80	5x5	3.815	3.882	3.893	0.28%
		10x10	4.251	4.325	4.287	0.88%

Tableau (10) : le décalage entre les valeurs de charges mesurées dans fantôme d'eau à celui calculée par le facteur de transfert

5.3.1.2. Conclusion :

Le facteur de transfert de dose est indépendant de paramètres géométriques de mesures.

Les écarts entre les valeurs de la charge calculée et celle charge mesurée est inférieure à **0.9%**. Cet écart est le même que celui des doses absorbée dans l'eau mesurées directement ou obtenues par calcul. Cet écart étant inférieur à l'incertitude sur la dose absorbée dans l'eau qui est de l'ordre de **1.5%**, on peut conclure que la méthode de transfert de dose est valable.

Conclusion générale :

Cette étude réalisée au Laboratoire Secondaire d'Etalonnage pour la Dosimétrie (LSED), est composée de trois parties ;

La première partie concerne certains paramètres géométriques de l'appareil de télé-cobalt ELDORADO78, nous avons vérifié la position de la source et déterminé leur temps de course. Et concernant les paramètres dosimétriques, nous avons procédé à : L'étude du profil du faisceau dans l'air, le calcul de Facteur d'Ouverture du Collimateur et la spécification l'indice de qualité TPR_{10}^{20} de l'appareil télé-cobalt 60 dans les différents fantômes.

La seconde partie est consistée à paramètres liés aux conditions de mesure, nous avons conduit aux résultats suivants :

- Stabilité des instruments de mesure après 26 min.
- La reproductibilité des lectures est autour de 0.037%.
- Le courant de fuite est parfaitement fiable.

La troisième partie inclut la variation de débit de dose en fonction des conditions de mesures et l'étalonnage des deux chambres d'ionisation cylindriques en termes de dose absorbée dans différents fantômes, dans les conditions de référence recommandées par le protocole d'AIEA TRS398. Par ailleurs, la variation de ces coefficients en fonction des conditions géométriques (Taille du champ et la DSP) est étudiée. Les résultats montrent que comparés aux incertitudes globales sur les coefficients d'étalonnage, ces écarts ne sont pas significatifs.

D'où on déduira que les facteurs de transfert dans les fantômes et on étudie leurs variations avec les paramètres géométriques de mesures.

ANNEXE A

INCERTITUDES ASSOCIEES AUX RESULTATS DE MESURE

A-1 : DEFINITIONS GENERALES

La détermination numérique d'une grandeur physique, qu'elle soit théorique ou expérimentale, ne peut conduire qu'à un résultat approché de la valeur vraie inconnue. Cette détermination n'a de sens donc que si l'on associe à la valeur approchée une incertitude, c'est-à-dire un intervalle généralement centré sur cette valeur et dans lequel la valeur vraie est supposée y être située. On associe à cet intervalle, qui est alors appelé "intervalle de confiance", une probabilité pour que la valeur vraie y soit comprise. Comme il est dans la plupart des cas difficile sinon impossible d'exprimer en termes de probabilité toutes les composantes des incertitudes, de récentes recommandations internationales (Giacomo, 1981) et Françaises (AFNOR, 1984), permettent à tous les chercheurs de suivre la même procédure qui est décrite ci-après.

On distingue deux formes d'incertitudes:

- Les incertitudes élémentaires qui sont partagées en deux catégories selon leur méthode d'estimation,
- Les incertitudes composées.

A.1.1. Les incertitudes élémentaires:

On dénombre deux types d'incertitudes élémentaires :

A.1.1.1. Incertitudes de type A :

Qui sont estimées à partir des méthodes statistiques sur des séries de mesures répétées. Celles-ci sont caractérisées par les écarts-types, estimés sur des valeurs moyennes \bar{x}_i des quantités x_i concernées, et les nombres i de degrés de libertés.

Les meilleures estimations de \bar{x}_i et de S_i (écart-type de \bar{x}_i) sont obtenues par les relations classiques

$$\bar{x}_i = \frac{1}{n_i} \sum_{q=1}^{n_i} x_{i,q} \quad (\text{A-1})$$

$$S_i = S(\bar{x}_i) = \sqrt{\frac{1}{n_i(n_i - 1)} \sum_{q=1}^{n_i} (x_{i,q} - \bar{x}_i)^2} \quad (\text{A-2})$$

\bar{x}_j est la moyenne arithmétique de l'échantillon constitué des n résultats élémentaires x

A.1.1.2. Incertitudes de type B :

Il n'est pas toujours possible d'obtenir l'incertitude d'une quantité donnée par des mesures répétées. Il est alors possible d'utiliser des valeurs "appréciées" par d'autres moyens, et données par la littérature. Celles-ci sont caractérisées par des écarts-types appréciés U_j associés aux valeurs \bar{x}_j concernées. Cependant de telles informations ne sont pas toujours disponibles, le soin revient donc au chercheur de les estimer, en se basant sur ses connaissances dans le domaine et sur son sens de jugement.

En pratique, les résultats de mesures ne sont pas totalement indépendants entre eux, non seulement à cause de l'influence de certains résultats sur d'autres, mais aussi parce qu'ils peuvent dépendre d'une ou de plusieurs autres grandeurs telles que la température et la pression par exemple. Dans ce cas, on dit qu'ils sont corrélés. Le degré de corrélation peut être formellement exprimé par la quantité appelée covariance, similaire à la variance. Celles-ci sont données par :

$$\text{Var}(x) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \quad (\text{A-3})$$

$$\text{Cov}(x, y) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y}) \quad (\text{A-4})$$

Il est évident que si x et y sont indépendants l'une de l'autre, nous avons $\text{Var}(x) \cong \text{Cov}(x, y)$. Il faut noter que le concept de covariance invoque toujours une paire de variables (ici x et y).

A.1.2. Incertitudes composées : Loi de propagation

La quantité que nous voulons déterminer expérimentalement n'est pas toujours obtenue par une mesure directe. Dans la plupart des cas, le résultat désiré est obtenu appliquant une ou plusieurs relations mathématiques, dont les variables sont des quantités mesurées.

ANNEXE A

Si l'on appelle x_1, x_2, \dots , les valeurs des mesures effectuées, et y la quantité escomptée, alors nous pouvons écrire :

$$y = F(x_1, x_2, \dots, x_n) \quad (\text{A-5})$$

Un résultat de base des mathématiques statistiques permet de calculer la variance de y avec une bonne approximation :

$$S_y^2 = \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{\partial F}{\partial x_i} S_i^2 + \sum_{j < k} \frac{\partial F}{\partial x_j} \frac{\partial F}{\partial x_k} S_{j,k}^2} \quad (\text{A-6})$$

où $S_i^2 = \text{Var}(x_i)$ et $S_{jk}^2 = \text{cov}(x_j, x_k)$, sont des valeurs estimées.

Nous venons de définir la loi générale de propagation des incertitudes. Notons cette loi ne fait pas de distinction entre les composantes de type A et celles de type B.

En métrologie des rayonnements ionisants, la fonction F intervenant dans la relation (B-6), s'écrit en général sous deux formes :

a)
$$Y = F(x_1, x_2, \dots, x_n) = c_0 + \sum_{i=1}^n c_i \cdot x_i \quad (\text{A-7})$$

Dans ce cas la variance est donnée par :

$$S_y^2 = \sum_{i=1}^n c_i^2 s_i^2 + 2 \sum_{j < k} c_j c_k s_{jk} \quad (\text{A-8})$$

Lorsque les variables x_i sont indépendantes, alors leurs covariances sont négligeables et nous pouvons écrire :

$$S_y = \sqrt{\sum_{i=1}^n (c_i \cdot s_i)^2} \quad (\text{A-9})$$

b) Un autre cas se présente lorsque les variables sont sous forme d'un produit ou d'un rapport:

$$Y = F(x_1, x_2, \dots, x_n) = c_0 \prod_{i=1}^n x_i^{c_i} \quad (\text{A-10})$$

ANNEXE A

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

$$r_j = \frac{S_j}{x_j} \text{ et de la même manière } r_{ik} = \frac{S_{ik}}{x_i x_k}$$

Il est alors possible d'écrire :

$$r_y^2 = \sum_{i=1}^n c_i r_i^2 + 2 \sum_{j < k} c_j c_k r_{jk} \quad (\text{A-11})$$

Si les variables x_j sont indépendantes, alors la relation (B-11) s'écrit d'une manière simple en considérant les écarts-types relatifs

$$\frac{S_y}{y} = \sqrt{\sum_{i=1}^n (C_i r_i)^2} \quad (\text{A-12})$$

Dans le cas où les incertitudes de type B sont prises en considération, alors l'expression B-12 devient :

$$\frac{S_y}{y} = \sqrt{\sum_{i=1}^{n'} (C_i \frac{S_i}{x_i})^2 + \sum_{j=1}^{n''} (\frac{U_j}{X_j})^2} \quad (\text{A-13})$$

où S_i et U_j sont les écart types correspondant respectivement aux incertitudes de type A et B.

A.1.3. Incertitude globale:

L'incertitude globale Δy sur le résultat final est calculée en multipliant l'incertitude composée S par un facteur de sécurité t conventionnel.

$$\Delta Y = t \cdot S_y \quad (\text{A-14})$$

Pour déterminer l'incertitude globale, il faut définir une grandeur statistique appelée niveau de confiance P . Celle-ci est associée à un intervalle, centré en \bar{Y} , appelé intervalle de confiance. Déterminer l'intervalle de confiance équivaut à dire que la valeur vraie d'une grandeur mesurée se trouve dans l'intervalle $(\bar{Y} \pm t S_Y)$ avec une probabilité P . La

ANNEXE A

variable t , qui est appelée variable de Student, tient compte du fait que cette estimation de la valeur vraie est effectuée avec un nombre fini n de mesures.

En général, dans le domaine de la radiothérapie, la valeur $P = 95 \%$ est recommandée. t prend alors une valeur approximativement égale à 2. On peut par conséquent approximer l'intervalle de confiance à 95 %, avec la moyenne estimée plus ou moins environ deux fois l'erreur standard de la moyenne.

A.2. Pondération des données

A.2.1. Détermination de la moyenne pondérée

En général, on suppose que tous les points ont été extraits d'une même population mère et que la même distribution est valable pour tous les points. Dans certaines circonstances, néanmoins, certains points peuvent être mesurés avec une meilleure précision que d'autres. On peut exprimer cela en assignant une distribution différente à ce point mais avec un écart-type différent. Si nous assignons pour chaque point x_i son écart-type σ_i , La valeur la plus probable pour la moyenne est alors la moyenne pondérée des points:

$$\mu' = \frac{\sum \left(\frac{x_i}{\sigma_i^2} \right)}{\sum \left(\frac{1}{\sigma_i^2} \right)} \quad (\text{A-15})$$

A.2.2. Estimation de l'écart-type de la moyenne

L'écart-type sur la moyenne pondérée, est calculé à l'aide de la relation suivante ::

$$\sigma_{\mu'}^2 = \frac{\sum \frac{1}{\sigma_i^2}}{\left(\sum \left(\frac{1}{\sigma_i^2} \right) \right)^2} = \frac{1}{\sum \frac{1}{\sigma_i^2}} \quad (\text{A-16})$$

ANNEXE A

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

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	0,003	0,002
1.3 température		0,02
		0,03
1.3 Pression		0,06
1.4 mesure du courant/charge		0,06
1.5 Reproductibilité de positionnement du fantôme	0,04	
Somme Quadratique	0,04	0,14
Incertitude de type combinée 1	0,14	
2. Facteurs influent uniquement la chambre d'utilisateur		
2.1 Lecture de la chambre	0,02	0,06
2.3 température		0,06
		0,03
2.4 Pression		0,01
1.4 mesure du courant /charge		0,06
2.5 Courant de fuite		0,02
2.6 Reproductibilité de la distance avec la chambre de référence		
2.7 Reproductibilité de la position du fantôme (5 g/cm ²)	0,04	
Somme Quadratique	0,04	0,11
Incertitude de type combiné 2	0,12	
3. Incertitude Total		
Somme Quadratique (1 + 2)	0,06	0,17
Incertitude de type combiné SSDL (1 + 2)	0,18	
Incertitude du coefficient d'étalonnage reporté par l'AIEA	0,490	
3.2 Incertitude type combiné (SSDL + IAEA)	0,5	
3.3 Incertitude élargie (k=2)	1	

ANNEXE B
FACTEURS DE CORRECTION

B.1. Température et pression:

L'influence de la température et de la pression sur la masse d'air de la cavité est traduite pour les chambres d'ionisation non scellée, par la loi de MARIOTTE.

Le facteur de correction à appliquer sur la réponse de l'instrument de mesure, pour se rapporter aux conditions de référence adoptée lors de l'étalonnage, est donné par l'expression suivante:

Dans notre cas, les facteurs de correction se réduisent à un seul facteur qui tient compte de l'effet de la température et de la pression. Celui-ci est donné par l'expression :

$$K_{T,P} = \frac{273.15+T}{293.15} * \frac{1013.25}{P} \quad (B-1)$$

où T est la température mesurée en degré Celsius et P la pression en mbar. Si le baromètre utilisé donne la pression en mm d'Hg, alors le facteur de correction est donné par une relation légèrement différente de la relation 3 en remplaçant 1013.25 mbar par 760 mm de Hg.

Comme T et P représentent la température et la pression régnant à l'intérieur de la cavité de la chambre d'ionisation, il y a lieu de rapprocher les points de mesure, au maximum, de la chambre d'ionisation.

Où T et P représentent la température et la pression régnant à l'intérieur de la cavité de la chambre d'ionisation de l'étalon secondaire.

B.2. Humidité:

Cette correction est nécessaire si les mesures sont relatives à l'air sec standard et sont réalisées entre 20% et 70% d'humidité relative et pour une température comprise entre 15°C et 25°C. Dans ce cas, la valeur de facteur de correction, pour les rayonnements du ^{60}Co , est $K_h = 0.997$ (AIEA, 1987 ; AIFB, 1988). En dehors de cette gamme (20% - 70%), le facteur de correction n'a pas été déterminé. Pour cette raison, il est conseillé

ANNEXE B

d'effectué les mesures nécessitant une bonne exactitude dans une gamme d'humidité relative allant de 20% à 70%.

B.3. Les pertes de charge par recombinaison :

Les pertes de charge due à la recombinaison des ions à l'intérieur du volume sensible de la chambre d'ionisation doivent être faibles dans les conditions usuelles d'utilisation. Elles dépendent de la tension d'alimentation de la chambre, de la chaîne de mesure associée, de débit de dose et du type de rayonnement.

Le facteur de correction k_{rec} dus à la recombinaison peuvent être déduits de calculs (Boag 1966, 1981 ; ICRU 1982).

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

Cette méthode est connue sous le nom de méthode de « 2 voltage ». Le principe étant la mesure des charges collectées Q_1 et Q_2 pour deux tension 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.

.4. Effet de polarité:

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 positive puis négative et égale en valeur absolue.

Une méthode simple pour tenir compte de cet effet consiste, à chaque fois, à faire deux mesures, l'une en polarité positive, l'autre en polarité négative, et à prendre la moyenne arithmétique des valeurs absolues des charges Q^+ et Q^- obtenues. Cette méthode revient à considérer que le facteur de correction relatif à l'effet de polarité est égal à 1. en effet, et pour plus de rigueur ce facteur est égal à :

ANNEXE B

$$k_{pol} = \frac{|Q^+ + Q^-|}{2|Q|} \quad (\text{B-3})$$

Q représente la réponse de l'instrument de mesure pour la polarité de la tension appliquée (supposée être la même que celle utilisée lors de l'étalonnage). Le changement de polarité entre les mesures nécessite d'attendre la stabilisation de la chaîne de mesure.

Dans les faisceaux de photons de haute énergie, l'effet de polarité est généralement négligeable ainsi que sa variation avec la qualité du faisceau. Toutefois il est recommandé de toujours le vérifier.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Nora Fergane, thèse magister en physique médical, Dosimétrie de référence des faisceaux des photons et d'électrons de haute énergie utilise en radiothérapie, juillet 2007.
- [2] <http://www.ganil.fr/public/accelerator/index.html>.
- [3] Faiz M. Khan, Physics of Radiation Therapy, 3rd Edition Copyright ©2003 Lippincott Williams & Wilkins.
- [4] IAEA (International Atomic Energy Agency), Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, VIENNA, 2005.
- [5] Khoudri S., Cours : biophysique, Master physique Médicale, Bases physiques en radiothérapie, Blida (2008).
- [6] Stéphane corde, thèse docteur en génie biologique et médical, développement métrologique d'agents pharmacologique renforceurs de l'effet photoélectrique pour l'utilisation du rayonnement synchrotron en radiothérapie anticancéreuse, octobre 2002.
- [7] D.-J. Gambini & R. Granier, Manuel pratique de radioprotection, Ed: TEC & DOC Lavoisier, 1997
- [8] D.BLANC, les rayonnements ionisants. Ed: MASSON Paris ,1990 Pag 61, 62,63,
- [9] Arib M, Cours de radio-physique : conversion et dépôt d'énergie, 2003/2004.
- [10] Yannick ARNOUD, cours Interactions et Détecteurs, M2 Physique médicale, Lyon Grenoble 2008-2009.
- [11] S.F.P.M (Société Française de Physique Médicale), Groupe de Travail «Dosimétrie des explorations diagnostiques en Radiologie », rapport. N° 21.
- [12] E.B. Podgorsak, Radiation Physics for Medical Physicists, Ed: Springer, Berlin 2006.
- [13] NASSIROU Harouna, Mémoire de Magister en physique médical, Utilisation des fantômes solides pour la dosimétrie des faisceaux de photons de haute énergie 15/07/2008.
- [14] AAPM 1987, TG 21. A protocol for the determination of absorbed dose from high energy photon and electron beams. Med. Phys. 10, 741-771.
-

BIBLIOGRAPHIE

- [15] 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).
- [16] IAEA, 1994, calibration of dosimeters used in radiotherapy. A manual sponsored by the AIEA and WHO, Technical reports Series No. 374 IAEA, Vienna.
- [17] IAEA TRS 381, the use of plan parallel ionization chambers in high energy electron and photon beam An International Code of Practice, Technical reports Series No. 381 IAEA, Vienna, 1997.
- [18] 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.
- [19] IAEA TRS 398 (International Atomic Energy Agency), Andreo P, Burns D T, Hohlfeld 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).
- [20] ANDREO P, 1992, Absorbed Dose beam quality factors for the dosimetry of high energy photon beam Phys. Med. Boil. , Vol. 37 No12, 2189-2211.
- [21] AAMP, Fujio Arakia and H. Dale Kubob, Comparison of high-energy photon and electron dosimetry for various dosimetry protocols, California 2002 Med. Phys. DOI: 10.1118/1.1470208.
- [22] Khoudri. S, cours M2 physique médicale : les appareils de traitement, Blida 2008.
- [23] 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).
- [24] 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.
-

BIBLIOGRAPHIE

- [25] AFSSPS (Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits des Santé), décision du contrôle de qualité interne des accélérateurs à usage médicale et des dispositifs de télé-cobalthérapie. 2 MARS 2004, D.665-5-10.
- [26] Arib M, Cours de radio-physique volume 1, techniques de mesure de la radiation 2004.
- [27] SSRPM (Société Suisse de Radiobiologie et de Physique Médicale) Dosimétrie des faisceaux de photons de haute énergie à l'aide de chambres d'ionisation, Recommandations N° 8, Octobre 2000, ISBN 3-908125-26-X.
-