

Université Saâd DAHLAB de Blida



Faculté des Sciences

Département de : Physique.

Mémoire Présenté par :

ELKAIHEL Kouider

En vue d'obtenir le diplôme de Master

Domaine : Science de la matière.

Filière : Physique.

Spécialité : Physique médicale.

Option : Radiothérapie.

Sujet : Etablissement de procédures d'étalonnage en radioprotection.

Soutenu le : 15/07/2010, devant le jury composé de :

M ^r . R. KHELIFI	Maitre de conférences, USDB	Président
M ^r . M. ARIB	Maître de Recherche, CRNA	Rapporteur
M ^r . M. CHEKIRINE	Chargé de cours, USDB	Examineur
M ^r . M. TILMATI	Attaché de recherche, CRNA	Examineur
M ^r . Y. KESSIRA	Physicien médicale, CRNA	Invité

MA-530-06-1

Remerciements

Ce mémoire a été réalisé au Laboratoire Secondaire d'Étalonnage pour la Dosimétrie (LSED) du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA).

Avant tout, nous remercions Dieu le tout puissant de nous avoir donné la santé, patience, courage, et la volonté pour bien mener ce travail.

C'est avec une très grande gratitude que j'adresse mes remerciements les plus sincères à Monsieur Arib Mehenna Maître de Recherche au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger de m'avoir accueilli au sein du Laboratoire Secondaire d'Étalonnage pour la Dosimétrie (LSED) et d'avoir assuré, avec un intérêt constant, la direction et le suivi de ce mémoire. Je tiens aussi à le remercier pour m'avoir initié au travail de recherche au sein de ce laboratoire.

Mes gratitudes et mes reconnaissances vont aussi aux membres du LSED pour leurs conseils et pour avoir mis à ma disposition tous les moyens matériels et documents pour réaliser ce travail, plus particulièrement M. Yahia Kessira, M. Mohammed Tilmati, M. Ammar Harrati et ainsi que Mme Zina Bouali pour m'avoir aidé à mesurer les débits de référence.

Nos vifs remerciements s'adressent à Monsieur M^r.R.Khelifi, maître de conférences à USDB, qui nous a fait l'honneur de présider le jury de cette thèse, et aux membres du jury, M^r. M. Chekirine et M^r M. Tilmati.

Dédicace

A mes très chers parents

A mes adorables frères et sœurs

A tous ceux qui m'ont enseigné.

A tous ceux qui me sont chers.

Université Saâd DAHLAB de Blida



Faculté des Sciences

Département de : Physique.

Mémoire Présenté par :

ELKAIHEL Kouider

En vue d'obtenir le diplôme de Master

Domaine : Science de la matière.

Filière : Physique.

Spécialité : Physique médicale.

Option : Radiothérapie.

Sujet : Etablissement de procédures d'étalonnage en radioprotection.

Soutenu le : 15/07/2010, devant le jury composé de :

M ^r . R. KHELIFI	Maitre de conférences, USDB	Président
M ^r . M. ARIB	Maître de Recherche, CRNA	Rapporteur
M ^r . M. CHEKIRINE	Chargé de cours, USDB	Examineur
M ^r . M. TILMATI	Attaché de recherche, CRNA	Examineur
M ^r . Y. KESSIRA	Physicien médicale, CRNA	Invité

ملخص

هذا العمل (تحقيق طرق المعايرة للحماية من الأشعة) الذي يدخل في إطار مذكرة ماستر يهدف إلى تحقيق طرق معايرة غرف التأيين و أجهزة قياس الأشعة وذلك باستعمال حزم السيزيوم 137 باستخدام سدادات مختلفة السمك من الرصاص بغرض تخفيض تدفق الجرعة وللتأكد من أن استعمال هذه الأخيرة لا يؤثر على نوع الحزم المستعملة نقوم بقياس طبقات نصف الامتصاص بدلالة المسافة وسمك السدادات مع مراعاة شروط القياس ونقوم بدراسة تغير عوامل المعايرة بدلالة المسافة وسمك السدادات وقد أثبتت هذه الدراسة أن السدادات لا تؤثر على عوامل المعايرة.

Résumé

Le travail rentrant dans le cadre de ce mémoire de master, consiste à établir des procédures d'étalonnage des chambres d'ionisation et de radiamètres dans un faisceau de ^{137}Cs en utilisant différents bouchons en Plomb pour réduire le débit de kerma. Le travail consiste à vérifier que l'utilisation de ces bouchons ne dégrade pas les spectres des faisceaux utilisés. Pour cela nous avons mesuré les couches de demi-atténuation (CDA) dans toutes les conditions de mesures et nous avons étudié la variation de ces CDA en fonction de la distance, de l'épaisseur des bouchons. Par ailleurs, nous avons étudié la variation des facteurs et coefficients d'étalonnage en fonction de la distance et de l'épaisseur des bouchons. L'étude a montré que les bouchons n'introduisent aucune influence sur les CDA et sur les facteurs et coefficients d'étalonnage.

Abstract

The work undertaken within the framework of this en of study memory consists in establishing procedures for calibrating ionization chambers and survey meters in a ^{137}Cs gamma beam using different Lead blocks to reduce the air kerma rate. The work consists in checking that using these blocks does not disturb the beam spectra. For this purpose, we measured the half-value layers (HVL) under different measurement conditions and we have studied the variation of these HVLs as a function of the distance and the thickness of the lead blocks. In addition, we have studied the variation of the calibration factors and coefficients versus the distance and thickness of the blocks. The study showed that the blocks does not induce any change in the HVL and in the calibration factors and coefficients.

Sommaire

Liste des tableaux	
Liste des figures	
INTRODUCTION GENERALE.....	17
Chapitre 1 : Physique des rayonnements	
1.1. INTRODUCTION.....	19
1.2. CLASSIFICATION DES RAYONNEMENTS.....	19
1.2.1. Les rayonnements non ionisants.....	19
1.2.2. Les rayonnements ionisants.....	19
1.3. INTERACTION DES RAYONNEMENTS ELECTROMAGNETIQUES AVEC LA MATIERE.....	20
1.3.1. L'effet photoélectrique	20
1.3.2. L'effet Compton	21
1.3.3. Effet création de pair.....	21
1.3.4. Domaine de prépondérance.....	22
1.4. ATTENUATION DES RAYONNEMENTS ELECTROMAGNETIQUE.....	23
1.4.1. Loi d'atténuation.....	23
1.4.2. Couche de demi-atténuation.....	23
1.5. ÉQUILIBRE ELECTRONIQUE.....	24
Chapitre 2 : Notion de radioprotection	
2.1. INTRODUCTION.....	27
2.2. PRINCIPE DE LA RADIOPROTECTION.....	27
2.2.1. Justification des pratiques.....	27
2.2.2. Optimisation (principe ALARA).....	27
2.2.2. Limitation.....	28
2.3. GRANDEURS ET UNITES UTILISE EN RADIOPROTECTION.....	28
2.3.1. Grandeur physique.....	28
2.3.1.1 Activité (A).....	28
2.3.1.2 Période radioactive (T).....	28
2.3.1.3 La dose absorbée (D).....	29
2.3.1.4 Kerma (K)	29
2.3.1.5 Exposition	29
2.3.2 Grandeurs de protection	30

2.3.2.1. Dose équivalente (H_T)	30
2.3.2.2. Dose efficace (E).....	31
2.3.3. Grandeurs opérationnelles	31
2.3.3.1. L'équivalent de dose individuelle $H_p(d)$	32
2.3.3.2. L'équivalent de dose ambiant $H^*(d)$	32
2.4. PROTECTION CONTRE L'EXPOSITION EXTERNE	33
2.4.1. Temps	33
2.4.2. Distance	33
2.4.3. Écran	33
2.5. LIMITE DE DOSE.....	33
Chapitre 3 : Etalonnage en radioprotection	
3.1. INTRODUCTION.....	35
3.2. PRESENTATION DE LA SALLE ET MATERIEL UTILISE.....	35
3.2.1. Appareil d'irradiation OB6	36
3.2.2. Production de césium 137.....	37
3.3. EQUIPEMENTS DOSIMETRIQUES.....	37
3.3.1. Introduction.....	37
3.3.2. Les différents types de détection	37
3.3.3. La chambre d'ionisation.....	38
3.3.3.1 Principe de Bragg Gray.....	38
3.3.3.2 principe de fonctionnement	39
3.3.4. L'électromètre.....	40
3.3.5. Baromètre et thermomètre.....	41
3.4. PROCEDURE DE DETERMINATION DE LA COUCHE DE DEMI-ATTENUATION.....	41
3.4.1. Dispositif expérimentale.....	41
3.4.2. Méthode.....	42
3.4.3. Facteur d'homogénéité F_h	43
3.5. L'ETALONNAGE EN RADIOPROTECTION.....	43
3.5.2. Méthode1.....	43
3.5.3. Méthode 2.....	43
3.6. PROCEDURE D'TALONNAGE CHAMBRE D'IONISATION.....	44
3.6. PROCEDURE D'ETALONNAGE DES RADIAMETRES.....	45

Chapitre 4 : Résultats expérimentaux

4.1. STABILITE DES APPAREILS DE MESURE	47
4.1.1. Stabilité de l'électromètre.....	47
4.1.2. Stabilité de la chambre.....	48
4.1.3. Stabilité de système.....	49
4.1.4. Conclusion	49
4.2. Détermination des paramètres physiques de l'unité d'irradiation OB6.....	50
4.2.1. Détermination de la position de la source	50
4.2.2. Détermination du profil horizontal.....	51
4.2.3. Détermination du temps d'ouverture fermeture du shutter.....	53
4.2.3.1. Méthode appliquée.....	70
4.2.3.2. Conclusion.....	54
4.3. DETERMINATION DES CDA ON EN FONCTION DE LA DISTANCE ET DE L'EPAISSEUR DES BOUCHONS.....	54
4.3.1. Procédure pratique utilisée	54
4.3.2. Mesures sans bouchon.....	55
4.3.3. Mesures avec le bouchon de 2 cm.....	57
4.3.4. Mesure avec le bouchon de 3 cm.....	58
4.3.5. Mesures avec le bouchon de 4 cm.....	59
4.3.6. Conclusion	61
4.4. DETERMINATION DU DEBIT DE REFERENCE EN FONCTION DE LA DISTANCE ET DES BOUCHONS.....	61
4.4.1. Procédure pratique utilisée.....	61
4.4.2. Variation du débit de kerma en fonction de la distance.....	63
4.4.3. Variation du débit de kerma en fonction de l'épaisseur des bouchons	63
4.4.4. Variation du débit de kerma en fonction de l'inverse carré de la distance.....	64
4.4.5. Détermination de l'équation Générale du débit kerma de référence.....	64
4.5. ETALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION.....	66
4.5.1. Matérielle utilisé.....	66
4.5.2. Condition de référence.....	67
4.5.3. Etalonnage de la chambre capintec N° de série 525106	67
4.5.3.1. La variation des coefficients d'étalonnage en fonction de la DSD.....	67
4.5.3.2. La variation les coefficients d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons.....	69
4.5.4. Etalonnage de la chambre Farmer NE 2575 N° de série 432	71

4.5.4.1. La variation des coefficients d'étalonnage en fonction de la DSD.....	71
4.5.4.2. La variation des coefficients d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons	73
4.5.5. Conclusion	74
4.6. ETALONNAGE DES RADIOMETRES	74
4.6.1. Procédure pratique utilisée	75
4.6.2. Saphymo 6150 AD6 N° de série 97148	76
4.6.2.1. Etude de la variation des facteurs d'étalonnage (F_C) en fonction de l'épaisseur des bouchons.....	76
4.6.2.2. Etude de la variation des facteurs d'étalonnage (F_C) en fonction de la distance.....	78
4.6.3. Saphymo 6150 AD6 N° de série 97146	79
4.6.3.1. Etude de la variation des facteurs d'étalonnage (F_C) en fonction de la distance.....	80
4.6.3.2. Etude de la variation des facteurs d'étalonnage (F_C) en fonction de l'épaisseur des bouchons.....	81
4.6.4. Etalonnage Saphymo Mini TRACE Y N° de série 114002	82
4.6.4.1. Etude de la variation des facteurs d'étalonnage (F_C) en fonction de l'épaisseur des bouchons	83
4.6.4.2. Etude de la variation des facteurs d'étalonnage (F_C) en fonction de la distance.....	84
4.6.5. Conclusion	85
Conclusion générale	86

Annexe A : Facteurs de correction

Annexe B : incertitudes associées aux résultats de mesure.

Référence

Liste des tableaux

Chapitre 1 : Physique des rayonnements

Tableau 1 : donne quelques valeurs d'épaisseur moitié exprimée en (mm) de quelques matériaux.....	24
---	----

Chapitre 2 : Notion de radioprotection

Tableau 2 : Périodes radioactives de quelques radionucléides utilisés en étalonnage.....	29
Tableau 3 : Facteurs de pondération pour les rayonnements.....	30
Tableau 4: Facteurs de pondération pour les organes et les tissus.....	31
Tableau 5 : Profondeur de référence.....	32
Tableau 6 : limites des doses.....	34

Chapitre 4 : Résultats expérimentaux

Tableau 7 : Réponse de la chambre d'ionisation en fonction de la distance.....	50
Tableau 8 : Récapitulatif des résultats pour le profil horizontal.....	53
Tableau 9: récapitulatif des mesures des charges collectées en fonction de l'épaisseur des atténuateurs de Pb en (mm) à une distance de 1m sans bouchons....	55
Tableau 10: Les résultats expérimentaux relatifs à chaque distance sans bouchon.....	57
Tableau 11: Les résultats expérimentaux relatifs à chaque distance pour bouchon de 2 cm.....	58
Tableau 12: Les résultats expérimentaux relatifs à chaque distance pour le bouchon de 3cm.....	58
Tableau 13 : Résultats expérimentaux relatifs à chaque distance pour bouchon 4 cm.....	59
Tableau 14 : Variation de la CDA en fonction de l'épaisseur des bouchons.....	60
Tableau 15 : Récapitulatif du débit de kerma mesuré en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons.....	62
Tableau 16: Récapitulatif des valeurs des pentes et ordonnée à l'origine en fonction de l'épaisseur des bouchons.....	65
Tableau 17 : Récapitulatif des valeurs du débit calculé parla relation (31).....	66

Tableau 18 : Récapitulatif des coefficients d'étalonnage de la chambre d'ionisation Capintec en fonction de la distance et de l'épaisseur des bouchons.....	67
Tableau 19 : Récapitulatif du facteur d'étalonnage de la chambre d'ionisation (NE2575) en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons.....	71
Tableau 20 : Débit de référence mesuré ($H^*(10)$).....	76
Tableau 21 : Récapitulatif des facteurs d'étalonnage en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons pour Saphymo 6150 AD6 N° 97148.....	76
Tableau 22 : Récapitulatif des facteurs d'étalonnage en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons pour Saphymo 6150 AD6 N° de série 97146.....	79
Tableau 23 : Récapitulatif du facteur d'étalonnage en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons pour Saphymo Mini TRACE Y.....	83

Liste des figures

Chapitre 1 : Physique des rayonnements

Figure 1 : l'effet photo-électrique.....	21
Figure 2 : Effet Compton.....	22
Figure 3 : creation de paire.....	22
Figure 4 : Domaine de prépondérance des trois effets.....	22
Figure 5 : L'équilibre électronique.....	25

Chapitre 3 : Etalonnage en radioprotection

Figure 6 : Les deux unités d'irradiation (^{60}Co et ^{137}Cs) utilisés pour l'étalonnage en radioprotection.....	36
Figure 7 : Laser.....	36
Figure 8 :Pupitre de commande.....	36
Figure 9 : Schéma de la désintégration de ^{137}Cs	37
Figure 10 : Illustration du principe de Bragg-Gray.....	39
Figure 11 : Principe physique de la chambre d'ionisation.....	39
Figure 12 : Chambres d'ionisation utilisées en radioprotection.....	40
Figure 13 : Electromètres utilisés pour l'étalonnage en radioprotection et radiothérapie.....	40
Figure 14 : baromètre (gauche) et thermomètre (droite).....	41

Figure 15: Illustre le dispositif pour déterminer la CDA.....	41
Figure 16 : la variation de la charge normalisée (%) en fonction de l'épaisseur x de l'écran.....	42
Figure 17 : Etalonnage avec un instrument de référence.....	43
Figure 18 : Etalonnage dans un champ de rayonnement connu.....	44
Chapitre 4 : Résultats expérimentaux	
Figure 19 : Étude du temps de stabilité de l'électromètre PTW UNIDOS.....	47
Figure 20 : Étude du temps de stabilité des chambres d'ionisation.....	48
Figure 21 : Stabilité du système chambre + électromètre.....	49
Figure 22 : Vérification du positionnement de la source à l'aide de la loi de l'inverse carré de la distance.....	51
Figure 23 : Installation de la chambre d'ionisation.....	52
Figure 24 : déplacement horizontal de la chambre d'ionisation.....	52
Figure 25 : Profil Horizontal du faisceau du Césium137 à 1m et 2m respectivement.....	52
Figure 26 : Variation de la charge en fonction du temps.....	53
Figure 27 : Atténuateur de différentes épaisseurs et dispositif utilisé pour la détermination de la CDA.....	54
Figure 28 : variation de la charge normalisée (%) en fonction de l'épaisseur des atténuateurs en (mm) pour les différentes distances de 1 à 6 mètres.....	55
Figure 29 : Représentant la variation de la charge normalisée (%) en fonction de l'épaisseur des atténuateurs de Pb en (mm) sans bouchon à 1m.....	56
Figure 30 : variation de la charge normalisée(%) en fonction de l'épaisseur des atténuateurs en (mm) de Pb pour les différentes distances de 1 à 6 mètres sans bouchon.....	56
Figure 31: Variation de la charge normalisée (%) en fonction de l'épaisseur des atténuateurs en (mm) de Pb avec le bouchon de 2 cm.....	57
Figure 32 : variation de la charge normalisée (%) en fonction de l'épaisseur des atténuateurs en (mm)de Pb avec le bouchon de 3 cm.....	58
Figure 33 : Variation de la charge normalisée (%) en fonction de l'épaisseur des atténuateurs en (mm) de Pb avec bouchon 4 cm.....	59

Figure 34 : variation de la charge normalisée pour les différents bouchons en fonction de l'épaisseur des atténuateurs en (mm) de Pb pour DSD = 1 mètre.....	60
Figure 35: Variation du CDA en fonction de l'épaisseur des bouchons.....	60
Figure 36 : Variation du F_h en fonction de l'épaisseur des bouchons.....	61
Figure 37 : Partie du certificat d'étalonnage de la chambre LS01 TW 32002 N°de série 226.....	62
Figure 38 : Variation du débit en fonction de la distance pour les différents bouchons.....	63
Figure 39 : Variation du débit en fonction de l'épaisseur des bouchons pour les différentes distances.....	63
Figure 40 : Variation de débit de référence en fonction de l'inverse carré de la distance pour les différents bouchons.....	64
Figure 41 : La variation de la pente en fonction de l'épaisseur des bouchons.....	65
Figure 42 : Variation des ordonnées à l'origine en fonction de l'épaisseur des bouchons.....	65
Figure 43 : Variation des coefficients d'étalonnage de la chambre d'ionisation Capintec en fonction de la distance.....	68
Figure 44 : Variation de la moyenne des coefficients d'étalonnage de la chambre Capintec en fonction de la distance.....	69
Figure 45: Variation des coefficients d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons pour la chambre Capintec.....	70
Figure 46 : Variation de la moyenne des coefficients d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons.....	70
Figure 47 : Variation des coefficients d'étalonnage en fonction de la distance pour la chambre NE 2575.....	72
Figure 48 : Variation de la moyenne des coefficients d'étalonnage en fonction de la distance pour la chambre NE 2575.....	72
Figure 49 : Variation des coefficients d'étalonnage en fonction de la distance pour la chambre NE 2575.....	73
Figure 50 : Variation de la moyenne du coefficient d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons pour la chambre NE 2575.....	74
Figure 51 : Installation d'irradiation et d'étalonnage.....	75

Figure 52 : Variation des facteurs d'étalonnage en fonction de L'épaisseur des bouchons pour Saphymo 6150 AD6 N° 97148.....	77
Figure 53 : Variation de la moyenne du coefficient d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons pour Saphymo 6150 AD6 N° 97148.....	77
Figure 54 : Variation des facteurs d'étalonnage en fonction de la distance pour Saphymo 6150 AD6 N° 97148.....	78
Figure 55 : Variation de la moyenne des facteurs d'étalonnage en fonction de la distance pour Saphymo 6150 AD6 N° 97148.....	79
Figure 56 : Variation des facteurs d'étalonnage en fonction de la distance pour Saphymo 6150 AD6 N° de série 97146.....	80
Figure 57 : Variation du facteur d'étalonnage moyenne en fonction de la distance pour Saphymo 6150 AD6 N° de série 97146.....	81
Figure 58 : Variation du facteur d'étalonnage en fonction de L'épaisseur des bouchons pour Saphymo 6150 AD6 N° de série 97146.....	82
Figure 59 : Variation de la moyenne des facteurs d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons pour Saphymo 6150 AD6 N° de série 97146.....	82
Figure 60: Variation des facteurs d'étalonnage en fonction de L'épaisseur des bouchons pour Saphymo Mini TRACE Y.....	83
Figure 61 : Variation de la moyenne des facteurs d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons pour Saphymo Mini TRACE Y.....	84
Figure 62: Variation des facteurs d'étalonnage en fonction de la distance pour Saphymo Mini TRACE Y.....	85
Figure 63 : Variation de la moyenne des facteurs d'étalonnage en fonction de la distance pour Saphymo Mini TRACE Y.....	85

Introduction générale

Depuis la découverte des rayons X par W. Röntgen en 1895 et du Radium par Marie-curie en 1898, étaient signalés les premiers accidents dus aux radiations. Les dangers que présentant les rayonnements ionisants pour notre organisme sont très particuliers. Ils ne sont pas perceptibles par nos sens et peuvent causer des effets qui n'apparaissent parfois qu'après un temps très long.

L'utilisation de la radioactivité et des radiations ionisantes a pris de l'importance, que ce soit dans le domaine de l'énergie nucléaire, des applications industrielles ou de recherches, en diagnostic ou en thérapie médicale. Donc en doit savoir se protégé contre les rayonnements et leur effet.

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

Pour l'étalonnage en radioprotection, le LSED dispose de deux unités de type OB6, comportant des sources de ^{137}Cs et ^{60}Co . Ces deux unités délivrent des débits variant en fonction de la distance. Pour l'étalonnage de certains radiamètres utilisés en radioprotection, ces derniers se saturent parfois même à des distances importantes. Il est alors impératif de réduire les débits à des niveaux pouvant être mesurés par ces appareils. La méthode

que nous nous proposons de développer au LSED consiste à utiliser des bouchons en plomb de différentes épaisseurs.

Ce mémoire est composé de 4 chapitres : le premier est consacré au rappel de quelques définitions et interactions des rayonnements avec la matière. Dans le deuxième chapitre, nous allons aborder les notions de base de radioprotection et l'effet biologique, limite de doses. Nous allons exposer dans le troisième chapitre le matériel utilisé et les procédures d'étalonnage en radioprotection ainsi que la détermination des couches de demi-atténuation. Enfin le chapitre 4 rassemble des résultats expérimentaux de l'étalonnage de deux chambres d'ionisation et de trois radiamètres ainsi que de la détermination des débits de kerma en fonction de la distance et de l'épaisseur des bouchons.

Chapitre 1

Physique des rayonnements

Chapitre 1

Physique des rayonnements

1.1. INTRODUCTION

D'une manière générale, on peut définir un rayonnement comme un mode de transfert d'énergie dans la matière, sous forme d'ondes électromagnétiques ou particules subatomique, résulte de certains éléments qui sont dits « instables », appelés radioéléments, ils se transforment spontanément en d'autres éléments stables ou radioactifs en émettant des rayonnements. Ils se caractérisent par la nature et l'énergie des rayonnements émis.

On peut distinguer plusieurs types de rayonnements :

- Rayonnements particuliers chargés (α et β)
- Rayonnements électromagnétiques (X et gamma)
- Rayonnements particuliers non chargés (neutron)

L'interaction des rayonnements avec la matière dépend de la nature des rayonnements incidents et de leur énergie ainsi que le milieu traversé lui-même [1].

1.2. CLASSIFICATION DES RAYONNEMENTS

On peut classer les rayonnements selon leur effet sur le milieu on distingue [1] :

1.2.1. Les rayonnements non ionisants

Dont l'énergie est insuffisante pour arracher un électron aux atomes du milieu.

1.2.2. Les rayonnements ionisants

Les rayonnements ionisants sont constitués de rayonnements dont l'énergie est suffisante pour ioniser les atomes ou les molécules qu'il rencontre sur son chemin, c'est-à-dire pour arracher un ou plusieurs électrons. Les rayonnements ionisants sont constitués, soit de particules matérielles (particules chargées, neutrons), soit d'ondes électromagnétiques (x, γ). On les classe habituellement en deux catégories :

- rayonnement directement ionisants lorsqu'il est constitué de particules électriquement chargées, d'énergie suffisante pour produire des ions interaction avec la matière.

- rayonnement indirectement ionisantes lorsqu'il est constitué de particules non chargées électriquement, dont l'énergie est suffisante pour produire, selon plusieurs types d'interactions, une ionisation de la matière [1].

Dans ce qui suit, nous expliciterons les mécanismes d'interaction des rayonnements électromagnétiques avec la matière.

1.3. INTERACTION DES RAYONNEMENTS ELECTROMAGNETIQUES AVEC LA MATIERE

Les rayonnements électromagnétiques sont sans charge électrique ni masse, En traversant la matière, il provoque trois types d'interactions.

1.3.1. L'effet photoélectrique

Un photon incident d'énergie E interagit avec un électron d'une couche interne peut éjecter cet électron de son orbite en lui cédant toute son énergie sous forme d'une énergie cinétique E_C telle que [2] :

$$E_C = E - E_L \quad (1)$$

Où E_L est l'énergie de liaison de l'électron éjecté.

La vacance créée dans la couche interne est comblée par un électron issu d'une couche plus externe, l'énergie étant libérée sous forme d'un photon X de fluorescence,

Parfois, pour des milieux de Z petit, le photon de fluorescence produit un autre effet avec émission d'un électron: c'est l'effet Auger [3,4,5].

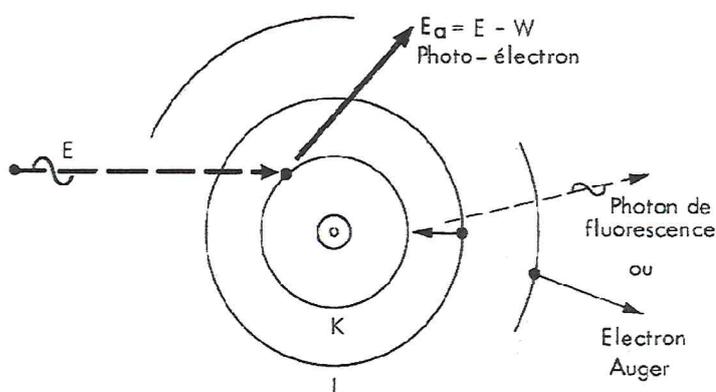


Figure 1 : l'effet photo-électrique.

L'effet photoélectrique ne peut avoir lieu que si l'énergie du photon incident est plus grande que l'énergie de liaison de l'électron, Cette effet est très important pour des photons x ou γ de faible énergie et pour les matériaux lourds (Z élevé).

L'énergie cinétique du photoélectron est finalement absorbée par le milieu.

1.3.2. L'effet Compton

Le photon incident interagit avec un électron d'une couche périphérique, en lui cèdent une partie de l'énergie a l'électron, le photon diffusé fait un angle θ avec la direction du photon incident et l'électron est éjecte selon un angle ϕ par rapport a la direction du photon incident [4,5].

Après la diffusion le photon a une énergie $h\nu'$ telle que :

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

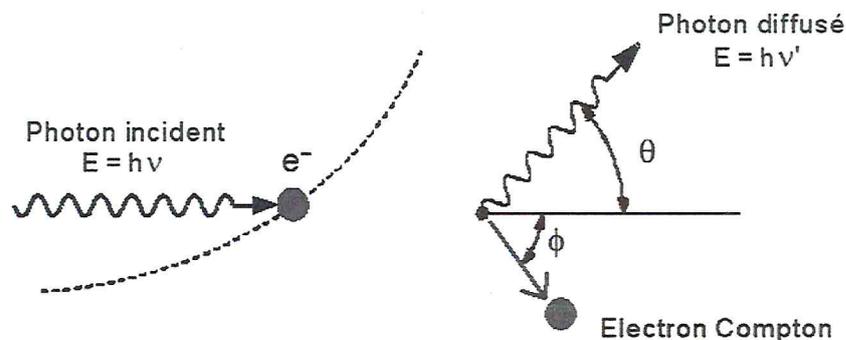


Figure 2 : Effet Compton.

1.3.3. Effet création de pair

Au voisinage du noyau, le photon dans le champ électrique intense qui entoure un noyau se matérialise sous la forme d'un électron et d'un positon, ce processus nécessite un équivalent énergétique de deux fois 0,511 MeV.

Pour provoquer ce phénomène, il faut donc que le photon incident possède au minimum une énergie de 1,02 MeV. Le négaton et le positon créés perdent leur énergie par phénomène d'ionisation du milieu [1,3].

Enfin, le positon s'annihile avec un électron négatif du milieu et il en résulte un rayonnement de 2 photons gamma d'énergie individuelle 511 keV l'un de l'autre.

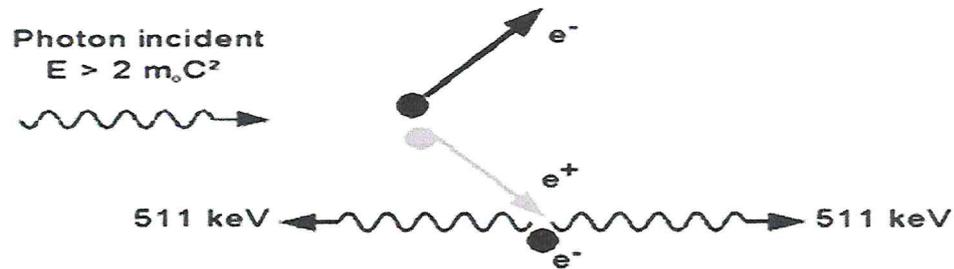


Figure 3 : creation de paire.

1.3.4. Domaine de prépondérance

Pour des photons traversant un milieu donné, les trois effets peuvent se produire, mais avec une probabilité différente selon l'énergie des photons et la nature du milieu. Schématiquement, l'effet photoélectrique est nettement prépondérant pour des photons γ de faible énergie et la création de paires est l'effet principal pour les photons de haute énergie. L'effet Compton se produit principalement dans le domaine d'énergie intermédiaire [3].

Les limites entre ces domaines énergétiques dépendent de la matière traversée.

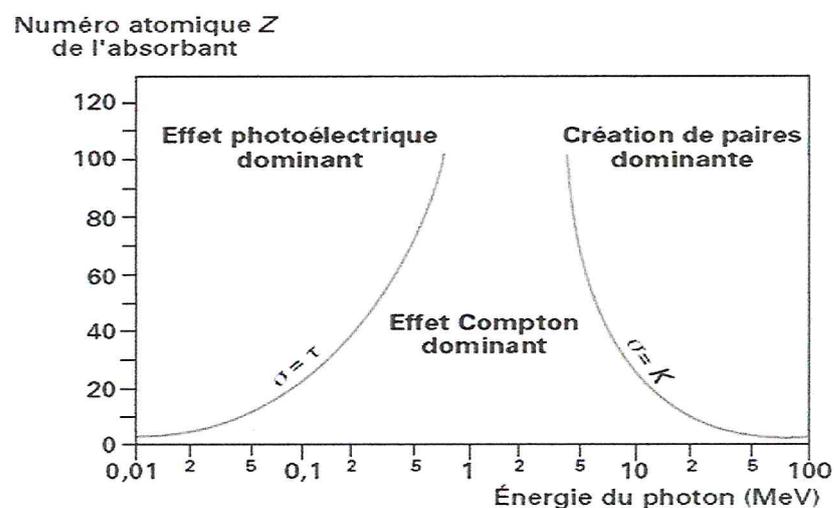


Figure 4 : Domaine de prépondérance des trois effets.

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

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

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

1.4. ATTENUATION DES RAYONNEMENTS ELECTROMAGNETIQUE

Au contraire des particules chargées qui cèdent progressivement leur énergie à la matière, Les rayonnements électromagnétiques disparaissent **affreusement** à la suite d'une interaction. On ne peut plus parler de ralentissement. Il faut introduire la notion d'atténuation en nombre [2].

1.4.1. Loi d'atténuation

Dans le cas d'un faisceau monochromatique parallèle de rayons X ou γ , le nombre de rayons émergent (N) n'ayant subi aucune interaction dans la traversée d'un écran d'épaisseur X est lié au nombre de rayons incidents (N_0) par la relation :

$$N(x) = N_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (3)$$

Où μ est le coefficient linéaire d'atténuation dont l'unité est cm^{-1} , il dépend de l'énergie des photons incidents et de la nature du matériau.

L'intensité du rayonnement électromagnétique décroît exponentiellement en fonction de l'épaisseur de la matière traversée. Le coefficient linéaire d'atténuation dépend de la nature de la matière, mais aussi de sa densité ρ . On définit alors un coefficient massique d'atténuation μ_m dépendant de la matière mais plus de son état (solide, liquide ou gazeux) [1].

$$\mu_m = \mu / \rho \quad (4)$$

1.4.2. Couche de demi-atténuation

On appelle couche de demi-atténuation (CDA) ou épaisseur moitié ($X_{1/2}$), C'est l'épaisseur de matière nécessaire pour diminuer de moitié du nombre initial de photons [6]. Tel que

$$N(x_{1/2}) = N_0 / 2 \quad (5)$$

On défini la CDA par la relation suivant :

$$CDA = X_{1/2} = \ln 2 / \mu \quad (6)$$

Le tableau suivant donne quelques valeurs d'épaisseur moitié dont l'unité est cm:

Energie (keV)	Aluminium	Fer	cuiivre	plomb	béton
20	0.8	0.037	0.025	0.007	1
60	9.5	0.78	0.53	0.16	13
100	15.1	2.5	1.8	0.15	19
20	21.7	6.4	5.3	0.6	26
500	30.3	10.6	9.3	4.5	37
1000	42	14.7	12.7	10	50
2000	60	20.6	18.4	14	72

Tableau 1 : donne quelques valeurs d'épaisseur moitié exprimée en (mm) de quelques matériaux.

1.5. ÉQUILIBRE ELECTRONIQUE

Lorsqu'un rayonnement électromagnétique interagit avec la matière, il produit des électrons secondaires qui cèdent leurs énergies à la matière selon différents processus (ionisation, excitation...).

Considérons un faisceau de photons se déplaçant dans le vide et pénétrant dans un milieu matériel, les électrons mis en mouvement, ont un certain parcours qui est fonction de leur énergie déposée dans ce milieu.

Supposons que ces électrons secondaires soient projetés vers l'avant et découpons en tranches d'épaisseurs égales le milieu matériel, ces épaisseurs étant faibles devant le parcours maximal des électrons secondaires, la première tranche est traversée par les électrons mis en mouvement dans celle-ci et la deuxième tranche est parcourue par les électrons mis en mouvement dans cette deuxième tranche. Si on suppose que l'énergie des rayonnements gamma est telle que son atténuation est négligeable dans la traversée de 'n' tranches, ce flux d'électrons mis en mouvement dans la deuxième tranche est identique à celui mis en mouvement dans la première.

A ce flux ; dans cette deuxième tranche s'ajoute le flux d'électrons mis en mouvement dans la première tranche avec assez d'énergie pour arriver dans la seconde.

Nous pouvons reprendre ce raisonnement pour la troisième tranche qui est traversée par le flux d'électrons mis en mouvement dans celle-ci et qui est identique à celui de la première et de la deuxième tranche.

On voit donc que de tranche en tranche, le flux d'électrons secondaires augmente et ceci jusqu'à une profondeur telle qu'on soit alors dans une tranche où aucun électron de la première tranche ne parvienne, c'est à dire 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. Lorsque l'équilibre électronique est atteint, le flux d'électrons est proportionnel au flux de photons, il reste donc constant tant que ce flux de photons est constant.

Mais ce dernier étant atténué et le flux d'électrons diminue alors parallèlement tout en restant proportionnel au flux de photons [3,6].

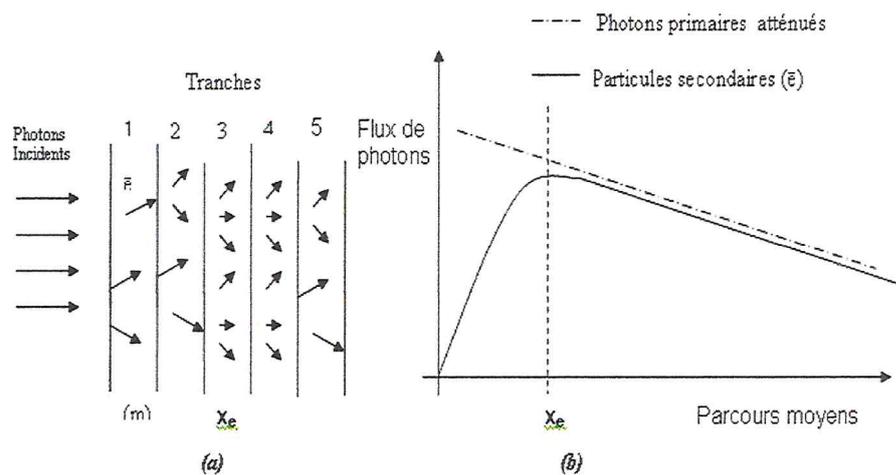


Figure 5 : L'équilibre électronique.

Chapitre 2

Notion de radioprotection

Chapitre 2

Notion de radioprotection

2.1. INTRODUCTION

La radioprotection est un ensemble de mesures destinées à assurer la protection de la population et des travailleurs contre les dangers des rayonnements ionisants, tout en permettant leur utilisation.

Par exposition externe, nous entendons toute irradiation résultant d'une ou plusieurs sources situées à l'extérieur de l'organisme. La radioprotection ne concerne donc que les moyens mis en œuvre pour réduire cette exposition externe à un minimum raisonnable. Le risque pour la santé dépend de l'intensité du rayonnement et de la durée d'exposition tels qu'établis par la CIPR (Commission internationale de protection radiologique), [7] adoptés par la communauté internationale et incorporés dans la plupart des réglementations nationales, dans le but de prévenir les effets déterminants et minimiser les effets stochastiques.

Pour atteindre cet objectif, la CIPR a recommandé un programme de limitation des doses basé sur trois principes : justification, optimisation et limitation.

2.2. PRINCIPE DE LA RADIOPROTECTION

Les principes de radioprotection à respecter chaque fois la pratique nécessitent une manipulation des sources de radiations ionisantes sont les suivants:

2.2.1. Justification des pratiques

Aucune pratique mettant en cause des radiations ionisantes ne doit être tolérée à moins que son usage ne produise un bénéfice net [8].

2.2.2. Optimisation (principe ALARA)

Toutes les expositions doivent être maintenues à un niveau aussi bas qu'il est raisonnablement possible [9].

L'optimisation est basée sur le principe ALARA.

ALARA: contraction des mots anglais « As Low As Reasonably Achievable.

2.2.3. Limitation

Même si une pratique est justifiée et optimisée, Les doses reçues par un individu ne doivent pas dépasser les limites recommandées par la Commission, afin qu'aucune personne ne soit soumise à des risques inacceptables [8].

2.3. GRANDEURS ET UNITES UTILISE EN RADIOPROTECTION

Un rayonnement est défini par les grandeurs particulières et énergétiques. La description d'un champ de radiations ionisantes se fait au moyen de grandeurs radiométriques telles que le Kerma et la dose absorbée. Les grandeurs et unités radiologiques ont été définies par L'ICRU 33.

2. 3.1. Grandeur physique

Les grandeurs physiques utilisées en radioprotection sont essentiellement :

2.3.1.1. Activité (A)

L'activité est le nombre de désintégrations qui se produisent dans une source radioactive par unité de temps [4]. Elle est définie par la relation :

$$A = \left| \frac{dN}{dt} \right| = |\lambda N| \quad (7)$$

λ constante radioactive s'exprime en t^{-1} (t : tempe) .

L'unité est le becquerel (Bq) : 1 Bq = 1 désintégration par seconde.

L'ancienne unité de radioactivité est le curie (Ci), La relation entre ces deux unités est : 1Ci = 37 GBq.

2.3.1.2. Période radioactive (T)

La période radioactive (T) est le temps nécessaire pour que l'activité initiale (A_0) d'une substance radioactive soit réduite de moitié [2].

$$\text{Au temps } t = T : \quad N(T) = \frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\lambda T} \quad (8)$$

$$\text{La période} \quad (T_{1/2}) = \frac{\log 2}{\lambda} \quad (9)$$

La période est une grandeur caractéristique de chaque radionucléide. Elle est importante surtout pour les risques de contamination interne.

Source	Domaine d'utilisation	Période radioactive
^{60}Co	Etalonnage en radiothérapie	5.27 ans
^{90}Sr	Vérification des chambres d'ionisation	28.5 ans
^{137}Cs	Etalonnage en radioprotection	30.18 ans

Tableau 2 : Périodes radioactives de quelques radionucléides utilisés en étalonnage.

2.3.1. 3. La dose absorbée (D)

La pénétration des rayonnements ionisants dans la matière se traduit par une cession d'énergie, la quantité d'énergie moyenne communiquée par le rayonnement à la matière par unité de masse est la dose absorbée. [9]

$$D = \frac{E}{m} \quad (10)$$

L'unité de dose absorbée est le joule par kilogramme (J.kg^{-1}), appelée Gray (Gy)

2.3.1.4. Kerma (K)

Le terme de kerma est l'acronyme anglais de **k**inetic **e**nergy **r**elaxed **p**er **u**nit **m**ass, qui signifie énergie cinétique libérée par unité de masse [9], a été définie pour les rayonnements indirectement ionisants, elle représente la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées directement ionisantes libérées par les particules neutres dans un volume élémentaire de masse dm [3].

$$K = \frac{\sum dE_{cin}}{dm} \quad (11)$$

Le kerma n'est pas directement mesurable car nous ne pouvons mesurer que la dose absorbée au niveau du point considéré. Il n'est égal à la dose absorbée que dans certaines conditions. L'unité de cette grandeur est le $[\text{J.kg}^{-1}]$. Étant donnée l'importance de cette grandeur, on lui a attribué le nom particulier de Gray, symbolisé par [Gy].

2.3.1.5. Exposition

L'exposition au rayonnement est le rapport de charge totale dQ créée dans un volume d'air de masse dm , lorsque tous les électrons libérés par les photons dans cette élément de masse d'air sont complètement arrêtés dans l'air [2].

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (12)$$

Son unité est : $C.Kg^{-1}$, le Roentgen (R) est aussi utilisé comme une autre unité de l'exposition. $1R = 2.58.10^{-4} C.Kg^{-1}$

2. 3.2. Grandeurs de protection

Puisque les effets biologiques sont différents selon la nature du rayonnement et les tissus exposés, on a défini les notions de dose équivalente et de dose efficace, leur unité est le Sievert (Sv) [7].

2.3.2.1. Dose équivalente (H_T)

La dose équivalente tient compte des différents effets biologiques liés à chaque type de rayonnement. Elle quantifie les effets des rayonnements ionisants dans les tissus vivants. C'est la dose absorbée dans un organe multipliée par le coefficient correspondant au rayonnement considéré [8]. Et est définie par la relation suivante :

$$H_T = D_T * W_R \quad (13)$$

Où D_T est la dose absorbée moyenne à l'organe ou au tissu T délivrée par le type de rayonnement R et W_R le facteur de pondération radiologique pour le type de rayonnement R.

L'ancienne unité était le rem qui est égale au produit de la dose absorbée, exprimée en rad, par le Facteur de pondération.

$$1 \text{ Sievert} = 100 \text{ rem.}$$

Le tableau suivant donne les valeurs des Facteurs de pondération . définir par la CIPR 60 [7].

Rayonnement	Facteur de pondération radiologique W_R
Photons, toutes énergies (RX, Gamma)	1
Electrons et muons, toutes énergies	1
Neutrons, énergie de moins de 10 keV	5
Plus de 10 à 100 keV	10
Plus de 100 keV à 2 MeV	20
Plus de 2 MeV à 20 MeV	10
Plus de 20 MeV	5
Protons autres que les protons de recul, $E > 2 \text{ MeV}$	5
Particules alpha, produit de fission, noyaux lourds	20

Tableau 3 : Facteurs de pondération pour les rayonnements.

Comme le facteur de pondération est une grandeur sans unité, D et H ont les mêmes unités dans le système international : J/kg. On parle de Gray, lorsqu'il s'agit d'une dose absorbée, et du Sievert dans le cas d'une dose équivalente.

2.3.2.2. Dose efficace (E)

La dose efficace est la somme des produits des doses équivalentes reçues au niveau de tous les organes ou tissus exposés, chacune de ces doses étant pondérée par son facteur de pondération tissulaire W_T respectif. Ce facteur tient compte la radiosensibilité propre de chaque tissu ou organe [8].

La dose efficace est définie par la relation :

$$E = \sum_T w_T * H_T \quad (14)$$

D'après la définition de la dose équivalente, il s'ensuit que

$$E = \sum_T w_T * w_R * D_T \quad (15)$$

Le tableau suivant donne les valeurs des Facteurs de pondération tissulaire W_T [7].

Tissus ou organes	Facteur de pondération W_T
Gonade	0.20
Moelle rouge	0.12
Colon	0.12
Poumons	0.12
Estomac	0.12
Vessie	0.05
Poitrine	0.05
Foie	0.05
Œsophage	0.05
Thyroïde	0.05
Peau	0.01
Reste	0.05

Tableau 4: Facteurs de pondération pour les organes et les tissus.

2.3.3. Grandeurs opérationnelles

Le majeur inconvénient des grandeurs de protection (dose équivalente, dose efficace, dose engagée et dose collective) est qu'elles ne sont pas directement mesurables. Dans ce contexte, l'ICRU (International Commission on Radiation Units and measurements) a introduit le concept de grandeurs opérationnelles (mesurables à

l'aide de détecteurs) ayant pour objectif d'estimer de façon "raisonnable" les grandeurs de protection.

Grandeur opérationnelle = Grandeur physique * Coeff.de conversion

Le coefficient de conversion varie en fonction de la nature du rayonnement, de son énergie et de son angle d'incidence [10].

2.3.3.1. L'équivalent de dose individuelle $H_p(d)$

La grandeur opérationnelle de dosimétrie pour le contrôle radiologique individuel est l'équivalent de dose individuel $H_p(d)$. C'est l'équivalent de dose dans un tissu mou en-dessous d'un point spécifié du corps, à la profondeur appropriée d [11]. L'équivalent de dose individuel est un estimateur majorant de la dose efficace.

$H_p(d)$ peut être mesuré avec un dosimètre qui est utilisé sur la surface du corps et couvert de couche appropriée de matériel d'équivalent de tissu [10]. Son unité est le Sievert (Sv).

2.3.3.2. L'équivalent de dose ambiant $H^*(d)$

L'équivalent de dose ambiant $H^*(d)$ en un point dans le champ de rayonnement est la dose équivalente qui serait produite par le champ de rayonnement à une profondeur d (en mm) dans la sphère ICRU, sur un rayon qui fait face à la direction du champ unidirectionnel [12].

Néanmoins, $H^*(10)$ est considérée comme étant une bonne approximation de la dose équivalente reçue par un organe en profondeur. La dose $H^*(10)$ est non nulle lorsque le rayonnement est relativement pénétrant.

Le tableau suivant donne les profondeurs de référence :

Rayonnements	Profondeur de référence (d)	Grandeur d'influence	Contrôle radiologique
Peu pénétrants	0,07 mm	Dose équivalent à la peau	Peau et extrémités
Pénétrants	3 mm	Dose équivalent au cristallin	Œil
Très pénétrants	10 mm	Dose efficace	Corps entier

Tableau 5 : Profondeur de référence

2.4. PROTECTION CONTRE L'EXPOSITION EXTERNE

Il existe principalement trois manières de se protéger contre une irradiation externe ou réduire leur effet en respectant les trois facteurs suivants:

2.4.1. Temps

La dose absorbée est proportionnelle au temps. Il suffit donc de limiter au maximum la durée de l'exposition [13].

$$\dot{D} = \frac{D}{t} \quad (16)$$

\dot{D} : Débit de dose absorbée en Gy/h

D : dose absorbée en Gy

t : durée d'exposition en h

2.4.2. Distance

Le débit de dose diminue avec l'inverse au carré de la distance à la source ($D \sim 1/d^2$).

En pratique on utilise :

Source \longrightarrow distance1 (d1) \dot{D}_1 : débit de dose au point 1

Source \longrightarrow distance2 (d2) \dot{D}_2 : Débit de dose au point2

Nous avons l'égalité : $\dot{D}_1 \cdot d_1^2 = \dot{D}_2 \cdot d_2^2 \quad (17)$

2.4.3. Écran

Le rayonnement est absorbé par l'interposition d'un écran, cet écran empêche le passage des rayonnements. Le genre de cet écran et son épaisseur varient avec le type du rayonnement et de leur énergie. Le phénomène d'atténuation suit une loi de décroissance exponentielle en fonction de l'épaisseur traversée [8,13].

2.5. LIMITE DE DOSE

Les limites de doses de d'exposition annuelle en condition normale de travail établies par la Commission internationale de protection radiologique (ICRP 60) sont :

Population considérée	Dose efficace	Dose équivalent aux mains, avant-bras, pieds chevilles	Dose équivalent à la peau	Dose équivalent au cristallin
Catégorie A	20 mSv	500 mSv	500 mSv	150 mSv
Catégorie B, étudiants de 16 à 18 ans	6 mSv	150 mSv	150 mSv	50 mSv
Travailleur non exposés publique	1 mSv	50 mSv	50 mSv	15 mSv
Femme enceinte	Exposition de l'enfant à naître en dessous 1 mSv			

Tableau 6 : limites des doses

Remarque : Ces limites de doses ne doivent pas être considérées comme un niveau normal d'irradiation du personnel pendant le travail, mais comme une limite que l'on ne doit en principe, jamais atteindre [13].

Chapitre 3

Étalonnage en Radioprotection

3.1. INTRODUCTION

L'application des rayonnements ionisants en radioprotection et en radiothérapie nécessite l'étalonnage des instruments de mesure et de contrôle d'irradiation.

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, qui peut être sans unité (si la grandeur mesurée a la même unité que l'indication de l'instrument, ou avoir une unité dans le cas contraire (Gy/nC, par exemple), précédemment déterminé auprès d'un laboratoire d'étalonnage. En effet, si L est la lecture de l'instrument, la grandeur dosimétrique G peut être déterminée en multipliant cette lecture par le facteur d'étalonnage de l'instrument exprimé en terme de la grandeur G .

3.2. PRESENTATION DE LA SALLE ET MATERIEL UTILISE

Ce travail a été effectué au niveau de la salle Co-Cs du Laboratoire Secondaire d'Étalonnage pour la Dosimétrie (LSED), qui contient deux irradiateurs Buchler OB6 et OB2 (Figure 6) avec une activité initiale respective 740 GBq et 3.7 GBq à la date livraison est le 05 avril 1984.

La salle d'irradiation dont les caractéristiques sont les suivantes :

- murs en béton d'épaisseur 54 cm.
- Règle murale graduée de 0 à 06mètres.
- Chariot coulissant.

- Laser réticulaire pour le positionnement précis des détecteurs et dosimètres figure (7).
- Pupitre de commande avec son Timer intégré figure (8).
- Caméra vidéo pour la surveillance de la salle et pour la lecture des radiamètres.
- Système de sécurité lumide la porte.
- La porte en plomb d'épaisseur 5,5 cm.

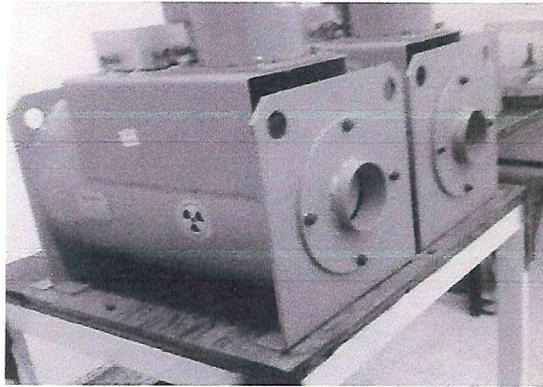


Figure 6 : Les deux unités d'irradiation (^{60}Co et ^{137}Cs) utilisés pour l'étalonnage en radioprotection.

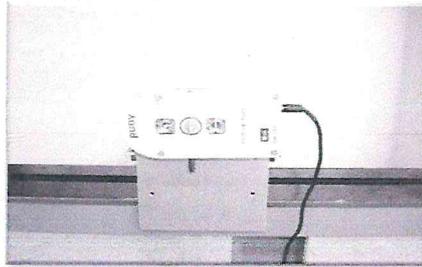


Figure 7 : Laser.



Figure 8 : Pupitre de commande.

3.2.1. Appareil d'irradiation OB6

L'appareil d'OB6 est relativement simple dans son installation. Buchler est une unité de Césium 137 dédiée à l'étalonnage en radioprotection. La source radioactive de ^{137}Cs est scellée aménagée dans une enceinte de protection.

3.2.2. Production de césium 137

Le Césium 137 se trouve dans les produits de fission avec d'autres radioéléments dont le strontium 90, le Cérium 144, le ruthénium 106 et le prométhéum 147. Les problèmes successifs posés par la fabrication des sources sont donc des problèmes de séparation, de purification et de conditionnement.

Le Césium 137 est toujours contaminé par une petite quantité de ^{134}Cs . Comme il n'est pas possible de débarrasser le ^{137}Cs du ^{134}Cs , la seule ressource pratique dont on dispose est de profiter de la décroissance plus rapide de ce dernier (période 2,1 ans).

Le Césium 137, dont la période est 30,18 ans se désintègre essentiellement (92% des désintégrations) par l'émission d'un β^- de 0,514 Mev qui conduit au baryum 137 métastables, lequel à son tour se transforme en baryum 137 stable par l'émission d'un rayonnement gamma de 0,662 Mev [15].

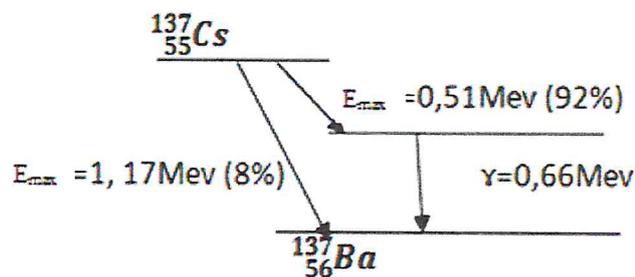


Figure 9 : Schéma de la désintégration de ^{137}Cs .

3.3. EQUIPEMENTS DOSIMETRIQUES

3.3.1. Introduction

Un dosimètre de rayonnement est un appareil ou système qui mesure, soit directement ou indirectement, des quantités telles que la dose absorbée, la dose équivalente, ou leurs débits. Un dosimètre avec son lecteur forment un système dosimétrie.

3.3.2. Les différents types de détection

Il existe deux types principaux de détecteurs, ceux utilisant :

- l'ionisation dans l'air ou un gaz : les chambres d'ionisation.
- l'ionisation dans les solides : les dosimètres thermo luminescents, diodes à semi conducteurs, détecteurs à scintillations [9].

3.3.3. La chambre d'ionisation

Les chambres d'ionisation constituent le système dosimétrique le plus utilisé et le plus adapté pour les mesures précises en radiothérapie et en radioprotection et surtout en radiothérapie, car contrairement aux autres systèmes dosimétriques. Le volume sensible des chambres d'ionisation est généralement compris, selon les fabricants et les conditions de mesure (faisceau direct ou faisceau diffusé), entre quelques cm^3 et quelques dizaines de cm^3 . Les qualités habituelles de ces détecteurs (stabilité, linéarité, polarité, influence du débit, de l'angle d'incidence du rayonnement,...) sont évidemment requises [9].

3.3.3.1. Principe de Bragg Gray

Au cours de l'interaction d'un rayonnement électromagnétique avec un milieu de masse m ayant une énergie moyenne W nécessaire pour créer une paire d'ion, un courant J va être créé, et la dose absorbée dans ce milieu sera alors définie comme suit :

$$D = \frac{J \cdot W}{m} \quad (18)$$

En fait, w valeurs tabulées et J mesuré facilement que dans des gaz. Pour déterminer la dose absorbée dans un milieu solide, il est cependant possible de se rattacher à une mesure dans un gaz, grâce au principe de Bragg-Gray. Ce principe est très ancien puisqu'il a été évoqué pour la première fois par Bragg en 1910, puis repris par Gray en 1928 et 1936. Ce principe peut s'énoncer de la façon suivante:

Soit un milieu m dans lequel se trouve une cavité d'air (a) entourée d'une paroi (p) équivalente au milieu (m) (Figure 10) :



Figure 10 : Illustration du principe de Bragg-Gray.

Si on suppose que les conditions suivantes, appelées conditions de Bragg-Gray sont réunies :

- L'atténuation du faisceau est négligeable dans la cavité.
- La présence de la cavité ne perturbe pas le flux des particules secondaires.

Les conditions de Bragg Gray étant remplies, la relation reliant la dose absorbée dans le milieu à l'ionisation dans le gaz remplissant la cavité sera alors suivante :

$$D = J_G \times W \times S_{p,a} \quad (19)$$

Dans cette relation :

J_G : 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.

D : la dose absorbée.

$S_{p,a}$: est le rapport des pouvoirs d'arrêt massiques pour les électrons secondaires dans le milieu par rapport aux pouvoirs d'arrêt dans le gaz. La formule de Bragg Gray permettra de mesurer la dose absorbée dans le milieu m , à l'aide d'une cavité d'air [3,6]. Les appareils permettant ce type de mesure sont appelés "chambres d'ionisation".

3.3. 3.2. Principe de fonctionnement

Une chambre d'ionisation est simplement constituée par une enceinte en matériau conducteur. Cette enceinte est remplie d'un gaz et comporte en son centre une électrode portée à une haute tension positive, l'enceinte est généralement mise à la masse. Le rayonnement incident ionise le gaz contenu dans l'enceinte ce qui provoque le déplacement des charges vers les électrodes, d'où la création d'un courant (Figure11) [6].

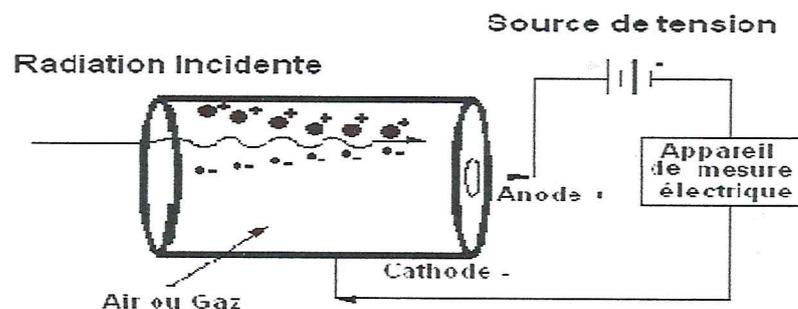


Figure 11 : Principe physique de la chambre d'ionisation.



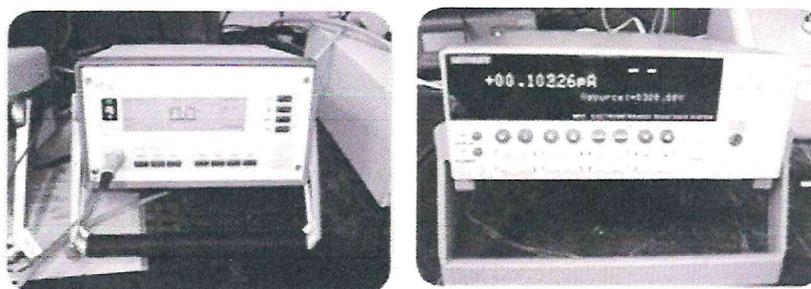
Figure 12 : Chambres d'ionisation utilisées en radioprotection.

3.3.4. L'électromètre

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 [6].

Dans notre travail nous avons utilisé le PTW UNIDOS 10002 # 20625 et le Keithley # 6517 sont des instruments de mesure qui permettent de comptabiliser la quantité d'ion produite dans la cavité de la chambre d'ionisation. Ils peuvent être employés en mode courant ou charges.

La Figure ci-dessous représente deux exemples d'électromètres utilisés pour l'étalonnage en radioprotection et en radiothérapie :



PTW UNIDOS 10002 # 20625. KEITHLEY# 6517

Figure 13 : Electromètres utilisés pour l'étalonnage en radioprotection et en radiothérapie.

3.3.5. Baromètre et thermomètre

Ces deux instruments nous permettent de relever la pression et la température qui règnent dans la salle d'irradiation lors de la mesure. Les mesures effectuées avec une chambre d'ionisation doivent être corrigées pour la température et la pression. Cette correction, dont le formalisme est donné par tous les protocoles dosimétrique existants, est indispensable pour ramener la valeur de la lecture donnée par la chambre aux conditions standards pour lesquelles cette chambre a été étalonnée. Les instruments utilisés pour la mesure de la température et de la pression illustrée par la Figure ci-dessous :

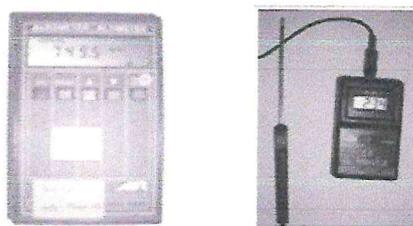


Figure 14 : baromètre (gauche) et thermomètre (droite).

3.4. PROCEDURE DE DETERMINATION DE LA COUCHE DE DEMI-ATTENUATION

3.4.1. Dispositif expérimental

Pour déterminer la CDA, il est recommandé d'utiliser le dispositif suivant:

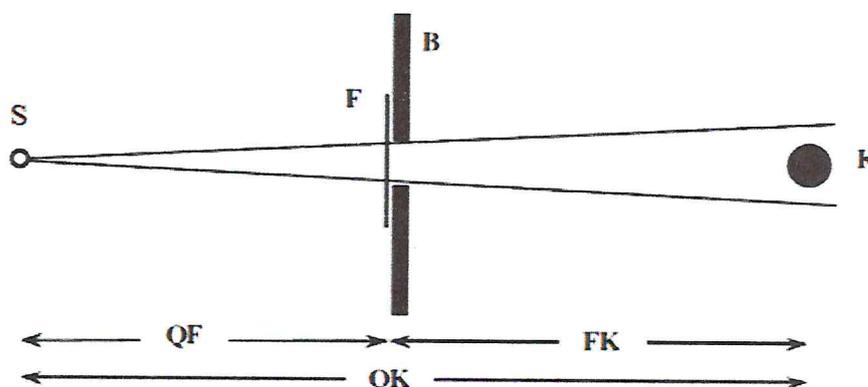


Figure 15: Illustre le dispositif pour déterminer la CDA.

S: source de rayonnement.

QF: distance source-filtre.

F: atténuateur.

FK: distance atténuateur -chambre.

B: diaphragme.

QK: distance source-chambre d'ionisation

K: chambre d'ionisation.

3.4.2. Méthode

La source utilisée dans le cadre de notre travail est le ^{137}Cs , la manipulation consiste à placer des plaques de différentes épaisseurs de Pb et à mesurer les atténuations. Les étapes suivantes sont suivies :

- On utilisera pour la mesure une chambre dont la sensibilité présente une faible dépendance avec l'énergie de la radiation.
- Le diamètre du diaphragme doit être suffisamment grand pour que la chambre d'ionisation soit située dans la partie homogène du faisceau.
- Le matériau utilisé pour les atténuateurs (Al, Cu, Pb) doit être de haute pureté (au moins 99,5 %, idéalement 99,9 %).
- L'épaisseur de l'atténuateur f , qui finalement permet de déterminer la CDA doit être choisie de manière à ce que le rapport (Q/Q_0) des mesures avec et sans atténuateur soit le plus proche de 0,5.
- On trace ensuite les différentes courbes (atténuation en fonction l'épaisseur) et on détermine la CDA par lecture graphique (Figure 21).
- Dans le cas où (Q/Q_0) pour l'épaisseur de l'atténuateur f n'est pas exactement 0.5, on calcule la grandeur CDA à l'aide des méthodes d'approximations [16].

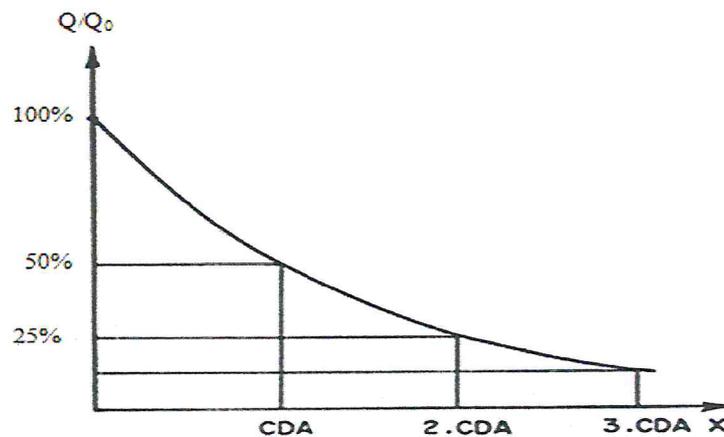


Figure 16 : la variation de la charge normalisée (%) en fonction de l'épaisseur x de l'écran.

3.4.3. Facteur d'homogénéité F_h

Rapport entre la première et la deuxième couche de demi-atténuation $F_h = \frac{1^{ère} CDA}{2^{ème} CDA}$ [17].

3.5. L'ÉTALONNAGE EN RADIOPROTECTION

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.

3.5.1. Méthode 1

Cette méthode consiste à comparer la réponse de l'instrument à étalonner (M_1) par rapport à celle de l'instrument de référence (M_{ref}).

Cette méthode est appelée méthode par substitution [18].

Si $F_{C,ref}$ est le facteur d'étalonnage de l'instrument de référence, et M_{ref} est la lecture de l'instrument de de référence (corrigée si besoin) alors le facteur d'étalonnage de l'instrument à étalonner est donné par :

$$F_{C,inst} = \frac{F_{C,ref} \cdot M_{ref}}{M_1} \quad (20)$$

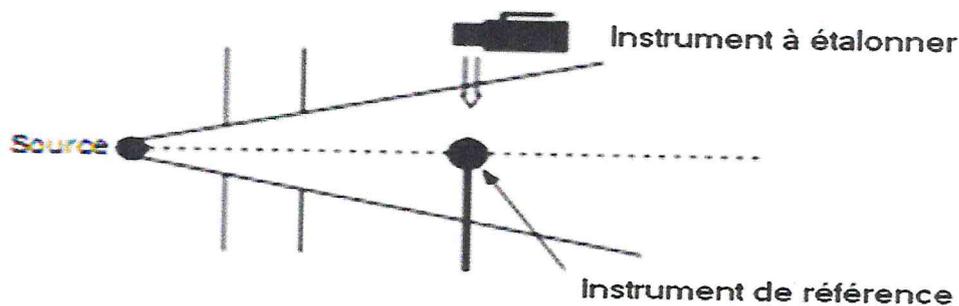


Figure 17 : Etalonnage avec un instrument de référence.

3.5.2. Méthode 2

Cette méthode consiste à utiliser le débit de référence de l'unité d'irradiation, actualisé à la date de mesure [18].

Si D_{ref} est ce débit actualisé, et M_1 la réponse de l'instrument à étalonner dans un champ de référence où l'équivalent de dose est connu, alors le facteur d'étalonnage de cet instrument est donné par :

$$F_{C,inst} = \frac{D_{ref}}{M_1} \quad (21)$$

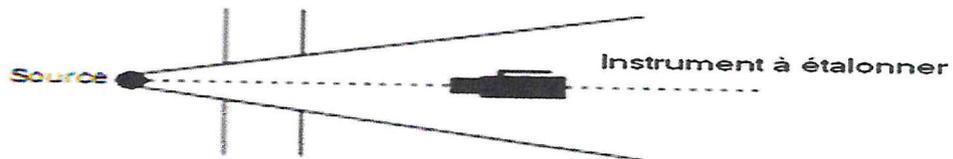


Figure 18 : Etalonnage dans un champ de rayonnement connu.

3.6. PROCEDURE D'ETALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION

Cet étalonnage consiste en la détermination de la réponse de la chambre à étalonner par rapport à la réponse d'un étalon primaire, L'opération d'étalonnage de la chambre d'ionisation consiste à déterminer son coefficient d'étalonnage qui est le rapport entre la valeur vraie de la quantité à mesurer et la valeur indiquée par la chambre, dans des conditions de référence.

Le facteur d'étalonnage N_K^U de la chambre de l'utilisateur, exprimé en termes de Kerma K à l'air libre, est donné par la relation :

$$N_K^U = \frac{K_{ref}}{L_{cor}} = N_K^{ref} \left(\frac{L_{ref} \cdot \pi k_{ref}}{L_U \cdot \pi k_U} \right) \quad (\text{en Gy/U.L}) \quad (22)$$

Où, K_{ref} est la valeur de référence de kerma dans l'air, mesurée avec l'étalon de référence.

N_K^{ref} : est le coefficient d'étalonnage de la chambre de référence ;

L_{ref} : et L_u sont respectivement les lectures de la chambre de référence (étalonnée au niveau du laboratoire primaire de l'AIEA) et de la chambre à étalonner en unités de lecture U.L.

πk_{ref} : et πk_u sont les produits des différents facteurs de correction appliqués à la chambre de référence et la chambre à étalonner respectivement (température, pression, humidité, recombinaison et polarité) [14].

Les chambres à étalonner sont placées à l'air libre, dans les conditions suivantes :

- 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 de la chambre égale à 100 cm.

3.7. PROCEDURE D'ETALONNAGE DES RADIOMETRES

En radioprotection, la procédure la plus communément utilisée pour la détermination d'une grandeur dosimétrique (kerma à l'air libre, équivalent de dose,...) dans un faisceau de photons de haute ou basse énergie, est basée sur l'utilisation d'un radiamètre étalonné dans un faisceau de référence qui peut être celui de ^{137}Cs . L'opération d'étalonnage de ce radiamètre consiste à déterminer le rapport entre la valeur vraie de la quantité à mesurer et la valeur indiquée par l'instrument, dans des conditions de référence. Ce facteur est appelé facteur d'étalonnage F_c .

- ◆ Le facteur F_c de calibrage est sans dimensions quand la valeur indiquée a déjà les mêmes unités que le mesuré ; un instrument parfaitement précis devrait avoir un facteur de calibrage égal à 1 [17].

Connaissant le débit de Référence actualisé D_J à la distance d et à la date de la mesure, et le débit D_{Lu} lu sur le radiamètre, on calcule le facteur d'étalonnage par la relation suivante :

$$F_c = \frac{D(J)}{D_{Lu}} \quad (23)$$

On a respecté les étapes suivantes :

- Positionner le radiamètre à point de référence indiqué par le constructeur.
- Régler le calibre et positionner le radiamètre à la distance préfixée.
- Positionner radiamètre à étalonner sur l'axe central du faisceau (à l'aide des faisceaux laser, selon les deux axes frontal et horizontal).
- Effectuer une série de mesures avec le radiamètre et ce pour chaque calibre.
- Pour chaque calibre, calculer la moyenne des 10 lectures. Cette moyenne représente la valeur de D_{Li} .
- Enfin calculer le facteur d'étalonnage moyen et l'écart type correspondant.
- Dans le cas où l'appareil présente un calibre automatique (AUTO), un seul facteur d'étalonnage est délivré.
- Si l'appareil comporte plusieurs calibres, reproduire les étapes précédentes pour chaque calibre.

Chapitre 4

Résultats expérimentaux

4.1. STABILITE DES APPAREILS DE MESURE

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

La mesure du temps de stabilité des instruments de mesure permet d'éliminer l'influence de la fluctuation électronique. C'est pourquoi les protocoles dosimétriques TRS-398, TG-21 préconisent la mise en marche de l'électromètre pendant un temps relativement long et puis une pré-irradiation de la chambre d'ionisation avant de commencer les mesures proprement dites. Pour cela nous nous sommes intéressés à l'effet de la stabilité sur la réponse des systèmes de dosimétrie.

4.1.1. Stabilité de l'électromètre

Cette partie de notre étude consiste à déterminer le temps de stabilité de l'électromètre de type UNIDOS 30001#20625 qu'on a connecté à un autre électromètre, utilisé ici comme une source de courant, du type Keithley # 6517. Pour éviter des problèmes liés à la stabilité du Keithley, ce dernier est préalablement allumé pendant une heure ; puis on choisi un courant de 1 nano-Ampère, et enfin on commence à prendre les mesures à des intervalles de temps réguliers. Les résultats obtenir sont représentés sur la Figure (19).

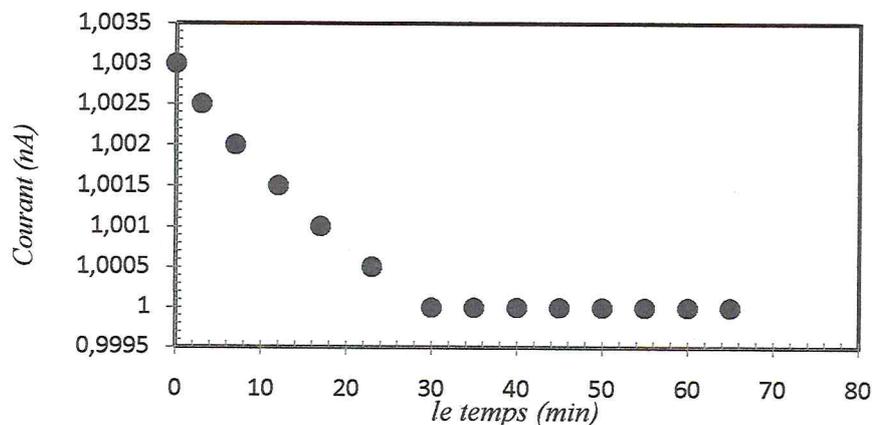


Figure 19 : Étude du temps de stabilité de l'électromètre PTW UNIDOS.

D'après la Figure ci-dessus, on remarque que le temps de stabilité de l'électromètre se situe autour de 30 minutes.

4.1.2. Stabilité de la chambre

Dans cette partie du travail, nous avons étudié le temps de stabilité de deux chambres d'ionisation différentes : chambre Farmer NE 2575 et chambre cylindrique Capintec N° de série 525106. Afin d'éviter des problèmes liés à la stabilité de l'électromètre, on l'allume pendant une heure, puis on connecte la chambre à l'électromètre et on commence à prendre les mesures justes après avoir allumé l'unité d'OB6.

Pour la chambre NE 2575 # 432 on a répété la même étude en utilisant une source de strontium (débit très faible).

Les résultats de ces mesures sont représentés sur la Figure (20).

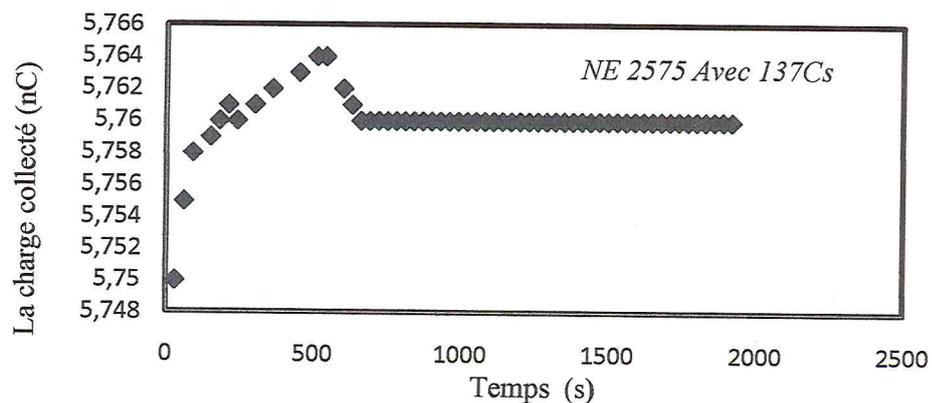
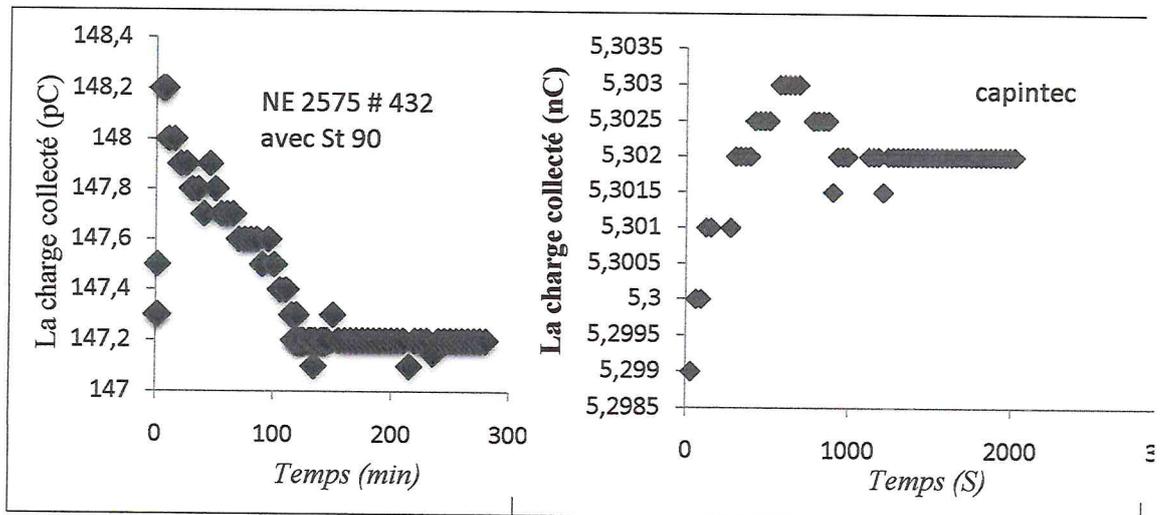


Figure 20 : Étude du temps de stabilité des chambres d'ionisation.

Ces résultats montrent qu'en moyenne la réponse de la chambre 2575#432 se stabilise après un temps qui peut atteindre 10 minutes. Pour la Capintec ce temps peut atteindre 15 minutes. Pour le strontium la 2575#432 manifeste un temps de 2 heures.

- ❖ Cette étude montre que la stabilité des réponses des chambres d'ionisation est dépendante des débits de dose ainsi que du type de chambre.

4.1.3 Stabilité de système

Dans cette partie, nous nous sommes intéressés à l'étude de la stabilité du système chambre d'ionisation –électromètre. On connecte la chambre à l'électromètre et on réalise plusieurs lectures immédiatement après avoir mise en fonctionnement l'unité de l'OB6. La Figure (21) illustre la variation de la réponse du système dosimétrique en fonction du temps.

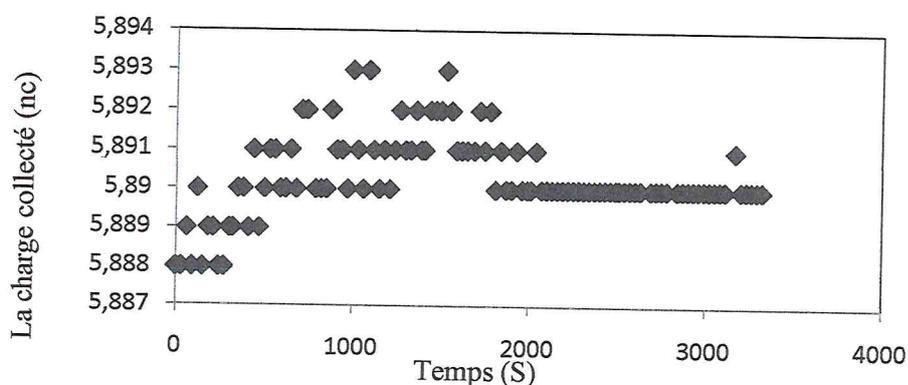


Figure 21: Stabilité du système chambre + électromètre.

4.1.4. Conclusion

L'étude montre que le système dosimétrique nécessite un certain temps pour atteindre le régime de stabilité. Nous remarquons que le système de mesure se stabilise au bout d'un temps de 30 minutes.

Pour la suite de nos travaux, nous avons toujours laissé la chambre connectée à son électromètre et polarisé pendant au moins 30 minutes. Pour améliorer la réponse de la chambre, cette dernière est toujours pré irradiée avant d'entreprendre les mesures.

4.2. DETERMINATION DES PARAMETRES PHYSIQUES DE L'UNITE D'IRRADIATION OB6

4.2.1. Détermination de la position de la source

La position de la source dans l'appareil d'irradiation est généralement indiquée par le constructeur. Cette donnée qui doit être soigneusement définie et reproduite.

Puisque l'intensité du faisceau primaire décroît lorsqu'on s'éloigne de la source, suivant l'inverse carré de la distance, l'application de cette loi permet de préciser la position de la source si celle-ci est mal connue par rapport à la règle murale.

La dose absorbée D est proportionnelle à l'inverse carré de la distance d :

$$D = \frac{k}{d^2} \quad (24)$$

Où k est le facteur de proportionnalité.

Pour déterminer la position de la source de ^{137}Cs par rapport à la règle murale collée au mur de la salle à l'aide de cette relation (24), nous avons effectué une série de mesures. La mesure consiste à relever l'ionisation d'une chambre à différentes distance source-détecteur. La charge collectée est corrigée pour la pression et la température. Enfin on reporte sur un graphe l'inverse de la racine de la charge mesurée en fonction de la distance.

Les résultats des mesures de la charge sont reportés dans le tableau ci-dessous :

DSD (m)	$Q_{\text{corrigée}}$	$1/\sqrt{Q_{\text{corrigée}}}$
75	20,86	0,29
80	18,33	0,23
90	14,50	0,26
100	11,71	0,29
110	9,67	0,32
120	8,13	0,35
130	6,91	0,38
150	5,18	0,44
200	2,90	0,59
400	0,71	1,18

Tableau 7 : Réponse de la chambre d'ionisation en fonction de la distance.

La Figure ci-dessous illustre les variations de $\frac{1}{\sqrt{Q_{corr}}}$ en fonction de la distance.

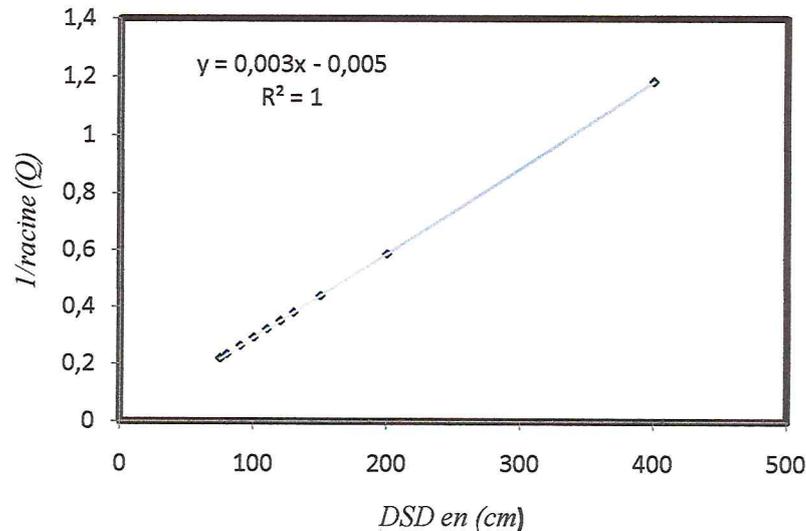


Figure 22: Vérification du positionnement de la source à l'aide de la loi de l'inverse carré de la distance.

L'extrapolation de la droite de la Figure (22) à l'origine de l'axe des abscisses fait ressortir une déviation de 1,66 cm de l'origine de la source par rapport à celle de la règle mural.

- ❖ La position de l'origine de la règle murale a été trouvée décalée de 1.66 cm. Normalement on doit procéder au réajustement de la règle ou tenir compte de ce décalage. Puisque ce décalage est inférieur aux dimensions de la source, nous avons négligé cette correction.

4.2.2. Détermination du profil horizontal

Ce travail a été entrepris pour l'étude de la distribution de l'ionisation suivant l'axe horizontal du champ. On positionne la chambre sur son support (Figure. 28) de telle manière que son numéro de série soit en face de la source. La mesure du profil du faisceau nous indique si le faisceau est uniforme sur toute la grandeur du champ, Ceci s'obtient en déplaçant la chambre d'ionisation horizontalement selon un axe perpendiculaire à l'axe central du faisceau par pas de 1cm. Nous avons relevé la charge correspondant à chaque déplacement (Figure 24). Les valeurs de la charge

obtenues (corrigées pour la pression et la température) sont normalisées par rapport à la valeur correspondant à l'axe central du faisceau relevée au cours des mesures.

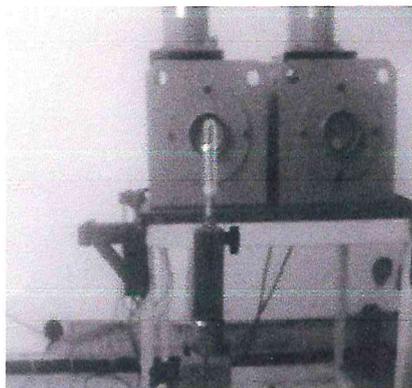


Figure 23 : Installation de la chambre d'ionisation.

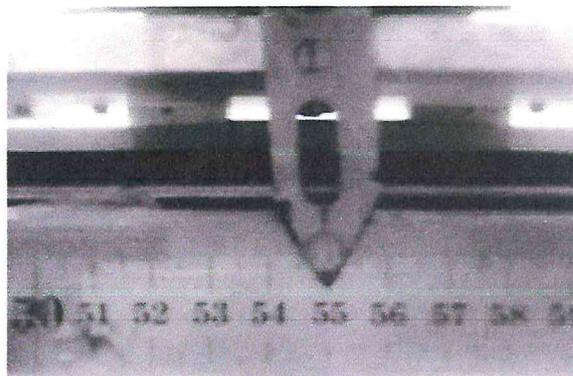


Figure 24 : déplacement horizontal de la chambre d'ionisation.

La Figure ci-dessous représente les profils horizontaux du faisceau du ^{137}Cs à une distance de 1m et 2m de la source.

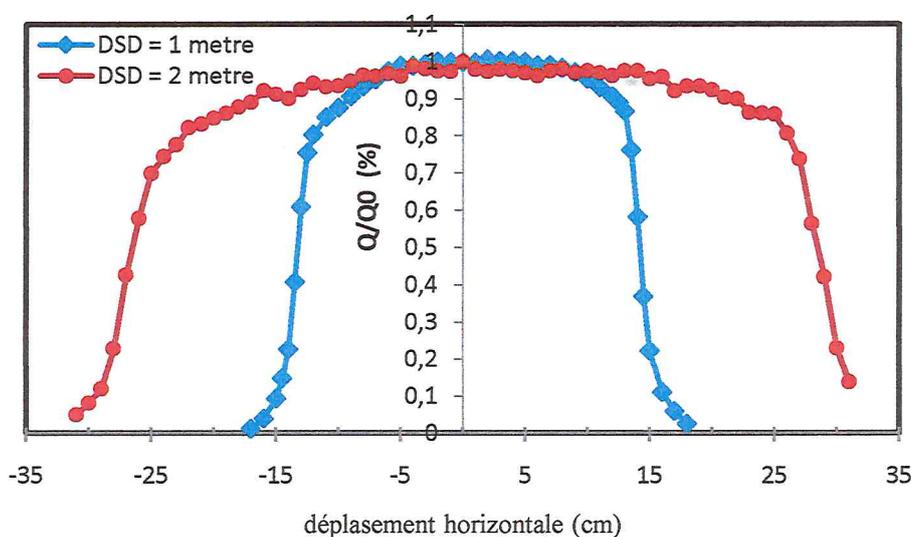


Figure 25 : Profil Horizontal du faisceau du Césium137 à 1m et 2m respectivement.

A partir de ces graphes, la zone d'homogénéité du faisceau pour la DSD=1m se trouve entre -9 et +9cm et pour la DSD=2m entre -15cm et +15cm à 95% du profil. Les profils obtenus étant symétriques par rapport au centre, on peut déduire que la source est bien centrée sur l'axe géométrique pris comme repère. Les résultats sont résumés sur le tableau ci-dessous :

Distance source détecteur(m) DSD	Largeur du profil à 95% (cm)	Coordonné du Centre du profil (axe de symétrie) à 95% (cm)	Largeur du profil à 50% (cm)	Coordonné du Centre du profil (Cm) à 50% (axe de symétrie)
1	18	0	27	0
2	30	0	55	0

Tableau 8 : Récapitulatif des résultats pour le profil horizontal.

- ❖ Cette étude a montré que l'irradiateur OB6 pour la source de ^{137}Cs est centré sur l'axe horizontal.

4.2.3. Détermination du temps d'ouverture fermeture du shutter

Ce travail a été entrepris pour déterminer le temps d'ouverture-fermeture de l'irradiateur OB6.

4.2.3.1. Méthode appliquée

Cette méthode consiste à effectuer des mesures de charge pour différents temps affichés sur le pupitre de commande de l'unité d'OB6. La variation de la lecture corrigée en fonction du temps est une droite dont l'intersection avec l'axe des temps permet de déduire le temps d'ouverture fermeture du shutter pour l'unité OB6. Il est important de conserver les mêmes conditions de mesures tout au long de l'expérience. Pour cette partie, les mesures ont été effectuées pour des temps compris entre 1 et 120 s.

Les résultats obtenus sont reportés dans la Figure suivante :

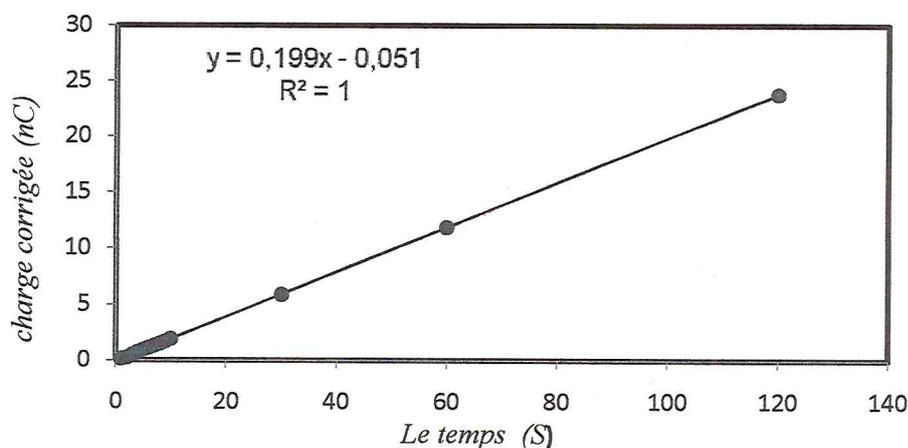


Figure 26 : Variation de la charge en fonction du temps.

D'après le graphe ci-dessus, l'intersection de cette droite avec l'axe des abscisses donne un temps du shutter $\delta=0,25$ s.

4.2.3.2. Conclusion

Cette méthode a donné un temps d'ouverture- fermeture du shutter égal à 0,25 s. Cette correction du temps d'irradiation est négligeable dans le cas des irradiations à fortes doses nécessitant un temps d'exposition élevé. Toutefois une correction du temps s'impose pour les irradiations à faibles doses où le temps de shutter doit être ajouté au temps d'irradiation fixé pour avoir la dose désirée avec précision.

4.3. DETERMINATION DES CDA EN FONCTION DE LA DISTANCE ET DE L'ÉPAISSEUR DES BOUCHONS

4.3.1. Procédure pratique utilisée

Pour réaliser cette étude, nous avons utilisé des atténuateurs en plomb de différentes épaisseurs et nous avons mesuré l'atténuation du faisceau en plaçant la chambre d'ionisation à des distances différentes sans et avec les bouchons (Figure.27 et 28).

Pour ce faire, nous avons utilisé :

- Une chambre de type NE 2575 numéro de série 432 associée à un électromètre de type UNIDOS PTW T10002 N° de série 20625.
- Un support porte les atténuateurs.
- Temps d'irradiation égal à 30 secondes.
- Distance source atténuateur égal à 63 cm.
- Les bouchons additionnels d'épaisseur 2, 3 et 4 cm. (Figure. 28).

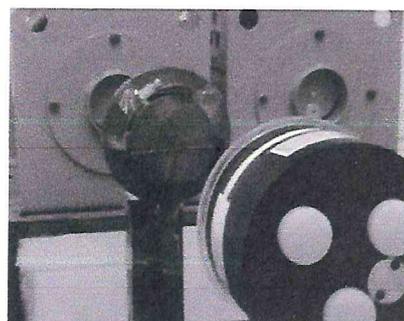
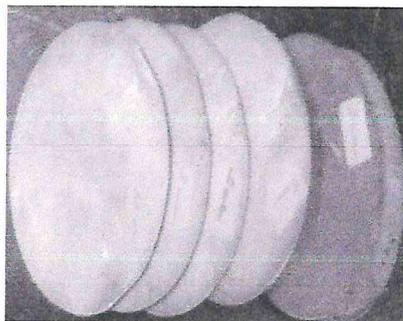


Figure 27 : Atténuateur de différentes épaisseurs et dispositif utilisé pour la détermination de la CDA.

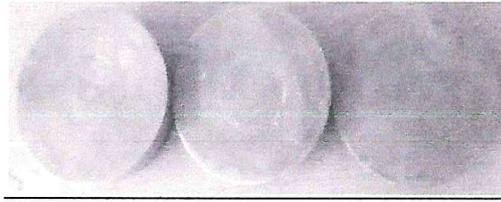


Figure 28 : différents bouchon de plomb.

4.3.2. Mesures sans bouchon

Nous avons relevé plusieurs courbes d'atténuation pour DSD=1m jusqu'à 6m.

DSD = 1 mètre

A titre d'exemple, nous présentons les résultats expérimentaux détaillés pour la distance 1 m. Ces résultats sont donnés dans le tableau 10 et illustrés par la Figure (29).

Epaisseur (mm de Pb)	Q(nC)corrigée	(Q/Q0)*100%	Epaisseur (mm de Pb)	Q(nC)corrigée	(Q/Q0)*100%
0	6.084	100.000	11	1.705	28.031
1	5.350	87.935	11.5	1.635	26.878
1,5	5.101	83.841	12	1.549	25.465
2	4.816	79.162	12.5	1.458	23.972
2,5	4.513	74.176	13	1.383	22.735
3	4.288	70.471	13.5	1.327	21.811
3,5	4.096	67.317	14	1.261	20.724
4	3.873	63.658	14.5	1.185	19.483
4,5	3.634	59.727	15	1.130	18.569
5	3.438	56.505	15.5	1.084	17.820
5,5	3.288	54.034	16	0.995	16.355
6	2.986	49.071	16.5	0.955	15.705
6,5	2.853	46.898	17	0.910	14.962
7	2.700	44.382	17.5	0.875	14.384
7,5	2.536	41.688	18	0.817	13.435
8	2.414	39.678	18.5	0.785	12.896
8,5	2.308	37.936	19	0.746	12.266
9	2.185	35.910	19.5	0.706	11.596
9,5	2.055	33.774	20	0.671	11.030
10	1.947	31.997	20.5	0.645	10.598
10,5	1.864	30.644	21.5	0.581	9.543

Tableau 9: récapitulatif des mesures des charges collectées en fonction de l'épaisseur des atténuateurs de Pb en (mm) à une distance de 1m sans bouchons.

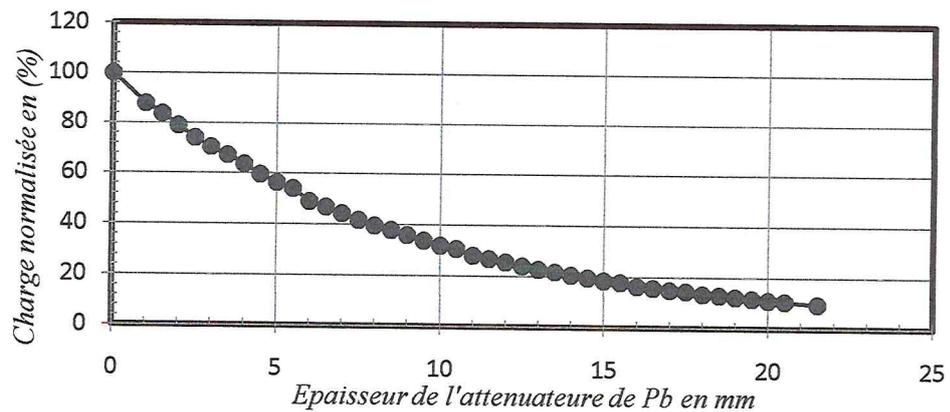


Figure 29 : Représentant la variation de la charge normalisée (%) en fonction de l'épaisseur des atténuateurs de Pb en (mm) sans bouchon à 1m.

D'après la Figure ci-dessus, on constate que la charge normalisée (%) est diminuée au fur et à mesure de l'augmentation de l'épaisseur de Pb et Le nombre de photon transmis décroît de manière exponentielle.

Résultats :

1^{ère} CD A = 5,91 mm, 2^{ème} CDA = 6,26mm et $F_h = 0,94$.

L'ensemble des résultats obtenus sont résumés dans le graphe et le tableau ci-dessous :

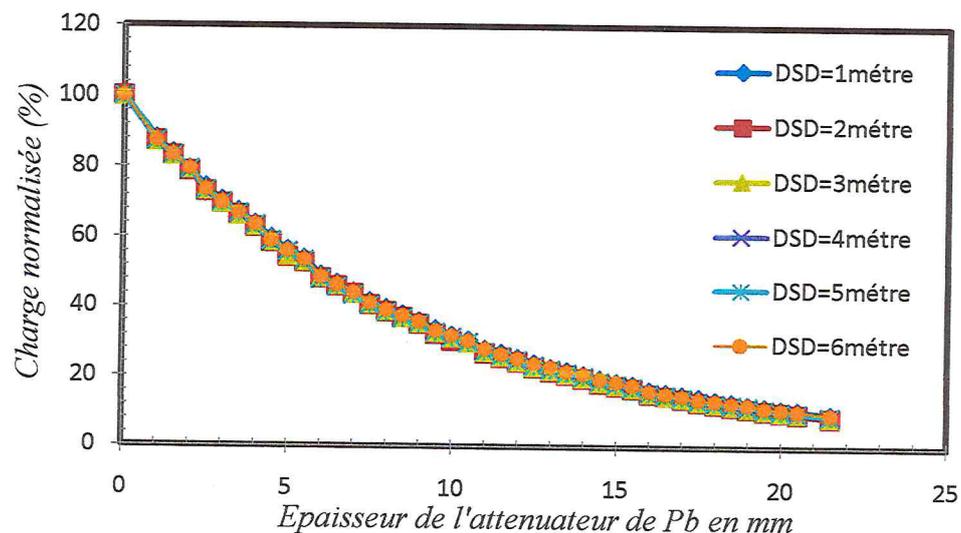


Figure 30 : variation de la charge normalisée(%) en fonction de l'épaisseur des atténuateurs en (mm) de Pb pour les différentes distances de 1 à 6 mètres sans bouchon.

D'après la Figure ci-dessus, on constate que toutes les courbes sont confondues.

On conclue que la CDA est indépendante de la distance source détecteur.

Le tableau suivant résume les résultats obtenus pour les différentes distances:

DSD (m)	1	2	3	4	5	6	Moyenne	Ecartype
1 ^{ère} CDA (mm)	5,91	5,81	5,83	5,80	5,82	5,86	5,84	0,67%
2 ^{ème} CDA (mm)	6,29	5,91	6,03	6,08	6,58	6,25	6,19	3,84%
F_h	0,94	0,98	0,97	0,95	0,88	0,94	0,94	3,61%

Tableau 10 : Les résultats expérimentaux relatifs à chaque distance sans bouchon.

4.3.3. Mesures avec bouchon de 2 cm

L'ensemble des résultats obtenus pour les distances 1,2 et 3 mètre sont résumés dans le tableau et le graphe ci-dessous:

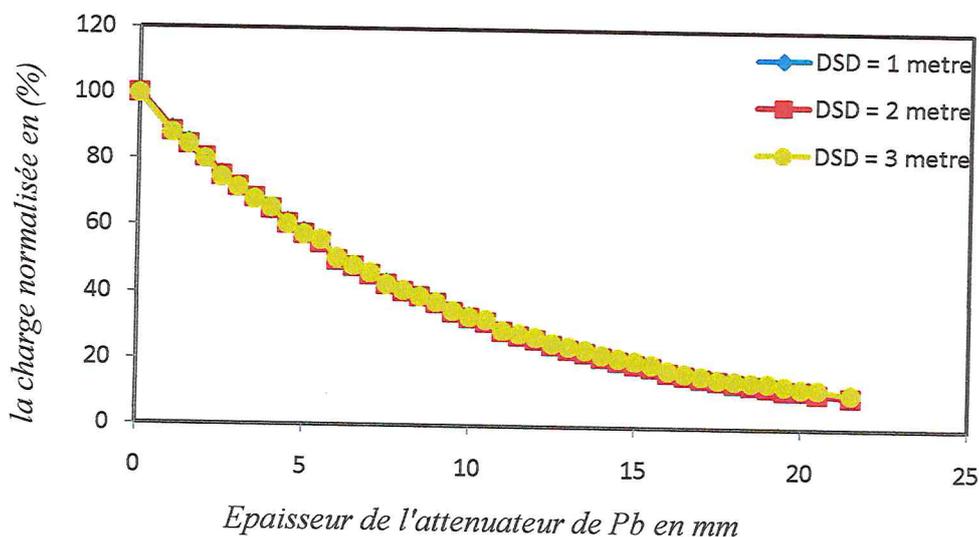


Figure 31: Variation de la charge normalisée (%) en fonction de l'épaisseur des atténuateurs en (mm) de Pb avec le bouchon de 2 cm.

On constate que toutes les courbes sont confondues.

Le tableau suivant résume les résultats obtenu pour les différentes distances :

DSD (m)	1	2	3	Moyenne	Ecartype
1 ^{ère} CDA (mm)	6,14	6,12	6,10	6,12	0,26%
2 ^{ème} CDA (mm)	6,40	6,36	6,57	6,44	1,75%
F _h	0,96	0,96	0,93	0,95	1,93%

Tableau 11 : Les résultats expérimentaux relatifs à chaque distance pour bouchon de 2 cm.

4.3.4. Mesure avec le bouchon de 3 cm

Pour distance 1 et 2 mètre l'ensemble des résultats obtenus sont respectivement résumés dans le graphe et le tableau ci –dessous :

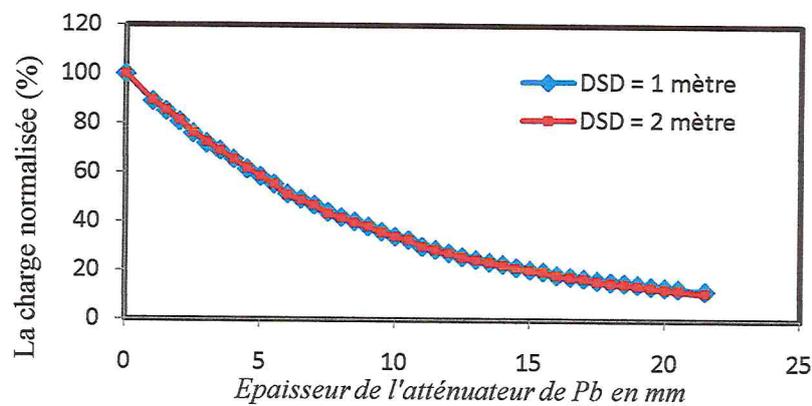


Figure 32 : variation de la charge normalisée (%) en fonction de l'épaisseur des atténuateurs en (mm) de Pb avec le bouchon de 3 cm.

On constate que toutes les courbes sont confondues.

Le tableau suivant résume les résultats obtenu pour les différentes distances :

DSD (m)	1	2	Moyenne	Ecartype
1 ^{ère} CDA (mm)	6,343	6,23	6,29	1,27%
2 ^{ème} CDA (mm)	6,65	6,503	6,58	1,58%
F _h	0,954	0,958	0,956	0,31%

Tableau 12: Les résultats expérimentaux relatifs à chaque distance pour le bouchon de 3cm.

4.3.5. Mesures avec le bouchon de 4 cm

Pour distance 1 et 2 mètre l'ensemble des résultats obtenus sont respectivement résumés dans le graphe et le tableau ci-dessous :

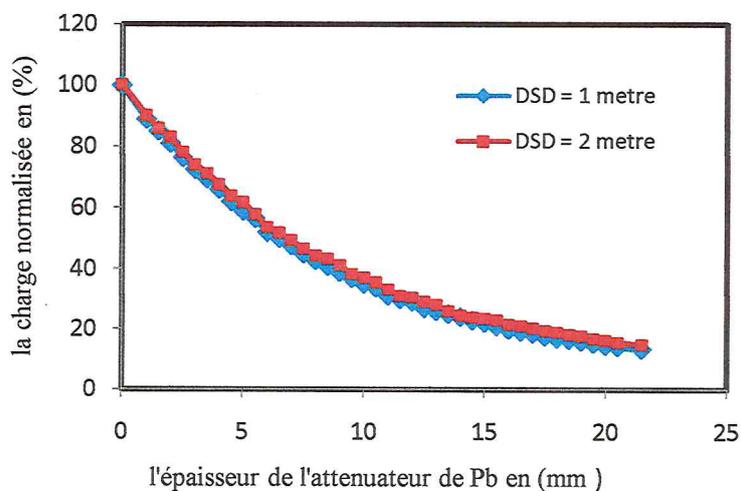


Figure 33 : Variation de la charge normalisée (%) en fonction de l'épaisseur des atténuateurs en (mm) de Pb avec bouchon 4 cm.

D'après la Figure ci-dessus, on constate que toutes les courbes sont confondues.

Le tableau suivant représenté les résultats obtenus pour les différentes distances :

DSD (m)	1	2	Moyenne	Ecartypes
1 ^{ère} CDA (mm)	6,53	6,87	6,7	3,59%
2 ^{ème} CDA (mm)	6,67	6,94	6,80	2,86%
F_h	0,98	0,98	0,98	0,73%

Tableau 13 : Résultats expérimentaux relatifs à chaque distance pour bouchon 4 cm.

L'ensemble des résultats obtenus sans et avec bouchons pour la distance 1 mètre sont résumés dans le graphe ci-dessous:

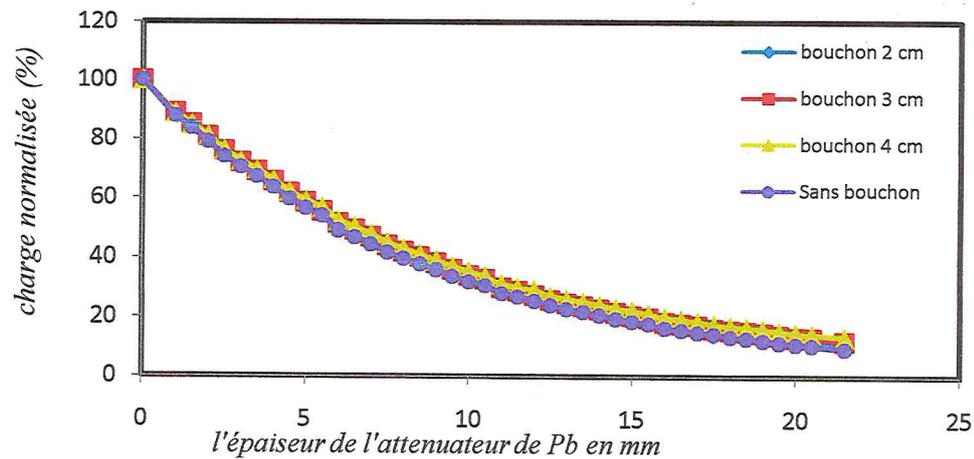


Figure 34 : variation de la charge normalisée pour les différents bouchons en fonction de l'épaisseur des atténuateurs en (mm) de Pb pour DSD = 1 mètre.

On constate que toutes les courbes sont quasiment confondues.

Dans le tableau suivant nous avons présenté les CDA en fonction de l'épaisseur des bouchons.

Épaisseur des bouchons (cm)	0	2	3	4	Moyenne	Ecartypes
1 ^{ère} CDA	5,84	6,12	6,28	6,70	6,23	5,76%
2 ^{ème} CDA	6,19	6,57	6,57	6,80	6,53	3,87%
F_h	0,94	0,93	0,96	0,98	0,95	2,39%

Tableau 14 : Variation de la CDA en fonction de l'épaisseur des bouchons.

Nous remarquons que lorsqu'on augmente l'épaisseur des bouchons additionnels la CDA augmente. Dans le graphe ci-dessous nous représentons la variation de la 1^{ère} et 2^{ème} CDA en fonction des bouchons.

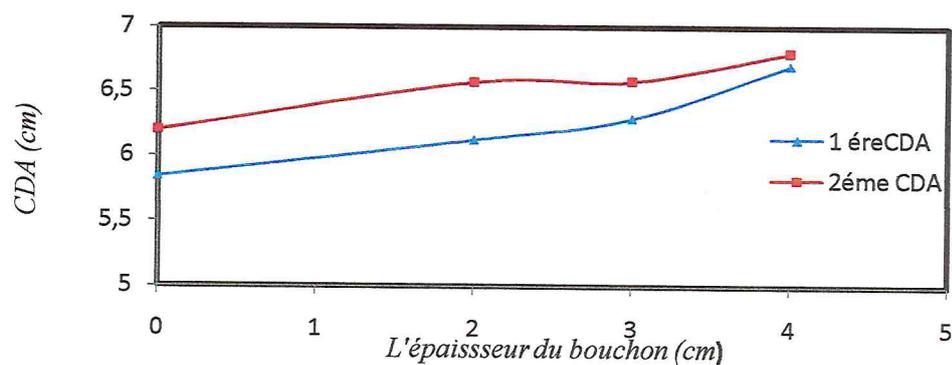


Figure 35: Variation du CDA en fonction de l'épaisseur des bouchons.

La variation du facteur d'homogénéité en fonction de l'épaisseur des bouchons représenté sur la figure ci-dessous :

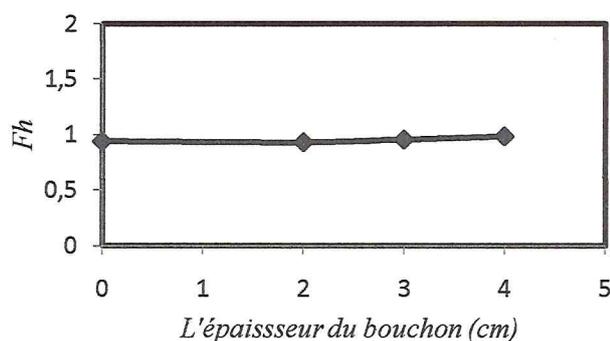


Figure 36 : Variation du F_h en fonction de l'épaisseur des bouchons.

On constate que le facteur d'homogénéité reste constant.

4.3.6. Conclusion

On peut conclure qu'il y a un léger changement de la qualité du faisceau en additionnant des bouchons pour l'unité du Césium, bien que le faisceau reste homogène.

4.4. DETERMINATION DU DEBIT DE REFERENCE EN FONCTION DE LA DISTANCE ET DES BOUCHONS

Dans ce qui suit, nous allons déterminer le débit de référence, et étudier la variation des débits en fonction de la distance sans et avec les trois bouchons d'épaisseurs 2, 3 et 4 cm.

4.4.1. Procédure pratique utilisée

Dans ce travail, on utilise la chambre d'ionisation de référence, Is01 TW 32002 # 226, étalonnée au laboratoire primaire, qu'on place dans un point où l'on veut prendre les mesures dans les conditions suivantes :

- Point de référence de la chambre sur l'axe centrale du faisceau.
- Axe de la chambre perpendiculaire à l'axe du faisceau.

La charge mesurée doit être corrigée par les facteurs de corrections. Dans notre cas, les facteurs de correction se réduisent à un seul facteur qui tient compte de l'effet de la température et de la pression. Les effets de polarité et de recombinaison ont été vérifiés et retrouvés négligeables pour les faisceaux de ^{137}Cs .

Le débit est calculé par la relation suivante :

$$\dot{D} = N_k \cdot \frac{MQ}{t} \quad (25)$$

Où : N_k est le facteur d'étalonnage de la chambre d'ionisation de référence.

M_Q : représente la lecture de la chambre corrigée.

t : temps d'irradiation

Le certificat d'étalonnage de la chambre de référence donné par l'IAEA est illustré sur la Figure suivante :

Calibration certificate No. ALG/2006/01			
The following instruments from <i>Commissariat à l'Energie Atomique</i> <i>Algiers, Algeria</i> have been calibrated at the IAEA Dosimetry Laboratory:			
Calibration coefficients in terms of air kerma			
The calibrations have been performed following the procedure given in Appendix 3B "Ionization Chamber Calibration Procedures at the IAEA Dosimetry Laboratory-Radiation Protection level calibration". The IAEA reference standard chamber LS-01 (#115) used to calibrate the instruments had been calibrated at the BIPM in June 2005 for ^{137}Cs and ^{60}Co gamma radiation.			
Radiation quality	Chamber	Chamber + electrometer	\dot{K}_{air} [$\mu\text{Gy}/\text{min}$]
	N_k [$\mu\text{Gy}/\text{nC}$]	N_k [$\mu\text{Gy}/\text{scale unit}$]	
^{137}Cs γ -rays*	25.9 ± 0.4	25.9 ± 0.4	72
^{60}Co γ -rays*	24.9 ± 0.4	25.0 ± 0.4	8
*In ^{60}Co and ^{137}Cs γ -rays the chamber is fitted with the build up cap (if applicable).			

Figure 37 : Partie du certificat d'étalonnage de la chambre LS01 TW 32002 # 226.

Nous avons effectué les mesures à la date 04 /05/2010. Le temps de collection est de 30 secondes.

L'ensemble des résultats des débits de kerma mesurés en ($\mu\text{Gy}/\text{min}$) en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons sont résumées dans le tableau ci-dessous :

L'épaisseur des bouchons (cm)	DSD (m)			
	1	2	3	4
0	606,54	149,76	66,12	36,92
2	55,24	13,43	5,94	3,33
3	18,07	4,41	1,98	1,13
4	5,92	1,47	0,68	0,41

Tableau 15 : Récapitulatif du débit de kerma mesuré en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons.

4.4.2. Variation du débit de kerma (de référence) en fonction de la distance

La Figure ci-dessous représenté la variation du débit de kerma en fonction de la distance pour les différent bouchons :

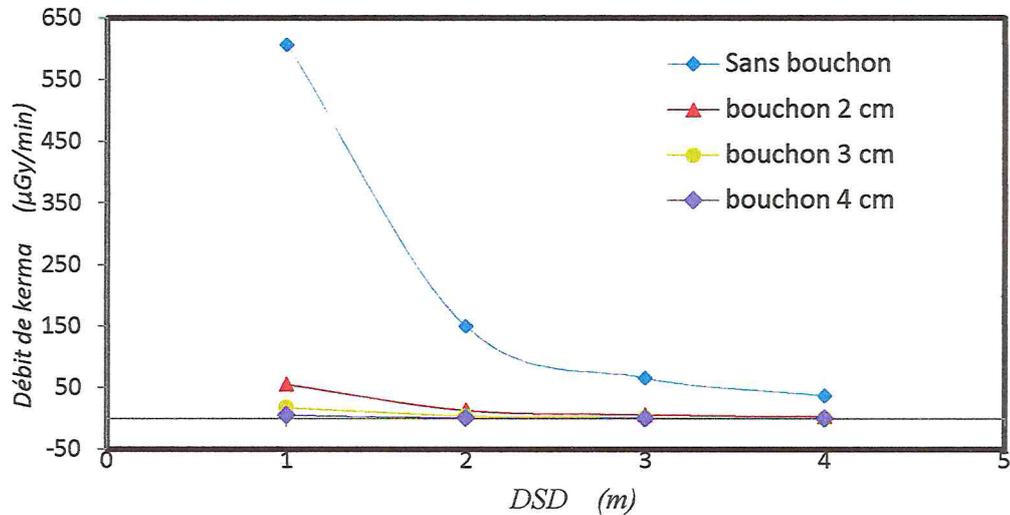


Figure 38 : Variation du débit en fonction de la distance pour les différents bouchons.

On constaté que le débit diminué avec la distance.

4.4.3. Variation du débit de kerma en fonction de l'épaisseur des bouchons

La Figure ci-dessous représenté la variation du débit en fonction de l'épaisseur des bouchons:

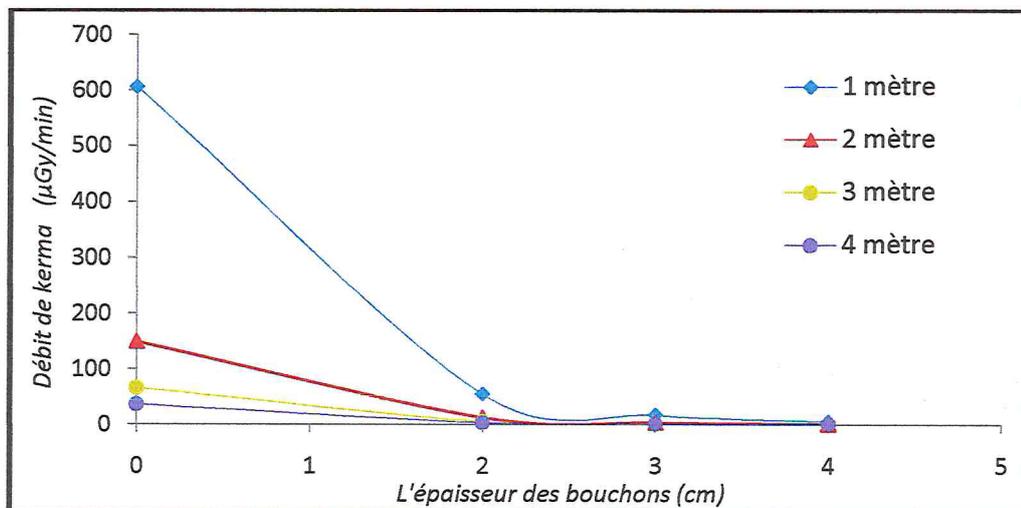


Figure 39 : Variation du débit en fonction de l'épaisseur des bouchons pour les différentes distances.

On n'a constaté que le débit du kerma diminué avec l'augmentation de l'épaisseur des bouchons.

4.4.4. Variation du débit de kerma en fonction de l'inverse carré de la distance

La variation du débit en fonction de l'inverse carré de la distance pour les différents bouchons représenté sur la Figure ci-dessous :

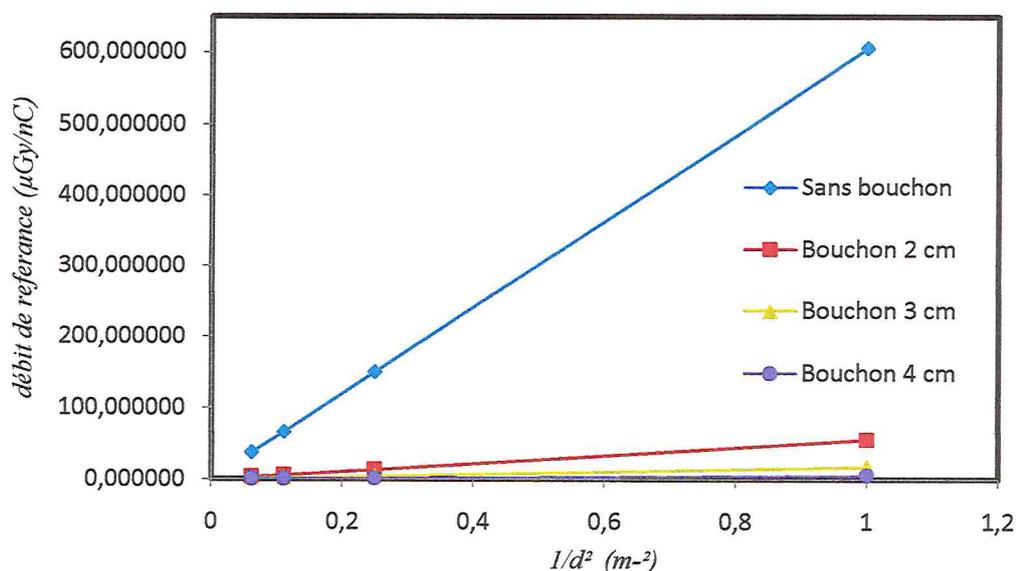


Figure 40 : Variation de débit de référence en fonction de l'inverse carré de la distance pour les différents bouchons.

La constatation c'est que tous les courbes non confondus.

A partir de la Figure ci-dessus le graphe est une droite de la forme :

$$\dot{D} = a * \frac{1}{d^2} + b \quad (26)$$

Où : a la pente et b l'ordonné à l'origine.

4.4.5. Détermination de l'équation Générale du débit kerma de référence

Afin de déterminer l'équation générale du débit en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons. On a tracé la variation de la pente et l'ordonné à l'origine de tout les droites en fonction de l'épaisseur des bouchons.

Le tableau et les Figure ci-dessous représentent respectivement la variation de la pente, et l'ordonnée à l'origine en fonction de l'épaisseur des bouchons.

épaisseur des bouchons (cm)	pente (a)	ordonnée à l'origine(b)
0	607,914	-1,501
2	55,452	-0,244
3	18,098	-0,041
4	5,886	0,041

Tableau 16: Récapitulatif des valeurs des pentes et ordonnée à l'origine en fonction de l'épaisseur des bouchons.

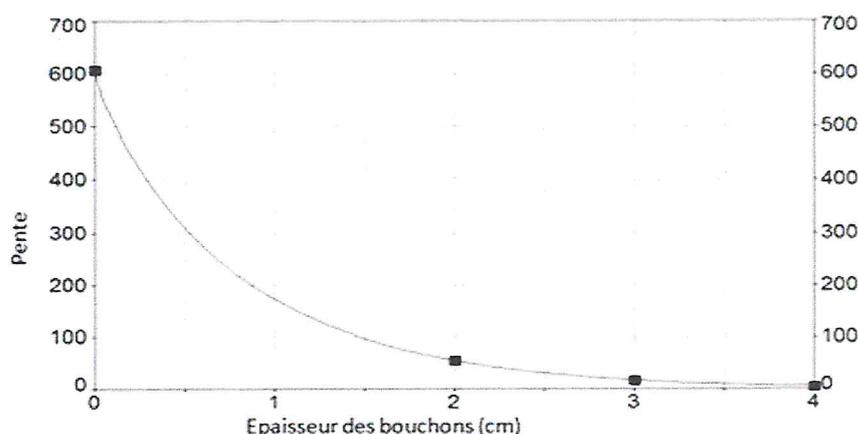


Figure 41 : La variation de la pente en fonction de l'épaisseur des bouchons.

En utilisant le logiciel de modélisation (tablecurve), la courbe de la Figure a été modélisée par une équation de la forme :

$$y = \text{Exp}(a + b \cdot x + c^{0,5}) \quad (27)$$

Telle que : $a = 6,41003364$, $b = -1,06030653$, $c = -0,1935812$

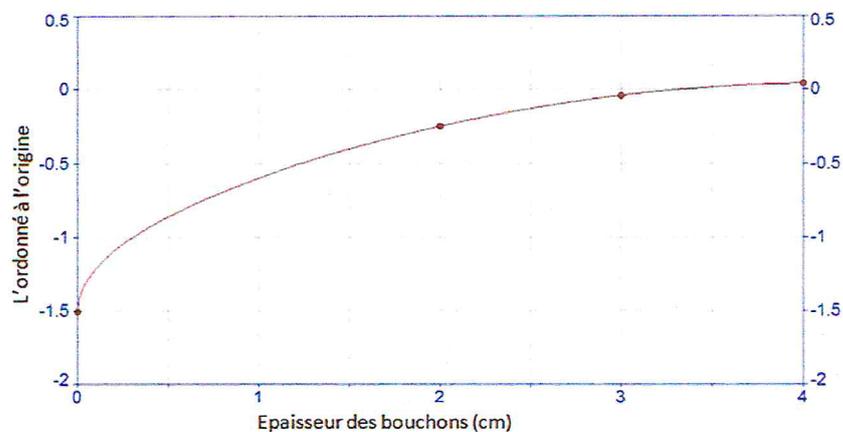


Figure 42 : Variation des ordonnées à l'origine en fonction de l'épaisseur des bouchons.

En utilisant le logiciel de modélisation (tablecurve), la courbe de la Figure a été modélisée par une équation de la forme :

$$y = \alpha + \beta \cdot x^3 + \gamma \cdot x^{0,5} \quad (28)$$

Telle que : $\alpha = -1,50104498$, $\beta = -0,00441817$, $\gamma = 0,91241008$

On conclut à partir de l'équation générale de débit précédente (relation 31) de la forme suivante :

$$\dot{D} = \text{Exp}(a + b \cdot x + c^{0,5}) \cdot \frac{1}{d^2} + \alpha + \beta \cdot x^3 + \gamma \cdot x^{0,5} \quad (29)$$

Les résultats de débit ($\mu\text{Gy/h}$) obtenus par cette relation (29) sont présentés sur le tableau ci-dessous :

DSD (m)	1	2	3	4
Sans bouchon	606,413	150,477	66,045	36,493
Bouchon 2 cm	55,213	13,619	5,916	3,220
Bouchon 3 cm	18,022	4,475	1,967	1,089
Bouchon 4 cm	5,981	1,526	0,701	0,412

Tableau 17 : Récapitulatif des valeurs du débit calculé par la relation (34).

A partir du tableau ci-dessus on a constaté que les résultats obtenus par la relation (29) sont confondus avec le débit mesuré.

4.5. ETALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION

Comme on dit précédemment dans le chapitre 3, la technique d'étalonnage dans le cas d'un étalonnage à l'air libre, consiste en la détermination de la réponse de l'appareil à étalonner par rapport à la réponse d'un étalon.

4.5.1. Matériel utilisé

Le matériel suivant a été utilisé dans le cadre de notre travail :

- Unité de Cs 137 (OB6).
- Electromètre PTW UNIDOSE 10002 N° de série 20626.
- Chambre de référence : ls01 TW 32002 # 226

- Chambre d'ionisation à étalonner : capintec N° de série 525106, et Farmer NE 2575 N° de série 432.
- Baromètre/Altimètre : AIR/HB-1A N° de série 9K4599 et Thermomètre à mercure.

4.5.2. Condition de référence

L'étalonnage des deux chambres d'ionisation a été effectué à l'aide de l'étalon primaire (chambre de référence), en tenant compte uniquement des effets de la température et de la pression. Les effets de polarité et de recombinaison ont été vérifiés précédemment étant négligeables.

4.5.3. Etalonnage de la chambre capintec N° de série 525106

Les résultats des coefficients d'étalonnage N_k ($\mu\text{Gy/nC}$) en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons obtenus sont résumés dans le tableau ci-dessous :

L'épaisseur des bouchons (cm)	DSD (m)				$N_{k \text{ moy}} (\mu\text{Gy/nC})$	Ecartype
	1	2	3	4		
0	56,74	55,73	55,43	54,52	55,61	1,65%
2	56,54	55,29	54,97	54,34	55,28	1,68%
3	56,50	55,03	54,80	54,13	55,11	1,81%
4	56,11	54,53	55,46	54,75	55,21	1,30%
					55,30 ±0,38%	
$N_k \text{ moy } (\mu\text{Gy/nC})$	56,47	55,143757	55,17	54,43	55,30±1,54%	
Ecartype	0,47%	0,91%	0,60%	0,48%		

Tableau 18 : Récapitulatif des coefficients d'étalonnage de la chambre d'ionisation Capintec en fonction de la distance et de l'épaisseur des bouchons.

4.5.3.1. La variation des coefficients d'étalonnage en fonction de la DSD

DSD : Distance Source Détecteur.

La variation des coefficients d'étalonnage pour les différentes épaisseurs des bouchons en fonction de la distance représenté sur la Figure ci-dessous :

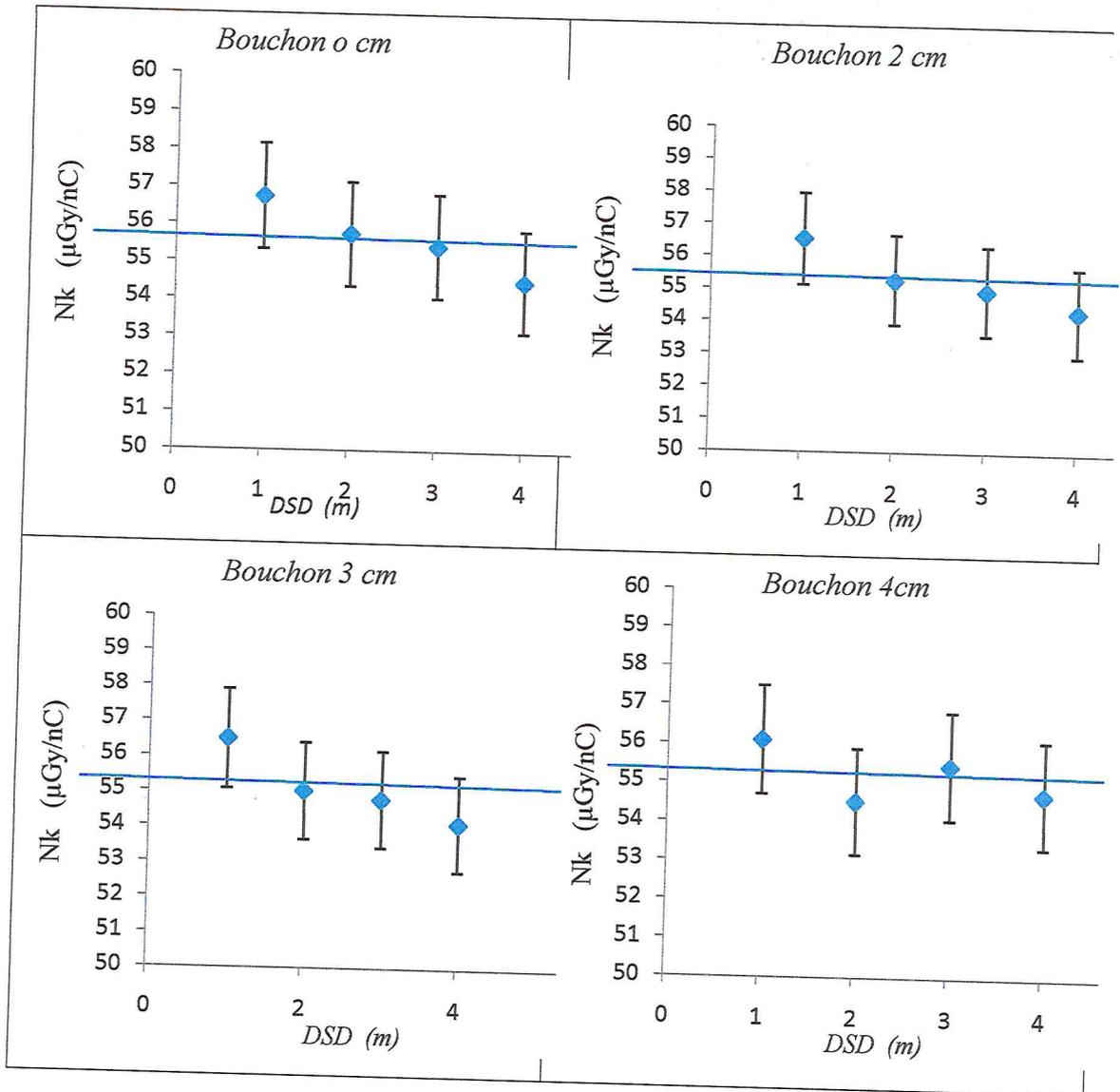


Figure 43 : Variation des coefficients d'étalonnage de la chambre d'ionisation Capintec en fonction de la distance.

La Figure ci-dessous représente la variation de la moyenne des coefficients d'étalonnage pour les différentes épaisseurs des bouchons en fonction de la distance :

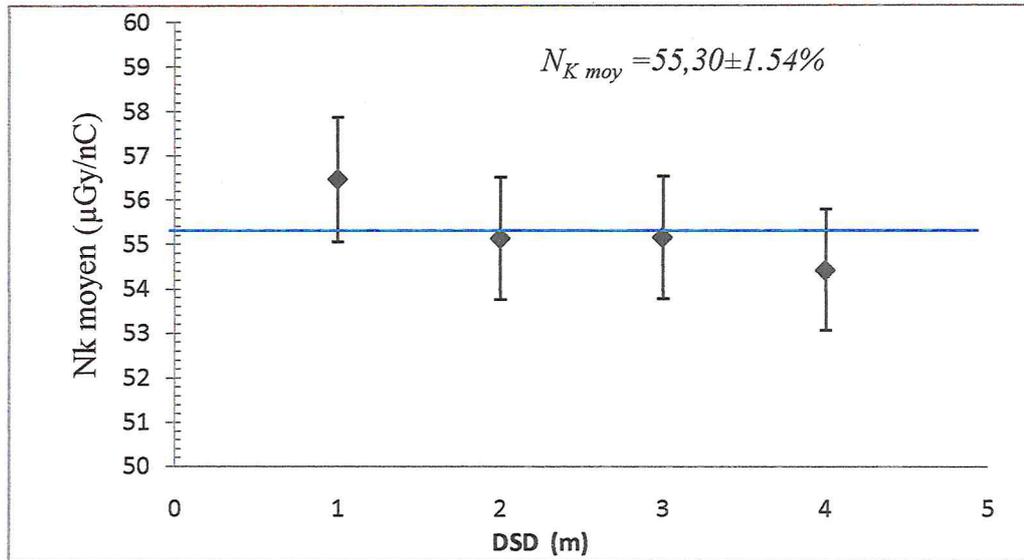


Figure 44 : Variation de la moyenne des coefficients d'étalonnage de la chambre Capintec en fonction de la distance.

- ◆ On constate que le coefficient d'étalonnage N_k à tous les épaisseurs des bouchons est confondu.

4.5.3.2. La variation les coefficients d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons

La variation des coefficients d'étalonnage, pour les différentes distances, en fonction de l'épaisseur des bouchons est représentée sur la Figure (45).

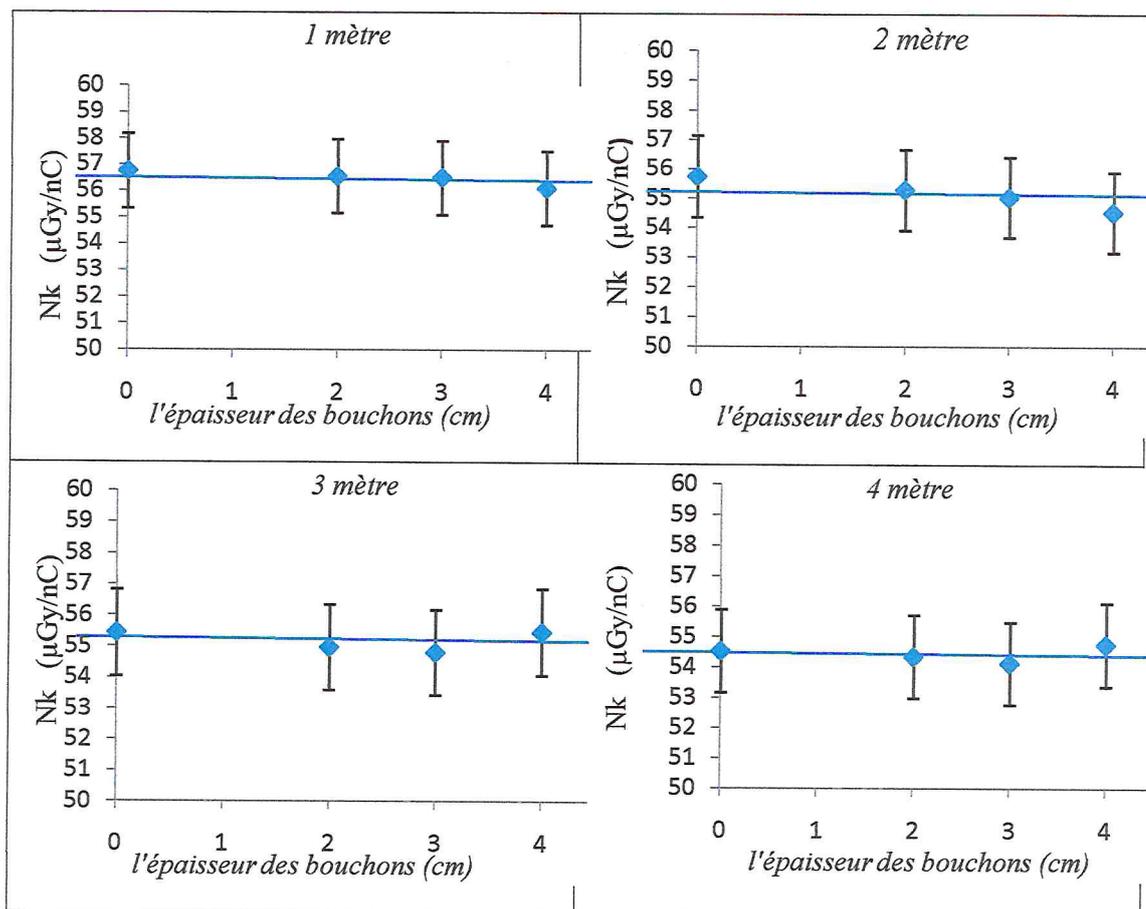


Figure 45 : Variation des coefficients d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons pour la chambre Capintec.

La variation de la moyenne des coefficients d'étalonnage de toutes les distances en fonction de l'épaisseur des bouchons est représentée sur la Figure ci-dessous :

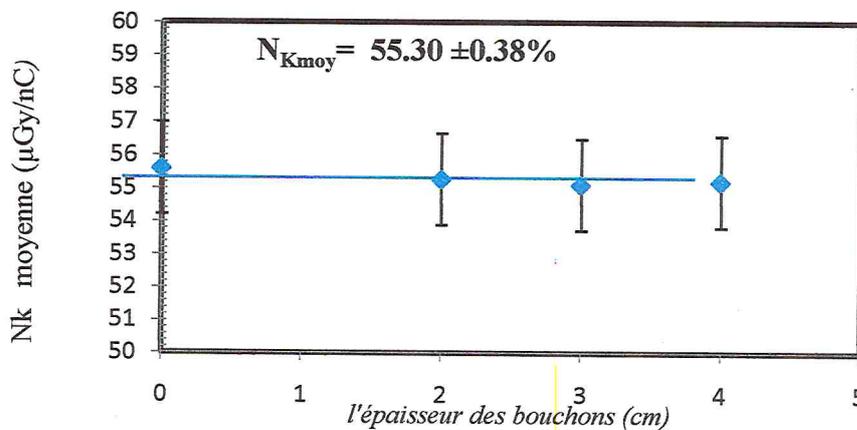


Figure 46 : Variation de la moyenne des coefficients d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons.

On a constaté que les coefficients d'étalonnage N_k à toutes distances sont confondus.

4.5.4. Etalonnage de la chambre Farmer NE 2575 N° de série 432

L'ensemble des résultats des coefficients d'étalonnage (N_k ($\mu\text{Gy/nC}$)) obtenus en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons sont résumés dans le tableau ci-dessous :

L'épaisseur des bouchons (cm)	DSD (m)				Moyenne	Ecartype
	1	2	3	4		
0	50,20	51,21	51,82	51,58	51,21	1,40%
2	50,14	50,88	51,56	51,71	51,07	1,41%
3	50,26	50,84	51,49	50,96	50,89	0,99%
4	50,00	49,61	48,83	48,50	49,24	1,41%
					50.60 ±1.8%	
N_k moy	50,15	50,64	50,93	50,68	50,60±0.64%	
Ecartype	0,21%	1,39%	2,75%	2,95%		

Tableau 19 : Récapitulatif du facteur d'étalonnage de la chambre d'ionisation (NE2575) en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons.

4.5.4.1. La variation des coefficients d'étalonnage en fonction de la DSD

La variation des coefficients d'étalonnage, pour les différents bouchons, en fonction de la distance représenté sur la Figure ci-dessous :

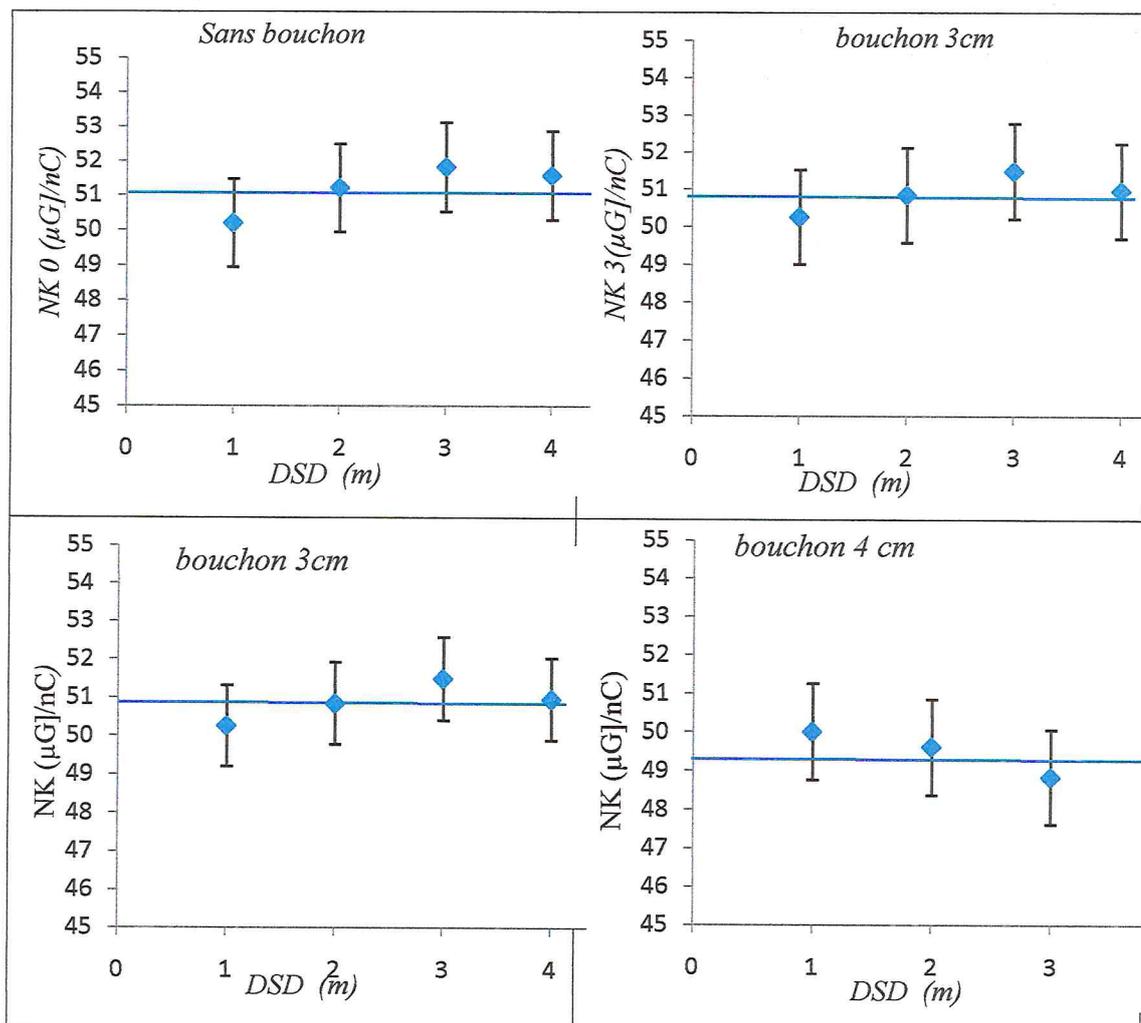


Figure 47 : Variation des coefficients d'étalonnage en fonction de la distance pour la chambre NE 2575.

La Figure ci-dessous représentant la variation de la moyenne des coefficients d'étalonnage fonction de la distance :

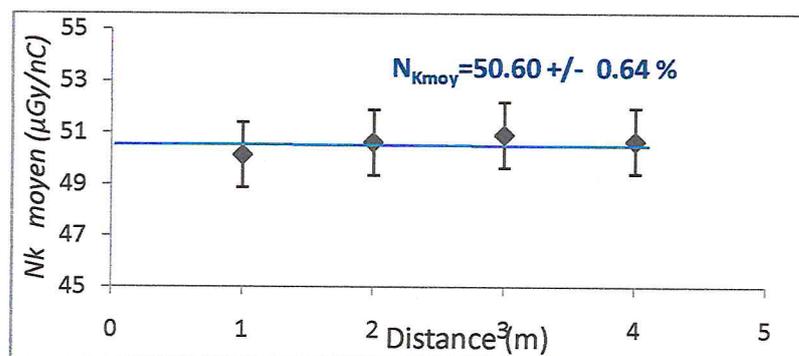


Figure 48 : Variation de la moyenne des coefficients d'étalonnage en fonction de la distance pour la chambre NE 2575.

- ◆ On constate que le coefficient d'étalonnage N_k à toute l'épaisseur des bouchons est confondu.

4.5.4.2. La variation des coefficients d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons

La variation des coefficients d'étalonnage, pour les différentes distances, en fonction de l'épaisseur des bouchons représenté sur la Figure ci-dessous :

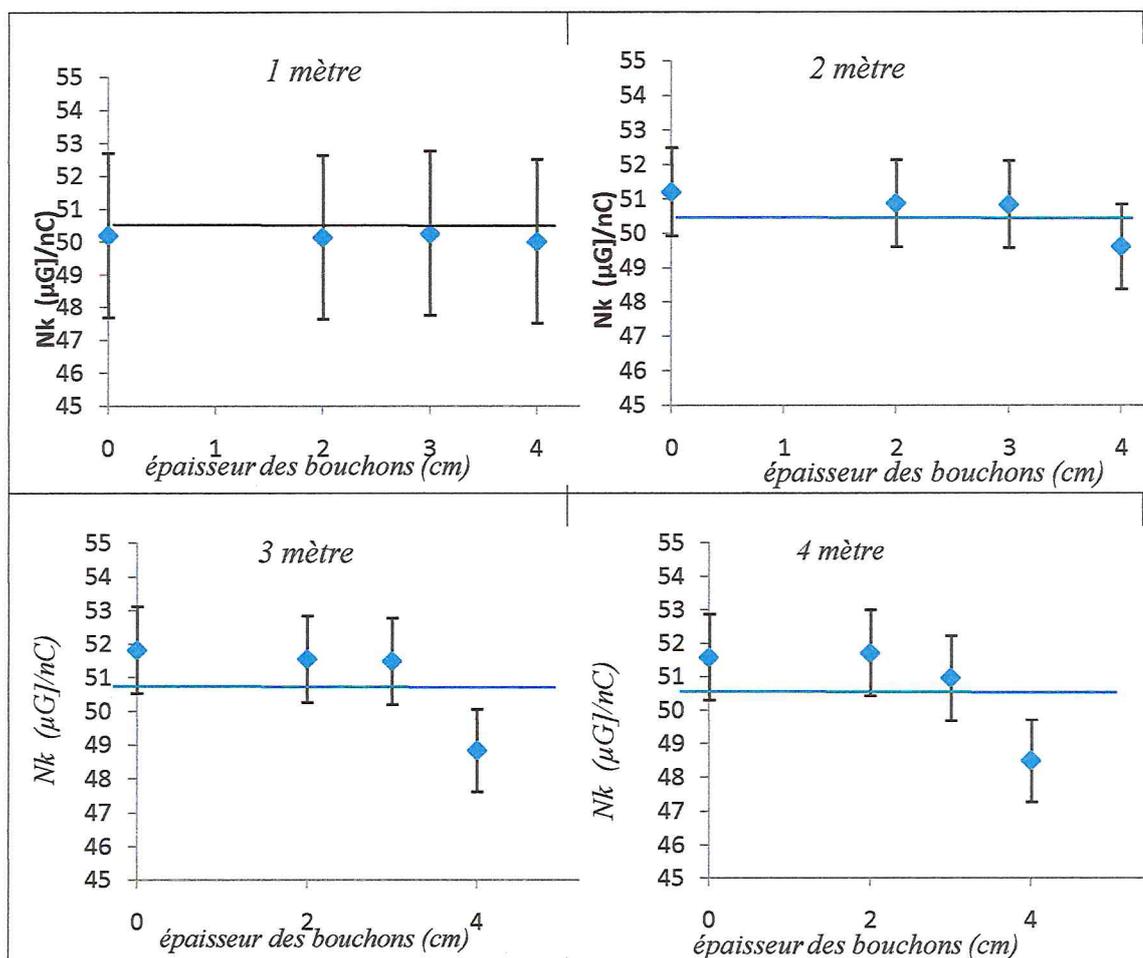


Figure 49 : Variation des coefficients d'étalonnage en fonction de la distance pour la chambre NE 2575.

La variation de la moyenne des coefficients d'étalonnage de tous les distances en fonction de l'épaisseur des bouchons est représentées sur la Figure ci-dessous :

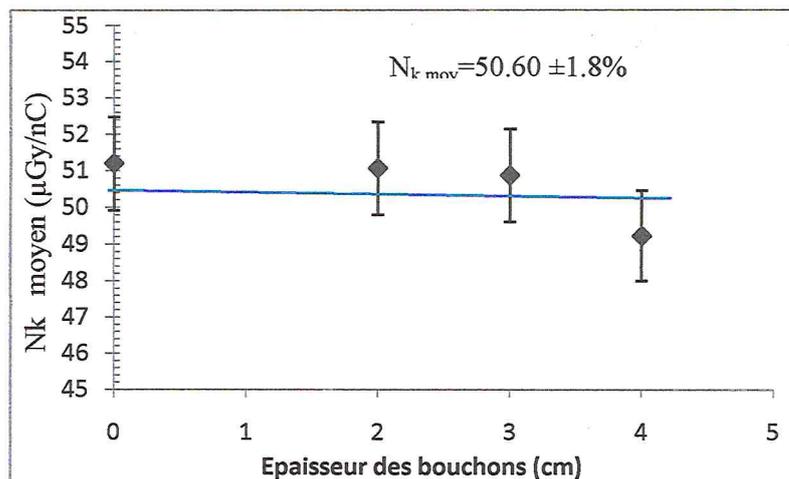


Figure 50 : Variation de la moyenne des coefficients d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons pour la chambre NE 2575.

- ◆ En tenant compte de l'incertitude globale sur les coefficients d'étalonnage, évaluée par l'équipe du LSED à 2.5 %, on constate que la variation du coefficient d'étalonnage N_K en fonction de la distance est négligeable.

4.5.5. Conclusion :

Les coefficients d'étalonnage des différentes chambres d'ionisation que nous avons déterminés dans le cadre de notre travail présentent des variations négligeables en fonction de la distance et de l'épaisseur des bouchons. En effet les écarts-type des valeurs moyennes toutes distances et toutes épaisseurs des bouchons confondus ne dépassent pas 1.8 %. Par ailleurs, les coefficients d'étalonnage varient d'une chambre à une autre, ce qui est logique parce que ce coefficient est relié aux caractéristiques intrinsèques et à la conception de chaque chambre.

4.6. ETALONNAGE DES RADIAMETRES

Dans notre travail nous avons vérifié que le facteur d'étalonnage déterminés pour un radiamètre est indépendante des conditions d'étalonnage (distance et bouchons). Pour ce faire, notre travail a consisté à étalonner trois radiamètre : Saphymo 6150 AD6 N° de série 97148 et Saphymo AD6 N° de série 971147 et Saphymo Mini TRACE Y N° de série 114002 dans les conditions suivant :

- Sans bouchon
- Avec bouchon de 2 cm
- Avec bouchon de 3 cm

- Avec bouchon de 4 cm
- Pour que l'étude soit consistante, les radiamètres ont été placés à différentes distances (1, 2, 3, 4 mètre).

4.6.1. Procédure pratique utilisée:

- Multiplier le débit de kerma dans l'air mesuré précédemment $D(J)$ en ($\mu\text{Gy}/\text{min}$) par le coefficient de conversion approprié ($H^*(10)$).
- Le coefficient de conversion $H^*(10)$ pour Cs 137 telle que $H^*(10) = 1,2(\text{Sv}/\text{Gy})$.
- Effectuer une série de 05 mesures avec le radiamètre pour chaque distance.
- On calcule la moyenne des 05 lectures. Cette moyenne représente la valeur de D_{Lu} .
- Connaissant le débit de Référence actualisé D_J et le débit D_{Lu} lu sur le radiamètre, on calcule le facteur d'étalonnage :

$$F_c = \frac{D(J)}{D_{Lu}} \quad (30)$$

La Figure ci-dessous illustre l'installation d'irradiation et d'étalonnage.

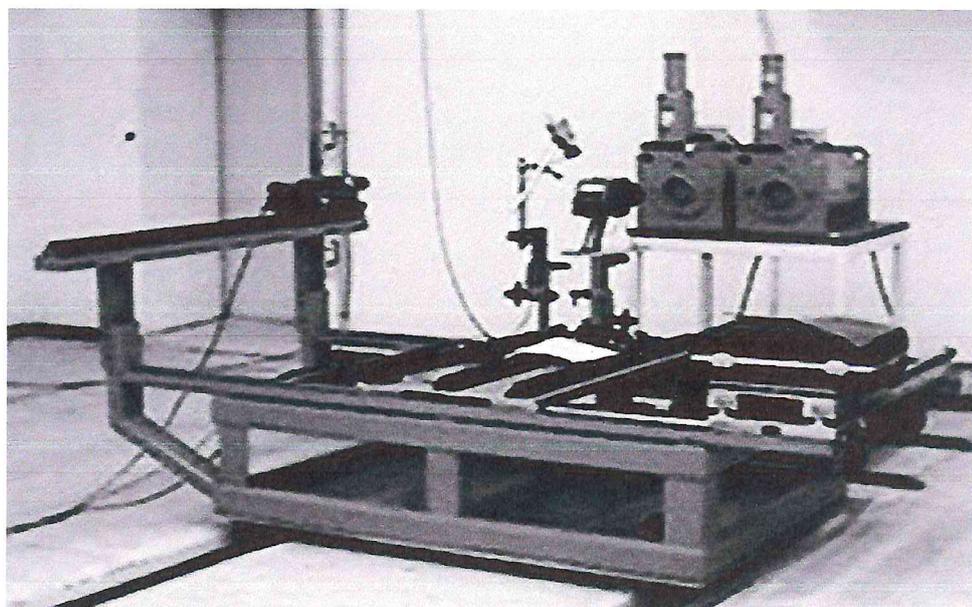


Figure 51 : Installation d'irradiation et d'étalonnage.

Le tableau ci-dessous représente le débit de référence de l'unité de ^{137}Cs donné à la date d'étalonnage, son unité est le ($\mu\text{Sv/h}$).

L'épaisseur	DSD (m)			
	0	2	3	4
0	43661,74	10834,38	4755,24	2627,54
2	3975,38	980,56	425,96	231,85
3	1297,60	322,24	141,62	78,40
4	430,61	109,87	50,47	29,68

Tableau 20 : Débit de référence mesuré ($H^*(10)$).

4.6.2. Saphymo 6150 AD6 N° de série 97148

Ce radiamètre possède un affichage digital et un calibre AUTO.

L'ensemble des résultats du coefficient d'étalonnage obtenus sans et avec bouchons pour les différentes distances sont résumés dans le tableau ci-dessous :

L'épaisseur des	DSD (m)				Moyenne	Ecartype
	1	2	3	4		
0	saturation	saturation	1,033	1,022	1,028	0,75%
2	1,015	1,041	1,022	1,022	1,025	1,10%
3	1,007	1,029	1,029	1,028	1,023	1,04%
4	1,006	1,038	1,042	1,043	1,032	1,74%
					1,027±0,38%	
F _C moy	1,009	1,036	1,032	1,029	1,027±1,15%	
Ecartype	0,41%	0,52%	0,70%	0,82%		

Tableau 21 : Récapitulatif des facteurs d'étalonnage en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons pour Saphymo 6150 AD6 N° 97148.

4.6.2.1. Etude de la variation des facteurs d'étalonnage (F_C) en fonction de l'épaisseur des bouchons

La variation des facteurs d'étalonnage, pour différentes distances, en fonction de l'épaisseur des bouchons est représentée sur la Figure ci-dessous :

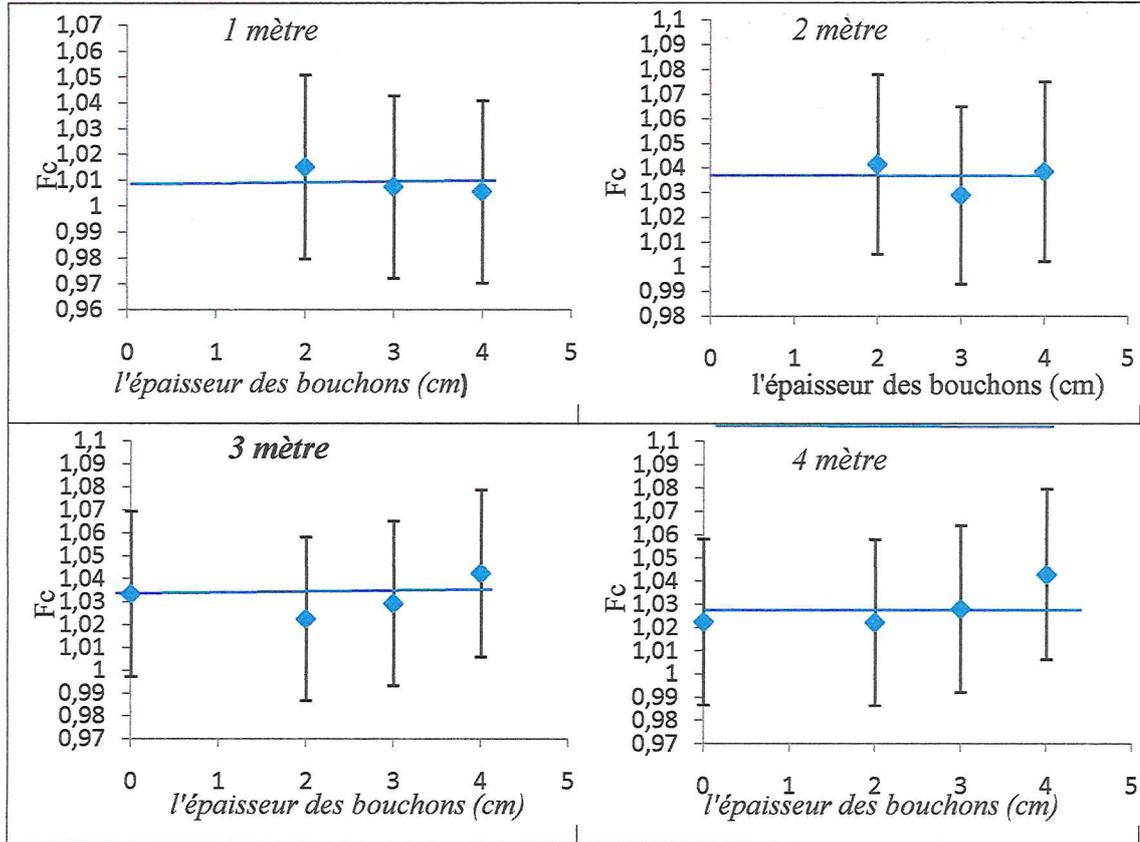


Figure 52 : Variation des facteurs d'étalonnage en fonction de L'épaisseur des bouchons pour Saphymo 6150 AD6 N° 97148.

La variation de la moyenne des facteurs d'étalonnage de tous les distances en fonction de l'épaisseur des bouchons est représentées sur la Figure ci-dessous :

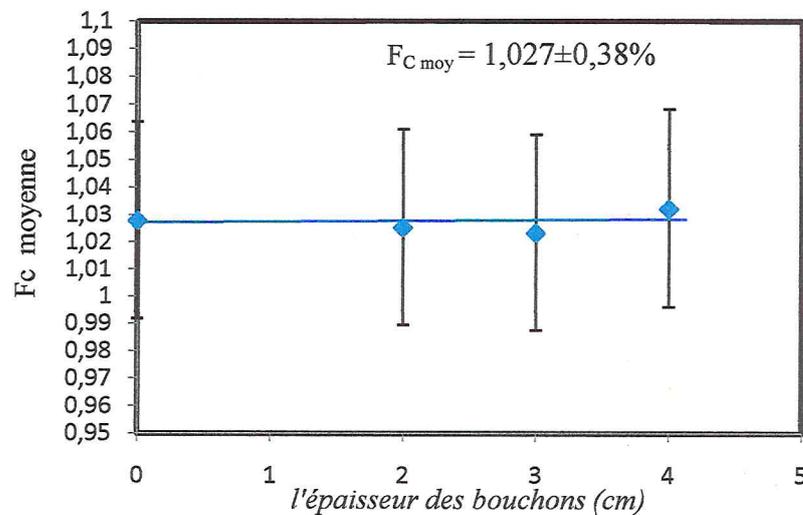


Figure 53 : Variation de la moyenne du coefficient d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons pour Saphymo 6150 AD6 N° 97148.

- ◆ On constate que le facteur d'étalonnage F_C à toutes distances est confondu.

4.6.2.2. Etude de la variation des facteurs d'étalonnage (F_C) en fonction de la distance

La variation des facteurs d'étalonnage, pour les différents bouchons, en fonction de la distance est représentée sur la Figure ci-dessous :

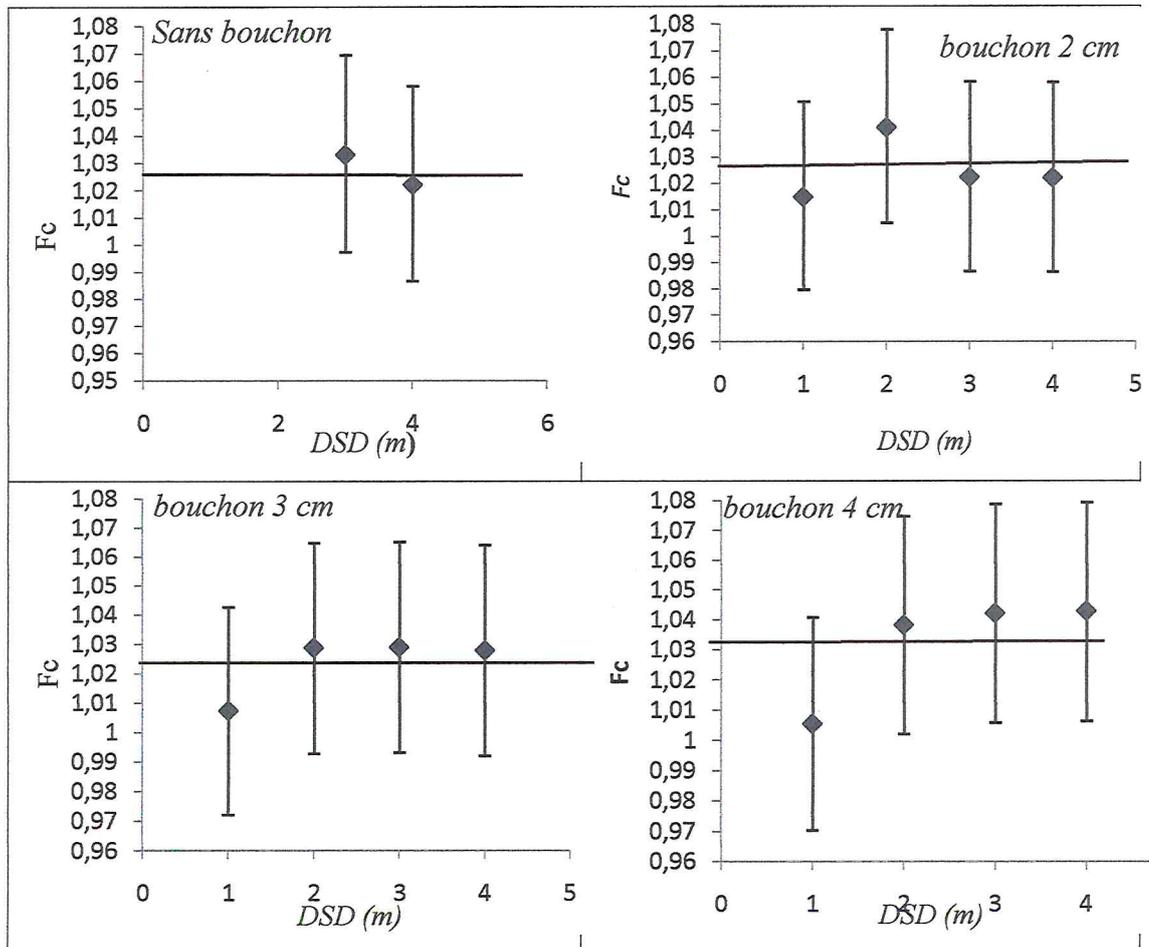


Figure 54 : Variation des facteurs d'étalonnage en fonction de la distance pour Saphymo 6150 AD6 N° 97148.

La variation de la moyenne des facteurs d'étalonnage de tous les distances en fonction de l'épaisseur des bouchons est représentées sur la Figure ci-dessous :

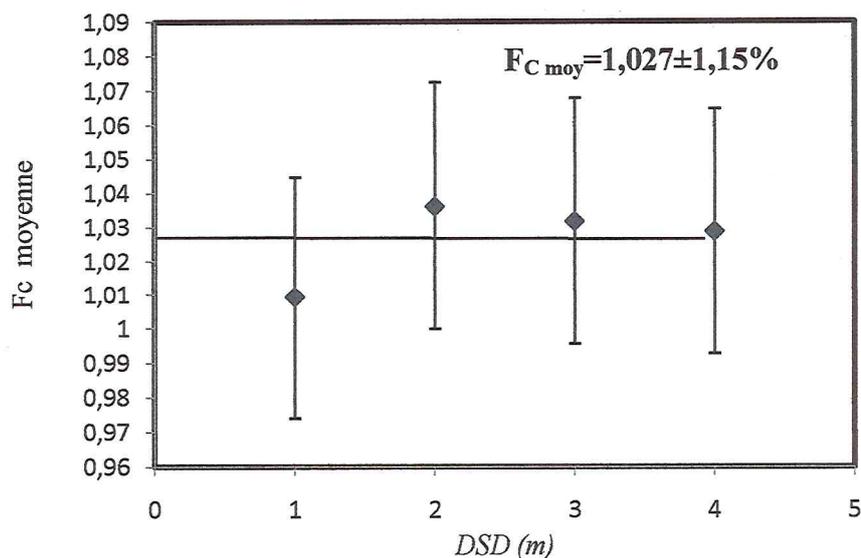


Figure 55: Variation de la moyenne des facteurs d'étalonnage en fonction de la distance pour Saphymo 6150 AD6 N° 97148.

- ◆ On constate que le facteur d'étalonnage F_c à toute l'épaisseur des bouchons est confondu.

4.6.3. Saphymo 6150 AD6 N° de série 97146

L'ensemble des résultats du coefficient d'étalonnage obtenus sans et avec bouchons pour les différentes distances sont résumés dans le tableau ci-dessous :

L'épaisseur des Bouchons (cm)	DSD (m)				$F_{c, moy}$	Ecartype
	1	2	3	4		
0	saturation		1,027	1,022	1,024	0,29%
2	1,015	1,037	1,040	1,018	1,027	1,27%
3	1,012	1,042	1,037	1,040	1,033	1,34%
4	1,012	1,033	1,043	1,043	1,033	1,4%
					1,029±0,39%	
Fc moy	1,013	1,037	1,037	1,031	1,029±1,09%	
Ecartype	0,14%	0,43%	0,69%	1,22%		

Tableau 22 : Récapitulatif des facteurs d'étalonnage en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons pour Saphymo 6150 AD6 N° de série 97146.

4.7.3.1. Etude de la variation des facteurs d'étalonnage (F_C) en fonction de la distance

La variation des facteurs d'étalonnage, pour les différents bouchons, en fonction de la distance est représentée sur la Figure ci-dessous :

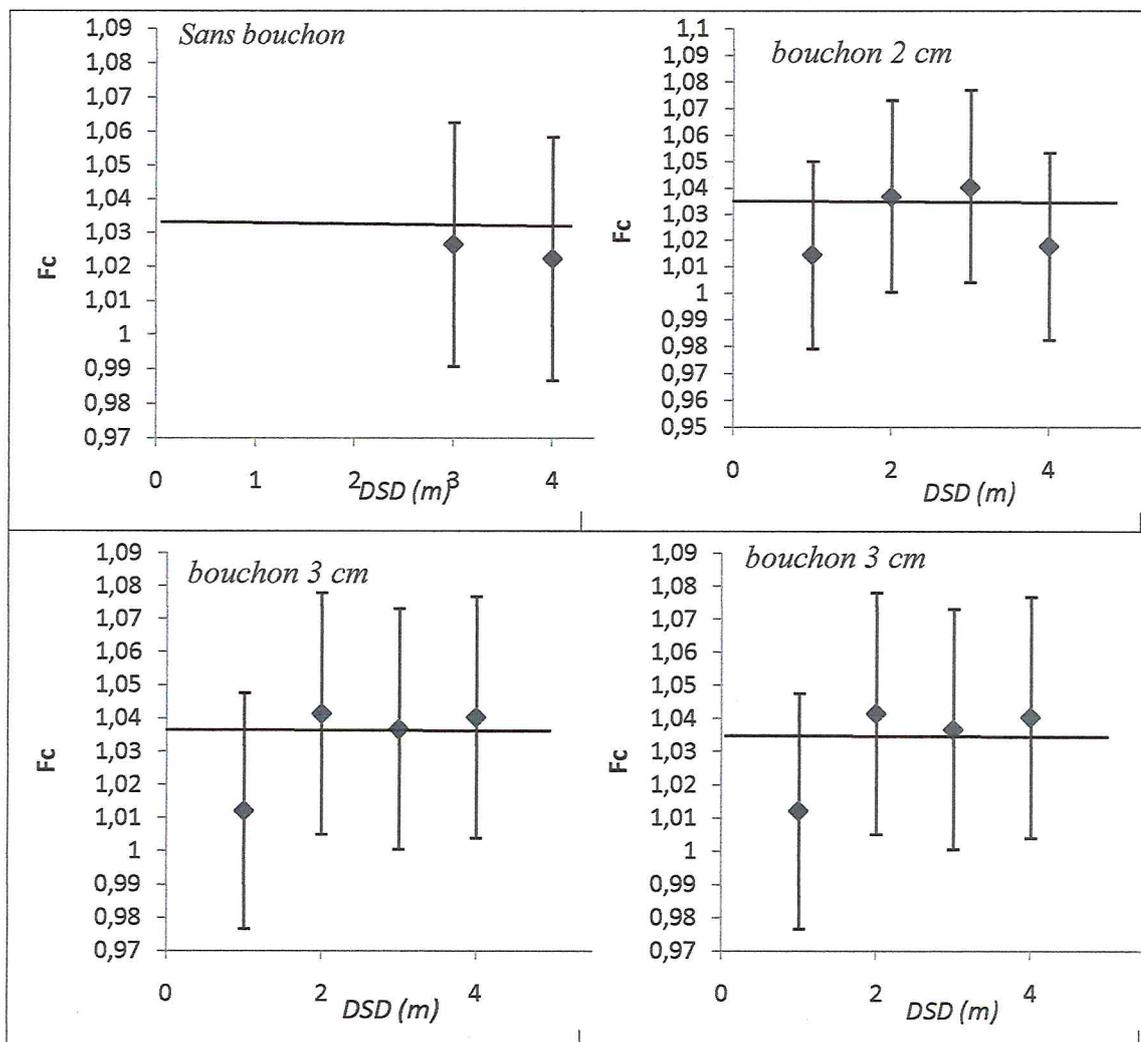


Figure 56 : Variation des facteurs d'étalonnage en fonction de la distance pour Saphymo 6150 AD6 N° de série 97146.

La Figure ci-dessous représentant la variation de la moyenne des facteurs d'étalonnage pour différents bouchons en fonction de la distance :

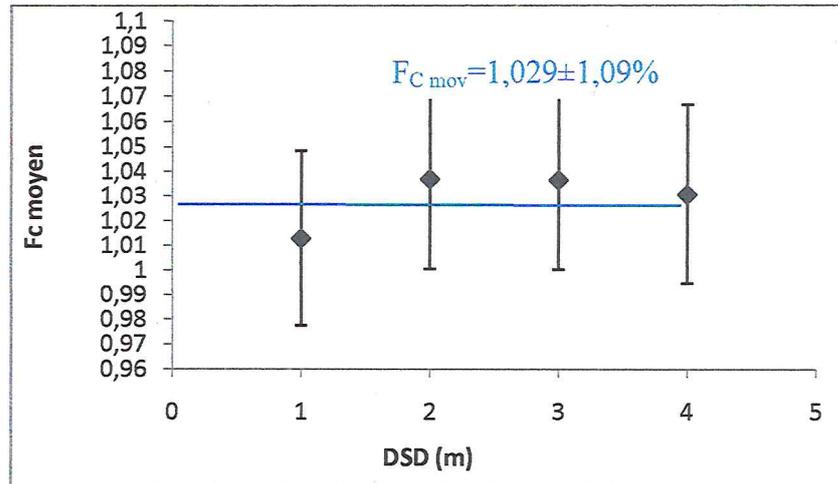
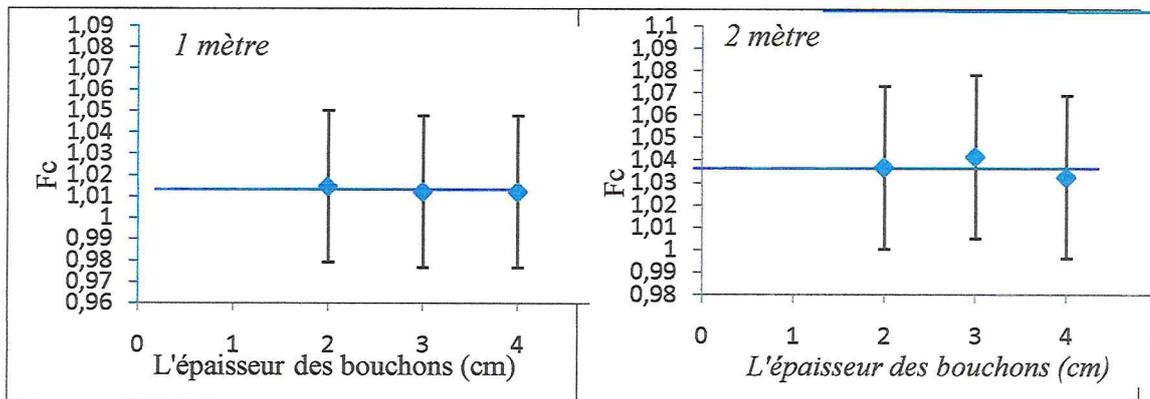


Figure 57 : Variation du facteur d'étalonnage moyenne en fonction de la distance pour Saphymo 6150 AD6 N° de série 97146.

- ◆ On constate que le *facteur* d'étalonnage F_C à toute l'épaisseur des bouchons est confondu.

4.6.3.2. Etude de la variation des facteurs d'étalonnage (F_C) en fonction de l'épaisseur des bouchons

La variation des facteurs d'étalonnage, pour différent distances, en fonction de l'épaisseur des bouchons est représentée sur la Figure ci-dessous :



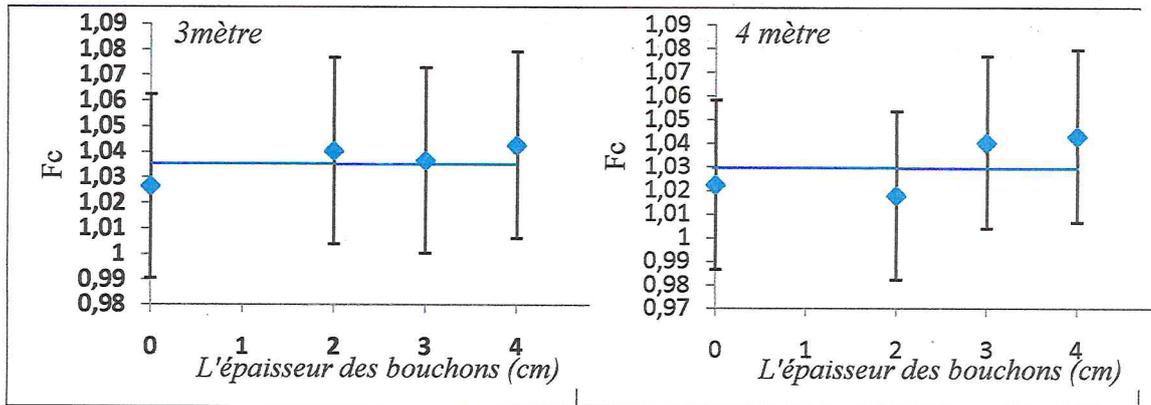


Figure 58 : Variation du facteur d'étalonnage en fonction de L'épaisseur des bouchons pour Saphymo 6150 AD6 N° de série 97146.

La variation de la moyenne des facteurs d'étalonnage de tous les distances en fonction de l'épaisseur des bouchons est représentées sur la Figure ci-dessous :

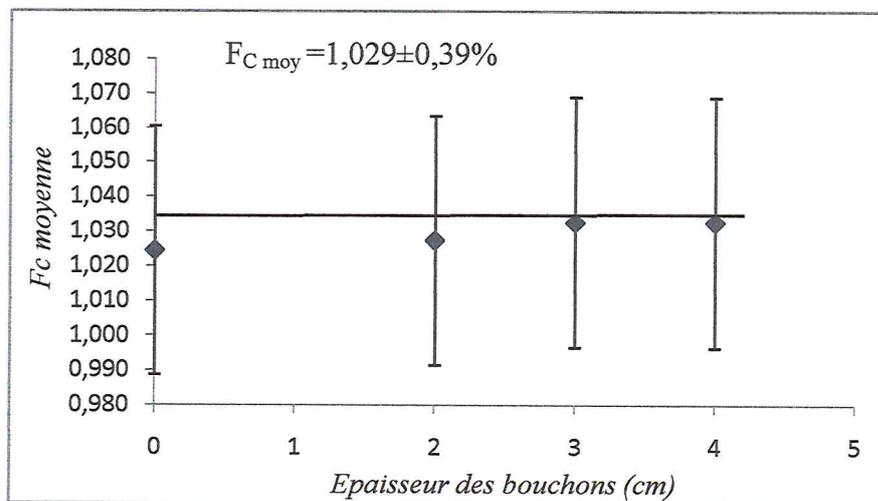


Figure 59 : Variation de la moyenne des facteurs d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons pour Saphymo 6150 AD6 N° de série 97146.

- ◆ On constate que le facteur d'étalonnage F_C à toutes distances est confondu.

4.6.4. Etalonnage Saphymo Mini TRACE Y N° de série 114002

L'ensemble des résultats des facteurs d'étalonnage obtenus sans et avec les bouchons pour les différent distances sont résumés dans le tableau ci-dessous:

L'épaisseur des Bouchons (cm)	DSD (m)				Moyenne	Ecart type	
	1	2	3	4			
0	saturation			0,981	0,980	0,981	0,03%
2	0,979	1,000	0,983	0,978	0,985	1,01%	
3	0,968	1,002	0,990	0,969	0,982	1,70%	
4	0,965	1,004	1,006	1,007	0,996	2,03%	
					0,987±0,69%		
F _C moyen	0,971	1,002	0,990	0,984	0,987±1,32%		
Ecart type	0,76%	0,24%	1,16%	1,64%			

Tableau 23 : Récapitulatif du facteur d'étalonnage en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons pour Saphymo Mini TRACE Y.

4.6.4.1. Etude la variation des facteurs d'étalonnage (F_C) en fonction de l'épaisseur des bouchons

La variation des facteurs d'étalonnage, pour les différentes distances, en fonction de l'épaisseur des bouchons est représentée sur la Figure ci-dessous :

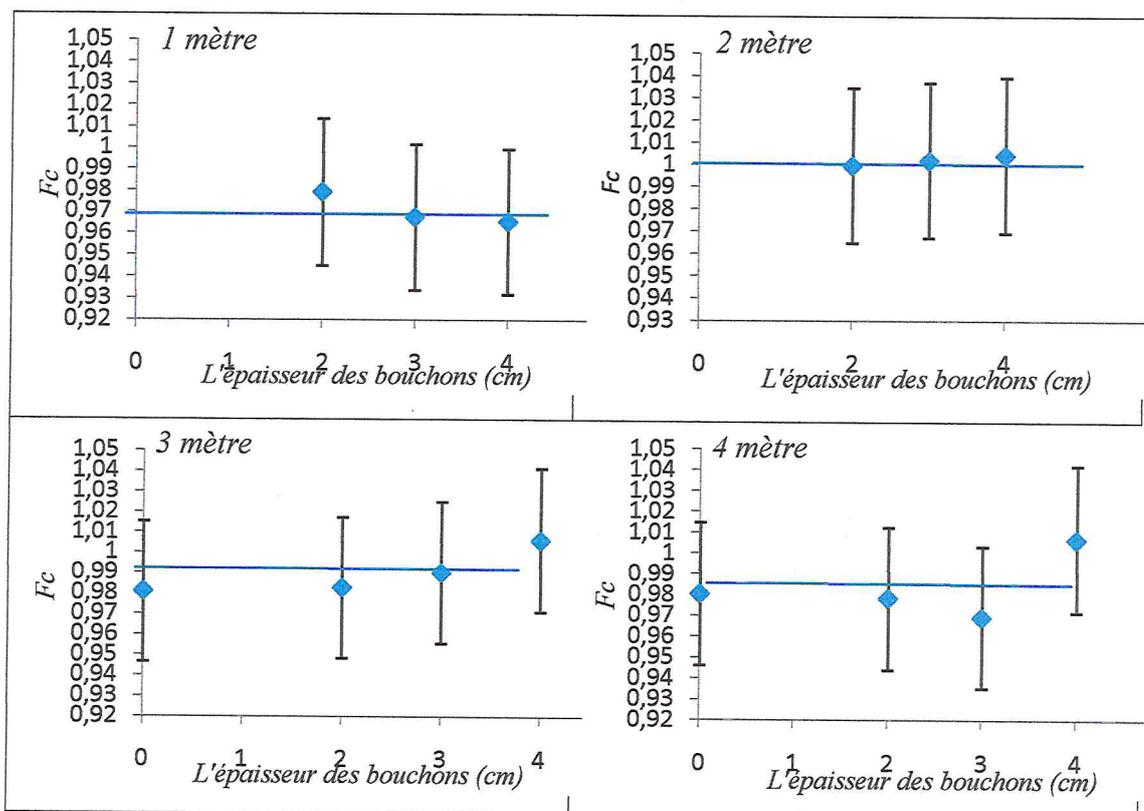


Figure 60 : Variation des facteurs d'étalonnage en fonction de L'épaisseur des bouchons pour Saphymo Mini TRACE Y.

La variation de la moyenne des facteurs d'étalonnage de tous les distances en fonction de l'épaisseur des bouchons est représentées sur la Figure ci-dessous :

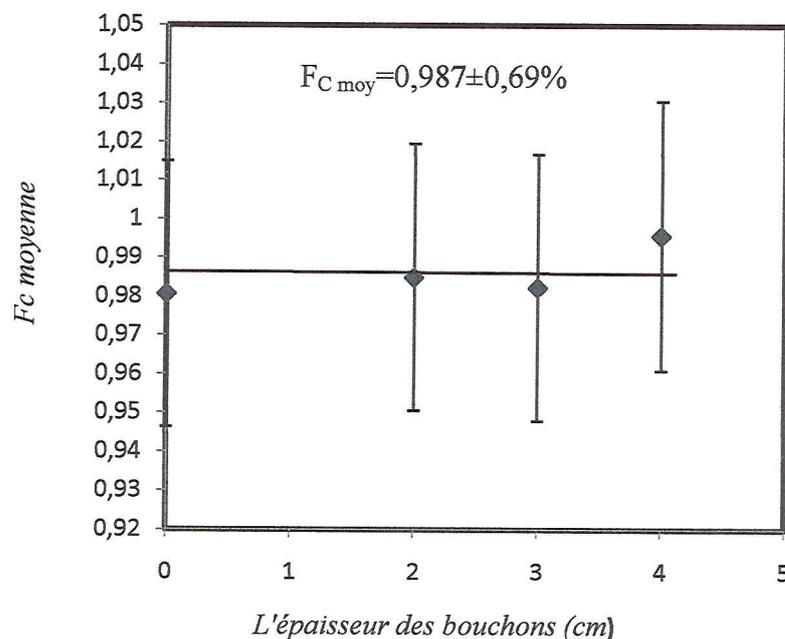
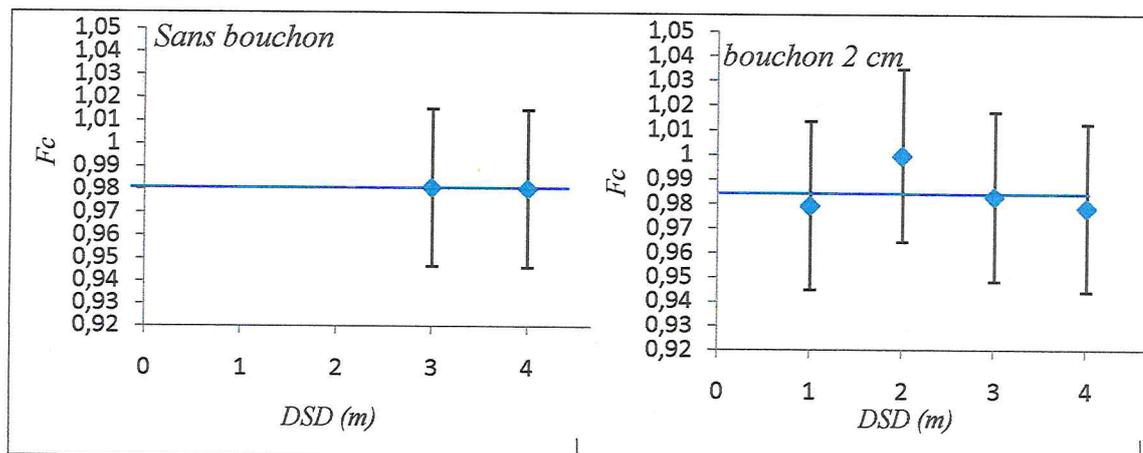


Figure 61 : Variation de la moyenne des facteurs d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons pour Saphymo Mini TRACE Y.

- ◆ On constate que le facteur d'étalonnage F_c à toutes distances est confondu.

4.6.4.2. Etude la variation des facteurs d'étalonnage (F_c) en fonction de la distance

La variation du coefficient d'étalonnage, pour les différents bouchons, en fonction de la distance est représentée sur la Figure ci-dessous :



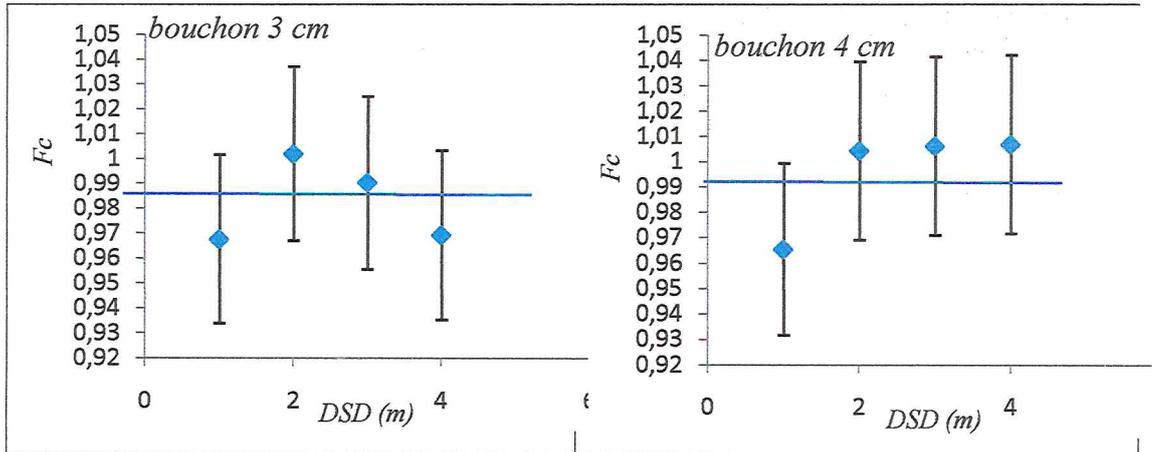


Figure 62: Variation des facteurs d'étalonnage en fonction de la distance pour Saphymo Mini TRACE Y.

La Figure ci-dessous représentant la variation de la moyenne des facteurs d'étalonnage pour différents bouchons en fonction de la distance.

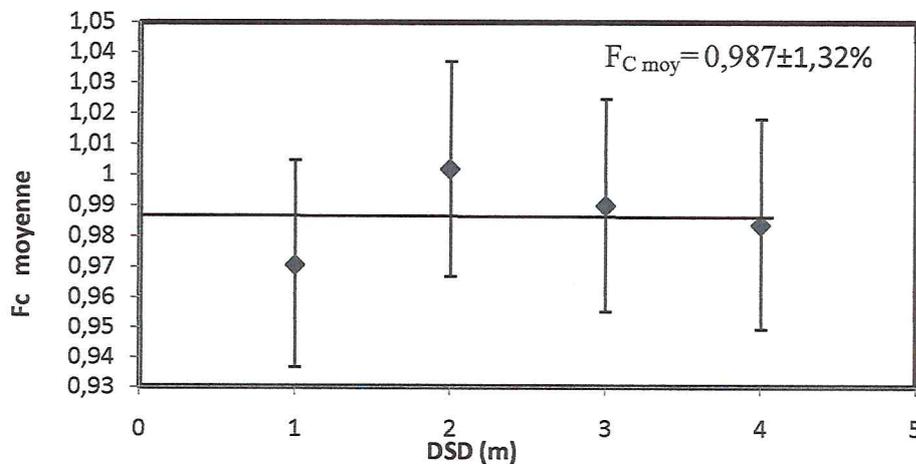


Figure 63 : Variation de la moyenne des facteurs d'étalonnage en fonction de la distance pour Saphymo Mini TRACE Y.

En tenant compte de l'incertitude sur les facteurs d'étalonnage, évaluée à 3,5 %, on constate que le facteur d'étalonnage F_C reste constant en fonction de l'épaisseur des bouchons.

4.6.5 Conclusion

On peut déduire que le facteur d'étalonnage en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons reste stable. En effet les écarts-type des valeurs moyennes toutes distances et toutes épaisseurs des bouchons confondus ne dépassent pas 1,31 %. Ce résultat est très satisfaisant parcequ'en radioprotection on tolère des écarts jusqu'à 10 %.

Conclusion générale

Le travail que nous avons entrepris au Laboratoire Secondaire d'Étalonnage pour la *Dosimétrie (LSED) du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA)*, nous a permis d'évaluer certains paramètres physiques et Dosimétriques intervenant dans l'étalonnage en radioprotection. En effet, l'étude des paramètres physiques et dosimétriques de l'unité d'OB6 (^{137}Cs) nous a permis d'évaluer :

- L'étude des paramètres liés aux conditions de mesure, nous a conduit aux résultats suivants :
 - Stabilité des appareils de mesures (chambres d'ionisation, électromètre...) :
Le temps requis pour une bonne stabilité du système dosimétrique a été évalué à 30 min au minimum.
- En effet, l'étude des paramètres physiques de l'appareil d'irradiation du ^{137}Cs nous a permis de :
 - Vérifier la position de la source par rapport à la règle murale, nous avons trouvé que le décalage est de l'ordre de 1.66 cm.
 - Calculer le temps d'ouverture et de fermeture (O.F) du shutter de l'unité OB6, ces temps qui sont de l'ordre de 0.26 sec.
 - Etudier le profil horizontal à deux distances 1 et 2 mètre. Ce paramètre nous a permis de déterminer la zone d'homogénéité de faisceau et de vérifier l'orientation réelle de l'axe de symétrie de faisceau. En effet, nous avons trouvé que l'axe de symétrie du faisceau de l'unité de ^{137}Cs était bien centré.
- La détermination des courbes de demi atténuation en fonction de la distance et des bouchons du plomb, nous a permis de conclure que la variation de cette CDA avec la distance et l'épaisseur des bouchons est négligeable.
- La détermination des débit de référence en fonction de la distance et de l'épaisseur des bouchons, nous a permis de conclure que le débit diminue avec la distance et l'épaisseur des bouchons.
- L'étalonnage de deux chambre d'ionisation, nous a permis de montré que la variation des coefficients d'étalonnage N_K avec la distance et l'épaisseur des bouchons est négligeable.

- Le même résultat a été obtenu pour l'étalonnage des radiamètres (variation du facteur d'étalonnage F_c avec la distance et l'épaisseur des bouchons, négligeable).

En conclusion, notre travail nous a permis de développer des procédures d'étalonnage des chambres d'ionisation et des radiamètres en utilisant trois bouchons de différentes épaisseurs et de garder la même distance de référence de 1mètre. Par ailleurs, il a été reconnu qu'une grande précision peut être atteinte lorsque tous les paramètres intervenant dans la procédure d'étalonnage sont contrôlés et vérifiés régulièrement. A cet effet, il est alors recommandé de tenir compte de chacun de ces paramètres afin d'améliorer la qualité de la mesure ou de l'étalonnage.

Enfin, le travail que nous avons entrepris au LSED nous a permis de maîtriser, d'une part, les techniques et les procédures de contrôle de qualité en étalonnage en radioprotection et d'autre part les méthodes et procédures d'étalonnage des chambres d'ionisation et des radiamètres.

ANNEXE A

Facteurs de correction

A.1 Introduction

Le facteur d'étalonnage pour une chambre d'ionisation est valide seulement pour les conditions de référence qui s'appliquent au l'étalonnage. Tout départ aux conditions de référence quand l'utilisation de la chambre d'ionisation dans le faisceau d'utilisateur devrait être corrigée pour l'usage des facteurs appropriés. Dans seulement les facteurs de correction généraux suivants, le k_i , sont discutés, laissant des articles spécifiques à chaque type de faisceau de rayonnement à la section appropriée.

A.2 Densité de l'air

Le facteur de correction $K_{T,P}$ tient compte, dans le cas des chambres d'ionisation non étanches à l'air, de l'influence de la pression p et de la température T de l'air sur la densité de l'air dans le volume de mesure de la chambre.

Dans le cas où la pression ou la température de l'air diffèrent des conditions de référence, la lecture du dosimètre doit être corrigée par le facteur $K_{T,P}$:

$$K_{T,P} = \frac{T P_0}{T_0 P} \quad (\text{A.1})$$

Dans le cas où T et T_0 sont exprimés en °C, nous aurons :

$$k_{TP} = \frac{(273.15 + T)}{(273.15 + T_0)} \cdot \frac{P_0}{P} \quad (\text{A-2})$$

Où P est la pression de l'air et T sa température au moment de la mesure. P_0 et T_0 étant les valeurs de référence dont les valeurs sont en général : $P_0 = 760\text{mmHg}$ et $T_0 = 20^\circ \text{C}$.

A.3. Effet de recombinaison:

La collection incomplète de charge dans la cavité de la chambre d'ionisation à cause de la recombinaison d'ions exige l'usage d'un facteur de correction k_{rec} . Deux effets séparés ont lieu:

- (i) la recombinaison des ions formée par l'ionisation des parois, appelée *recombinaison générale* qui est dépendante de la densité d'ionisation des particules et par conséquent sur le taux de la dose.
- (ii) la recombinaison d'ions formés par trace d'une seule particule ionisante, connu sous le nom de *recombinaison initiale* qui est indépendant du taux de la dose.

Les deux effets dépendent de la géométrie de chambre et du voltage de la polarisation appliquée. Pour faisceaux autre que ceux d'ions lourds, la recombinaison initiale est généralement inférieur à 0.2% (14).

Ce facteur de correction qui tient compte des pertes de charges par recombinaison est défini par la relation suivant :

$$K_{rec} = \frac{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1}{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \frac{Q_1}{Q_2}} \quad (\text{A. 3})$$

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

ANNEXE B

INCERTITUDES ASSOCIEES AUX RESULTATS DE MESURE

B-1 : DEFINITIONS GENERALES

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

On distingue deux formes d'incertitudes:

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

B.1.1. Les incertitudes élémentaires:

On dénombre deux types d'incertitudes élémentaires :

B.1.1.1. Incertitudes de type A :

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

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

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

$$S_j = S(\bar{x}_j) = \sqrt{\frac{1}{n_j(n_j - 1)} \sum_{q=1}^{n_j} (x_{j,q} - \bar{x}_j)^2} \quad \text{B-2}$$

\bar{x}_j est la moyenne arithmétique de l'échantillon constitué des n résultats élémentaires x [21].

B.1.1.2. Incertitudes de type B :

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

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

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

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

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

B.1.2. Incertitudes composées : Loi de propagation

La quantité que nous voulons déterminer expérimentalement n'est pas toujours obtenue par une mesure directe. Dans la plupart des cas, le résultat désiré est obtenu appliquant une ou plusieurs relations mathématiques, dont les variables sont des quantités mesurées. Si l'on appelle x_1, x_2, \dots , les valeurs des mesures effectuées, et y la quantité escomptée, alors nous pouvons écrire :

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

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

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

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

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

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

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

Dans ce cas la variance est donnée par :

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

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

$$S_y = \sqrt{\sum_{i=1}^n (C_i \cdot S_i)^2} \quad \text{B-9}$$

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

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

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

$$r_i = \frac{S_i}{x_i} \text{ et de la même manière } r_{ik} = \frac{S_{ik}}{x_i x_k}$$

Il est alors possible d'écrire :

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

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

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

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

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

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

B.1.3. Incertitude globale:

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

$$\Delta Y = t.S_y \quad \text{B-14}$$

Pour déterminer l'incertitude globale, il faut définir une grandeur statistique appelée niveau de confiance P. Celle-ci est associée à un intervalle, centré en \bar{Y} , appelé intervalle de confiance. Déterminer l'intervalle de confiance équivaut à dire que la valeur vraie d'une grandeur mesurée se trouve dans l'intervalle $(\bar{Y} \pm tS_Y)$ avec une probabilité P. La variable t, qui est appelée variable de Student, tient compte du fait que cette estimation de la valeur vraie est effectuée avec un nombre fini n de mesures.

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

B.2. PONDERATION DES DONNEES**B.2.1. Détermination de la moyenne pondérée**

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

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

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

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

$$\sigma_{\mu'}^2 = \frac{\sum \frac{1}{\sigma_i^2}}{\left(\sum \left(\frac{1}{\sigma_i^2}\right)\right)^2} = \frac{1}{\sum \frac{1}{\sigma_i^2}} \quad \text{B-14}$$

B.2.2.1. L'incertitude Standard due à la résolution de l'électromètre:

L'incertitude sur la lecture de l'électromètre est estimée ne pas excéder 0.005 nC, en pourcentage $(0.005/0.120)*100=4.17\%$.

B.2.2.2. L'incertitude Standard sur la température [20]

L'incertitude sur la lecture de la température durant la mesure est estimée ne pas excéder 0.1°C. en pourcentage $(0.1/299.25)\times 100 \% = 0,033\%$.

B.2.2.3 L'incertitude Standard sur la pression:

L'incertitude sur la lecture de la pression durant la mesure avec une référence est estimée ne pas excéder 0,25 mm Hg en pourcentage $(0,25/752)\times 100\%=0,033\%$.

B.2.2.4. L'incertitude Standard sur la Distance (position de la chambre):

L'incertitude sur la lecture sur le positionnement de la chambre et cela durant la mesure avec une référence (1m) est estimée ne pas excéder 0.1cm. En % $(2*0.1/100)\times 100 \% =0,2\%$.

Reference

- [1] E.B. Podgorsak, Radiation Physics for Medical Physicists, Ed: Springer, Berlin 2006.
- [2] J. Dutreix et al. Biophysique des radiations et imagerie médicale. 3^{ème} édition Masson. Paris 1990.
- [3] Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, International Atomic Energy Agency, VIENNA, 2005.
- [4] D. BLANC. Les rayonnements ionisants. Masson, 1990.
- [5] D.-J. Gambini & R. Granier, Manuel pratique de radioprotection, TEC & DOC Lavoisier, 1997.
- [6] John Robert Cunningham. The physics of radiology. 4th édition Springfield-illinois-U.S.A . 1983.
- [7] CIPR Commission Internationale de Protection Radiologique, Recommandations 1990 de la Commission internationale de protection radiologique, Publication N° 60, Pergamon Press, Oxford et New York (1993).
- [8] Guide de radioprotection. CNRS, 1^{ère} édition septembre 2007.
- [9] S.F.P.M (Société Française de Physique Médicale), Groupe de Travail «Dosimétrie des explorations diagnostiques en Radiologie », rapport. N° 21.
- [10] Norme Internationale ISO 4037-4, Rayonnements X et gamma de référence pour l'étalonnage des dosimètres et des débitmètres et pour la détermination de leur réponse en fonction de l'énergie des photons. ISO 2004.
- [11] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), quantities and units in radiation protection dosimetry, Report N°51, ICRU, Bethesda, MD (1993).
- [12] Guide de sûreté N° RS-G-1.3. Evaluation de L'exposition Professionnelle Due aux Sources Externes de Rayonnements, AIEA, 2004.
- [13] Notion de base de radioprotection. Service de contrôle physique. U.L.B-2007. Site Web: [//www.controlephysique.be](http://www.controlephysique.be).

[14] IAEA (International Atomic Energy Agency), Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice, Technical Reports Series N° 277, IAEA, Vienna (1987).

[15] A. Dutreix, G. Marinello et A. Wambersie. Dosimétrie en curiethérapie. Masson. 1982.

[16] SSRPM (Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics). Dosimétrie des faisceaux de rayons X dans le domaine des faibles et des moyennes énergies, Recommandations Nr. 9, Mai 2001.

[17] International Standard ISO 4037-1, X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy, first edition 1996.

[18] IAEA. Calibration Of radiation Protection Monitoring Instruments. Safety Report Serie No.16, Vienna, 2000.

[19] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an International Code of Practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water IAEA Technical Report Series N° 398, IAEA, Vienna (2000).

[20] IAEA, Measurement Uncertainty A Practical Guide for Secondary Standards Dosimetry Laboratories, IAEA-TECDOC-1585, Vienna 2008.

[21] Semyon G. Rabinovich. Measurement Errors and Uncertainties Theory and Practice, Springer, third Edition, Manchester 2005.