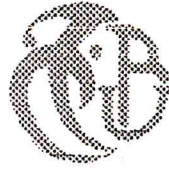


Université Saad DAHLAB

de Blida



Faculté des Sciences

Département de : Physique.

Mémoire Présenté par :

Bouzekkar Djamila

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. TILMATI	Attaché de recherche, CRNA	Examineur
M ^r . M. CHEKRINE	Chargé de cours, USDB	Examineur
M ^r . Y. KESSIRA	Physicien médicale, CRNA	Invité

ملخص

هذا 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

ce travail 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 block does not induce any change in the HVL and in the calibration factors and coefficients.

Remerciements

Avant toute chose, j'aimerais remercier le grand puissant de m'avoir donné la santé, patience, courage, et la volonté pour bien mener ce travail

Mes sincères remerciements sont adressés aux membres de mon jury pour l'honneur qu'ils m'ont fait en acceptant de juger ce travail.

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

Je désire exprimer toute mes reconnaissance à toutes les personnes que j'ai eu la chance de croiser au LSED et avec qui j'ai eu le plaisir d'apprendre et de collaborer.

Tout particulièrement mon promoteur M.Mehenna Arib, pour son investissement, malgré ses multiples activités il a toujours été disponible pour répondre à la moindre question ; sa rigueur scientifique et ses nombreux conseils ont été d'une précieuse aide tout au long de mon travaille.

Merci également à monsieur M. Tilmati pour avoir accepté de corriger mon mémoire. Son enthousiasme et la qualité de ses conseils m'ont beaucoup apporté l'aide à baliser mes premier pas dans l'apprentissage de la manipulation au niveau du LSED.

Merci également à M. Yahia Kessira, M. Ammar Harrati ainsi que Mme Zina Bouali et M. Toufik pour leur disponibilité leur soutien et leur conseils qu'ils n'on pas cessé de me prodiguer

Merci à toute personne qui m'a aidé de près ou de loin durant la réalisation de ce mémoire.

Dédi cace

Je dédie ce Modest travail à :

Ma grand mère qui ma soutenu avec ses prières tout au long de ma vie

Ma mère la voix de sagesse et de l'amour qui a prié et rêvé de voir ses

enfants parmi les meilleurs

Mon père qui a donné tous pour être où je suis

Mes frères et sœurs : Moustapha, Mohammed et sa femme Djamila,

Abed el mounaim, Yasmina et nawell

Mes amis(es) de toujours : Amina, Asmaa et Soumia

A tous qui m'ont soutenu pendant toute la durée de mes études

Sans qui rien de tout cela n'aurait été possible

Sommaire

Liste des figures	
Liste des tableaux	
Introduction générale	2
Chapitre. I : Physique des rayonnements	
I.1. Introduction	
I.2. La stabilité nucléaire	5
I.3. Classification des rayonnements	5
I.3.1. selon leur nature	6
I.3.1. selon leur effet sur la matière	6
I.4. Origine des rayonnements ionisants	7
I.4.1. rayonnement provenant du cortège électronique	8
I.4.1.1. photon X de fluorescence	8
I.4.1.2. électron Auger	8
I.4.1.3. rayonnement de freinage	8
I.4.1.4. Rayonnements provenant du noyau	8
I.4.1.4.1. Mode de désintégration	8
I.5. Interaction des rayonnements ionisants avec la matière	9
I.5.1. Mécanisme d'action des rayonnements directement ionisant	9
I.5.1.2. interaction des particules α, β avec la matière	9
I.5.1.4. Effet Cerenkov	
I.5.1.5. Transfert d'énergie linéique	10
I.5.1.6. Parcours	10
I.5.2. Mécanisme d'action des rayonnements indirectement ionisants	11
I.5.2.1. Processus de perte d'énergie	11
a) Effet photoélectrique	12
b) Effet Compton	12
c) Diffusion simple (Thomson Rayleigh)	12
d) Création de paire	13
e) Interaction des neutrons avec la matière	14
I.5.2.2. Section efficace d'interaction	14

I.6. Loi d'atténuation	15
I.6. 1. Coefficient d'atténuation	15
I.10. Comparaison des trois effets	16
I.11. Conclusion	16
Chapitre II : Radioprotection	17
II.1.INTRODUCTION	
II.2.La radioactivité	19
II.2.1.Définition de la radioactivité	19
II.2.2. Les sources radioactives	19
II.2.2.1. Type de sources	19
a. Sources non sellées	19
b. Sources scellées	19
II.2.2.2.Type de radioactivité	19
II.3.Effets biologique des rayonnements	20
II.3.1Classification des effets biologiques des rayonnements	21
II.4.la protection radiologique	21
II.4.1.Définition de la radioprotection	23
II.4.2.Les principes généraux de la radioprotection	23
II.5.Grandeurs utilisé en radioprotection	23
II.5.1.L'activité	24
II.5.1.1 Loi fondamentale de désintégration	24
II.5.2.Notion de dose	25
II.5.3.Dose absorbée	25
II.5.4.Dose d'exposition	26
II.5.4.1.Type d'exposition	26
a) Exposition interne	26
b) Exposition externe	26
II.5.5. Dose transférée : KERMA	28
II.5.6.Dose équivalente	29
II.5.7.Dose efficace	30
II.5.7.1.Dose efficace engagé	30
II.5.7.2. Dose efficace engagée par unité d'incorporation	30
II.5.7.3. Dose efficace collective	30
II.5.8. Dose équivalente engagée	

II.5.9. Grandeurs opérationnelles	30
II.5.9.1. Dosimétrie de zone ou d'ambiance	31
II.5.9.2. Dosimétrie individuel	31
II.5.9.3. Grandeurs opérationnelles et limites annuelles de dose	31
II.6. Classification des travailleurs	31
II.6.1. Les travailleurs de catégorie A	32
II.6.2. Les travailleurs de catégorie B	32
II.7. Classification des zones de travail	32
II.7.1. La zone surveillée	32
II.7.2. La zone contrôlée	32
II.9. Conclusion	32
Chapitre III : Étalonnage en radioprotection	33
III.1. INTRODUCTION	
III.2. Présentation succincte de LSED	
III.3. Activités essentielles menées au LSED	35
III.4. Services offerts par LSED	35
III.4.1. Bunker n° 1	35
III.4.2. Bunker n° 2	36
III.4.3. Bunker n° 3	37
III.5. Equipement et matériels utilisé	37
III.6. Production et mesure de radiation	38
III.6.1. Production de ^{137}Cs	40
III.6.2. Détecteurs de radiations	
III.6.2.1. Instrument de dosimétrie	40
III.6.2.1.1. Mode de fonctionnement	41
III.6.2.2. Principe de fonctionnement	41
III.6.2.3. Chambre d'ionisation	42
III.6.2.4. Théorie de la cavité de Bragg gray	42
III.7. Procédures de détermination de CDA	43
III.7.1. Détermination graphique de CDA	44
III.7.2. Coefficient d'homogénéité	46
III.8. Procédures d'étalonnage	48

III.8.3. Définition de l'étalonnage	48
III.8.4. Méthodes d'étalonnages	48
III.8.5. Procédure d'étalonnage des chambres d'ionisation	48
III.8.5.1. Condition d'étalonnage	49
III.8.5.1.1. Condition d'étalonnage	50
III.8.6. Procédure d'étalonnage des ra diamètres	50
III.8.6.1. Détermination du Facteur d'étalonnage (FC)	50
III.8.6.1.1. Détermination du Facteur d'étalonnage (FC)	51
III.8.6.2. Calcul des débits de dose actualisés	52
III.8.6.2.1. Calcul des débits de dose actualisés	52
III.8.6.3. Méthode d'étalonnage	
Chapitre IV : Résultats expérimentaux	
IV.1. Introduction	53
IV.2. Contrôle de qualité de la chaîne de mesures	53
IV.2.1. Stabilité des appareils de mesure	53
a) Stabilité de l'électromètre	54
b) Stabilité de la chambre	54
c) Stabilité de système	54
IV.2.2. Détermination des paramètres physiques de l'unité d'irradiation OB6	56
IV.2.2.1. Détermination de la position de la source	56
IV.2.2.2. Détermination du profil horizontal	56
IV.2.2.3. Détermination de diamètre du champ à distance X	58
IV.2.3. Détermination du temps d'ouverture fermeture du shutter.	59
IV.2.3.1. Méthode appliquée	60
IV.3. Détermination de la couche de demi-atténuation en fonction de la distance et des bouchons	60
IV.3.1. Introduction	60
IV.3.2. Procédure pratique utilisée	61
a) Sans bouchon	61
b) Bouchon 2 cm	64
c) Bouchon 3 cm	64
d) Bouchon 4cm	64
IV.3.3. Détermination du débit de référence en fonction de la distance et des bouchons	65
IV.3.3.1. Procédure pratique utilisée	67
	67
	67
	71

IV.3.4. Etalonnage des chambres d'ionisation	72
IV.3.4.1. Matérielle utilisé	71
IV.3.4.2. Condition de référence	72
IV.3.4.3. Calcule le débit de dose	73
IV.3.4.4. Etalonnage de la chambre capintec N° de série 525106	74
IV.3.4.4.1. La variation du facteur d'étalonnage en fonction de la distance	
IV.3.4.4.2. La variation de du facteur d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons	75
IV.3.4.5. Etalonnage de la chambre Farmer NE 2575 N° de série 432	76
IV.3.4.5.1. La variation du facteur d'étalonnage en fonction de la distance	77
IV.3.4.5.2. La variation du facteur d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons	78
IV.3.4.5.3 Conclusion	78
IV.3.4.6. Etude de la variation du Facteur d'étalonnage (F_C)	79
En fonction de la distance et des bouchons	79
IV.3.4.6. Procédure pratique appliquée	
IV.3.4.6. 1. Saphymo 6150 AD6 N° de série 97148	80
IV.3.4.6. 1. La variation du facteur d'étalonnage en fonction de la distance	80
IV.3.4.6. 2. La variation du facteur d'étalonnage en fonction de l'épaisseur bouchons	82
IV.3.4.6. 2. Saphymo 6150 AD6 N° de série 97146	82
IV.3.4.6. 2.1. La variation du facteur d'étalonnage en fonction de la distance	83
IV.3.4.6. 2.2. La variation du facteur d'étalonnage en fonction de l'épaisseur Des Bouchons	84 85
IV.3.4.6. 3. Saphymo Mini TRACE Y N° de série 114002	
IV.3.4.6. 3.1. La variation du facteur d'étalonnage en fonction de la distance	86
IV.3.4.6. 3.1. La variation du facteur d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des Bouchons	87
IV.4. Conclusion	89
Conclusion générale	
Référence	
Annexe	

Liste des figures

Chapitre. I : Physique des rayonnements

Figure 1. Carte des noyaux connus	
Figure 2. Représentation de l'émission des photons de fluorescence	
Figure 3. Schéma représentatif de parcours	5
Figure 4. Effet photoélectrique et émission de fluorescence	8
Figure 5. Effet Compton	12
Figure 6. Illustration de la diffusion simple	13
Figure 7. Effet de création de paire	13
Figure 08. : Le domaine des trois phénomènes d'interaction	13

Chapitre II : Radioprotection

Figure 09.L'effet déterministe	14
Figure 10.L'effet stochastique ou aléatoire	14
Figure 11. Facteurs de qualité et effets spécifiques des rayonnements ionisants	17

Chapitre III : Étalonnage en radioprotection2

Figure 12. Schéma représentatif de services de LSD	
Figure 13. Deux irradiateurs type Buchler OB6 et OB2	
Figure 14. Règle murale et porte atténuateur	22
Figure 15. Chariot coulissant	23
Figure 16.Pupitre de commande	36
Figure 17.Laser réticulaire	36
Figure 18. Blocks de plombs	
Figure 19.Camera de télé surveillance	
Figure 20. Atténuateurs	
Figure 21. Thermomètre	38
Figure 22.Baromètre	38
Figure 23. Capintec	38
Figure 24. Chambre d'ionisation	38
Figure 25. Chambre de référence	38
Figure 26.Electromètre PTW	38
Figure 27. Electromètre KEITHLEY	

Figure 28. Schéma synoptique illustre la désintégration de ^{137}Cs	40
Figure 29. Différents régimes de fonctionnement d'un détecteur à gaz	42
Figure 30. Principe physique de la chambre d'ionisation	42
Figure 31. Illustration du Principe de Bragg-Gray	42
Figure 32. Allure mono exponentielle en fonction de l'épaisseur d'écran	43
Figure 33. Rôle de la matière atténuante	45
Figure 34. Rôle de l'énergie du faisceau incident	45
Figure 35. Dispositif de détermination la CDA	46
Figure 36. Détermination de la CDA par lecture graphique	46
Figure 37. Chaîne internationale de mesure	48
Figure 38. Etalonnage avec un instrument de référence	48
Figure 39. Etalonnage dans un champ de rayonnement connu	54
Chapitre IV : Résultats expérimentaux	54
Figure 40. Étude du temps de stabilité de l'électromètre UNIDOS PTW	55
Figure 41. Étude du temps de stabilité des chambres d'ionisation	55
Figure 42. Stabilité du système chambre + électromètre	
Figure 43. Position de la source à l'aide de la loi de l'inverse carré De la distance.	
Figure 44. Détermination du profil horizontal	
Figure 45. Profil Horizontal du faisceau du Césium 137 à 1m et 2m respectivement	56
Figure 46. Détermination du diamètre du champ d'irradiation	57
Figure 47. Variation de la charge en fonction du temps	58
Figure 48. Différentes épaisseurs et dispositif utilisé pour La détermination de la CDA	58
Figure 49. différents bouchon de plomb	59
Figure 50. Courbe d'atténuation du faisceau de Césium 137 pour une DSD de 1 m (Épaisseurs des atténuateurs en Pb en (mm)).	59
Figure 51. Variation de la charge normalisée en fonction de l'épaisseur Des atténuateurs en (mm) pour les différentes distances de 1 à 6 mètres	60
Figure 52. Variation de la charge collectée normalisée en fonction de l'épaisseur des atténuateurs (mm) avec le bouchon de 2 cm	61
Figure 53. Variation de la charge collectée normalisée en fonction de l'épaisseur des atténuateurs (mm) avec le bouchon de 3 cm	61

Figure 54. La variation de la charge collectée normalisée en fonction de l'épaisseur des atténuateurs (mm) avec bouchon 4 cm.	66
Figure 55. Variation de la charge collectée normalisé pour les différents bouchons en fonction de l'épaisseur de l'atténuateur pour DSD = 1 mètre	68
Figure 56. Variation du CDA en fonction de l'épaisseur du bouchon	
Figure 57. Variation de débit en fonction de l'inverse carré de la distance	
Figure 58. variation de débit de référence en fonction de la distance	68
Figure 59. Variation de la pente en fonction de l'épaisseur des bouchons	69
Figure 60. Variation des ordonnées à l'origine en fonction de la distance	70
Figure 61. La variation des débits de référence en fonction de l'épaisseur des Bouchons	71
Figure 62. variation de débit référence en fonction de la distance	71
Figure 63. la variation de du facteur d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons	73
Figure 64. la variation de du facteur d'étalonnage moyen en fonction de la distanc	74
Figure 65. la variation de du facteur d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchon	
Figure 66. la variation de du facteur d'étalonnage moyen en fonction de la distance	74
Figure 67. la variation de du facteur d'étalonnage en fonction de L'épaisseur des bouchons	75
Figure 68. la variation de du facteur d'étalonnage moyen en fonction de la distance	
Figure 69. la variation de du facteur d'étalonnage moyen en fonction de l'épaisseur des Bouchons	76
Figure 70. la variation de du facteur d'étalonnage en fonction de la distance	76
Figure.71. la variation de du facteur d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons	
Figure 72. la variation de du facteur d'étalonna en fonction de l'épaisseur de la distance	77

Figure 73. la variation de du facteur d'étalonnage en fonction de l' épaisseur des bouchon	82
Figure 74. la variation de du facteur d'étalonnage moyen en fonction de la distance	83
Figure 75. la variation de du facteur d'étalonnage en fonction de L'épaisseur des bouchons	
Figure76. La variation de du facteur d'étalonnage moyen en fonction de la distance	83
Figure 77. la variation de du facteur d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons	84
Figure 78. la variation de du facteur d'étalonnage moyen en fonction de la distance	
Figure 79. la variation de du facteur d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons	85
Figure 80. la variation de du facteur moyen d'étalonnage en fonction de l'épaisseur de la distance	85

86

86

Liste des tableaux

Chapitre I : Physique des rayonnements

Tableau 1. Tableau résumant les rayons ionisant et non ionisant	7
Tableau 2. Type de neutrons en fonction de leur énergie	
Tableau 3. Épaisseur de demi -absorption exprimée (en mm) de quelques matériaux	15

20

Chapitre II : Radioprotection

Tableau 4. Valeurs des facteurs repondération tissulaire	30
Tableau 5. Grandeurs opérationnelles et limites annuelles de dose	31

Chapitre III : Étalonnage en radioprotection

33

Tableau 6. Valeurs des limites annuelles des doses équivalentes et des doses efficaces	
--	--

Chapitre IV : Résultats expérimentaux

57

Tableau 7. Réponse de la chambre d'ionisation en fonction de la distance	
Tableau 8. Récapitulatif des résultats pour le profil horizontal	
Tableau 9. Récapitulatif des mesures des charges collectées en fonction de l'épaisseur des atténuateurs de Pb en (mm) à une distance de 1m	

62

Tableau 10. Les résultats expérimentaux relatifs à chaque distance	
--	--

Tableau 11. Les résultats expérimentaux relatifs à chaque distance	63
--	----

Tableau 12. Les résultats expérimentaux relatifs à chaque distance pour le bouchon de 3cm.	64
--	----

64

Tableau 13. Les résultats expérimentaux relatifs à chaque distance pour bouchon 4cm.	
--	--

Tableau 14. Variation de la CDA en fonction d'épaisseur des bouchons	
--	--

Tableau 15. Débit de référence mesuré	
---------------------------------------	--

Tableau 16. Variation de débit en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons	68
Tableau 17. Récapitulatif des valeurs des pentes et ordonnée. à l'origine en fonction de l'épaisseur des bouchons	69
Tableau 18. Récapitulatif des valeurs du débit calculé par la relation(60) en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons	70
Tableau 19. Facteur d'étalonnage de la chambre capintec avec les différentes épaisseurs des bouchons	72
Tableau 20. Facteur d'étalonnage de la chambre Farmer NE 2575 avec les différentes épaisseurs des bouchons	75
Tableau 21. Le débit de référence de l'unité de ^{137}Cs donné à la date d'étalonnage	79
Tableau 22. Facteur d'étalonnage de Saphymo 6150 AD6 avec les différentes épaisseurs des bouchons	79
Tableau.23. facteur d'étalonnage de Saphymo 6150 AD6 de série 97146 avec les différentes épaisseurs des bouchons	82
Tableau 24. Facteur d'étalonnage de Saphymo Mini TRACE Y N° de série 114002 avec les différentes épaisseurs des bouchons	84

***Introduction
Générale***

Introduction

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.

Les rayonnements pouvaient être soit bénéfiques soient nocifs selon l'usage judicieux ou abusif qu'on en faisait et que des mesures de protection s'imposaient

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 tout instrument de mesure utilisé en radiothérapie et en radioprotection, qui est intégré au réseau international de mesure

Il regroupe 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 équivalant de dose.

Ces étalons permettent d'envisager l'étalonnage des dosimètres utilisés en radioprotection.

Pour l'étalonnage en radioprotection, le LSED dispose deux unités de type OB6 et OB 2, comportant des sources de ^{137}Cs et ^{60}Co . Ces deux unités délivrent des débits variant en fonction de la distance.

Lors d'étalonnage de certains radiamètres utilisés en radioprotection, une saturation à des distances importantes pose un problème de détermination de facteur d'étalonnage. 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 contient 4 chapitres : le premier est consacré au rappel de l'interaction des rayonnements avec la matière. le deuxième chapitre, contient des notions de base de radioprotection ,l'effet biologique ,des grandeurs et limites afin de mettre en œuvre des moyennes de prévention de surveillance et de contrôle adapté aux risques encourus au post de travail. Nous avons exposé 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 les résultats expérimentaux de l'étalonnage de deux chambres d'ionisation et de trois radia mètres ainsi les débits de kerma en fonction de la distance et de l'épaisseur des bouchons.

Chapitre I
Physique des rayonnements

I.1. INTRODOCTION :

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

I.2. Classification des rayonnements :

I.2.1. selon leur nature :

- **rayonnements particuliers :** qui correspondent à l'expulsion de particules particulières chargés possédant masse, énergie cinétique et éventuellement une charge électrique typiquement il s'agit des émissions β , α [2].
- **rayonnements électromagnétiques :** Rayonnement caractérisé par l'oscillation d'un champ électrique et d'un champ magnétique pouvant se déplacer à travers un milieu. Dans le vide, le rayonnement électromagnétique se déplace à la vitesse de la lumière. Les rayons gamma et X sont des formes de rayonnement électromagnétique [5].

Les deux dernières cibles conduisent à distinguer :

- Les rayonnements particuliers chargés, dont les interactions sont de type coulombiennes, beaucoup plus fréquents avec les électrons qu'avec les noyaux
- Les rayonnements particuliers neutres (flux de neutrons) qui, eux, ne dissipent leurs énergie cinétique de façon significative que lors de leurs collisions avec les noyaux
- Les rayonnements électromagnétiques qui produisent des effets différents sur la matière selon qu'elles rencontrent les noyaux ou les électrons [8].

I.3. selon leur effet sur la matière :

Cette classification est fondée sur les effets des interactions des rayonnements avec la matière et on distingue :

➤ Un rayonnement ionisant est un rayonnement dont l'énergie est suffisante pour ioniser les atomes ou les molécules qu'il rencontre sur son chemin, c'est-à-dire pour leur arracher un ou plusieurs électrons. Les rayonnements ionisants sont constitués, soit de particules matérielles, soit d'ondes électromagnétiques.

➤ Les rayonnements non ionisants, se distinguent par leur faible énergie qui est loin de faire ioniser les atomes de ce milieu.

I.4. Origine des rayonnements ionisants :

Un rayonnement est dit « ionisant » lorsqu'il contient assez d'énergie pour éjecter un électron d'un atome. Les rayons X et gamma, les particules alpha, les neutrons, les protons et les électrons sont tous des rayonnements ionisants. En effet leur énergie soit supérieurs à l'énergie de liaison des électrons. Les rayons ont pour origine soit le cortège électronique soit le noyau.

I.4.1. rayonnement provenant du cortège électronique :

I.4.1.1. photon X de fluorescence :

L'absorption ou émission d'énergie par un atome se fait par sauts discrets, égaux à la différence entre les niveaux d'énergies électroniques ainsi après une excitation, si, par exemple un électron passe d une couche externe de numéro a à une couche plus interne de numéro k il ya émission d un quantum d énergies électromagnétique de fluorescence [8] :

$$W = W_K - W_L \quad (1)$$

I.4.1.2. électron Auger :

Il y a compétition entre l'effet Auger et l'émission de fluorescence. Le photon de fluorescence est émis lorsqu'un électron des couches supérieures prend la place de l'électron éjecté. Parfois, pour des milieux de Z petit, le photon de fluorescence produit un nouvel effet avec émission d'un électron : c'est l'effet Auger [7].

I.4.1.3. rayonnement de freinage :

Un électron dévié dans le champ d'un noyau atomique rayonne de l'énergie sous forme d'un rayonnement X de freinage [12].

I.4.1.4. Rayonnements provenant du noyau :

I.4.1.4.1. Mode de désintégration :

Certains atomes ont une structure instable au niveau de leurs noyaux (nombre excédentaire ou déficitaire de neutron) donc ils subissent une désintégration spontanée avec émission d'énergies aboutissant généralement à la formation de nouveaux noyaux plus stables, ce phénomène s'accompagne de l'émission d'une ou de plusieurs types de rayonnements.

Plusieurs processus existent, émission de particules alpha ; capture électronique ; radioactivité β^- , radioactivité β^+ , le plus souvent, après ces désintégrations, le noyau subit un réarrangement des nucléons le constituant et il libère alors un excès d'énergie sous forme d'onde électromagnétique, c'est l'émission gamma.

I.5. Interaction des rayonnements ionisants avec la matière :

Parmi les rayonnements ionisants, on distingue ceux qui sont directement ionisants, particules chargées (alpha, bêta), de ceux qui sont dits indirectement ionisants car n'étant pas chargés (photons, neutrons) ; ils n'ionisent la matière que par l'intermédiaire de particules chargées ionisantes qu'ils créent dans le milieu [09].

I.5.1. Mécanisme d'action des rayonnements directement ionisant :

Les rayonnements directement ionisants sont constitués par des particules chargées.

I.5.1.2. interaction des particules α et β avec la matière :

➤ Le rayonnement α est un faisceau de particules chargées, qui interagissent fortement avec la matière. Il n'est pas capable d'y pénétrer profondément et il dépose toute son énergie sur un intervalle très petit en causant beaucoup de dommages aux molécules qui l'entourent. Pour l'homme, il est surtout dangereux en cas de contamination interne (par ingestion ou inhalation).

➤ La particule β peut entrer en collision avec les électrons périphériques d'un atome elle provoque soit son excitation, soit l'ionisation si l'énergie incidente est suffisante. Pour des énergies élevées (plusieurs MeV), les particules β peuvent arriver jusqu'au voisinage des noyaux sous l'action du champ coulombien de ces noyaux

➤ La particule β peut entrer en collision avec les électrons périphériques d'un atome elle provoque soit son excitation, soit l'ionisation si l'énergie incidente est suffisante. Pour des énergies élevées (plusieurs MeV), les particules β peuvent arriver jusqu'au voisinage des noyaux sous l'action du champ coulombien de ces noyaux leur trajectoire est alors déviée. La perte d'énergie qui en résulte se traduit par l'émission de photons (rayonnement de freinage ou « Bremsstrahlung » [12].

I.5.1.4. Effet Cerenkov :

Un projectile chargé est entouré d'un champ électrique qui polarise les atomes et les molécules de milieu qu'il traverse au voisinage de sa trajectoire si la vitesse de la particule n'est pas très grande les états de polarisation ne présentent pas de redirection privilégiée par contre si la vitesse de la particule dépasse la vitesse de la lumière dans le milieu ($v > c/n$) des photons sont émis selon un angle déterminé par rapport à la trajectoire c'est l'effet Cerenkov [4].

I.5.1.5. Transfert d'énergie linéique :

Pour étudier le ralentissement des particules chargées, on introduit la notion de Transfert Linéique d'Énergie (TLE) qui représente la perte d'énergie par unité de longueur de trajectoire des particules incidentes consécutivement à leurs chocs avec les électrons.

Son expression en mécanique relativiste, est donnée par la formule de **Bethe Bloch** :

$$TLE = \left| \frac{dE}{dx} \right| = Nz \frac{ze^2 e^4}{4\pi\epsilon_0 m_e v^2} \left[\log \left(\frac{2m_e v^2}{I} \right) - \log \left(1 - \frac{v^2}{c^2} \right) - \frac{v^2}{c^2} - \frac{C_K}{z} \right] \quad (2)$$

ze : la charge de la particule incidente ; v , sa vitesse ;

m_e : la masse au repos de l'électron ; e , sa charge ;

c : la vitesse de lumière dans le vide : $3 \cdot 10^8$ m/s

N : le nombre des noyaux cibles par unité de volume du matériau absorbant de numéro atomique Z .

I : la valeur moyenne du potentiel d'ionisation tenant compte de l'ionisation et de l'excitation des atomes ralentisseurs, donnée par la formule semi empirique (en eV) (R_e) : [44]

$$I = 9.1 \times z(1 + 1.9 \times z^{-2.3})$$

I.5.1.6. Parcours :

C'est la distance parcourue jusqu'à l'arrêt de la particule il dépend du matériau, du type et de l'énergie de la particule

D'un point de vue théorique on trouve le parcours R en intégrant la formule de Bethe :

$$R(T) = \int_0^{T_0} \left(\frac{dE}{dX}\right)^{-1} dE \quad (3)$$

Cette équation ignore certains effets de la diffusion coulombienne à savoir que la particule n'a pas un parcours rectiligne mais que sa trajectoire subit des déviations successives à chaque "collision". Le parcours ainsi calculé est plus petit que le parcours réel. En effet les particules n'auront pas subi le même nombre de collisions durant leur parcours. Il en résulte que pour une perte d'énergie donnée, le parcours fluctue lui aussi autour d'une valeur moyenne. Ces fluctuations sont habituellement appelées « straggling » énergétique [25].

I.5.2. Mécanisme d'action des rayonnements indirectement ionisants :

Un photon peut entrer en collision avec un électron du milieu et plus rarement avec le noyau la cause de l'interaction réside dans les forces qui s'exercent à très courte distance entre le champ électromagnétique associé au photon et le champ électrique de l'électron ou du noyau [5].

I.5.2.1. Processus de perte d'énergie :

A l'inverse des particules chargées, les rayonnements indirectement ionisants perdent de l'énergie par choc direct avec une autre particule (chargée ou non)

Leurs interactions avec la matière ont donc un caractère aléatoire alors que les particules chargées ont un caractère obligatoire,

En effet une particule non chargée est susceptible de traverser des quantités importantes de matière par exemple un centimètre d'épaisseur de plomb sans interagir du tout ce qui est exclu pour les particules chargées qui en pénétrant dans un milieu cèdent immédiatement de l'énergie à un grand nombre d'électrons du milieu.

a) Effet photoélectrique :

Le photon entre en collision avec un électron des couches internes de l'atome. L'énergie E du photon incident est transférée à l'électron qui est éjecté de sa couche. Une partie de cette énergie est utilisée pour "extraire" l'électron interne (énergie de liaison W); l'excédent d'énergie se retrouve sous forme d'énergie cinétique $E_{\text{ciné}}$ de l'électron éjecté ($E = W + E_{\text{ciné}}$). L'effet photoélectrique ne peut avoir lieu que si l'énergie du photon incident est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron. Le retour de l'atome à l'état fondamental s'accompagne d'une émission de photon de fluorescence ou d'un électron Auger (fig.4) [4].

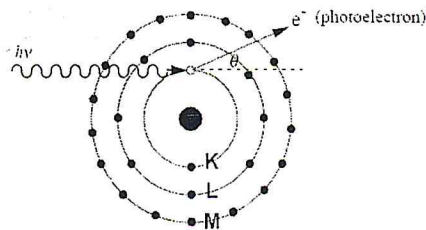


Figure 1. Effet photoélectrique et émission de fluorescence.

b) Effet Compton :

C'est l'interaction d'un photon avec un électron peu lié du milieu absorber le photon est diffusé dans une direction θ par rapport à la direction incidente et perd une fraction de son énergie, cette énergie est cédée à l'électron Compton qui recule dans une direction par rapport à la direction incidente

La trajectoire du photon incident et du photon diffusé définissent le plan de diffusion, la trajectoire de l'électron Compton doit se situer dans ce plan pour satisfaire au principe de la conservation de l'impulsion dans la collision

L'énergie du photon diffusé est donné par :

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu(1 - \cos \theta)}{m_0c^2}} \quad (4)$$

c) Diffusion simple (Thomson Rayleigh) :

La diffusion d'un photon de faible énergie s'effectue sur un électron assez fortement lié à l'atome pour que ce soit l'ensemble de l'atome qui absorbe le recul, le transfert d'énergie à l'atome est alors négligeable le photon est diffusé sans perte d'énergie [4].

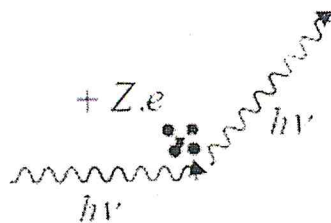


Figure 2. Illustration de la diffusion simple

d) Création de paire :

Lorsque l'énergie du photon incident est supérieure à deux fois l'énergie de la masse de l'électron au repos soit 1.02 MeV , le processus de création de paire devient possible énergétiquement. Cette interaction reste faible en dessous de plusieurs MeV , de cette dernière résulte la matérialisation d'un électron et d'un positron, tous deux se partageant équitablement l'énergie du photon initial. Le positron matérialisé finit toujours par rencontrer son antiparticule (un électron du milieu) et termine ainsi sa courte vie par l'émission de deux photons de 511 KeV correspondant à l'énergie libérée dans deux directions opposées [11].

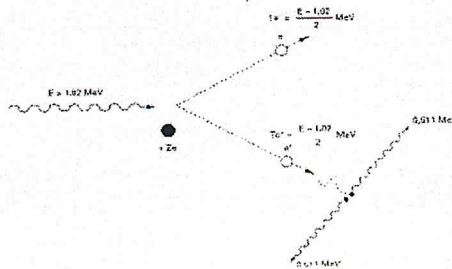


Figure 3. Effet de création de paire

1.5.4. Domaine de prépondérance

La probabilité d'interaction par effet Compton est à peu près indépendante du numéro atomique de la cible. En revanche, celles par effet photoélectrique et production de

pires lui sont proportionnelles. Donc le domaine d'énergie dans lequel l'effet Compton est dominant est d'autant plus important que le numéro atomique de la cible est plus faible. Ainsi, dans les applications usuelles des rayons X et des radionucléides émetteurs γ (dont les énergies se situent entre 50 keV et quelques MeV) l'effet Compton est prédominant [1].

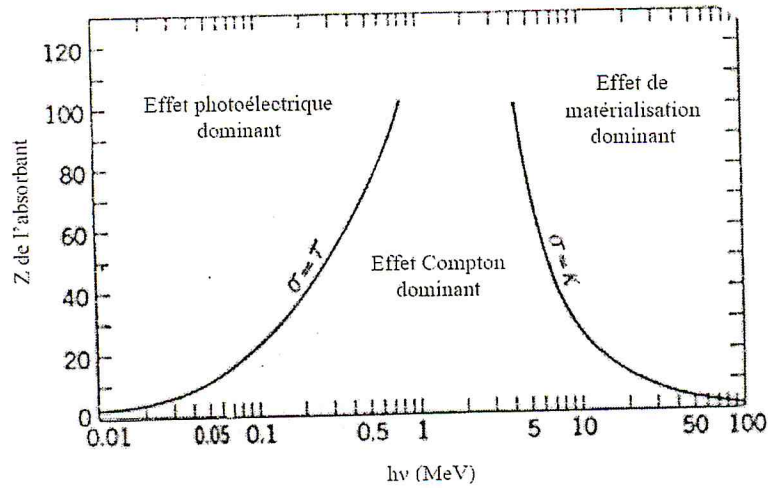


Figure 4. Le domaine des trois phénomènes d'interaction.

Chapitre II :
Radioprotection

II.1. GENERALITES SUR LA RADIOACTIVITE :

Les noyaux possédant un excès d'énergie dits noyaux instables, évoluent vers un état stable en émettant l'énergie excédentaire sous forme de particules ou de rayonnement électromagnétique. Ce phénomène de recherche de stabilité par émission est appelé radioactivité [21].

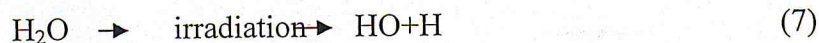
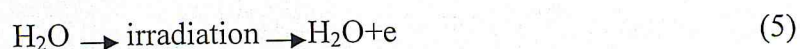
II.2. Les sources radioactives :

Généralement les sources se présentent sous forme d'objets de petites tailles (billes, pastilles, aiguilles, cylindres...). Elles peuvent aussi se trouver sous forme liquide ou gazeuse. La source émet des rayonnements ionisants (α , β , γ , n) due aux radioéléments de la source qui peut être de ^{89}Sr , ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{192}Ir , etc. Son activité est variable, elle diminue après un certain temps (pour le cobalt, de moitié tous les 5 ans) [28].

II.3. Effets biologique des rayonnements :

L'action biologique des rayonnements ionisants se traduit notamment par des lésions au niveau de l'ADN des cellules, via des effets directs et indirectes

- ✓ Soit l'ADN est directement ionisé
- ✓ Soit le mode d'action est indirect : les rayonnements induisent des coupures des molécules d'eau proches de l'ADN, on parle de « radiolyse de l'eau » qui forme des radicaux libres de la forme suivante :



Avec H, HO : radicaux libres, ces radicaux sont extrêmement réactifs et donc nocifs car ils produisent des phénomènes de réduction et d'oxydation qui modifient la structure cellulaire, ce qui se traduit sur une molécule d'ADN par des mutations ou bien la mort cellulaire dans le pire des cas [12].

II.3.1 Classification des effets biologiques des rayonnements

La publication 26 de l'ICRU classe les effets biologiques produits par les rayonnements ionisants en :

➤ **L'effet déterministe :**

Lors d'une exposition, si le nombre de cellules détruites est trop important leur remplacement par la multiplication des cellules viables est insuffisant le déficit cellulaire qui en résulte entraîne des lésions tissulaires qui à leur tour altèrent la fonction de l'organe enfin celle-ci peut entraîner des signes cliniques voire la mort de l'individu [1].

Les effets déterministes sont donc ceux que l'on observe au-delà d'un seuil moyen et dont la fréquence varie avec la dose. La gravité de l'effet dépend du nombre de cellules affectées et le seuil dépend de la sensibilité. Le temps post irradiation à partir duquel on peut détecter un effet déterministe dépend entre autre de l'évolution du mécanisme de l'effet et de réparation des tissus irradiés.

La fréquence et la gravité d'un effet déterministe, caractérisé par une condition pathologique déterminée ; augmente en fonction de la dose dans une population d'individus de différentes sensibilités. Les effets déterministes sont :

- Précoces : ils se manifestent quelques heures à un mois après l'exposition
- D'autant plus graves que la dose est importante
- Différents selon que l'exposition est globale ou partielle

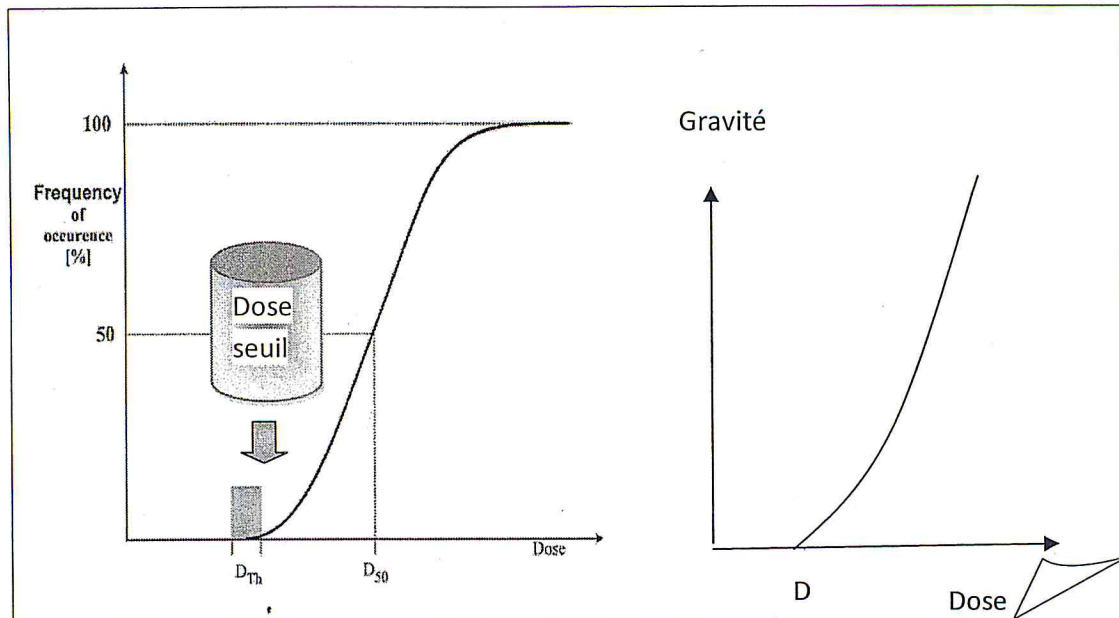


Figure 5.L'effet déterministe

➤ **Les effets stochastique ou aléatoire :**

Sont ceux dont la fréquence d'occurrence varie avec la dose et n'ont pas de seuil la gravité est indépendante de dose ils sont la conséquence probabiliste à long terme chez un individu ou chez descendance, de la transformation d'une cellule ou d'un petit nombre de cellules ils résultent donc de lésions mal réparées des molécules d'ADN, ils sont de deux types :

- Si la mutation porte sur un gène d'une cellule somatique, les effets concernent l'individu exposé ce sont les effets cancérogènes (leucémie-cancer)
- Si la mutation porte sur un gène d'une cellule germinale les effets concernent l'individu du exposé mais peuvent également se transmettre ce sont les effets héréditaires ou génétiques

Les effets stochastiques sont :

- ✓ Tardifs : plusieurs années après l'exposition, voir la descendance
- ✓ Quand la dose augmente, leur fréquence augmente mais leur gravité reste constante [12] .

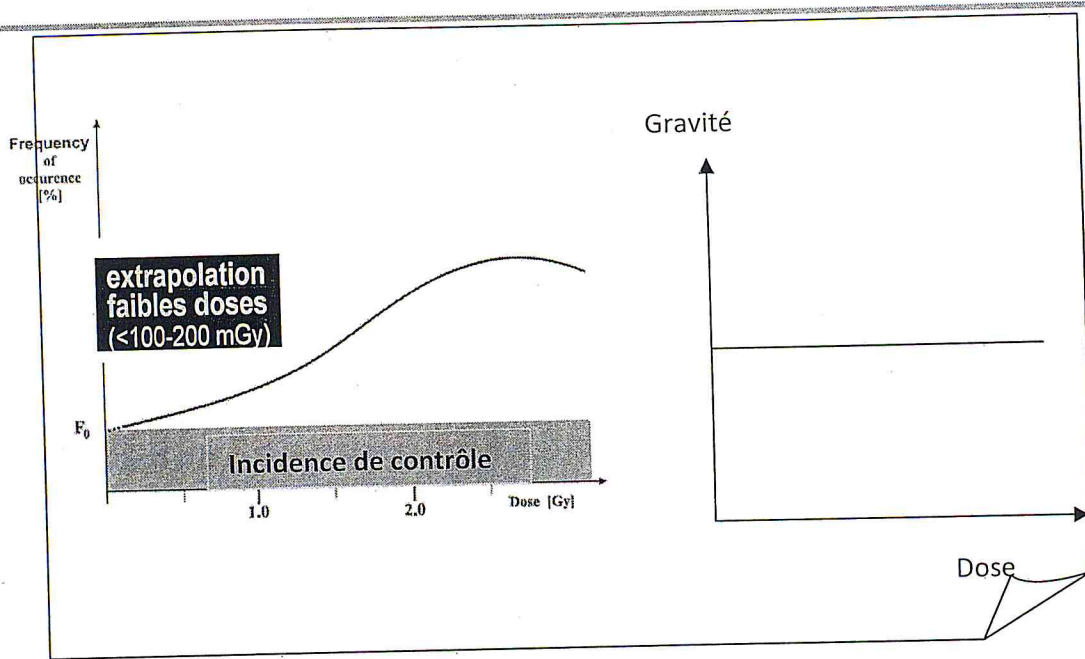


Figure 6.L. L'effet stochastique ou aléatoire

II.4. la protection radiologique :

II.4.1. Définition de la radioprotection :

Ensemble des moyens utilisés pour se protéger des rayonnements ionisants [13].

II.4.2. Les principes généraux de la radioprotection :

➤ La justification

On ne doit adopter une pratique conduisant à une irradiation à moins qu'elle ne produise un bénéfice suffisant pour les individus exposés ou pour la société, compensant le préjudice lié à cette irradiation les sources de rayonnements ionisants alternative « par exemple, pas de radiographie si des résultats similaires sont obtenus avec une échographie) de plus les sources radioactives sont maintenant strictement interdites dans les produits de la vie courante [21].

Dans le cas des expositions médicales c'est au médecin de faire la balance entre le bénéfice et le risque le bénéfice que le patient retire de l'examen doit être supérieur au risque radiologique.

➤ **L'optimisation :**

C'est la recherche de l'exposition minimum nécessaire elle correspond au principe ALARA (as Low as reasonably Achievable) l'irradiation doit être au niveau le plus bas que l'on peut raisonnablement atteindre [21].

➤ **La limitation :**

Aucun individu ne doit recevoir des dose d'irradiation supérieurs aux limites maxima autorisées les réglementations définit des limites annuelles d'exposition à ne pas dépasser [21].

II.5. Grandeurs utilisé en radioprotection :

II.5.1. L'activité :

Elle exprime le nombre de désintégrations par unité de temps qui se produisent dans une masse d'un radio-isotope. L'unité dans le système normalisé est le Becquerel (Bq) correspondant à une activité d'une désintégration par seconde : une unité ancienne hors système était le Curie (Ci) qui correspond à $3,7 \cdot 10^{10}$ désintégrations par seconde (origine : nombre de désintégrations par seconde se produisant dans une masse de 1 gramme de Radium 226) La correspondance entre ces deux unités [1] :

$$1\text{Ci} = 3,7 \cdot 10^{10}\text{dés/s} \quad \text{et} \quad 1\text{Bq} = 1 \text{dés/s}$$

II.5.1.1 Loi fondamentale de désintégration

➤ **Constante et période radioactive :**

La période T est le temps au bout duquel le nombre de noyaux existant à l'instant $t=0$ a diminuée de moitié.

En intégrant
$$\frac{dN}{dt} = -\lambda N \quad (8)$$

On obtient :
$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \quad (9)$$

Au temps $t = T$
$$N(T) = \frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\lambda T} \quad (10)$$

On trouve :
$$\lambda T = \ln 2 \quad (11)$$

Où $\lambda = 0.693 / T$, λ est une caractéristique spécifique et immuable d'un radio-isotope considéré ; **T** est exprimé en unités de temps (seconde, heure, ans ...). Les périodes

varient de quelques microsecondes à plusieurs milliers d'années suivant les éléments radioactifs : par exemple, Cobalt ^{60}Co : 5,3 ans ; Phosphore ^{32}P : 14 jours ; Tritium ^3_1H : 12, années [8].

II.5.2. Dose absorbée :

La dose absorbée est la quantité d'énergie moyenne dW_e délivrée à un volume Élémentaire de masse dm

$$D = \frac{dW_a}{dm} \quad (12)$$

Elle s'exprime en Gray (Gy), un gray correspond à un dépôt d'énergie de 1 joule Par kilogramme de matière. La dose absorbée est une quantité purement physique, son grand intérêt pratique est qu'elle est directement mesurable à l'aide d'un dosimètre, contrairement aux autres notions de dose [20].

II.5.3. Dose d'exposition :

La quantité d'exposition est définie comme le quotient de la charge ΔQ par la masse Δm ou

ΔQ : est la charge électrique totale de tous les ions positifs produits dans l'air les ions produits par l'absorption des rayonnements de freinage émis par les électrons secondaires très énergétiques n'entrent pas dans la charge ΔQ

L'exposition :

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} = \frac{Ne}{\Delta m} \quad (13)$$

Où N est le nombre de paire d'ions [1].

Elle s'exprime en **Coulomb/kg (C/kg)** est la mesure de l'intensité ou du débit des Rayons X ou gamma. Le C/kg a remplacé graduellement le Roentgen (R) qui correspond à 258 micro coulombs / kg d'air [27].

➤ Protection contre l'exposition:

On réduit les risques dus aux rayonnements externes en appliquant un certain nombre de règles soit séparément soit en les combinant [12] :

a) Le temps d'exposition.

Pour un débit de dose donné, la dose absorbée par l'organisme entier ou un organe donné augmente proportionnellement avec le temps d'exposition

Il convient donc de réduire au minimum nécessaire le temps d'exposition par la rationalisation des différentes phases des manipulations et l'entraînement en situation inactive

b) La distance :

Est un moyen de protection souvent efficace et économique pour réduire l'irradiation externe

Soit une source ponctuelle isotrope émettant Φ_0 particules par seconde dans un angle solide de 4π . A une distance « d_1 » le débit de fluence de particules est de

$$\Phi_1 = \Phi_0 / 4\pi d_1^2 \quad (14)$$

et à une distance « d_2 » cette même source délivre un débit de fluence :

$$\Phi_2 = \Phi_0 / 4\pi d_2^2 \quad (15)$$

$$\Phi_1 / \Phi_2 = (d_2 / d_1)^2 \quad (16)$$

D'où :

L'intensité du rayonnement d'une source radioactive ponctuelle isotrope décroît comme l'inverse du carré de distance c'est la loi en « $1/d^2$ », elle n'est vérifiée que si la source vue de la cible irradiée est considérée comme ponctuelle. L'application de la loi du carré de distance équivaut à l'utilisation de pinces ou de dispositifs de télécommande pour la manipulation des sources radioactives interne.

c) Les écrans :

L'utilisation d'écrans placés entre la source et le manipulateur est aussi un moyen efficace de protection contre l'irradiation externe le choix du matériau et de l'épaisseur de l'écran dépend de la nature et de l'énergie des rayonnements

❖ Protection contre les particules α :

La particule est peu pénétrante son parcours est très faible dans la matière,

Une feuille de papier arrête totalement les particules α , ainsi elle ne présente pas de risque d'irradiation externe

❖ Protection contre les particules β :

Les particules β sont absorbées par des écrans constitués de faible poids atomique (plexiglas, AL, Cu,...), les écrans constitués de matière à numéro atomique élevé. Peuvent, si la source est intense et l'énergie des betas élevée, donner naissance à des rayonnements X de freinage qui à leur tour devront être atténués par des écrans lourds généralement en plomb il convient de noter que Les gants et vêtement de travail ne réduisent la dose absorbée que de 20à40% Selon leur épaisseur.

❖ Protection contre les rayons X et γ :

Un rayon X traverse un écran d'épaisseur X et s'attenu selon une loi exponentielle :

$$N=N_0e^{-\mu x} \quad (17)$$

N_0 : nombre de photons incidents

N : est le nombre de photon émergeant

μ : est le coefficient d'atténuation linéaire, il dépend du matériau, écrans et de l'énergie de photon il s'exprime en [cm^{-1}]

x : épaisseur de l'écran [cm]

On utilise en générale des matériaux de numéro atomique élevé (Pb, U appauvri, acier, béton...) en pratique, l'efficacité des matériaux d'écrans est mesurée par l'épaisseur du matériau considéré diminuant le flux incident d'un facteur $\frac{1}{2}$: couche de demi atténuation (HVL ou $x_{1/2}$) ou d'un facteur 10 : couche d'atténuation dixième (TVL ou $x_{1/10}$). Elles correspondent aux épaisseurs permettant de réduire la dose efficace, respectivement d'un facteur deux et d'un facteur dix ces valeurs sont étroitement liées au coefficient d'atténuation linéique(ou coefficient massique d'atténuation), μ (en Cm^{-1}), lui même dépend du numéro atomique de l'élément utilisé comme écran [13].

II.5.4. KERMA

Le Kerma est, pour des particules non chargées indirectement ionisantes, le quotient de la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées libérées dans un élément de matière par la masse de cet élément.

$$K = \frac{\Delta E}{\Delta m} \text{ (Gray)} \quad [18]$$

II.5.5. Dose équivalente :

Pour tenir compte de cette différence d'efficacité biologique du rayonnement incident, on a introduit un facteur, appelé facteur de pondération radiologique (W_R). Si on multiplie la dose absorbée dans un tissu vivant par ce coefficient, on obtient une grandeur qui mesure l'effet biologique, appelée dose équivalente HT

$$H_T = \sum W_R \cdot D_{T,R} \quad (19)$$

$D_{T,R}$ est la dose absorbée moyenne pour l'organe ou le tissu T due au rayonnement R. L'unité de la dose équivalente est le Sievert (Sv), l'ancienne unité est le rem :

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem} [25].$$

La publication 60 de la CIPR a attribué à chaque type de rayonnement les facteurs de pondération W_R

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

Tableau 1. Facteurs de pondération W_R (ICRP 60)

II.6. Classification des travailleurs

Le décret du 2/10/1986 classe les travailleurs dont l'exposition est susceptible de dépasser le 1/10 des limites maximales annuelle fixées

II.6.1. Les travailleurs de catégorie A

Anciennement directement affectés à des travaux sous rayonnements ceux qui dans les conditions habituelle de travail sont susceptibles de dépasser les trois dixièmes de la limite annuelle.

II.6.2. Les travailleurs de catégorie B

Anciennement non directement affectés à des travaux sous rayonnements ceux qui dans les conditions habituelle de travail, ne doivent normalement pas dépasser les trois dixième de la limite annuelle [21].

II.7. Classification des zones de travail :

L'employeur délimite et classe selon le risque, les zones ou sont manipulées la matière radioactive le risque peut porter sur l'irradiation et/ou la contamination ces zones font l'objet d'une signalisation et d'un contrôle approprié

II.7.1. La zone surveillée :

Une zone est déclarée « zone surveillée » si dans la condition normales de travail l'équivalent de dose annuelle est susceptible de dépasser le un dixième de limite annuelles fixées pour la catégorie A

II.7.2. La zone contrôlée :

Une zone est déclarée « zone contrôlée » si dans les conditions normales de travail, l'équivalente dose annuel, est susceptible de dépasser les trois limites annuelles fixées pour la catégorie A [6].

II.8. les limites de dose

Pour l'exposition aux rayonnements ionisants des travailleurs et du public ne doivent recevoir des doses d'irradiations supérieures aux limites maxima autorisées les Réglementations ICRP60

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 2. Valeurs des limites annuelles des doses équivalentes et des doses efficaces

Chapitre III :
Étalonnage en radioprotection

III.1. Introduction :

les résultats du traitement en radiothérapie dépendent beaucoup de la précision sur la dose délivrée à la tumeur. Un sous dosage au niveau du volume cible augmente considérablement les risques de récives, alors qu'un sur dosage entraîne un taux de destruction cellulaire intolérable par certains organes critiques.

L'évaluation précise d'une dose de rayonnements ionisants ne peut être effectuée à l'aide d'un détecteur non étalonné. En effet, pour établir une relation précise entre la lecture enregistrée sur l'appareil et la valeur de la grandeur réelle recherchée, il y a lieu de tenir compte du facteur d'étalonnage précédemment déterminé auprès d'un laboratoire d'étalonnage.

Faisant une visite rapide aux laboratoires au sein LSDE dont nous avons effectués nos mesures.

III.2. Présentation succincte de LSED

Le LSED (Laboratoire Secondaire d'Etalonnage pour la Dosimétrie) est le Laboratoire National de Métrologie Algérien pour les rayonnements ionisants. Il a été créé en 1989 (Secondary Standard Dosimetry Laboratory(SSDL)) dans le cadre d'un projet de coopération avec l'Agence Internationale de l'Energie Atomique (AIEA). Le LSED est devenu membre officiel du réseau international IAEA/WHO des laboratoires de même nom en 1990,

Le LSED opère selon un système qualité conforme à ISO 17025 pour lequel il a été certifié par une mission d'expertise de l'AIEA qui l'a audité en 2004.

Il a obtenu le statut de Laboratoire Régional Désigné AFRA pour les pays Africains d'expression Francophone en 2005.

III.3. Activités essentielles menées au LSED :

- Etablissement de certificats d'étalonnage conforme à la norme ISO 17025.

- Etalonnage des différents types de chambres d'ionisations « cylindriques et plates » utilisées en radiothérapie en termes de Kerma à l'air libre et de dose absorbée dans l'eau (Faisceau RX de qualité BIPM et gamma de ^{60}Co).
- Etalonnage en radioprotection des détecteurs (Radia mètres, stylo dosimètres, détecteurs de radioactivités (Faisceaux RX de qualité ISO 4037 et gamma de ^{60}Co et ^{137}Cs).
- Développement et maintien des références dosimétriques par l'implémentation d'un programme d'assurance de qualité
- Irradiations de références à des raisons d'étalonnages (Film dosimètres, dosimètres Thermo luminescents,...) ou de recherche (Circuit intégrés, dosimètres biologiques(Sang),....).

III.4. Services offerts par LSED :

- l'étalonnage des faisceaux cliniques en termes de dose absorbée dans l'eau (Spécialement les centres équipés d'accélérateurs linéaire.)
- Audit des faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie à l'aide de chambre d'ionisation et de TLD, pour la vérification de la fiabilité des débits de références et des doses calculées par les systèmes de planning de traitement(TPS).
- Contrôle technique pour les centres de radiothérapie en cas d'achat de nouveaux équipements (Chambre d'ionisation, électromètres, Fantômes, Unités d'irradiation et simulateurs).

Le LSED contient trois salles surveillées d'un système vidéo composé de quatre caméras et d'un moniteur, chaque salle est équipée d'un chariot de type AIEA mobile sur rails, deux lasers (frontaux et latéraux) de fins d'alignement et positionnement de matériel, chaque salle possède son propre système de climatisation contrôlé par deux détecteurs avec seuil, d'une porte blindé au dessus de laquelle se disposent deux lampes, une rouge et l'autre verte, témoignent l'état des unités d'irradiations

Un système de protection lors d'irradiation par deux cellules photoélectriques arrête l'irradiation quand toute personne de n'importe qu'elle taille traversera salle, afin d'assurer plus de protection il existe deux boutons poussoir arrête l'irradiation

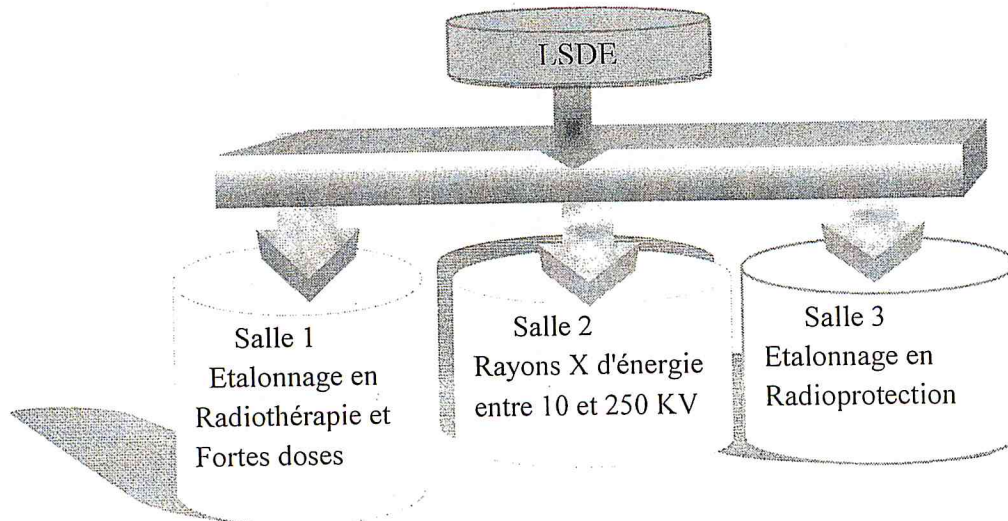


Figure 8. Schéma représentatif de services de LSD

III.5. Equipement et matériels utilisé :

- La salle Co -Cs du LSED dont les mesures ont été effectuées contient :
- deux irradiateurs type Buchler OB6 et OB2 avec une source de ^{137}Cs (740 GBq) et ^{60}Co (3.7 GBq)
- murs en béton d'épaisseur 54cm.
- Règle murale de longueur (de 0 à 6 mètres) et un porte atténuateur.
- Chariot coulissant
- Laser réticulaire pour le positionnement précis des détecteurs et dosimètres.
- Pupitre de commande avec son Timer intégré
- Caméras pour la surveillance vidéo de la salle et pour la lecture des radia mètres.
- Système de sécurité lumineux de la porte.
- Des Blok de plombes et des atténuateurs

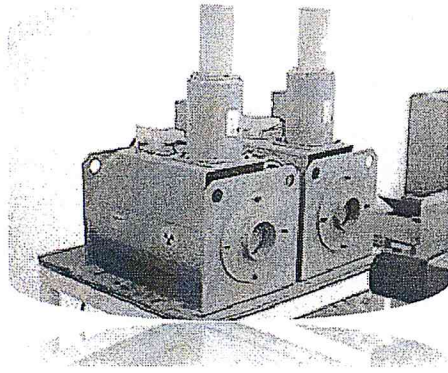


Figure 9. Deux irradiateurs type Buchler OB6 et OB2

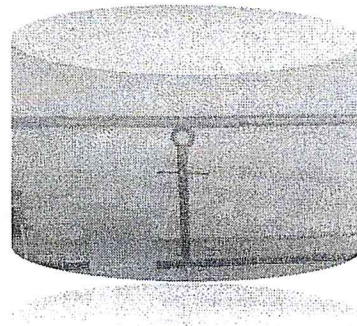


Figure 10. Règle murale et porte atténuateur

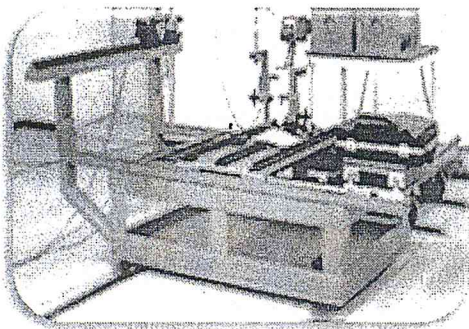


Figure 11. Chariot coulissant

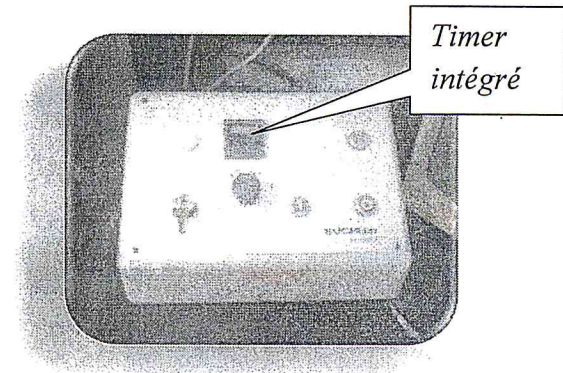


Figure 12. Pupitre de commande

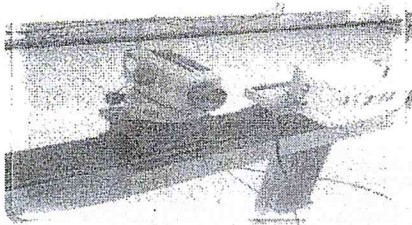


Figure 13. Laser réticulaire

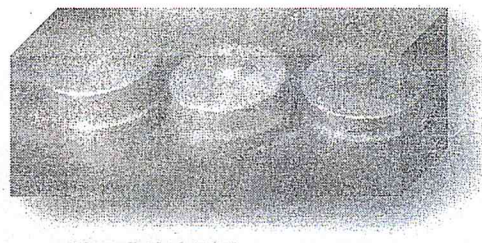


Figure 14. Blocks de plombes

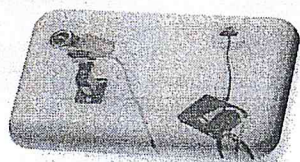


Figure 15. Camera de télé surveillance



Figure 16. Atténuateurs

o **Le baromètre et le thermomètre :**

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

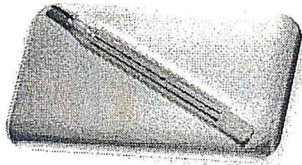


Figure 17. Thermomètre

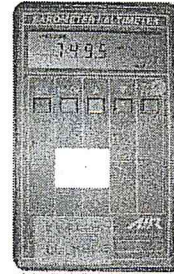


Figure 18. Baromètre

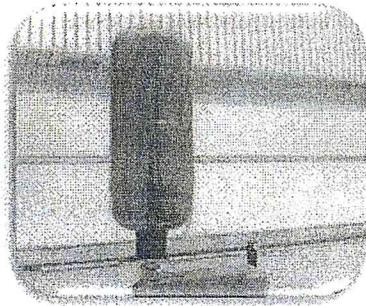


Figure 19. Capintec

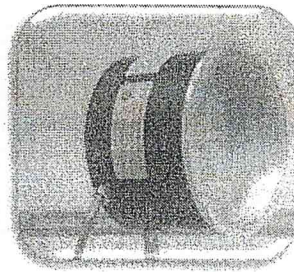


Figure 20. Chambre d'ionisation NE 2575

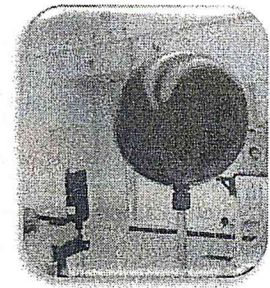


Figure 21. Chambre de référence

o **Les électromètres**

Le PTW UNIDOS 10002 # 20362 (figure.31) et le Keithley # 35040 sont des instruments de mesure qui permettent de récolter la quantité d'ion produite dans la cavité de la chambre d'ionisation. Ils peuvent être employés en mode courant ou charges

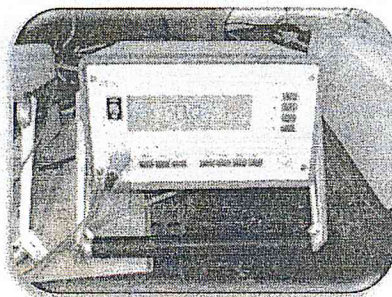


Figure 22. Electromètre PTW

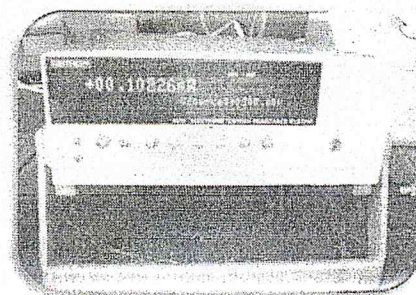


Figure 23. Electromètre KEITHLEY

III.6. Production et mesure de radiation

Notre travail est basé sur l'irradiateur OB6 (^{137}Cs) une brève description de ce radioélément est donnée dans le paragraphe ci-dessous.

III.6.1 Production de ^{137}Cs

➤ Caractéristiques :

Le césium 137 se trouve dans les produits de fission avec d'autres radioéléments dont le strontium90, le césium 144, le ruthénium106 et le prométhéum 147.

Il se transforme en baryum 137. Cette transformation se fait suivant deux voies différentes :

7 % des noyaux : émission d'une particule bêta d'énergie maximum 1,18 MeV.

93 % des noyaux : émission d'une particule bêta d'énergie maximum 0,51 MeV. Dix fois sur onze, cette particule bêta est accompagnée de l'émission d'un rayonnement gamma de 662 KeV d'énergie. Une fois sur onze, l'émission du gamma est remplacée par celle d'un électron (dit « *électron de conversion* ») de 625 KeV, issu du cortège électronique de l'atome.

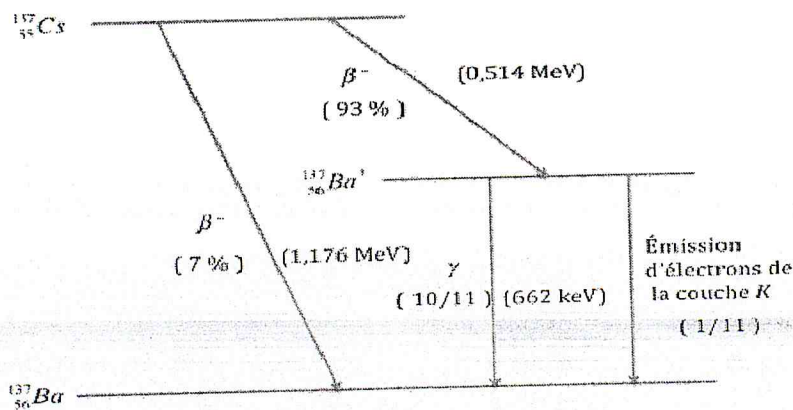


Figure 24. Schéma synoptique de désintégration de ^{137}Cs

Quelque soit la matière radioactive utilisée, une source est toujours constituée d'une capsule métallique renfermant le radioélément, La source de Cs a un simple ou double enveloppes. Si on utilise du sel de césium insoluble, il n'ya qu'une seule enveloppe, si on utilise du sel de césium soluble, il ya deux enveloppes. Le Cs

permet de radiographier des épaisseurs d'acier comprise entre 50 et 100 mm à condition d'utiliser des films lents.

III.6.2. Détecteurs de radiations :

III.6.2.1. Instrument de dosimétrie :

Aucun de nos sens n'est sensible aux rayons ionisants émis par les substances radioactives mais on peut déceler la radioactivité en exploitant le résultat de certaines interactions entre les rayonnements et la matière. Le principe de la détection exploite 2 types d'interactions avec le détecteur : L'ionisation et l'excitation

III.6.2.1.1. Mode de fonctionnement

Quel que soit le mode de fonctionnement d'un détecteur et donc le principe sur lequel s'appuie la détection des rayonnements, il est toujours constitué des mêmes éléments :

- un capteur au niveau duquel le rayonnement interagit avec la matière ;
- un système d'amplification qui met en forme et amplifie le signal produit par la sonde
- éventuellement un système de traitement du signal
- un système d'affichage qui indique :

II .6.2.2. Principe de fonctionnement

Les rayonnements d'une source vont ioniser et/ou exciter les atomes du gaz dans l'enceinte du détecteur. On appliquant une différence de potentiel entre deux électrodes :

Si une particule ionisante pénètre subit une interaction avec le milieu, il se produit localement un certain nombre de paires d'ions si ce gaz est placé dans un champ électrique, les ions positifs et négatifs vont avoir tendance à s'éloigner, ils ne se recombineront pas et des charges électriques seront recueillies sur les électrodes.

L'interaction d'une particule avec le gaz du compteur se traduit ainsi par un signal électrique d'amplitude q recueilli à ces bornes. Si on reporte l'amplitude de

l'impulsion en fonction de la tension, on obtient un graphe sur lequel on distingue différentes régions qui correspondent aux différents régimes de fonctionnement (figure 35) [7] :

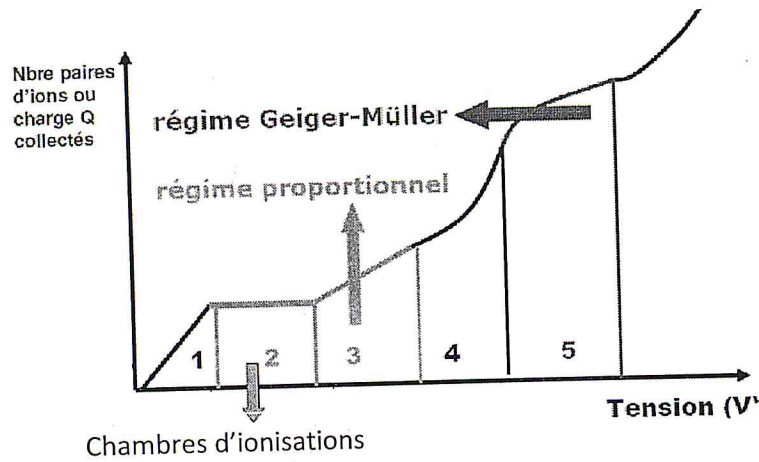


Figure 25. Différents régimes de fonctionnement d'un détecteur à gaz

III.6.2.3. Chambre d'ionisation :

Une chambre d'ionisation est constituée d'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 [7].

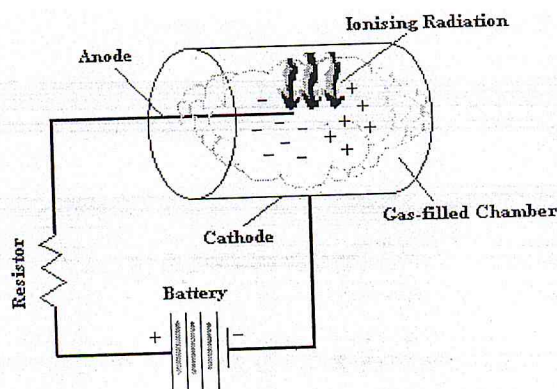


Figure 26. Principe physique de la chambre d'ionisation.

III.6.2.4. Théorie de la cavité de Bragg gray :

Au cours de l'interaction d'un rayonnement électromagnétique avec un milieu (m), un nombre de paires d'ions égale à :

$$J = Q/e \quad (19)$$

Va être créée. Connaissant l'énergie nécessaire pour la création d'une paire d'ions W (33.97 eV), on peut déduire l'énergie totale déposée qui est égale à $J.W$, la dose sera alors donnée par la relation suivante :

$$D = J W/m \quad (20)$$

En fait, W ne peut être connu et J ne peut être 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)

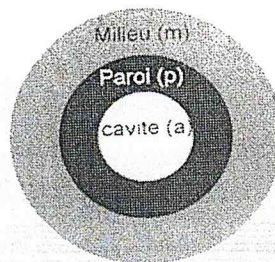


Figure 27. Illustration du Principe de Bragg-Gray

Si 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.

Sachant que le matériau de la paroi est équivalent au milieu de mesure qui est l'eau, et suivant la première condition de Bragg-Gray, on aura :

$S_{p,a} = S_{m,a}$. De ce fait, la dose absorbée dans le milieu (D_m), est reliée à la dose absorbée dans la cavité (D_a) par la relation suivante :

$$D_m = D_a \cdot S_{m,a} = J_G \cdot W \cdot S_{m,a} \quad (21)$$

Dans cette relation :

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

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

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

La formule de **Bragg Gray** permettra de mesurer la dose absorbée dans le milieu (m), à l'aide d'une cavité d'air. Les appareils permettant ce type de mesure sont appelés "*chambres d'ionisation*". La chambre d'ionisations est toujours utilisée avec un électromètre qui lit le courant ou la charge collectée par la chambre d'ionisation [7].

III.7. Procédures de détermination de CDA :

La loi d'atténuation d'un flux varie en fonction de l'épaisseur x d'un matériau ; l'expression mathématique est de la forme :

$$\Phi = \Phi_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (22)$$

Avec μ = coefficient d'extinction linéaire qui est caractéristique du matériau étudié.

Si on appelle E la couche de demi-atténuation, on a alors :

$$\text{Log } \Phi = -\mu \cdot E / 2 \quad (23)$$

D'où

$$E = \text{Log } 2 / \mu \quad (24)$$

$$\Phi(X_{1/2}) = \Phi_0 / 2 = \Phi_0 \cdot e^{-\mu X_{1/2}} \quad (25)$$

$$X_{1/2} = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (26)$$

Pour la radioactivité, on définissait un temps au bout duquel l'activité diminuait de moitié. Similairement, pour l'atténuation, la variable est la distance. On définit donc une distance au bout de laquelle le faisceau est atténué de moitié : la CDA (couche de demi-atténuation ou demi absorption).

La CDA dépend :

a) du milieu absorbant : nature (Z) et état (gaz, liquide)

b) de l'énergie des photons mais ne dépend pas de l'épaisseur déjà traversée par le faisceau (tout comme la probabilité de désintégration ne dépend pas des noyaux qui ont déjà disparu). Au bout de n CDA, le faisceau a un flux de $\Phi_0 / 2^n$. De même qu'au bout de 10 périodes, il reste 1/1024ième de l'activité initiale, au bout de 10 CDA, il reste 1/1024ième du faisceau initial.

III.7.1. Détermination graphique de CDA :

Il est important d'utiliser le dispositif ci-dessous pour déterminer la CDA :

On utilise la source de Cs 137, la manipulation consiste à placer des atténuateurs de différentes épaisseurs de Pb et de mesurer les atténuations. En utilisant les étapes suivantes :

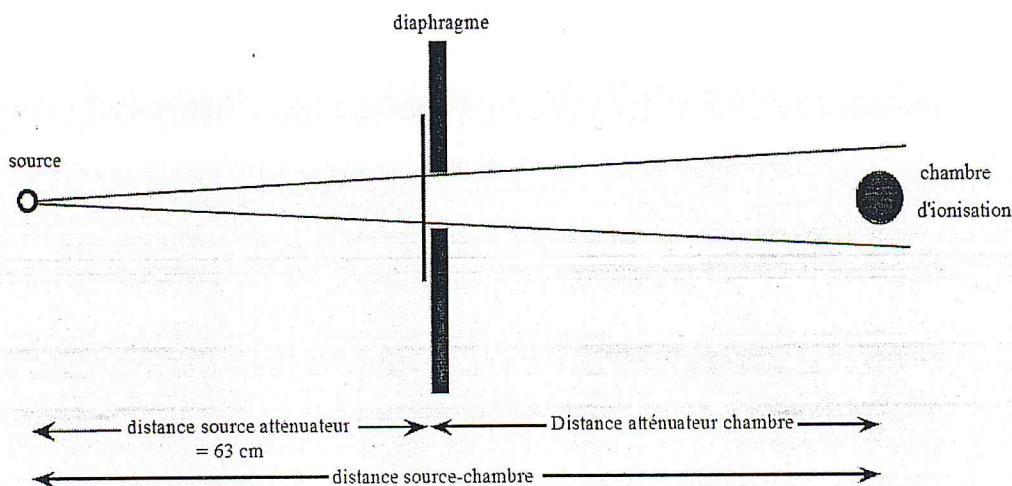


Figure 28. Dispositif de détermination la CDA.

➤ On utilisera pour la mesure une chambre dont la sensibilité présente une faible dépendance avec l'énergie de la radiation.

- Le diamètre du diaphragme devrait être suffisamment grand pour que la chambre d'ionisation soit située dans la partie homogène du faisceau, mais ne devrait pas dépasser 3 cm.
- Le matériau utilisé pour le filtre (Al, Cu, Pb) doit être de haute pureté (au moins 99,5 %, idéalement 99,9 %).
- L'épaisseur de atténuateur f , qui finalement permet de déterminer CDA doit être choisie de manière à ce que le rapport (Q/Q_0) des mesures avec et sans filtre 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
- Dans le cas où (Q/Q_0) pour l'épaisseur de l'atténuateur $f \times n$ n'est pas exactement 0,5, on calcule la grandeur CDA à l'aide des méthodes d'Interpolation.

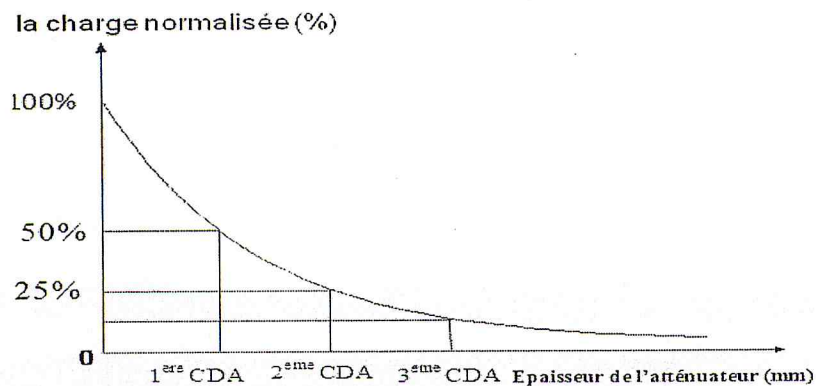


Figure 29. Détermination de la CDA par lecture graphique

III.7.2. Coefficient d'homogénéité h

Rapport entre la première et la deuxième couche de demi-atténuation [31]

$$h = \frac{1^{\text{ère}} \text{ CDA}}{2^{\text{ème}} \text{ CDA}} \quad (27)$$

III.8.Procédures d'étalonnage :

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

III.8.1 Classification des instruments :**e) Standard :**

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

f) Standards primaires :

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

g) Standards Secondaires :

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

h) Standards tertiaires :

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

III.8.2. Définition de l'étalonnage :

L'étalonnage est une opération d'inter-comparaison avec un instrument de référence et, qui consiste à déterminer la réponse de l'appareil à étalonner par rapport à la réponse d'un étalon (primaire ou secondaire). Les réponses des deux instruments étant obtenues dans les mêmes conditions d'étalonnage (milieu, distance, champ, Température et Pression).

III.8.3. Méthodes d'étalonnages :

L'étalonnage peut être effectué en termes de dose absorbée (Gy) ou de grandeur opérationnelle (Sievert). Deux méthodes sont mises en œuvre :

a) Methode1 :

La première méthode (méthode 1 de la figure) Consiste à comparer la réponse de l'instrument à étalonner (M_1) par rapport à celle de l'instrument de référence (M_R)
Cette méthode est appelée méthode par substitution.

Si $F_{C,ref}$ est le facteur d'étalonnage de l'instrument de référence, alors le facteur d'étalonnage de l'instrument à étalonner est donné par [32]:

$$F_{C,inst} = \frac{F_{C,ref} \cdot M_{ref}}{M_1} \quad (28.)$$

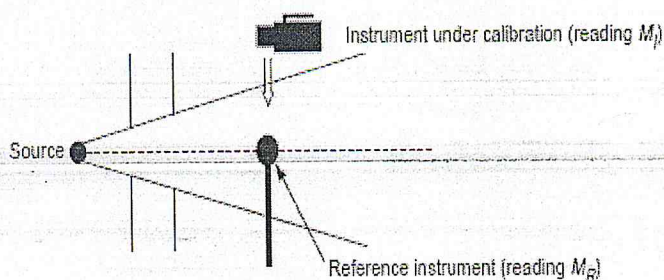


Figure 29. Etalonnage avec un instrument de référence

b) Methode2 :

La seconde méthode consiste à utiliser le débit de référence de l'unité d'irradiation, actualisé à la date de mesure en appliquant la méthode décrite dans le chapitre 4. Si

D_{ref} est ce débit actualisé, et M_1 la réponse de l'instrument à étalonner, alors le facteur d'étalonnage de cet instrument est donné par [32] :

$$F_{C,inst} = \frac{D_{ref}}{M_1} \quad (29)$$

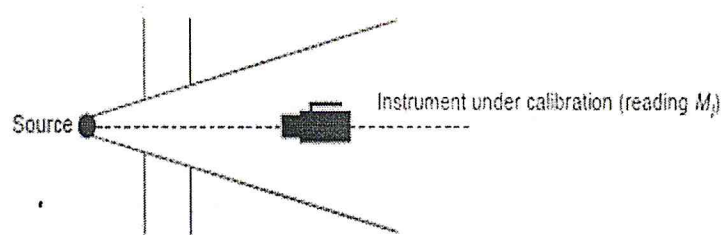


Figure 30. Etalonnage dans un champ de rayonnement connu.

III.8.4. Procédure d'étalonnage des chambres d'ionisation :

C'est la comparaison entre la réponse de la chambre à étalonner à celle d'un étalon secondaire qui a été précédemment étalonné par rapport à un étalon primaire, les réponses des deux appareils étant obtenues dans les mêmes conditions d'étalonnage (milieu, distance, taille du champ.)

Le facteur d'étalonnage en termes de kerma dans l'air est donné (En Gy/U.L) par [33] :

$$N_K^U = \frac{K_{ref}}{L_{cor}} = N_K^{ref} \left(\frac{L_{ref} \cdot \pi k_{ref}}{L_U \cdot \pi k_U} \right) \quad (30)$$

$L_{Q, corr.}$: est la réponse de l'instrument de mesure corrigée pour l'influence des conditions atmosphériques T, p, H, l'effet de polarité.

K_{ref} : La valeur de référence du kerma dans l'air, dans le faisceau de référence de photons produit par l'irradiateur du laboratoire d'étalonnage, au point de centrage de la chambre d'ionisation, en l'absence de celle-ci Il s'agit de la valeur du kerma dans l'air déterminée pour une durée Δt d'irradiation donnée.

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 (température, pression, humidité, recombinaison et polarité).

III.8.5. Condition d'étalonnage :

- La chambre, placée dans l'air dans les conditions suivantes :
- Elle est recouverte de son capuchon permettant d'assurer les conditions d'équilibre électronique « Le même capuchon doit être utilisé lors de l'étalonnage et lors des mesures. »
- La chambre à étalonner est placée à l'air libre, telle que le point de référence de la chambre coïncide avec l'axe central du faisceau.
- Axe de la chambre perpendiculaire à l'axe du faisceau.
- Distance source – point de référence égale à 100 cm.

La valeur de N_k^u est rapportée aux conditions atmosphériques :

$T_0=20$ °C et $P_0=101,325$ K Pa. (Nous verrons plus tard ce que représentent ces valeurs).

III.8.6. Procédure d'étalonnage des ra diamètres :

L'opération d'étalonnage de ra diamètre 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 de calibration F_C .

III.8.6.1. Détermination du Facteur d'étalonnage (FC) :

Connaissant le débit de Référence actualisé DJ et le débit D_{Lu} lu sur le radia mètre, on calcule le facteur d'étalonnage [32] :

$$F_C = \frac{D(J)}{D_{Lu}} \quad (31)$$

III.8.6.2. Calcul des débits de dose actualisés

Les débits de dose à la date d'étalonnage, sont calculés à l'aide d'un programme conçu par l'équipe du laboratoire. C:\calibration\csc0.exe. Ce dernier se base sur les formules de décroissance radioactive pour calculer les débits de dose actualisés à partir de la dose mesurée par les instruments de référence à une date de référence, par la méthode suivante :

- J_0 la date initiale à laquelle a été réalisée la mesure de référence
- D_0 le débit de référence à la date J_0
- t la date actuelle (date d'étalonnage)
- $T_{1/2} = 30$ ans la demi vie du ^{137}Cs
- $\text{Ln } 2 = 0.693$
- Energie du ^{137}Cs en Mev = 0.663 Mev

L'expression mathématique de la décroissance radioactive est formulée de la manière suivante :

$$A = A_0 \cdot e^{-\frac{\text{Ln}2}{T_{1/2}} \cdot (J - J_0)} = A_0 \cdot f^{(J - J_0)} \quad (32)$$

Où A_0 et A représentent respectivement les activités initiale et actuelle de la source. Etant directement proportionnelle à l'activité, nous aurons la même formulation pour la dose.

Dans le cas du ^{137}Cs , la période de ce radionucléide est : $T = 30$ ans

Avec 1 an = 365.25 jours, f prend la valeur :

$$f = e^{-\frac{\text{Ln}2}{T_{1/2}} \cdot (J - J_0)} = 0.9999367^{(J - J_0)} = 0.9999367^{\text{jours}} \quad (33)$$

Par conséquent, la dose actualisée est donnée par :

$$D(J) = D(J_0) \cdot (0.9999367)^{\text{jours}} \quad (34)$$

Jours : représente l'écart, en jours, entre la date de référence et la date d'étalonnage des détecteurs.

III.8.6.3. Méthode d'étalonnage :

- Positionner le détecteur (ra diamètre) au point de référence à la distance considérée de la source de ^{137}Cs sur l'axe central du faisceau (à l'aide des faisceaux laser, selon les deux axes frontal et horizontal).
- Pour les irradiations au ^{137}Cs , fixer le temps d'irradiation sur le pupitre de commande de l'irradiateur
- Après avoir régler le calibre Effectuer 05 itérations de mesures avec le radiamètre et ce pour chaque calibre.
- Calculer la moyenne des 05 lectures pour chaque calibre. Cette moyenne représente la valeur de D_{Lu}
- A l'aide du logiciel, calculer la dose de référence $D(J)$ correspondant à la distance d et à date de la mesure (le logiciel calcul automatiquement la décroissance en tenant compte de la date système du PC et donne les doses aux différentes distances de 1 m à 6 m par pas de 0.5 m)
- Le débit de référence mesuré précédemment $D(J)$ en ($\mu\text{Gy}/\text{min}$) correspondant à la distance d multiplié par facteur de conversion $H^*(10)$ pour $\text{Cs } 137$ telle que $H^*(10) = 1,2(\text{Sv}/\text{Gy})$.
- Calculer les facteurs d'étalonnage correspondant aux différentes distances, pour chaque calibre.
- Enfin calculer le facteur d'étalonnage moyen et l'écart type correspondant.
- C'est ces facteurs (Un facteur d'étalonnage par calibre de l'appareil) qui est délivré à l'utilisateur.
- Dans le cas où l'appareil présente un calibre automatique (AUTO), un seul facteur d'étalonnage est délivré (c'est le cas de l'AUTOMES par exemple).
- Enfin calculer le facteur d'étalonnage moyen et l'écart type correspondant.

IV.1. INTRODUCTION :

Dans ce chapitre sont exposés les résultats expérimentaux de l'étude et vérification de quelques facteurs influents sur la mesure des facteurs d'étalonnage des détecteurs en radioprotection ainsi de l'application des procédures de détermination de CDA et de facteur d'étalonnage décrites précédemment dans le chapitre III.

IV.2. Contrôle de qualité de la chaîne de mesures :

Le contrôle de qualité des appareils de mesures, de la source de production des Rayonnements et des instruments de mesures est recommandés par les protocoles dosimétriques les plus anciens L'ICRU, TRS 277, TG 21 au plus récents TRS 398, TG 51. A fin d'assurer une cohérence de la réponse des appareils de mesures et de minimiser les erreurs de la dose à délivrer. C'est pourquoi le calcul du temps de course de la source de l'irradiateur de ^{137}Cs , la position de la source, la stabilité de la chambre d'ionisation et de l'électromètre sont des préalables avant toute mesure de dose.

IV.2.1. Stabilité des appareils de mesure :

En radioprotection, même en dosimétrie, la réponse des instruments de mesure dépend de leur stabilité dans le temps et avant le début de chaque mesure, l'utilisateur doit atteindre l'équilibre électronique en laissant suffisamment de temps pour que le système se stabilise et cela dans les cas suivants :

Chaque fois que l'électromètre est mis en fonctionnement (2 heures sont conseillées en général) chaque fois que la polarité ou la tension de polarisation est modifié : ce temps peut atteindre plusieurs minutes (plus de 20 min en général).

De plus, il est recommandé, avant chaque mesure, de prés irradier la chambre d'ionisation avec une dose de 2 à 5 Gy.

Dans la majorité des cas, les physiciens allument l'électromètre ; placent la chambre et entament immédiatement leurs mesures. Ceci engendre des erreurs non négligeables sur la valeur de la dose absorbée.

Dans le présent travail, nous nous sommes intéressés à l'effet de la stabilité sur la réponse des systèmes de dosimétrie.

a) Stabilité de l'électromètre :

On connecte un électromètre de type UNIDOS 30001# 20625 à un autre électromètre du type Keithley # 263 comme source de courant est mis en marche sans être connecté à une chambre d'ionisation. Le voltage est nul afin d'éviter des problèmes liés à la stabilité de Keithley, ce dernier doit être allumé avant l'UNIDOS pendant une heure. Plusieurs séries de mesures sont réalisées à intervalle de temps régulier, juste après la mise en marche de l'électromètre. Jusqu'à atteindre 01 nano-Ampère, Le temps nécessaire pour y afficher 01 nano-Ampère est le temps de stabilité. Les résultats sont représentés si dessous ;

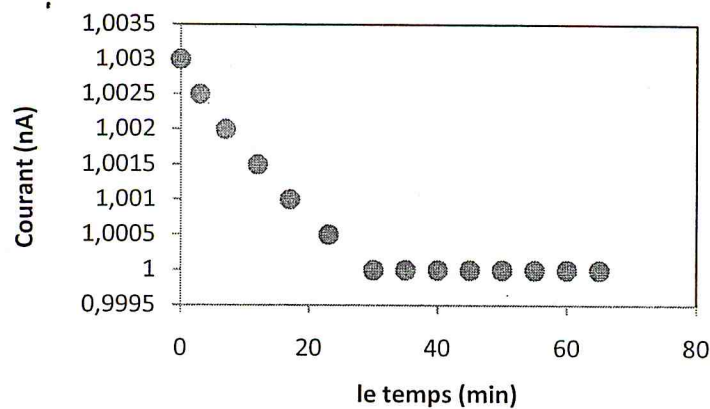


Figure 31. Étude du temps de stabilité de l'électromètre UNIDOS PTW

- A partir de graphes, la stabilité de l'électromètre PTW UNIDOS 30001# 20625 commence à partir de 30 minutes.

b) Stabilité de la chambre :

La mesure est réalisée après avoir mis l'électromètre en marche durant 30 minutes pour s'assurer de la stabilité de l'électromètre. La chambre FARMER Type 2575C #432 étant préalablement placée avec une source de strontium Sr 90 n° de série 2434BB installé le 10/84 d'une activité de 30 μ ci Les résultats sont représentés si dessous :

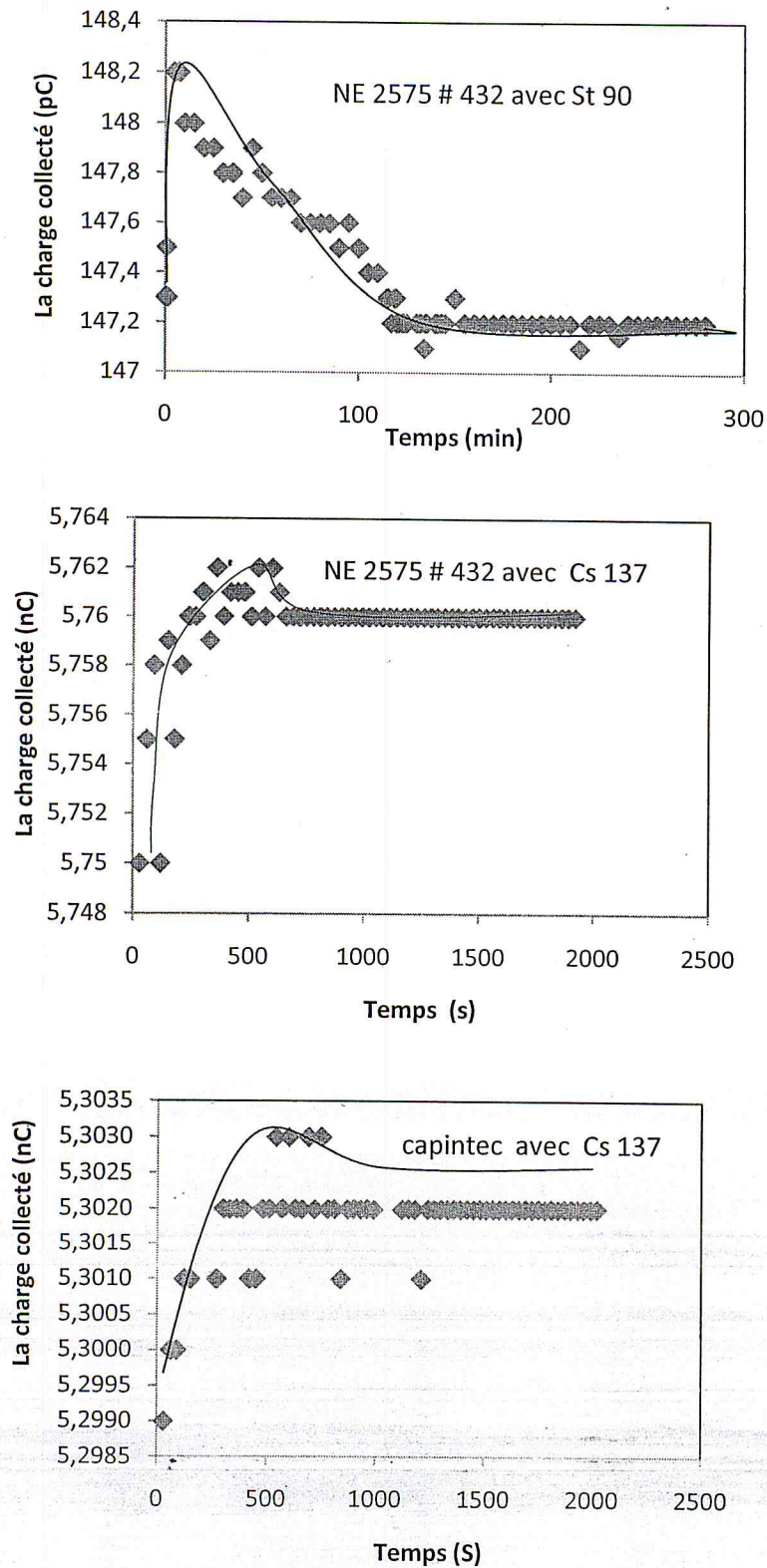


Figure 32. Étude du temps de stabilité des chambres d'ionisation.

On utilise la chambre capintec n° de série avec la source de Cs 137 suivant la même procédure précédente en mettant la chambre à la distance de référence

- ❖ La Capintec se stabilise dans 16 minutes. la NE 2575 prend un temps de 10 minutes, la NE 2575 # 432 avec St 90 2575 prend un temps de 2 heures
- ❖ On conclut que la stabilité des réponses des chambres d'ionisation dépend des débits de dose et du type de chambre.

c) Stabilité de système :

L'étude de la stabilité du système chambre d'ionisation NE2571+Électromètre PTW UNIDOS 30001#, a été effectuée par la prise des lectures immédiatement après avoir mis en fonctionnement l'unité d'irradiation OB6. La figure ci dessous illustre la variation de la réponse du système dosimétrique en fonction du temps.

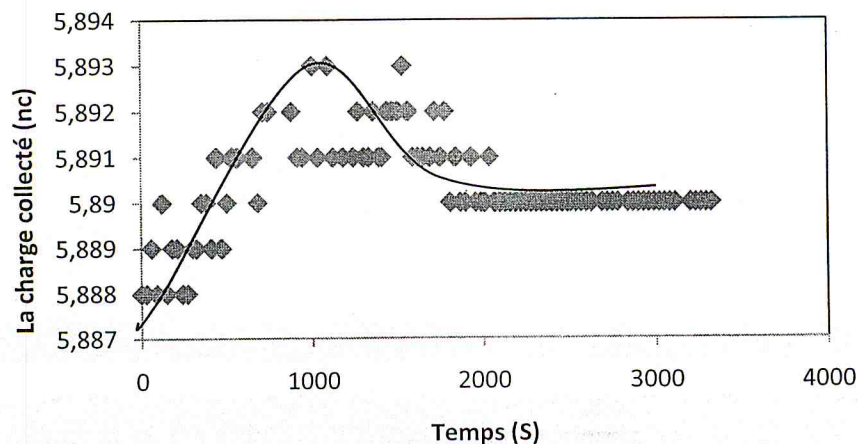


Figure 33. Stabilité du système chambre + électromètre

La figure illustre le temps que met l'ensemble électromètre plus chambre d'ionisation à se stabiliser. Ce temps se situe autour de 30 minutes

IV.2.2. Détermination des paramètres physiques de l'unité d'irradiation OB6

IV.2.2.1. Détermination de la position de la source

La position de la source des appareils d'irradiation utilisés pour l'étalonnage en radioprotection est généralement indiquée par le constructeur, mais la coïncidence

avec l'origine de la règle murale n'est pas toujours vérifiée, Suivant la loi de l'inverse carré de la distance, l'intensité du faisceau de Cs subit une décroissance l'application de cette loi permet de préciser la position de la source.

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

$$D = \frac{k}{d^2} \quad (35)$$

Où k est le facteur de proportionnalité.

On a effectué une série de mesures. qui consiste à relever l'ionisation d'une chambre à différentes distances de la source, et de reporter sur un graphe l'inverse de la racine carrée de la lecture en fonction de la distance. L'expérience a été réalisée sur l'unité d'irradiation OB6, La charge collectée est corrigée par la pression et la température (voir l'annexe)

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

DSD(m)	$C_{\text{corrigée}} (\mu\text{C})$	$1/\sqrt{Q_{\text{corrigée}}}$
75	20.868	0.219
80	18.334	0.234
90	14.496	0.263
100	11.714	0.292
110	9.678	0.321
120	8.127	0.351
130	6.907	0.381
150	5.179	0.439
200	2.892	0.588
400	0.713	1.184

Tableau 3. Réponse de la chambre d'ionisation en fonction de la distance

La figure 34. Représente les variations de $\frac{1}{\sqrt{Q_{\text{corr}}}}$ en fonction de la distance pour la source de ^{137}Cs .

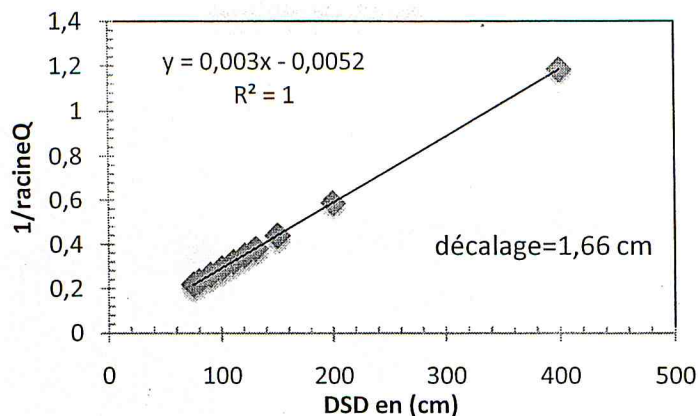


Figure 34. Position de la source à l'aide de la loi de l'inverse carré de la distance.

D'après la figure, 34. On remarque une déviation de 1,66 cm de l'origine de la source par rapport à celle de la règle mural.

- l'origine de la règle murale est décalée de 1.66 cm. Le réajustement de la règle peut être effectué facilement mais nous ne l'avons pas effectué pour ne pas perturber les débits de référence du laboratoire. il importe néanmoins de tenir compte de ce décalage pour les futures mesures de ce débit. En tout état de cause, ce décalage est inférieur aux dimensions de la source.

IV.2.2.2.Détermination du profil horizontal

La distribution de dose dans le champ d'irradiation, qui se traduit par le profil du faisceau influent sur la mesure des facteurs d'étalonnage des détecteurs en radioprotection afin de vérifier cela On positionne la chambre sur son support (Figure.50.) de telle manière que son numéro de série soit en face de la source déplaçant la chambre d'ionisation horizontalement selon un axe perpendiculaire à l'axe central du faisceau par un pas de 1cm . Et collectant la charge correspondante à chaque déplacement Les valeurs de la charge corrigée obtenues sont normalisées par rapport à la valeur maximale correspondante à l'axe central du faisceau relevée au cours des mesures (Q/Q_0).

IV.2.2.3. Détermination de diamètre du champ à distance X

Afin de déterminer la valeur de d représentant le diamètre du champ à une distance X , on obtient la relation suivante :

$$\frac{d_1}{D_1} = \frac{d_2}{D_2} \quad (36)$$

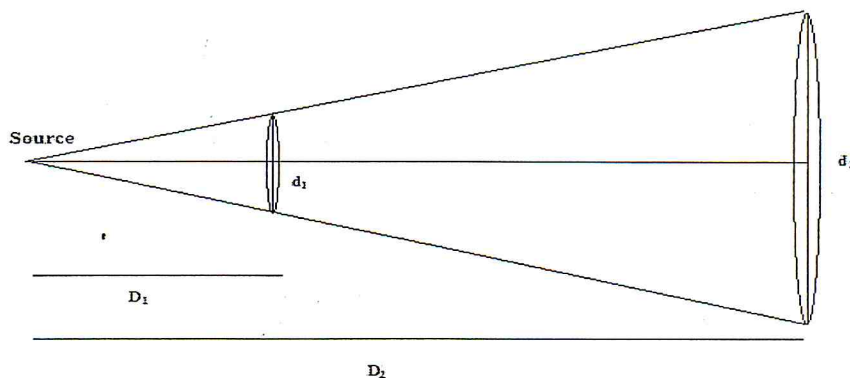


Figure 36. Détermination du diamètre du champ d'irradiation.

Sachons que : $D_1 = 31$ cm $d_1 = 8,4$ cm.

Pour distance source détecteur = 1 mètre on a trouvé que $d_2 = 27,09$ cm.

- L'écart entre le diamètre calculé et celui obtenu par le profil du faisceau est négligeable

IV.2.3. Détermination du temps d'ouverture fermeture du shutter.

IV.2.3.1. Méthode appliquée :

Pour différents intervalle de temps régler sur le pupitre de commande de l'unité d'OB6 compris entre 1 et 120 s. La variation de la lecture corrigée en fonction du temps est une droite dont le point d'intersection avec l'axe des temps est le temps d'ouverture fermeture du shutter pour l'unité OB6.

Les résultats obtenus sont reportés dans la figure suivante :

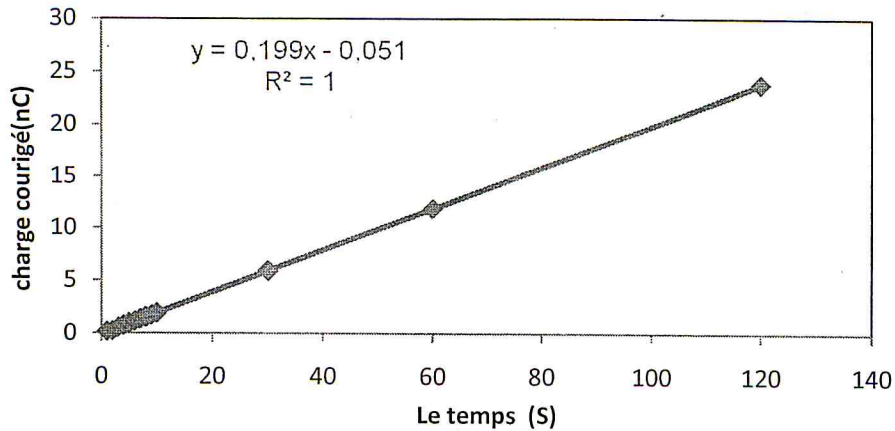


Figure 37. Variation de la charge en fonction du temps.

- 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. 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 course doit être ajouté au temps d'irradiation fixé pour avoir la dose désirée avec précision.

IV.3. Détermination de la couche de demi-atténuation en fonction de la distance et des bouchons

IV.3.1. Introduction :

Afin de déterminer la qualité de la source de ^{137}Cs de l'unité OB6, Exprimée en termes de couche de demi-atténuation. On a étudié la diminution de l'intensité des rayonnements gamma de Cs137 lors de la traversée de diverses épaisseurs de plomb et vérifier si cette qualité reste indépendante de la distance et si elle ne varie pas en ajoutant des différents bouchons, à l'ouverture de l'appareil.

IV.3.2. Procédure pratique utilisée :

A l'aide des atténuateurs en plomb de différentes épaisseurs on a mesuré l'atténuation du faisceau en plaçant la chambre d'ionisation à des différentes distances sans et avec les bouchons.

En utilisant :

- Une chambre de type NE 2575 numéro de série 432 associée à un électromètre de type UNIDOS 10002 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.

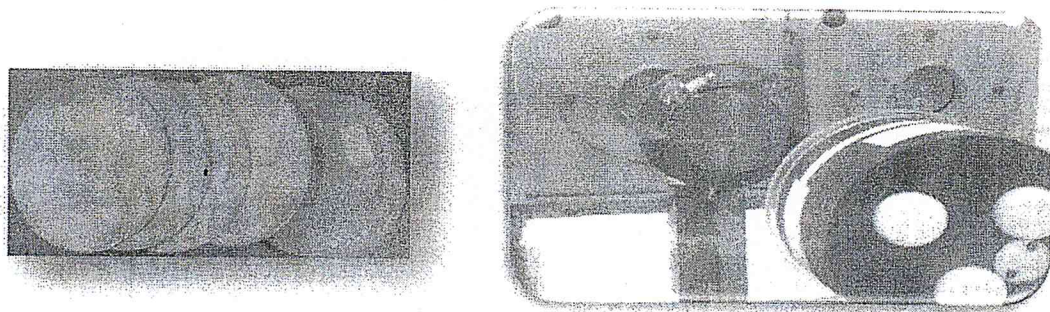


Figure 38. Différentes épaisseurs et dispositif utilisé pour la détermination de la CDA.

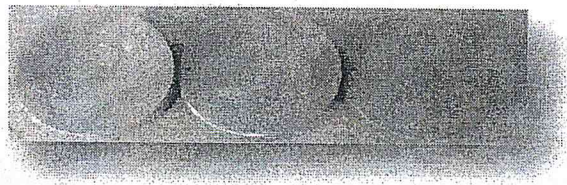


Figure 39. différents bouchon de plomb.

a) Sans bouchon :

Nous avons tracé plusieurs courbes d'atténuation pour des DSD allant de 1m à 6m.

DSD = 1 mètre

A titre d'exemple, nous donnons ici les résultats expérimentaux détaillés pour la distance 1 m. Ces résultats sont respectivement illustrés dans le tableau et la figure suivants :

Epaisseur (mm de Pb)	Q (nC) corrigée	(Q/Q0)*100%	Epaisseur (mm de Pb)	Q (nC) corrigée	(Q/Q0)*100%
0	6,084	100	11	1,705	28,031
1	5,350	87,934	11,5	1,635	26,877
1,5	5,101	83,841	12	1,549	25,464
2	4,816	79,162	12,5	1,458	23,971
2,5	4,512	74,175	13	1,383	22,735
3	4,287	70,471	13,5	1,326	21,810
3,5	4,095	67,317	14	1,260	20,723
4	3,873	63,658	14,5	1,185	19,483
4,5	3,633	59,726	15	1,12	18,569
5	3,437	56,505	15,5	1,084	17,820
5,5	3,287	54,034	16	0,995	16,354
6	2,985	49,071	16,5	0,955	15,704
6,5	2,853	46,898	17	0,910	14,961
7	2,700	44,381	17,5	0,875	14,38
7,5	2,536	41,687	18	0,817	13,435
8	2,414	39,677	18,5	0,784	12,896
8,5	2,308	37,936	19	0,746	12,266
9	2,184	35,909	19,5	0,7055	11,595
9,5	2,054	33,774	20	0,671	11,030
10	1,946	31,997	20,5	0,644	10,597
10,5	1,864	30,644	21,5	0,580	9,543

Tableau 4. Récapitulatif des mesures des charges collectées en fonction de l'épaisseur des atténuateurs de Pb en (mm) à une distance de 1m

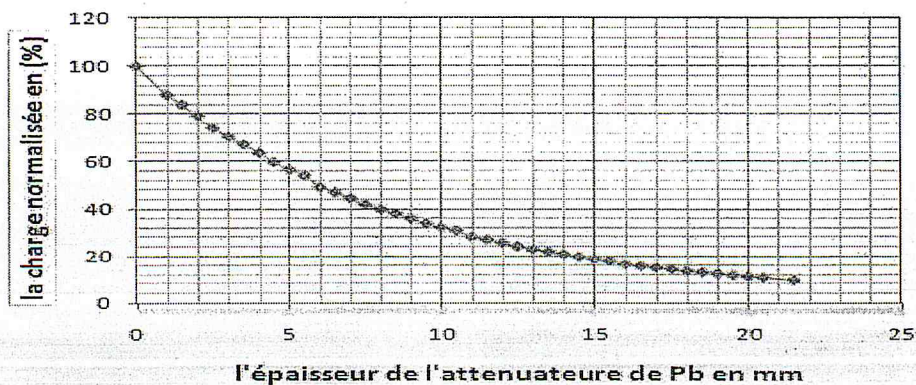


Figure 40. Courbe d'atténuation du faisceau de Césium 137 pour une DSD de 1 m (épaisseurs des atténuateurs en Pb en (mm)).

- on constate que l'augmentation de l'épaisseur de Pb provoque la diminution de la charge collectée normalisée

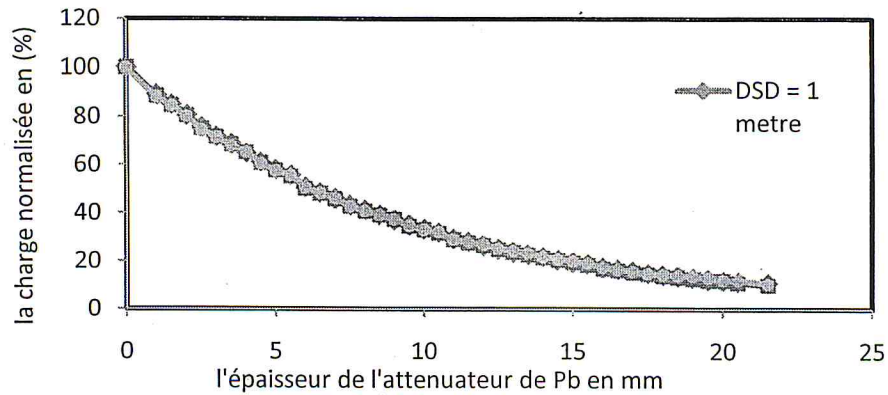


Figure 42. Variation de la charge collectée normalisée en fonction de l'épaisseur des atténuateurs (mm) avec le bouchon de 2 cm.

- On constate que toutes les courbes sont confondues.

c) Bouchon 3 cm

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

DSD (m)	1	2	Moyenne	Ecartype
1 ^{ère} CDA (mm)	6,343	6,23	6,2865	1,27%
2 ^{ème} CDA (mm)	6,65	6,503	6,5765	1,58%
F h	0,953	0,958	0,955	0,31%

Tableau 7. Les résultats expérimentaux relatifs à chaque distance pour le bouchon de 3cm.

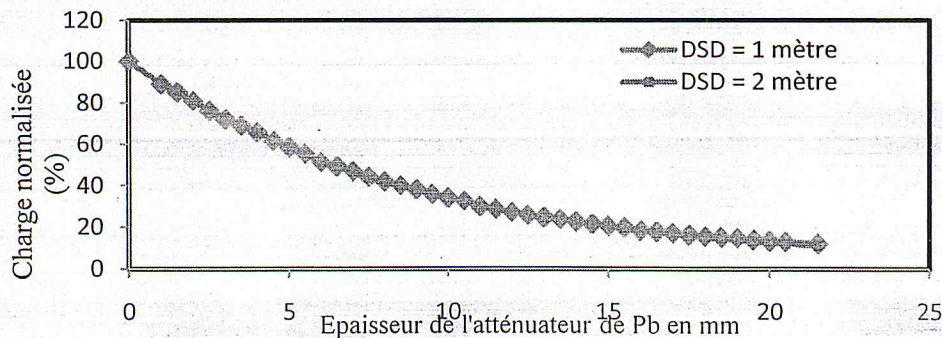


Figure 43. Variation de la charge collectée normalisée en fonction de l'épaisseur des atténuateurs (mm) avec le bouchon de 3 cm.

- On constate que toutes les courbes sont confondues.

d) Bouchon 4cm

Pour distance 1 et 2 mètre les résultats obtenus sont résumés dans le tableau et le graphe ci –dessous :

DSD (m)	1	2	Moyenne	Ecart type
1 ^{ère} CDA (mm)	6,53	6,87	6,7	3,59%
2 ^{ème} CDA (mm)	6,665	6,94	6,8025	2,86%
F h	0,979	0,989	0,984	0,73%

Tableau 8. Les résultats expérimentaux relatifs à chaque distance pour bouchon 4cm.

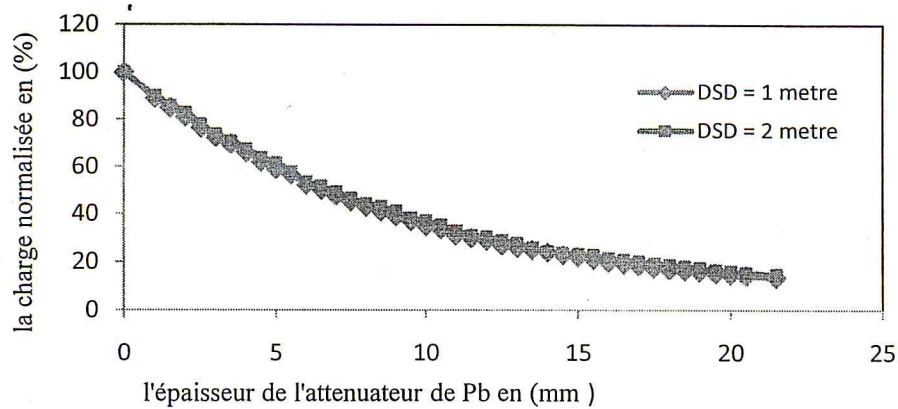


Figure 44. La variation de la charge collectée normalisée en fonction de l'épaisseur des atténuateurs (mm) avec bouchon 4 cm.

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

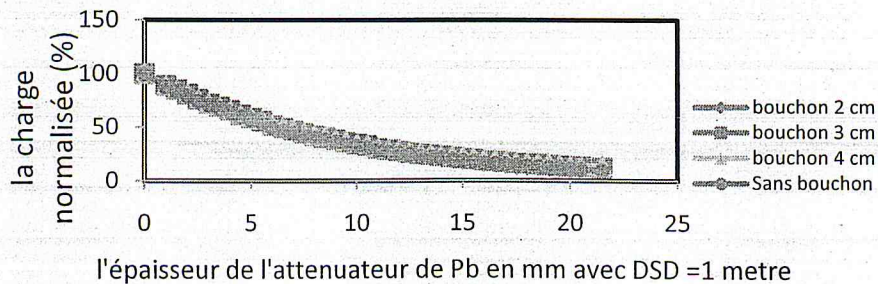


Figure 45. Variation de la charge collectée normalisé pour les différents bouchons en fonction de l'épaisseur de l'atténuateur pour DSD = 1 mètre.

- On constate que toutes les courbes pour les différentes épaisseurs de bouchons sont approximativement confondues.

Epaisseur des bouchons (cm)	0	2	3	4	Moyenne	ecartype
1 ^{ère} CDA	5,841	6,121	6,286	6,7	6,237	5,76%
2 ^{ème} CDA	6,192	6,569	6,576	6,802	6,535	3,87%
Fh	0,943	0,931	0,955	0,984	0,953	2,39%

Tableau 9. Variation de la CDA en fonction d'épaisseur des bouchons.

• lorsqu'on augmente l'épaisseur des bouchons la CDA augmente. Dans le graphe ci-dessous nous représentons la variation de la CDA en fonction des bouchons.

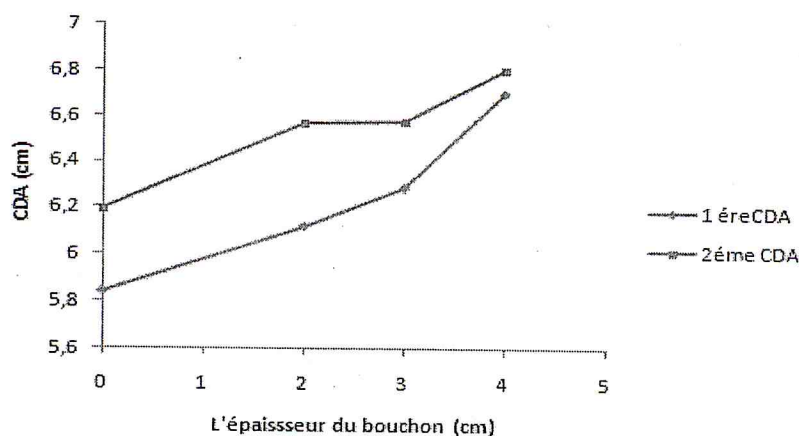


Figure 46. Variation du CDA en fonction de l'épaisseur du bouchon.

• Malgré le petit changement de la qualité du faisceau en additionnant des bouchons pour l'unité du Césium, le faisceau reste homogène.

IV.3.3. Détermination du débit de référence 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.

IV.3.3.1. Procédure pratique utilisée

On utilise la chambre d'ionisation de référence, Is01 TW 32002 # 226, étalonnée au laboratoire primaire, placé 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 correction de la charge mesurée pour les faisceaux de Cs 137 tient compte de la température et la pression. Les facteurs de correction se réduisent à un seul facteur en effet les effets de polarité et de recombinaison sont négligeables

Le débit est calculé par la relation suivante :

$$\dot{D} = N_k \cdot \frac{M_Q}{t} \quad (37)$$

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

(Voir certificat d'étalonnage dans l'annexe)

M_Q : représente la lecture de la chambre corrigée.

t : temps d'irradiation

- On a commencé les mesures à date 04 /05/2010, sachons que le temps d'acquisition égal à 30 secondes.

▪ Sans bouchon

Le débit mesuré est représenté dans le tableau suivant :

DSD (m)	1	2	3	4
$1/(d)^2$ (m ⁻²)	1	0,25	0,111	0,0625
Débit de référence (μGy/min)	606,548	149,763	66,123	36,925

Tableau 10. Débit de référence mesuré

Les valeurs de tableau .16.sont représentées dans La figure ci dessous :

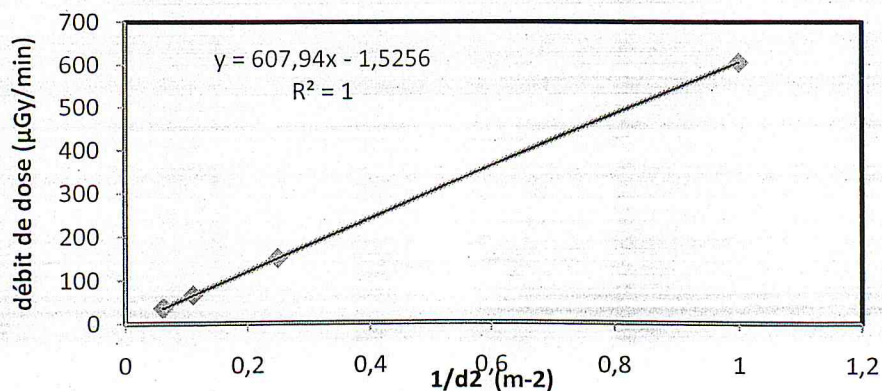


Figure 47. Variation de débit en fonction de l'inverse carré de la distance

- le graphe est une ligne de forme :

$$\dot{D} = a * \frac{1}{d^2} + b \quad (38)$$

Le tableau et la figure ci-dessous resume l'ensemble des résultats obtenu avec les bouchons de différentes épaisseurs :

d (m)	1	2	3	4
Sans bouchon(B0)	606,548231	149,763288	66,1236031	36,9259717
Bouchon 2 cm (B2)	55,2430445	13,434563	5,94427969	3,33579032
Bouchon 3 cm (B3)	18,0701791	4,41342409	1,98777263	1,12621815
Bouchon 4 cm (B4)	5,91511718	1,47399703	0,68139673	0,40655032

Tableau 11. Variation de débit en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons.

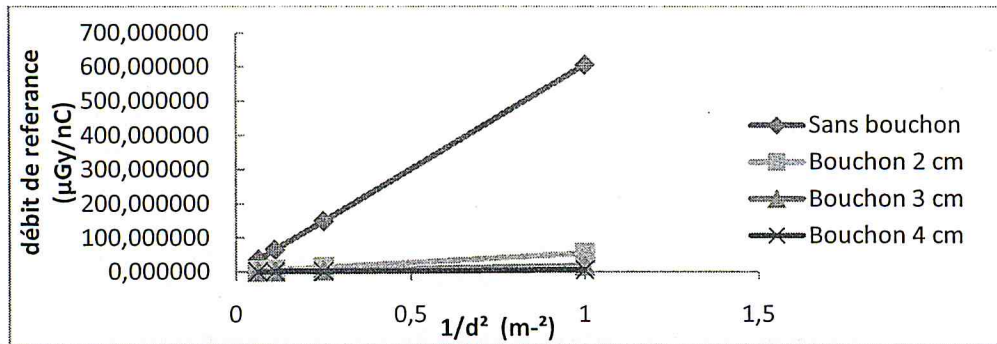


Figure.48. variation de débit de référence en fonction de la distance.

Tous les graphes ont la même forme précédente (38) de type :

$$\dot{D} = a * \frac{1}{d^2} + b \quad \text{Mais ne sont pas confondu}$$

On a tracé la pente et l'ordonnée à l'origine de tout les lignes en fonction de l'épaisseur des bouchons, afin de déterminer l'équation générale de débit en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons.

- Le tableau et les figures 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 12. Récapitulatif des valeurs des pentes et ordonnée à l'origine en fonction de l'épaisseur des bouchons.

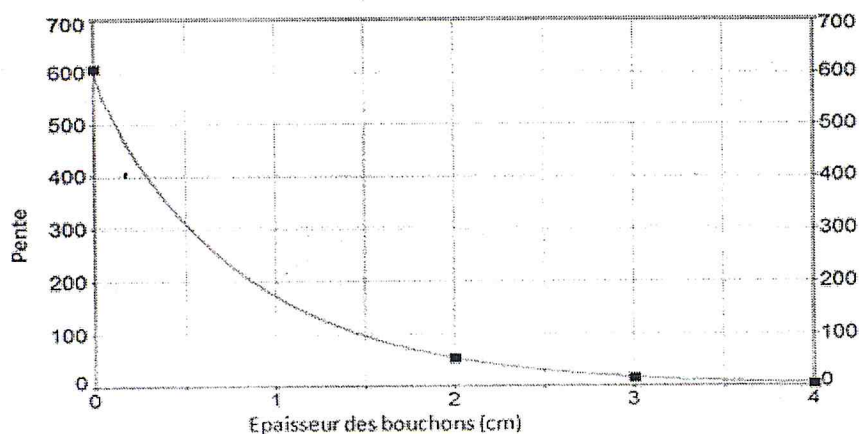


Figure 49. Variation de la pente en fonction de l'épaisseur des bouchons.

La courbe a été modélisée par une équation de la forme :

$$y = \text{Exp}(a + b \cdot x + c^{0,5}) \quad (39)$$

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

- En utilisant le logiciel de modélisation tablecurve, on obtient la courbe de la figure .67.d'une équation de la forme :

$$y = \alpha + \beta \cdot x^3 + \gamma \cdot x^{0,5} \quad (40)$$

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

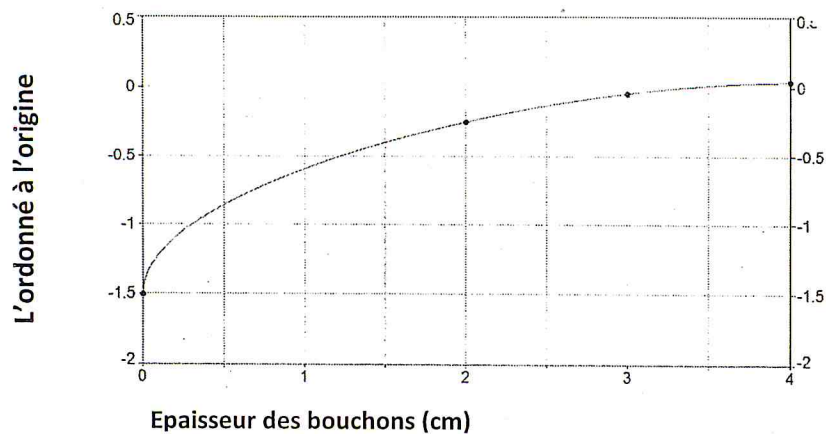


Figure 50. Variation des ordonnées à l'origine en fonction de l'épaisseur des bouchons.

- On conclut à partir de l'équation générale de débit précédente de la forme suivante :

$$\dot{D} = \text{Exp}(a + b \cdot x + c^{0,5}) \cdot \frac{1}{d^2} + \alpha + \beta \cdot x^3 + \gamma \cdot x^{0,5} \quad (41)$$

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

DSD (cm)	1	2	3	4
B0	606,413	150,477	66,044	36,493
B2	55,213	13,618	5,916	3,220
B3	18,022	4,475	1,966	1,088
B4	5,980	1,5259	0,70	0,412

Tableau13. Récapitulatif des valeurs du débit calculé par la relation(41) en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons

On a constaté que les résultats obtenus par la relation (41) sont confondus avec le débit mesuré.

Les résultats obtenus de débits en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons sont représentés par les deux figures suivantes :

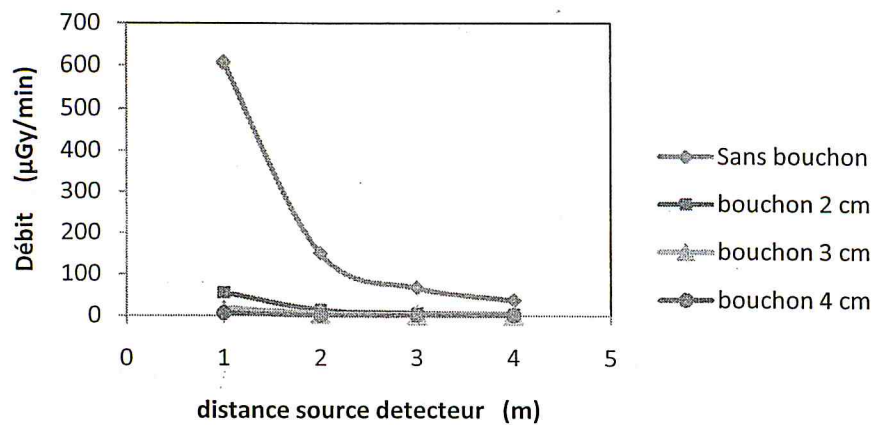


Figure 51. La variation des débits de référence en fonction de la distance

- On constate que Le débit diminue avec l'augmentation de la distance, les graphes non confondu cela est du à la distance DSD et l'épaisseur des blocks

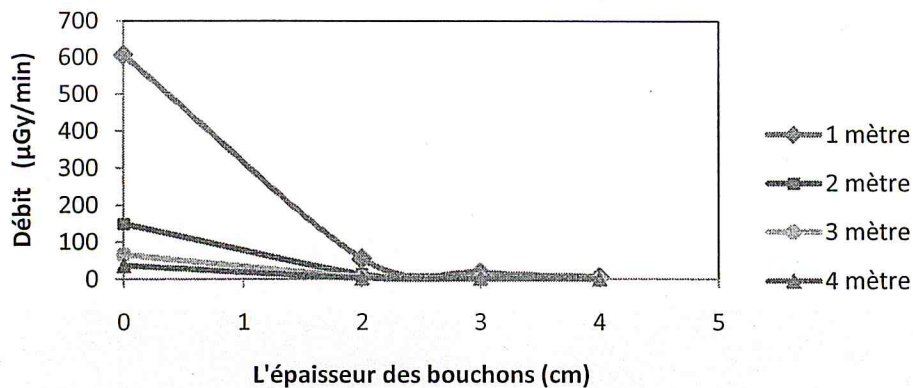


Figure 52. variation de débit référence en fonction de l'épaisseur des bouchons

- On constate que Le débit diminue avec l'augmentation de l'épaisseur des blocks les graphes ne se coïncide pas

IV.3.4. Etalonnage des chambres d'ionisation

Utilisant la technique d'étalonnage décrite dans le chapitre III dans le cas d'un étalonnage à l'air libre.

IV.3.4.1. Matérielle utilisé

On a utilisé le matériel suivant :

- Unité de Cs 137 (OB6).
- Electromètre PTW UNIDOSE 10002 N° de série 20626.
- Chambre de référence : Is01 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.

IV.3.4.2. 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 de la température et la pression. Les effets de polarité et de recombinaison ont été vérifiés précédemment étant négligeables.

IV.3.4.3. Calcule le débit de dose

On n'est pas en besoin de recalculer le débit actuels de la source de Cs 137 en effet la période de Cs 137 est très grande

IV.3.4.4. Etalonnage de la chambre capintec N° de série 525106 :

Les résultats de facteur d'étalonnage obtenus sont résumés par le tableau ci-dessous :

L'épaisseur des bouchons (cm)	DSD (m)				$N_{k\text{moy}}$	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 moyenne	56,47	55,143757	55,17	54,43	55,30±1.54%	
Ecart type	0,47%	0,91%	0,60%	0,48%		

Tableau 14. Facteur d'étalonnage de la chambre capintec avec les différentes épaisseurs des bouchons

Sachons que :

N_{k0} : facteur d'étalonnage de la chambre capintec sans bouchons

N_{k2} : facteur d'étalonnage de la chambre capintec avec bouchon 2 cm

N_{k3} : facteur d'étalonnage de la chambre capintec avec bouchon 3 cm

N_{k4} : facteur d'étalonnage de la chambre capintec avec bouchon 4 cm

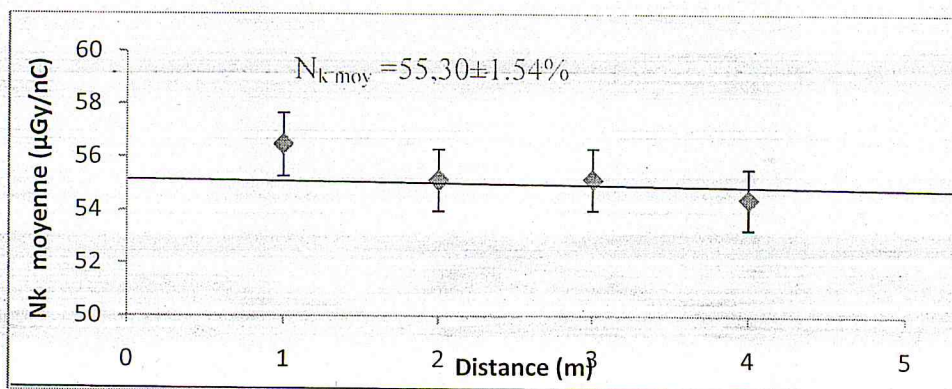
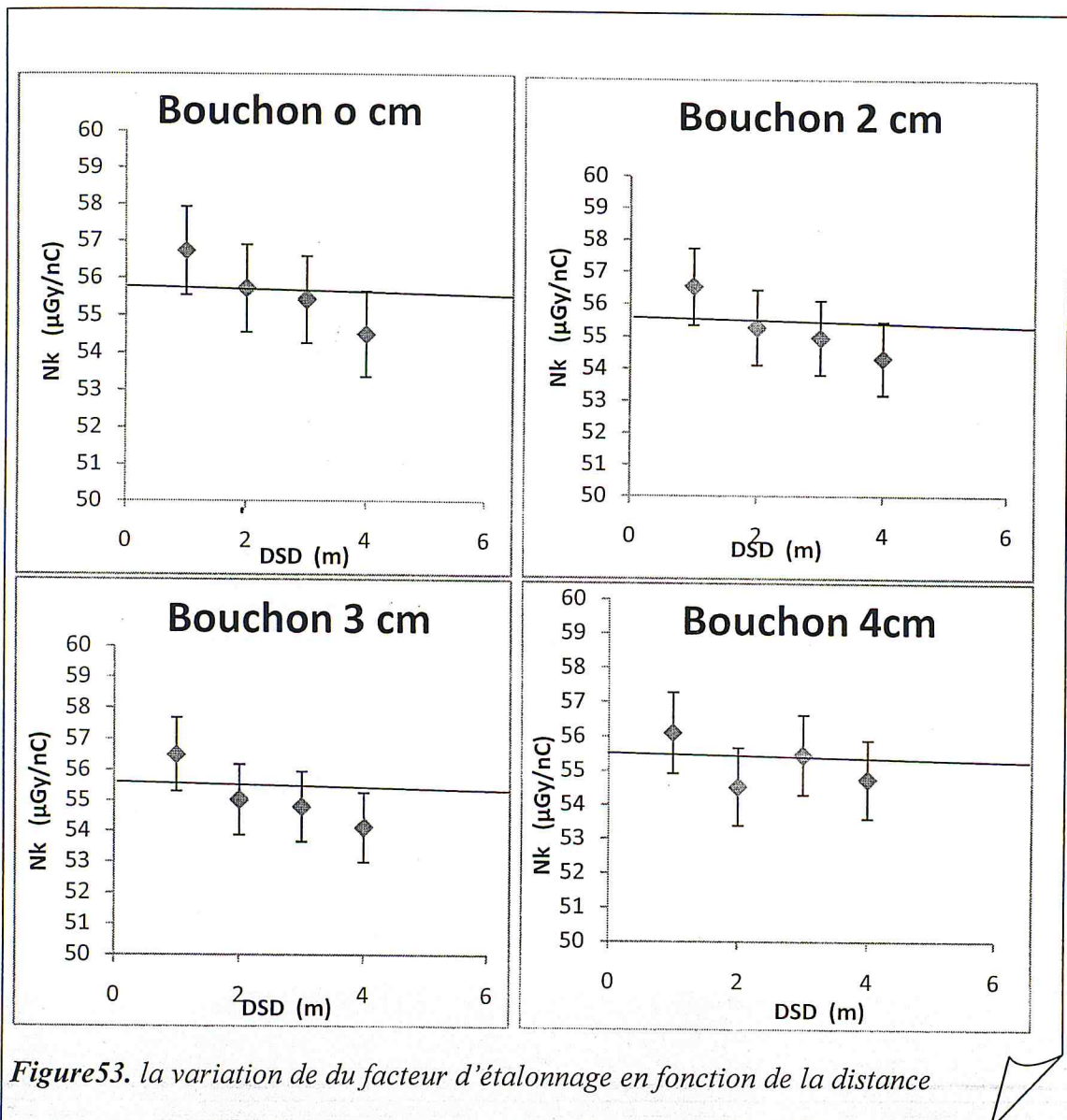
D'où

$N_{k\text{moy}}$: est le facteur d'étalonnage moyen de la chambre capintec

Ecart type : est l'écart type des résultats obtenu en radioprotection il importe à ne pas dépasser 6% d'où les résultats obtenus sont acceptables

IV.3.4.4.1. La variation du facteur d'étalonnage en fonction de la distance

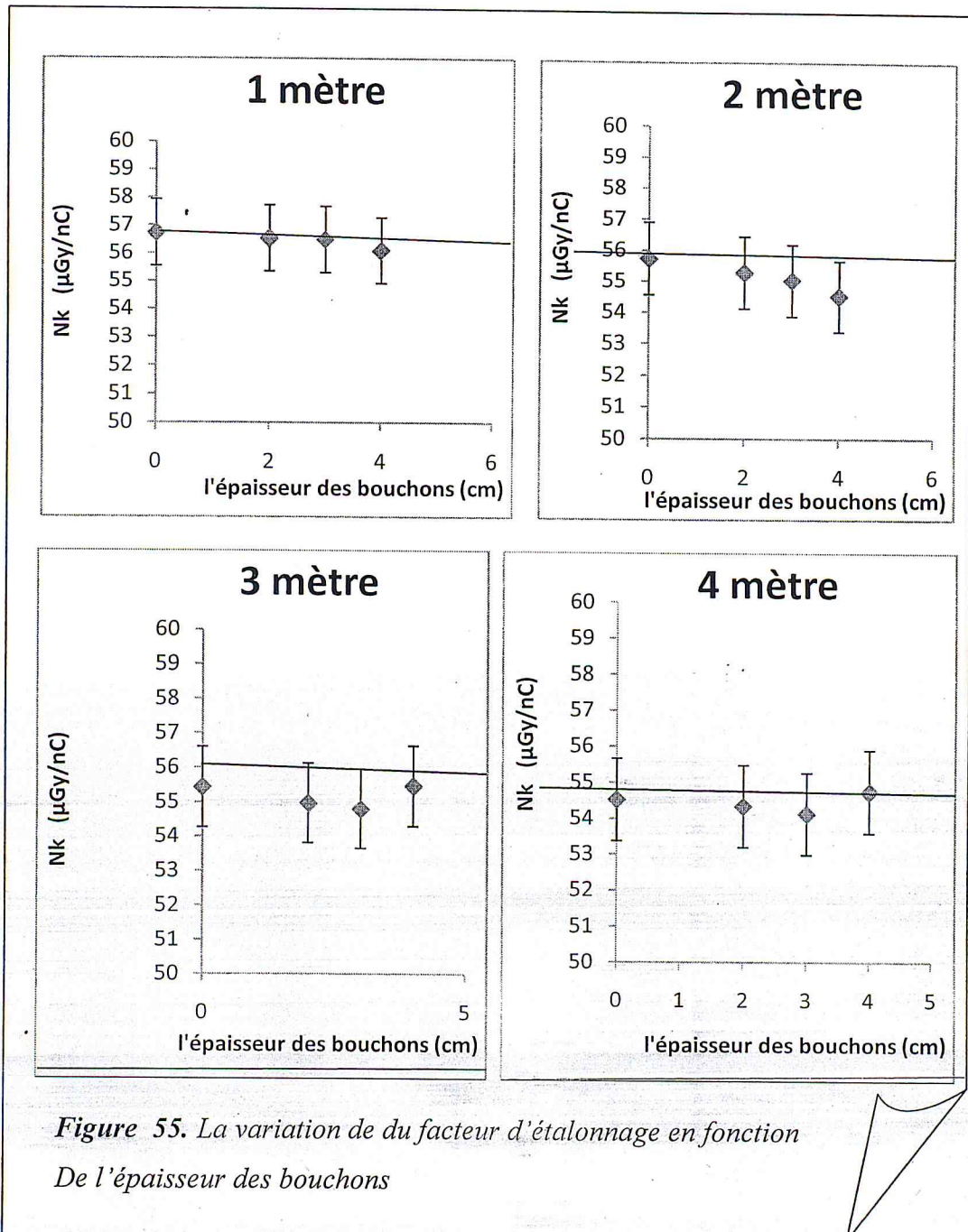
Les figures ci-dessus représentent la variation de du facteur d'étalonnage en fonction de la distance :



- On constate tous les facteurs sont confondu
- Le facteur d'étalonnage est indépendant de la distance

IV.3.4.4.2. La variation de du facteur d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons :

Les figures ci-dessus représentent la variation du facteur d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons



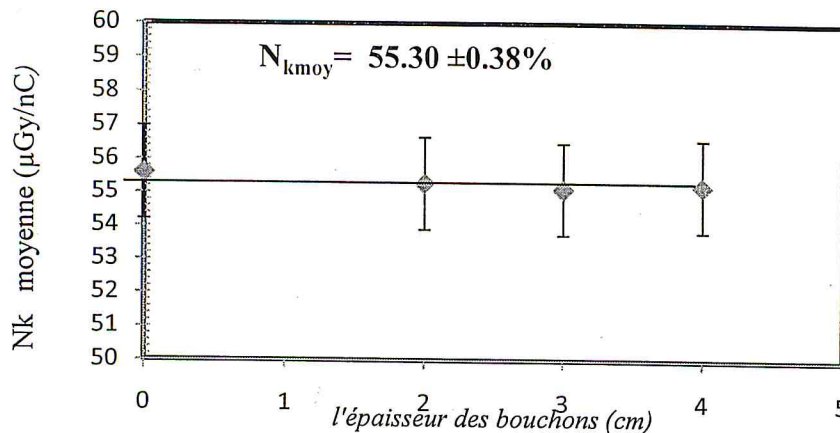


Figure 56. La variation de du facteur d'étalonnage moyen en fonction de l'épaisseur des bouchons

- On constate que tous les facteurs sont confondu
- Le facteur d'étalonnage est indépendant de l'épaisseur des bouchons

IV.3.4.5. Etalonnage de la chambre Farmer NE 2575 N° de série 432

Les résultats de facteur d'étalonnage obtenus sont résumés par 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	51,205918	1,40%
2	50,13	50,87	51,55	51,71	51,071327	1,41%
3	50,26	50,84	51,48	50,95	50,88617	0,99%
4	50	49,61	48,83	48,49	49,237847	1,41%
					50.60 ±1.8%	
N k moye	50,15	50,63	50,92	50,68	50,60±0.64%	
Ecart type	0,21%	1,39%	2,75%	2,95%		

Tableau 15. Facteur d'étalonnage de la chambre Farmer NE 2575 avec les différentes épaisseurs des bouchons

Ecart type : est l'écart type des résultats obtenu en radioprotection il importe à ne pas dépasser 6% d'où les résultats obtenus sont acceptable

IV.3.4.5.1. La variation du facteur d'étalonnage en fonction de la distance :

Les figures ci-dessus représentent la variation de du facteur d'étalonnage en fonction de la distance :

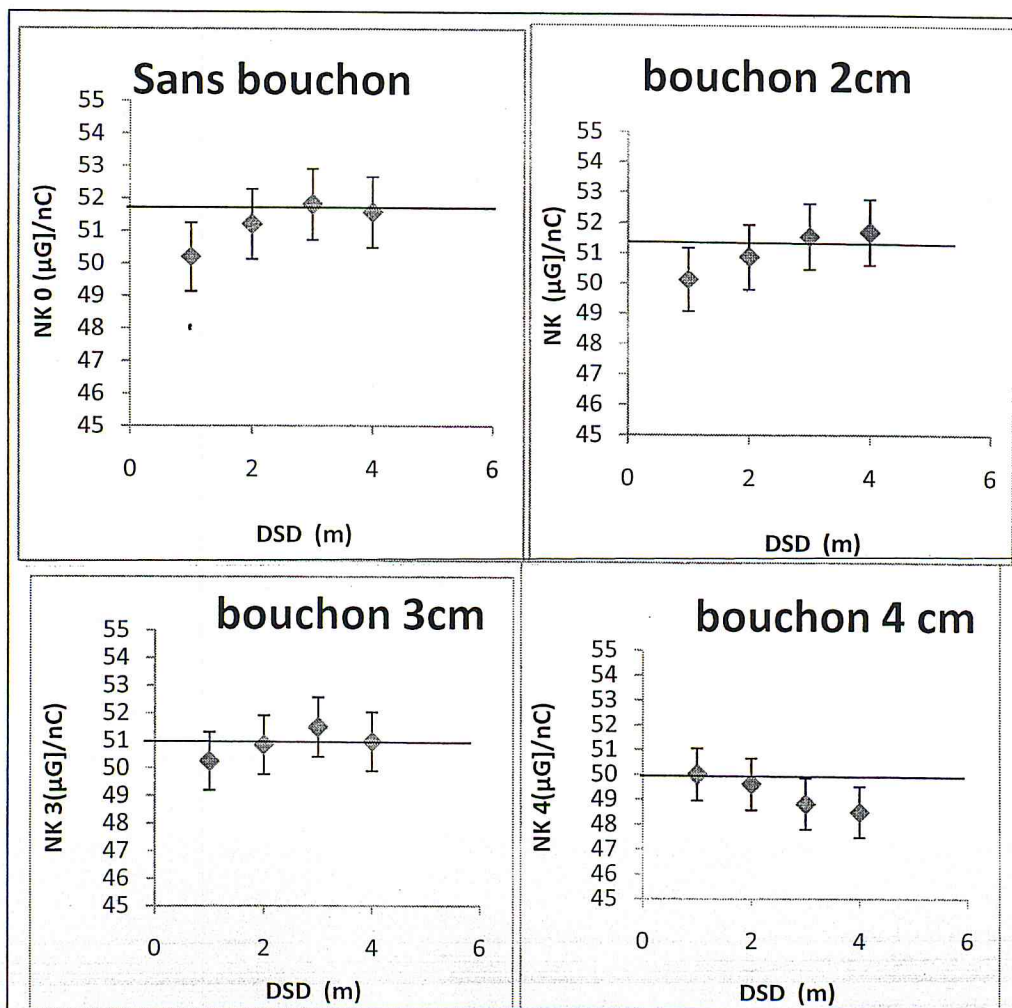


Figure 57. La variation de du facteur d'étalonnage en fonction de La distance

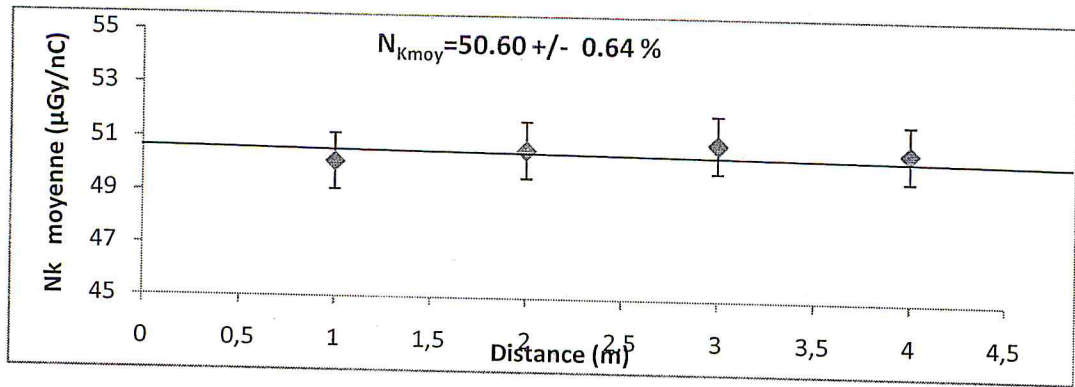


Figure 58. la variation de du facteur d'étalonnage moyen en fonction de la distance

- On constate que tous les facteurs sont confondu
- Le facteur d'étalonnage est indépendant de la distance

IV.3.4.5.2. La variation du facteur d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons :

Les figures ci-dessus représentent la variation de du facteur d'étalonnage en Fonction de l'épaisseur des bouchons :

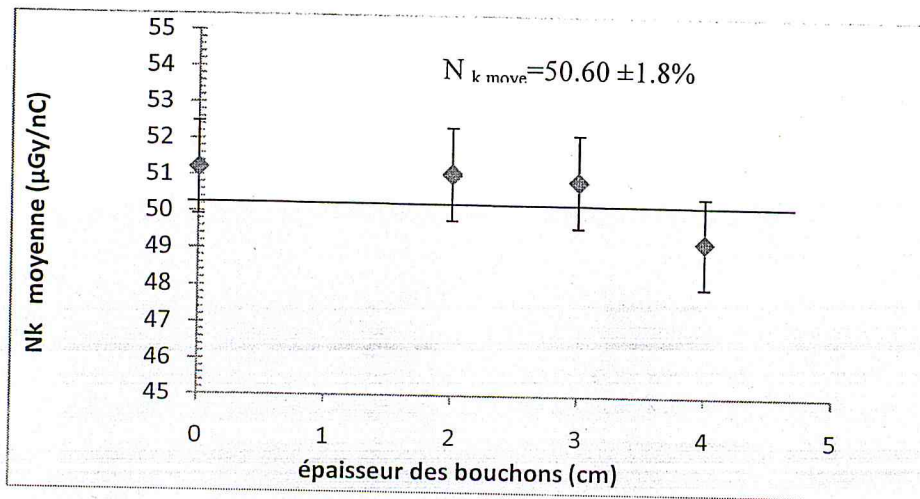
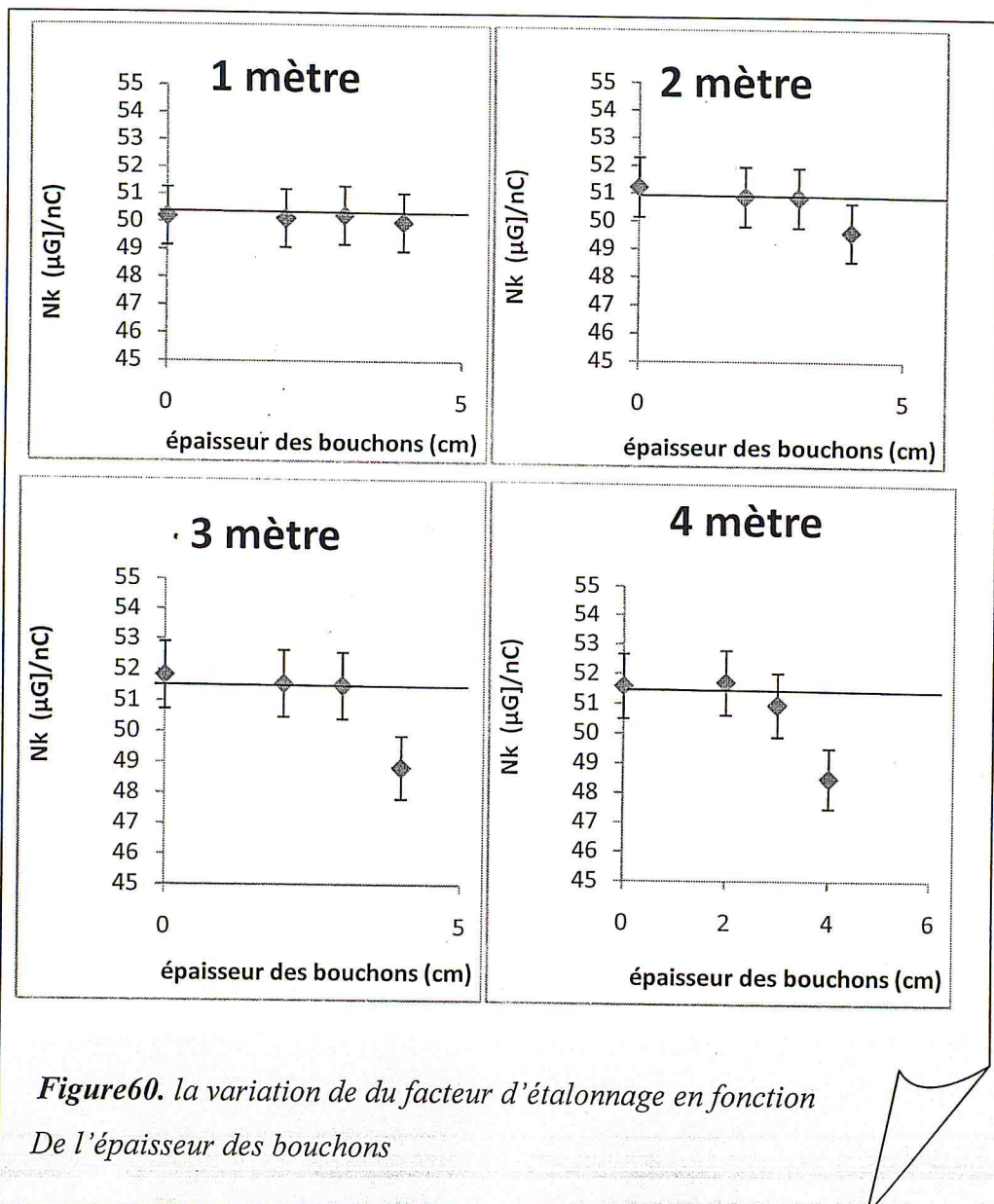
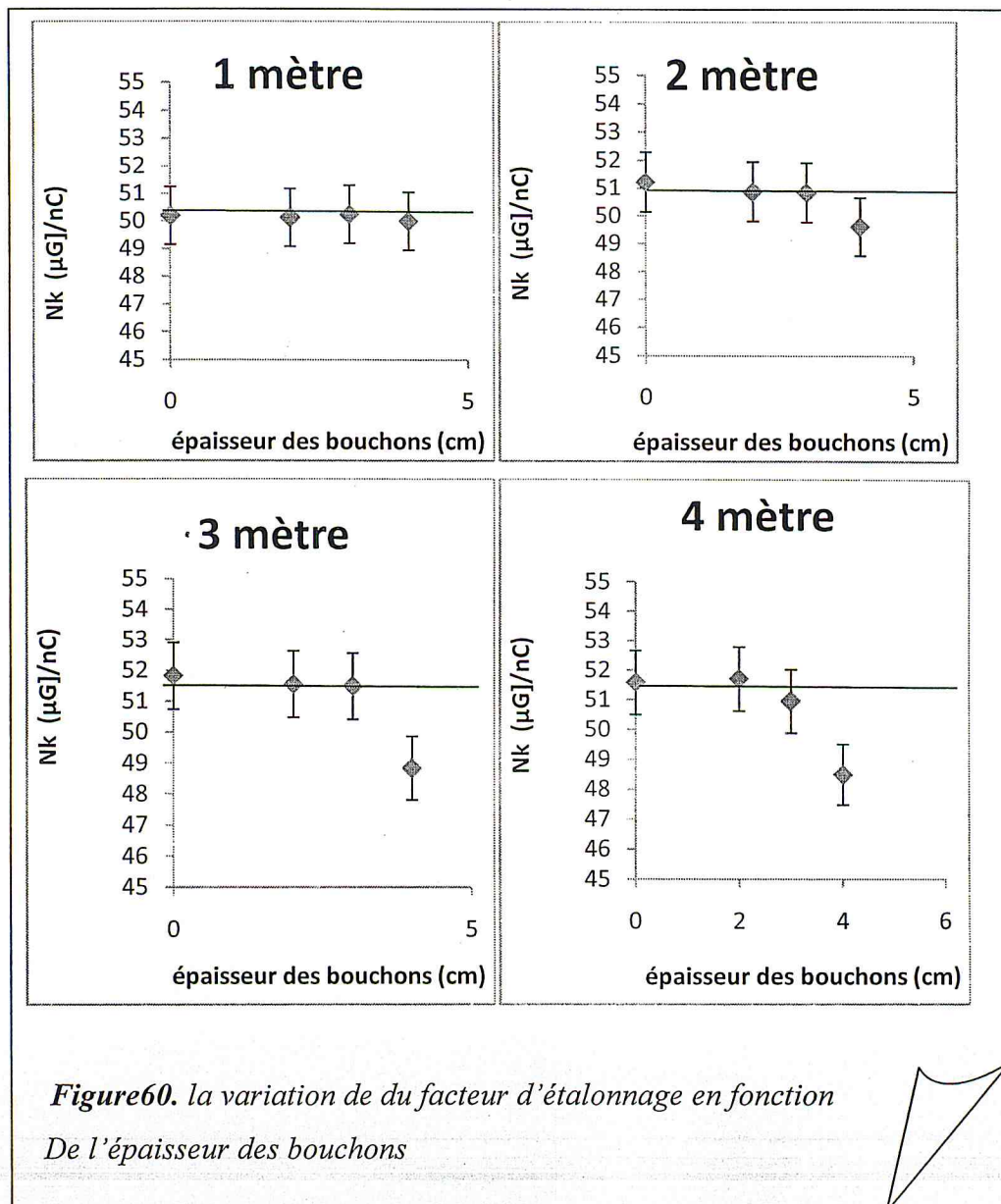


Figure 59. La variation de du facteur d'étalonnage moyen en fonction de l'épaisseur des bouchons



- On constate que tous les facteurs sont confondu
- Le facteur d'étalonnage est indépendant de l'épaisseur des bouchons
- Les coefficients d'étalonnage des différentes chambres d'ionisation ne dépendent pas de la variation de la distance et des bouchons, ceci avec des écarts qui ne dépassent pas 6 %. Et différent d'une chambre à une autre, ce qui est relié aux caractéristiques intrinsèques et à la conception de chaque chambre.



- On constate que tous les facteurs sont confondu
- Le facteur d'étalonnage est indépendant de l'épaisseur des bouchons
- Les coefficients d'étalonnage des différentes chambres d'ionisation ne dépendent pas de la variation de la distance et des bouchons, ceci avec des écarts qui ne dépassent pas 6 %. Et diffèrent d'une chambre à une autre, ce qui est relié aux caractéristiques intrinsèques et à la conception de chaque chambre.

- ◆ 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

IV.3.4.5.3 Conclusion :

Dans le cadre de notre travail présentent des variations des coefficients d'étalonnage des différentes chambres d'ionisation que nous avons déterminés 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 de 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

IV.3.4.6. Etude de la variation du Facteur d'étalonnage (F_C) des radiamètres en fonction de la distance et des bouchons :

Utilisant la technique d'étalonnage décrite dans le chapitre III dans le cas d'un étalonnage de radiamètre, nous avons étalonné trois radiamètres dans les conditions suivant :

- Sans bouchon
- Avec bouchon de 2 cm
- Avec bouchon de 3 cm
- Avec bouchon de 4 cm
- les radiamètres ont été placés à différentes distances (1, 2, 3,4metre). La distance de 1 m sans bouchons est la position de référence.

IV.3.4.6. Procédure pratique appliquée

Les trois radiametre qu'on va étalonner sont :

- Saphymo 6150 AD6 N° de série 97148
- Saphymo AD6 N° de série 971147
- Saphymo Mini TRACE Y N° de série 114002

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

DSD	1m	2m	3m	4m
Sans bouchon	43661,74	10834,37	4755,23	2627,53
Bouchon 2 cm	3975,37	980,55	425,96	231,85
Bouchon 3 cm	1297,59	322,24	141,61	78,40
Bouchon 4 cm	430,60	109,86	50,46	29,68

Tableau 16. Le débit de référence de l'unité de ^{137}Cs donné à la date d'étalonnage

IV.3.4.6. 1. Saphymo 6150 AD6 N° de série 97148

Ce radiamètre possède un affichage digital et un calibre AUTO

Le facteur d'étalonnage de ce radiamètre représenté dans le tableau ci-dessous :

L'épaisseur des	DSD (m)				Moyenne	écartype
	1	2	3	4		
0			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%	
Fc moy	1,009	1,036	1,032	1,029	1,027±1,15%	
Ecart type	0,41%	0,52%	0,70%	0,82%		

Tableau 17. Facteur d'étalonnage de Saphymo 6150 AD6 avec les différentes épaisseurs des bouchons

IV.3.4.6. 1. La variation du facteur d'étalonnage en fonction de la distance :

Les figures ci-dessus représentent la variation de du facteur d'étalonnage en fonction de la distance :

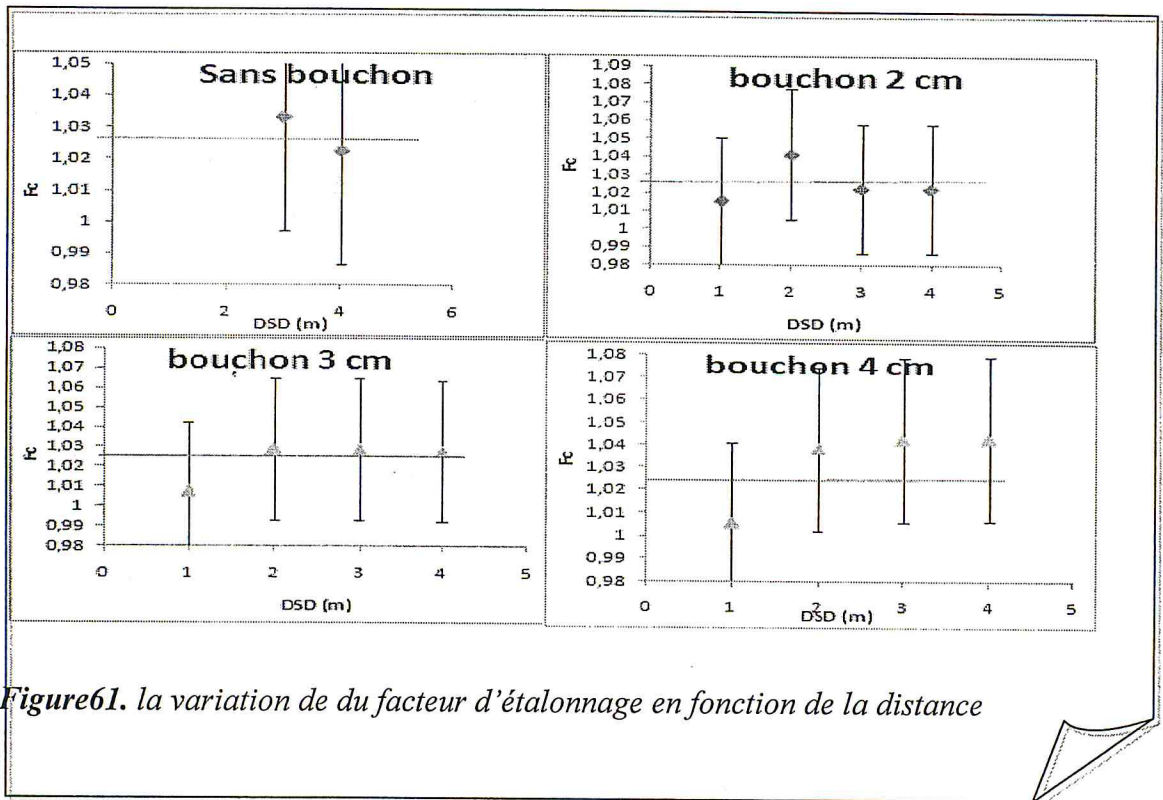


Figure61. la variation de du facteur d'étalonnage en fonction de la distance

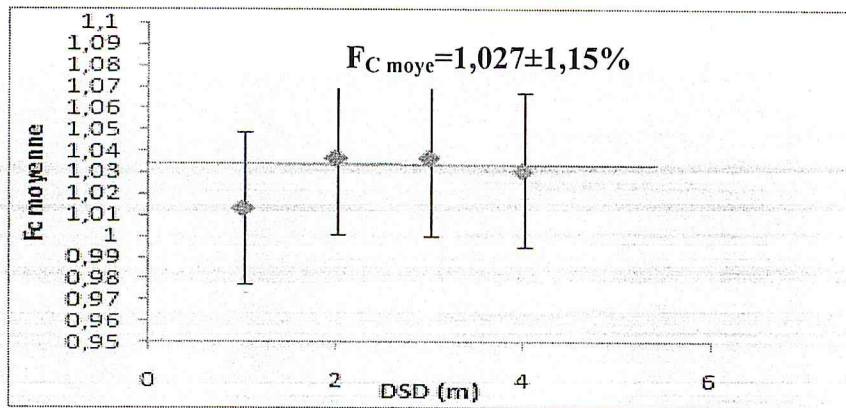


Figure62. la variation de du facteur d'étalonna en fonction de la distance

IV.3.4.6. 2. La variation du facteur d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons :

Les figures ci-dessus représentent la variation de du facteur d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons :

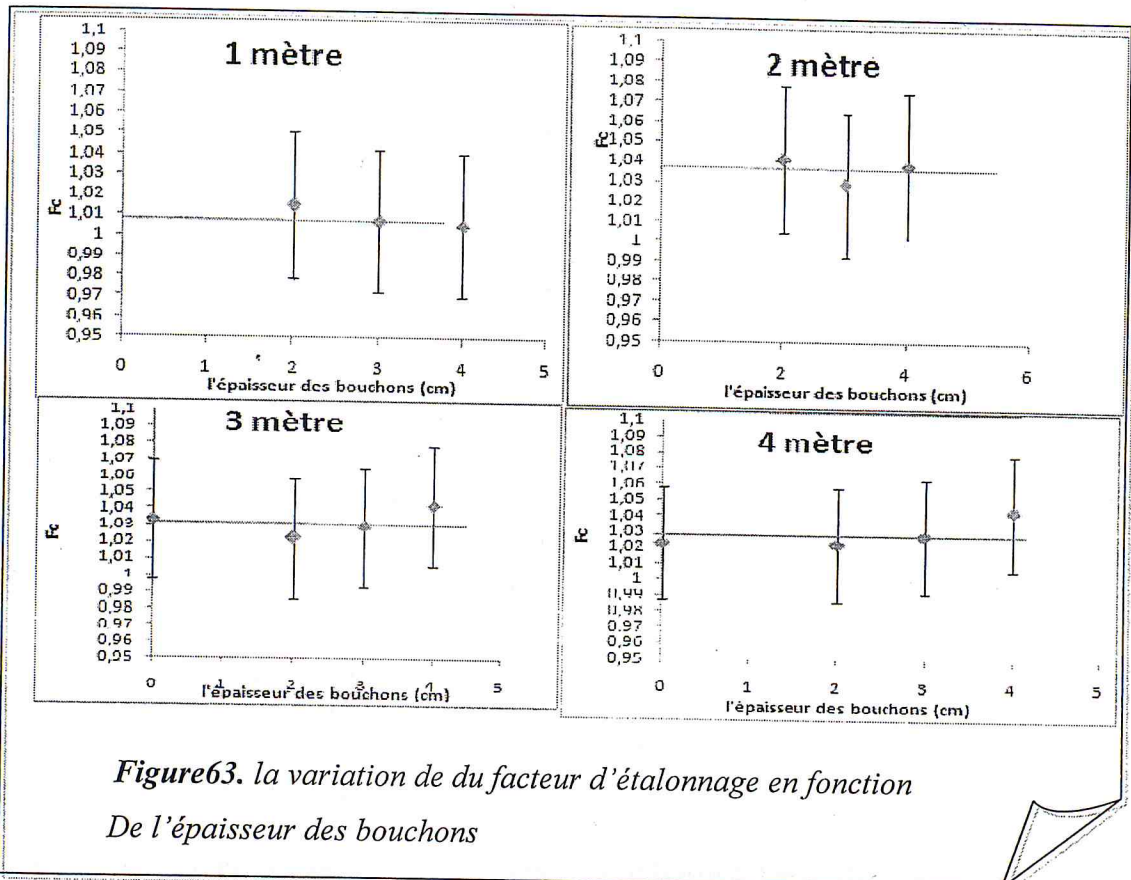


Figure63. la variation de du facteur d'étalonnage en fonction De l'épaisseur des bouchons

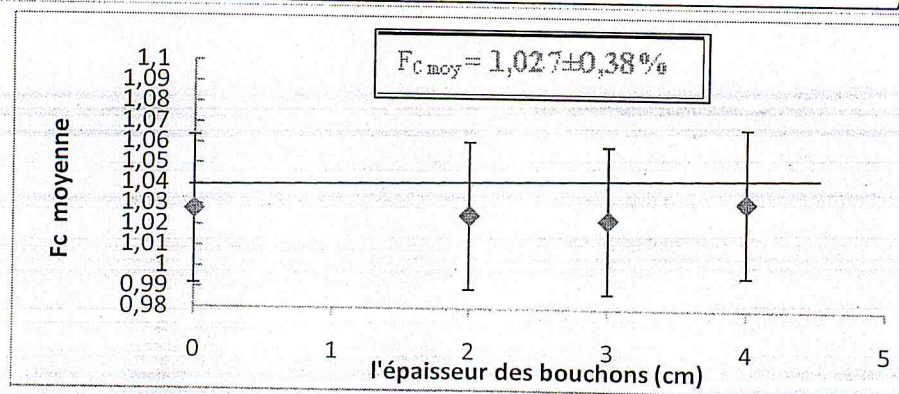


Figure64. la variation de du facteur d'étalonnage moyen en fonction De l'épaisseur des bouchons

Conclusion :

Le facteur d'étalonnage de radiamètre est indépendant de la distance et de l'épaisseur des bouchons, avec l'utilisation des bouchons on n'aura pas de saturation à la distance de référence.

IV.3.4.6. 2. Saphymo 6150 AD6 N° de série 97146

Ce radiamètre possède un affichage digital et un calibre AUTO, Les résultats obtenus représenté dans le tableau ci-dessous :

L'épaisseur des Bouchons (cm)	DSD (m)				F _{c, moy}	Ecartype
	1	2	3	4		
0			1,027	1,022	1,024	0,29%
2	1,015	1,037	1,040	1,018	1,029	1,27%
3	1,012	1,042	1,037	1,040	1,039	1,33%
4	1,012	1,033	1,043	1,043	1,043	1,38%
Fc moyenne	1,013	1,037	1,037	1,031	1,034±0,81%	1,09%
Ecart type	0,14%	0,43%	0,69%	1,22%	0,81%	

Tableau 18. Facteur d'étalonnage de Saphymo 6150 AD6 de série 97146 avec les différentes épaisseurs des bouchons

IV.3.4.6. 2.1. La variation du facteur d'étalonnage en fonction de la distance :

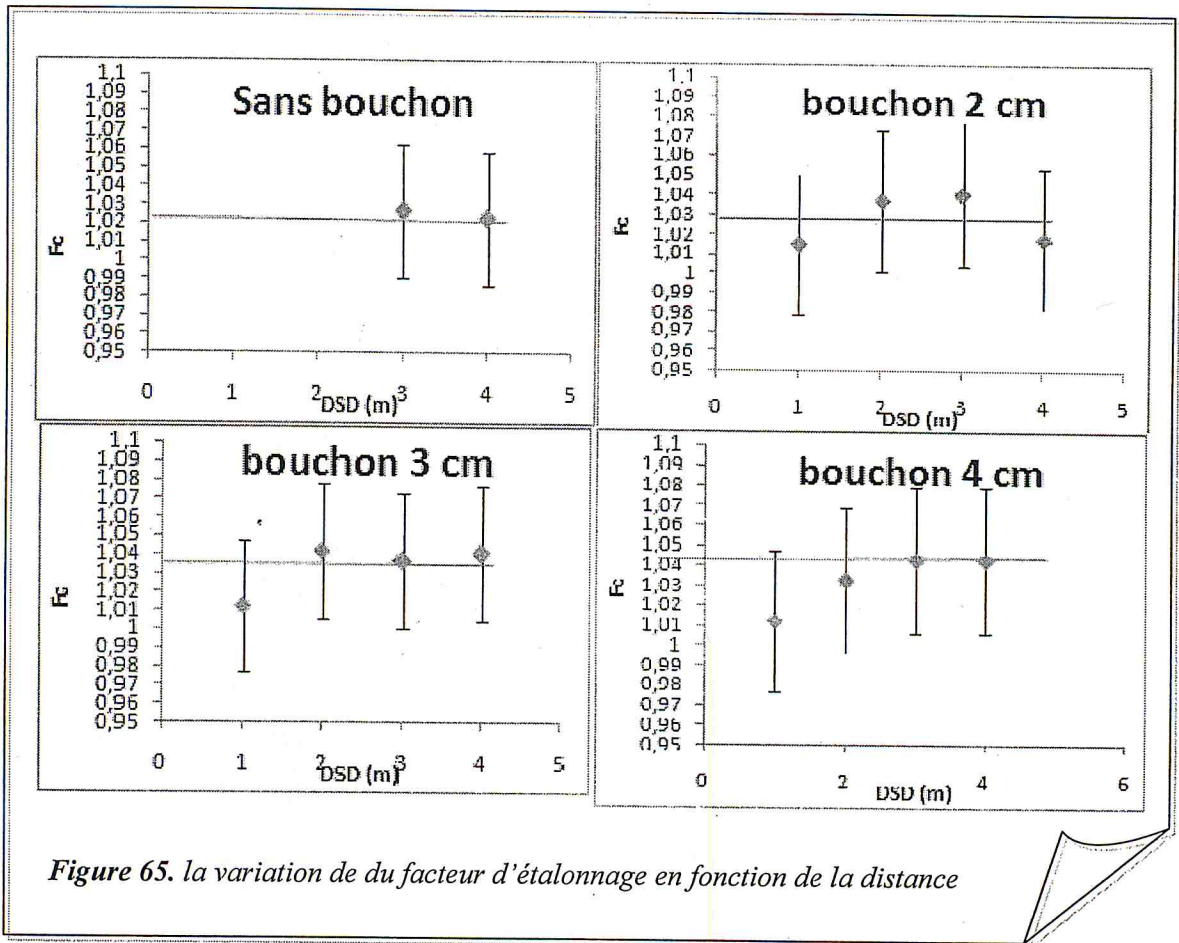


Figure 65. la variation de du facteur d'étalonnage en fonction de la distance

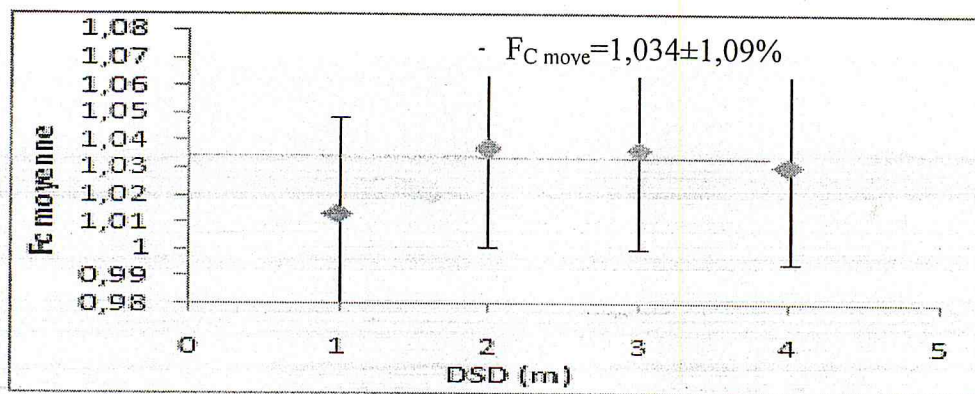
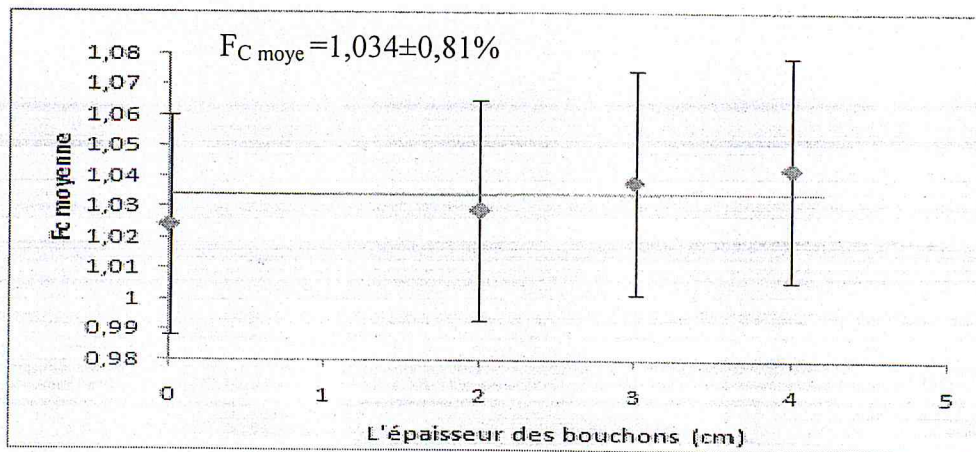
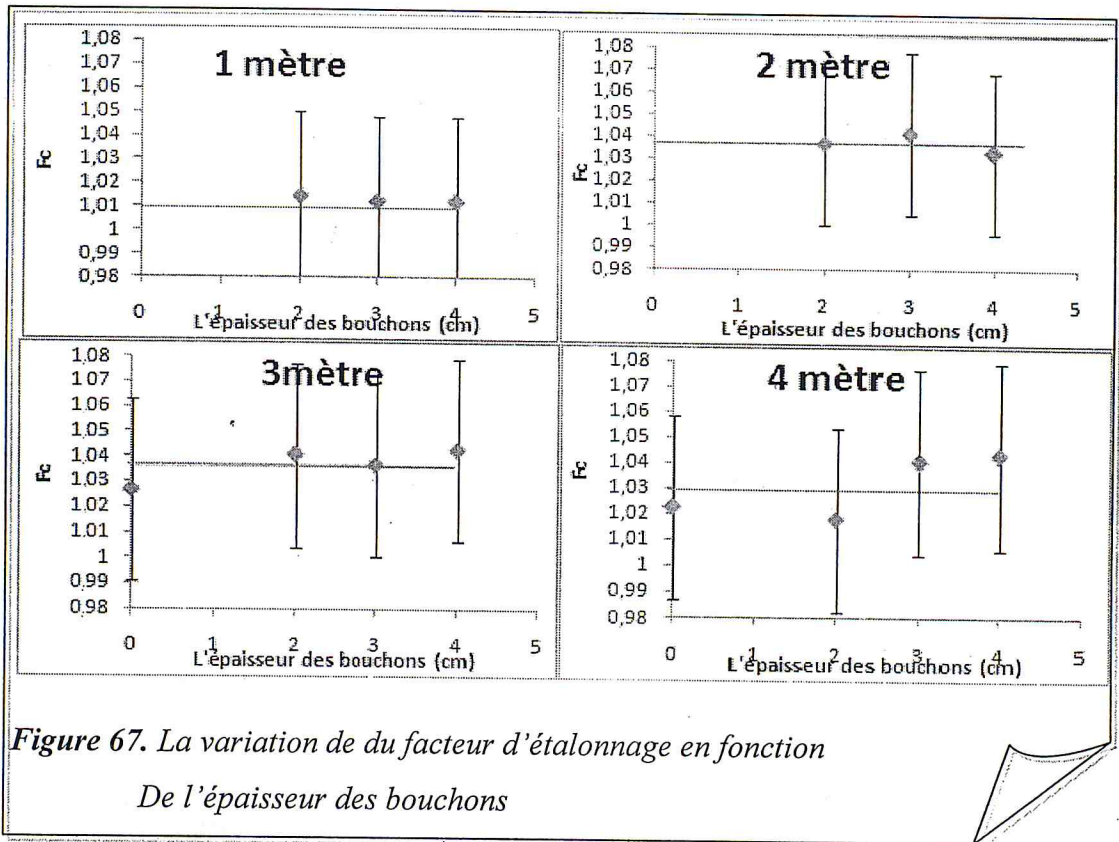


Figure 66. La variation de du facteur d'étalonnage moyen en fonction De la distance

IV.3.4.6. 2.2. La variation du facteur d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons :



Conclusion :

Le facteur d'étalonnage de radiometre est independant de la distance et de l'epaisseur des bouchons, avec l'utilisation des bouchons on n'aura pas de saturation a la distance de reference.

IV.3.4.6. 3. Saphymo Mini TRACE Y N° de serie 114002

La reponse de ce radiometre represente dans le tableau ci-dessous :

L'epaisseur des Bouchons (cm)	DSD (m)				Moyenne	Ecartype
	1	2	3	4		
0			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±0,68%	
Fc moyenne	0,971	1,002	0,990	0,984	0,987±1,31%	
Ecart type	0,76%	0,24%	1,16%	1,64%		

Tableau 19. Facteur d'etalonnage de Saphymo Mini TRACE Y N° de serie 114002 avec les deférentes epaisseurs des bouchons

IV.3.4.6. 3.1. La variation du facteur d'etalonnage en fonction de la distance :

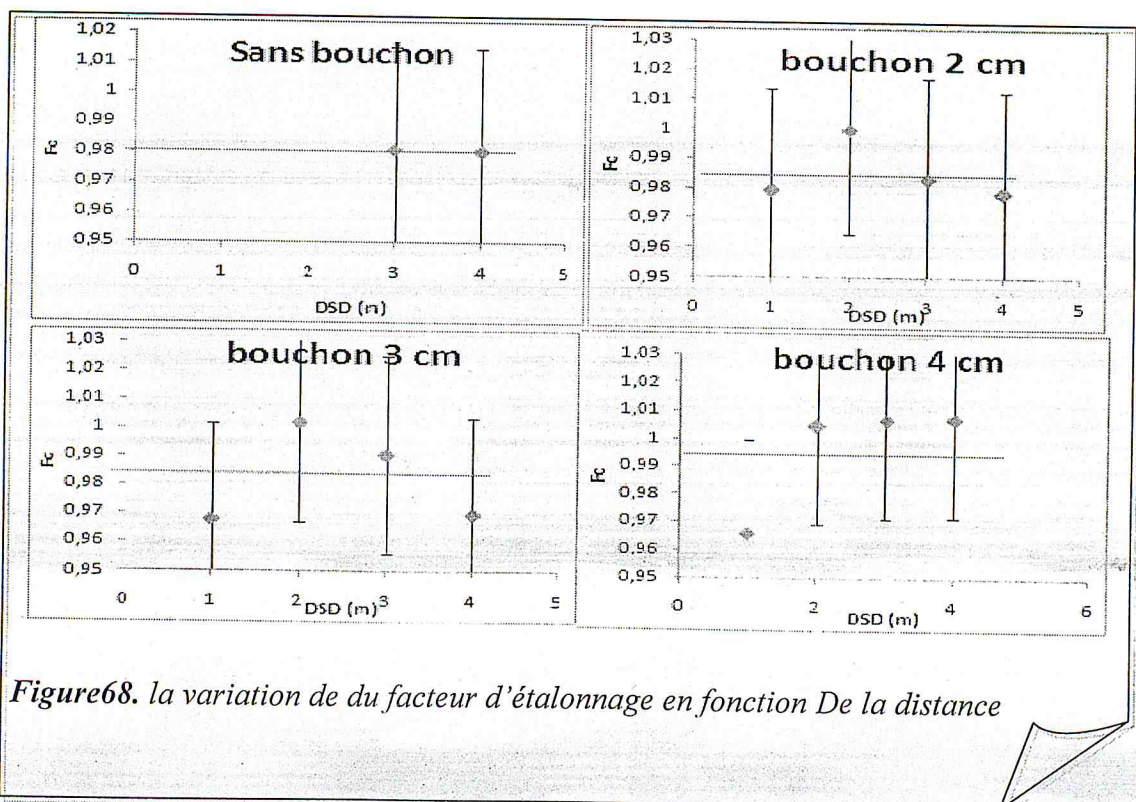


Figure 68. la variation de du facteur d'etalonnage en fonction De la distance

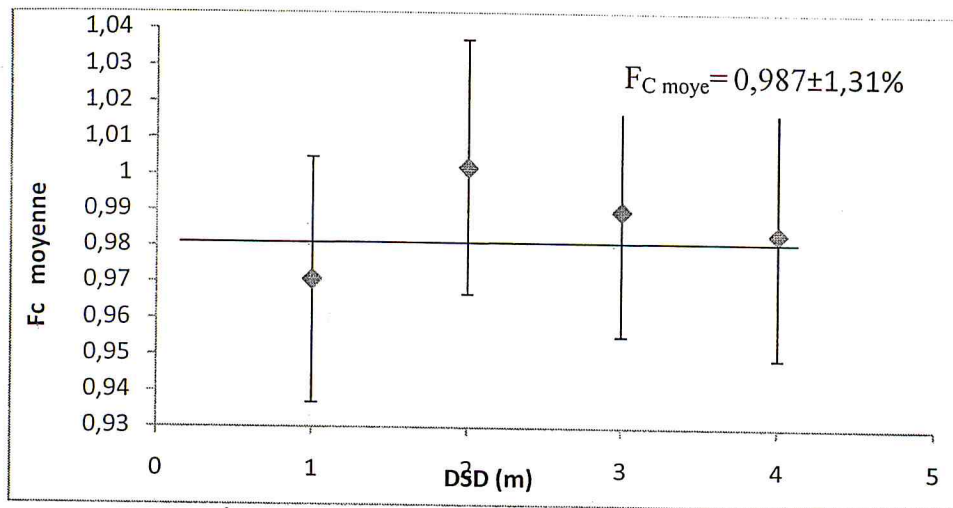


Figure 69. la variation de du facteur moyen d'étalonnage en fonction De la distance

IV.3.4.6. 3.1. La variation du facteur d'étalonnage en fonction de l'épaisseur des bouchons :

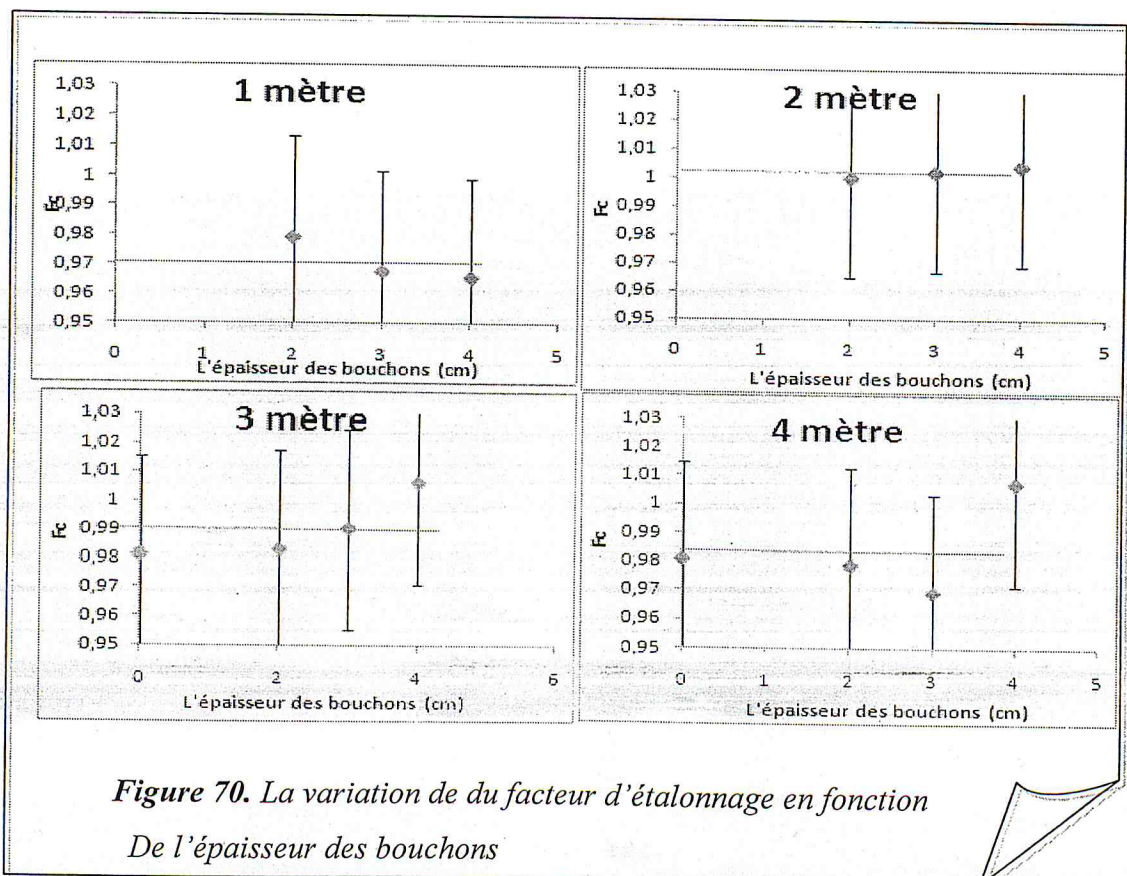


Figure 70. La variation de du facteur d'étalonnage en fonction De l'épaisseur des bouchons

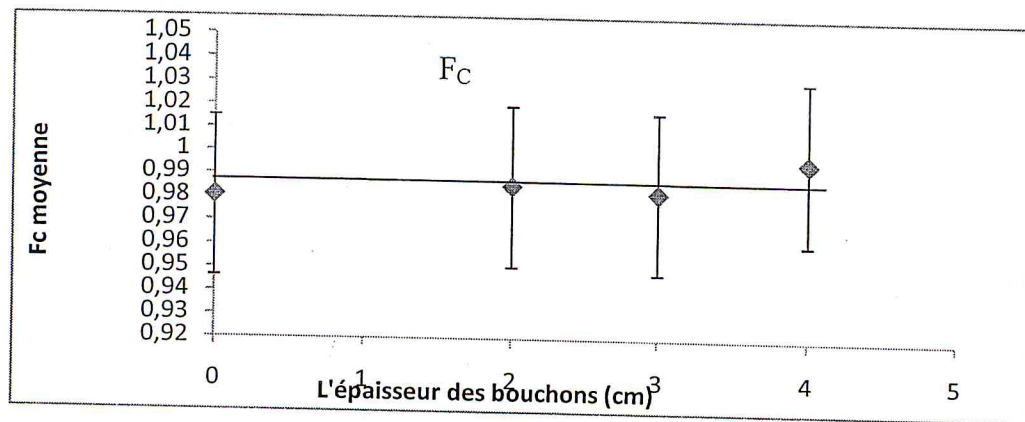


Figure 71. La variation de du facteur d'étalonnage moyen en fonction De l'épaisseur des bouchons

◆ avec l'utilisation des bouchons on n'aura pas de saturation à la distance de référence, En tenant compte de d'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.

Conclusion

Générale

Conclusion générale

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

- la position de la source est décalée par rapport à la règle murale, de 1.66 cm, et le temps d'ouverture et de fermeture (O.F) du shutter de l'unité OB6, est de l'ordre de 0.26 sec.
- L'étude de 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.
- L'étude des paramètres liés aux conditions de mesure, nous a conduits aux résultats suivants :
- Stabilité des appareils de mesures (chambres d'ionisation, électromètre...) : Le temps requis pour une bonne stabilité du système dosimétrique a été évalué à 30 min au minimum.
- 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 et le faisceau est homogène.
- 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.

Conclusion générale

L'étalonnage de deux chambre d'ionisation, nous a permis de montré que le coefficient d'étalonnage N_K ne varie pas en fonction de la distance et l'épaisseur des bouchons est négligeable.

Egalement 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 permis d'établir des procédures d'étalonnage des chambres d'ionisation et des radiamètres en utilisant trois bouchons de différentes épaisseurs en gardant la même distance de référence de 1mètre.

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 paramètre afin d'améliorer la qualité de la mesure ou de l'étalonnage.

Enfin, le travail que nous avons entrepris au L.S.E.D nous offre une vue plus synthétique sur les techniques et les procédures de contrôle de qualité en étalonnage en radioprotection et d'autre part les méthodes et procédure d'étalonnage des chambres d'ionisation et des radiamètres.

Référence

REFERENCES

- [1] manuelle pratique de radioprotection par : D.J.gambini et R.Granier, édition médicale internationale 1992
- [2] PDF livre-rayonnement, notion de base, Service de Contrôle Physique U.L.B. - 2007 Site web : <http://www.controlphysique.be>
Email : entlphys@ulb.ac.be
- [3] Régine JANEL - PCR du Département HDG <http://www.sievert-system.org> - 11/2005
- [4] BLA 90 D. BLANC « Les rayonnements ionisants »Edition. Masson, 1990
- [5] J.DUTREIX, A.DESGREZ, B.BOX, J-H.Vinot biophysique des radiation et imagerie médicale, , Masson, paris 1993
- [6] collection cours de formation n°5 cours post universitaire de radioprotection (volume1 et 2) AIEA VIENNE; 1995
- [7] Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students / editor E. B. Podgorsak; sponsored by IAEA Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005
- [8] mémoire de fin d'étude pour l'obtention de MAGISTER titre : Dosimétrie de référence des faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie utilisés en radiothérapie Physique Médicale par : M^{lle} NORA FERGANE ,USTHB, ALGER2007
- [9] PDF Des atomes aux particules, Interactions Fondamentales en Physique et en Astrophysique J. R. Cudell, A. De chambre, S. Pedoux Université de Liège 2007 www.ulg.ac.be/sciences
- [10] mémoire de fin d'étude pour l'obtention de MAGISTER titre : Utilisation des fantômes solides pour la Dosimétrie des faisceaux de photons de Haute énergie par : NASSIROU Harouna, USTHB, ALGER2008
- [11] THESE présentée pour obtenir le grade de DOCTEUR D'UNIVERSITE (SPECIALITE : PHYSIQUE CORPUSCULAIRE) par : Ziad FRANCIS

Référence

Simulations Monte-Carlo et étude micro dosimétrique pour des irradiations cellulaires à faibles doses en neutrons de 14 MeV UNIVERSITE BLAISE PASCAL (U.F.R. de Recherche Scientifique et Technique), 2007

[12] mémoire de fin d'étude pour l'obtention de DES titre : organisation de la radioprotection site Frans fanon par : Mme ALUM feiza, et Mme ARAB Nadia CRNA juin 2002

[13] "The physics of radiology", 4th edition, John Robert Cunningham. Unit states 1983

[14] Dr E. Garin, Format de fichier : PDF- Service de Biophysique et Médecine Nucléaire. Université de Rennes 1/CRLECC Centre Eugène Marquis. 2009
www.med.univrennes1.fr

[15] P RADVNY et M BODRAY la radioactivité édition seuil paris 1984

[16] M.EIENBUD "environnement radioactivity "édition academic press, 1973

[17] ICRU 33 (International Commission of Radiological Units and measurement).

[18] J PARDEL, L.ZETTWOOG.NDELLERO, D, BEUTIER. Le polonium 210 un repère naturel important en radioprotection revue radioprotection vol 36, n°4- p401-417, 2001

[19] François GREMY, Jean PERRIN, Elément de biophysique, Radiations Ionisantes et non Ionisantes, Optique – Biophysique de la Circulation (TOME II)

[20] Delacroix ETAL. CEA et EDP science 2006

[21] L. BELKACIMI cour de formation pour les travailleurs de CRNA, cour sur les grandeurs et unité utilisé en radioprotection, service des analyses isotopique CRNA 2010

[22] aide mémoire de radioprotection par André Cleuet, INRS 198

Référence

- [23] Décret n°2003-296 du 31 mars 2003 relatif à la protection des travailleurs contre les dangers des rayonnements ionisants, NOR : SOCX0200138D, <http://www.legifrance.gouv.fr>
- [24] Abdel-Majid NOURREDDINE, METROLOGIE DES RAYONNEMENTS IONISANTS ET MESURES ENVIRONNEMENTALES, Institut Pluridisciplinaire Hubert Curien IPHC, Strasbourg Cedex 2, 2009
- [25] Alain Willis, Parcours, Paris, 2008
- [26] Rachel A. Powsner, Edward R. Powsner, Essential Nuclear Medicine Physics, Second Edition, Copyright, 2006
- [27] mémoire de fin d'étude pour l'obtention de MAGISTER titre :
Dosimétrie absolu de rayon X de basse énergie « application en radiodiagnostic » par BOURUINA MOURAD université Houari Boumediene, 2007
- [28] Henri Metivier Radioprotection et ingénierie nucléaire institue national des sciences et techniques nucléaires EDP science Edition 2006 ISBN
- [29] Review of radiation oncology physics: A Handbook for Teachers and students, Evrin B Podgorsak Ph, department of Medical physics Mc Gill University Health, centre Montreal, Quebec, Canada, 2006
- [30] iso4037-1, X and gamma reference radiation for calibrating
Dosimeters and for determining their response as function of photon energy, Genève, 2000
- [31] SAFETY REPORTS SERIES No. 16 Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY VIENNA, 2000
- [32] Svensson H. and Zsdansky K. «The IAEA/WHO Network of SSDLs. Short history, activity and future trends". SSDL Newsletter, 29 3-17, (1990).

Annexe

ANNEXE A

Correction de la mesure pour les effets de la température et de la pression atmosphérique

La lecture M d'un électromètre lié à une chambre d'ionisation est relative aux conditions de mesure (température, pression) qui peuvent être différentes de celles pour lesquelles la chambre a été étalonnée. Pour cette raison, il est recommandé de multiplier cette lecture (qui peut être une charge, un courant ou toute autre indication de l'électromètre), par un facteur de correction tenant compte de la température et de la pression.

En d'autres termes :

$$M_{\text{corr}} = M \cdot k_{TP} \quad \text{A-1}$$

M représente la lecture de l'électromètre

k_{TP} est le facteur de correction pour la température et la pression

A.1 FACTEUR DE CORRECTION POUR LA TEMPERATURE ET LA PRESSION.

Afin de reporter la mesure du courant d'ionisation à la température T et la pression P , aux valeurs de référence T_0 et P_0 pour lesquelles la densité de l'air sec standard ρ_0 a été calculée, on utilise le facteur de correction k_{TP} . Ce facteur est défini comme le rapport des masses volumiques aux températures et pressions (T_0 , P_0) et (T , P).

Pour tenir compte du fait que l'air n'est pas rigoureusement un gaz parfait, on considère la loi de Boyle Mariotte modifiée ;

$$PV = \frac{m}{M} \cdot R \cdot T \cdot Z \quad \text{A-2}$$

Où P (Pa) est la pression, V (m³) est le volume ; m (Kg) est la masse d'air du volume V , M (Kg/mol) est la masse molaire, T (K) est la température thermodynamique, R est la constante molaire du gaz $R=8.31441 \pm 2.6 \cdot 10^{-4}$ J.K/mol et Z est le facteur de compressibilité.

Le facteur de compressibilité est en fonction de P et T selon une relation empirique. Pour l'air sec nous avons :

$$Z(P, T) = 1 - \frac{P}{T} \cdot (a_0 + a_1 T + a_2 T^2) + \frac{P^2}{T^2} \cdot d \quad \text{A-3}$$

Avec $a_0 = 1.624 \cdot 10^{-6}$ K Pa⁻¹, $a_1 = -2.897 \cdot 10^{-8}$ Pa⁻¹, $a_2 = 1.088 \cdot 10^{-10}$ K⁻¹ Pa⁻¹ et

$$d=1.73 \cdot 10^{-11} \text{ K}^{-2} \quad (\text{K : Kelvin})$$

L'incertitude relative sur Z est estimée égale à 10^{-6}

La masse volumique définie par le rapport m/V est exprimée par Kg/m^3 , a pour expression :

$$\rho(T, P) = \frac{M}{R} \cdot \frac{P}{T} \cdot \frac{1}{Z} \quad \text{A-4}$$

Dans le domaine des températures et pressions rencontrés en dosimétrie des rayonnements (T voisin de 20°C et P voisin de 760 mmHg), le facteur Z reste pratiquement constant, ce qui donne un rapport de masses volumiques :

$$k_{TP} = \frac{T}{T_0} \times \frac{P}{P_0} \quad \text{A-5}$$

Dans le cas où T et T_0 sont exprimés en $^\circ\text{C}$, nous aurons :

Où P est la pression de l'air et T sa température au moment de la mesure. T_0 et P_0 étant les valeurs de référence : $T_0 = 20^\circ\text{C}$ K et $p_0 = 760 \text{ mmHg}$

ANNEXE B

INCERTITUDES ASSOCIEES AUX RESULTATS DE MESURE

B-I : DEFINITIONS GENERALES

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

On distingue deux formes d'incertitudes :

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

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 i de degrés de libertés.

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

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

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

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

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 :

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

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 :

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

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 :

$$r_i = \frac{S_i}{x_i} \quad \text{Et de la même manière } r_{jk} = \frac{S_{jk}}{x_j x_k}$$

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 écarts 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.

$$\Delta Y = t \cdot S_y \quad \text{B-12}$$

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

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 :

$$\mu' = \frac{\sum \left(\frac{x_i}{\sigma_i^2} \right)}{\sum \left(\frac{1}{\sigma_i^2} \right)} \quad \text{B-13}$$

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 ::

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

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

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

L'incertitude Standard sur la température

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

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 $(0,25/752) \times 100\% = 0,033\%$.

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 % $(2 \times 0.1/100) \times 100 \% = 0,2\%$.