

F.S.D... N° D'ordre :

**Université Saad DAHLAB de Blida**



**Faculté des Sciences**

**Département de: Physique.**

Mémoire Présenté par :

**BOUAISSA LAKHDAR**

En vue d'obtenir le diplôme de Master

**Domaine : Science de la matière.**

**Filière : Physique.**

**Spécialité : Physique médicale.**

**Option : Radiothérapie.**

**Sujet :**

**DOSIMETRIE DE REFERENCE  
DES FAISCEAUX DE PHOTONS.**

Soutenu le : 07/10 /2010 , devant le jury composé de :

M <sup>f</sup> . B. HOCINI	Chargé de recherche	USDBlida	président
M <sup>f</sup> . M. ARIB	Maître de Recherche	CRNA	Directeur de thèse
M <sup>f</sup> . M. CHEKIRINE	Chargé de cours	USDB	Examineur
M <sup>f</sup> . Dj. IMATOUKENE	Chargé de recherche	CRNA	Examineur
M <sup>f</sup> . Y. KESSIRA	Chargé de recherche	SSDL Alger	Invité

MA-530-07-1

# *Remerciements*

Je remercie mon promoteur Mr M.ARIB, chargé de recherche au CRNA, qui m'a permis de travailler sur le sujet durant ces mois au cours duquel, son investissement, malgré ses multiples activités il a toujours été disponible pour répondre à la moindre question ; sa rigueur scientifique et ses nombreux conseils ont été d'une précieuse aide tout au long de mon travail.

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

Je tiens à remercier Mr BEN TAIBA, Mr KHODRI pour leurs conseils et leurs encouragements.

Mes gratitude et reconnaissances sont adressées à tous les Enseignants qui ont assurés notre réintégration et notre formation.

Merci également à Mr HOCINI d'avoir accepté de présider mon jury, ainsi qu'aux monsieur Mr IMATOUKENE, Mr CHEKIRINE pour avoir accepté de faire partie du jury.

Et un grand merci à Mr KESSIRA d'avoir accepté mon invitation.



*Dédicaces*

*Je dédie ce travail à*

*Ma chère femme*

*Pour son amour,*

*Son soutien,*

*Ses sacrifices consentis pour parvenir à l'aboutissement de ce  
travail.*

## Liste d'abréviations

IAEA	International Atomic Energy Agency
AAPM	American Association Of Physicists In Medicine
KERMA	Kinetic Energy Released Per Unit Mass
ICRU	International Commission On Radiation Units And Measurements
BNM	Bureau National De Métrologie, France
LNHB	Laboratoire National Henri Becquerel, France
NRCC	National Research Council Of Canada
OMS	Organisation Mondiale Pour La Santé

**Table des matières**

Introduction.....	18
<b>CHAPITRE 1      Aspects Théoriques</b>	
1.1. Rayonnements ionisants.....	21
1.1.1. Introduction.....	21
1.1.2. Définition d'un rayonnement.....	21
1.1.3. Origines des rayonnements.....	21
1.1.4. Utilisations des rayonnements.....	21
1.1.5. Classement des rayonnements ionisants.....	22
1.1.6. Les photons.....	22
1.1.7. Radioactivité et applications.....	23
1.1.7.1. Loi de l'émission radioactive.....	23
1.1.7.2. activité radioactive.....	24
1.2. Interaction rayonnements matière.....	24
1.2.1. Interaction rayonnement matière à l'échelle de l'atome.....	26
1.2.1.1. Ionisation.....	27
1.2.1.2. Excitation.....	27
1.2.1.3. Fluorescence.....	28
1.2.1.4. Effet Auger.....	29
1.3. Interaction photon-matière.....	29
1.3.1 Effet photoélectrique.....	30
1.3.1.1. Description.....	30
1.3.1.2. Effet de l'énergie du photon incident.....	31
1.3.1.3. Effet du numéro atomique.....	31
1.3.1.4. Rayonnement caractéristique.....	32
1.3.1.5. Électrons Auger.....	32
1.3.1.6. Importance de l'effet photoélectrique en radiodiagnostic.....	32
1.3.2. Effet Compton (diffusion incohérente).....	32
1.3.2.1. Description.....	33

1.3.2.2.	Effet de l'énergie du photon incident.....	33
1.3.2.3.	Distribution angulaire des particules Compton.....	34
A	Cas de l'électron libre.....	34
B	Cas de l'atome.....	35
1.3.3.	Création de paires.....	35
1.3.4.	Diffusion élastique.....	36
1.3.4.1.	Diffusion Thomson.....	36
1.3.4.2.	Diffusion Rayleigh ou cohérente.....	36
1.3.5.	Domaine de prépondérance.....	37
1.4.	L'atténuation de faisceaux.....	38
1.5.	Unités et grandeurs dosimétriques.....	38
1.5.1	Kerma.....	38
1.5.2.	Dose absorbée.....	39
1.5.3.	Relations entre les grandeurs et calculs pratiques.....	40
1.5.3.1.	Relation kerma – fluence.....	40
1.5.3.2.	Relation kerma – dose absorbée.....	40
1.6.	L'équilibre électronique.....	41

## **CHAPITRE 2      *Equipements d'irradiation et instruments de mesure***

2.1.	Introduction.....	43
2.1.2.	Production du cobalt 60.....	43
2.1.3.	Description de l'unité de <sup>60</sup> Co ELDORADO 78.....	44
2.2.	Les chambres d'ionisation.....	46
2.2.1.	Théorie de la cavité de Bragg-gray.....	46
2.2.2.	Principe de fonctionnement.....	47
2.2.2.1.	principe général .....	47
2.2.2.2.	Description des chambres d'ionisation utilisées en radiothérapie .....	48
2.2.3.	Les gaines d'étanchéité des chambres d'ionisation.....	49
2.3.	Le milieu de référence (le fantôme).....	49
2.4.	L'électromètre.....	49

**CHAPITRE 3 Protocoles dosimétrique anciens et nouveaux : intercomparaisons**

3.1.	Introduction.....	53
3.2.	Classification des instruments de mesures.....	53
3.2.1.	Les standards.....	53
3.2.2.	Les standards primaires.....	53
3.2.3.	Les standards secondaires.....	54
3.2.4.	Les standards tertiaires.....	54
3.3.	Chaine de mesure internationale.....	54
3.4.	Les protocoles dosimétriques.....	55
3.4.1.	Procédures d'étalonnages.....	56
3.4.1.1.	Première méthode : étalonnage à l'air libre.....	56
A.	Détermination du coefficient d'étalonnage $N_k$ .....	56
B.	Application à la dosimétrie en radiothérapie.....	58
3.4.1.2.	Deuxième méthode : étalonnage dans l'eau.....	59
A	Détermination du coefficient d'étalonnage $N_{D,eau,Q0}$ .....	60
B	Application à la dosimétrie en radiothérapie.....	61
3.4.2.	Comparaison des deux méthodes d'étalonnage.....	62

**CHAPITRE 4 Contrôles de qualité des équipements d'irradiation et des instruments de mesure**

4.1.	Détermination des paramètres physiques de l'unité de $^{60}\text{Co}$ (ELDORADO 78).....	64
4.1.1.	Position de la source de $^{60}\text{Co}$ .....	64
4.1.1.1.	Détermination de la position de la source à l'aide du télémètre de l'appareil.....	65
4.1.1.2.	Détermination de la position de la source à l'aide de la règle murale.....	66
4.1.1.3	Conclusion.....	67
4.1.2.	Détermination du temps de course de la source.....	67
4.1.2.1.	Introduction.....	67
4.1.2.2.	Méthode graphique.....	68
4.1.2.3.	Méthode de fractionnement du temps.....	69
4.1.2.4	Conclusion.....	70

4.2.	Contrôle de qualité de l'appareil ELDORADO78.....	70
4.2.1.	Étude de la distribution de dose (profils des faisceaux dans l'air).....	70
4.2.1.1.	Méthode et dispositifs utilisés.....	71
4.2.1.2.	Conclusion.....	74
4.3.	Paramètres dosimétriques du système de dosimétrie.....	74
4.3.1.	Contrôle de qualité de la chaîne de mesure.....	74
4.3.1.1.	Stabilité des instruments de mesure.....	74
A	Stabilité de la chambre d'ionisation.....	75
B	Stabilité du système chambre+électromètre.....	76
C	Conclusion.....	76
4.3.1.2.	Reproductibilité du système dosimétrique.....	77
A	Méthode et dispositifs utilisés.....	77
B	Résultats et interprétation.....	77
4.3.2.	Mesure du bruit de fond (courant de fuite).....	78
4.3.2.1	Introduction.....	78
4.3.2.2	Bruit provenant du rayonnement ambiant.....	78
4.3.2.3	Bruit provenant de la source de rayonnement à mesurer.....	78
A	Bruit provenant du système de détection.....	78
B	Bruit de fond et mesure nette.....	78
4.3.2.4.	Bruit de fond du système électromètre plus chambre d'ionisation.....	79
A	En l'absence du champ d'irradiation.....	79
B	En présence du champ d'irradiation.....	79
4.3.2.5.	Conclusion.....	80
4.4.	Indice de qualité de l'appareil $^{60}\text{Co}$ .....	80
4.4.1.	Introduction.....	80
4.4.2.	Détermination expérimentale.....	81
4.4.2.1.	Détermination directe du $\text{TPR}_{20,10}$ .....	81
4.4.2.2.	Méthode indirecte de la détermination du $\text{TPR}_{20,10}$ .....	83
4.4.2.3.	Interprétation.....	85
4.4.2.4.	Comparaison avec les résultats publiés dans la littérature.....	85

<b>CHAPITRE 5 Mesure de la dose de référence et étalonnage des chambres</b>	
5.1.	Introduction..... 87
5.2.	Détermination de débit de dose dans plusieurs fantômes ..... 87
5.2.1.	Étude de la variation du débit de dose en fonction de la DSP..... 89
5.2.2.	Étude de la variation de débit de dose en fonction de la taille de champ. 91
5.2.3.	Conclusion..... 92
5.3.	Étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau dans un faisceau de photons $\gamma$ de $^{60}\text{Co}$ ..... 92
5.3.1.	Étalonnage dans les conditions de référence..... 93
5.3.2.	Étude de la variation du coefficient d'étalonnage en fonction des paramètres géométriques..... 94
5.3.2.2	Étude de la variation du coefficient d'étalonnage en fonction de la DSP 94
5.3.2.2.	Étude de la variation du coefficient d'étalonnage en fonction de la taille de champ..... 96
5.3.2.3.	Conclusion..... 98
5.4.	Facteurs de transferts de dose..... 98
5.4.1.	Mesures expérimentales du facteur de transfert..... 99
5.4.2.	Variation de $K_{S,\text{eau}}$ en fonction des paramètres géométriques..... 99
5.4.3.	Conclusion..... 101
5.4.4.	Comparaison des doses méthode directe et méthode de transfert..... 101
5.4.5	Conclusion..... 102
	Conclusion générale..... 102

**Liste des Tableaux**

Tableau 1.1. Classification des interactions des photons avec la matière. ....	26
Tableau 1.2. Probabilité des trois processus en $E_y$ et $Z$ . ....	37
Tableau 2.1. Spécification des chambres d'ionisation cylindrique utilisées en radiothérapie. ....	48
Tableau 2.2. Caractéristiques physiques et géométriques des fantômes utilisés dans le cadre de ce travail. ....	50
Tableau 4.1. Résultats des mesures de la charge en fonction de la DSD. ....	65
Tableau 4.2. La fonction $1/Q_{corr} = f(DSD)$ lecture à l'aide de la règle murale. ....	66
Tableau 4.3. la charge corrigée en fonction du temps d'irradiation. ....	69
Tableau 4.4. Mesure du temps de course de la source. ....	70
Tableau 4.5. la zone de pénombre. ....	74
Tableau 4.6. la zone d'homogénéité. ....	74
Tableau 4.7. la symétrie. ....	74
Tableau 4.8. Mesure des courants de fuite pour deux systèmes en absence de champ d'irradiation. ....	79
Tableau 4.9. Mesure des courants de fuite pour deux systèmes en présence de champ d'irradiation. ....	80
Tableau 4.10. Tableau récapitulatif. ....	80
Tableau 4.11. Le bruit de fond des deux systèmes. ....	80
Tableau 4.12. $TPR_{20,10}$ obtenus pour différents fantômes par la méthode directe. ....	83
Tableau 4.13. $TPR_{20,10}$ obtenus pour différents fantômes par la méthode indirecte. ....	84
Tableau 4.14. Tableau récapitulatif des deux tableaux 16 et 17. ....	84
Tableau 4.15. le débit de dose de référence dans les trois fantômes. ....	89
Tableau 5.1. Les valeurs de <b>NE, D, eau</b> des chambres à étalonnées obtenus dans les conditions des références. ....	93
Tableau 5.2. les valeurs <b>KS, eau</b> dans les conditions de référence. ....	99
Tableau 5.3. Ecart entre les valeurs de charges mesurées dans fantôme d'eau et celles calculée par le facteur de transfert. ....	101

**Liste des Figures**

Figure 1.1. Courbe exponentielle de décroissance radioactive.....	24
Figure 1.2. Une radiation interagit avec un électron atomique (a) et provoque une excitation (b), ou une ionisation (c).....	25
Figure 1.3. Transport de l'énergie de la radiation à la matière.....	25
Figure 1.4. Effet photoélectrique, un photon est absorbé par un électron (a), puis est éjecté hors de l'atome (b). .....	26
Figure 1.5. Ionisation.....	27
Figure 1.6. Excitation.....	28
Figure 1.7. Un seul photon après ionisation ou excitation. ....	29
Figure 1.8. Plusieurs photons.....	29
Figure 1.9. Probabilité typique de l'effet photoélectrique en fonction de l'énergie du photon incident.....	31
Figure 1.10. Interaction d'un photon par effet photoélectrique. ....	31
Figure 1.11. Effet Compton. ....	33
Figure 1.12. Suite d'interaction Compton (c) finissant par une interaction photoélectrique (pe).....	33
Figure 1.13. Création d'une paire électron-positron à proximité d'un noyau par un photon incident.....	35
Figure 1.14. Effet de production de paires.....	36
Figure 1.15. Diffusion Rayleigh (a) photon absorbé (b) électron oscillé (c) photon émet.....	37
Figure 1.16. Domaine de prépondérance des trois effets.....	38
Figure 1.17. L'équilibre électronique.....	41
Figure 2.1. Schéma synoptique illustrant la désintégration du $^{60}\text{Co}$ . ....	44
Figure 2.2. Unité de Cobalt 60.....	45
'ELDORADO 78'et sa console de .....	45
commande .....	45
Figure 2.3. Coupe longitudinale de.....	45
la tête de l'ELDORADO 78. ....	45
Figure 2.4. pupitres de commande, et camera de surveillance.....	45

Figure 2.5. Moniteurs de télé surveillance.....	45
Figure 2.6. Illustration du principe de Bragg-Gray.....	46
Figure 2.7. Principe physique de la chambre d'ionisation.....	47
Figure 2.8. Chambres d'ionisation cylindriques.....	48
Figure 2.9. Fantômes utilisés dans le cadre de ce travail.....	50
Figure 2.10. Electromètres utilisés en étalonnage et en dosimétrie clinique.....	51
Figure 3.1. Chaîne internationale de mesure.....	55
Figure 3.2. Coefficient d'étalonnage en terme de Kerma à l'air libre dans un faisceau de photons du Cobalt 60.....	57
Figure 3.3. Géométrie utilisée pour l'étalonnage des chambres cylindriques en terme de Kerma à l'air libre.....	58
Figure 3.4. Géométrie utilisée pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau en utilisant le protocole dosimétrique TRS 277.....	58
Figure 3.5. Coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau pour un faisceau de photons de qualité $Q_0$ .....	60
Figure 3.6. Géométrie utilisée pour l'étalonnage des chambres cylindriques en terme de dose absorbée dans l'eau.....	61
Figure 4.1. Variation de $1/NQ_{corr}$ en fonction de la DSD mesurée par le télémètre.....	66
Figure 4.3. Variation de $Q_{corr}$ en fonction du temps d'irradiation affichés sur le pupitre de commande de l'unité de Cobalt60.....	69
Figure 4.4. Profil horizontale de champ 15 x 15 du faisceau de $^{60}Co$ à l'air libre.....	72
Figure 4.5. Profil verticale de champs 15x15 cm <sup>2</sup> du faisceau de $^{60}Co$ à l'air libre.....	72
Figure 4.6. Profil horizontale de champ 10x10 cm <sup>2</sup> du faisceau de $^{60}Co$ à l'air libre.....	72
Figure 4.7. Profil verticale de champ 10x10 cm <sup>2</sup> du faisceau de $^{60}Co$ à l'air libre.....	73
Figure 4.8. Profil horizontale de champ 5x5 cm <sup>2</sup> du faisceau de $^{60}Co$ à l'air libre.....	73
Figure 4.9. Profil verticale de champ 5x5 cm <sup>2</sup> du faisceau de $^{60}Co$ à l'air libre.....	73
Figure 4.10. Etude du temps de stabilité des chambres d'ionisation.....	75
Figure 4.11. Stabilité du système chambre + électromètre.....	76
Figure 4.12. Rapport des mesures par rapport à leurs moyenne $M/M_{moy}$ .....	77
Figure 4.13. Méthode directe utilisée pour la détermination.....	82

Figure 4.14. schéma représente les différentes conditions effectuées pour la détermination expérimentale de l'indice de qualité par la méthode indirecte. ....	83
Figure 4.15. variations de <b>TPR1020</b> en fonction de <b>D20/D10</b> .....	84
Figure 5.1. Conditions de référence utilisées pour la détermination du débit de dose dans l'eau pour l'unité de $60\text{Co}$ . ....	88
Figure 5.2. Débit de dose dans le fantôme AIEA en fonction de la distance. ....	89
Figure 5.3. Débit de dose dans un fantôme Solid-Water en fonction de la DSP. ....	90
Figure 5.4. Débit de dose dans un fantôme PMMA en fonction de la DSP .....	90
Figure 5.5. Débit de dose dans le fantôme AIEA en fonction de la taille du champ.....	91
Figure 5.6. Débit de dose dans un fantôme Solide-Water en fonction de la taille du champ.....	91
Figure 5.7. Le débit de dose en fonction de la taille du champ définie à la surface d'un Fantôme PMMA.....	92
Figure 5.8. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la distance source surface du Fantôme AIEA. ....	94
Figure 5.9. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la distance source surface du Fantôme Solide-Water. ....	94
Figure 5.10. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la distance source surface du Fantôme PMMA.....	95
Figure 5.11. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la distance source surface du Fantôme AIEA. ....	95
Figure 5.12. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la distance source surface du Fantôme Solide-Water. ....	95
Figure 5.13. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la distance source surface du Fantôme PMMA.....	96
Figure 5.14. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la taille du champ définie à la surface du Fantôme AIEA..	96
Figure 5.15. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la taille du champ définie à la surface du Fantôme Solid Water.....	96

Figure 5.16. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la taille du champ définie à la surface du Fantôme PMMA.....	97
Figure 5.17. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la taille du champ définie à la surface du Fantôme AIEA....	97
Figure 5.18. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la taille du champ définie à la surface du Fantôme Solide-Water.....	97
Figure 5.19. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la taille du champ définie à la surface du Fantôme PMMA.	98
Figure 5.20. coefficient de transfert en fonction de DSP pour le fantôme Solide-Water.....	100
Figure 5.21. Coefficient de transfert en fonction de DSP pour le fantôme PMMA.....	100
Figure 5.22. Coefficient de transfert en fonction de la taille de champ pour le fantôme Solide-Water.....	100
Figure 5.23. Coefficient de transfert en fonction de la taille de champ pour le fantôme PMMA.....	101

## ملخص

البروتوكولات الجديدة مثل ( AAPM ل TG 51 و AIEA ل TRS 398 ) تركز على معايرة حجرة التأين بالجرعة الممتصة في الماء, نستطيع الحصول على دقة عالية.

هناك حالات يكون فيها تحديد الجرعة الممتصة في الماء متعذر التنفيذ في هذه الحالات يكون فيها وضع الطيف الصلب بطريقة أسرع و أفضل مردود. في هذه الحالة الجهاز متكون من حجرة التأين و طيف صلب, نستطيع المعايرة و استعمالها في القياس الروتيني لتدفق الجرعة. يعلم أن الإجراءات في الحالة العامة هي عبارة عن فحص لتأيت تدفق الجرعة, لكن لا توجد علاقة مباشرة مع قياس لجرعة الممتصة المرجعية في الماء, التي تمثل الاهتمام الكبير في التداوي بالأشعة.

هذا العمل مرتبط بتطبيق بروتوكول TRS398 من أجل معايرة حجرة التأين باستعمال عدة أطيفان صلبان (PMMA, Solid-Water) و طيفان من ماء (AIEA, Med-Tec).

أولاً نعين تدفق الجرعة في عدة أطيفان و من ثم ندرس تغيرات هذه القيمة بدلالة الخصائص الهندسية. بعدئذ نعاير حجرتي التأين من النوع الاسطواني بدلالة الجرعة الممتصة في الماء كذا في الطيفان الصلبين باستعمال الأشعة الفوتونية ل  $^{60}\text{Co}$  لندرس تغيرات معامل المعايرة بدلالة الخصائص الهندسية. في الأخير نعين عامل تحويل الجرعة  $K_{S,eau}$  الذي يسمح لنا بالانتقال من طيف لآخر بالاستعمال الجرعة و تغيراتها بدلالة الخصائص الهندسية.

## Résumé

Les nouveaux protocoles tels que (TG 51 de l'AAPM et le TRS 398 de l'AIEA), sont basés sur l'étalonnage des chambres d'ionisation en termes de dose absorbée dans l'eau, permettent d'atteindre un degré de précision assez élevé.

Il existe des situations pour lesquelles les mesures de dose dans l'eau sont impraticables ; dans de telles situations, les fantômes solides sont plus faciles à mettre en place d'une manière plus rapide et avec une meilleure reproductibilité. A cet effet, un dispositif composé d'une chambre d'ionisation et d'un fantôme solide, peut être étalonné et utilisé pour la mesure routinière du débit d'un faisceau clinique. Il faut noter que ce procédé constitue en général une vérification de la constance du débit d'une machine mais ne présente pas de relation directe avec la mesure de la dose absorbée de référence dans l'eau, qui est la grandeur d'intérêt en radiothérapie.

Nous nous sommes donc attachés dans ce travail, à appliquer le protocole TRS398 pour l'étalonnage des chambres d'ionisation, on utilise différents fantômes, deux fantômes solides (PMMA, Solid-Water), et deux fantômes en eau (AIEA, Med-Tec).

Premièrement nous avons déterminé le débit de dose dans plusieurs fantômes et étudié la variation de cette grandeur en fonction des paramètres géométriques.

En suite nous avons étalonné deux chambres d'ionisations cylindriques en termes de dose absorbée dans l'eau ainsi dans les deux fantômes solide dans un faisceau de photons  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$  et étudié la variation du coefficient d'étalonnage en fonction des paramètres géométriques.

Finalement nous avons déterminé le facteur de transfert de dose  $K_{S,eau}$  qui permet le passage d'un fantôme à autre en termes de dose et leur variation en fonction des paramètres géométriques.

## Mots clés

TG 51 de l'AAPM, TRS 398 de l'AIEA, fantôme solide, le facteur de transfert.

## *Abstract*

The new protocols like (TG 51 of AAPM and the TRS 398 of AIEA), are based in calibration of ionization chambers in terms of absorbed dose in water, permit to have a high precision level.

There are situations as regards the measurements of dose in water are impractical; in these situations, the solid phantoms are easy to put it in a quick way and best reproducibility. In this effect, the device is composed of an ionization chamber and solid phantom it can be calibrated and used for routine measurement of clinical beam rate. We must note that this process made up in general of constant rate verification of machine but it didn't present a direct relation with reference absorbed dose in water measurement, how is the big interest of radiotherapy.

We attached in this study, to apply the protocol TRS398 for the calibration of ionization chambers, we used different phantoms, two solid phantoms (PMMA, Solid-Water), and two water phantoms (AIEA, Med-Tec ).

In first we determined the dose rate in many phantoms and we studded the variation of this quantity in function of geometrics parameters.

Then we calibrated two cylindrical ionization chambers in terms of absorbed dose in water as well as in two solid phantoms in photon beam  $\gamma$  of  $^{60}\text{Co}$  and we studded the variation of calibration coefficient in function of geometrics parameters.

## INTRODUCTION

L'évaluation précise d'une dose de rayonnements ionisants ne peut être effectuée à l'aide d'un détecteur non étalonné. Les unités de lecture enregistrées sur un appareil relié à un détecteur sont souvent exprimés en terme de grandeurs physiques connues (exposition, kerma, dose absorbée, courant, charge, tension,...). Toutefois, pour établir une relation précise entre la lecture enregistrée sur l'appareil et la valeur de la grandeur réelle recherchée, il y a lieu de tenir compte du facteur d'étalonnage précédemment déterminé auprès d'un laboratoire d'étalonnage.

Les protocoles dosimétriques les plus récents, tels que le TG-51 de l'AAPM et TRS-398 de l'AIEA sont basés sur les mesures de la dose de référence dans des fantômes d'eau, à l'aide d'une chambre d'ionisation. Toutefois, pour l'application de ces protocoles dosimétriques, il est nécessaire d'évaluer la contribution à l'incertitude globale liée à l'utilisation d'instruments annexes tels que les fantômes, les gaines d'étanchéité, et les instruments de positionnement des chambres d'ionisation. De plus, la précision des résultats de mesure dépend fortement de la stabilité des électromètres, des sources, de polarisation et des conditions d'irradiation... etc.

Ce document est constitué de cinq chapitres, le premier chapitre c'est l'aspect théorique de cette étude, explicite les rayonnements ionisants et leur interaction avec la matière, puis les unités et les grandeurs dosimétriques.

Le deuxième chapitre a pour but de définir les équipements d'irradiations et les instruments de mesures et leur mode fonctionnement.

Le troisième chapitre éclaire les protocoles dosimétriques anciens et nouveaux avec une comparaison entre les deux tel que le TRS277 et le TRS 398.

Le but de quatrième chapitre est de déterminer les paramètres physiques de l'unité de cobalt-60 (eldorado 78) tel que le temps de course de la source et sa positionnement par rapport à la règle murale et au télémètre, et faire un contrôle de qualité de l'appareil ELDORADO78 et les instruments de mesures utilisées dans ce travail plus précisément l'étude des profils de champs, l'homogénéité, la symétrie et la stabilité des instruments de mesure.

Le cinquième chapitre a pour but de déterminer le débit de dose dans plusieurs fantômes et l'étude de la variation de cette grandeur en fonction des paramètres géométriques ensuite l'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau dans un faisceau de photons  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$  et l'étude de la variation du coefficient d'étalonnage en fonction des paramètres géométriques puis déterminer les facteurs de transferts de dose  $K_{S,eau}$  et leur variations en fonction des paramètres géométriques.

**CHAPITRE 1**

***ASPECTS THEORIQUES***

- **RAYONNEMENTS IONISANTS**
- **INTERACTION RAYONNEMENTS MATIERE**
- **UNITES ET GRANDEURS DOSIMETRIQUES**

## **CHAPITRE 1**

### **ASPECTS THEORIQUES**

#### **1.1. RAYONNEMENTS IONISANTS**

##### **1.1.1. INTRODUCTION**

Les rayonnements jouent un rôle fondamental en médecine car ils sont à l'origine de l'imagerie médicale. A la suite de l'essor de la radiologie, qui fait appel aux rayons X, bien d'autres agents physiques (rayons gammas, rayons bêta, ultrasons) ont participé au développement de cette imagerie.

Mais à coté de l'imagerie diagnostique, les rayonnements ont également une importance thérapeutique : c'est le domaine de la radiothérapie, qu'elle mette en œuvre des sources de rayonnement scellées (accélérateurs, cobalt, curiethérapie) ou des sources non scellées (radiothérapie métabolique).

##### **1.1.2. DEFINITION D'UN RAYONNEMENT**

Un rayonnement c'est un processus par lequel l'énergie se propage dans le vide ou dans un milieu matériel. Actuellement on distingue deux types de rayonnements :

- Les rayonnements ondulatoires qui ne s'accompagnent d'aucun transport de matière (ondes élastiques et électromagnétiques).
- Les rayonnements corpusculaires qui désignent des flux de particules de masse non nulle. [1]

##### **1.1.3. ORIGINES DES RAYONNEMENTS**

Il y a trois types de sources

- De l'univers (rayonnement cosmiques)
- Des matériaux qui constituent notre planète et notre environnement
- Les rayonnements artificiels

##### **1.1.4. UTILISATIONS DES RAYONNEMENTS**

Les rayonnements peuvent être utilisés de différentes manières :

- Comme outil de suivi : des marqueurs (atomes radioactifs)
- En imagerie médicale
- En traitement ...etc

### 1.1.5. CLASSEMENT DES RAYONNEMENTS IONISANTS

Les rayonnements ionisants sont constitués, soit de particules matérielles (Particules chargées, neutrons), soit d'ondes électromagnétiques ( $x, \gamma$ ). Ils ont une énergie suffisante pour ioniser un milieu, c'est-à-dire arracher un ou plusieurs électrons. Ces rayonnements sont classés en deux catégories [4] :

- Particules directement ionisantes (particules chargées).
- Particules indirectement ionisantes (Rayonnement électromagnétique, neutrons).

### 1.1.6. LES PHOTONS

De fréquence  $\nu$ , le photon possède le quantum d'énergie  $h\nu$ ,  $h$  étant la constante de PLANK. N'ayant pas de masse, le photon a la célérité  $c$  dans le vide.

Dans l'ultra-violet, le photon peut posséder une énergie suffisante pour ioniser un atome (photo ionisation). la détection des photons *UV* relève plus de l'optique que de la physique des particules.

Les photons *X* sont produits à l'extérieur du noyau, c'est-à-dire dans le champ électromagnétique qui l'entoure, ou dans son cortège électronique. dans cette catégorie se trouve les photons de fluorescence *X* des atomes, qui possèdent une énergie donnée, caractéristique d'une couche électronique (K, L, M). S'y trouve aussi le rayonnement de freinage résultant du freinage brutal d'une particule chargée, traversant le champ électromagnétique entourant un noyau. Alors que l'énergie des photons *X* de fluorescence est toujours faible (de l'ordre de 100 KeV ou au-dessous), le rayonnement de freinage peut avoir des énergies très élevées : par exemple, pour des électrons de 20 MeV, le rayonnement de freinage est formé de photons de toutes les énergies de zéro jusqu'à 20 MeV.

Les photons gamma sont émis depuis un noyau, ou résultent de l'annihilation d'une particule matérielle. Les sources les plus intenses de rayon gamma sont les sources radioactives, les photons résultant du retour à l'état fondamental de noyaux placés à un niveau d'énergie excité ; il vont de moins de 1 MeV à 20MeV environ. Les photons d'annihilations peuvent avoir des énergies beaucoup plus grandes. [2]

### 1.1.7. RADIOACTIVITE ET APPLICATIONS

Maurice Tubiana fait remarquer que « la radioactivité existe depuis le big-bang qui a marqué l'origine de l'univers toutes les espèces vivantes ont vécu dans un bain de radiations dont l'intensité varie notablement d'un point à l'autre du globe ». la radioactivité est donc présente partout, tout est question de dose. [3]

#### 1.1.8.1. Loi de l'émission radioactive

La radioactivité obéit aux lois des distributions binomiales : chaque atome radioactif présente une probabilité  $\lambda$ , donnée, de se désintégrer durant un temps égal à  $t$ . Le nombre de noyaux se désintégrant dans le temps  $dt$  est [2]:

$$dN = -\lambda N dt \quad (1.1)$$

$N$  étant le nombre d'atomes présents à l'instant  $t$ .

D'où :

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \quad (1.2)$$

$e^{-\lambda t}$ , est la probabilité que possède un noyau donné, d'exister à l'instant  $t$ . la probabilité qu'il possède de se désintégrer dans l'intervalle de temps  $dt$  est  $\lambda dt$ . La probabilité que la vie du noyau soit comprise entre  $t$  et  $t+dt$  est donc  $e^{-\lambda t} \lambda dt$ .

La durée moyenne de vie d'une population de noyaux est :

$$\tau = \int_0^{\infty} t e^{-\lambda t} \lambda dt = \frac{1}{\lambda} \quad (1.3)$$

$\tau$  est le temps au bout duquel le nombre de noyaux qui subsistent est  $(N_0/e)$ ,  $e$  étant la base des logarithmes népériens ( $e=2.718281828\dots$ ). [2]

On emploie surtout la période  $t_{1/2}$ , temps au bout duquel la moitié du nombre initial des noyaux sont transformés :

$$N = \frac{N_0}{2} \quad (1.4)$$

$$t_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (1.5)$$

Ou bout de  $k$  fois la période, il reste :

$$N = N_0 e^{-k \lambda t_{1/2}} = \frac{N_0}{2^k} \quad (1.6)$$

Le graphe suivant représente la décroissance radioactive

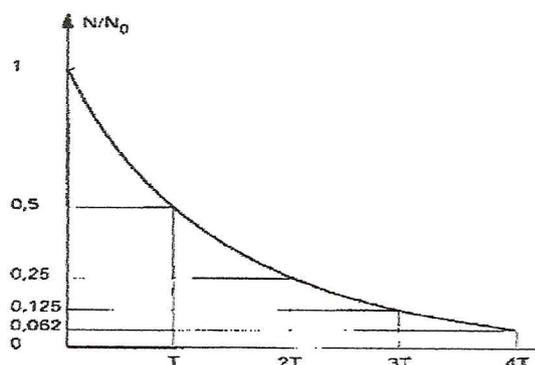


Figure 1.1. Courbe exponentielle de décroissance radioactive.

### 1.1.8.2. Activité radioactive

L'activité d'un échantillon radioactif contenant  $N$  particules est le produit :

$$A = N\lambda = N/\tau \quad (1.7)$$

Elle se mesure assez facilement (ce sont des coups par seconde dans un compteur). Si on connaît  $A$  et  $\tau$  (dont la mesure est faite pour toutes par ailleurs), on en déduit la concentration  $N$  de produit radioactif dans l'échantillon. Les activités se mesurent en Becquerel :  $1\text{Bq}=1\text{coup/s}$  (ancienne unité le Curie :  $1\text{Curie}=3.7\times 10^{10}\text{Bq}$ ).

## 1.2. INTERACTION RAYONNEMENTS MATIERE

On peut distinguer trois types de particules :

- les particules chargées : électrons ( $\beta^+$ ,  $\beta^-$ ), deutons, tritons, alphas, ions légers et ions lourds
- les particules neutres : neutrons
- les photons

Les particules chargées sont directement ionisantes. Elles interagissent avec les électrons de la matière à cause de la force coulombienne. Les transferts d'énergie dépendent des masses des particules en mouvement et il ya lieu de distinguer entre particule chargées (protons, alphas, ions lourds) et électrons (électrons, positons).

Le neutron et le photon sont indirectement ionisants.

Pour ioniser la matière, ils doivent tout d'abord interagir respectivement avec un proton et un électron qui vont ensuite perdre leur énergie cinétique en ionisant le milieu. C'est donc un processus indirect. Ce sont des particules secondaires qui ionisent le milieu.

Les particules produites par désintégrations nucléaires ont une énergie nettement supérieure à l'énergie thermique des constituants de la matière et ne sont donc pas en équilibre thermodynamique. L'équilibre s'obtient principalement en transférant l'énergie de la radiation aux électrons de la matière soit en les faisant passer dans un état énergétique supérieur par excitation ou en les éjectant hors de l'atome par ionisation (figure 1.2).

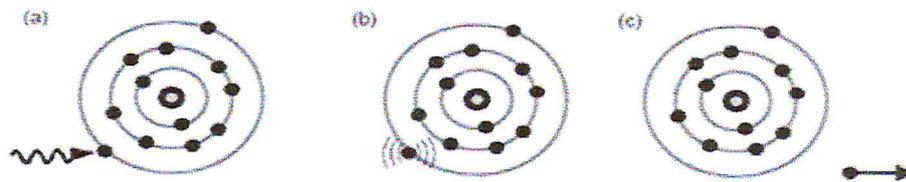


Figure 1.2. Une radiation interagit avec un électron atomique (a) et provoque une excitation (b), ou une ionisation (c).

L'énergie ainsi libérée apparaît principalement sous la forme d'une augmentation de la température, mais également sous la forme de chaleur latente ou de modification de la structure chimique du milieu (voir figure 1.3).

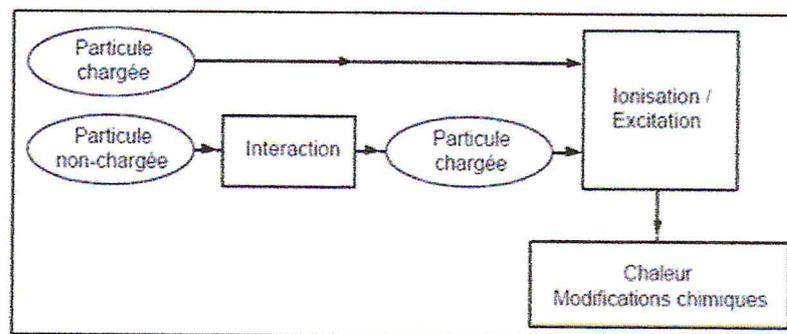


Figure 1.3. Transport de l'énergie de la radiation à la matière.

Les particules chargées et non chargées interagissent différemment avec la matière. Les particules chargées peuvent directement provoquer des excitations ou des ionisations, alors que les particules non chargées doivent d'abord subir une interaction créant une particule chargée qui pourra ensuite exciter ou ioniser la matière. C'est pourquoi les particules chargées sont dites directement ionisantes alors que les particules non chargées sont dites indirectement ionisantes.

La seconde grande différence entre particules chargées et neutres réside également dans la manière de libérer l'énergie dans la matière. De manière générale, les particules

neutres subissent un faible nombre d'interactions pendant lesquelles une forte proportion d'énergie est libérée alors que les particules chargées ont tendance à effectuer un grand nombre d'interactions pendant lesquelles une relativement petite proportion d'énergie est libérée.

		Energie perdue par un photon d'énergie $E_0$		
		0	$0 < E < E_0$	$E_0$
		Diffusion élastique	Diffusion inélastique	absorption
Lieu d'intersection	Electron	Thompson-Rayleigh	Compton	photoélectrique
	Noyau	-	-	photo nucléaire
	Champ électromagnétique	-	-	Créations de paires

Tableau 1.1. Classification des interactions des photons avec la matière.

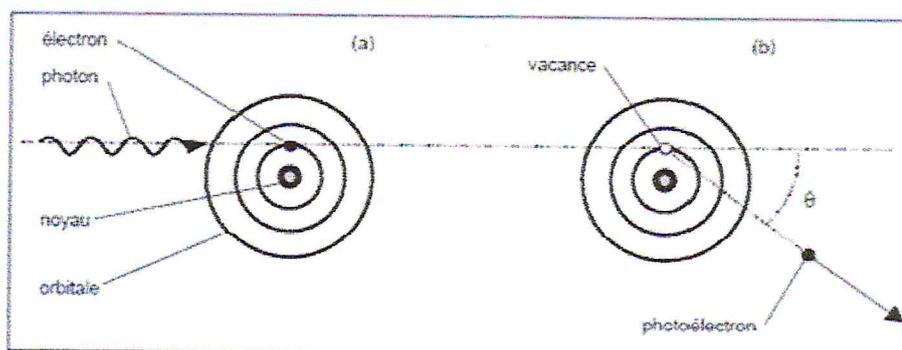


Figure 1.4. Effet photoélectrique, un photon est absorbé par un électron (a), puis est éjecté hors de l'atome (b).

### 1.2.1. INTERACTION RAYONNEMENT MATIERE A L'ECHELLE DE L'ATOME

Absorption et émission d'énergie par la structure électronique de l'atome [1]:

- Deux mécanismes d'absorption : ionisation, excitation.

➤ Deux mécanismes d'émission : fluorescence, effet Auger.

### 1.2.1.1. Ionisation

Pour arracher un électron de l'atome auquel il appartient, il faut seulement que l'énergie disponible absorbée  $E$  soit supérieure à l'énergie de liaison de l'électron  $W_i$ . On dit qu'il y a ionisation. L'énergie excédentaire est répartie en énergie cinétique de l'électron éjecté et de l'ion créé. Vu le rapport des masses : c'est pratiquement l'électron qui reçoit la totalité de l'énergie cinétique  $T$  : [1]

$$T = E - W_i \quad (1.8)$$

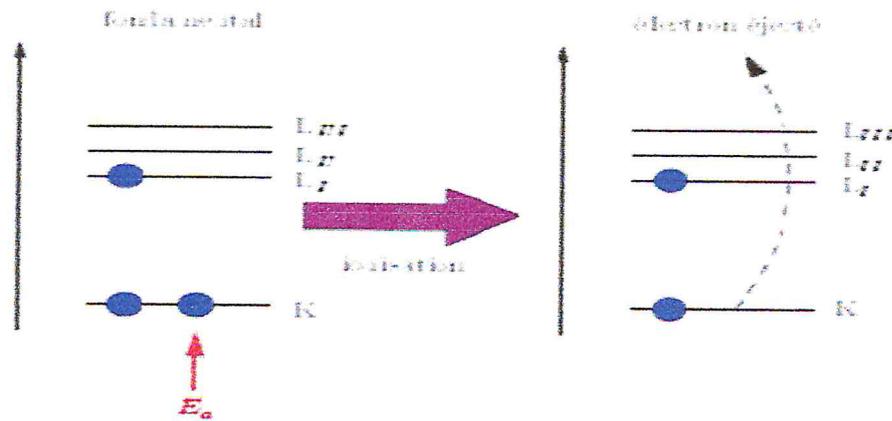


Figure 1.5. Ionisation.

### 1.2.1.2. Excitation

Lorsque l'énergie absorbée par un atome est insuffisante pour arracher un électron, l'atome peut être excité si l'énergie absorbée correspond à une différence de niveau pour l'électron.

Les quantités d'énergie absorbées sont discontinues et correspondent à des différences d'énergie de liaison entre deux orbites permises [1]:

$$W_j = W_i - E \quad (1.9)$$

$W_i$  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  $j$  après absorption d'une énergie  $E$ .

En fait, le principe d'exclusion de Pauli impose qu'il existe un état libre sur l'orbite finale, c.à.d. une place libre pour accueillir l'électron. [4]

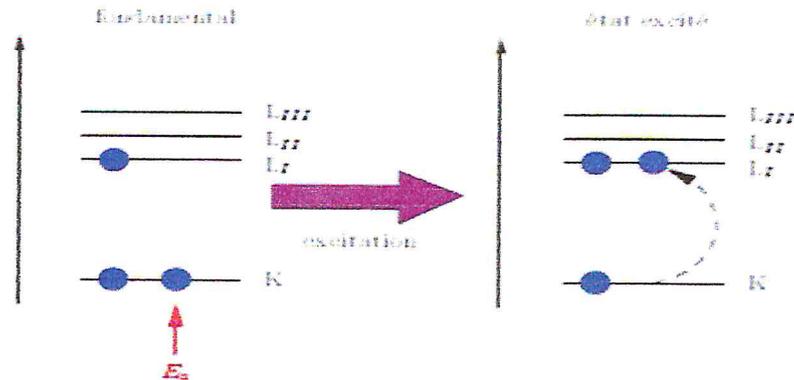


Figure 1.6. Excitation.

### 1.2.1.3. Fluorescence

Un atome après excitation ou ionisation se trouve avec un excès d'énergie par rapport au fondamental. Il tend alors à retourner à son fondamental en restituant l'énergie absorbée.

Dans le processus de fluorescence cette restitution est immédiate (durée inférieure à  $10^{-6}$  s) et consiste en l'émission d'un ou plusieurs photons.

Après ionisation, on peut observer un seul photon si un électron libre prend la place de l'électron arraché.

Après une excitation, on peut observer un seul photon si l'électron en  $i$  retourne à sa place primitive en  $j$  :

On peut aussi observer plusieurs photons si la désexcitation se fait en cascade de transition.

La fluorescence est le mode majoritaire de désexcitation dans les matériaux lourds ( $Z > 50$ ) et pour des lacunes en couche K [3].

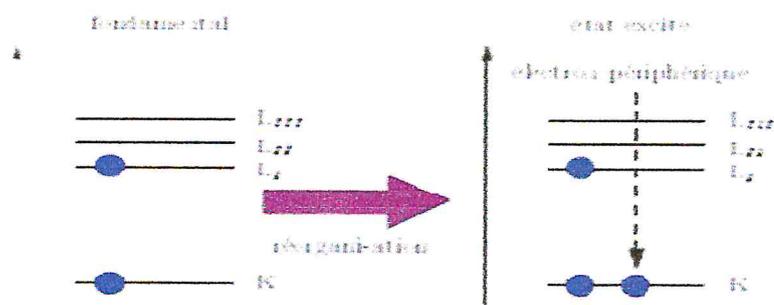


Figure 1.7. Un seul photon après ionisation ou excitation.

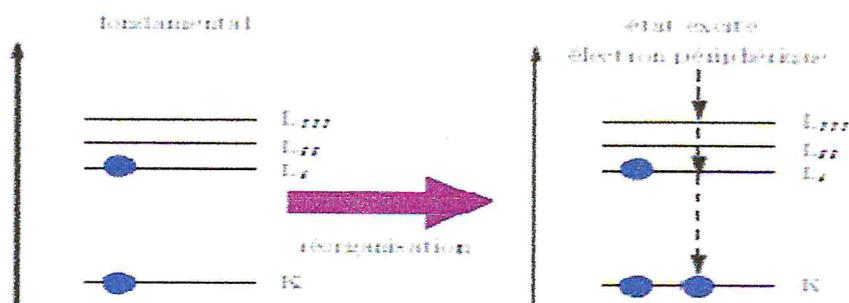


Figure 1.8. Plusieurs photons.

#### 1.2.1.4. Effet Auger

Après une ionisation portant sur un électron de rang  $i$ , l'énergie  $E_i$  que doit libérer l'atome pour retrouver son état fondamental peut ne pas apparaître sous forme de photon de fluorescence, mais peut servir à arracher un électron des couches supérieures.

Après une excitation, l'énergie associée à la réorganisation de l'atome peut servir à arracher un autre électron du cortège.

Après un effet Auger, l'atome est à nouveau ionisé mais cette deuxième ionisation porte sur une énergie de liaison plus faible qui donne lieu à son tour à une réorganisation atomique donc à de nouveaux photons de fluorescence ou à un nouvel effet Auger.

Ce phénomène est dominant pour les éléments légers des milieux biologiques. [4]

### 1.3. INTERACTION PHOTON-MATIÈRE

Un photon peut interagir avec les électrons atomiques, le noyau ou les champs électromagnétiques présents autour des électrons ou du noyau. Lors d'une interaction, le

photon peut "rebondir" sans perte d'énergie (diffusion élastique), perdre une partie de son énergie (diffusion inélastique), ou perdre toute son énergie (absorption).

On en décrira trois interactions en détail : [4,5]

- Photoélectrique ;
- Compton ; Au cours d'un *effet photoélectrique*, un photon d'énergie  $h\nu$  cède toute son énergie à un électron atomique ;
- Création de paires ;

Et une de manière superficielle :

- Thompson-Rayleigh ;

### 1.3.1. EFFET PHOTOELECTRIQUE

#### 1.3.1.1. Description

Au cours d'un *effet photoélectrique*, un photon d'énergie  $h\nu$  cède toute son énergie à un électron atomique ; symboliquement, cela peut s'exprimer par :



Où  $\gamma$  est le photon incident,  ${}^A_X$  est un atome de nombre de masse  $A$ ,  ${}^A_X^+$  est le même atome ionisé et  $e^-$  est un électron libre.

Le photon est donc absorbé, et l'électron est éjecté hors de l'atome avec une énergie cinétique  $Tc$  égale à l'énergie du photon incident  $E_\gamma$  moins l'énergie de liaison  $E_l$  nécessaire à extraire l'électron de l'attraction du noyau. La conservation de l'énergie s'exprime par :

$$h\nu_0 = Tc + E_l \quad (1.11)$$

L'énergie de recul de l'atome est négligeable, car sa masse est beaucoup plus grande que celle de l'électron. Néanmoins, pour que la conservation de la quantité de mouvement soit satisfaite, l'électron doit être lié à l'atome pour que l'effet photoélectrique puisse se produire.

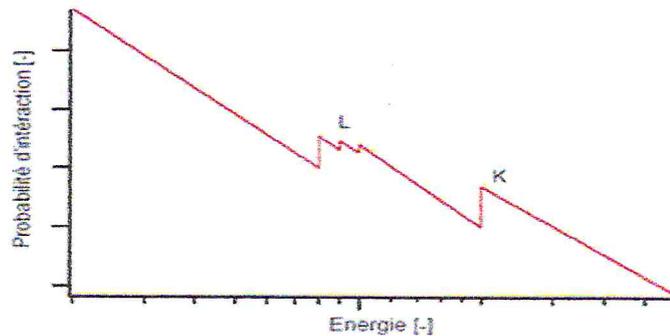


Figure 1.9. Probabilité typique de l'effet photoélectrique en fonction de l'énergie du photon incident.

### 1.3.1.2. Effet de l'énergie du photon incident

Pour qu'un effet photoélectrique ait lieu, il faut que l'énergie du photon incident soit supérieure ou égale à l'énergie de liaison  $E_l$  de l'électron avec lequel a lieu l'interaction. La probabilité d'interaction est maximale lorsque l'énergie du photon  $h\nu_0$  est égale à  $E_l$ . Lorsque l'énergie  $h\nu_0$  augmente, la probabilité d'interaction diminue. Ainsi un photon de très basse énergie ne pourra interagir qu'avec les électrons périphériques (qui sont les moins liés). Les photons d'énergie supérieure ont la possibilité d'interagir avec des électrons des couches plus profondes. Ce passage ne se produit pas de manière continue, puisque la probabilité d'interaction augmente de manière brutale lorsque l'énergie  $h\nu_0$  devient égale à  $E_l$ . Lorsque les électrons de la couche la plus profonde (K) peuvent interagir, plus de 80% des interactions ont lieu avec eux.

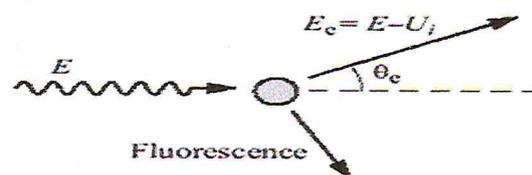


Figure 1.10. Interaction d'un photon par effet photoélectrique.

On notera encore qu'à énergie suffisamment basse, l'effet photoélectrique prédomine sur tous les autres effets d'absorption.

### 1.3.1.3. Effet du numéro atomique

La probabilité de l'effet photoélectrique est d'autant plus grande que le numéro atomique ( $Z$ ) est élevé. Typiquement, cette probabilité varie avec  $Z^4$ . Ceci explique pourquoi les

matériaux de haut  $Z$  (comme le plomb par exemple) sont utilisés pour absorber les photons (en particulier ceux de basse énergie).

#### ***1.3.1.4. Rayonnement caractéristique***

L'éjection d'un photoélectron crée une vacance dans la couche électronique concernée. Celle-ci peut être remplie par un électron d'une couche extérieure. La perte d'énergie potentielle de cet électron apparaît parfois sous la forme d'un photon appelé rayon X de fluorescence. L'énergie possible de ces rayons X dépend directement des énergies de liaison de l'atome considéré. C'est pourquoi ces photons sont connus sous le nom de rayonnement caractéristique.

La probabilité que le remplissage d'une vacance soit suivi de rayonnement caractéristique est d'autant plus importante que le numéro atomique est grand. Pour les matériaux de faible numéro atomique, la probabilité est très faible et provoque uniquement l'émission de rayonnement de basse énergie rapidement réabsorbé à l'intérieur de la matière.

On notera finalement que du rayonnement caractéristique peut aussi apparaître dans un tube à rayons X suite à une vacance créée par collision avec un électron ou lors de désintégrations radioactives de type captures électroniques.

#### ***1.3.1.5. Électrons Auger***

Toutes les transitions électroniques vers les couches profondes de l'atome ne sont pas accompagnées de rayonnement caractéristique. Comme on l'a vu dans le chapitre consacré à la radioactivité, l'énergie excédentaire peut être utilisée pour éjecter un autre électron, créant ainsi une ionisation supplémentaire. De tels électrons sont appelés *électrons Auger*.

#### ***1.3.1.6. Importance de l'effet photoélectrique en radiodiagnostic***

Les images radiographiques obtenues par transmission de rayons X au travers de matériaux inhomogènes ont un contraste d'autant plus important que l'effet photoélectrique est une interaction dominante. Cela vient principalement du fait de la forte dépendance de l'effet photoélectrique face au numéro atomique qui accentue les différences de transmission entre des tissus de compositions élémentaires différentes.

### **1.3.2. EFFET COMPTON (DIFFUSION INCOHERENTE)**

#### ***1.3.2.1. Description***

Au cours d'un *effet Compton* (également appelé *diffusion incohérente*), un photon incident d'énergie  $h\nu_0$  entre en collision avec un électron considéré comme libre<sup>1</sup>. Au cours de l'interaction, une partie de l'énergie du photon est transmise à l'électron, qui recule, et le reste de l'énergie,  $h\nu$  apparaît sous la forme d'un photon diffusé. Symboliquement, cela s'exprime par [4,5]:

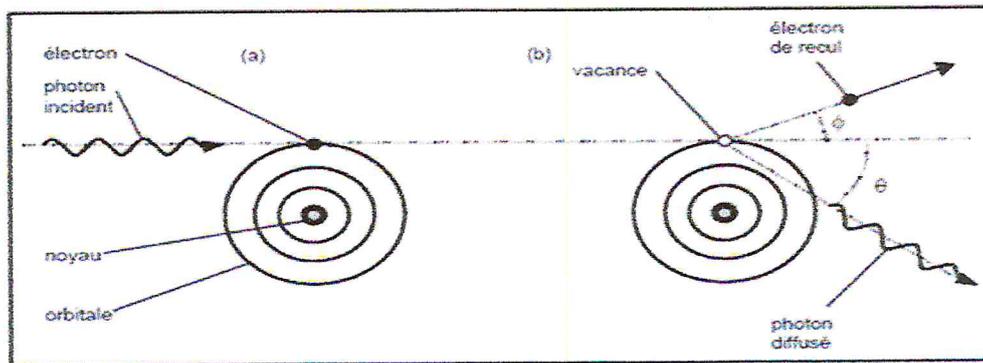
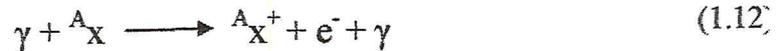


Figure 1.11. Effet Compton.

Un photon peut subir plusieurs diffusions Compton successives, en perdant progressivement de l'énergie. Il est néanmoins généralement absorbé lors d'une interaction photoélectrique avant d'atteindre une énergie inférieure à 10 keV figure (1.12).



Figure 1.12. Suite d'interaction Compton (c) finissant par une interaction photoélectrique (pe).

### 1.3.2.2. Effet de l'énergie du photon incident

Le photon diffusé peut prendre toutes directions, mais son énergie dépend directement de sa direction. Lorsqu'il est diffusé vers l'avant, il a quasiment l'énergie du photon incident, alors que lorsqu'il est diffusé vers l'arrière (rétrodiffusion), son énergie est

minimale. La conservation de l'énergie et de la quantité de mouvement lors de l'interaction permet d'exprimer l'énergie du photon diffusé et de l'électron de recul :

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \quad (1.13)$$

$$Te = \frac{h\nu\alpha(1 - \cos\theta)}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \quad (1.14)$$

Où

$$\alpha = \frac{h\nu}{m_e c^2} \quad (1.15)$$

$m_e c^2$ , est l'énergie de masse de l'électron au repos (511 keV) ;

$Te$  est l'énergie cinétique de l'électron. La relation (1.13) montre qu'en cas de rétrodiffusion, (i.e. lorsque le photon est diffusé avec un angle supérieur à  $90^\circ$ ), l'énergie du photon diffusé est toujours inférieure à 511 keV.

La probabilité d'avoir un effet Compton est quasiment constante à basse énergie (entre 10 et 100 keV) puis diminue ensuite avec l'énergie. La proportion d'énergie du photon incident délivrée au photon diffusé et à l'électron de recul est présentée dans la figure (1.13) En dessous de 1 MeV, l'énergie est davantage transférée au photon, alors qu'en dessus de 1 MeV, l'électron reçoit plus d'énergie.

### 1.3.2.3. Distribution angulaire des particules Compton

#### A) Cas de l'électron libre

Les théories de l'électrodynamique quantique ont été appliquées par Klein et Nishina en 1929 pour décrire la diffusion d'un photon sur un électron libre. Le résultat principal de leurs travaux est connu sous le nom d'équation de Klein-Nishina (KN). Il s'agit d'une relation quantifiant la probabilité (section efficace) qu'un photon d'énergie  $h\nu_0$  soit diffusé avec un angle  $\theta$  par unité d'angle solide  $\Omega$ :

$$\frac{d\sigma_{KN}}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} \left[ \frac{1 + \cos^2\theta}{(1 + \alpha(1 - \cos\theta))^2} + \frac{\alpha^2(1 - \cos\theta)^2}{(1 + \alpha(1 - \cos\theta))^3} \right] \quad (1.16)$$

Où

$r_e$  est le rayon classique de l'électron ( $2.818 \cdot 10^{-15}$  m). Cette relation peut également s'exprimer par unité d'angle  $\theta$ . Dans ce cas, on a :

$$\frac{d\sigma_{KN}}{d\theta} = 2\pi \sin\theta \frac{d\sigma_{KN}}{d\theta} \quad (1.17)$$

$$\frac{d\sigma_{KN}}{d\theta} = 2\pi \sin\theta \frac{r_e^2}{2} \left[ \frac{1 + \cos^2\theta}{(1 + \alpha(1 - \cos\theta))^2} + \frac{\alpha^2(1 - \cos\theta)^2}{(1 + \alpha(1 - \cos\theta))^3} \right] \quad (1.18)$$

### B) Cas de l'atome

L'équation de KN fait l'hypothèse que l'électron est libre. Ceci ne porte pas à conséquence pour des électrons des couches extérieures de l'atome, mais peut être inadéquat pour décrire des interactions avec des électrons des couches profondes. En particulier lorsque l'énergie de liaison est une part non négligeable de l'énergie transmise. Les effets dus à la présence de l'ensemble de l'atome peuvent être pris en compte par des facteurs de correction sur la formule de KN. Ils sont surtout importants à basse énergie et pour des éléments à haute valeur de  $Z$  (typiquement en dessous de 30 keV pour du tissu biologique).

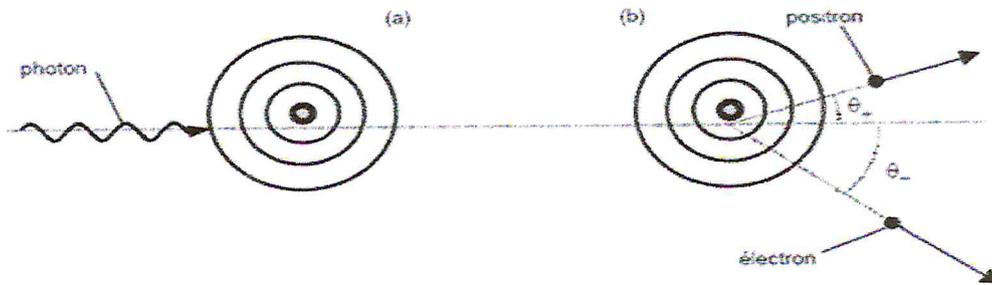


Figure 1.13. Création d'une paire électron-positron à proximité d'un noyau par un photon incident.

### 1.3.3. CREATION DE PAIRES

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

$$E_{c(e^+)} = E_{c(e^-)} = \frac{1}{2}(h\nu - 2m_0c^2) \quad (1.19)$$

Le positron matérialisé finit toujours par rencontrer son antiparticule (un électron du milieu) et termine ainsi sa courte vie par l'émission de deux photons de  $511 \text{ keV}$  correspondant à l'énergie libérée dans deux directions opposées. [4,5]

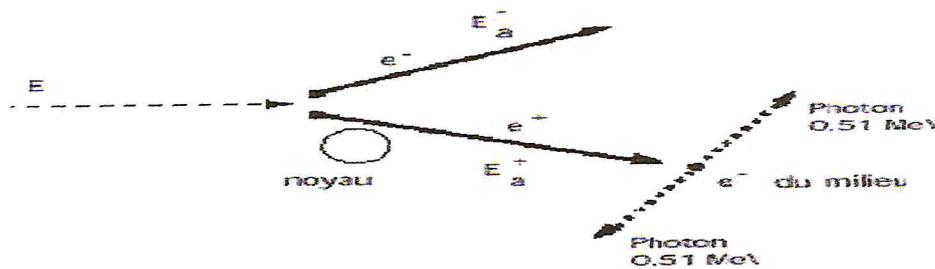


Figure 1.14. Effet de production de paires.

**Remarque :**

0,511 MeV est l'équivalent énergétique de la masse de l'électron ( $E = mc^2$ ). Lorsque le positon est suffisamment ralenti, il s'annihile avec un électron du milieu.

### 1.3.4. DIFFUSION ELASTIQUE

La diffusion élastique d'un photon consiste en une collision avec la matière dans laquelle le photon ne perd pas d'énergie.

#### 1.3.4.1. Diffusion Thomson

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

#### 1.3.4.2. Diffusion Rayleigh ou cohérente

A faible énergie, la longueur d'onde du photon incident est du même ordre de grandeur que la dimension de l'atome. Dans ce cas, au lieu d'interagir avec un seul électron, le photon incident interagit avec tous les électrons de l'atome qui se mettent à osciller en phase avant d'émettre un photon de même énergie que le photon incident. Ce type de diffusion élastique est connu sous le nom de *diffusion Rayleigh* ou *diffusion cohérente*.

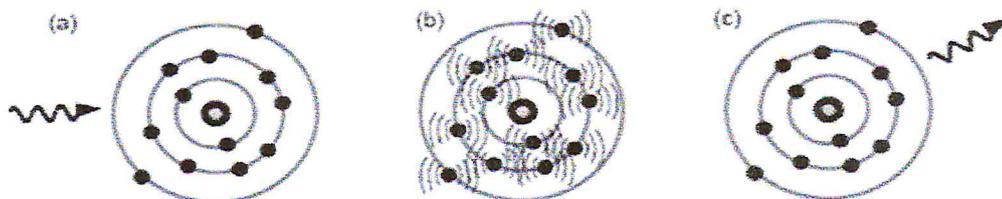


Figure 1.15. Diffusion Rayleigh (a) photon absorbé (b) électron oscillé (c) photon émet.

Du point de vue conceptuel, les diffusions Thomson et Rayleigh sont très semblables et sont souvent considérées de manière globale sous le nom de diffusion Thomson-Rayleigh.

La distribution de l'angle d'émission du photon peut s'estimer en considérant que la diffusion de Thomson-Rayleigh est un cas limite de la diffusion Compton lorsque l'énergie du photon incident est basse.

### 1.3.5. DOMAINE DE PREPONDERANCE

La probabilité d'interaction de chacun des trois effets est fonction de l'énergie du photon ( $E_\gamma$ ), et du numéro atomique du milieu ( $Z$ ). Ces processus d'interaction ne sont pas équiprobables, afin de le démontrer le tableau (1.2) nous donne la variation de la probabilité de chacun des trois processus d'interaction en  $E_\gamma$  et  $Z$  [5] :

Type d'interaction	Variation en $E_\gamma$	Variation en $Z$
Photoélectrique	$E_\gamma^{-3.5}$ à $E_\gamma^{-1}$	$Z^4$ à $Z^{11}$
Compton	Environ $E_\gamma^{-1}$	$Z$
C de paires	$E_\gamma$	$Z^2$

Tableau 1.2. Probabilité des trois processus en  $E_\gamma$  et  $Z$ .

Ce dernier tableau permet de définir trois zones :

- Faible énergie des photons et haut  $Z$  : prédominance de l'effet photoélectrique.
- Énergie moyenne et  $Z$  moyen : prédominance de l'effet Compton.
- Énergie élevée et  $Z$  élevé : prédominance de la production de paires.

On constate que dans la gamme d'énergie utilisée en radiophysique médicale, uniquement les effets photoélectriques, Compton et création de paires sont dominants. Les autres effets ne sont pas primordiaux, mais peuvent néanmoins avoir leur importance dans des applications particulières.

Le coefficient d'atténuation peut se mettre sous la forme d'une somme de trois termes [4]:

$$\mu = \sigma + T + K \quad (1.20)$$

Telle que :

$\sigma$  : coefficient d'atténuation par effet Compton.

T : coefficient d'atténuation par effet photo électrique.

K : coefficient d'atténuation par effet de production de paires.

La figure (1.16) illustre le domaine de prépondérance de chacun des trois processus d'interaction :

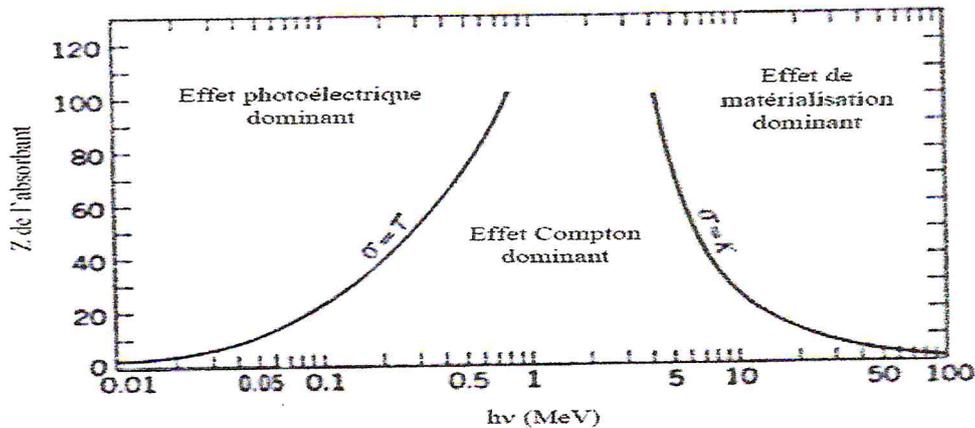


Figure 1.16. Domaine de prépondérance des trois effets.

#### 1.4. L'ATTENUATION 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 :

$$\Phi(x) = \Phi_0 e^{-\mu x} \quad (1.21)$$

$\Phi_0$  flux de photons du faisceau incident,

$\Phi(x)$  flux de photons sortant du milieu absorbant d'épaisseur  $x$ ,  $\mu$  coefficient d'atténuation (les valeurs de coefficient d'atténuation massique sont données dans la littérature)

La Couche de Demi-Atténuation (CDA) est l'épaisseur de matériau nécessaire pour atténuer le faisceau des photons de 50% :

$$CDA = X_{1/2} = \ln 2 / \mu \quad (\text{cm}) \quad (1.22)$$

#### 1.5. UNITES ET GRANDEURS DOSIMETRIQUES

##### 1.5.1. KERMA

Le terme de *kerma* est l'acronyme anglais de *kinetic energy released per unit mass*, qui signifie énergie cinétique libérée par unité de masse. Le kerma K est défini par le quotient de  $dE_{tr}$  sur  $dm$ , où  $dE_{tr}$  est la somme des énergies cinétiques initiales de toutes

les particules chargées libérées par les particules non chargées dans un élément de masse  $dm$  de matière :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} [J.Kg^{-1}] = [Gy] \quad (1.23)$$

L'unité de cette grandeur est le  $[J.kg^{-1}]$ . Étant donnée l'importance de cette grandeur, on lui a attribué le nom particulier de gray, symbolisé par  $[Gy]$ .

On notera qu'il découle directement de la définition que l'énergie cinétique des éventuels électrons Auger est prise en compte dans le kerma.

Une autre observation importante découlant de la définition du kerma est la nature ponctuelle de cette grandeur. En effet, un élément de masse infiniment petit ( $dm$ ) se rapporte à un point dans l'espace.

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 :

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} [Gy.s^{-1}] \quad (1.24)$$

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

### 1.5.2. 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  $d\bar{\xi}$  par unité de masse :

$$D = \frac{d\bar{\xi}}{dm} [J.Kg^{-1}] = [Gy] \quad (1.25)$$

Où  $d\bar{\xi}$  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.

### 1.5.3. Relations entre les grandeurs et calculs pratiques

#### 1.5.3.1. Relation kerma – fluence

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

$$K = \Phi E \frac{\mu_{tr}}{\rho} \quad (1.26)$$

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

Cette relation se comprend en notant que le coefficient de transfert d'énergie massique traduit la proportion d'énergie transmise sous forme d'énergie cinétique aux particules chargées par unité de masse et par unité de fluence. Le fait de multiplier cette quantité par la fluence donne la proportion d'énergie transmise par unité de masse. Finalement, la multiplication par l'énergie de la particule incidente donne bien l'énergie transmise par unité de masse.

Connaissant le coefficient de transfert d'énergie massique pour le matériau et le champ de radiation en question, la relation précédente permet de décrire aisément la relation entre le kerma et la fluence.

#### 1.5.3.2. Relation kerma - dose absorbée

Si l'équilibre électronique est atteint, la relation permettant d'exprimer la dose absorbée en fonction du kerma s'exprime simplement en fonction des coefficients de transfert d'énergie massique ( $\frac{\mu_{tr}}{\rho}$ ) et d'absorption d'énergie massique ( $\frac{\mu_{en}}{\rho}$ ) :

$$D = K \left( \frac{\mu_{en}/\rho}{\mu_{tr}/\rho} \right) \quad (1.27)$$

Toujours dans une condition d'équilibre électronique, il arrive que la valeur du kerma dans l'air soit connue et que l'on désire connaître la valeur de la dose absorbée dans un matériau  $m$ . Dans ce cas, la relation liant le kerma dans l'air  $K_a$  et la dose absorbée dans le matériau  $D_m$  est donnée par :

$$D_m = \left[ K_a \frac{(\mu_{en}/\rho)_a}{(\mu_{tr}/\rho)_a} \right] \frac{(\mu_{en}/\rho)_m}{(\mu_{en}/\rho)_a} = K_a \frac{(\mu_{en}/\rho)_m}{(\mu_{tr}/\rho)_a} \quad (1.28)$$

Où l'indice  $a$  se rapporte à l'air, et l'indice  $m$  se rapporte au matériau en question.

Si, en plus de supposer que l'équilibre électronique soit atteint on suppose encore que l'énergie des photons incidents est suffisamment faible pour que le bremsstrahlung soit négligeable, alors  $\mu_{en} = \mu_{tr}$ , et dans ce cas, la dose absorbée s'exprime par :

$$D_m = K_a \frac{(\mu_{en}/\rho)_m}{(\mu_{en}/\rho)_a} \quad (1.29)$$

### 1.6. L'EQUILIBRE ELECTRONIQUE

Lorsqu'un faisceau de photons pénètre dans un milieu (m), des électrons secondaires y sont créés (fig. 1.17.a) [5,10] l'équilibre électronique est réalisé lorsque dans un rayon 'R' égale au parcours maximal des électrons secondaires :

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

Le flux d'électrons secondaires augmente (fig. 1.17.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 :

$$K = D \quad (1.30)$$

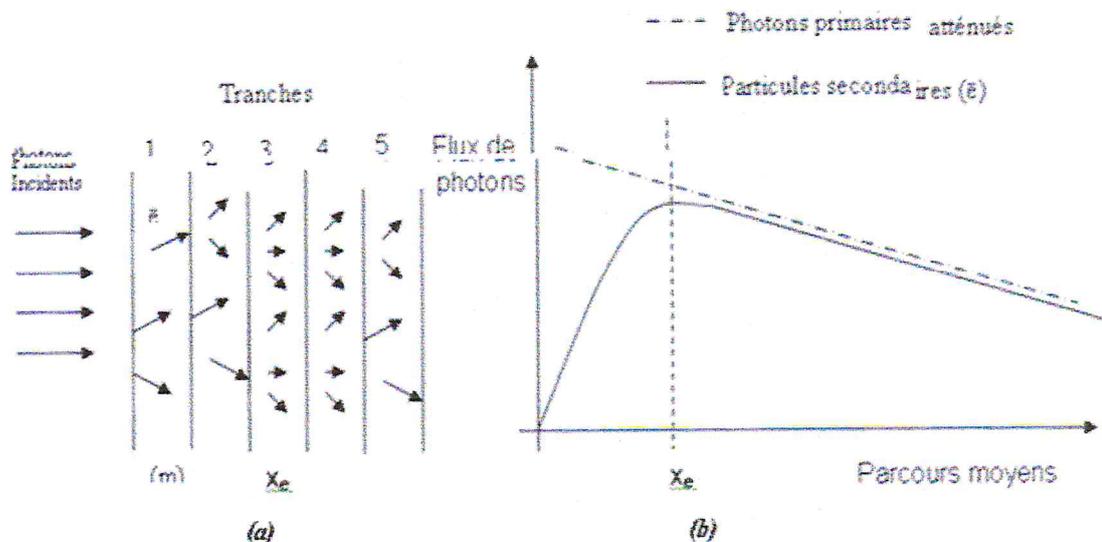


Figure 1.17. L'équilibre électronique.

***CHAPITRE 2***

***EQUIPEMENTS D'IRADIATION ET  
INSTRUMENTS DE MESURE***

**CHAPITRE 2****EQUIPEMENT D'IRRADIATION ET INSTRUMENT DE MESURE****2.1. APPAREILS DE TELE COBALTOTHERAPIE****2.1.1. INTRODUCTION**

Le cobalt a été découvert par le chimiste suédois George Brandt, vers 1735, et son nom dérive de Kobold, nom d'un lutin dans les légendes minières germaniques. Le cobalt 59 est un métal. Il est rarement employé à l'état pur, mais plutôt en alliage avec d'autres éléments.

Le  $^{60}\text{Co}$  est un isotope radioactif artificiel du cobalt 59 utilisé pour le traitement des cancers en radiothérapie externe. Sous-produit de la fabrication des bombes atomiques, il est devenu disponible vers 1950. Il a d'abord été utilisé en curiethérapie, enfermé dans des 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 et deux photons gamma d'énergies respectives de 1,33 et 1,17 MeV (énergie moyenne: 1,25 MeV). La période de désintégration est de 5,3 ans, qui correspond à une décroissance d'activité de l'ordre de 1% par mois ce qui impose de remplacer la source dans les appareils d'irradiation tous les trois à cinq ans, selon son activité initiale qui peut atteindre 200 Ci/g.

**2.1.2. PRODUCTION DU COBALT 60**

Après un séjour d'environ un an dans le réacteur, les atomes stables du cobalt 59 ont suffisamment absorbé de neutrons et sont devenus du cobalt 60. En raison du phénomène de décroissance radioactive où le cobalt 60 cherche à retrouver son état stable, celui-ci émet des rayons gamma de haute énergie.



Le  $^{60}\text{Co}$  est initialement un émetteur  $\beta$  (d'énergie maximale égale à 0.31 MeV), s'acheminant ensuite à l'état excité du nickel 60 qui cède son excès d'énergie en émettant deux photons en cascade, d'énergie de 1.17 MeV et 1.33 MeV. (fig.2.1)

La radiation peut être considérée comme mono énergétique d'énergie moyenne égale à 1.25 MeV.

Sachant que le matériau de la paroi est équivalent au milieu de mesure qui est l'eau, et suivant la première condition de Bragg-Gray, on aura :  $S_{p,a}=S_{m,a}$ . De ce fait, la dose absorbée dans le milieu ( $D_m$ ), est reliée à la dose absorbée dans la cavité ( $D_a$ ) par la relation suivante :

$$D_m = D_a \cdot S_{m,a} = J_G \cdot W \cdot S_{m,a} \quad (2.3)$$

Dans cette relation :

$J_G$  : est le nombre de paires d'ions formées par unité de masse du gaz de la cavité.

$W$  : est l'énergie moyenne nécessaire pour créer une paire d'ions.

$S_{m,a}$  : est le rapport des pouvoirs d'arrêt massiques pour les électrons secondaires dans le milieu et dans le gaz constituant la cavité.

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".

## 2.2.2. PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT

### 2.2.2.1. Principe général :

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

L'électrode centrale est portée à une haute tension positive ou négative, alors, que l'enceinte est en général mise à la masse. Ce qui va créer un champ électrique, entre la paroi de l'enceinte et l'électrode centrale [5] (Figure. 2.7).

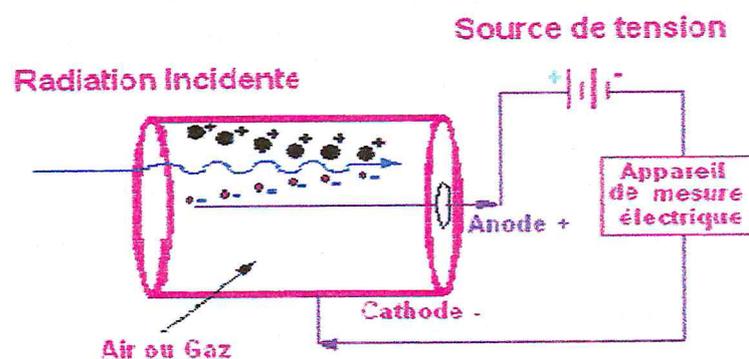


Figure 2.7. Principe physique de la chambre d'ionisation.

Le rayonnement incident ionise le gaz et les ions créés dans le gaz remplissant l'enceinte sont attirés par l'une des électrodes suivant leur signe et collectés par cette électrode, d'où l'apparition d'un courant proportionnel à la dose de rayonnement reçue.

### 2.2.2.2. Description des chambres d'ionisation utilisées en radiothérapie:

Les chambres d'ionisation généralement utilisées en dosimétrie clinique, sont des chambres à cavité d'air et de parois équivalentes air, ou équivalent eau. Il est préférable, pour les mesures dosimétriques en radiothérapie, que la paroi de la chambre d'ionisation utilisée soit composée d'un matériau qui se rapproche le plus possible de l'eau, (généralement choisi comme milieu de mesure) pour diminuer les perturbations et augmenter la précision de la mesure [13].

Dans le tableau (2.1) ci-dessous, sont données quelques caractéristiques des chambres d'ionisation cylindriques [12,13] :

Type de chambre d'ionisation (cylindrique)	Volume cavité (cm <sup>3</sup> )	Longueur cavité (mm)	Rayon de la Cavité (mm)	Matériau de la paroi	Épaisseur de la paroi (gr/cm <sup>2</sup> )	Matériaux du capuchon de build up	Épaisseur capuchon build-up (gr/cm <sup>2</sup> )	Matériau de l'électrode centrale	Étanchéité
NE 2571	0.6	24.0	3.2	graphite	0.065	delrin	0.551	Al	Non
NE 2561/2611	0.33	9.2	3.7	graphite	0.090	delrin	0.600	Al	Non
PTW 30001 Farmer	0.6	23.0	3.1	PMMA	0.045	PMMA	0.541	Al	Non
WDIC 70	0.67	23.0	3.1	graphite	0.068	POM	0.560	Al	Oui

**Tableau 2.1.** Spécification des chambres d'ionisation cylindrique utilisées en radiothérapie.



**Figure 2.8.** Chambres d'ionisation cylindriques.

### 2.2.3. LES GAINES D'ÉTANCHEITE DES CHAMBRES D'IONISATION

Si la chambre d'ionisation n'est pas étanche, on ne peut pas la placer directement dans l'eau, alors, elle doit être utilisée avec une gaine d'étanchéité. Il est recommandé que cette gaine soit en PMMA (Plexiglas), et l'épaisseur doive être suffisamment mince (préférentiellement moins de 1.0 mm) pour permettre à la chambre d'atteindre l'équilibre thermique avec le fantôme dans un intervalle de temps inférieur à dix (10) minutes. La gaine doit être aussi réalisée de manière à permettre à l'air de la cavité de la chambre d'atteindre la pression ambiante rapidement. On peut avoir plus de précision sur la mesure si la même gaine utilisée pour l'étalonnage des chambres dans les laboratoires standard est utilisée pour toutes les mesures subséquentes [13].

### 2.3. LE MILIEU DE REFERENCE (LE FANTOME)

Le fantôme est un matériau pouvant absorber et diffuser les rayonnements ionisants de la même façon que le tissu. Ce fantôme doit donc avoir des densités électroniques et volumiques qui se rapprochent de celles des tissus. Ceci étant, les fantômes en eau, sont les fantômes qui sont les plus fréquemment utilisés et qui sont recommandés comme milieu de référence pour les mesures de la dose absorbée, dans les protocoles dosimétriques récents, tels que les protocoles de l'AIEA, le TRS-398 [13].

Alternativement, on peut aussi utiliser comme fantômes des plaques constituées de plastique tels que le polystyrène, PMMA (Polyméthyl Méthacrylate, connu aussi sous des noms commerciaux comme Lucite, Plexiglas ou Perspex), et certaines plastiques équivalentes eaux. Mais la détermination de la dose doit toujours se référer à l'eau.

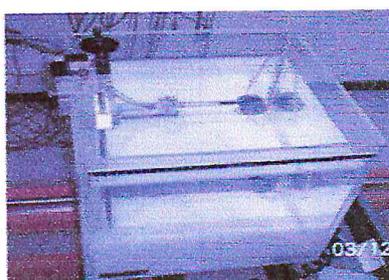
Pour les faisceaux horizontaux, la fenêtre du fantôme doit être en plastique et avoir une épaisseur entre 0.3 mm et 0.5 mm [13].

Le fantôme doit en outre, avoir des dimensions telles que, pour le plus grand des champs utilisés, il subsiste une marge de 5 cm sur les quatre côtés du champ à la profondeur de mesure. Il devrait aussi subsister une marge de 5 cm au-delà de la profondeur de mesure maximale [13].

Les caractéristiques des fantômes utilisés dans le cadre du présent travail sont représentées dans le tableau (2.2) et illustrées par les figures 2.8.a, b et c [10].

Fantômes	Matériaux	Dimensions L x l x H cm3	Epaisseur de la fenêtre	Densité g/cm3
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 2.2.** Caractéristiques physiques et géométriques des fantômes utilisés dans le cadre de ce travail.



(a)

*Fantôme Med. Tec*

(b)

*Fantôme Solid water*

(c)

*Fantôme PMMA*

(d)

*Fantôme en eau de l'AIEA*

**Figure 2.9.** Fantômes utilisés dans le cadre de ce travail.

#### 2.4. L'ELECTROMETRE

La charge (ou courant) produite dans une chambre d'ionisation est extrêmement faible, sa mesure exige un dispositif très sensible appelé électromètre, dont l'impédance d'entrée est très élevée ( $> 10^{14} \Omega$ ). Un électromètre idéal devrait posséder un affichage numérique et avoir un pouvoir de résolution de quatre chiffres ou 0.01%. L'électromètre

et la chambre d'ionisation peuvent être étalonnés séparément. Cependant, il arrive que l'électromètre fasse partie intégrante du système de dosimétrie, et il faut alors étalonner la chambre d'ionisation et l'électromètre comme étant un seul système de mesure [11,12,13].

La figure 2.10 représente un exemple d'électromètres utilisé en étalonnage de faisceaux en radiothérapie :



**PTW UNIDOS.**

*Figure 2.10. Electromètres utilisés en étalonnage et en dosimétrie clinique.*

***CHAPITRE 3***

***PROTOCOLES DOSIMETRIQUES ANCIENS ET  
NOUVEAUX INTERCOMPARAISONS***

### CHAPITRE 3

## PROTOCOLES DOSIMÉTRIQUES ANCIENS ET NOUVEAUX : INTERCOMPARAISONS

### 3.1. INTRODUCTION

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

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

Le facteur d'étalonnage est déterminé auprès d'un laboratoire de référence et les facteurs correctifs sont déterminés expérimentalement ou publiés en littérature [13].

### 3.2. CLASSIFICATION DES INSTRUMENTS DE MESURES

Les instruments de mesures utilisés dans les laboratoires de dosimétrie peuvent être classés comme suit [13] :

#### 3.2.1. LES STANDARDS

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

#### 3.2.2. LES STANDARDS PRIMAIRES

Ce sont des instruments de haute qualité métrologique, mis en œuvre dans un laboratoire primaire. Ils sont utilisés pour la détermination d'une quantité à partir de sa définition

(calorimètre, chambre absolues ;...). La précision des standards primaires est vérifiée avec les autres standards appartenant à la chaîne internationale de mesure.

### 3.2.3. LES STANDARDS SECONDAIRES

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

### 3.2.4. LES STANDARDS TERTIAIRES

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

## 3.3. CHAÎNE DE MESURE INTERNATIONALE

Les besoins en matière d'étalonnage des instruments destinés à la mesure des rayonnements ionisants ont conduit le Bureau International des Poids et Mesures (BIPM), à mettre en place des Laboratoires Primaires des Etalons en Dosimétrie LPED (PSDL : Primary Standard Dosimetry Laboratories). Ces laboratoires ont pour mission de développer, de maintenir et de transférer aux différents utilisateurs, des références primaires pour la dosimétrie. Ils disposent pour cela d'instruments absolus (Calorimètres en graphite et à eau, chambre absolues, dosimètres de Fricke,...etc.). Ces laboratoires, répartis dans les pays développés (BMN/LNHB en France, NPL en Angleterre, NRC au Canada, NBS au USA,...) ne peuvent pas répondre à tout les besoins en matière d'étalonnage dans le monde. A cet effet, l'Agence Internationale de l'Energie Atomique (AIEA) en collaboration avec l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), a mis en place un réseau international de Laboratoires Secondaires des Etalons en Dosimétrie LSED (SSDL : Secondary Standard Dosimetry Laboratories). Ces laboratoires, en nombre plus important, constituent un intermédiaire entre les laboratoires Primaires et les utilisateurs (centres de radiothérapie) [13].

La figure 3.1 illustre le schéma de la chaîne internationale de mesure en dosimétrie [13]

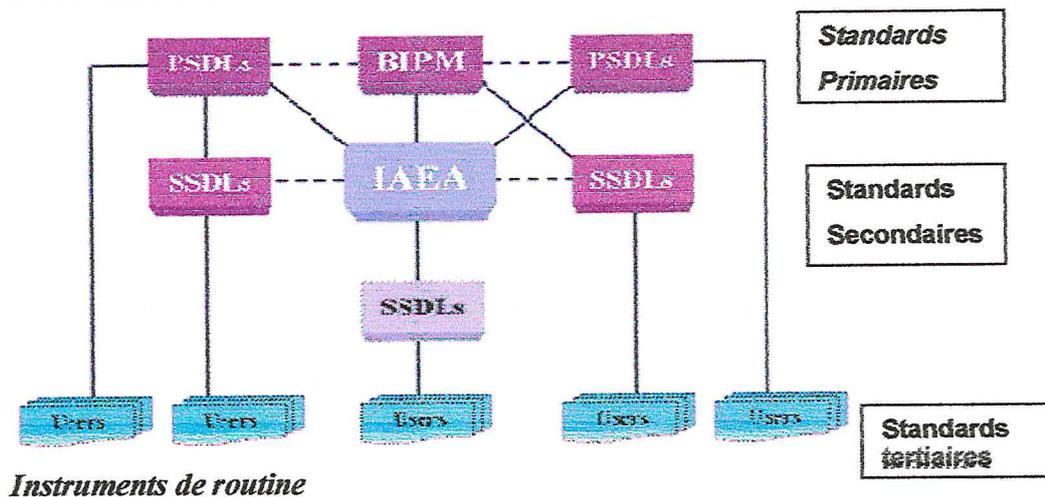


Figure 3.1. Chaîne internationale de mesure.

### 3.4. LES PROTOCOLES DOSIMÉTRIQUES

Durant les deux dernières décennies, l'AIEA et plusieurs organisations nationales comme l'AAPM (American Association of the Physicists in Medicine) et la JARP (Japanese Association of Radiological Physics), ont publié des protocoles dosimétriques pour la calibration des faisceaux d'électrons et de photons de haute énergie, les plus connus sont ceux de l'AIEA (le TRS277) [11], et de l'AAPM (le TG21) [14]. Ces protocoles sont basés sur l'étalonnage des chambres d'ionisation en terme de Kerma dans l'air dans un faisceau de Cobalt 60. La dose absorbée dans l'eau est déterminée en utilisant le facteur d'étalonnage  $N_{D,air}$ , et un certain nombre de facteurs.

Par la suite, de nouveaux protocoles dosimétriques ont été publiés. Ces protocoles sont basés sur l'utilisation d'une chambre d'ionisation étalonnée en terme de dose absorbée dans l'eau. Les plus utilisés à l'échelle mondiale sont le protocole de l'AIEA (le TRS398) [13], le protocole de l'AAPM (le TG51) [15].

Ces nouveaux protocoles ont établi des références métrologiques pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau, tout en apportant des formalismes beaucoup plus simples qui offrent l'avantage de diminuer l'incertitude sur la dose absorbée. Cette incertitude est plus faible, du moins, que celle obtenue avec les anciens protocoles. De plus, ils permettent d'englober d'une manière systématique les différentes approches mondiales pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau en dehors des conditions de références [17].

En effet, au cours de ces dernières années, la majorité des laboratoires d'étalonnage de par le monde ont adopté ces nouveaux protocoles pour les nombreux avantages qu'ils apportent. Car, rappelons-le, le but recherché consiste à établir, le plus simplement possible, la relation permettant d'obtenir la dose absorbée à partir d'une lecture de courant [16].

### 3.4.1. PROCEDURES D'ETALONNAGES

L'étalonnage d'un appareil de mesure de rayonnement ionisant, consiste à déterminer, la relation entre la grandeur dosimétrique vraie (exposition, Kerma, dose absorbée,...), et l'indication de l'appareil.

En pratique clinique, la détermination de la dose absorbée dans l'eau dans un faisceau de photons de haute énergie de qualité Q repose sur la réponse d'une chambre d'ionisation étalonnée dans un laboratoire d'étalonnage accrédité (laboratoire primaire) [8,18]. A ce jour, deux méthodes d'étalonnage sont proposées à l'utilisateur :

- Soit en termes de Kerma dans l'air dans un faisceau de référence de photons gamma du Cobalt 60.
- Soit en termes de dose absorbée dans l'eau dans un faisceau de référence de photons (Gamma du Cobalt ou X de freinage de qualité Q0).

#### 3.4.1.1. Première méthode : Etalonnage à l'air libre

La première démarche se base sur l'utilisation du coefficient d'étalonnage en terme de Kerma à l'air libre d'une chambre étalon fournie par le laboratoire de référence (laboratoire d'étalonnage primaire pour les utilisateurs des laboratoires secondaires). Cette approche est proposée par les anciens protocoles dosimétriques TRS277 [11] (IAEA, 1987, 1997) et TG21 (AAPM, 1983) [14].

##### A. Détermination du coefficient d'étalonnage $N_K$

Le coefficient d'étalonnage en terme de Kerma à l'air libre s'exprime par la relation suivante :

$$N_K = \frac{K_{\text{air}}}{M_Q} [\text{cGy}/\text{U.L}] \quad (3.1)$$

Avec :  $K_{\text{air}}$  : est la valeur de référence du Kerma dans l'air, dans le faisceau de référence (photons  $\gamma$  du  $^{60}\text{Co}$ ) 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  $\Delta t$  d'irradiation donnée à l'aide de la chambre étalon.

$M_Q$  : est la réponse de l'instrument de mesure pour la qualité Q, corrigée pour l'influence des conditions atmosphériques : température, pression, humidité, et pour l'effet de polarité et de recombinaison etc.....(en unités de lecture U.L).

La figure 3.2 illustre la relation directe entre le Kerma et la charge en passant par le coefficient d'étalonnage. La chambre, placée à l'air libre, est recouverte avec son capuchon d'équilibre électronique.

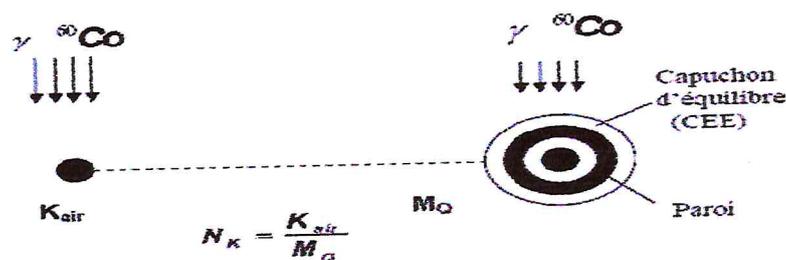


Figure 3.2. Coefficient d'étalonnage en terme de Kerma à l'air libre dans un faisceau de photons du Cobalt 60.

La chambre étalon et la chambre à étalonner, équipées de leurs capuchons d'équilibre électronique, et suivant l'une des deux procédures décrites dans le TRS277 [11] (« tip to tip », ou « side by side »), sont placées successivement à l'air libre, dans les conditions suivantes (figure 3.3):

Point de référence de la chambre sur l'axe centrale du faisceau.

- Axe de la chambre perpendiculaire à l'axe du faisceau.
- Distance source – point de référence égale à 80 cm.
- Taille du champ au niveau du plan de référence (plan perpendiculaire à l'axe du faisceau et passant par le point de référence) égale à 10 cm X 10 cm.

Le facteur d'étalonnage  $N_{K,u}$  de la chambre est alors donné par la relation suivante :

$$N_{K,u} = N_{K,ref} \times \frac{M_{Q,ref}}{M_{Q,u}} \quad (3.2)$$

Où :

$N_{K,ref}$  et  $M_{Q,ref}$  sont respectivement le coefficient d'étalonnage et la lecture corrigée de la chambre étalon.

$N_{K,u}$  et  $M_{Q,u}$  sont respectivement le coefficient d'étalonnage et la lecture corrigée de la chambre à étalonner.

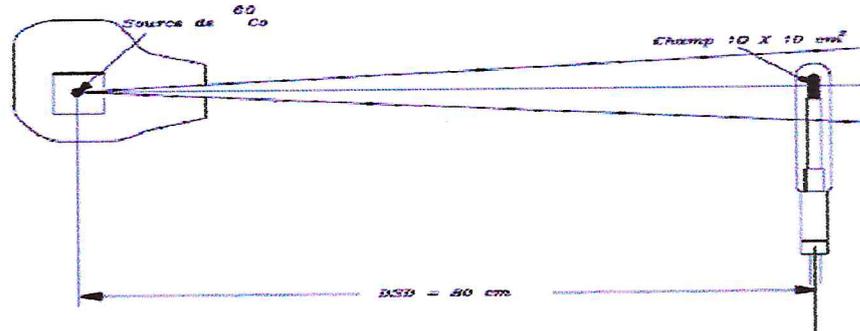


Figure 3.3. Géométrie utilisée pour l'étalonnage des chambres cylindriques en terme de Kerma à l'air libre.

#### B. Application à la dosimétrie en radiothérapie :

La mesure de la dose absorbée dans le cas d'un faisceau de l'utilisateur de qualité Q s'effectue par application des recommandations données dans les anciens protocoles dosimétriques TRS277 (IAEA, 1987, 1997), TG51 (AAPM, 1983),....

La chambre précédemment étalonnée à l'air libre est utilisée pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau dans les conditions suivantes, illustrées par la figure 3.4.

- DSP = 80 ou 100 cm (selon les machines).
- Champ = 10 cm X 10 cm à la surface du fantôme.
- Profondeur du point effectif dans l'eau = 5 cm.

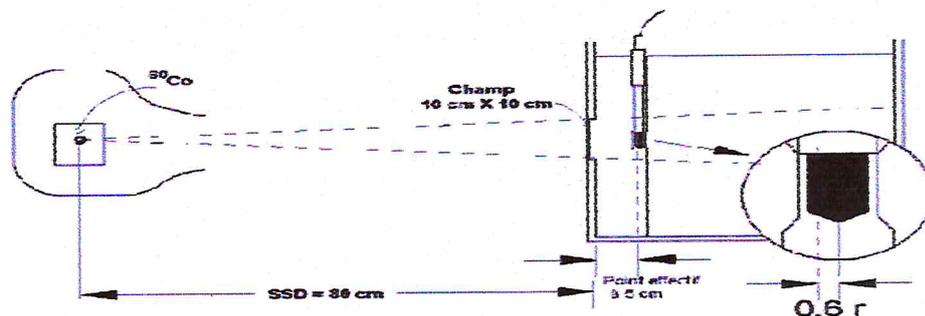


Figure 3.4. Géométrie utilisée pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau en utilisant le protocole dosimétrique TRS 277.

La valeur du déplacement radial ( $dr$ ) du point effectif de mesure, recommandée dans la

2<sup>ème</sup> édition du TRS 277 (IAEA, 1997), pour une chambre cylindrique irradiée par un faisceau de photons d'énergie supérieure ou égale à 1 MeV est de  $0.6r$ , où  $r$  est le rayon interne de la chambre. Le point de référence de la chambre plate, quant à lui, est situé à la surface interne de la fenêtre de la chambre.

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

$$D_{eau,Q}(Z_{ref}) = M_Q \cdot N_K \cdot (1 - g) \cdot K_{att} \cdot K_m \cdot K_{ele} \cdot S_{eau,air,Q} \cdot P_Q \quad (3.3)$$

Avec:

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

$k_{att}$  : est le facteur corrigeant l'atténuation et la diffusion des photons dans la paroi et le capuchon de la chambre pour les photons du  $^{60}\text{Co}$ .

$k_m$  : est le facteur corrigeant la non équivalence à l'air de la paroi et du capuchon de la chambre.

$k_{ele}$  : est le facteur prenant en compte la perturbation due à la non équivalence à l'air de l'électrode centrale.

$S_{eau,air,Q}$  : est le rapport des pouvoirs de ralentissement massique par collision eau/air pour la qualité  $Q$  du faisceau, à la profondeur du point d'intérêt.

$P_Q$  : est le facteur de correction de perturbation englobant la prise en compte des corrections suivantes :

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

$P_{cav,Q}$  : traduit 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  $Q$ .

$P_{ele,Q}$  : est l'influence de l'électrode centrale sur les mesures dans l'eau, pour la qualité  $Q$ .

#### 3.4.1.2. Deuxième méthode : étalonnage dans l'eau

C'est l'approche proposée par les protocoles dosimétriques les plus récents, et en particulier par le protocole AIEA TRS 398 [13].

### A. Détermination du coefficient d'étalonnage $N_{D,eau,Q_0}$

Le coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau (figure 3.5), s'exprime par la relation suivante :

$$N_{D,eau,Q_0} = \frac{D_{eau,Q_0}}{M_{Q_0}} \text{ [cGy/U. L]} \quad (3.4)$$

Avec :

$D_{eau,Q_0}$  : est la valeur de référence de la dose absorbée dans l'eau dans le faisceau de référence de gamma 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 durant à un temps donné.

$M_{Q_0}$  : est la lecture corrigée de l'instrument de mesure (en unités de lecture) pour l'influence des conditions atmosphériques T,P,H (Température, Pression, Humidité), l'effet de polarité, les pertes de charges par recombinaison etc.....

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

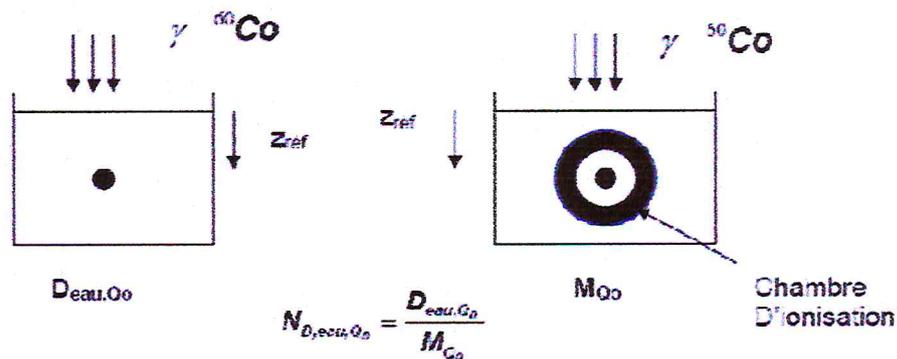


Figure 3.5. Coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau pour un faisceau de photons de qualité  $Q_0$ .

En prenant comme exemple le protocole TRS-398 (IAEA, 1987, 1997), la chambre étalon et la chambre à étalonner, sont placées successivement dans l'eau, dans les conditions suivantes (Figure 3.6) : Point de référence de la chambre sur l'axe centrale du faisceau.

- Axe de la chambre perpendiculaire à l'axe du faisceau.
- Distance source – surface du fantôme égale à 80 cm.
- Le point de référence de la chambre se trouve à une profondeur de 5 cm dans l'eau.
- Taille du champ au niveau de la surface du fantôme égale à 10 cm X 10 cm.

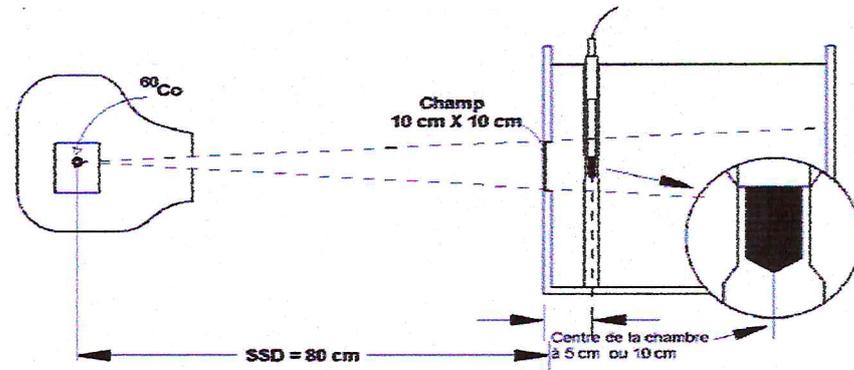


Figure 3.6. Géométrie utilisée pour l'étalonnage des chambres cylindriques en terme de dose absorbée dans l'eau.

Le coefficient d'étalonnage est déterminé en utilisant les mêmes méthodes que dans le cas de la détermination du coefficient d'étalonnage en terme de Kerma dans l'air.

#### B. Application à la dosimétrie en radiothérapie

La chambre, précédemment étalonnée dans l'eau, est utilisée pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau dans les mêmes conditions illustrées précédemment en figure (3.6).

La dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence  $z_{ref}$  dans un faisceau de photons de qualité Q est donnée par la relation suivante :

$$D_{eau,Q} = M_Q \cdot N_{D,eau,Q} \quad (3.5)$$

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...), et  $N_{D,eau,Q}$  le coefficient d'étalonnage pour la qualité Q.

La relation (3.5) s'applique directement lorsque la qualité du faisceau de l'utilisateur et celle utilisée pour l'étalonnage sont les mêmes.

Dans le cas contraire, 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 » $k_{Q,Q_0}$  décrit dans les nouveaux protocoles, notamment le TRS 398. Ce facteur tient compte des différences entre les qualités du faisceau de l'utilisateur (Q) et celui de l'étalonnage (Q0), on aura alors la relation suivante :

$$D_{\text{eau},Q} = M_Q \cdot N_{D,\text{eau},Q} \cdot K_{Q,Q_0} \quad (3.6)$$

$k_{Q,Q_0}$  peut être mesuré avec une grande précision par les laboratoires ayant à leur disposition des faisceaux de photons de haute énergie.

### 3.4.2. COMPARAISON DES DEUX METHODES D'ETALONNAGE

L'avantage principal des nouveaux protocoles dosimétriques se basant sur l'étalonnage en terme 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 remarquer cela rien qu'en observant les deux méthodes de calcul de dose. En effet, l'utilisation direct du facteur  $N_{D,\text{eau},Q}$  d'après la relation (3.6), nous permet d'obtenir la dose absorbée avec plus de précision comparée à sa détermination à partir du facteur  $N_K$  multiplié par les différents facteurs correctifs retrouvés dans la relation (3.3) [13,18].

De plus, d'autres avantages peuvent être associés au concept de  $k_{Q,Q_0}$  (relation 3.6). En effet, ce facteur englobe l'ensemble des facteurs correctifs, prenant en compte la qualité du faisceau, appliqués dans les anciens protocoles dosimétriques (relation 3.3), ce qui permet de simplifier l'application à la dosimétrie en clinique en minimisant le nombre d'étapes de calcul [13, 17,18].

***CHAPITRE 4***

***CONTROLE DE QUALITE DES  
EQUIPEMENT D'IRRADIATION ET DES  
INSTRUMENT DE MESURE***

**CHAPITRE 4****CONTROLE DE QUALITE DES EQUIPEMENTS D'IRRADIATION ET DES INSTRUMENTS DE MESURE****4.1. DETERMINATION DES PARAMETRES PHYSIQUES DE L'UNITE DE Cobalt-60 (ELDORADO 78)****4.1.1. POSITION DE LA SOURCE DE 60CO**

La position de la source des appareils utilisés en radiothérapie est généralement indiquée par le constructeur ; avec le temps cette position peut changer. Pour évaluer la position virtuelle de la source du Cobalt 60 types ELDORADO 78 nous allons utiliser deux techniques à savoir la mesure avec le télémètre, et la mesure avec la règle murale.

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

L'ouverture du collimateur est constante de façon à ne pas modifier les conditions de diffusion du faisceau dans l'air.

La dose est proportionnelle à l'inverse carrée de la distance source détecteur (DSD) :

$$D \sim \frac{1}{d^2} \quad (4.1)$$

Elle est aussi le produit du facteur d'étalonnage par la charge mesurée

$$M_{\text{cor}} \sim \frac{1}{d^2} \quad (4.2)$$

La relation (4.2) implique que la distance (DSD) est proportionnelle à l'inverse de la racine carré de la charge mesurée.

$$\frac{1}{\sqrt{M_{\text{cor}}}} \sim d \quad (4.3)$$

Pour avoir la position réelle de la source on trace la Figure 4.1. de la fonction

$\frac{1}{\sqrt{M_{\text{cor}}}} = f(\text{DSD})$  on trouve que c'est une droite et l'intersection avec l'axe des abscisses

(DSD) dans un point donne l'écart entre la position réelle de la source par rapport au télémètre ou la règle murale.

**CHAPITRE 4**

**CONTROLE DE QUALITE DES EQUIPEMENT D'IRRADIATION ET DES INSTRUMENT DE MESURE**

**4.1. DETERMINATION DES PARAMETRES PHYSIQUES DE L'UNITE DE Cobalt-60 (ELDORADO 78)**

**4.1.1. POSITION DE LA SOURCE DE 60CO**

La position de la source des appareils utilisés en radiothérapie est généralement indiquée par le constructeur ; avec le temps cette position peut changer. Pour évaluer la position virtuelle de la source du Cobalt 60 types ELDORADO 78 nous allons utiliser deux techniques à savoir la mesure avec le télémètre, et la mesure avec la règle murale.

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

L'ouverture du collimateur est constante de façon à ne pas modifier les conditions de diffusion du faisceau dans l'air.

La dose est proportionnelle à l'inverse carrée de la distance source détecteur (DSD) :

$$D \sim \frac{1}{d^2} \quad (4.1)$$

Elle est aussi le produit du facteur d'étalonnage par la charge mesurée

$$M_{cor} \sim \frac{1}{d^2} \quad (4.2)$$

La relation (4.2) implique que la distance (DSD) est proportionnelle à l'inverse de la racine carré de la charge mesurée.

$$\frac{1}{\sqrt{M_{cor}}} \sim d \quad (4.3)$$

Pour avoir la position réelle de la source on trace la Figure 4.1. de la fonction

$\frac{1}{\sqrt{M_{cor}}} = f(DSD)$  on trouve que c'est une droite et l'intersection avec l'axe des abscisses (DSD) dans un point donne l'écart entre la position réelle de la source par rapport au télémètre ou la règle murale.

**4.1.1.1. Détermination de la position de la source à l'aide du télémètre de l'appareil**

Le télémètre est un instrument intégré à l'unité de  $^{60}\text{Co}$  du LSED situé au niveau de la tête d'irradiation de l'appareil. Il permet de mesurer la distance source-détecteur jusqu'au 100 cm.

**Procédures:**

- ✓ Régler le champ 10 cm x10 cm à distance 80 cm ;
- ✓ positionner la chambre à des distances variables entre 60.75 et 100.75 cm à l'aide du télémètre c'est-à-dire la coïncidence du croisillon avec la distance désirée ;
- ✓ régler le temps de mesure à 30 secondes.

Pour avoir la précision sur les mesures, nous avons relevés cinq mesures pour chaque distance, ce qui nous a permis de déterminer l'incertitude statistique sur la lecture pour chaque série de mesure, incertitude due à la précision des instruments de mesure.

L'écart type relatif ne doit pas excéder une incertitude relative de 0.1% sur la moyenne de la série de mesure, ce qui a été le cas. Les résultats expérimentaux correspondant à cette partie sont donnés dans le tableau (4.1) :

Distance DSD (cm)	Lecture $Q_{\text{corr}}$ (nC)	Ecart-type en (%)	$1/\sqrt{Q_{\text{corr}}}$
60.75	9.314	0.1%	0.328
70.75	6.890	0.1%	0.381
80.75	5.300	0.0%	0.434
90.75	4.237	0.1%	0.486
100.75	3.453	0.1%	0.538

**Tableau 4.1.** *Résultats des mesures de la charge en fonction de la DSD.*

La représentation graphique de  $1/\sqrt{Q_{\text{corr}}}$  en fonction de la distance source détecteur, 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 de la Figure 4.1. ci-dessous :

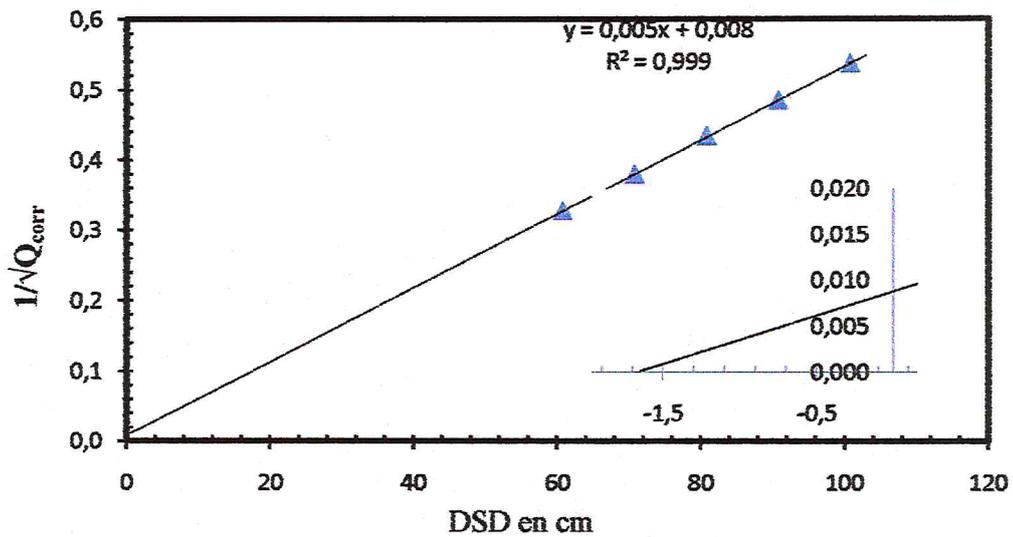


Figure 4.1. *Variation de  $1/\sqrt{Q_{corr}}$  en fonction de la DSD mesurée par le télémètre.*

L'agrandissement de la Figure 4.1 illustrée sur la même Figure 4.1. au voisinage de l'intersection avec l'axe des abscisses, fait ressortir un écart de (-1.6cm).

#### 4.1.1.2. Détermination de la position de la source à l'aide de la règle murale

La règle murale est aussi un instrument de mesure de distance source détecteur, c'est une règle colée sur le mur de sorte que la position de la source en position d'irradiation coïncide avec l'origine. pour évaluer cette position on doit suivre les procédures suivantes :

- ✓ Régler le champ 10x10cm<sup>2</sup> à distance 80 cm ;
- ✓ positionner la chambre à des distances variables (60, 70,80, 90, 100,) cm à l'aide de la règle murale et les lasers latéraux ;
- ✓ temps de comptage est de 30 secondes.

Cinq mesures de charge ont été relevées pour chaque distance et l'écart type relatif de chaque série de mesure est inférieur à 0.3%. Les résultats expérimentaux correspondant à cette partie, sont donnés dans le tableau (4.2) :

Distance DSD (cm)	Lecture $Q_{cor}$ (nC)	Ecart-type en (%)	$1/\sqrt{Q_{corr}}$
60	9.660	0.12%	0.322
70	7.060	0.14%	0.376
80	5.386	0.25%	0.431
90	4.272	0.05%	0.484
100	3.451	0.04%	0.538

Tableau 4.2. *La fonction  $1/\sqrt{Q_{corr}} = f(DSD)$  lecture à l'aide de la règle murale.*

La Figure 4.2. illustre les variations de  $1/\sqrt{Q_{corr}}$  en fonction de la distance DSD. De la même manière que pour le télémètre du  $^{60}\text{Co}$ , l'agrandissement de la Figure 4.2 au voisinage de l'intersection avec l'axe des abscisses, fait ressortir un décalage de 0.40 cm de la source par rapport à l'origine de la règle.

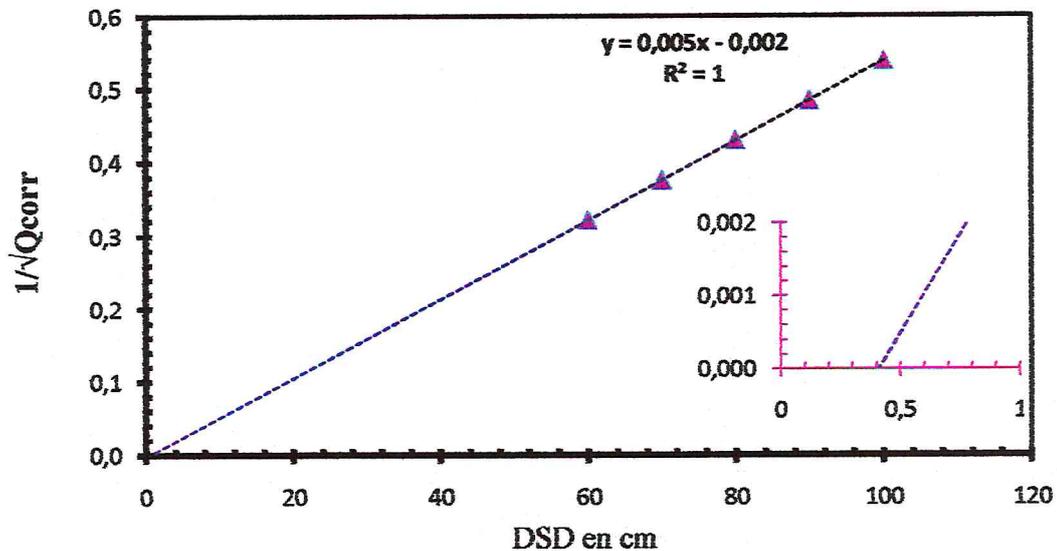


Figure 4.2. Variation de  $1/\sqrt{Q_{corr}}$  en fonction de la DSD mesurée par le télémètre. L'agrandissement de la figure 4.2 au voisinage de l'intersection avec l'axe des abscisses, représenté par la figure en médaillon, fait ressortir un écart de 0.40 cm.

#### 4.1.1.3. Conclusion

Notre étude montre un léger décalage de la source par rapport à l'origine de télémètre (-1.6 cm) et par rapport à l'origine de la règle murale (0.40 cm).

Cet écart étant inférieur aux dimensions de la source qui sont de l'ordre de 2 cm, nous pouvons conclure que la source est bien positionnée par rapport au télémètre et la règle murale. Dans les deux techniques nous avons négligés la contribution de rayonnement diffusés par la tête d'irradiation.

### 4.1.2. DETERMINATION DU TEMPS DE COURSE DE LA SOURCE

#### 4.1.2.1. Introduction

La source du cobalt60 a deux positions, une est la position de stockage et l'autre la position d'irradiation ; pour passer d'une position à l'autre la source doit parcourir une certaine distance donc un temps de sortie et un temps d'entrée les deux temps sont le

temps de course de la source. Dans ce cas, le temps affiché sur le pupitre de commande, ne correspond pas exactement au temps d'irradiation (temps de course compris dans le temps affiché).

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

$$\dot{D} = N_{D,w} \times \frac{Q_{\text{corr}}}{t} \quad (4.4)$$

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

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

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

$$t = t' - \tau \quad (4.5)$$

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

$\tau$  : est le temps de course de la source, il est définit par la relation suivante :

$$\tau = \tau_{\text{entrée}} + \tau_{\text{sortie}} \quad (4.6)$$

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

Dans cette partie de travail Nous avons déterminés le temps de course de l'unité de cobalt avec deux méthodes.

#### 4.1.2.2. *Méthode graphique*

Cette méthode consiste à relever des mesures de charges collectées pour différents temps, dans un intervalle de temps allant de 0.02 min à 2 min.

##### **Procedures:**

- ✓ Champ 10 cm x 10 cm
- ✓ DSD=80 cm
- ✓ Pour chaque temps d'irradiation on a relevé cinq mesures

La Figure 4.3. illustrant les variations de la lecture corrigée en fonction du temps, fait ressortir une droite dont l'intersection avec l'axe des abscisses permet de déduire le temps de course de la source. Il est important de garder les mêmes conditions de mesures tout au long de l'expérience.

Les résultats obtenus sont au tableau (4.3) :

t (min)	0.02	0.05	0.1	0.15	0.2	0.5	1	2
Q <sub>corr</sub> (nC)	0.071	0.430	0.971	1.511	2.050	5.285	10.681	21.465

Tableau 4.3. *la charge corrigée en fonction du temps d'irradiation.*

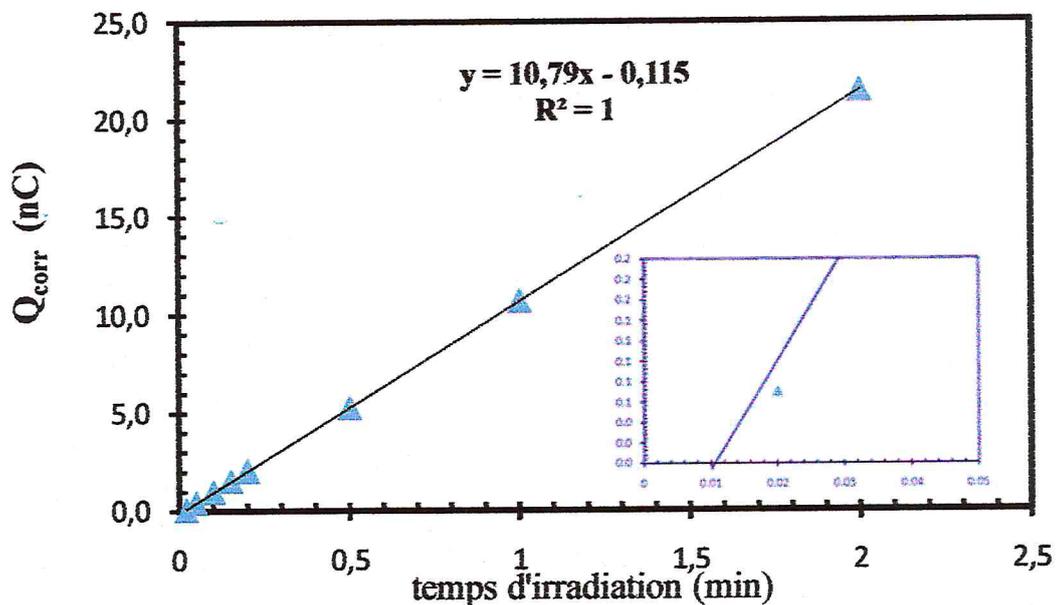


Figure 4.3. *Variation de  $Q_{corr}$  en fonction du temps d'irradiation affichés sur le pupitre de commande de l'unité de Cobalt60.*

L'intersection de la droite  $Q_{corr}$  en fonction du temps d'irradiation avec l'axe des abscisses donne une valeur de 0.0105 min soit **0.63 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 est tiré à partir de deux mesures  $Q_1$  et  $Q_2$  pour deux temps différents  $t_1$  et  $t_2$  tout en admettant que le débit de dose reste Constant.

La première mesure  $Q_1$  est continuée :

$$t_1 = t'_1 + \tau \quad (4.7)$$

La deuxième mesure  $Q_2$  est fractionnée en  $\eta$  fractions :

$$t_2 = t'_2 + \eta\tau \quad (4.8)$$

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

- ✓ A l'augmentation de la distance à la source.
- ✓ A la modification des conditions de diffusion (la contribution du diffusé est maximale sur l'axe).

Au voisinage des limites géométriques du faisceau, la dose diminue dans une région qui constitue la zone pénombre celle-ci résulte de :

- ✓ La pénombre géométrique (liée aux dimensions de la source)
- ✓ La pénombre de transmission (liée à la forme et à l'épaisseur du collimateur)

La pénombre est mesurée à la profondeur du plan de référence et elle est caractérisée par la distance latérale séparant le 80% et le 20% de la dose sur l'axe (pénombre physique).

#### **4.2.1.1. Méthode et dispositifs utilisés**

La méthode consiste à faire varier la position de la chambre d'ionisation suivant les deux axes (OX) et (OY) dans l'air par rapport à l'axe du faisceau de l'unité de  $^{60}\text{Co}$  pour des champs déférents (5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm, 15 cm x 15 cm). Les valeurs des doses sont normalisées en termes de pourcentage à la valeur maximale située sur l'axe du faisceau.

D'après les Figures 4.s des profiles on peut tirer trois paramètres :

- 1- La pénombre physique des champs d'irradiation est la distance latérale entre le point à 80% et le point 20% de la dose sur l'axe du faisceau. 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 toujours possible de définir avec précision la forme géométrique d'un champ.
- 2- L'homogénéité est définie par la région comprise entre les deux points de chaque coté 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 comprises entre 5 cm x 5 cm et 10 cm x 10 cm. Elle peut être aussi vérifiée par le rapport  $D_{\max}/D_{\min}$  en pourcent, et qui doit être inférieur à 106 %.
- 3- 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  $-x_0$ .

Les Figure 4.s suivants représentent les résultats des profils obtenus :

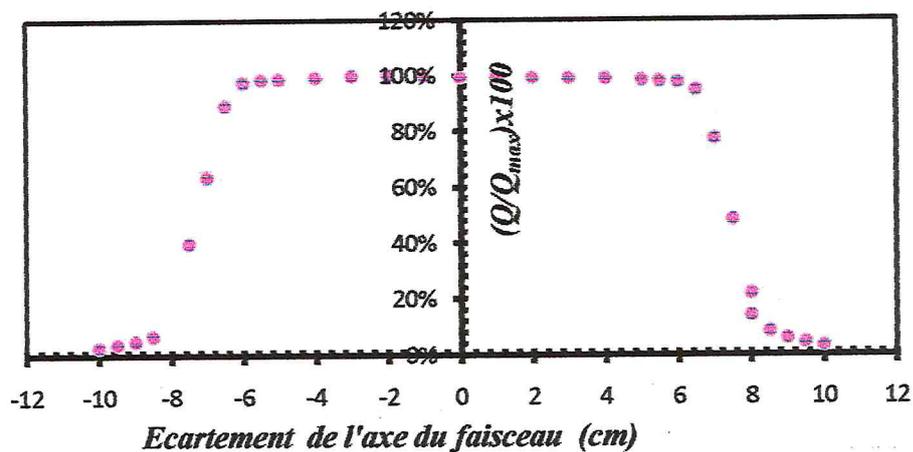


Figure 4.4. *Profil horizontale de champ 15 x 15 du faisceau de 60Co à l'air libre.*

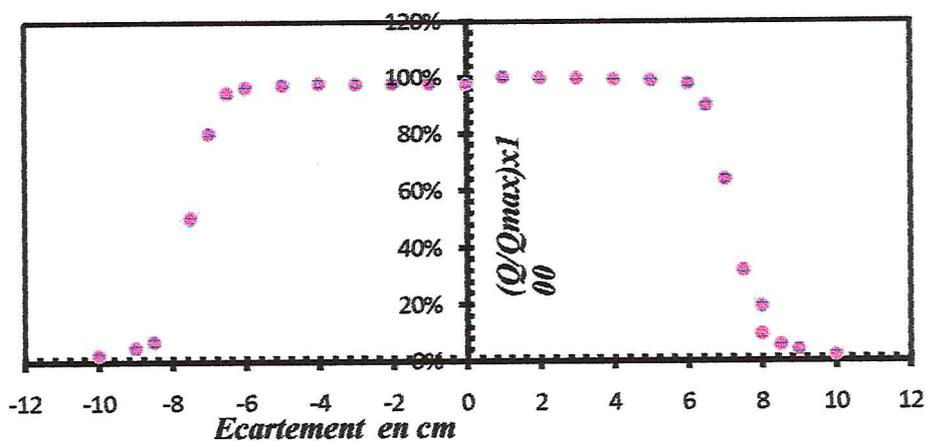


Figure 4.5. *Profil verticale de champs 15x15 cm2 du faisceau de 60Co à l'air libre.*

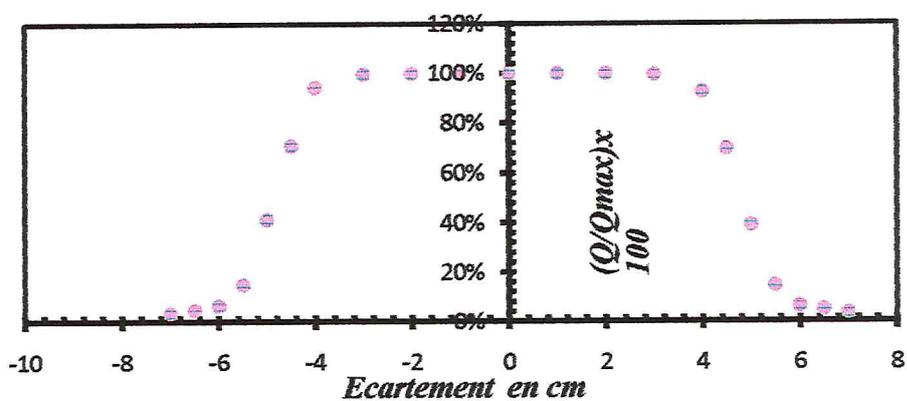


Figure 4.6. *Profil horizontale de champ 10x10 cm2 du faisceau de 60Co à l'air libre.*

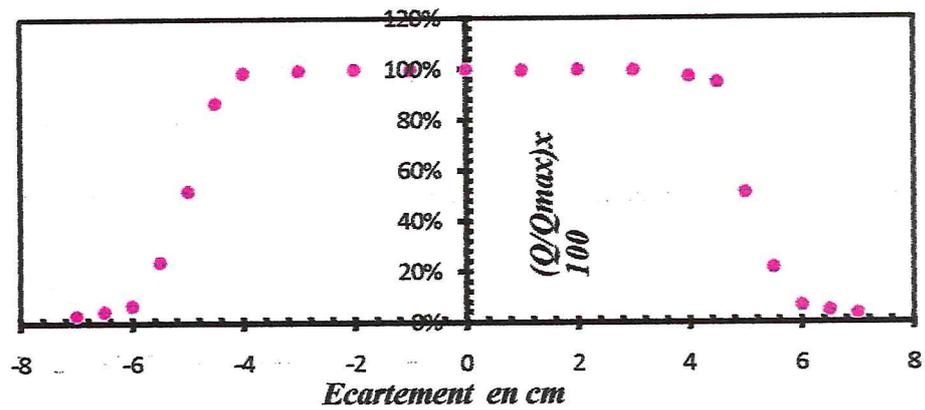


Figure 4.7. *Profil verticale de champ 10x10 cm<sup>2</sup> du faisceau de 60Co à l'air libre.*

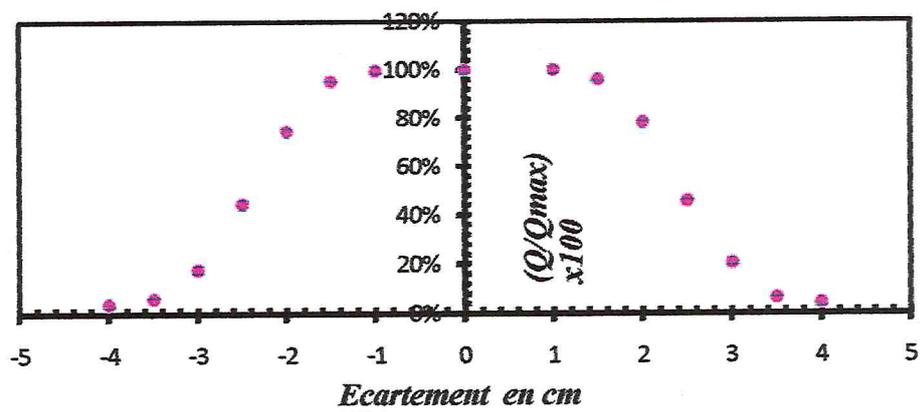


Figure 4.8. *Profil horizontale de champ 5x5 cm<sup>2</sup> du faisceau de 60Co à l'air libre.*

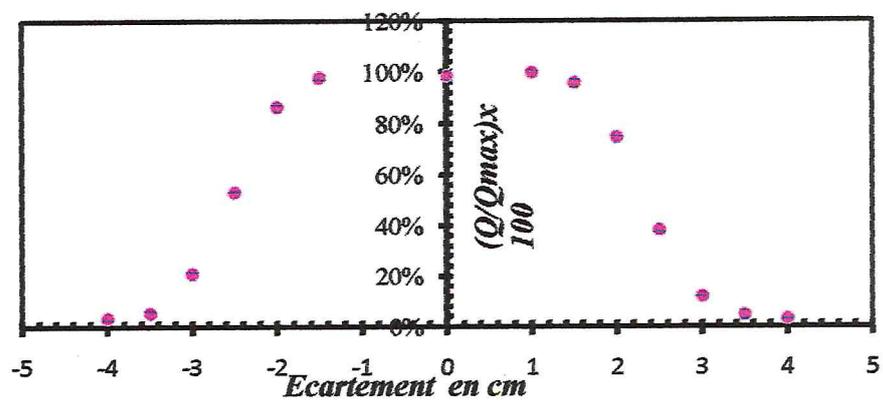


Figure 4.9. *Profil verticale de champ 5x5 cm<sup>2</sup> du faisceau de 60Co à l'air libre.*

Les tableaux suivants résument les paramètres des profils des faisceaux de Cobalt60:

L'axe	OX			OY			
	Taille de champ en cm x cm	5x5	10 x 10	15 x 15	5 x 5	10 x10	15 x 15
pénombre	Coté positif de l'axe	1.1	0.9	1.0	0.9	1.0	1.3
	Coté négatif de l'axe	1.0	0.9	1.1	1.0	1.0	1.0

**Tableau 4.5.** la zone de pénombre.

Taille de champ	Axe	$D_{max}/D_{min}$ en %	La zone d'homogénéité ( cm)	
15x15	OX	105%	-6.5cm	+6.5cm
	OY	105%	-6.5cm	+6.5cm
10x10	OX	104%	-4cm	+4cm
	OY	105%	-4cm	+4cm
5x5	OX	105%	-1.5cm	+1.5cm
	OY	104%	-1.5cm	+1.5cm

**Tableau 4.6.** la zone d'homogénéité.

Taille de champ	Axe	$((D_{+x_0}) - D_{-x_0})$ en%	La zone de symétrie ( cm)	
15x15	OX	0.5%	-6 cm	+6cm
	OY	1.2%	-6cm	+6cm
10x10	OX	0.5%	-4cm	+4.5cm
	OY	1.5%	-4cm	+4cm
5x5	OX	1.6%	-1.5cm	+1.5cm
	OY	1.6%	-1.5cm	+1.5cm

**Tableau 4.7.** la symétrie.

#### 4.2.1.2. Conclusion

On remarque que les valeurs de la pénombre sont inférieures ou égales à 1.30 cm pour toutes les tailles des champs, La zone d'homogénéité d'un champ est inférieur de 106%, et que pour les symétries :  $(D_{+x_0}) - D_{-x_0} < 2\%$  (acceptable).

### 4.3. PARAMETRES DOSIMETRIQUES DU SYSTEME DE DOSIMETRIE

#### 4.3.1. CONTRÔLE DE QUALITÉ DE LA CHAÎNE DE MESURE

Le contrôle de qualité des appareils de mesures, est nécessaire et d'ailleurs recommandé par les protocoles dosimétriques les plus anciens L'ICRU, TRS 277, TG 21 au plus récents TRS 398, TG 51. Il permet d'assurer une cohérence de la réponse des appareils de mesures et de minimiser les erreurs de la dose à délivrer.

##### 4.3.1.1. Stabilité des instruments de mesure

Chaque instrument de mesure a un temps de stabilité. La mesure de ce temps permet d'éliminer l'influence de la fluctuation électronique. Pour cela les protocoles

dosimétriques tel que le TRS-398, TG-21 préconisent une pré-irradiation de la chambre d'ionisation utilisée en dosimétrie, mettre en marche l'électromètre au bout d'un temps relativement long pour maintenir la stabilité de la lecture.

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.

#### A. *Stabilité de la chambre d'ionisation*

Dans cette partie du travail, nous avons étudié le temps de stabilité d'une chambre cylindrique de type Farmer NE 2571#1537 reliée à un électromètre de type UNIDOS PTW10002.

Pour éviter des problèmes liés à la stabilité de l'électromètre, nous avons utilisé un électromètre laissé allumer pendant 60 min, et nous avons entamé les mesures justes après que la source est mise en position d'irradiation. Les courants ont été relevés pour des temps allant de 0 à 3600 secondes, avec un intervalle de temps de 6 secondes

Les résultats sont représentés sur la Figure 4.10, sous forme du courant mesuré en fonction du temps de collection :

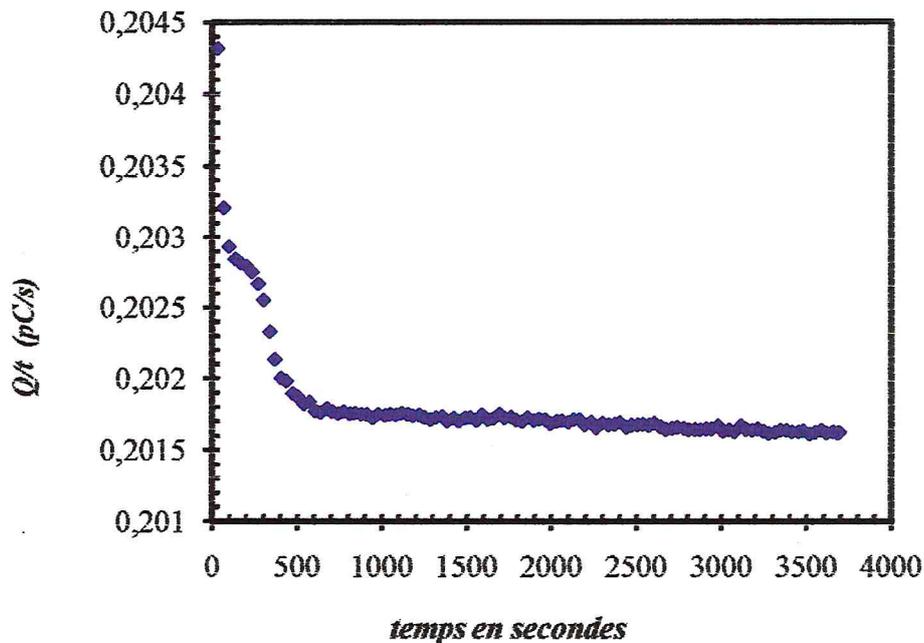


Figure 4.10. *Etude du temps de stabilité des chambres d'ionisation.*

D'après la Figure 4.10. On remarque que le Temps de stabilité de la chambre d'ionisation cylindriques se situe autour de **840 S (14 min)**.

**B. Stabilité du système chambre+électromètre**

Dans cette partie, nous nous sommes intéressés à l'étude de la stabilité du Système chambre d'ionisation (NE2571-2402), Electromètre (UNIDOS 30001), et nous avons effectués des mesures de courant d'ionisation immédiatement après avoir mis en fonctionnement l'unité de Cobalt. La Figure 4.11 illustre la variation de la réponse du système dosimétrique exprimée sous forme de courant en fonction du temps

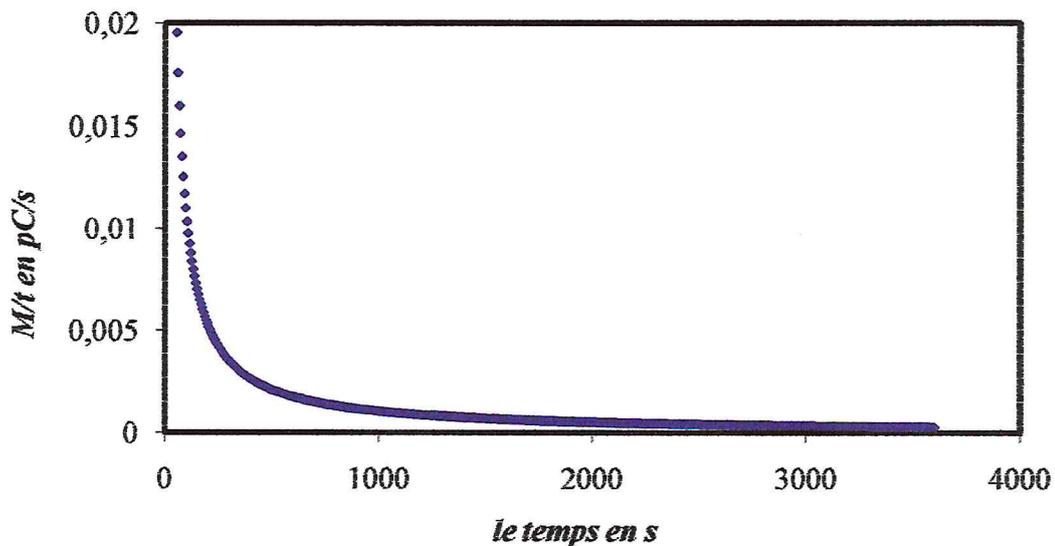


Figure 4.11. *Stabilité du système chambre + électromètre.*

D'après la Figure 4.11, on déduit que la stabilité du système dosimétrique de mesure est autour de **1500 secondes (26 min)**.

**C. Conclusion**

L'étude suggère qu'avant d'entreprendre les mesures, il est obligatoire de mettre en marche l'électromètre collecté à sa chambre au moins pendant 26 min ; et pré-irradiation de la chambre au moins 14 minutes.

#### 4.3.1.2. *Reproductibilité du système dosimétrique*

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

##### A. *Méthode et dispositifs utilisés*

Dans cette partie, nous allons étudier la reproductibilité des deux systèmes composés de deux chambres d'ionisations cylindriques de 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 10 cm x 10 cm à 80 cm, fantôme d'eau (AIEA), profondeur =5cm.

Une vingtaine de mesures ont été effectuées. La figure 4.12 représente le rapport de ces mesures par rapport à leur moyenne.

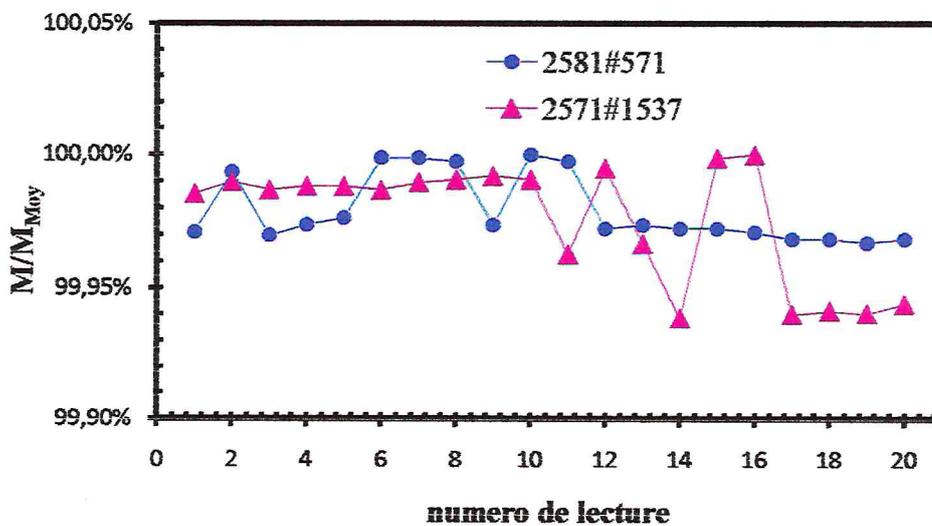


Figure 4.12. *Rapport des mesures par rapport à leurs moyenne  $M/M_{moy}$ .*

##### B. *Résultats et interprétation*

D'après la figure 4.12, on peut déduire que la reproductibilité des lectures est autours de : 0,0024% pour le système (NE2571#1537+UNIDOS10002#20362).

0,0021% pour le système (NE2581#571+UNIDOS10002#20362).

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

**4.3.2. MESURE DU BRUIT DE FOND (COURANT DE FUITE)****4.3.2.1. Introduction**

Un instrument effectuant une série de mesures dans des conditions données, n'indiquera pas toujours la même valeur d'une mesure à une autre. Les causes de ces variations proviennent des fluctuations du rayonnement ambiant (bruit ambiant), des fluctuations propres à la source de radiations, ainsi que des fluctuations provenant du processus de détection (bruit du détecteur).

**4.3.2.2. Bruit provenant du rayonnement ambiant**

Quel que soit l'endroit où se déroule la mesure, on observera la présence d'un rayonnement ambiant d'origine naturelles (comme le radon ou le rayonnement cosmique) ou artificielles (comme la présence d'une source dans un laboratoire adjacent). Celui-ci peut être réduit en procédant au blindage du dispositif de mesure ou en l'enterrant profondément sous terre, mais il ne peut jamais être totalement éliminé.

**4.3.2.3. Bruit provenant de la source de rayonnement**

Une source de radiations, qu'elle soit radioactive ou produite par accélération fluctue d'une réalisation à l'autre.

**A. Bruit provenant du système de détection**

Un instrument détecte les particules d'un champ de radiations grâce aux interactions entre le champ de radiations et le détecteur. Ces interactions ne sont pas déterministes pour deux situations d'irradiation identiques, les interactions ne se produiront pas au même endroit ni en mêmes quantités. Cela induit donc des fluctuations de la mesure indépendantes de la source de radiations.

**B. Bruit de fond et mesure nette**

Lorsqu'on estime la valeur d'un champ de radiation en l'absence de toute autre composante extérieure, on effectue deux mesures : une en présence du champ et une en son absence. La mesure sans champ 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* ou du *background*. 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  $M_{s+b}$  :

$$M_s = M_{s+b} - M_b \quad (4.11)$$

Cette valeur est appelée valeur mesurée nette. On notera que  $M_b$  et  $M_{s+b}$  sont des variables aléatoires dont les fluctuations proviennent du rayonnement ambiant et du bruit du détecteur, et respectivement du rayonnement ambiant, de la source et du détecteur. Pour calculer l'incertitude de bruit de fond dans l'étalonnage, on prend généralement la valeur moyenne de plusieurs mesures de  $M_b$  et  $M_{s+b}$  et la comparer avec la lecture dans les conditions d'étalonnage.

#### 4.3.2.4. Bruit de fond du système électromètre plus chambre d'ionisation

##### A. En l'absence du champ d'irradiation

###### Procédures :

- ✓ Placer la chambre en contact avec l'électromètre.
- ✓ Allumer l'électromètre.
- ✓ Commencer le comptage jusqu'à 120 minute.

Les résultats pour les deux systèmes de dosimétries sont donnés dans le tableau (4.9) pour les mesures en présence du champ d'irradiation et dans le tableau (4.8) pour les mesures en absence du champ d'irradiation :

NE 2561 –PTW T10002-20623									
temps (s)	0	60	300	600	1200	1800	3800	5400	7200
M (pC)	0	0	1.5	15.5	46	121.5	300	460	640.5
Courant	0	0	0.0050	0.0258	0.0383	0.0675	0.0078	0.0851	0.0889
Courant moyen (pC)								0.043306	
NE 2561 –PTW T10002-20623									
temps (s)	0	60	300	600	1200	1800	3800	5400	7200
M (pC)	0	0	0	1	1	2	36	111	197.5
Courant	0	0	0	0.0016	0.0008	0.0011	0.0094	0.0205	0.0274
Courant moyen (pC)								0.0067	

**Tableau 4.8.** *Mesure des courants de fuite pour deux systèmes en absence de champ d'irradiation.*

##### B. En présence du champ d'irradiation

NE 2561 –PTW T10002-20623									
temps (s)	400	460	700	1000	1600	2200	4000	5800	7630
M (pC)	10.08	10.08	10.08	10.09	10.1	10.12	10.2	10.29	10.38
Courant	25.2	21.913	14.4	10.09	6.313	4.6	2.55	1.7741	1.360
Courant moyen (pC)								9.8000112	

NE 2561 –PTW T10002-20623									
Temps(s)	2400	2460	2700	3000	3652	4200	6000	7810	2400
M (pC)	987.5	987	972	958	926	898.5	808.5	718	987.5
Courant	0.4115	0.4012	0.3600	0.3193	0.2536	0.2139	0.1348	0.091	0.4115
Courant moyen (pC)								0.2499	

**Tableau 4.9.** *Mesure des courants de fuite pour deux systèmes en présence de champ d'irradiation.*

**Tableau Récapitulatif :**

	NE 2561 + T10002-20623	NE 2561 + T10002-20623
Courant moyen sans	0.047	0.0067
Courant moyen avec	0.800	0.2400

**Tableau 4.10.** *Tableau récapitulatif.*

**4.3.2.5. Conclusion :**

La valeur de la lecture des deux systèmes dans les conditions d'étalonnage est autour de 4280 pC pour un temps d'irradiation de 30 s. pour avoir les deux mesures du bruit de fond on divise les courant moyens sur t=30 s et on obtient :

	NE 2561 +T10002-20623	NE 2561 + T10002-20623
M <sub>b</sub> (pC)	0.001	0.00022
M <sub>s+b</sub> (pC)	0.326	0.00833
Δ M <sub>b</sub>	0.00003	0.00001
Δ M <sub>s+b</sub>	0.007	0.0001

**Tableau 4.11.** *Le bruit de fond des deux systèmes.*

ΔM est calculé par rapport à la lecture moyenne de la charge qui est 4280 pC par la relation suivante :

$$\Delta M_b = [M_b / 4280] \quad (4.12)$$

$$\Delta M_{s+b} = [M_{s+b} / 4280] \quad (4.13)$$

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

**4.4. INDICE DE QUALITE DE L'APPAREIL <sup>60</sup>CO**

**4.4.1. Introduction :**

Il est nécessaire de spécifier les paramètres caractéristiques du faisceau de façon simple et non ambiguë. Donc c'est très important de représenter la qualité de ces faisceaux, non

pas au moyen de l'énergie des photons, mais en introduisant une autre grandeur qui représente le faisceau utilisé et qui soit en même temps simple à mesurer.

Les différents auteurs et protocoles publiés s'accordent sur le choix d'une grandeur liée à l'atténuation du faisceau dans l'eau dans des conditions de référence tel que (NACP, 1980; AAPM, 1983; SEFM, 1984; CFMRI, 1986 ; International code of practice, 1987; AIFB, 1988). Cette grandeur, appelée indice de qualité TPR<sub>10 20</sub> (Tissue-Phantom Ratio), est un rapport des ionisations mesurées respectivement à 20 cm et à 10 cm de profondeur pour une taille de champ 10x10cm<sup>2</sup> à une distance de référence généralement 100cm.

Cette grandeur peut être déterminée de deux manières différentes :

#### **4.4.2. Détermination expérimentale**

Dans cette partie nous avons utilisé quatre fantômes :

- ✓ Fantôme PMMA.
- ✓ Fantôme d'EAU-AIEA.
- ✓ Fantôme SOLIDE-WATER.
- ✓ Fantôme MED-TEC.

Ces derniers ont été utilisés avec une chambre d'ionisation cylindrique de référence de type NE2571#2402 pour les trois premiers et pour le dernier une chambre d'ionisation cylindrique étanche de type 30013#2325.

En fait, la détermination expérimentale directe de l'indice de qualité TPR<sub>20,10</sub> consiste à mesurer l'ionisation produite par le rayonnement à 10 cm et à 20 cm dans l'eau, en gardant constante la distance source détecteur avec le champ de 10 cm x 10 cm au niveau du détecteur. Il existe néanmoins une méthode indirecte qui consiste à effectuer les mêmes mesures en gardant constantes la Distance Source Surface et la taille du champ à cette distance.

Le but de cette partie de notre étude est d'une part, déterminer l'indice de qualité dans l'eau par deux méthodes et d'autre part déterminer cette grandeur dans d'autres fantômes et comparer les résultats obtenus.

##### **4.4.2.1. Détermination directe du TPR<sub>10 20</sub> :**

La détermination directe du  $TPR_{10}^{20}$  obtenue avec la relation suivant:

$$TPR_{10}^{20} = D_{20}/D_{10} \quad (4.14)$$

Où  $D_{20}$ , et  $D_{10}$  les valeurs de la dose absorbée à profondeur 20cm et 10 cm respectivement,

La dose absorbée est égale le produit de la lecture corrigée de l'instrument de mesure avec le facteur d'étalonnage de la chambre d'ionisation utilisée:

$$D = M_{corr} \times N_{D,W} \quad (4.15)$$

$M_{corr}$  est la lecture de l'instrument de mesure.

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

D'après les deux relations en déduire que :

$$TPR_{10}^{20} = M_{corr,20}/M_{corr,10} \quad (4.16)$$

**Procédure :**

- ✓ Utiliser les tiges en acier pour aligner le fantôme parallèle à la tête d'irradiation.
- ✓ régler la DSD=100cm ;
- ✓ régler la taille du champ à 10 cm x10 cm au centre de la chambre ;
- ✓ placer la chambre dans une gaine à une profondeur de 10 cm et 20 cm dans le fantôme en gardant toujours la distance source détecteur fixe et égale à 100 cm ;
- ✓ effectuer des mesures pour un temps de comptage est 30 secondes ;
- ✓ effectuer cinq mesures pour chaque distance.

La figure 4.13 ci-dessous représente cette méthode de travail expérimentale pour la détermination de l'indice de qualité  $TPR_{20,10}$ .

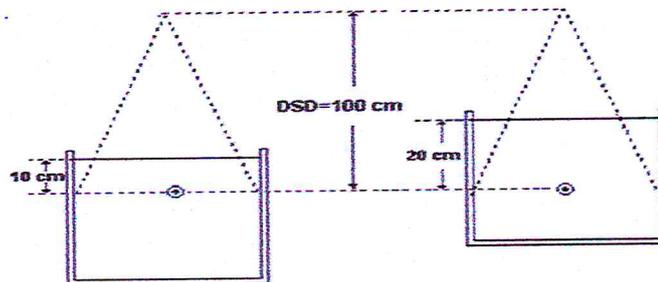


Figure 4.13. Méthode directe utilisée pour la détermination.

Le fantôme d'eau Med-Tec est considéré comme fantôme de référence parce qu'il permet de déterminer le  $TPR_{20,10}$  de manière directe. Tous les autres résultats sont comparés à ceux obtenus avec ce fantôme. Les résultats des  $TPR_{20,10}$  obtenus sont

rassemblés dans le tableau suivant ou nous avons fait figurer l'écart en % par rapport au fantôme MED TEC :

	Solid Water	PMMA	Med-Tec	eau AIEA
$M_{corr,20}$ (nC)	1.342	1.233	1.193	1.365
$M_{corr,10}$ (nC)	2.412	2.331	2.080	2.408
$TPR_{20,10}$	0.556 (-1.43%)	0.529 (-7.8%)	0.574	0.567 (-1.22%)

**Tableau 4.12.**  $TPR_{20,10}$  obtenus pour différents fantômes par la méthode directe.

**Interprétation :**

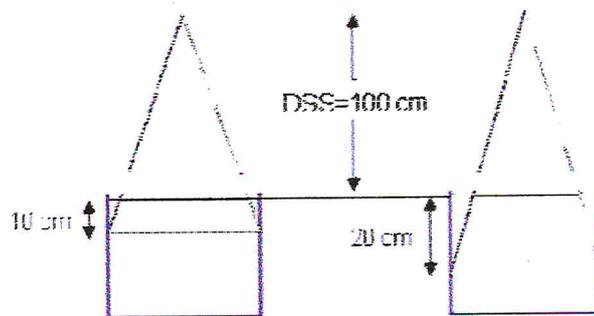
En tenant compte de l'incertitude globale sur les valeurs des rapports entre les  $TPR_{20,10}$  qui est de l'ordre de 1.5 % (calculée par l'équipe du Laboratoire), nous pouvons conclure la différence entre les valeurs de  $TPR_{20,10}$  obtenus dans les autres fantômes n'est pas significative, sauf pour el fantôme PMMA.

**4.4.2.2. Méthode indirecte de la détermination du  $TPR_{20,10}$**

La méthode indirecte est équivalente, elle consiste à déterminer l'indice de qualité à partir des mesures de dose en profondeur au moyen du rapport de dose  $D_{20}/D_{10}$  pour les profondeurs de 20 cm et 10 cm avec une distance source surface du fantôme constante et égale à 100 cm.

**Procédure :**

- ✓ Distance source surface fantôme fixe égale à 100cm.
- ✓ Taille de champ 10x10 cm<sup>2</sup> à la surface du fantôme.
- ✓ Profondeur 10 cm et 20 cm.



**Figure 4.14.** schéma représente les différentes conditions effectue 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[13].

A partir de ce tableau on tire la Figure 4.15 suivante:

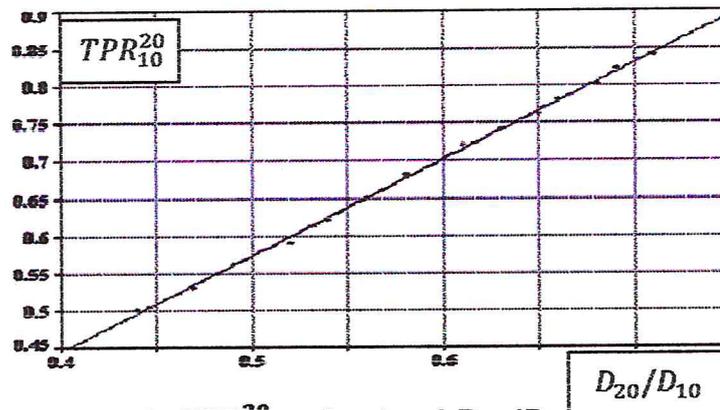


Figure 4.15. variations de  $TPR_{10}^{20}$  en fonction de  $D_{20}/D_{10}$ .

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

$$TPR_{10}^{20} = 1.2661 \times \frac{D_{20}}{D_{10}} - 0.0595 \quad (4.17)$$

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 :

$$TPR_{10}^{20} = 2.012 - 1.050 \times M + 0.1265 \times M^2 + 0.01887 \times M^3 \quad (4.18)$$

Avec:

$$M = \frac{M_{corr,10}}{M_{corr,20}} \quad (4.19)$$

Les résultats obtenus des lectures corrigées ainsi les  $TPR_{20,10}$  calculés par la formule ci-dessus pour différents fantômes, sont au tableau suivant. Les valeurs entre parenthèses représentent l'écart en % par rapport aux valeurs obtenues dans le fantôme MED TEC:

	Solid Water	PMMA	Med-Tec	eau AIEA
$M_{corr,20}$ (nC)	0.996	0.919	1.278	1.006
$M_{corr,10}$ (nC)	2.035	1.969	2.615	2.034
$M_{corr,20}/M_{corr,10}$	0.489	0.467	0.489	0.495
$TPR_{20,10}$	0.560 (0.11%)	0.531 (-5%)	0.559	0.567 (1.36%)

Tableau 4.13.  $TPR_{20,10}$  obtenus pour différents fantômes par la méthode indirecte.

Tableau récapitulatif :

	Solid Water	PMMA	Med-Tec	eau AIEA
$TPR_{20,10}$ directe	0.55621	0.52906	0.57358	0.56657
$TPR_{20,10}$ indirecte	0.55977	0.53138	0.55913	0.56675
Ecart-type	0,25%	0,16%	1,02%	0,01%
Observation	Accepté	Accepté	Accepté	Accepté

Tableau 4.14. Tableau récapitulatif des deux tableaux 16 et 17.

**4.4.2.3. Interprétation :**

Les deux méthodes donnent des acceptables du  $TPR_{10}^{20}$  .

**4.4.2.4. Comparaison avec les résultats publiés dans la littérature**

Dans ce qui suit, nous comparons nos résultats avec les résultats signalés par le protocole TRS398. Les valeurs entre parenthèses donnent l'écart de nos mesures par rapport à valeurs publiées.

**1)  $TPR_{20,10} = 0.568$  (0.98 %)**

BURNS, J.E., DALE, J.W.G., Conversion of Absorbed Dose Calibration from Graphite into Water, Report RSA(EXT) 7, National Physical Laboratory, Teddington, (1990).

**2)  $TPR_{20,10} = 0.568$  (0.98%)**

“Central axis depth dose data for use in radiotherapy”, Brit. J. Radiol. Supplement No. 17 (1983).

BOAS, J.F., et al., A comparison of absorbed dose standards for Co-60 and megavoltage photon radiations, (in preparation).

Central axis depth dose data for use in radiotherapy, Brit. J. Radiol. Supplement No. 25 (1996).

**3)  $TPR_{20,10} = 0.578$  (-0.76%)**

SHORTT, K.R., et al., A comparison of absorbed dose standards for high-energy X rays, Phys. Med. Biol. 38 (1993) 1937–1955.

**4)  $TPR_{20,10} = 0.578$  (-0.76%)**

JOHNS, H.E., CUNNINGHAM, J.R., The Physics of Radiology, Thomas, Springfield, IL (1983).

On déduit que Pour le fantôme Med-Tec notre résultat est proche de la 3<sup>ème</sup> et la 4<sup>ème</sup> et Pour le fantôme d'eau AIEA elle est proche de la 1<sup>ère</sup> et la 2<sup>ème</sup>.

***CHAPITRE 5***

***MESURE DE LA DOSE DE REFERENCE  
ET ETALONNAGE DES CHAMBRES***

**CHAPITRE 5**  
**MESURE DE LA DOSE DE REFERENCE**  
**ET ETALONNAGE DES CHAMBRES**

**5.1. INTRODUCTION :**

La détermination de la dose absorbée dans les conditions de référence consiste en pratique à établir le rapport entre la dose absorbée dans l'eau dans les conditions de référence et la réponse du moniteur de l'appareil de traitement. Ce rapport s'exprime en cGy/min pour les appareils de cobalt60. Cette détermination repose sur l'utilisation d'un instrument de référence (chambre d'ionisation + électromètre) dans un fantôme d'eau et sur l'application de procédures décrites dans les protocoles de dosimétrie associée, tels que le TRS-277 et le TR398.

Cette partie du travail a plusieurs objectifs :

- ✓ Déterminer le débit de dose dans plusieurs fantômes dans les conditions de référence
- ✓ L'étude de la variation de débit de dose en fonction de la DSP, et la taille de champ).
- ✓ L'étalonnage des deux chambres d'ionisation cylindrique de type farmer (NE2571#1537 ; 2581#571) par l'utilisation de la chambre d'ionisation de référence d'étalonnage (NE 2571#2402), dans un faisceau de photons ( $\gamma$ ) de  $^{60}\text{Co}$  du Laboratoire Secondaire d'Etalon en Dosimétrie (LSED)
- ✓ Définir les coefficients d'étalonnage  $N_{D,eau}$  en termes de dose absorbée dans l'eau.
- ✓ L'étude de la variation de  $N_{D,eau}$  en fonction des paramètres géométriques ( la distance source surface du fantôme et la taille du champ) pour différents fantômes.

**5.2. DETERMINATION DE DEBIT DE DOSE DANS PLUSIEURS FANTOMES :**

Pour déterminer le débit de dose dans les fantômes (Solide Water, PMMA, eau AIEA) on a utilisé la chambre d'ionisation cylindrique (NE2571#2402) étalonnée dans un

laboratoire primaire ou secondaire dans les conditions de référence indiquées par le TRS398 (DSP=80cm, champ =10x10 cm<sup>2</sup>, profondeur Z<sub>ref</sub>=5cm).

Le débit de dose dans un fantôme d'eau déterminer dans les conditions de référence pour un faisceau de photons  $\gamma$  de <sup>60</sup>Co, est donné par :

$$\dot{D}_{\text{réf,eau}} = \frac{M_{\text{réf,corr}} \times N_{D,\text{eau}}}{t} \quad [\text{Gy/s}] \quad (5.1)$$

Ou,  $M_{\text{réf,corr}}$  est la lecture de la chambre d'ionisation de référence corrigée pour les effets de température, Pression.

$N_{D,\text{eau}}$  : est le coefficient d'étalonnage de la chambre, déterminé par le laboratoire de référence (Primaire ou secondaire).

$t$  : est le temps d'irradiation.

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

Fantôme d'eau (AIEA).

- ✓ La taille du champ est égale à 10 x 10cm<sup>2</sup> 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.
- ✓ Fantôme PMMA Solide-Water.

La Figure (5.1) suivante représente les conditions de références selon le protocole TRS398[13] :

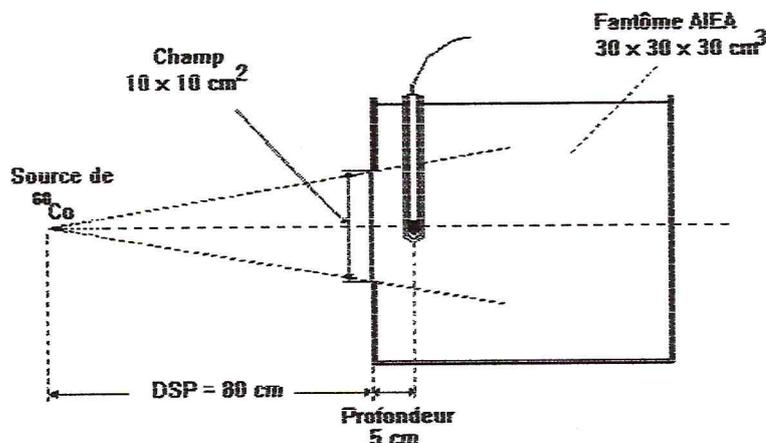


Figure 5.1. Conditions de référence utilisées pour la détermination du débit de dose dans l'eau pour l'unité de <sup>60</sup>Co.

Les résultats obtenus pour la détermination du débit de dose dans les conditions de références sont données au tableau suivant :

	Fantôme d'eau AIEA (TRS398)	Fantôme Solide- Water	Fantôme PMMA
Débit de dose de référence en mGy/S	6,355405	6,304624 (-0.8%)	6,300868 (-0.86)

Tableau 5.1. le débit de dose de référence dans les trois fantômes.

### 5.2.1. Étude de la variation du débit de dose en fonction de la DSP :

L'étude est faite à l'aide d'une chambre de référence NE2571#2402 de facteur d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau ( $N_{D,eau} = 44.47 \text{ mGy/nC}$ ), liée à un électromètre UNIDOS PTW type T10002#20362.

Le fantôme doit garantir une prise en compte de tout le rayonnement diffusé. À cet effet, il doit s'étendre au moins  $5 \text{ g.cm}^{-2}$  à l'extérieur des bords du faisceau et au moins  $10 \text{ g.cm}^{-2}$  derrière le centre de la chambre d'ionisation dans l'axe du faisceau.

On note ici pour le fantôme PMMA, en raison de ses dimensions ( $20 \times 15 \times 20 \text{ cm}^3$ ), qui ne permettent pas de laisser les marges de 5cm, nous n'avons pas pu utiliser le champ de  $15 \text{ cm} \times 15 \text{ cm}$ .

Et à 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 Figure 5.s suivantes :

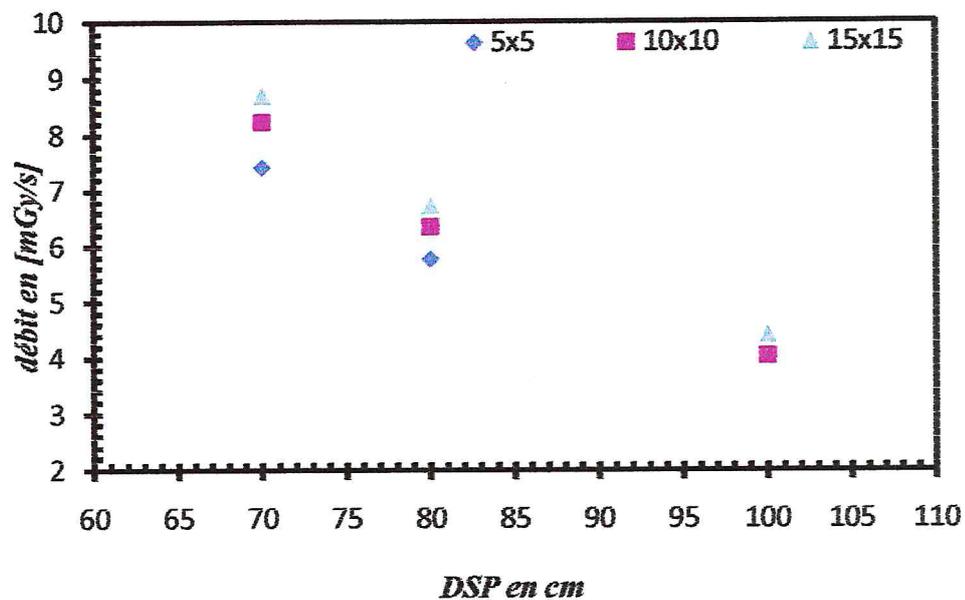


Figure 5.2. Débit de dose dans le fantôme AIEA en fonction de la distance.

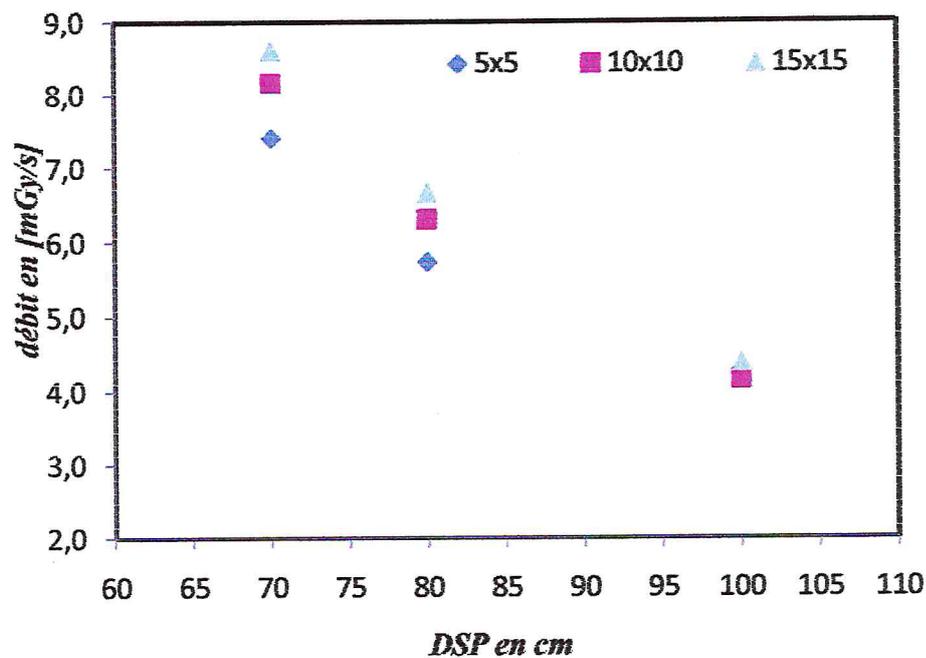


Figure 5.3. Débit de dose dans un fantôme Solid-Water en fonction de la DSP.

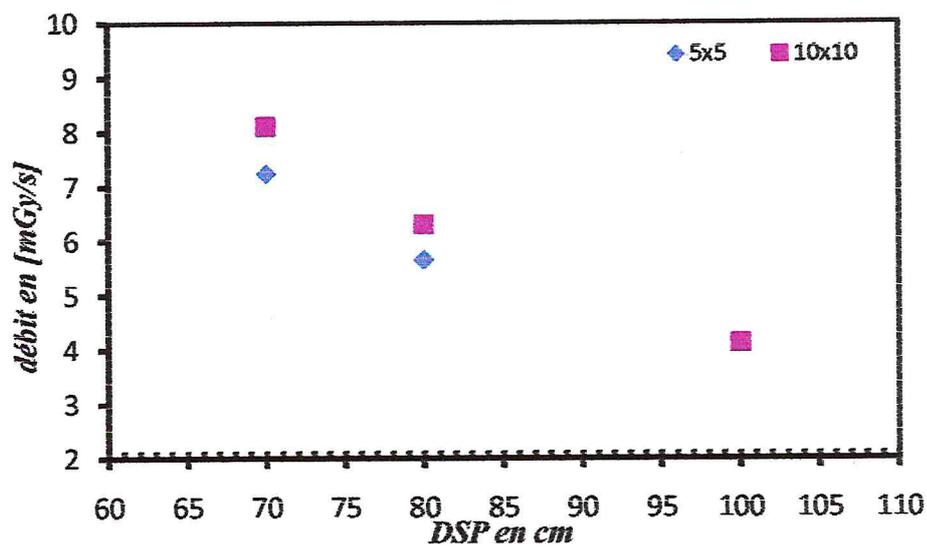


Figure 5.4. Débit de dose dans un fantôme PMMA en fonction de la DSP

#### Conclusion :

Le débit de dose diminue en fonction de la distance pour tous les fantômes.

5.2.2. Étude de la variation de débit de dose en fonction de la taille de champ :

Même travail que précédemment

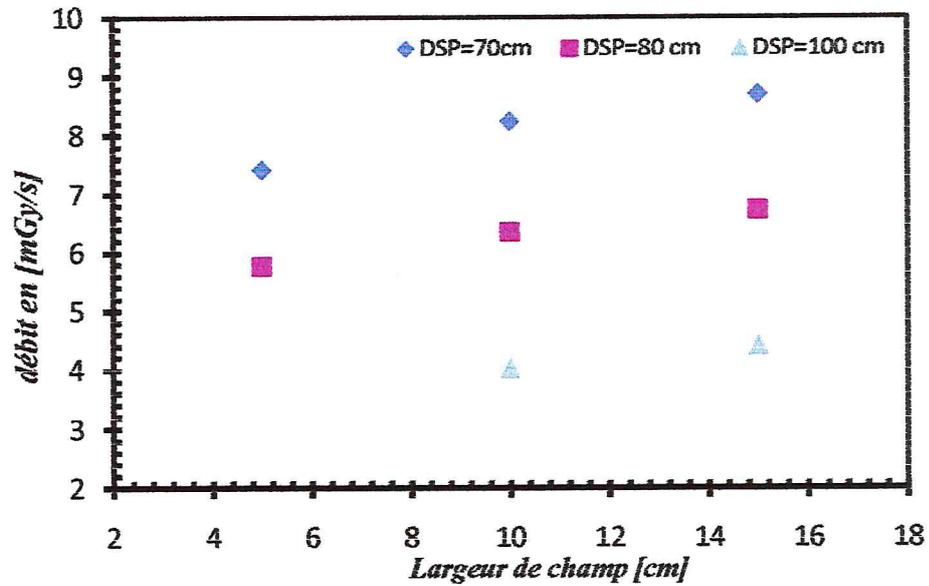


Figure 5.5. Débit de dose dans le fantôme AIEA en fonction de la taille du champ.

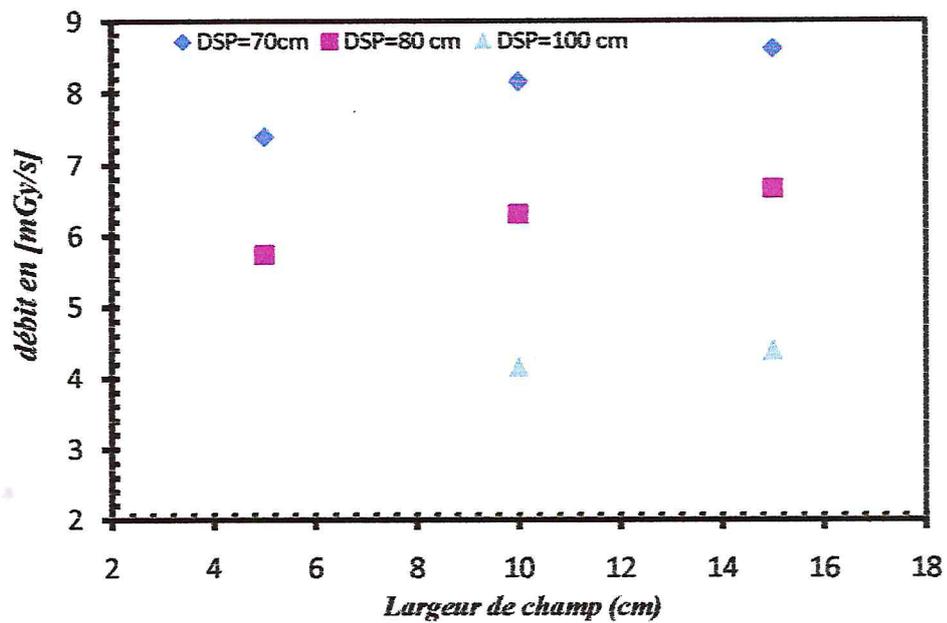


Figure 5.6. Débit de dose dans un fantôme Solide-Water en fonction de la taille du champ.

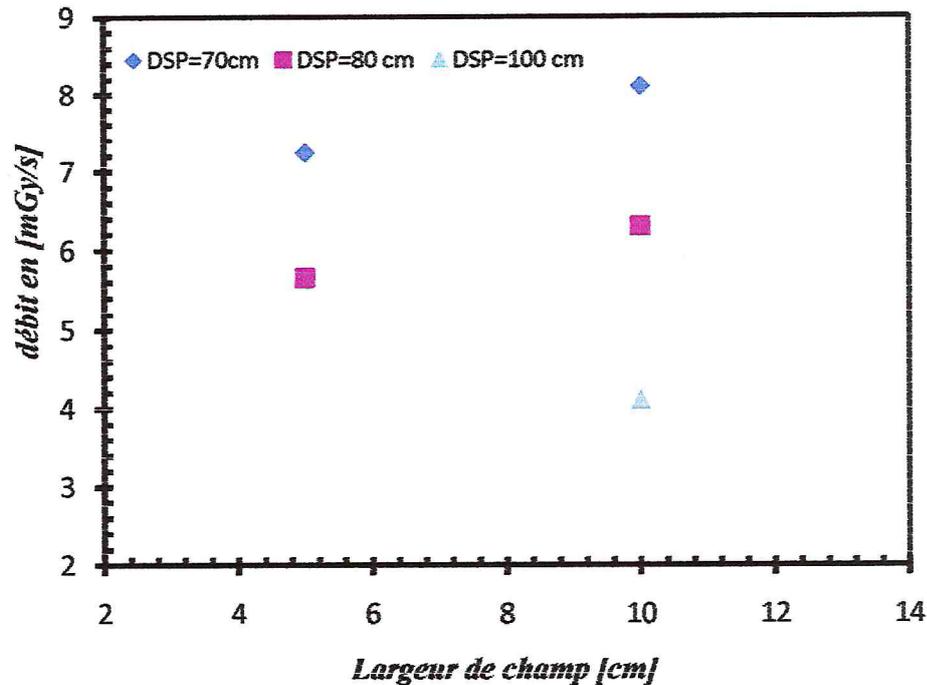


Figure 5.7. Le débit de dose en fonction de la taille du champ définie à la surface d'un Fantôme PMMA.

### 5.2.3. Conclusion :

Le débit de dose augmente avec la taille de champ pour tous les fantômes.

## 5.3. ÉTALONNAGE EN TERMES DE DOSE ABSORBÉE DANS L'EAU DANS UN FAISCEAU DE PHOTONS $\gamma$ DE $^{60}\text{Co}$

L'étalonnage des chambres d'ionisation cylindriques en dose absorbée dans l'eau 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  $Q_0$  du faisceau de référence celle d'un faisceau de photon gamma du cobalt 60.

C'est l'approche proposée par les protocoles de dosimétrie les plus récents (IG51, TRS381) et en particulier par le protocole AIEA TRS398 [13].

Dans cette partie du travail, nous allons étalonner deux chambres d'ionisation cylindriques en termes de dose absorbée dans l'eau, dans un faisceau de  $^{60}\text{Co}$  par comparaison avec l'étalon secondaire du Laboratoire Secondaire d'étalonnage et de 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  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$  s'exprime par la relation suivante :

$$N_{D,eau} = \frac{D_{\text{réf},eau}}{M_{\text{corr}}} \quad (5.2)$$

Avec :

$D_{\text{réf},eau}$  : Valeur de référence de la dose absorbée dans l'eau dans le faisceau de référence de photon  $\gamma$  du  $^{60}\text{Co}$ , au point de centrage de la chambre d'ionisation. Il s'agit de la valeur de la dose absorbée dans l'eau déterminée dans l'eau à la profondeur de référence  $Z_{\text{ref}}$  pour une irradiation à un nombre donné d'unité de temps.

$M_{\text{corr}}$  : Lecture corrigée de l'instrument de mesure pour l'influence des conditions atmosphériques T, P, le centre géométrique de la chambre d'ionisation étant placé à la profondeur de référence  $Z_{\text{ref}}$ .

La profondeur de référence est celle recommandée dans les protocoles de dosimétrie publiés par l'AIEA.

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

$$N_{E,D,eau} = \frac{D_{\text{réf},eau}}{M_{E,\text{corr}}} = N_{\text{réf},D,eau} \frac{M_{\text{réf},\text{corr}}}{M_{E,\text{corr}}} \quad (5.3)$$

Avec

$D_{\text{réf},eau}$  : est la valeur de référence de la dose absorbée dans l'eau, mesurée avec l'étalon de référence.

$N_{\text{réf},D,eau}$  : est le facteur d'étalonnage de la chambre de référence ;

$M_{\text{réf},\text{corr}}$  et  $M_{E,\text{corr}}$  sont respectivement les lectures corrigées pour effet de température et de pression de la chambre de référence et de la chambre à étalonner.

Les valeurs des coefficients d'étalonnages des deux chambres NE2571#1537 et NE2581#571 sont données au tableau suivant :

La date de mesure est 31/05/2010

la chambre d'ionisation	NE 2571#1537	NE 2581#571
$N_{D,eau}$ [mGy/nC]	44,63±0,03	57,80±0,29

**Tableau 5.2.** Les valeurs de  $N_{E,D,eau}$  des chambres à étalonnées obtenus dans les conditions des références.

### 5.3.2. Étude 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), pour différents fantômes (fantôme d'eau AIEA, fantôme Solid-Water, fantôme PMMA) en fonction des paramètres géométriques La distance source surface (DSP) et La taille du Champ.

#### 5.3.2.1. Étude de la variation du coefficient d'étalonnage en fonction de la DSP :

Pour la chambre d'ionisation NE2571#1537

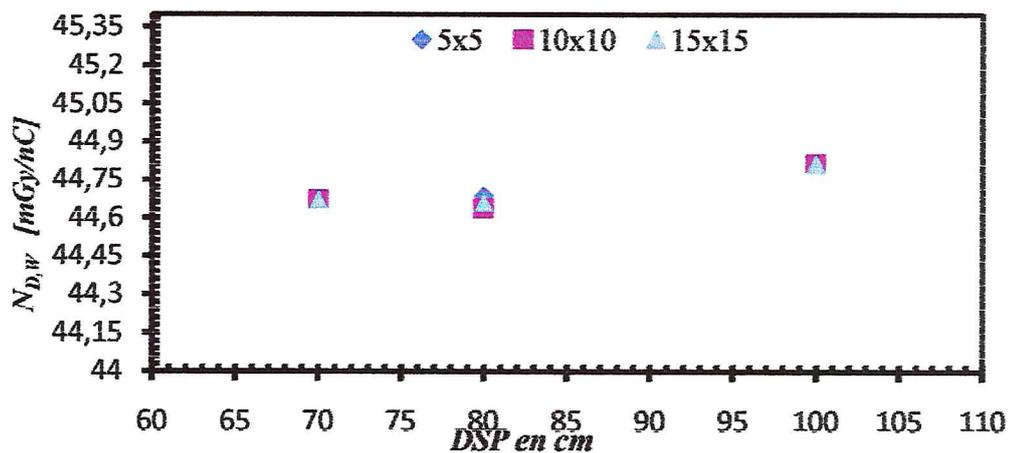


Figure 5.8. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la distance source surface du Fantôme AIEA.

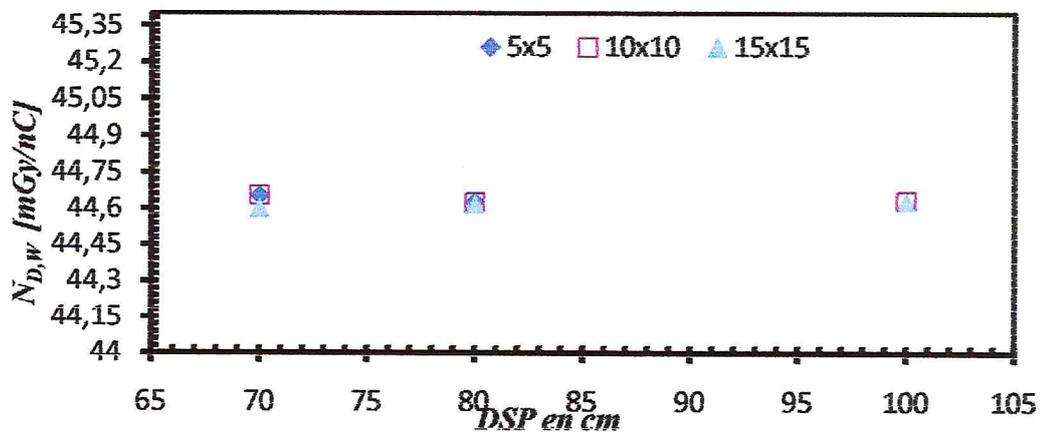


Figure 5.9. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la distance source surface du Fantôme Solide-Water.

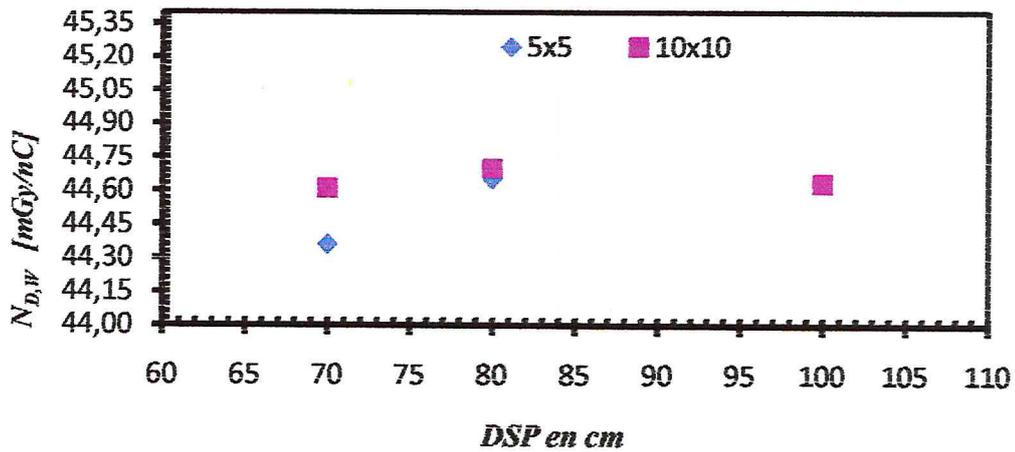


Figure 5.10. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la distance source surface du Fantôme PMMA.

Pour la chambre d'ionisation NE2581-571 :

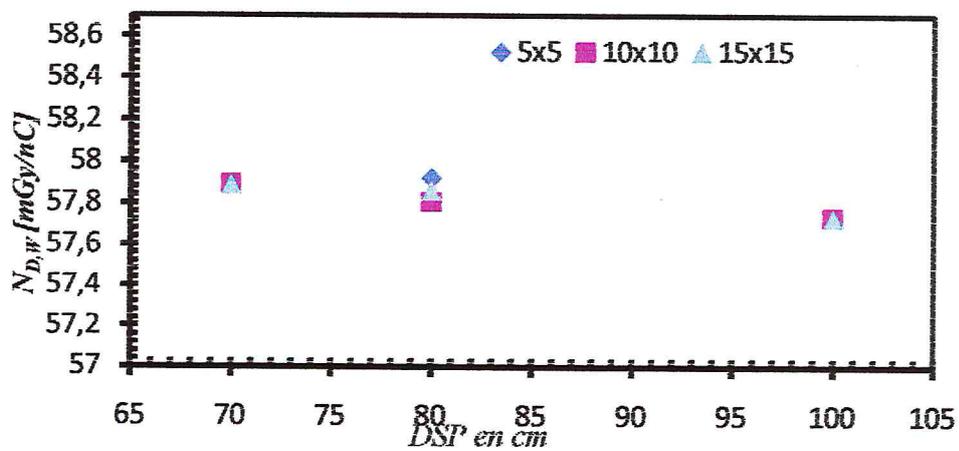


Figure 5.11. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la distance source surface du Fantôme AIEA.

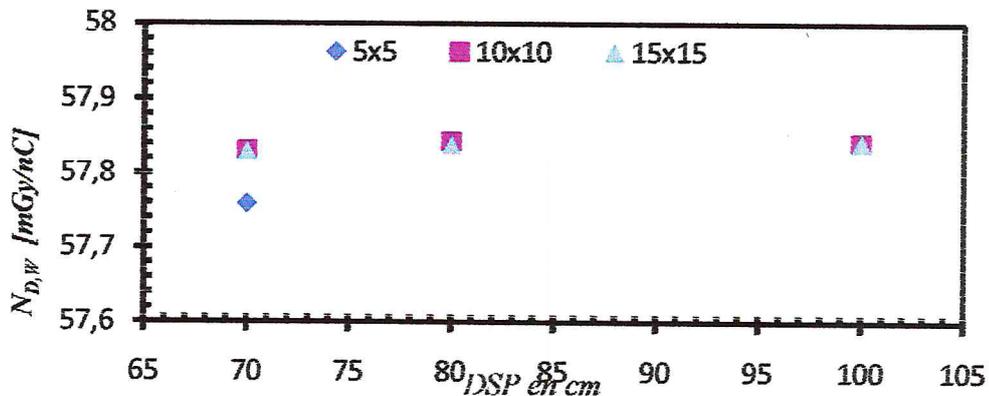


Figure 5.12. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la distance source surface du Fantôme Solide-Water.

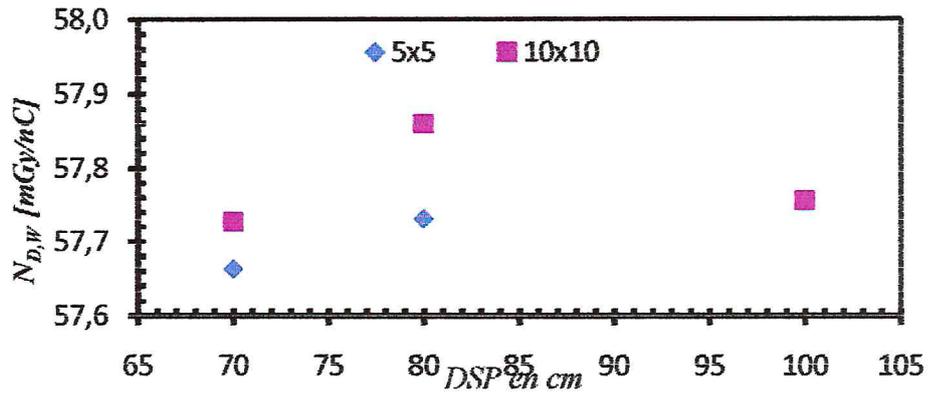


Figure 5.13. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la distance source surface du l'antôme PMMA.

5.3.2.2. Étude de la variation du coefficient d'étalonnage en fonction de la taille de champ : Pour la chambre d'ionisation NE2571#1537

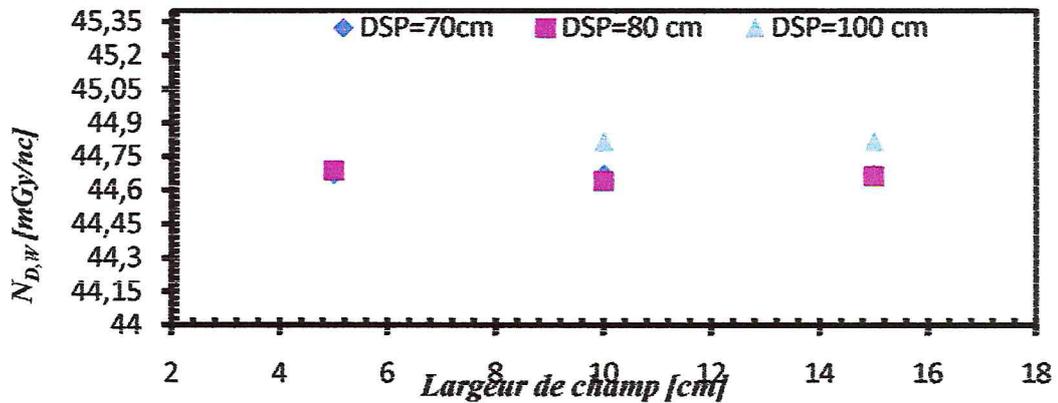


Figure 5.14. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la taille du champ définie à la surface du Fantôme AIEA.

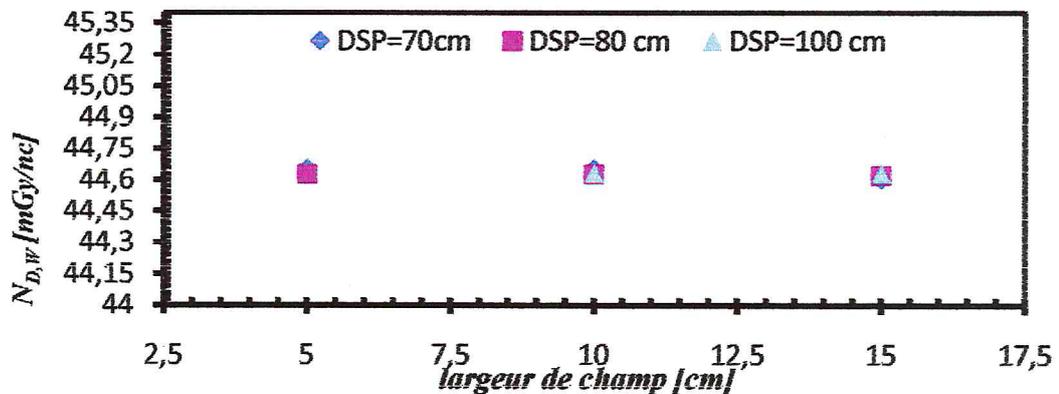


Figure 5.15. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la taille du champ définie à la surface du Fantôme Solid Water.

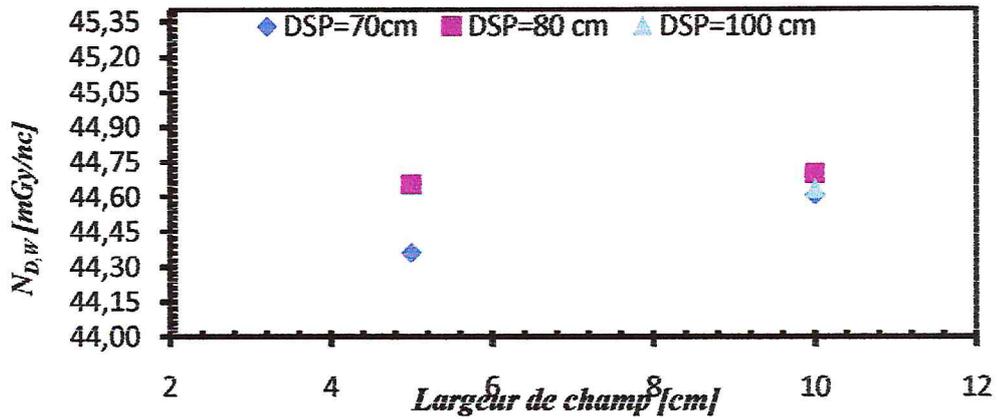


Figure 5.16. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2571#1537) en fonction de la taille du champ définie à la surface du Fantôme PMMA.

Pour la chambre d'ionisation NE2581-571

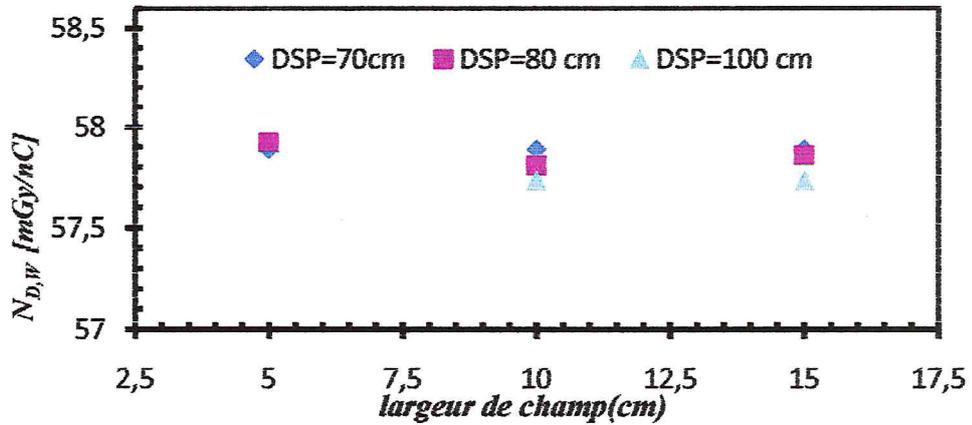


Figure 5.17. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la taille du champ définie à la surface du Fantôme AIEA.

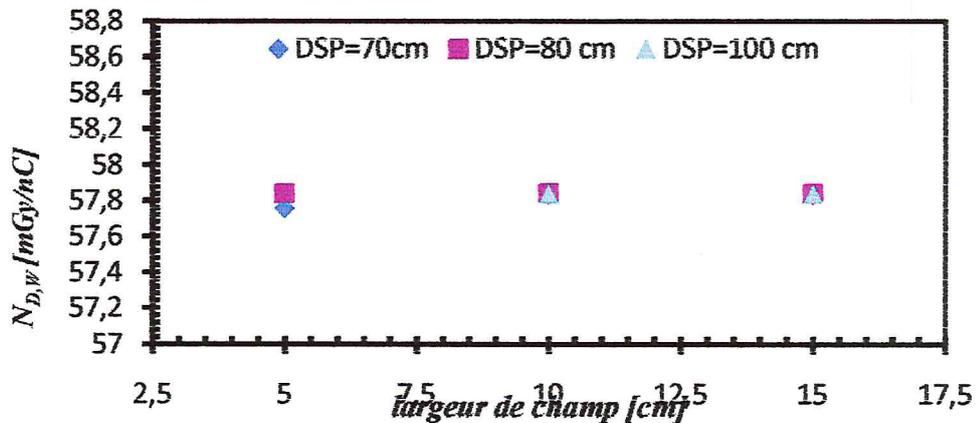


Figure 5.18. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la taille du champ définie à la surface du Fantôme Solide-Water.

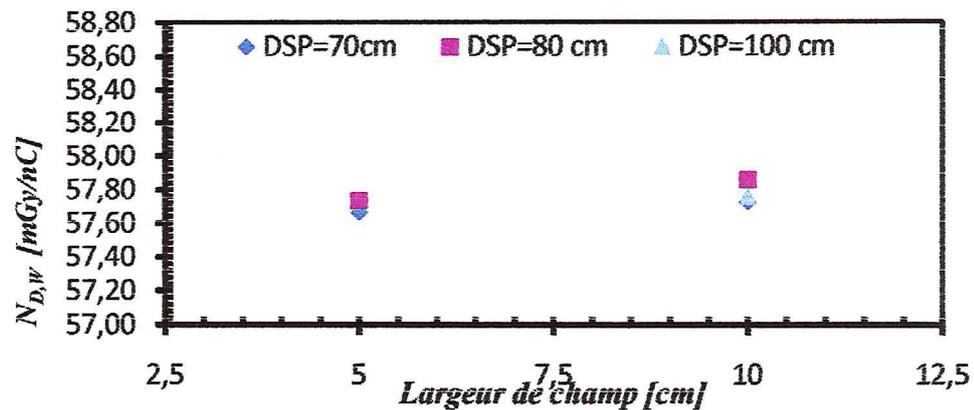


Figure 5.19. Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation cylindrique (2581#571) en fonction de la taille du champ définie à la surface du Fantôme PMMA.

### 5.3.2.3. 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-surface du fantôme). La variation du coefficient d'étalonnage est inférieure à l'incertitude globale évaluée à 1,1 % par l'équipe du I.SFD.

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.

## 5.4. FACTEURS DE TRANSFERTS DE DOSE :

Des milieux solides comme les fantômes PMMA, solide-water peuvent faciliter le montage expérimental mais l'exploitation des mesures pour la spécification de la dose absorbée dans l'eau passe par un calcul de la dose dans le milieu de mesure.

L'utilisation de ces milieux solides peut être utile pour confirmer un étalonnage ou en tester la reproductibilité dans le temps ou après une intervention majeure sur l'appareil de traitement.

Les protocoles dosimétriques TG-21 et le TRS-277 suggèrent l'emploi du fantôme solide parce que dans la routine clinique il existe des situations pour lesquelles la mesure de la dose dans l'eau est parfois peu pratique. C'est le cas par exemple de

l'assurance qualité en dosimétrie des machines de radiothérapie dans la mesure du débit réaliser de manière routinière sans modifier le programme de traitement des malades  
L'usage du fantôme solide modifie la géométrie d'irradiation et la fluence énergétique du faisceau à cause de la densité

Dans le présent travail nous utiliserons le protocole dosimétrique TRS-398 dans l'évaluation d'un facteur de transfert de dose qui permet le passage de la dose absorbée dans le fantôme solide à la dose absorbée dans le fantôme d'eau.

#### 5.4.1. Mesures expérimentales du facteur de transfert :

Le Coefficient d'étalonnage de transfert de dose du fantôme solide au fantôme d'eau S'exprime par la formule :

$$K_{S,eau} = \frac{M_{eau}}{M_S} \quad (5.4)$$

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

La méthode expérimentale pour déterminer le coefficient de transfère 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  $\gamma$  du  $^{60}\text{Co}$  du LSED.

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

Les résultats obtenues de  $K_{S,eau}$  pour les fantômes PMMA et Solid Water dans les conditions de référence sont au tableau suivant :

	$M_{corr,réf}$	$K_{s,eau}$
<b>Fantôme d'eau AIEA</b>	4,287	-
<b>Fantôme Solid-Water</b>	4,253	1,008
<b>Fantôme PMMA</b>	4,251	1,009

**Tableau 5.3.** les valeurs  $K_{S,eau}$  dans les conditions de référence.

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

Les Figure 4.s suivants présentent les variations du coefficient de transfert pour les deux fantômes étudiés (PMMA, Solide-Water) en fonction des paramètres géométriques

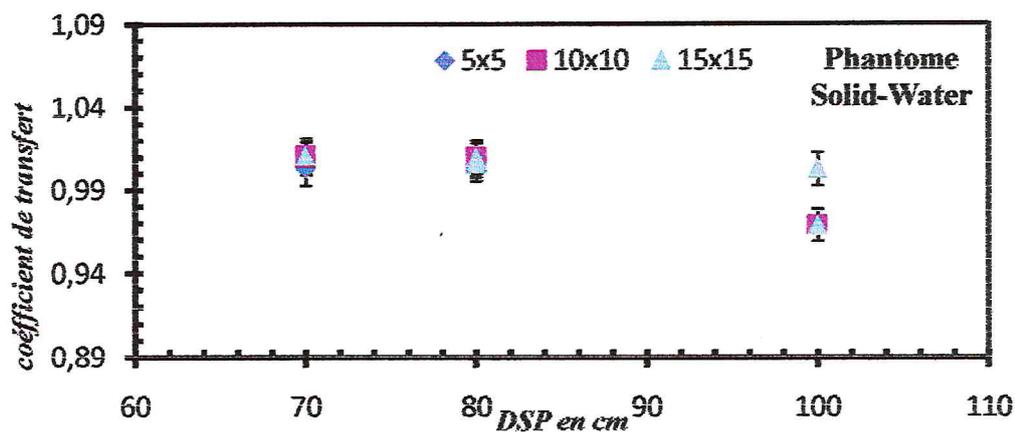


Figure 5.20. coefficient de transfert en fonction de DSP pour le fantôme Solid-Water.

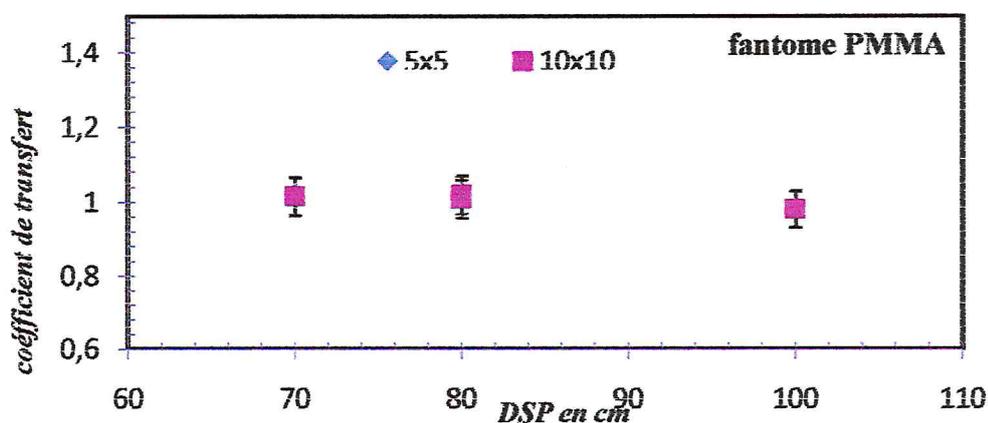


Figure 5.21. Coefficient de transfert en fonction de DSP pour le fantôme PMMA.

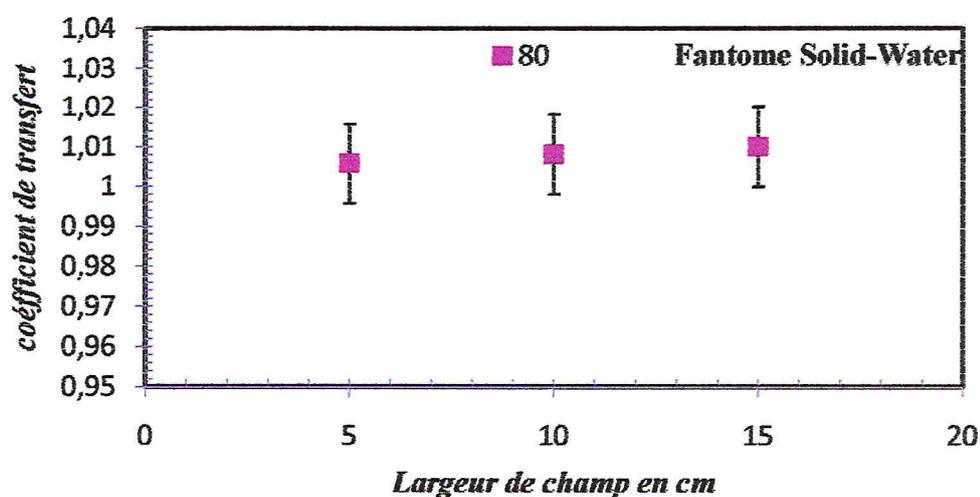


Figure 5.22. Coefficient de transfert en fonction de la taille de champ pour le fantôme Solide-Water.

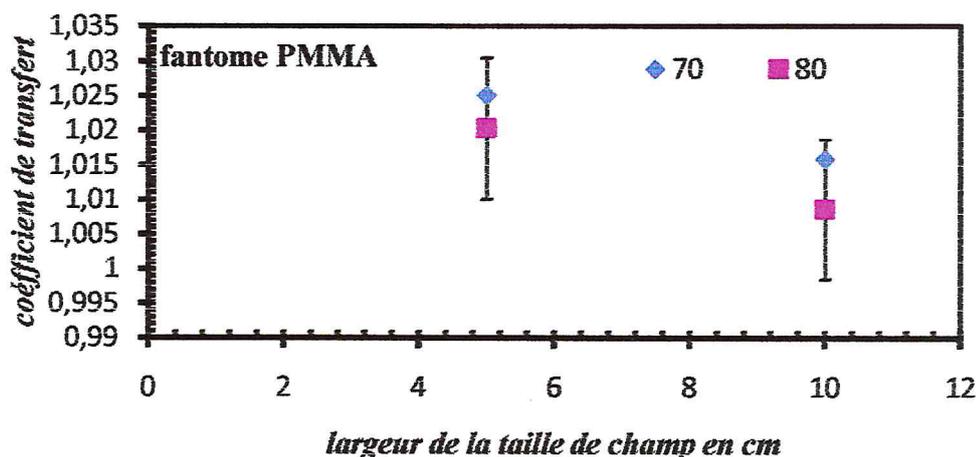


Figure 5.23. Coefficient de transfert en fonction de la taille de champ pour le fantôme PMMA.

#### 5.4.3. Conclusion :

On constate sur les figures (5.21 à 5.23) que le coefficient de transfert est indépendant de la taille du champ et de la distance source surface du fantôme. Les écarts observés, sont négligeables et inférieur à 0,71%.

#### 5.4.4. Comparaison des doses méthode directe et méthode de transfert :

Le tableau suivant représente l'écart entre les valeurs des charges mesurées dans fantôme d'eau et celles calculées par le facteur de transfert des deux fantômes (Solide-Water, PMMA)

fantôme	DSP	taille de champ en cm	$M_s$ [nC]	$M_{eau}$ [nC] calculée	$M_{eau}$ [nC] mesurée	Ecart entre $M_{eau}$ calculée et mesurée
Solid Water	70	5x5	4.9938	5.0340	5.0086	0.51%
		10x10	5.5047	5.5490	5.5549	0.11%
		15x15	5.8072	5.8540	5.8706	0.28%
	80	5x5	3.8701	3.9013	3.8925	0.23%
		10x10	4.2532	4.2874	4.2874	0.00%
		15x15	4.4953	4.5315	4.5403	0.19%
PMMA	70	15x15	2.9624	2.9863	2.9705	0.53%
		5x5	4.8858	4.9281	5.0086	0.61%
	80	10x10	5.4682	5.5155	5.5549	0.71%
		5x5	3.8150	3.8480	3.8925	0.14%
		10x10	4.2506	4.2874	4.2874	0.00%

Tableau 5.4. Ecart entre les valeurs de charges mesurées dans fantôme d'eau et celles calculée par le facteur de transfert.

#### 5.4.5. Conclusion :

Nous pouvons constater que l'écart maximum entre les charges mesurées directement dans le fantôme d'eau et celles obtenues par application du facteur de transfert aux mesures dans les autres fantômes, est de 0.71%. Cet écart, qui est exactement le même que l'écart entre les doses absorbées dans l'eau obtenues par la mesure directe et par méthode de transfert, est inférieur à l'incertitude sur la dose absorbée de référence calculée comme étant égale à 1.5%. Nous pouvons par conséquent, conclure que la méthode de transfert est parfaitement fiable et la dose absorbée dans l'eau peut être déterminée à partir des mesures dans un autre fantôme et application du facteur de transfert.

#### Conclusion générale

L'étude réalisée dans le cadre de ce mémoire au Laboratoire Secondaire d'Etalon en Dosimétrie (LSED) nous a permis d'évaluer certains paramètres physiques et métrologiques intervenant dans le processus de la détermination de la dose absorbée dans l'eau à l'aide d'une chambre d'ionisation :

- La source est bien positionner par rapport à la règle murale et au télémètre avec un décalage inférieur à la dimension de la source (2cm).
- La source de l'unité de cobalt60 (ELDORADO78) a un temps de course égale à 0.63s.
- L'étude des profils de champs (10cmx10cm, 15cmx15cm, 5cmx5cm) a montré que les valeurs de la pénombre sont inférieures ou égale à 1.30cm et que les champs sont homogènes et symétriques.
- L'étude suggère qu'avant d'entreprendre les mesures, il est obligatoire de mettre en marche l'électromètre, collecté à sa chambre, au moins pendant 26 min. Et pré-irradiation de la chambre au moins 14 minutes.

Les valeurs de  $TPR_{20,10}$  obtenus dans le fantôme (Solid-Water) n'est pas significative, sauf pour le fantôme PMMA.

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 surface du fantôme). Et la variation du coefficient d'étalonnage est inférieure à l'incertitude globale évaluée à 1.1 % par l'équipe du LSED.

Le coefficient de transfert est indépendant de la taille du champ et de la distance source surface du fantôme. Les écarts observés, sont négligeables et inférieur à 0,71%.

Nous pouvons par conséquent, conclure que la méthode de transfert est parfaitement fiable et la dose absorbée dans l'eau peut être déterminée à partir des mesures dans un autre fantôme et application du facteur de transfert.

## ANNEXE A : INCERTITUDES SUR LA DOSE ABSORBÉE DE RÉFÉRENCE

### A.1. Introduction

Les instruments de mesure n'étant pas de précision infinie, les mesures effectuées pendant une expérience ne sont pas exactes. Il faut donc évaluer ces incertitudes pour déduire des marges d'erreurs, en dehors desquelles la valeur d'une grandeur mesurée reste improbable ou la relation entre grandeurs physique sera invalidée.

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

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

### A.2. Les erreurs

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

#### A.2.1. *Les erreurs aléatoires*

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

#### A.2.2. *Les erreurs systématiques*

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

### A.3. Les incertitudes élémentaires

#### A.3.1. Sources d'incertitude :

En pratique, il existe plusieurs sources possibles d'incertitude :

- a) définition incomplète de la grandeur mesurée;
- b) réalisation imparfaite de la définition de la grandeur à mesurée;
- c) échantillonnage non représentatif ;
- d) connaissance insuffisante des effets des conditions d'environnement sur la grandeur mesurée ou mesurage imparfait des conditions d'environnement;
- e) biais dû à l'observateur pour la lecture des instruments analogiques;
- f) résolution finie de l'instrument ou seuil de mobilité;
- g) valeurs inexactes des étalons et matériaux de référence;
- h) valeurs inexactes des constants et autres paramètres obtenus de sources extérieures et utilisés dans l'algorithme de traitement des données;
- i) approximations et hypothèses introduites dans la méthode et dans la procédure de mesure;
- j) variations entre les observations répétées de la grandeur mesurée dans des conditions sensées être identiques.

Ces sources ne sont pas nécessairement indépendantes, et certaines des sources a) à i) peuvent contribuer à la source j). Un effet systématique non mis en évidence ne peut pas être pris en compte dans l'évaluation de l'incertitude du résultat d'un mesurage mais il contribue à son erreur.

On distingue deux formes d'incertitudes [Iso95, Iae08] :

Les incertitudes élémentaires et les incertitudes composées qui sont de deux types : les incertitudes de type A et les incertitudes de type B

#### A.3.2. Incertitudes de type A

Elles sont estimées à partir des analyses statistiques sur une série d'observations de mesure répétée. Elles sont représentées par les écarts types calculés sur des valeurs moyennes  $\bar{x}$  d'une série de  $n$  mesures successives d'un échantillon. L'incertitude-type est donnée par l'estimateur  $s(x)$ , écart-type expérimental pour la série de  $n$  résultat  $x_i$

$$s(x) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad (\text{A.1})$$

Lorsqu'un résultat est la moyenne arithmétique de  $n$  observations indépendantes répétées, l'incertitude-type sur la moyenne est donné par l'estimateur  $s(\bar{x})$ , écart-type expérimental de la moyenne.

$$s(\bar{x}) = \frac{s(x)}{n} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n(n-1)}} \quad (\text{A.2})$$

Remarque : il est très important de préciser dans la présentation de résultats de mesures si l'écart-type mentionné porte sur la distribution ou sur la moyenne des résultats.

### A.3.3. Incertitudes de type B

Elles sont évaluées par un jugement scientifique basé sur l'ensemble des informations disponibles concernant la variation des paramètres de la mesure. Ces informations incluent des données de mesures antérieures, l'expérience et la connaissance du comportement et des propriétés des instruments et matériels utilisés, des données de mesures antérieures, les spécifications des fabricants, des données fournies dans les certificats d'étalonnage ou dans d'autres certificats ainsi que les incertitudes assignées à des données de référence extraites de tables ou manuels. La validité de cette évaluation repose en grande partie sur le savoir-faire et l'expérience de l'opérateur.

Le cas le plus fréquent est de ne pouvoir estimer que les limites extrêmes  $x_0 - \Delta$  et  $x_0 + \Delta$  des valeurs que peut prendre la grandeur  $x$ , avec une probabilité quasiment nulle de les trouver en dehors, et sans connaître la distribution des valeurs possibles à l'intérieur de ces limites (fig. C.1.).

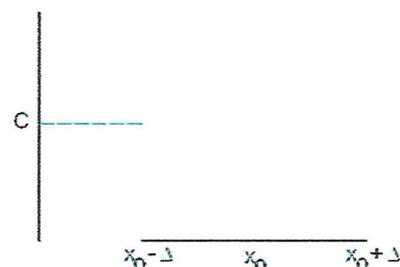


Fig. C.1. Distribution des probabilités

Construisons la fonction de densité de probabilité pour la variable  $x$ . Supposons que :

$$\begin{cases} p(x) = C & \text{pour } x_0 - \Delta \leq x \leq x_0 + \Delta \\ p(x) = 0 & \text{ailleurs} \end{cases} \quad (\text{A.3})$$

L'intégrale  $\int_{x_0 - \Delta}^{x_0 + \Delta} p(x) dx$  doit être égale à 1.

$$\int_{x_0-\Delta}^{x_0+\Delta} p(x) dx = C \cdot x \Big|_{x_0-\Delta}^{x_0+\Delta} = C \cdot 2\Delta = 1 \quad (\text{A.4})$$

Ce qui donne  $C=1/2\Delta$  et l'équation C.1 devient :

$$\begin{cases} p(x) = 1 / 2\Delta & \text{pour } x_0 - \Delta \leq x \leq x_0 + \Delta \\ p(x) = 0 & \text{ailleurs} \end{cases} \quad (\text{A.5})$$

Calculons maintenant la moyenne (meilleure estimation) et la variance de la variable  $x$  en utilisant cette densité de probabilité.

$$\bar{x} = \int_{-\infty}^{+\infty} x \cdot p(x) dx = \frac{1}{2\Delta} \int_{x_0-\Delta}^{x_0+\Delta} x dx = x_0 \quad (\text{A.6})$$

$$v = \int_{-\infty}^{+\infty} (x - \bar{x})^2 p(x) dx = \frac{1}{2\Delta} \int_{x_0-\Delta}^{x_0+\Delta} (x - x_0)^2 dx = \frac{1}{3} \Delta^2 \quad (\text{A.7})$$

Ce qui donne :

$$u_B = \sqrt{v} = \Delta / \sqrt{3} \quad (\text{A.8})$$

Par conséquent, En supposant que la distribution est rectangulaire (ou uniforme), on donne à la grandeur  $x$  la valeur  $x_0$ , et on lui associe l'incertitude  $u(x)$  est égale à  $\Delta / \sqrt{3}$ .

Lorsqu'une valeur est tirée d'un certificat d'étalonnage, de spécifications ou de toute autre source dans laquelle l'incertitude est présentée comme un multiple de l'écart-type (représentant un niveau de confiance exemple  $k=2$  pour un niveau de 95 %), l'incertitude type à adopter est l'incertitude mentionnée divisée par ce facteur multiplicatif.

#### A.3.4. Incertitudes composées

Dans la plupart des cas, la grandeur recherchée  $Y$  est obtenue par des mesures indirectes. L'incertitude  $u(y)$  sur  $y$ , où  $y$  est le résultat de la mesure de  $Y$ , est nommée incertitude type composée, elle s'écrit  $u_c(y)$ .  $y$  dépend des valeurs mesurées  $x_i$  et est donnée par la formule du type :

$$y = f(x_1, x_2, \dots, x_n) \quad (\text{A.9})$$

L'incertitude  $u_c(y)$  s'obtient par une composition appropriée des incertitudes élémentaires des grandeurs d'entrée,  $x_1, x_2, \dots, x_n$  fondée sur un développement de série de Taylor du premier ordre de  $f(x_i)$ . Cette méthode est connue sous le nom de la loi de propagation des incertitudes.

L'incertitude se calcule comme suit :

$$u_c(y) = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left( \frac{\partial f}{\partial x_i} \right)^2 u^2(x_i) + 2 \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{i+1}^N \frac{\partial f}{\partial x_i} \frac{\partial f}{\partial x_j} u(x_i, x_j)} \quad (\text{A.10})$$

- $\frac{\partial f}{\partial x_i}$  est la dérivée partielle de  $f$  par rapport à  $x_i$  (parfois appelée coefficient de sensibilité).
- $u(x_i)$  est une incertitude type estimée de type A ou évaluée de type B.
- $u(x_i, x_j)$  est la covariance estimée associée à  $x_i$  et  $x_j$ . Cette covariance peut s'écrire  $u(x_i) \cdot u(x_j) \cdot r(x_i, x_j)$ , avec  $r(x_i, x_j)$  le coefficient de corrélation de  $x_i$  et  $x_j$ .  $r(x_i, x_j)$  est compris entre -1 et +1.

si  $x_i$  et  $x_j$  sont indépendants (non corrélés), alors  $r(x_i, x_j)$  est nul et l'expression de  $u_c(y)$  se simplifie

$$u_c(y) = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left( \frac{\partial f}{\partial x_i} \right)^2 u^2(x_i)} \quad (\text{A.11})$$

En métrologie des rayonnements ionisants, la fonction  $f(x_1, x_2, \dots, x_n)$  s'écrit en général sous deux formes :

#### A.3.4.1. Somme et/ou différence

$$y = f(x_1, x_2, \dots, x_n) = c_0 + \sum_{i=1}^n c_i \cdot x_i \quad (\text{A.12})$$

Dans cette forme la variance est donnée par :

$$S(y)^2 = \sum_{i=1}^n c_i^2 S(x_i)^2 + 2 \sum_{j < k} c_j c_k S(x_j, x_k) \quad (\text{A.13})$$

Si les valeurs  $X_i$ , mesurées sont non corrélées alors l'incertitude sur  $x$  est donnée par :

$$u_c(y) = \sqrt{\sum_{i=1}^n c_i^2 u^2(x_i)} \quad (\text{A.14})$$

#### A.3.4.2. Produit et/ou Quotient

Pour un produit ou un quotient, la fonction  $f(x_1, x_2, \dots, x_n)$ , est donnée par :

$$y = f(x_1, x_2, \dots, x_n) = c_0 \prod_{i=1}^n x_i^{c_i} \quad (\text{A.15})$$

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

$$R(x_i) = \frac{u(x_i)}{x_i} \quad (\text{A.16})$$

$$R(x_i)^2 = \sum_{i=1}^n c_i R(x_i)^2 + 2 \sum_{i=1}^n c_i c_k R(x_i, x_k) \quad (\text{A.17})$$

Pour des valeurs  $x_i$ , mesurées corrélées, l'incertitude sur  $x$  est donnée par:

$$u_c(y) = \sqrt{\sum_{i=1}^n c_i \left( \frac{u(x_i)}{x_i} \right)^2} \quad (\text{A.18})$$

### A.3.5. Incertitude globale

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

L'incertitude globale est donnée par :

$$U(y) = k u_c(y) \quad (\text{A.19})$$

Le choix de  $k$  qui est généralement compris entre 2 et 3, dépend du *niveau de confiance* que l'on veut attribuer à cet intervalle. L'intervalle de confiance à l'intérieur duquel on suppose que la valeur escomptée de la mesure se situe dans l'intervalle  $(\bar{y} - U(y), \bar{y} + U(y))$ , est tel que la probabilité  $P$  dépend de la valeur de  $k$ .

Lorsque l'incertitude composée n'est pas dominée par une composante de type A fondée sur quelques observations seulement, ou par une composante de type B fondée sur une loi rectangulaire supposée, on peut utiliser en première approximation comme facteur  $k$ , donnant un intervalle correspondant au niveau de confiance  $p$ , une valeur provenant de la loi normale.

$k = 1$  pour  $p = 68.27\%$ ,  $k = 2$  pour  $p = 95.45\%$ ,  $k = 3$  pour  $p = 99.73\%$ .

Pour une meilleure approximation, il faut utiliser la loi de Student pour déterminer  $k$  en fonction du degré de liberté.

## A.3.6. Incertitude sur la dose absorbée de référence

Tableau C.1. Budget d'incertitudes sur les coefficients d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau

Source d'incertitudes	Type de chambre			
	2561		2571	
	Type A (%)	Type B (%)	Type A (%)	Type B (%)
1.1. Température	-	1.148	-	1.159
1.2. Pression	-	0.020	-	0.020
<b>1. Incertitude relative sur <math>k_{TP}</math></b>		<b>0.087</b>		<b>0.087</b>
2.1. Courant de fuite	-	-	-	-
2.2. Reproductibilité de mesure	0.005	-	0.005	-
2.3. Stabilité de système dosimétrique	-	0.087	-	0.087
2.4. Résolution de l'électromètre	-	0.012	-	0.005
2.5. Linéarité de la réponse de l'électromètre	-	0.087	-	0.087
2.6. Stabilité de la chambre d'ionisation ( $^{90}Sr$ )	-	0.100	-	0.180
<b>2. Incertitude standard relative sur les paramètres liés au système dosimétriques</b>	<b>0.005</b>	<b>0.200</b>	<b>0.005</b>	<b>0.256</b>
3.1. Taille du champ	-	0.115	-	0.115
3.2. Positionnement de la source	0.010	0.144	0.010	0.144
<b>3. Incertitude standard relative sur les paramètres liés au champ d'irradiation</b>	<b>0.010</b>	<b>0.185</b>	<b>0.010</b>	<b>0.185</b>
4.1. La profondeur z	-	0.050	-	0.050
4.2. Rotation de la gaine d'étanchéité	-	0.017	-	0.017
4.3. Effet de gonflement de la fenêtre du fantôme	-	0.030	-	0.030
4.4. Positionnement de la chambre hors axe central du faisceau	-	0.040	-	0.030
4.5. Positionnement du fantôme à la DSP	-	0.144	-	0.144
4.6. Reproductibilité du positionnement du dispositif.	0.008	-	0.008	-
<b>4. Incertitude standard relative sur les paramètres liés au positionnement de la chambre</b>	<b>0.008</b>	<b>0.162</b>	<b>0.008</b>	<b>0.159</b>
Combinaison quadratique	0.013	0.300	0.013	0.339
<b>5. Incertitude relative Composée sur la lecture</b>		<b>0.305</b>		<b>0.343</b>
6.1. Incertitude sur le coefficient d'étalonnage de la chambre de référence	-	0.486	-	-
<b>6. Incertitude globale sur le facteur d'étalonnage <math>N_{D,w}</math> de la chambre de routine</b>				<b>0.670</b>
<b>7. Incertitude étendue (k=2) sur le facteur d'étalonnage <math>N_{D,w}</math> de la chambre de routine</b>				<b>1.34 %</b>

La dose absorbée de référence est donnée par l'équation :

$$D_{w,Q}(z_{réf}) = N_{D,w}^u \cdot M_Q \quad (\text{A.20})$$

Le coefficient d'étalonnage  $N_{D,w}^u$  en termes de dose absorbée dans l'eau est donné par (voir chapitre IV) :

$$N_{D,w}^U = N_{D,w}^{réf} \frac{M_{corr}^{réf}}{M_{corr}^U} \quad (\text{A.21})$$

En appliquant la loi de propagation des incertitudes [Iso95], nous pouvons calculer l'incertitude sur la dose absorbée de référence par l'équation :

$$\frac{u(D_{w,Q_0}^{rou})}{(D_{w,Q_0}^{rou})} = \sqrt{\frac{u^2(N_{D,w,Q_0}^{rou})}{(N_{D,w,Q_0}^{rou})^2} + \frac{u^2(M_{corr}^{rou})}{(M_{corr}^{rou})^2}} \quad (\text{A.22})$$

Ce qui donne :

$$\frac{u(D_{w,Q_0}^{rou})}{(D_{w,Q_0}^{rou})} = \sqrt{0.670^2 + 0.343^2} = 0.75 \%$$

L'incertitude étendue sur la dose absorbée de référence pour un niveau de confiance de 95% ( $k=2$ ) est par conséquent égale à :

$$U_{D_{w,Q_0}^{rou}} = 1.50 \%$$

## REFERENCES

- [1] Interactions rayonnements matière note de cours Jean Coulin, Emanuel, Viet, François Manger, 03 février 2009.
- [2] Les rayonnements ionisants ; Daniel blanc 2eme Edition ; Masson octobre 1997
- [3] Energie nucléaire, Jean Louis, Bas Devant, James Richel Editions de l'école polytechnique France 2002
- [4] HANECHÉ Nadia "dosimétrie absolue des faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie utilisés en radiothérapie», Mémoire Magister, USTHB, 2008.
- [5] "The physics of radiology", 4th édition, Harold Elford Johns, John Robert Cunningham.2004
- [6] "Radiothérapie oncologique", jean-paul Le Bourgeois, Jean Chavaudra, François eschwege.1992
- [7] "Operator's manual for the ELDORADO 78 cobalt 60 therapy unit ", serial number 64 up.
- [8] "The advantages of absorbed-dose calibration coefficients", Roggers, D.W.O, Med.Phys. 19(1992) 1227-1239.
- [9] "Central axis depth dose data use in Radiothérapie", British Institute of radiology, Brit.J.Radiol. Supplement N° 25, The British institute of radiology, London(1996) BJR 25.
- [10] " Review of Radiation Oncology Physics : A Handbook for Teachers and Students" Ervin B. Podgorsak Ph.D, Department of Medical Physics McGill University Health Centre Montréal, Québec, Canada.
- [11] "Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice-Second édition", INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA), Technical Reports Series No.277. Vienna; IAEA; 1997.
- [12] "The use of plane-parallel ionisation chambers in high-energy electron and photon beams: An International Code of Practice for dosimetry", INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Technical Reports Series No.381. Vienna; IEAE; 1997.
- [13] "Absorbed Dose Determination in external beam radiothérapie based on absorbed dose to water standards : An International Code of Practice for dosimetry", INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Technical Reports Series No.398. Vienna; IAEA; 2000.

- [14] "A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams", Task Group 21, AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM), Med.Phys. (Vol.10, N°6, 1983).
- [15] "A protocol for clinical reference dosimetry of high energy photon and electron beams", Task Group 51, AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Med.Phys (Vol.26(9), 1999).
- [16] "Code of practice for the dosimetry of high-energy photon beams", NCS report 2, 1986(NCS, Bilthoven, the Netherlands). 73
- [17] "Protocols for the dosimetry of high-energy photon and electron beams: comparison of the IAEA TRS-398 and previous international Codes of Practice", Phys. Med. Biol. 47 (2002) 3033–3053
- [18] "Comparison of high-energy photon and electron dosimetry for various dosimetry protocols", Fujio Arakia and H. Dale Kubob, Department of Radiation Oncology, University of California Davis Cancer Center, Sacramento, California 95817.