

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE
HOUARI BOUMEDIENE

Faculté de Physique



THÈSE

Présentée pour obtenir le grade de Docteur

Discipline: Physique

Spécialité: Sciences Nucléaires et Interaction Rayonnement Matière

Par

M^{me}. MOUSSOUS Ouiza

Sujet

CONTRIBUTION A L'AMÉLIORATION DE LA SENSIBILITÉ DU DOSIMÈTRE DE FRICKE

Soutenue publiquement le 14 / 02 /2013, devant le jury composé de :

Président	M^r. CHAMI Ahmed-Chafik	Professeur, USTHB/FPH
Directeur de thèse	M^r.BENGUERBA Messaoud	Maître de Conférences A, USTHB/FPH
Examineurs	M^{me}. MOKRANI Zohra	Directrice de Recherche, CRNA
	M^r. GABOUZE Nourredine	Directeur de Recherche, UDTS
	M^r.TOBBECHE Said	Professeur, Université de Batna
	M^r. KHELIFI Rachid	Maître de Conférences A, Université de Blida

Remerciements

Je tiens à exprimer ma profonde reconnaissance à Monsieur Messaoud Benguerba, Maître de Conférences A à L'université Houari Boumediene d'Alger pour avoir encadré et dirigé ce travail de recherche durant cinq années. Je lui exprime ma profonde gratitude pour la confiance qu'il m'a accordée, pour ses compétences professionnelles et surtout pour le temps qu'il a pris pour me guider de façon toujours judicieuse. Qu'il soit assuré de mon profond respect.

Je tiens à remercier également Monsieur Chami Ahmed-Chafik Professeur à l'Université Houari Boumediene pour m'avoir fait l'honneur de présider le jury de cette thèse.

Que Madame Mokrani Zohra et Messieurs Gabouze Nouredine, Tobbeche Said et Khelifi Rachid respectivement Directrice de Recherche au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger, Directeur de Recherche à l'Unité de Développement de la Technologie du Silicium, Professeur à l'Université Hadj Lakhdar de Batna et Maître de Conférences A à l'Université Saad Dahlab de Blida, sachent le plaisir et l'honneur qu'ils m'ont fait en acceptant la lourde tâche d'examineur. Je les remercie pour l'intérêt qu'ils ont porté à ce travail.

Ce travail n'aurait pas été possible sans la collaboration de physiciens médicaux. Je tiens donc à exprimer ma reconnaissance à :

- Monsieur Hocini Brahim et toute l'équipe de physiciens médicaux au CPMC pour m'avoir permis d'accéder facilement à l'accélérateur et m'avoir aidé à réaliser les irradiations.
- Monsieur Saad Khoudri physicien médical au Centre Anti Cancéreux de Blida pour m'avoir aidé à réaliser des expériences au niveau de leur installation.

Ces cinq années n'auraient pas été si agréables sans l'ambiance amicale qui règne au Laboratoire Secondaire d'Etalonnage pour la Dosimétrie. Que toute l'équipe (Nassima, Zina, Amar, Mehena, Farid, Rabah et Omar) du LSED reçoive ici mes sincères remerciements. Je tiens à exprimer ma reconnaissance à Toufik Medjadj membre de l'équipe du LSED pour avoir participé à ce travail.

Et pour finir, un grand merci à mes proches et mes amies qui m'ont soutenu dans les moments difficiles. Une pensée à ma très chère mère qui nous a quittés le 18 Février 2011.

A Toute ma famille

Résumé

Contribution à l'amélioration de la sensibilité du dosimètre de Fricke

L'application des rayonnements ionisants en radiothérapie exige une grande précision au niveau de la dose à la tumeur pour une meilleure efficacité de traitement. La stérilisation de la tumeur ne se fera qu'à la condition d'une dosimétrie rigoureuse d'où l'importance de l'étalonnage des faisceaux de rayonnement. Traditionnellement, la chambre d'ionisation est utilisée comme dosimètre de référence pour réaliser cet étalonnage. L'AAPM et L'ICRU ont recommandé l'utilisation de la dosimétrie de Fricke comme une méthode alternative pour l'étalonnage et la détermination de la dose absorbée dans l'eau. Ces travaux de thèse se proposent de développer ce système dosimétrique dans notre laboratoire pour l'utiliser dans ce but.

L'ensemble des caractéristiques dosimétriques du dosimètre de Fricke a été évalué dans les faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie. Les données expérimentales ont été obtenues en utilisant différentes énergies nominales 6 MV, 18 MV, 12 MeV, et 15 MeV, incluant le faisceau de photons γ du ^{60}Co . Les résultats de mesure mettent en évidence une excellente linéarité de la réponse avec la dose, une variation sur la reproductibilité des mesures inférieure à 1%, ils permettent également de souligner que la réponse est indépendante du débit de dose et de l'énergie incidente des rayonnements dans la gamme de dose étudiée.

L'utilisation du dosimètre de Fricke pour la mesure de dose requiert la connaissance du rendement radiochimique. Cette grandeur a été déterminée à partir d'une mesure par chambre d'ionisation, pour chaque faisceau de rayonnement considéré. Nos résultats comparés à ceux de la littérature obtenus dans des conditions similaires présentent une bonne concordance.

L'évaluation des potentialités de ce système dosimétrique pour la mesure des paramètres dosimétriques du faisceau de rayonnement a donné des résultats encourageants puisque le système montre une bonne compatibilité avec la chambre d'ionisation pour ce type d'application.

Mots clés : Dosimètre de Fricke; étalonnage; dose absorbée dans l'eau; radiothérapie.

Abstract

Contribution to the improvement of the sensibility of the Fricke dosimeter

The application of ionizing radiation in radiotherapy requires high accuracy in dose to the tumor for better efficacy. The sterilization of the tumor will be made only on the condition of a rigorous dosimetry, where from the importance of the calibration of the radiation beams. Traditionally, the ionization chamber is used as a reference dosimeter to perform this calibration. The AAPM and ICRU have recommended the use of Fricke dosimetry as an alternative method for the calibration and the determination of the absorbed dose in the water. In this work, we propose to develop this dosimetry system in our laboratory to use it for this purpose.

The dosimetric features of the Fricke dosimeter in clinical linear accelerator beams are considered. Experimental data were obtained using various nominal energies 6 MV, 18 MV, 12 MeV, and 15 MeV, including the ^{60}Co γ -ray beam. The Fricke dosimeter shows linearity in dose response, energy independence and a good reproducibility over the energy range investigated.

The use of Fricke dosimeter for measuring dose requires knowledge of the radiochemical yield. This quantity was determined from a measurement by ionization chamber, for each radiation beam considered. Our results compared to those obtained in the literature under similar conditions show a good agreement.

The assessment of the potential of this system for the measurement of dosimetric parameters of the radiation beam has yielded encouraging results since the system shows a good compatibility with the ionization chamber for this type of application.

Key words: Fricke dosimeter; calibration; absorbed dose to water; radiotherapy.

Table des matières

RESUMÉ.....	1
ABSTRACT.....	2
TABLE DES MATIÈRES.....	3
LISTE D’ABRÉVIATIONS.....	6
LISTE des FIGURES.....	7
LISTE des TABLEAUX.....	10
INTRODUCTION GÉNÉRALE.....	11
CHAPITRE 1 – RAYONNEMENTS IONISANTS ET MATIÈRE.....	16
1.1 Introduction.....	17
1.2 Notion de dose.....	17
1.3 Interaction rayonnement matière.....	18
1.3.1 Interaction photon matière.....	18
1.3.1.1 Effet photoélectrique.....	18
1.3.1.2 Effet Compton.....	18
1.3.2.3 Effet de matérialisation.....	19
1.3.1.4 Domaine de prédominance des interactions.....	20
1.3.1.5 Atténuation d’un faisceau de photons.....	21
1.3.2 Interaction électron matière.....	23
1.3.2.1 Interactions inélastiques.....	23
1.3.2.2 Pouvoir d’arrêt du milieu.....	24
1.3.2.3 Transfert d’énergie linéique.....	25
1.3.2.4 Conclusion.....	25
1.4 Mécanisme de la radiolyse de l’eau.....	26
1.4.1 Étape physique.....	26
1.4.2 Étape physico chimique.....	26
1.4.3 Étape chimique.....	27
CHAPITRE 2– TECHNIQUES DE MESURE ABSOLUE DE LA DOSE	
ABSORBEE	29
2.1 Introduction.....	30
2.2 La calorimétrie.....	30
2.2.1 Principe.....	30
2.2.2 Avantages et inconvénients.....	31
2.3 La chambre d’ionisation.....	32
2.3.1 Principe de fonctionnement.....	32
2.3.2 Détermination du courant d’ionisation produit sous irradiation.....	33

2.3.2 Mesure de la dose absorbée dans l'eau par chambre d'ionisation.....	35
2.4 La dosimétrie de Fricke	36
2.4.1 Historique.....	36
2.4.2 Principe du dosimètre de Fricke	37
2.4.3 Mesures spectrophotométriques.....	38
2.4.4 Mesure de la dose absorbée dans l'eau par le dosimètre de Fricke.....	40
CHAPITRE 3–MOYENS ET MEHODES.....	41
3.1 Moyens.....	42
3.1.1 Moyens d'irradiation	42
3.1.1.1 Irradiateur gamma	42
3.1.1.2 Accélérateur linéaire	42
3.1.2 Moyens dosimétriques.....	46
3.1.2.1 Dosimètre chimique.....	46
3.1.2.2 Chambre d'ionisation.....	49
3.1.2.3 Fantôme d'eau.....	50
3.1.2.4 Moyens de positionnement des dosimètres dans le fantôme.....	50
3.2 Méthode.....	51
3.2.1 Méthode d'irradiation.....	51
3.2.2 Méthode d'analyse.....	52
3.2.2.1 Rappel de principe.....	52
3.2.2.2 Appareillage.....	53
CHAPITRE 4 – CACARCTÉRISATION ET ÉTUDE DE FAISABILITÉ DU SYSTEME DE DOSIMÉTRIE CHIMIQUE AU SULFATE FERREUX POUR LA MESURE DE LA DOSE ABSORBÉE DANS L'EAU	54
4.1 Caractéristiques spectrophotométriques.....	55
4.1.1 Spectre d'absorption.....	55
4.1.2.Evaluation du coefficient d'extinction molaire	57
4.2 Résultats.....	59
4.2.1 Mesure de la dose absorbée de référence dans l'eau au faisceau de ⁶⁰ Co.....	60
4.2.2 Evaluation des principales caractéristiques du dosimètre chimique.....	63
4.2.2.1 Réponse en dose : courbe d'étalonnage.....	63
4.2.2.2 Sensibilité du système dosimétrique	66
4.2.2.3 Justesse des mesures.....	66
4.2.2.4 Précision.....	67
4.2.2.5 Dépendance énergétique du dosimètre chimique.....	71
4.2.2.6 Dépendance du débit de dose du dosimètre chimique.....	73
4.2.2.7 Stabilité de la réponse du dosimètre chimique.....	74
4.3 Détermination du rendement radiochimique G(Fe ³⁺).....	77
4.3.1 Méthode appliquée	77

4.3.2 Détermination des facteurs de correction f et k_{paroi}	78
4.3.2.1 Détermination du facteur de correction pour effet de la paroi k_{paroi}	78
4.3.3 Valeurs du rendement radiochimique $G(\text{Fe}^{3+})$	81
4.3.4 Comparaison des résultats avec les valeurs publiées.....	82
4.4 Incertitudes de mesures.....	83
4.5 Conclusion.....	94
CHAPITRE 5 –UTILISATION DU DOSIMÈTRE DE FRICKE POUR LA MESURE DES PARAMÈTRES DOSIMÉTRIQUES CARATERISANT LE FAISCEAU DE ^{60}Co	95
5.1 Introduction.....	96
5.2 Mesure des rendements en profondeur.....	96
5.2.1 Montage expérimental.....	97
5.2.2 Résultats de mesure.....	98
5.3 Profil de dose.....	99
5.3.1 Montage expérimental.....	99
5.3.2 Résultats de mesure.....	100
5.4 Meure du facteur de rétrodiffusion	102
5.4.1 Montage expérimental	102
5.4.2 Résultats de mesure.....	103
5.5 Mesure du facteur d'ouverture collimateur.....	104
5.5.1 Montage expérimental.....	104
5.5.2 Résultats de mesure.....	105
5.6 Conclusion.....	107
CONCLUSION GÉNÉRALE et PERSPECTIVES.....	108
BIBLIOGRAPHIE.....	113
ANNEXE A EXPRESSION DES FACTEURS DE CORRECTION	120
ANNEXE B INCERTITUDES DE MESURES.....	123
VALORISATIONS.....	129

Liste d'abréviations

AAPM : American Association of Physicists in Medicine

AIEA : Agence Internationale de l'Énergie Atomique

BIPM : Bureau International des Poids et Mesures

CRNA : Centre de Recherche Nucléaire d'Alger

DSD : Distance Source-Détecteur

DSS : Distance Source-Surface

ESTRO : European Society for Therapeutic Radiology and Oncology

FOC: Facteur d'Ouverture Collimateur

FRD: Facteur de Rétro-Diffusion

GUM : Guide to the expression of Uncertainty in Measurement

ICRU: International Commission on Radiation Units and measurements

INMRI : Istituto Nazionale di Metrologia delle Radiazioni Ionizzanti, Italy

ISO : International Organization for Standardization

LEA: Laboratoire d'Étalonnage Accrédité

LSED : Laboratoire Secondaire d'Étalonnage pour la Dosimétrie

METAS : Office Fédéral de Métrologie Suisse

NIST : National Institute for Standards and Technology, USA

NPL : National Physical Laboratory, UK

NRC : National Research Council, Canada

PMMA : PolyMethyl MethAcrylate

PTB : Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Germany

PDD : Percentage Depth Dose

SI : Système International d'Unités

RTF : Rapport Tissue Fantôme

Liste des Figures

Figure I.1. Chaîne de traçabilité au SI pour la dose absorbée dans l'eau : étapes, lieux d'exécution.....	13
Figure 1.1 Principaux processus d'interaction photon matière.....	20
Figure 1.2. Domaine de prédominance des trois effets.....	21
Figure 1.3. Coefficient massique d'atténuation : cas de l'eau	22
Figure 1.4. Interaction électron-électron.....	24
Figure 1.5. Interaction électron-noyau.....	24
Figure 2.2. Calorimètre à eau face à la source de cobalt-60 (à gauche), et calorimètre en graphite inséré dans le fantôme de graphite (à droite).....	32
Figure 2.3- Courbe de saturation typique pour une chambre d'ionisation	34
Figure 3.1. Représentation schématique de l'accélérateur linéaire médical dans son ensemble	43
Figure 3.2. Courbes de rendements en profondeur pour les photons.....	45
Figure 3.4. Système d'eau ultra pure Arium® 611.....	48
Figure 3.5. Ampoule utilisée pour contenir la solution dosimétrique : (a) forme et dimensions et (b) photographie.....	48
Figure 3.6. (a) chambre cylindrique type Farmer, ; (c) chambre plate type PTW.....	49
Figure 3.7. Fantômes eau du LESD : fantôme d'eau PTW ID semi-automatique (à gauche), fantôme d'eau type aiea standard (à droite).....	50
Figure 3.8. Dispositif expérimental dans le cas des photons (cas de ^{60}Co).....	51
Figure 3.9. Dispositif expérimental dans le cas des électrons.....	52
Figure 3.10. Schéma d'une cellule d'absorption.....	52
Figure 4.1. Spectre d'absorption du dosimètre de Fricke.....	56
Figure 4.2. Spectre d'absorption du dosimètre FBX.....	56
Figure 4.3. Courbe d'étalonnage du spectrophotomètre pour le dosimètre de Fricke.....	57
Figure 4.4. Courbe d'étalonnage du spectrophotomètre pour le dosimètre FBX.....	57
Figure 4.5. Courbe d'étalonnage du dosimètre de Fricke (irradiations ^{60}Co).....	63
Figure 4.6. Courbe d'étalonnage du dosimètre FBX (irradiations ^{60}Co).....	64
Figure 4.7. Courbes d'étalonnage des dosimètres de Fricke et FBX obtenues au moyen d'irradiations sous faisceaux de photons de 6 et 18 MV.....	65
Figure 4.8. Courbes d'étalonnage des dosimètres de Fricke et FBX obtenues au moyen d'irradiations sous faisceaux d'électrons de 12 et 15 MeV.....	65
Figure 4.9. Répétabilité des mesures effectuées avec le dosimètre de Fricke.....	68
Figure 4.10. Stabilité à long terme du dosimètre de Fricke.....	71

Figure 4.11. Variation du coefficient d'étalonnage N_e avec l'énergie des photons et d'électrons pour le dosimètre de Fricke. Les barres d'erreur représentent une fois la déviation standard.....	72
Figure 4.12. Variation du coefficient d'étalonnage N_e avec l'énergie des photons et des électrons pour le dosimètre FBX. Les barres d'erreur représentent une fois la déviation standard.....	72
Figure 4.13. Influence du débit de dose sur la réponse du dosimètre de Fricke. La ligne droite symbolise la moyenne de toutes les données. Les barres d'erreur affichées sur l'axe des 'y' représentent la dispersion des points expérimentaux.....	73
Figure 4.14. Influence du débit de dose sur la réponse du dosimètre FBX. La ligne droite symbolise la moyenne de toutes les données. Les barres d'erreur affichées sur l'axe des 'y' représentent la dispersion des points expérimentaux.....	74
Figure 4.15. Réponse relative obtenue avec la solution de Fricke non irradiée évaluée immédiatement après la préparation.	75
Figure 4.16. Réponse relative obtenue avec la solution de Fricke irradiée évaluée immédiatement après l'irradiation.....	75
Figure 4.16. Réponse relative obtenue avec la solution FBX non irradiée évaluée immédiatement après l'irradiation.....	76
Figure 4.18. Réponse relative obtenue avec la solution FBX irradiée et évaluée immédiatement après l'irradiation.....	77
Figure 4.19. Variation du facteur k_{paroi} en fonction du (RTF_{10}^{20})	79
Figure 4.20. Variation du facteur de correction k_p en fonction du R_{50}	80
Figure 5.1. (a): Conditions expérimentales, (b) : Unité El dorado 78 du LSED et chambre d'ionisation positionnée dans l'eau pour la mesure des rendements en profondeur.....	97
Figure 5.2. Mesure des rendements en profondeur avec le dosimètre de Fricke comparée à celles obtenues au moyen de la chambre d'ionisation dans le faisceau de ^{60}Co	98
Figure 5.3. Mesures de rendement en profondeur du dosimètre FBX comparées à celles de la chambre d'ionisation pour le faisceau de ^{60}Co	99
Figure 5.4. Ampoules en pyrex remplies avec de la solution FBX arrangées sur une plaque en PMMA placée dans le fantôme d'eau.....	100
Figure 5.5. Profils de dose mesurés avec le dosimètre de Fricke comparés à ceux obtenus avec la chambre d'ionisation.....	101
Figure 5.6. Profils de dose mesurés avec le dosimètre FBX comparés à ceux obtenus au moyen de la chambre d'ionisation.....	101
Figure 5.7. Montage expérimental pour la mesure du facteur de rétrodiffusion.....	102
Figure 5.8. FRD mesurés avec le dosimètre de Fricke comparés à ceux obtenus avec la chambre d'ionisation et à ceux publiés dans la littérature.....	103
Figure 5.9. FRD mesurés avec le dosimètre FBX comparés à ceux obtenus avec la chambre d'ionisation et à ceux publiés dans la littérature.....	104
Figure 5.10. Montage expérimental pour la mesure du facteur d'ouverture collimateur... ..	105
Figure 5.11. FOC mesurés avec le dosimètre de Fricke comparés à ceux obtenus avec la chambre d'ionisation et à ceux publiés dans la littérature.....	106

Figure 5.12. FOC mesurés avec le dosimètre FBX comparés à ceux obtenus avec la chambre d'ionisation et à ceux publiés dans la littérature.....106

Figure A.1. Ajustement sigmoïdal des valeurs de k_Q pour différentes chambres d'ionisation cylindriques en fonction du $RTF_{20,10}$ 122

Figure A.2. Ajustement sigmoïdal des valeurs de k_Q pour différentes chambres d'ionisation plates en fonction du R_{50}122

Liste des Tableaux

Tableau 3.1. Valeurs des indices de qualité des faisceaux de photons et d'électrons.....	46
Tableau 3.2. Spécifications de l'eau ultra pure utilisée.....	47
Tableau 3.3. Caractéristiques et tension de polarisation des chambres utilisées.....	49
Tableau 4.1. Valeurs du coefficient d'extinction molaire ϵ pour les dosimètres de Fricke et FBX.....	59
Tableau 4.2. Facteurs de correction, de polarité et de recombinaison pour la chambre NE 2561.....	60
Tableau 4.3. Facteurs de correction de la qualité de faisceau.....	61
Tableau 4.4. Mesure de la dose absorbée dans l'eau dans les conditions de référence dans le faisceau de ^{60}Co	62
Tableau 4.5. Facteurs de sensibilité du système dosimétrique.....	66
Tableau 4.6. Erreur sur la mesure de la dose pour les dosimètres de Fricke et FBX.....	67
Tableau 4.7. Reproductibilité des mesures effectuées avec le dosimètre de Fricke.....	69
Tableau 4.8. Reproductibilité des mesures effectuées avec le dosimètre FBX.....	69
Tableau 4.9. Facteurs de correction f et k_p pour les faisceaux de photons.....	79
Tableau 4.10. Facteurs de correction f et k_p pour les faisceaux d'électrons.....	81
Tableau 4.11. Valeurs du rendement radiochimique $G(\text{Fe}^{3+})$ du dosimètre de Fricke.....	81
Tableau 4.12. Valeurs du rendement radiochimique $G(\text{Fe}^{3+})$ du dosimètre FBX.....	82
Tableau 4.13. Incertitude relative combinée sur le coefficient d'extinction molaire.....	85
Tableau 4.14. Incertitude relative combinée sur la dose absorbée dans l'eau mesurée avec la chambre d'ionisation dans le faisceau de ^{60}Co	88
Tableau 4.15. Incertitude relative type combinée de $G(\text{Fe}^{3+})$ mesuré au ^{60}Co	91
Tableau 4.16. Estimation de l'incertitude relative combinée sur la dose absorbée dans l'eau mesurée avec la chambre d'ionisation dans le faisceau de photons et d'électrons de haute énergie.....	93
Tableau 4.17. Estimation de l'incertitude relative combinée sur la dose absorbée dans l'eau mesurée avec le dosimètre de Fricke dans le faisceau de photons et d'électrons de haute énergie.....	93
Tableau C.1. Caractéristiques que devrait satisfaire le dosimètre idéal et comparaison avec celles des dosimètres de Fricke et FBX.....	110

Introduction Générale

La radiothérapie est une méthode de traitement des tumeurs utilisant des radiations pour détruire les cellules malignes en bloquant leur capacité à se multiplier. L'irradiation a pour but de détruire toutes les cellules tumorales tout en épargnant les tissus sains périphériques.

L'application des rayonnements ionisants, les photons et les électrons de haute énergie, en radiothérapie externe, met en évidence la nécessité d'une grande précision au niveau de la dose à la tumeur pour une meilleure efficacité du traitement. Un sous-dosage au niveau de la tumeur augmente considérablement les risques de récurrence, alors qu'un surdosage entraîne un taux de destruction cellulaire intolérable par l'organisme. Une erreur de $\pm 5\%$ sur la dose délivrée à une tumeur a des conséquences cliniques décelables [1]. La stérilisation de la tumeur ne se fera qu'à la condition d'une dosimétrie rigoureuse d'où l'importance de l'étalonnage des dosimètres.

Nous appellerons étalonnage l'ensemble des opérations ayant pour but d'établir une relation entre l'information délivrée par le détecteur et l'unité de la grandeur recherchée, dose absorbée dans l'eau, dans le cas de la radiothérapie. Pour la dose absorbée, comme pour toute grandeur, la traçabilité¹ « au » SI (Système International d'unités) doit être assurée. La chaîne métrologique assurant la traçabilité de la dose délivrée au patient à une référence dosimétrique comporte les étapes décrites ci-après (Figure I.1).

i. La valeur de référence de la dose absorbée dans l'eau est fournie par un laboratoire national de métrologie. Des comparaisons, organisées par le BIPM (Bureau International des Poids et Mesures), ou par des laboratoires individuels, permettent d'établir des degrés d'équivalence entre les références nationales existantes.

ii. La référence est transférée à l'utilisateur. Dans le cas du transfert à un service de radiothérapie, un dosimètre de transfert de ce service (souvent une chambre d'ionisation) est étalonné en termes de dose absorbée dans l'eau. Cet étalonnage est réalisé par un laboratoire d'étalonnage accrédité (LEA) qui peut être le laboratoire national de métrologie ou un laboratoire raccordé à ce dernier.

En Algérie, pour la radiothérapie, la première étape est assurée par le BIPM, la deuxième étape est assurée par le laboratoire de dosimétrie de l'AIEA (Agence Internationale de l'Energie Atomique) et ensuite par le Laboratoire Secondaire d'Etalonnage pour la Dosimétrie (LSED) rattaché au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA).

iii. Le physicien médical du service de radiothérapie détermine le débit de dose des faisceaux de son installation au moyen du dosimètre de transfert étalonné par le LSED.

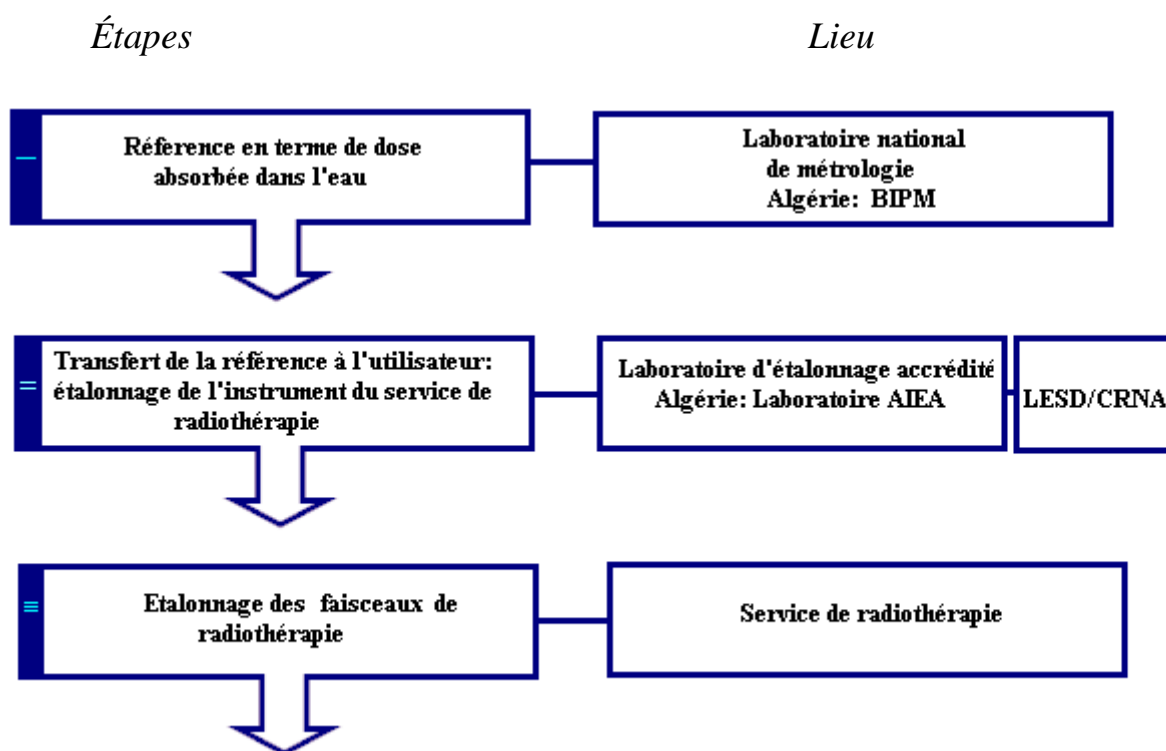


Figure I.1. Chaîne de traçabilité au SI pour la dose absorbée dans l'eau : étapes, lieux d'exécution.

Les chambres d'ionisation sont recommandées comme instruments de référence pour l'étalonnage des faisceaux de rayonnement utilisés en clinique, car elles sont précises et fournissent une lecture instantanée [2,3]. La composition de leurs matériels, cependant, diffère de celle de l'eau et ceci perturbe la fluence des particules dans le milieu, et donc beaucoup de facteurs de corrections sont exigés pour la dosimétrie.

Le dosimètre de Fricke est reconnu pour être le système chimique le plus approprié disponible pour la dosimétrie des rayonnements en ce qui concerne l'exactitude, reproductibilité, et la linéarité de la réponse. Il est relativement indépendant du débit de dose et de l'énergie des rayonnements. Son défaut majeur demeure sa grande sensibilité à la présence d'impuretés organiques créant une sur-réponse du dosimètre. Il est utilisable dans une gamme de dose absorbée s'étendant de 40 à 400 Gy [4-5,6].

L'ICRU (International Commission on Radiation Units and measurements) dans le rapport 35, et l'AAPM (American Association of Physicists in Medicine) dans le rapport TG-21, ont recommandé l'utilisation de la dosimétrie de Fricke comme une méthode alternative pour l'étalonnage et la détermination de la dose absorbée dans l'eau [7,8]. De nombreux

laboratoires primaires d'étalonnage utilisent le dosimètre de Fricke comme étalon primaire pour la mesure de la dose absorbée dans l'eau [Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Germany (PTB), National Research Council, Canada (NRC), Office fédéral de métrologie, Suisse (METAS)], ou comme étalon secondaire pour l'étalonnage des faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie [National Physical Laboratory, UK (NPL), National Institute for Standards and Technology, USA (NIST), NRC] [9,10,11].

L'objectif de ce travail est de développer dans notre laboratoire, le LSED, un outil de dosimétrie, le dosimètre de Fricke, comme une méthode alternative à la chambre d'ionisation, permettant l'étalonnage des faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie. Pour atteindre ce but il est indispensable d'augmenter la sensibilité de ce système dosimétrique aux doses utilisées en radiothérapie (1 Gy – 10 Gy). A cet effet, deux méthodes expérimentales ont été investiguées au cours de ce travail soit : l'étude du dosimètre chimique au sulfate ferreux appelé également dosimètre de Fricke ou dosimètre de Fricke standard, préparé à base de produits chimiques dilués dans de l'eau ultra-pure, et l'étude du dosimètre au sulfate ferreux avec l'adjonction de matières organiques : acide benzoïque et xylénol orange, appelé dosimètre FBX ou dosimètre de Fricke modifié.

Le présent manuscrit est scindé en cinq chapitres. Le premier chapitre expose les différents modes d'interaction des rayonnements ionisants avec la matière ainsi que les principaux mécanismes de la radiolyse de l'eau. Il a ainsi pour but d'introduire les notions de base sur lesquelles les travaux présentés dans cette thèse se réfèrent.

Le deuxième chapitre fait l'objet d'une présentation des techniques dosimétriques de base utilisées comme méthodes de mesure absolue de la dose: la calorimétrie, l'ionométrie et la dosimétrie de Fricke.

Le troisième chapitre décrit les moyens expérimentaux, et les différentes techniques expérimentales, technique d'irradiation et technique analytique, mises en œuvre dans ce travail.

Le quatrième chapitre présente les résultats expérimentaux obtenus lors des irradiations réalisées sous faisceaux thérapeutiques d'électrons et de photons. Dans une première partie, nous étudions l'ensemble des caractéristiques dosimétriques à évaluer de façon préalable à l'introduction d'un dosimètre chimique en radiothérapie. Puis, nous déterminons le rendement radiochimique du dosimètre de Fricke pour chaque faisceau de rayonnement considéré.

Le cinquième chapitre traite de l'utilisation du dosimètre de Fricke pour la mesure des paramètres dosimétriques du faisceau de rayonnement dans le cas de Cobalt-60. Les résultats obtenus par le dosimètre chimique de Fricke sont confrontés à ceux mesurés avec la chambre d'ionisation dans le cadre de ce travail.

Chapitre 1

Rayonnements Ionisants et Matière

1.1. Introduction

Un rayonnement ionisant peut être défini comme un mode de propagation de l'énergie dans l'espace, sous forme de particules ou de photons. Les rayonnements ne peuvent être caractérisés et détectés qu'à travers leurs interactions avec la matière dans laquelle ils se propagent. Ils peuvent céder au milieu traversé, une partie ou la totalité de leur énergie.

Les rayonnements ionisants les plus utilisés en radiothérapie sont constitués, soit d'ondes électromagnétiques (X et γ) appelés rayonnements indirectement ionisants, soit de particules chargées (électrons) appelées rayonnements directement ionisants. L'étude quantitative de l'action des rayonnements ionisants entre dans le domaine de la dosimétrie. En radiothérapie, elle est fondée sur la mesure de l'ionisation que ces rayonnements produisent dans le milieu traversé, par le biais de l'exposition, par la mesure de la dose absorbée. Si les rayonnements ionisants cèdent, en totalité ou en partie, leur énergie à la matière traversée, cette dernière subit en retour des modifications physiques, chimiques et thermiques.

Ce chapitre a pour objet la présentation des bases physiques du dépôt de dose, et en particulier de la dose délivrée par un faisceau de photons et d'électrons de haute énergie dont la mesure moyennant un dosimètre équivalent eau « dosimètre de Fricke » est l'objectif de ce travail. Ceci nous a amené à présenter, dans la première partie de ce chapitre, la définition de la dose, une revue sommaire des différentes interactions des photons et des électrons avec la matière et les caractéristiques dosimétriques propres à chacune de ces particules. La seconde partie de ce chapitre sera consacrée à la radiolyse de l'eau. L'ensemble de ces généralités constituera un point de départ et la base pour comprendre, interpréter nos résultats expérimentaux.

1.2. Notion de dose

La dose absorbée notée D est définie dans le rapport n°85 de l'ICRU par la relation :

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (1.1)$$

Où : $d\bar{\varepsilon}$ est l'énergie moyenne absorbée par un petit volume de masse dm [12]. Elle s'exprime, dans le Système International d'unités, en gray (Gy), unité homogène à des $J.kg^{-1}$ (1 Gy = 1 $J.kg^{-1}$).

1.3. Interactions rayonnements matière

1.3.1. Interactions Photons matière

Le photon est défini comme le quantum du champ électromagnétique. Sa masse et sa charge électrique sont nulles. Le photon étant neutre, la probabilité qu'il interagisse avec la matière est faible. Un photon ($h\nu < 10$ eV) peut parcourir plusieurs centimètres de matière avant d'interagir, et il y a donc une probabilité non nulle qu'il traverse un corps sans subir d'interaction. Lorsqu'un photon interagit avec un atome, cette interaction se traduit la plupart du temps par un transfert d'énergie du photon vers un des électrons de l'atome. L'énergie ainsi cédée à l'électron a pour effet de le mettre en mouvement. Il va alors se déplacer et déposer cette énergie. L'interaction que subit le photon peut également donner lieu à la diffusion d'un autre photon. Ce photon, dit secondaire, pourra à son tour soit interagir avec le milieu, soit éventuellement en sortir sans perte d'énergie.

L'interaction des rayons X et γ avec la matière; se fait essentiellement par trois mécanismes distincts, dont l'importance dépend de la nature du matériau absorbant et de l'énergie du photon incident: l'effet photoélectrique, l'effet Compton et l'effet de matérialisation.

1.3.1.1. Effet photoélectrique

Au cours de l'effet photoélectrique, le photon interagit avec un électron du cortège du noyau, il lui cède totalement son énergie $E = h\nu$ et disparaît. L'électron cible appelé photoélectron quitte donc sa couche avec une énergie égale à l'énergie du photon diminuée de son énergie de liaison U (Figure 1.1 (a)). Après cet événement, l'atome revient à l'état fondamental en subissant un réarrangement au cours duquel, soit un photon de fluorescence est émis, soit un électron est éjecté avec une énergie cinétique E_e (cet électron est appelé électron Auger). Cet effet ne se produit que si $h\nu \geq U_1$ (effet à seuil).

$$E_e = E - U_1 \quad (1.2)$$

1.3.1.2. Effet Compton

Le photon incident interagit avec un électron libre ou faiblement lié à un atome, mais avec une énergie négligeable devant l'énergie du photon. Après la diffusion inélastique, le

photon est diffusé selon l'angle θ par rapport à la direction du photon incident, l'électron reculant selon l'angle θ_e (Figure 1.1 (b)).

La conservation de l'énergie entraîne:

$$E = E_e + E' \quad (1.3)$$

Dans ce processus d'interaction, la part de l'énergie initiale transmise à l'électron est absorbée au voisinage du point d'interaction. L'énergie diffusée E' pourra donner lieu à d'autres diffusions Compton. La part de l'énergie diffusée dépend de l'énergie du photon et du numéro atomique du milieu traversé. La conservation de la quantité de mouvement selon les directions «x» et «y», respectivement le long de la trajectoire incidente du photon, et sa perpendiculaire s'écrit:

$$\begin{aligned} P &= P' \cos \theta + P_e \cos \theta_e \\ 0 &= P' \sin \theta - P_e \sin \theta_e \end{aligned} \quad (1.4)$$

La conservation de l'énergie (Equation 1.3) et de la quantité de mouvement (Equation 1.4) lors de l'interaction permet d'exprimer l'énergie du photon diffuse E' et de l'électron de recul E_e en fonction de l'énergie E du photon incident. Soit $\varepsilon = E/E_0$ ($E_0 = m_0c^2$) et θ l'angle de diffusion du photon par rapport à la direction d'incidence, l'énergie du photon diffuse s'écrit:

$$E' = \frac{E}{1 + \varepsilon(1 - \cos \theta)} \quad (1.5)$$

et l'énergie cinétique de l'électron:

$$E_e = E \frac{\varepsilon(1 - \cos \theta)}{1 + \varepsilon(1 - \cos \theta)} \quad (1.6)$$

1.3.1.3. Effet de matérialisation ou production de paires (e^+ , e^-)

Ce processus se produit pour des photons très énergétiques passant à proximité d'un noyau. Le photon incident se matérialise sous la forme d'un électron et d'un positon de même masse et de même énergie cinétique. Pour subir le phénomène de matérialisation, le photon incident doit posséder une énergie seuil, correspondant à l'énergie au repos de deux électrons, soit : $2 \times 0.51 = 1.02$ MeV. Si l'énergie du photon est > 1.02 MeV, L'excédant d'énergie est partagé sous forme d'énergie cinétique entre le positon et l'électron négatif, qui

sont ainsi mis en mouvement (Figure 1.1 (c)). Les électrons, positifs et négatifs, épuisent leur énergie cinétique dans le milieu traversé sous forme d'ionisation et d'excitation.

En fin de trajectoire la rencontre d'un positon et d'un négaton donne naissance au phénomène d'annihilation. L'énergie de masse au repos de ces deux électrons (1.02 MeV) est libérée sous forme de 2 photons de 0.511 MeV chacun, émis en sens opposé sur une même direction. Par contre le négaton en fin de trajectoire peut rester libre (agitation thermique) ou s'accoler à un atome pour former un ion.

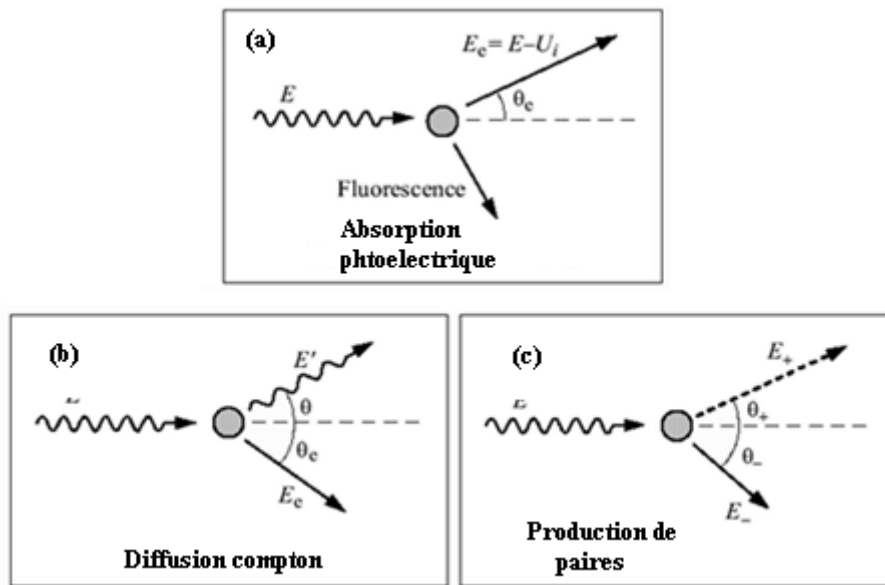


Figure 1.1 Principaux processus d'interaction photon-matière.

1.3.1.4. Domaine de prédominance de ces différents effets

La Figure 1.2 illustre les domaines de prédominance des trois effets. Nous constatons sur la courbe que la probabilité d'interaction par effet Compton est presque indépendante du numéro atomique du matériau. En revanche, celles par effets photoélectrique et production de paires lui sont proportionnelles. Par conséquent le domaine d'énergie dans lequel l'effet Compton est dominant est d'autant plus important que le numéro atomique du matériau est plus faible.

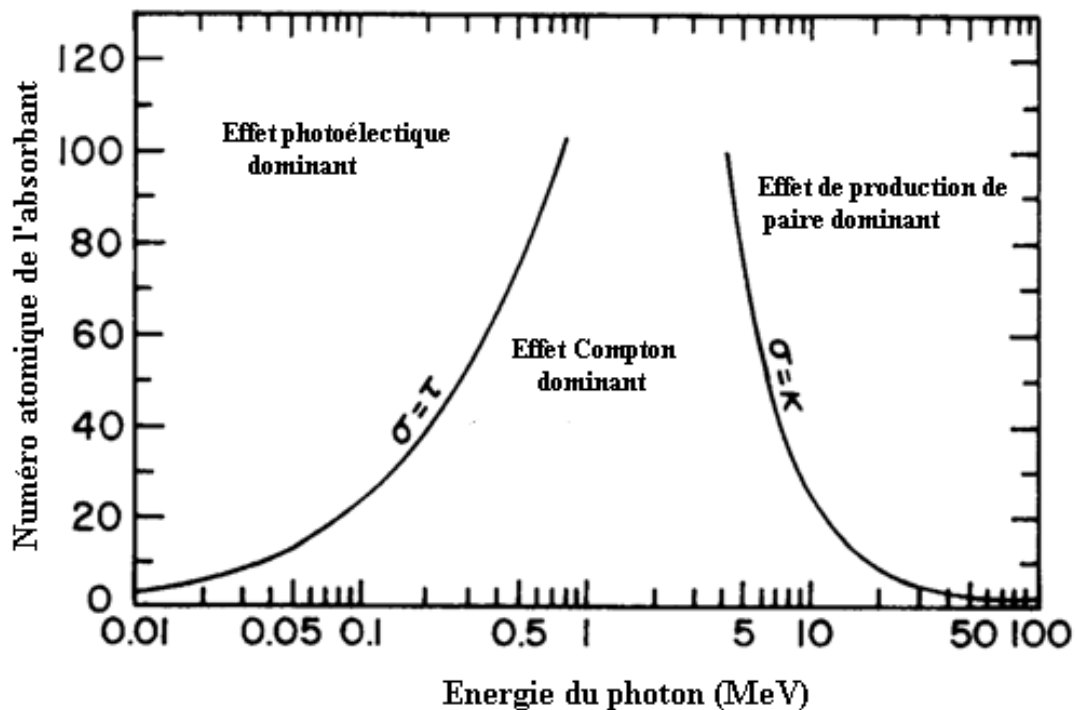


Figure 1.2. Domaine de prédominance des trois effets.

1.3.1.5. Atténuation d'un faisceau de photons

Un faisceau étroit, de photons monochromatiques, d'intensité initiale I_0 , pénétrant une couche de matière d'épaisseur massique x et de densité ρ , émerge avec une intensité I :

$$I = I_0 \exp \left[-x \left\{ \frac{\mu_{att}}{\rho} \right\}_{Z,E} \right] \quad (1.7)$$

Avec $(\mu_{att}/\rho)_{Z,E}$ le coefficient d'atténuation massique propre à l'élément de numéro atomique Z . L'épaisseur massique x , définie comme la masse par unité de surface, est obtenue en multipliant l'épaisseur de matière t par la densité ρ ($x = \rho t$ exprimée en g/cm^2). Pour analyser la variation du coefficient d'atténuation linéaire, il est nécessaire de distinguer le coefficient d'atténuation linéaire de chacun des trois processus élémentaires fondamentaux décrits précédemment. Il faut donc considérer la probabilité d'interaction relative à chacun des 3 effets soit :

- τ : coefficient d'atténuation linéaire pour effet photoélectrique
- σ : coefficient d'atténuation linéaire pour effet Compton
- π : coefficient d'atténuation linéaire pour effet de matérialisation

Nous pouvons écrire alors l'expression du coefficient total d'atténuation massique comme suit:

$$\mu/\rho = \tau/\rho + \sigma/\rho + \pi/\rho \quad (1.8)$$

L'occurrence des événements dépend fortement du milieu traversé (numéro atomique) et de l'énergie des photons incidents. Les valeurs du coefficient $(\mu/\rho)_{Z,E}$ se trouvent dans des tables de références régulièrement mises à jour [13]. En multipliant le coefficient d'atténuation massique par la densité du matériau considéré, on obtient le coefficient d'atténuation linéique, exprimé en cm^{-1} . La Figure 1.3 représente l'évolution de (μ/ρ) pour l'eau en fonction de l'énergie des photons.

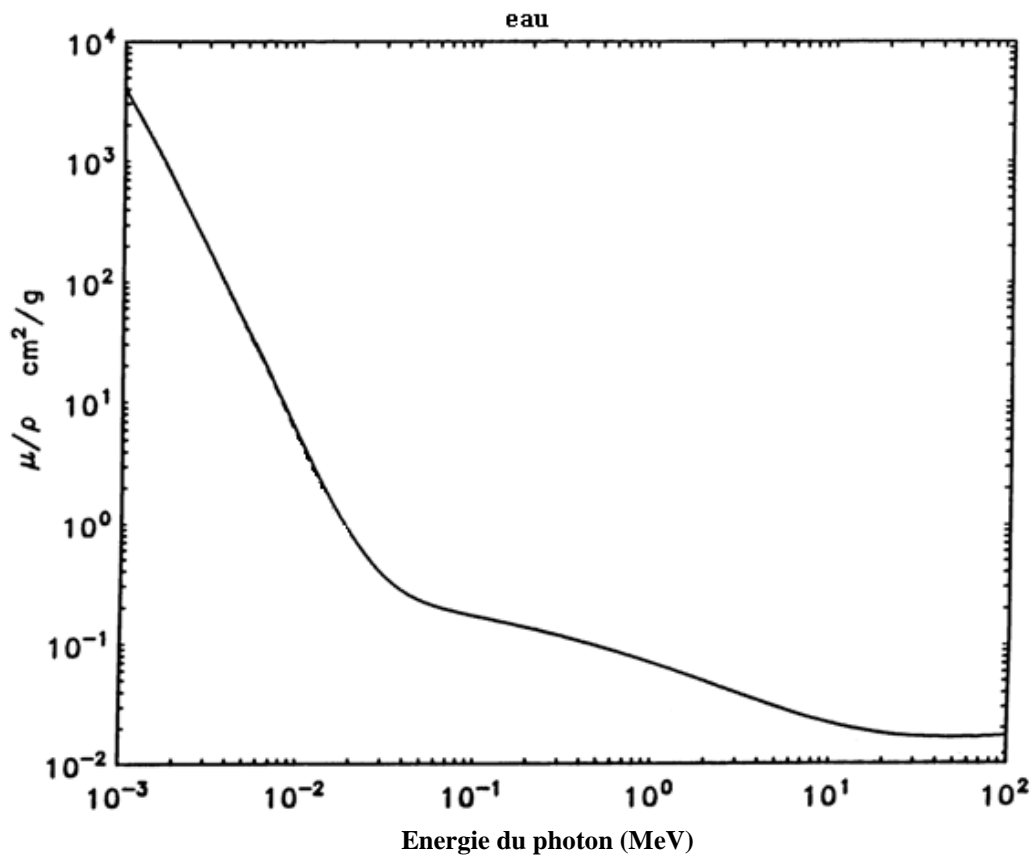


Figure 1.3. Coefficient d'atténuation massique: cas de l'eau [13].

1.3.2. Interactions électrons matière

Contrairement aux photons, les électrons sont des particules chargées. Ils subissent donc beaucoup plus d'interactions avec la matière, ce qui a pour effet de les ralentir tout au long de leur trajectoire, jusqu'à leur arrêt total. Les électrons interagissent avec les atomes selon deux modes :

- Interactions élastiques
- Interactions inélastiques

Seules les interactions inélastiques, conduisant à une perte importante de l'énergie cinétique des électrons, sont décrites dans cette section.

1.3.2.1 Interactions inélastiques

Les interactions inélastiques sont de deux types :

- Interaction électrostatique avec un électron atomique appelée collision,
- Interaction avec un noyau appelé freinage par rayonnement.

i : Interaction avec un électron

L'interaction des électrons avec un électron lié d'un atome, résulte de la collision de l'électron incident avec un électron de l'atome cible. Selon l'énergie de l'électron incident deux cas de figure peuvent se présenter :

- l'énergie transférée par l'électron incident est supérieure à l'énergie de liaison ($E > 30$ eV) d'un électron de l'atome cible, celui-ci est expulsé du cortège et il y a ionisation de l'atome. Les électrons concernés sont les électrons fortement liés (Figure 1.4 (a)).
- l'énergie transférée par l'électron incident est exactement égale à la différence entre les énergies de liaison de deux couches électroniques de l'atome cible, un électron de cet atome saute sur la couche moins liée et il y a excitation (Figure 1.4 (b)).

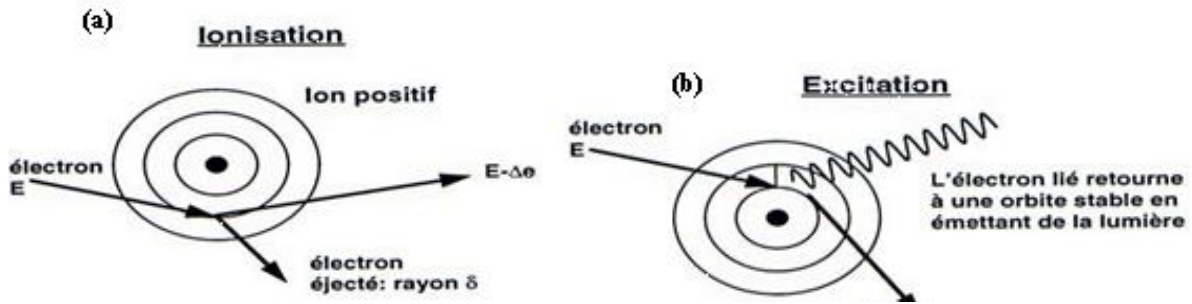


Figure 1.4. Interaction électron-électron.

ii. Interaction avec un noyau

Un électron incident passant à proximité du noyau est freiné et dévie de sa trajectoire (attraction coulombienne). L'énergie perdue par l'électron est emportée par un photon appelé rayonnement de freinage ou Bremsstrahlung. L'intensité de cette production du Bremsstrahlung est proportionnelle au carré de la charge Z du noyau et inversement proportionnelle au carré de la masse très faible de l'électron. Ce mécanisme de perte d'énergie est peu important avec les faisceaux d'électrons de basse énergie pénétrant un milieu de faible numéro atomique. Ce phénomène ne concerne que les rayonnements de très haute énergie et de plus traversant un milieu constitué d'atomes lourds. C'est d'ailleurs sur ce principe que repose la production des rayons x dans les accélérateurs médicaux.

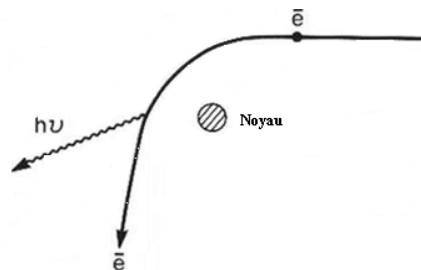


Figure 1.5. Interaction électron-noyau.

1.3.2.2. Pouvoir d'arrêt du milieu traversé

Le ralentissement des électrons, et donc la perte d'énergie par collision ou par radiation (freinage); s'effectue d'une manière continue, ce qui a conduit à l'idée du pouvoir d'arrêt qui représente la perte moyenne d'énergie, dE , par unité de longueur, dl , tout au long du parcours. Le pouvoir d'arrêt par collision s'écrit:

$$S_{\text{col}} = \left(\frac{dE}{dl}\right)_{\text{col}} \quad (1.9)$$

D'une manière analogue à celle du pouvoir d'arrêt par collision, le pouvoir d'arrêt par radiation s'écrit :

$$S_{\text{rad}} = \left(\frac{dE}{dl}\right)_{\text{rad}} \quad (1.10)$$

Les pouvoirs d'arrêt par collision et par radiation sont souvent sommés pour donner le pouvoir d'arrêt total qui définit la perte d'énergie totale :

$$S_{\text{tot}} = \left(\frac{dE}{dl}\right)_{\text{col}} + \left(\frac{dE}{dl}\right)_{\text{rad}} \quad (1.11)$$

1.3.2.3. Transfert d'Énergie Linéique

Quel que soit le mécanisme d'interaction entre les électrons incidents et la matière, il y a un transfert d'énergie de l'électron à la matière et l'électron est ralenti. Ce ralentissement progressif et continu est caractérisé par une grandeur qui s'appelle le transfert linéique d'énergie (T.E.L). Le T.E.L est défini comme le quotient dE/dl où dE est l'énergie moyenne localement impartie au milieu par une particule d'énergie E traversant une distance dl du milieu. Il est généralement exprimé en keV/ μm .

$$\text{T.E.L} = \frac{dE}{dl} \quad (1.12)$$

1.3.2.4. Conclusion

Selon les types de rayonnement, les interactions avec la matière traversée sont différentes. Par contre ces interactions conduisent toutes à la formation d'électrons secondaires d'énergie différente qui sont à l'origine de la majeure partie du dépôt d'énergie dans le milieu.

La présence d'eau dans le dosimètre de Fricke amène ainsi naturellement à tenir compte des processus de radiolyse de l'eau, ceci fera l'objet de la dernière partie de ce chapitre.

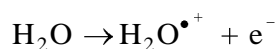
1.4. Mécanismes de la radiolyse de l'eau

La radiolyse de l'eau concerne l'ensemble des transformations chimiques provoquées par le passage d'un rayonnement dans le milieu; elle peut être décrite en plusieurs étapes [14]

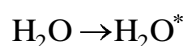
1.4.1 Étape physique

L'interaction du rayonnement avec la matière aboutit soit à l'ionisation des molécules d'eau, soit à des molécules d'eau excitées. La durée de cette étape est d'environ 10^{-15} s.

- L'événement de l'ionisation est l'extraction d'un électron de la molécule d'eau.



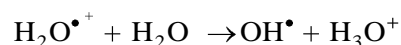
- L'excitation est le transfert d'un électron de l'état fondamental à un état excité.



1.4.2. Étape physico-chimique

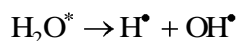
Cette étape, implique les produits issus de l'étape physique. Elle a lieu entre 10^{-15} et 10^{-12} s après le passage de la particule ionisante. Les molécules d'eau excitées et ionisées sont fortement instables; elles dissipent leur énergie en la transférant aux molécules voisines et subissent des ruptures. Les événements observés durant cette étape sont: transfert du proton aux molécules voisines, dissociation des molécules excités, et électron hydraté.

- Le transfert du proton aux molécules voisines est très important car il conduit à la formation du radical OH^\bullet

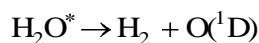


- La molécule d'eau excitée peut se dissocier selon plusieurs voies :

- la première voie consiste en une dissociation sous forme de radicaux hydrogène et hydroxyle (désexcitation homolytique).



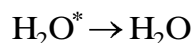
– la deuxième voie consiste en une dissociation sous forme de dihydrogène et d'oxygène dans un état singulet $\text{O}(^1\text{D})$.



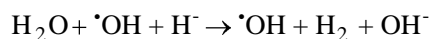
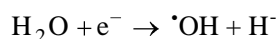
– la troisième voie consiste en une dissociation sous forme de radicaux hydrogène et d'oxygène dans un état triplet $\text{O}(^3\text{D})$.



La molécule d'eau excitée peut aussi revenir à son état fondamental en perdant de l'énergie.



- Les produits de l'ionisation peuvent, quant à eux, se recombiner pour donner naissance à une molécule d'eau dans un état excité.
- Les électrons éjectés peuvent soit se thématiser pour former l'électron aqueux, soit réagir avec une molécule d'eau pour former $\text{H}_2\text{O}^\bullet$. Cette réaction, appelée attachement dissociatif, conduit à la formation du dihydrogène moléculaire, du radical hydroxyle et de l'anion hydroxyde [15].



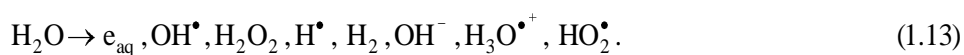
1.4.3. Etape chimique

Les espèces formées le long du parcours vont diffuser dans toute la solution. Lorsqu'elles sont encore localisées près de l'axe d'ionisation, elles donnent lieu à une étape de chimie hétérogène entre 10^{-12} et 10^{-6} s. Elles peuvent se rencontrer et se recombiner au cours de leur migration.

Les entités chimiques qui s'échappent de cette phase sont appelées produits primaires et sont distribuées de façon homogène dans tout le volume de la solution. On définit alors le rendement radiolytique primaire :

Le rendement radiolytique primaire est la quantité de produit primaire formé et réparti uniformément dans la solution, par unité d'énergie déposée dans la solution. Il est exprimé en $\text{mol}\cdot\text{J}^{-1}$ (unité S.I) ou plus couramment en molécules pour 100 eV ($1 \text{ molécule}/100 \text{ eV} = 1,036\cdot 10^{-7} \text{ mol}\cdot\text{J}^{-1}$).

La radiolyse de l'eau est alors schématisée par l'équation suivante :



Durant l'étape homogène ($t > 10^{-6} \text{ s}$), les produits primaires présents peuvent réagir entre eux ou avec les solutés présents dans la solution.

Chapitre 2

Présentation des Techniques de Mesure Absolue de la Dose

2.1. Introduction

La dose absorbée dans l'eau est la grandeur de référence en radiothérapie externe, en particulier dans des faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie.

La mesure absolue de la dose absorbée dans l'eau requiert l'emploi d'un étalon primaire, c'est-à-dire d'un instrument qui ne nécessite pas d'étalonnage dans la grandeur qu'il mesure. Pour la dosimétrie des photons et d'électrons de haute énergie, trois types de dosimètres sont considérés comme des étalons primaires: les chambres d'ionisation, les dosimètres chimiques de Fricke et les calorimètres [16,17]. Excepté le calorimètre, le dosimètre de Fricke et la chambre d'ionisation peuvent être utilisés pour la dosimétrie de référence comme étalons secondaires, dans ce cas, ils sont considérés comme dosimètres relatifs.

Dans ce chapitre, nous présentons ces techniques dosimétriques ainsi que les principes de mesures associés et les facteurs de correction devant être appliqués aux mesures. Nous mettons l'accent principalement sur le dosimètre de Fricke et la chambre d'ionisation.

2.2. La calorimétrie

2.2.1. Principe

La calorimétrie repose sur la mesure directe de l'énergie absorbée par le milieu lors de l'interaction des rayonnements ionisants avec la matière. La dose absorbée dans un milieu de masse m s'écrit.

$$D = \frac{Q}{m} \prod_i k_i \quad (2.1)$$

Où Q est l'énergie absorbée par la matière (en Joules) et $\prod_i k_i$ est le produit des facteurs de correction de perturbation spécifiques à chacune des techniques.

Si l'on développe l'équation (2.1) pour les deux types de calorimètres en ignorant les facteurs de correction on a :

Calorimètre à eau	Calorimètre en graphite
$D_e = C_p (\text{eau}) \times \Delta T \quad (2.2)$ <p>Où :</p> <ul style="list-style-type: none"> – $C_p (\text{eau})$ est la capacité calorifique de l'eau ($\text{J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$) – ΔT est l'élévation de température due au dépôt d'énergie dans le milieu (K) <ul style="list-style-type: none"> • Grandeur à mesurer : ΔT déterminée à partir d'une thermistance étalonnée • Grandeur à connaître : $C_p (\text{eau})$ 	$D_g = C_p (\text{graphite}) \times \Delta T = \frac{Q_{\text{étal}}}{m_{\text{abs}}} \times \frac{\Delta L_{\text{étal}}}{\Delta L_{\text{mes}}} \quad (2.3)$ <p>Où :</p> <ul style="list-style-type: none"> – $\Delta L_{\text{étal}}$ est la variation de l'indication du système de mesure (thermistance) lorsqu'une énergie connue est dissipée par effet joule dans la masse de l'absorbeur m_{abs} – ΔL_{mes} est la lecture sous irradiation <ul style="list-style-type: none"> • Grandeur à mesurer : <ul style="list-style-type: none"> – Puissance électrique (en J.s⁻¹), – $\Delta L_{\text{étal}}$ et ΔL_{mes} • Grandeur à connaître : masse de l'absorbeur du calorimètre, mesurée lors de sa construction

2.2.2. Avantages et inconvénients

➤ Alors que la calorimétrie eau permet d'obtenir une mesure directe de la dose dans l'eau, l'utilisation de la calorimétrie graphite implique un transfert entre la dose dans le graphite et la dose dans l'eau. Celui-ci est effectué au moyen de dosimètres de transfert (chambre d'ionisation ou dosimètre de Fricke) placés dans le fantôme graphite puis dans le fantôme d'eau.

➤ La sensibilité d'un calorimètre eau est d'environ 0,2 mK/Gy contre 1mK/Gy pour le calorimètre graphite.

➤ Dans l'eau, du fait de la radiolyse de l'eau, une partie non négligeable de l'énergie déposée n'est pas transformée en chaleur. Il y a donc un défaut de chaleur qu'il faut évaluer. Au contraire, le défaut de chaleur dans le graphite est considéré comme négligeable.

➤ En calorimétrie graphite, l'utilisation d'un étalonnage par substitution électrique permet de remplacer la détermination de la capacité calorifique massique et de l'élévation de

température par une mesure de masse et de puissance électrique, grandeurs mesurables avec une meilleure précision. Aucune alternative de ce type n'existe dans le cas de la calorimétrie eau.

La Figure 2.2 illustre les deux types de calorimètres.

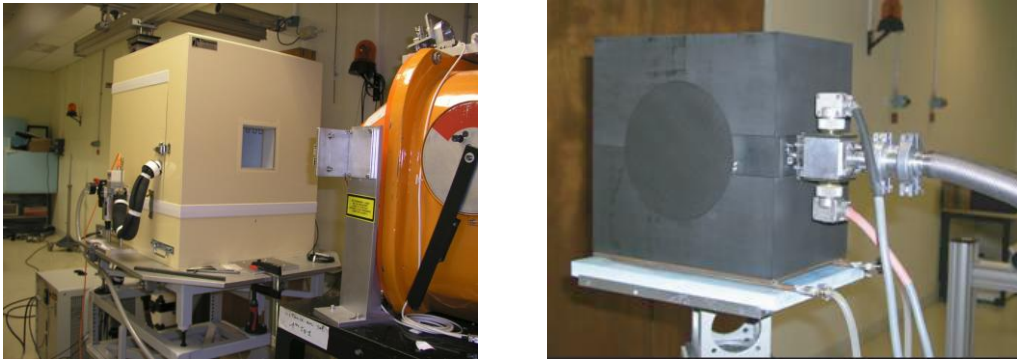


Figure 2.2. Calorimètre à eau face à la source de cobalt-60 (à gauche) [18], et calorimètre en graphite inséré dans le fantôme de graphite (à droite) [19]

2.3. La chambre d'ionisation

2.3.1. Principe de fonctionnement

Le principe de la mesure par une chambre d'ionisation est simple et nécessite deux éléments : la chambre d'ionisation et l'électromètre. La chambre se compose d'un volume d'air placé entre deux électrodes aux quelles est appliquée une différence de potentiel (entre 300 et 500 volts) qui génère un champ électrique intense. Lorsqu'un rayonnement ionisant traverse ce volume il crée sur son passage une suite d'ions positifs et d'électrons secondaires. Le champ électrique permet de recueillir un certain nombre de charges dont le nombre est proportionnel aux nombres d'ionisations produites dans la cavité d'air, donc à l'énergie cédée dans l'air par la particule. L'électromètre associé à la chambre, fournit la différence de potentiel qui s'applique aux électrodes et mesure le courant électrique généré par l'ionisation de l'air de la cavité de la chambre d'ionisation.

2.3.2. Détermination du courant d'ionisation produit sous irradiation

La charge collectée lors d'une mesure ionométrique avec une chambre d'ionisation dépend :

- des conditions atmosphériques (température T, pression P) ;
- de la tension appliquée (valeur absolue et polarité) ;
- des courants de fuite

➤ **Effets des conditions atmosphériques : correction de température, pression**

La masse d'air contenue dans la cavité d'une chambre et le courant d'ionisation mesuré sont fonction des conditions atmosphériques de la salle de mesure (température, pression et hygrométrie). Une mesure ionométrique est toujours corrigée pour s'exprimer dans les conditions atmosphériques de référence c'est-à-dire une température de 293,15 K, une pression de 101.325 kPa

$$k_{t,p} = \frac{273.15+T}{293.15} \times \frac{101.325}{P} \quad (2.4)$$

➤ **Effet de la polarité de la tension appliquée : correction de polarité, k_{pol}**

Deux mesures ionométriques, l'une réalisée en appliquant à la chambre une tension de polarisation +V et l'autre en appliquant la tension opposée -V ne conduisent pas systématiquement à deux valeurs identiques de courant collecté. Plusieurs phénomènes peuvent expliquer une telle asymétrie, par exemple une différence de parcours des électrons venant de la paroi suivant la polarité, des courants parasites dus à l'irradiation du câble ou de l'isolant de la chambre ou l'irradiation de l'électrode centrale.

Le facteur de correction associé k_{pol} est déterminé à partir des mesures de charge Q⁺ et Q⁻ réalisées aux tensions de polarisation +V et -V :

$$k_{pol} = \frac{|Q^+| + |Q^-|}{2 \times |Q^-|} \quad (2.5)$$

Où Q est la charge mesurée à la tension nominale d'utilisation.

➤ **Effet de la tension appliquée : correction de recombinaison, k_{rec}**

Le régime de fonctionnement d'un détecteur à gaz dépend de la tension appliquée entre ses électrodes. Pour une chambre d'ionisation, le courant augmente d'abord rapidement avec la tension (Figure 2.3) c'est une région dans laquelle une grande partie des ions formés sous irradiation se recombinent avant d'atteindre l'électrode de collecte. Le courant atteint ensuite un régime de saturation dans lequel la quasi totalité des charges produites sont collectées. C'est la région typique de l'utilisation des chambres d'ionisation. Dans le régime de saturation, la recombinaison des charges est très faible mais elle reste significative au regard des besoins en dosimétrie. Pour les chambres utilisées en radiothérapie, les tensions de polarisation sont comprises entre 100 et 400 V.

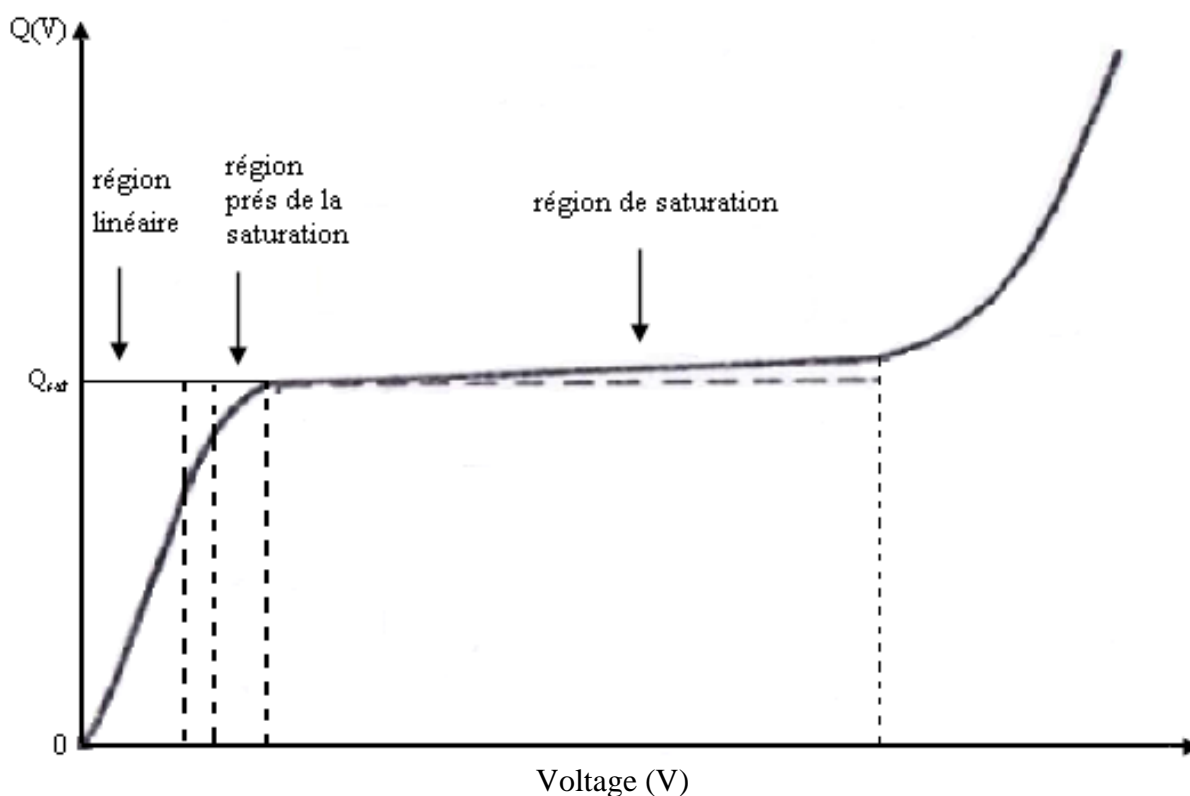


Figure 2.3- Courbe de saturation typique pour une chambre d'ionisation [20].

Pour prendre en compte la recombinaison et déterminer, le courant de recombinaison effectivement produit dans la cavité par l'irradiation, on introduit, le facteur de correction de recombinaison. Ce dernier est calculé en appliquant la méthode dite « des deux tensions » formulée par Boag et al [21] de la manière suivante :

$$k_{\text{rec}} = \frac{V_1/V_2^2 - 1}{V_1/V_2^2 - Q_1/Q_2} \quad (2.6)$$

Où :

- Q_1 est la charge mesurée à la tension nominale d'utilisation ;
- Q_2 est la charge mesurée à la tension $V_2 \leq V_1/2$

2.3.3. Mesure de la dose par chambre d'ionisation

Compte tenu de l'existence des étalons primaires pour la dose absorbée dans l'eau et le fait que la dose absorbée dans l'eau est la quantité qui est utilisée pour la dosimétrie de référence en radiothérapie, Il est logique de baser la dosimétrie clinique sur l'utilisation des chambres d'ionisation étalonnées en termes de dose absorbée dans l'eau.

Aujourd'hui plusieurs laboratoires primaires offrent l'étalonnage des chambres d'ionisation en termes de dose absorbée dans l'eau et des protocoles de dosimétrie basés sur l'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau ont été publiés : le DIN 6800-2 [22], le protocole AAPM TG-51 [3] et le code pratique AIEA TRS-398 [2]

Dans ce travail nous avons utilisé le code pratique de l'AIEA TRS -398. Ce protocole fournit une méthodologie de détermination de la dose absorbée dans l'eau à l'aide des chambres d'ionisation dans les faisceaux de radiothérapie externe. La démarche utilisée est l'utilisation du coefficient d'étalonnage en dose dans l'eau dans le faisceau de référence qui est le ^{60}Co et l'application du protocole de dosimétrie AIEA 398. La chambre a préalablement été étalonnée et le coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau déterminé. Puis, la relation de Bragg-Gray est appliquée. La dose absorbée dans l'eau au point de mesure est calculée à partir de l'équation suivante:

$$D_{e,Q} = M_Q \times \prod k_{ti} \times N_{D,e}^{60\text{Co}} \times k_Q \quad (2.7)$$

Où :

- $D_{e,Q}$ est la dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence z pour le faisceau de photons et d'électron d'indice de qualité Q ,
- M_Q est la lecture de l'électromètre,

- $\prod k_{ti}$ est le produit des facteurs de correction appliqués à la lecture de la chambre d'ionisation pour prendre en compte les différences entre les conditions de mesure de l'étalonnage et les conditions de mesure réelles. $\prod k_{ti} = k_{T,P} \times k_{pol} \times k_{rec}$
- $N_{D,e}^{60Co}$ est le facteur d'étalonnage de la chambre d'ionisation en termes de dose absorbée dans l'eau pour la qualité de référence (^{60}Co) exprimé en Gy/nc,
- k_Q tient compte de la différence de la qualité du faisceau entre le faisceau de référence (^{60}Co) à partir duquel la chambre d'ionisation a été étalonnée, et le faisceau (Q) dont on mesure la dose.

2.4. La dosimétrie de Fricke

2.4.1. Historique

Le dosimètre chimique au sulfate ferreux de Fricke, proposé par Fricke en 1927 [23], est reconnu pour être le système chimique le plus approprié disponible pour la dosimétrie des rayonnements en ce qui concerne l'exactitude, reproductibilité, et la linéarité de la réponse. Il est relativement indépendant du débit de dose et de l'énergie des rayonnements [4, 24, 5]. Sa composition est proche de celle de l'eau et donc présente seulement une petite perturbation dans le faisceau de rayonnement. Ses inconvénients sont une très grande sensibilité aux impuretés organiques qui amorcent une réaction en chaîne avec les radicaux hydroxyles, provoquant une sur-réponse, et le fait que la sensibilité du système diminue lorsqu'il y a un déficit en oxygène. Ceci limite son utilisation dans la gamme de dose allant de 40 Gy à 400 Gy [25].

La recherche d'un dosimètre chimique plus sensible que le dosimètre de Fricke standard a conduit les scientifiques à lui ajouter des substances organiques afin d'accroître sa réponse, sans influencer la fiabilité et la facilité de manipulation. Il a été démontré, en général, l'addition de composés organiques, augmente la réponse du dosimètre, ce qui rend possible la mesure des faibles doses. Pendant longtemps, l'acide benzoïque a été connu pour augmenter le rendement des ions ferriques dans le dosimètre de Fricke. La réponse du dosimètre de sulfate ferreux (de Fricke) en présence de l'acide benzoïque a été trouvée reproductible et linéaire dans une gamme limitée, et est environ quatre fois plus sensible que le système standard de Fricke [26-29]. Gupta et al [30] ont décrit une autre modification de cette solution dosimétrique par

addition de xylénol orange. Par une série d'expériences pour montrer l'effet de la variation de composition, il a établi une composition optimale pour le sulfate ferreux, benzoïque acide, xylénol orange, le système est alors appelé dosimètre FBX. Ce système a été étudié pour des applications diverses en radiothérapie comme la mesure des rendements en profondeur, étalonnage des faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie et la dosimétrie in vivo [31-36]. Il présente des propriétés similaires à celles du dosimètre de Fricke standard. Toutefois, il est linéaire dans une gamme étroite et sa durée de vie a été limitée à quelques jours.

L'idéal pour les investigateurs était de pouvoir augmenter la sensibilité du dosimètre de Fricke aux faibles doses, sans apporter des modifications à sa solution. Cet objectif a été atteint dans les années 1990 grâce à l'apparition sur le marché d'épurateurs d'eau de hautes performances, offrant la possibilité d'obtenir une eau suffisamment pure (ultra pure). Les épurateurs commercialisés incorporent des colonnes d'échange d'ion, des colonnes pour enlever des impuretés organiques, des lampes à rayonnement ultraviolet pour éliminer les traces de polluants organiques. A la fin des années 1990, plusieurs laboratoires primaires de métrologie dans le monde ont étendu la gamme où des mesures précises avec le dosimètre de Fricke standard sont possibles aux doses thérapeutiques prétendues. Des mesures de haute précision ont été rapportées pour des doses absorbées entre 5 Gy et 25 Gy [37, 38].

La technique de mesure par dosimètre de Fricke joue un rôle très important en dosimétrie, en raison notamment de son indépendance par rapport à l'énergie du rayonnement et de sa précision. Il est utilisé comme référence dosimétrique pour la réalisation de l'unité de dose absorbée dans l'eau en radiothérapie. Il est également exploité dans plusieurs applications, inter comparaisons entre différentes techniques dosimétriques réalisées par un laboratoire [39-41], détermination expérimentale des facteurs de correction, k_Q , pour des différentes chambres d'ionisation [42], dosimétrie des protons base énergie [43].

2.4.2. Principe du dosimètre de Fricke

Le dosimètre chimique au sulfate de fer, dosimètre de Fricke, est basé sur l'oxydation des ions ferreux (Fe^{2+}) en ions ferriques (Fe^{3+}) par les produits de la radiolyse de l'eau générés par les rayonnements ionisants (Eq 1.13 chapitre 1).

L'augmentation de la concentration en ions ferriques est mesurée par spectrophotométrie du pic d'absorption maximal. Cette concentration en ions ferriques est

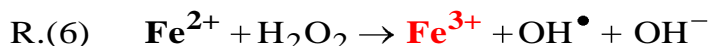
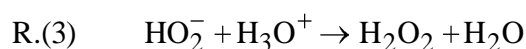
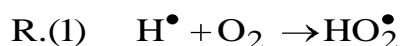
directement proportionnelle à la dose absorbée dans la solution de Fricke, D_F , par l'intermédiaire du rendement radiochimique $G(\text{Fe}^{3+})$ exprimé en $\text{mol.kg}^{-1}.\text{Gy}^{-1}$ [24].

$$D_F = \frac{[\text{Fe}^{3+}]}{G(\text{Fe}^{3+}) \times \rho} \quad (2.8)$$

Où :

- $[\text{Fe}^{3+}]$ est la concentration d'ions ferriques (mol.l^{-1});
- ρ est la masse volumique de la solution (kg.l^{-1});
- $G(\text{Fe}^{3+})$ est le rendement radiochimique ($\text{mol.kg}^{-1}.\text{Gy}^{-1}$).

L'oxydation des ions Fe^{2+} en ions Fe^{3+} repose sur le mécanisme présenté dans les réactions suivantes:



Le radical hydrogène réagit sur l'oxygène pour donner le radical hydroperoxyde R. (1). Ce radical oxyde un ion ferreux en produisant du peroxyde d'hydrogène R. (2) et R. (3). Celui-ci oxyde à son tour un ion ferreux en produisant un radical hydroxyle R. (6) qui, à son tour, va oxyder un ion ferreux R. (4). Au total, un radical hydrogène oxyde trois ions ferreux. Ce raisonnement s'applique aussi aux autres produits radiolytiques. Le radical hydroxyle oxyde un ion ferreux. Le peroxyde d'hydrogène en oxyde deux (un directement puis un par le radical hydroxyle produit). En tout et en présence d'oxygène dans la solution, l'expression du rendement radiochimique $G(\text{Fe}^{3+})$ en fonction des rendements radiolytiques primaires est:

$$G(\text{Fe}^{3+}) = 2G(\text{H}_2\text{O}_2) + 3G(\text{H}^\bullet) + G(\text{HO}^\bullet) \quad (2.9)$$

2.4.3. Mesure spectrophotométrique

La solution chimique au sulfate ferreux (irradiée ou non irradiée) est placée dans une cellule spectrophotométrique en quartz de chemin optique ℓ égal à 1 cm.

Le spectrophotomètre donne le spectre d'absorption de la lumière incidente entre 190 et 900 nm (spectre UV-visible). Pour chaque longueur d'onde et d'après la loi de Beer-Lambert, si l'intensité du rayonnement à la longueur d'onde λ , avant traversée de la cellule, est $I_{0\lambda}$, l'intensité, après traversée de la cellule, sera I_λ , reliée à $I_{0\lambda}$, par la relation :

$$I_\lambda = I_{0\lambda} e^{- (\varepsilon_\lambda \times \ell \times [\text{Fe}^{3+}])} \quad (2.10)$$

Ou

Encore

$$A_\lambda = \text{Log } I_{0\lambda} / I_\lambda = \varepsilon_\lambda \times \ell \times [\text{Fe}^{3+}] \quad (2.11)$$

Où :

- A_λ est l'absorbance du milieu à la longueur d'onde λ , exprimée en nm dans l'UV-VIS
- $I_{0\lambda}$ est l'intensité de la lumière incidente ;
- I_λ est l'intensité transmise après la cuve ;
- $\varepsilon_\lambda(\text{Fe}^{3+})$ est le coefficient d'extinction molaire ($\text{m}^2 \cdot \text{mol}^{-1}$).

Les mesures de l'absorbance de la solution non irradiée (témoin) ou des solutions irradiées sont ensuite corrigées de l'effet de la température lors de la lecture (mesurée dans la cellule juste après la lecture). Les mesures pour les dosimètres irradiés sont également corrigées de l'effet de la température lors des irradiations. La valeur de l'absorbance de la solution (témoin) à 25 °C est retranchée à l'absorbance à 25 °C des dosimètres irradiés, on a donc : La variation de l'absorbance, ΔA , corrigée pour l'influence de la température, est exprimée par la relation suivante [44] :

$$\Delta A_{25^\circ\text{C}, 25^\circ\text{C}} = \frac{\frac{A_{\text{dosi}}}{1 + 0.0069 \times (T_{\text{lecture}} - 25^\circ\text{C})} - A_{\text{témoin}}^{25^\circ\text{C}}}{1 + 0.0012 \times (T_{\text{irrad}} - 25^\circ\text{C})} \quad (2.12)$$

Avec

$$A_{\text{témoin}}^{25^{\circ}\text{C}} = \frac{A_{\text{témoin}}}{1 + 0.0069 \times (T_{\text{lecture}} - 25^{\circ}\text{C})} \quad (2.13)$$

2.4.4. Mesure de la dose par le dosimètre de Fricke

2.4.4.1. Dose absorbée dans la solution du dosimètre

En combinant les équations (2.8) et (2.11), nous obtenons pour la dose absorbée dans la solution de Fricke, notée D_F , l'expression suivante :

$$D_F = \frac{1}{G(\text{Fe}^{3+})} \times \frac{\Delta A}{\varepsilon_{\lambda}(\text{Fe}^{3+}) \times \rho \times \ell} \quad (2.14)$$

2.4.4.2. Formalisme pour dose absorbée dans l'eau

Selon la théorie de cavité, pour les faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie la dose absorbée dans l'eau moyennée sur le volume occupé par la solution du dosimètre de Fricke est notée D_e et elle est donnée par la relation suivante [45] :

$$D_e = f \times k_{\text{paroi}} \times D_F = \frac{1}{G(\text{Fe}^{3+})} \times \frac{\Delta A}{\varepsilon_{\lambda}(\text{Fe}^{3+}) \times \rho \times \ell} \times f \times k_{\text{paroi}} \quad (2.15)$$

Où :

- f est le facteur de conversion de dose absorbée qui convertit la dose absorbée dans la solution du dosimètre de Fricke sans la paroi à la dose absorbée dans l'eau dans le même emplacement,
- k_{paroi} est le facteur de correction qui tient compte du changement dans la dose absorbée dans la solution de Fricke du à la présence du matériau de la paroi qui n'est pas équivalent eau.

Les facteurs de correction f et k_{paroi} sont exclusivement déterminés par des méthodes Monte Carlo.

Chapitre 3

Moyens et méthodes

Ce chapitre sera consacré pour décrire les moyens, les méthodes et conditions expérimentales, utilisés dans ce travail de thèse.

3.1. Moyens

3.1.1. Moyens d'irradiation

3.1.1.1. Irradiateur gamma

L'ensemble des expérimentations ont été menées auprès d'une unité de cobalt type Eldorado 78 appartenant au LSED du CRNA. Le faisceau de cobalt utilisé possède les caractéristiques suivantes :

- faisceau de photons de type γ , émis par une source du radionucléide cobalt-60,
- énergie moyenne de 1.25 MeV,
- faisceau de type collimaté.

La source est confinée dans une capsule cylindrique scellée de diamètre de 2 cm et de hauteur de 3 cm, placée au centre d'une enceinte de protection. Cet ensemble est monté sur un statif mécanique permettant d'orienter le faisceau dans la direction horizontale ou verticale.

3.1.1.2. Accélérateur linéaire

L'ensemble des expérimentations ont été menées auprès d'un accélérateur linéaire à usage médical.

i. Présentation générale

Dans ce type d'accélérateurs, les électrons sont produits par effet thermoélectronique à partir d'une cathode qui se compose d'un filament de tungstène spiralé porté à haute température par effet joule. Les électrons émis sont focalisés en un pinceau de faisceau par une électrode de concentration. L'action d'un champ électrostatique pulsé accélère le faisceau d'électrons en direction de l'anode, percée en son centre pour permettre le passage des électrons. L'ensemble constitue un accélérateur électrostatique appelé canon à électrons. Le faisceau d'électron ainsi créé, s'échappe pour s'introduire dans la section accélératrice formée de plusieurs cavités où il va subir une succession d'accélération jusqu'à obtenir l'énergie cinétique désirée. Ces accélérations sont produites par des ondes électromagnétiques de hautes fréquences fournies par un Klystron.

Le faisceau est centré, focalisé et orienté grâce à une déviation magnétique de 270° assurée par des bobines de déflexion et des bobines de focalisation. À la sortie, ces électrons dits « primaires » pénètrent dans la tête d'irradiation où leur devenir dépend de la position du barreau porte-cible :

- En réglage « électron », ils traversent un premier diffuseur de manière à élargir le faisceau initial;
- En réglage « photon », ils sont ralentis dans une cible en tungstène afin de produire des photons X de freinage. L'épaisseur de la cible dépend de l'énergie du faisceau. Le spectre résultant est un spectre continu de rayons X d'énergie comprise entre 0 et l'énergie maximale des électrons accélérés. Son énergie moyenne est environ égale au tiers de l'énergie des électrons.

La tête d'irradiation de l'accélérateur contient tout le système de mise en forme du faisceau en vue de son utilisation thérapeutique. Elle est composée, essentiellement, d'une cible, de filtres (cônes égalisateur ou diffuseurs), d'une chambre moniteur et de collimateurs qui fixent la dimension du faisceau d'irradiation.

La Figure 3.1 donne un schéma descriptif d'un accélérateur linéaire médical. On y retrouve les éléments permettant la production et l'accélération des électrons.

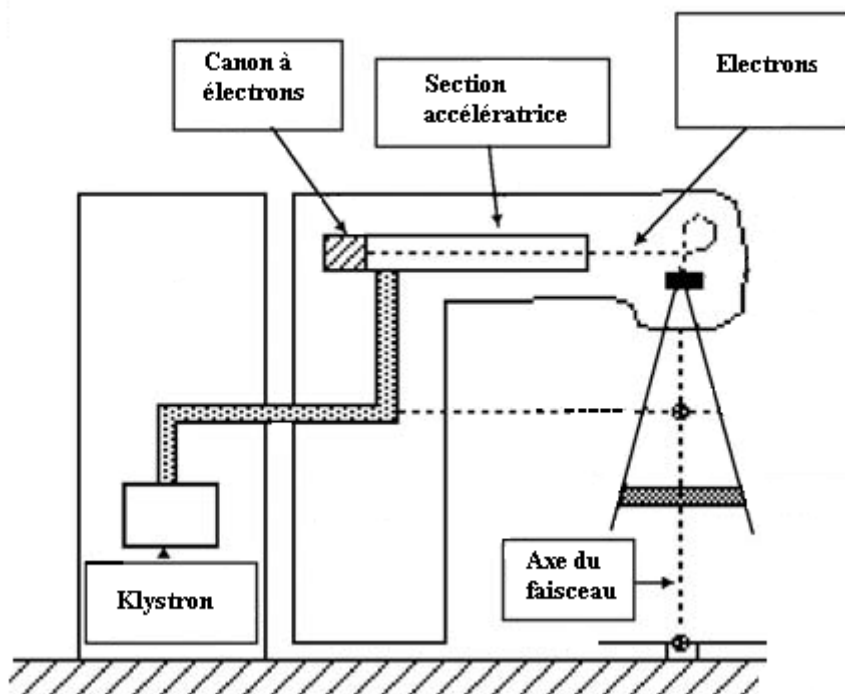


Figure 3.1. Représentation schématique de l'accélérateur linéaire médical dans son ensemble [46].

ii. Caractéristique énergétique des faisceaux de photons et d'électrons utilisés

La qualité des faisceaux produits par un accélérateur linéaire est caractérisée par un paramètre unique, représentatif de leur énergie moyenne, appelé indice de qualité [2,3]:

– Pour les photons, l'indice de qualité recommandé est le rapport tissu fantôme, $RTF_{20,10}$, défini comme le rapport de dose à une profondeur de 20 cm et de 10 cm respectivement, à la même distance source-point de mesure et taille du champ de référence.

Le $RTF_{20,10}$, peut être déterminé aussi en utilisant la relation empirique suivante [47] :

$$RTF_{20,10} = 1.2661 PDD_{20,10} - 0.0595 \quad (3.1)$$

Où $PDD_{20,10}$ est le rapport de pourcentage de doses en profondeur à une profondeur de 20 cm et de 10 cm respectivement à la même distance source-surface de 1 m et taille du champ de référence défini à la surface du fantôme.

– Pour les électrons l'indice de qualité recommandé est le paramètre R_{50} , défini comme étant la profondeur dans l'eau à laquelle la dose absorbée est de 50% de la valeur de la dose maximale (D_{max}), mesurée avec une distance source surface de 1 m et une taille de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à la surface du fantôme. Il existe une relation empirique faisant correspondre, dans l'eau, la valeur R_{50} à la valeur $R_{50, ion}$. Celle-ci est la profondeur dans l'eau à laquelle le courant d'ionisation est 50% de sa valeur maximale. La valeur de R_{50} est obtenue en utilisant la relation suivante [48] :

$$R_{50} = 1.029 R_{50, ion} - 0.06 \quad (R_{50, ion} \leq 10 \text{ g cm}^{-2}) \quad (3.2)$$

On peut atteindre l'indice de qualité des faisceaux utilisés, par la mesure de $PDD_{20,10}$ et de $R_{50, ion}$. Ces paramètres sont obtenus à partir des courbes représentant la variation en fonction de la profondeur dans le fantôme d'eau, de l'ionisation mesurée à l'aide d'une chambre d'ionisation appropriée. Ces courbes sont données sur les Figures 3.2 et 3.3 pour les photons et les électrons respectivement. Elles ont été mesurées de manière expérimentale lors de la mise en service des machines de traitement. Par conséquent, elles n'ont pas été mesurées spécifiquement pour cette étude.

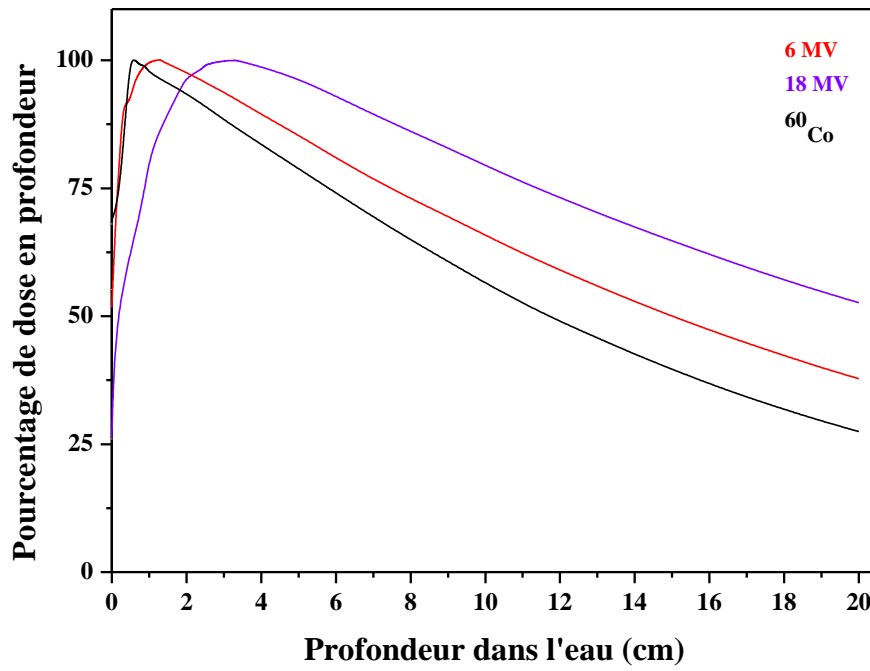


Figure 3.2. Courbes de rendements en profondeur pour les photons.

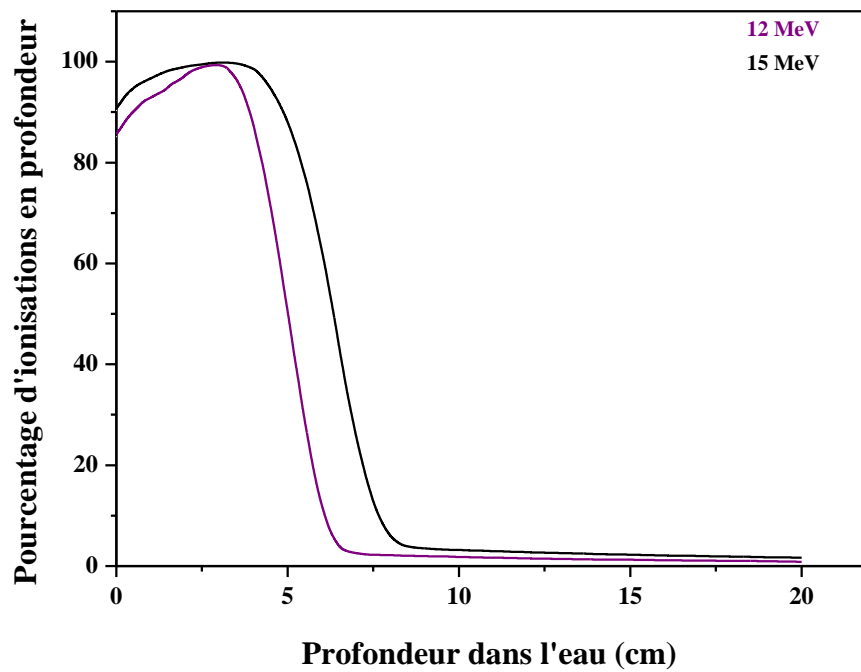


Figure 3.3. Courbes de rendements en profondeur pour les électrons.

Dans le cadre de ce travail nous avons utilisé les rayons X d'énergie nominale 6 MV et 18 MV produits par l'accélérateur type Varian clinac 1800 C, et les électrons d'énergies nominales de 12 MeV et 15 MeV produits par l'accélérateur type Varian clinac 2100 C. Nous avons déterminé les indices de qualité (RTF_{10}^{20}) et R_{50} en utilisant les relations (3.1) et (3.2) respectivement. Le tableau 3.1 présente les résultats obtenus.

Faisceau	(RTF_{10}^{20})	R_{50} (g.cm ⁻²)
⁶⁰ Co	0.573	
6 MV	0.664	
18 MV	0.784	
12 MeV		5.064
15 MeV		6.474

Tableau 3.1. Valeurs des indices de qualité des faisceaux de photons et d'électrons obtenus avec la chambre d'ionisation.

3.1.2. Moyens dosimétriques

3.1.2.1. Dosimètre chimique

i: Traitement de la verrerie

Il est important d'éliminer toutes les impuretés présentes sur la verrerie et notamment les impuretés organiques qui peuvent réagir avec les radicaux et qui peuvent être une cause d'erreur dans les expériences. Dans ce but, la verrerie utilisée pour préparer les solutions fait l'objet d'un traitement spécial [49]. Tous les réceptions ainsi que les ampoules sont soigneusement lavés puis rincés au moins cinq fois avec de l'eau ultra pure. Cette verrerie est ensuite passée au four pendant 3h à 500°C pour pyrolyser les résidus organiques absorbés dans les microfissures du verre.

ii : Préparation des solutions chimiques

La solution de Fricke a été préparée avec 0.392 g (10^{-3} mol.l⁻¹) de fer ferreux sous la forme de sel de Mohr [Fe(NH₄)₂(SO₄)₂. 6 H₂O], 22 ml (0.4 mol.l⁻¹) d'acide sulfurique H₂SO₄ (pH = 0.46) et de 0.058g (10^{-3} mol.l⁻¹) de chlorure de sodium NaCl, produits Flucka pour analyse. L'adjonction de chlorure de sodium permet de réduire les impuretés organiques. L'eau constitue 96 % en poids de la solution de Fricke, sa purification est très importante du fait que les impuretés organiques résiduelles qui subsistent peuvent entraîner, sous rayonnement, des réactions d'oxydation parasites. Ainsi, l'eau, entrant dans la solution, est une eau ultra pure fournie par un système de purification Arium® 611 (Figure 3.4). Les spécifications de l'eau produite indiquées dans le manuel d'utilisation de l'équipement sont listées dans le tableau 3.2 ci-dessous. La méthode utilisée pour la préparation de la solution est comme décrite dans la norme ASTM standard E 1026 [50], pour éliminer les impuretés présentes dans l'acide sulfurique, le mélange eau-acide est pré irradié à la dose de 10 Gy avant d'ajouter les autres produits chimiques dans la solution [51, 37]. Le fer ferreux et le chlorure de sodium sont pesés en utilisant une balance analytique model KERN ARS Version 2.0, à une sensibilité de 10^{-4} g. La solution de Fricke est préparée dans une fiole en verre Pyrex de volume un litre, et stockée à l'abri de la lumière naturelle et artificielle pendant un jour. Ensuite, elle est transférée aux ampoules d'irradiation en utilisant des pipettes Pasteur propres.

La solution FBX a été préparée avec 78.4 mg (2.10^{-4} mol. l⁻¹) de fer ferreux sous la forme de sel de Mohr [Fe(NH₄)₂(SO₄)₂.6 H₂O], 610.4 mg ($5 \cdot 10^{-3}$ mol. l⁻¹) d'acide benzoïque [C₆H₅COOH], 152 mg (2.10^{-4} mol. l⁻¹) de Xylenol Orange (XO) [C₃₁H₂₈N₂Na₄O₁₃S] et 2.2 ml ($4 \cdot 10^{-2}$ mol. l⁻¹) d'acide sulfurique et de l'eau ultra pure. L'acide benzoïque est ajouté dans la fiole en verre contenant de l'eau ultra pure et l'acide sulfurique; et dissous en chauffant au bain-marie. La procédure de préparation et de stockage de la solution FBX est identique à celle utilisée pour la solution de Fricke standard.

Spécifications	Valeur
Résistivité	18.2 MΩ.cm ⁻¹
Carbone Organique Total (COT)	< 4ppb

Tableau 3.2. Spécifications de l'eau ultra pure utilisée.



Figure 3.4. Système d'eau ultra pure Arium® 611.

Les ampoules, pour contenir les solutions dosimétriques, utilisées dans cette étude, sont des petites fioles en verre Pyrex (fabriquées par OSI Compagnie), transparentes, avec un volume intérieur d'environ 2.5 cm^3 et de dimensions suivantes : le diamètre intérieur 10.6 mm , la hauteur 31 mm et l'épaisseur de la paroi de 0.5 mm . La Figure 3.5 représente les ampoules utilisées.

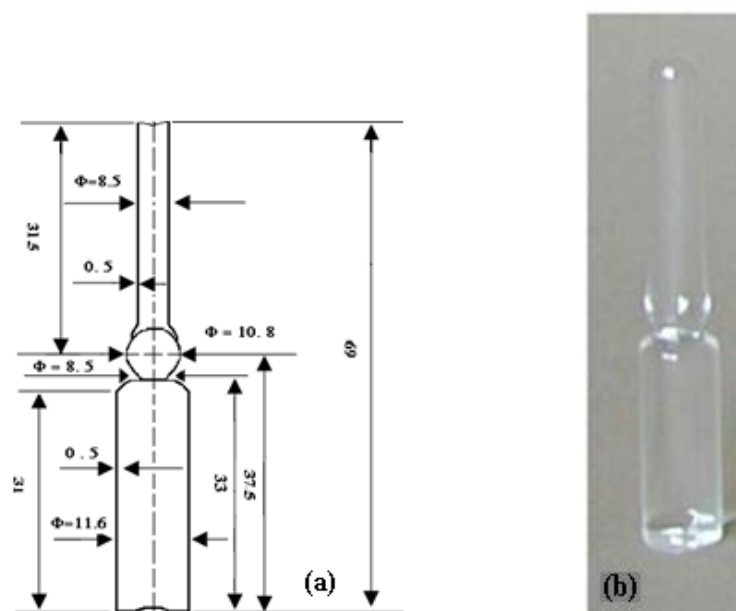


Figure 3.5. Ampoule utilisée pour contenir la solution dosimétrique : (a) forme et dimensions et (b) photographie.

3.1.2.2. Chambres d'ionisation

Les chambres d'ionisation sont de taille et de forme très variées suivant l'utilisation à laquelle elles sont destinées. En radiothérapie externe, elles sont de géométrie cylindrique ou plate (Figure 3.6) et sont généralement en communication avec l'air extérieur. Pour la dosimétrie de référence, l'utilisation des chambres cylindriques est recommandée pour les faisceaux de photons de haute énergie et les faisceaux d'électrons d'énergie supérieure ou égale à 10 MeV alors que l'emploi des chambres plates est recommandé pour les faisceaux d'électrons d'énergie inférieure à 10 MeV [2]. Lors des mesures, ces détecteurs sont couplés à un électromètre type Unidos, qui est celui de la chaîne de référence. Les caractéristiques des chambres utilisées sont données dans le tableau 3.3

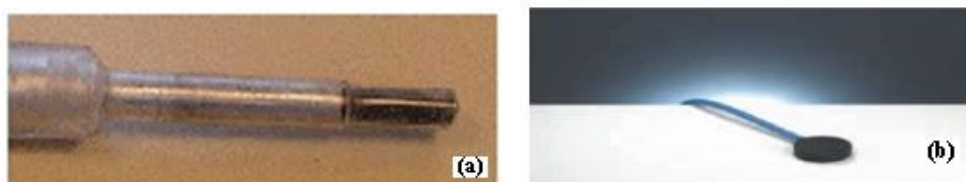


Figure 3.6. (a) chambre cylindrique de type Farmer, (NE Technology); (b) chambre plate de type PTW.

Les caractéristiques des chambres utilisées sont données dans le tableau 3.3

Chambre d'ionisation	Dimensions de la cavité			Polarisation
	Volume Sensible (cm ³)	Longueur (mm)	Diamètre (mm)	Tension nominale (V)
NE 2571 Référence pour photons de hautes énergies	0.60	24	6.4	-250
NE 2561 NS 329 Référence pour le ⁶⁰ Co	0.325	9.2	7.4	+200
PTW Roos 34001 Référence pour les électrons	0,350	2	16	-100
PTW 30013 NS 2325 Mesure des paramètres dosimétriques	0.60	21.2	6.4	- 400 V

Tableau 3.3. Caractéristiques et tension de polarisation des chambres utilisées.

3.1.2.3. Fantôme de mesure

Cette étude comporte des mesures seulement dans un fantôme d'eau. Pour la dosimétrie des photons, le fantôme d'eau que nous avons utilisé est du type AIEA standard (Figure 3.7 (à droite)). Il est constitué d'une cuve à eau en PMMA de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ remplie d'eau potable. Le faisceau d'irradiation étant orienté horizontalement, il traverse la paroi de la cuve; l'épaisseur de cette paroi est donc réduite de 10 mm à 2.5 mm dans une fenêtre de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ du côté exposé au faisceau. Pour les faisceaux de photons, cette fenêtre d'entrée en PMMA a une influence faible. Pour la dosimétrie des électrons, le fantôme d'eau est du type PTW ID semi-automatique (Figure 3.7 (à gauche)), récipient en PMMA de dimensions $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ avec une épaisseur de la paroi de 10 mm.



Figure 3.7. Fantômes eau du LSED: (à gauche) fantôme eau PTW ID semi-automatique (à droite) fantôme eau type aiea standard.

3.1.2.4. Moyens de positionnement

- L'axe du fantôme est positionné selon l'axe du faisceau. Pour faciliter la mise en place, l'axe du système est matérialisé par un faisceau laser.
- La chambre d'ionisation cylindrique n'étant pas étanche; elle est placée à la profondeur de mesure dans le fantôme d'eau au moyen d'une tige en PMMA spécialement conçue à cet effet.
- Les dosimètres chimiques sont positionnés dans l'eau au point de mesure au moyen d'un support en PMMA adéquat; réalisé au niveau de l'atelier de mécanique pour cette étude.

3.2. Méthode

3.2.1. Méthode d'irradiation

Dans les faisceaux de photons toutes les irradiations ont été effectuées dans une géométrie horizontale. Les dosimètres chimiques ont été d'abord scellés avec de la paraffine, et ensuite positionnés avec leur centre géométrique au point de mesure dans le fantôme d'eau. Dans le faisceau de rayonnements γ de ^{60}Co , la profondeur de mesure était de 5 g/cm^2 , avec la distance-source-surface (DSS) de 80 cm et une taille de champ de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ à la surface du fantôme. Dans le faisceau de photons X de 6 MV les dosimètres ont été placé à la profondeur de 5 g/cm^2 , avec une DSS de 100 cm et une taille de champ de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ à la surface du fantôme. Au faisceau de 18 MV les mesures ont été faites à la profondeur de 10 g/cm^2 . La Figure 3.8 illustre le dispositif expérimental.



Figure 3.8. Dispositif expérimental dans le cas des photons (cas de ^{60}Co)

Dans les faisceaux d'électrons les irradiations ont été réalisées dans une géométrie verticale. Dans le faisceau d'énergie 12 MeV, la profondeur de mesure, d_{ref} , était de 2.9 g/cm^2 , avec une DSS de 100 cm et une taille de champ de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ à la surface du fantôme. Au 15 MeV les mesures ont été faites à la profondeur de 3.7 g/cm^2 . La Figure 3.9 schématise le dispositif expérimental.

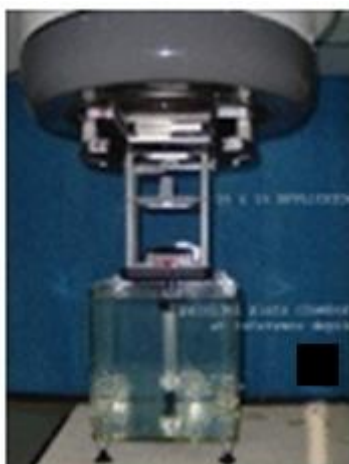


Figure 3.9. Dispositif expérimental dans le cas des électrons.

3.2.2. Méthode d'analyse

3.2.2.1. Rappel de principe

Le principe de la spectrophotométrie d'absorption repose sur la loi de Beer-Lambert qui relie absorption, à une longueur d'onde λ , et concentration c des molécules qui absorbent. Si l'intensité du rayonnement à la longueur d'onde λ , avant traversée de la cellule, est $I_{0\lambda}$, l'intensité, après traversée de la cellule, sera I_λ , reliée à $I_{0\lambda}$, par la relation:

$$I_\lambda = I_{0\lambda} e^{- (\epsilon_\lambda \times \ell \times c)}$$

La Figure 3.8 représente le schéma d'une cellule et explicite les variables utilisées.

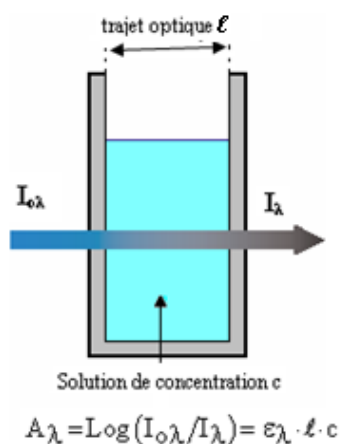


Figure 3.10. Schéma d'une cellule d'absorption.

3.2.2.2. Appareillage

i : Spectrophotomètre

Les mesures d'absorbance ont été effectuées sur un spectrophotomètre Varian Cary 100 UV-VIS à double faisceaux, contrôlé par un PC avec une interface Windows. La mesure de l'intensité lumineuse transmise est faite à l'aide d'un photomultiplicateur de hautes performances type R928. Celui-ci a pour rôle de fournir un signal stable et précis.

ii : Cellule de lecture

La cellule de lecture que nous avons utilisée est en quartz de type semi-micro transparente. Elle a un trajet optique de 10 mm et une fenêtre optique de 4 mm de largeur et de 45 mm de hauteur. Avant chaque mesure au spectrophotomètre, la cellule est nettoyée en la rinçant plusieurs fois à l'eau ultra pure. La face extérieure (optique) est essuyée au moyen du papier cleanex de qualité supérieure. Le remplissage de la cellule est accompli à l'aide d'une pipette Pasteur nettoyée. A chaque mesure, la température de lecture est prélevée au moyen d'un thermomètre digital associé à une sonde PT-100.

Chapitre 4

Caractérisation et étude de faisabilité du système de dosimétrie chimique au sulfate ferreux pour la mesure de la dose absorbée dans l'eau de référence en radiothérapie

Au cours des chapitres précédents, nous avons décrit le principe de fonctionnement, la méthodologie et le formalisme pour la mesure de la dose absorbée dans l'eau des dosimètres utilisés à savoir la chambre d'ionisation et le dosimètre chimique de Fricke.

L'objectif de ce chapitre est de présenter l'ensemble des résultats expérimentaux obtenus avec le dosimètre chimique au sulfate ferreux lors des irradiations aux faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie étudiés (^{60}Co , 6 MV, 18 MV, 12 MeV et 15 MeV) et d'évaluer la faisabilité d'une application à la mesure de la dose absorbée dans l'eau dans les faisceaux employés en clinique. Nous soulignons que la chambre d'ionisation a été utilisée comme instrument de référence pour l'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau des faisceaux de rayonnement cités ci-dessus.

Dans une première partie nous présentons les caractéristiques spectrophotométriques du dosimètre chimique. Les résultats obtenus lors des irradiations réalisées avec des photons et des électrons sont rapportés dans une deuxième partie. La troisième partie traitera de la détermination du rendement radiochimique $G(\text{Fe}^{3+})$ du système. Le bilan des incertitudes de mesure est présenté dans la dernière partie de ce chapitre.

4.1. Caractéristiques spectrophotométriques du dosimètre chimique

4.1.1. Spectres d'absorption

Les spectres d'absorption présentés dans les Figures 4.1 et 4.2 ont été enregistrés à l'aide du spectrophotomètre Varian Cary 100 UV-VIS à une vitesse de 600 nm/mn, dans la gamme de longueurs d'onde 200 – 400 nm et 300 – 600 nm, pour les dosimètres de Fricke et FBX, respectivement.

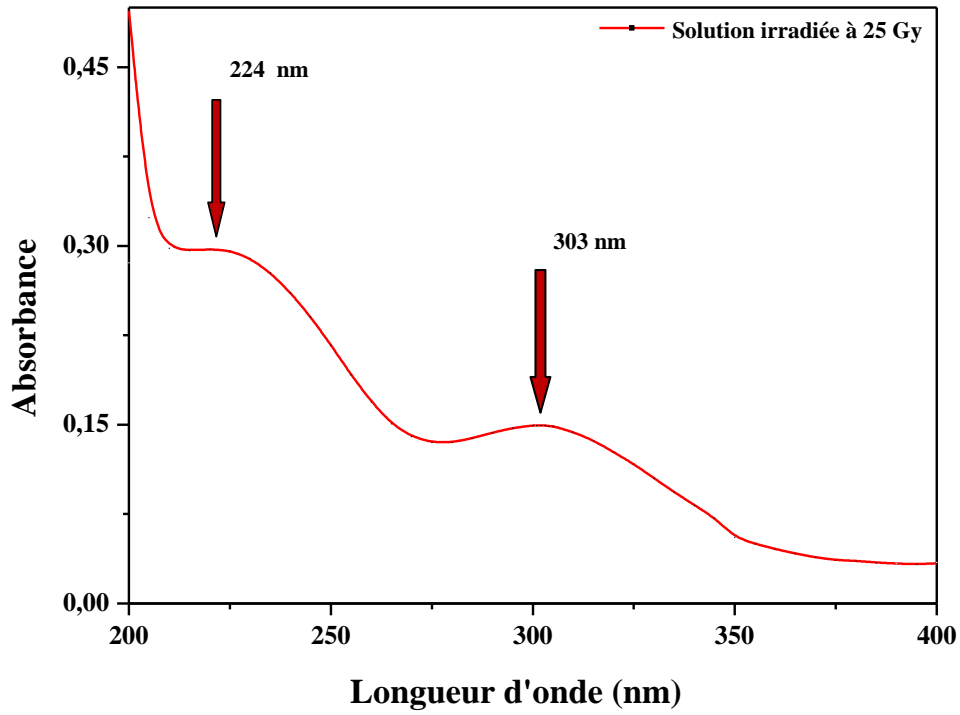


Figure 4.1. Spectre d'absorption du dosimètre de Fricke.

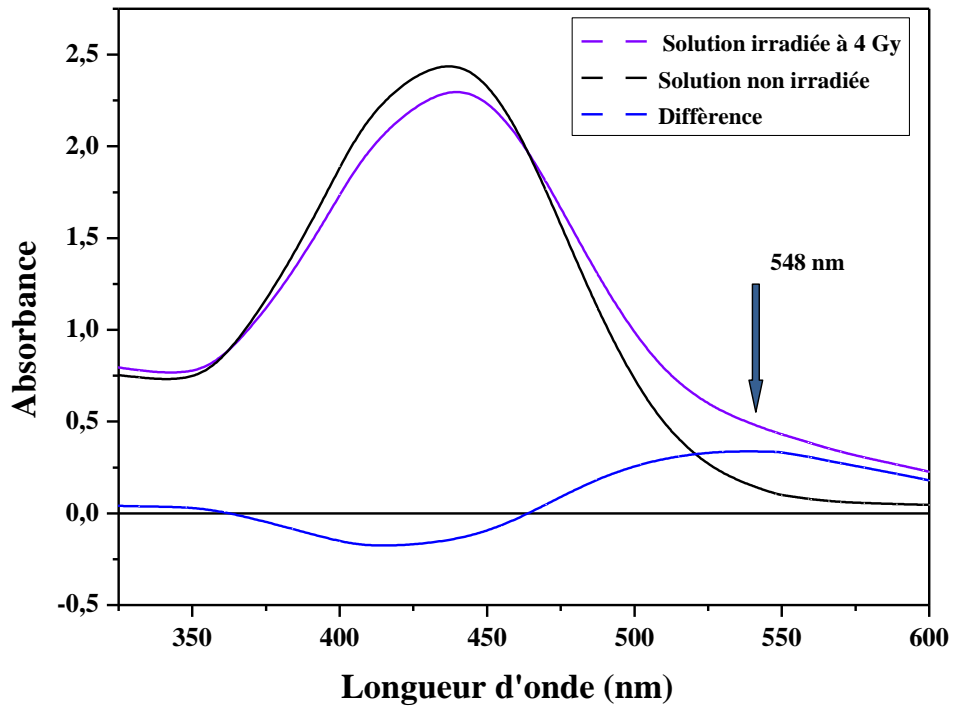


Figure 4.2. Spectre d'absorption du dosimètre FBX.

Comme le montre la Figure 4.1, le spectre d'absorption du dosimètre de Fricke irradié à la dose de 25 Gy est caractérisé par deux bandes d'absorption consignées aux longueurs d'onde à laquelle l'absorbance maximale apparaît : l'une à $\lambda_{\max 1} = 303$ nm et l'autre à $\lambda_{\max 2} = 224$ nm. Dans les deux cas, les absorbances (A_λ) obéissent la loi de Beer-Lambert. Cependant, la contribution des ions Fe^{2+} est beaucoup plus faible (vingt fois moins) à 303 nm qu'à 224 nm [52]. De ce fait, seule $\lambda_{\max 1} = 303$ nm est considérée pour la lecture des absorbances pour le calcul de dose.

Dans la Figure 4.2, le spectre d'absorption du dosimètre FBX irradié à la dose de 4 Gy présente un point d'inflexion à la longueur d'onde $\lambda = 548$ nm. Le spectre d'absorption différence (irradié – non irradié) illustré également dans la même Figure expose un pic d'absorption large de 550 à 530 nm. Par conséquent, la valeur $\lambda_{\max} = 548$ nm a été retenue pour la lecture des absorbances pour le calcul de dose.

4.1.2. Evaluation du coefficient d'extinction molaire

Les courbes d'étalonnage du spectrophotomètre données dans les Figures 4.3 et 4.4 ont été réalisées à partir des solutions dont la concentration en ions Fe^{3+} est connue. Ces concentrations sont obtenues par des dilutions successives d'une solution mère

- composée de 10^{-3} mol. l^{-1} de $(\text{Fe}(\text{SO}_4)_2(\text{NH}_4), 12\text{H}_2\text{O})$ et de 0.4 mol. l^{-1} de H_2SO_4 pour le dosimètre de Fricke

- composée de 2.10^{-4} mol. l^{-1} $(\text{Fe}(\text{SO}_4)_2(\text{NH}_4), 12\text{H}_2\text{O})$, $2.5 \cdot 10^{-2}$ mol. l^{-1} H_2SO_4 , 10^{-4} mol. l^{-1} Xylenol Orange et $5 \cdot 10^{-3}$ mol. l^{-1} d'acide benzoïque pour le dosimètre FBX

Les lectures des absorbances, A , des différents échantillons, ont été effectuées aux longueurs d'onde d'absorption maximale à savoir $\lambda_{\max} = 303$ nm dans le cas du dosimètre de Fricke et $\lambda_{\max} = 548$ nm dans le cas du dosimètre FBX. Pour le dosimètre de Fricke la valeur de l'absorbance, A , est corrigée pour l'influence de la température de lecture au moyen de la relation (2.13) donnée au chapitre 2, tandis que le dosimètre FBX est indépendant de la température [53],

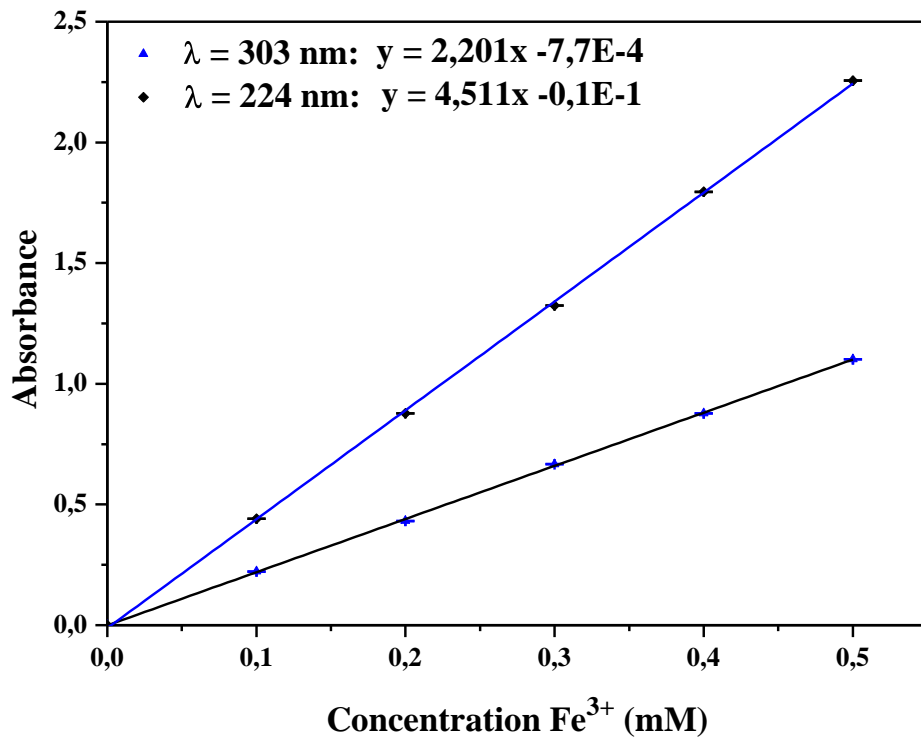


Figure 4.3. Courbe d'étalonnage du spectrophotomètre pour le dosimètre de Fricke.

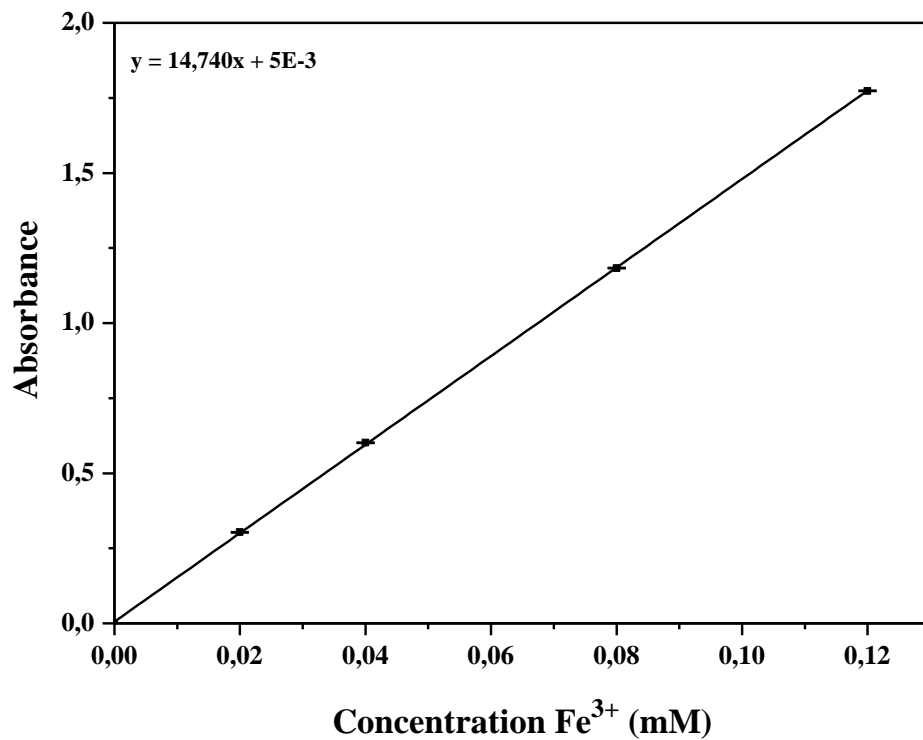


Figure 4.4. Courbe d'étalonnage du spectrophotomètre pour le dosimètre FBX.

Comme l'affichent les Figures 4.3 et 4.4, la variation de l'absorbance en fonction de la concentration est linéaire dans la gamme de concentrations investiguée. La loi de Beer-Lambert étant vérifiée, la pente de la droite représente le coefficient d'extinction molaire ϵ (Fe^{3+}). Le Tableau 4.1 résume les différentes valeurs obtenues. Nous avons aussi reporté quelques valeurs du coefficient d'extinction molaire publiées dans la littérature pour comparer nos résultats.

λ_{max} (nm)	Coefficient d'extinction molaire ($\text{m}^2 \cdot \text{mol}^{-1}$)	Références	Ecart (%)
303	$220.1 \pm 0.3^{(*)}$	Présent travail	0.2
„	220.5	ICRU 34 [5]	
224	451.1	Présent travail	1.2
„	456.5	Fricke 1962 [52]	
548	$1474 \pm 1.9^{(*)}$	Présent travail	0.7
„	1463 ± 0.4	N.Bhat [54]	

(*) Incertitude globale calculée au tableau 4.13.

Tableau 4.1. Valeurs du coefficient d'extinction molaire ϵ pour les dosimètres de Fricke et FBX.

Le Tableau 4.1 présente une comparaison du coefficient d'extinction molaire entre nos valeurs et celles publiées dans la littérature, un écart maximal observé est de 1.2%. Nous pouvons conclure que nos résultats sont satisfaisants car la variation de 1.2 % est inférieure à la valeur tolérée dans la littérature qui est de 2 % [55].

4.2. Résultats expérimentaux obtenus lors des irradiations

Nous avons réalisé les irradiations du dosimètre chimique aux faisceaux de photons et d'électrons, dans le fantôme d'eau et dans les conditions de référence présentées au chapitre 3 dans le paragraphe 3.2.1. Nous précisons qu'avant d'effectuer ces irradiations, nous avons d'abord étalonné les faisceaux de rayonnements utilisés dans l'eau et dans les mêmes conditions avec une chambre d'ionisation de référence.

Dans le premier paragraphe de cette partie nous présentons les résultats de mesures effectuées pour mesurer la dose absorbée dans l'eau avec la chambre d'ionisation cylindrique NE 2561 lors de l'étalonnage du faisceau de ^{60}Co .

4.2.1. Mesure de la dose absorbée dans l'eau de référence au faisceau de ^{60}Co

La dose absorbée dans l'eau de référence, $D_{e, \text{réf}}$, dans les faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie est obtenue à partir du formalisme présenté au chapitre 2 dans le paragraphe 2.3.3.

➤ Facteur de correction de polarité et de recombinaison

Les facteurs de correction de polarité k_{pol} et de recombinaison k_{rec} s'appliquant à la chambre NE 2561 utilisée dans le faisceau de ^{60}Co ont été déterminés au moyen des méthodes présentées au chapitre 2 dans le paragraphe 2.3.2 à partir d'un cycle de mesure suivant.

- 5 mesures de charges à + 200 V
- 5 mesures à la tension à - 200 V
- 5 mesures à la tension à + 100 V

Les valeurs des facteurs de correction de polarité et de recombinaison obtenues sont données dans le Tableau 4.2.

NE 2561 n°329 10 x 10 cm ²	^{60}Co
$k_{\text{pol}} (V_N = +200 \text{ V})$	1.001
$k_{\text{rec}} (V_N)$	1.0009

Tableau 4.2. Facteurs de correction, de polarité et de recombinaison pour la chambre NE 2561.

Au vu des résultats obtenus, nous pouvons constater que ces valeurs ne sont pas importantes et peuvent être négligées. Généralement dans le cas de ^{60}Co ces facteurs de correction ne sont pas pris en compte dans la mesure de la dose.

➤ Facteur de correction de température et pression

Le facteur de correction de température et pression $k_{T,P}$ a été déterminé au moyen de la formule présentée aussi au chapitre 2 dans le paragraphe 2.3.2. Ce facteur est mesuré à chaque expérience. Au jour de l'expérimentation sa valeur est de 1.02.

➤ **Coefficients d'étalonnage**

Les coefficients d'étalonnage des chambres d'ionisations utilisées pour l'étalonnage des faisceaux de rayonnement dans l'eau, sont déterminés au moyen de la méthode de substitution pour laquelle le transfert de la dose absorbée de référence dans l'eau à la chambre à étalonner est effectué dans un laboratoire agréé à l'aide d'un dosimètre de référence; les deux dosimètres étant placés dans les mêmes conditions. Les coefficients d'étalonnage dans l'eau au ^{60}Co de la chambre NE 2561, de la chambre NE 2571 et de la chambre PTW Roos 34001 sont respectivement : 102.9, 40.5 et 82.12 mGy/nc.

➤ **Coefficient de correction de la qualité de faisceau k_Q**

Selon le TRS 398, le faisceau de ^{60}Co est considéré comme le faisceau de référence. Donc pour ce faisceau le facteur de correction k_Q est pris égal à 1. Pour les autres qualités de rayonnement, ce même protocole fournit des valeurs calculées de k_Q pour chaque type de chambre d'ionisation et pour chaque qualité du faisceau de rayonnement utilisé. Pour ce faire, il suffit que l'utilisateur mesure l'indice de qualité associé à ce faisceau et qu'il connaisse le coefficient d'étalonnage de la chambre dans un faisceau de ^{60}Co . L'expression utilisée pour le calcul de k_Q ainsi que quelques illustrations des k_Q en fonction de l'indice de qualité sont données dans l'annexe A. D'après ces données publiées dans le TRS 398, les valeurs de k_Q pour les chambres d'ionisation utilisées et pour les qualités de faisceaux étudiées sont présentées dans le Tableau 4.3.

k_Q	^{60}Co	6 MV	18 MV	12 MeV	15 MeV
	NE 2561	NE 2571		PTW ROOS 34001	
	1	0.995	0.972	0.9115	0.9010

Tableau 4.3. Facteurs de correction de la qualité de faisceau.

➤ **Mesure de la charge M_Q**

Nous avons effectué 10 mesures de charges M_Q sous irradiation au faisceau de ^{60}Co d'une durée de 30 s chacune, leur moyenne est considérée pour la mesure de la dose.

➤ **Détermination de la dose absorbée dans l'eau au ^{60}Co**

La dose absorbée dans l'eau est obtenue en appliquant le formalisme présenté au chapitre 2 dans le paragraphe 2.3.3. Les résultats de mesures effectuées avec la chambre d'ionisation NE 2561 NS 329 sont résumés dans le Tableau 4.4.

t = 30s Lecture (nc)	$k_{T,P}$	k_{pol}	k_{rec}	k_Q	Lecture corrigée (nc)	
2,396	1.02	1	1	1	2,44392	<ul style="list-style-type: none"> • Valeur moyenne de la lecture : M = 2,446776 nc • Déviation standard : $\sigma = 0.047\%$ • Nombre de mesures : n = 10
2,399					2,44698	
2,399					2,44698	
2,399					2,44698	
2,399					2,44698	
2,399					2,44698	
2,398					2,44596	
2,399					2,44698	
2,4					2,44800	
2,4					2,44800	
$D_{e,réf} = 2,446776 \times 1.02 \times 102.9 \times 1 = 256.8 (\pm 1.4^{(*)}) \text{ mGy}$						

(*) Représente l'incertitude globale à un écart-type calculée au tableau 4.14.

Tableau 4.4. Mesure de la dose absorbée dans l'eau dans les conditions de référence dans le faisceau de ^{60}Co .

Du Tableau 4.4 nous déduisons la valeur du débit de dose absorbée dans l'eau dans le faisceau de ^{60}Co qui est de 0.51 Gy/mn.

La même procédure a été appliquée lors de la détermination de la dose absorbée de référence dans l'eau pour les faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie. Les résultats des mesures obtenus en utilisant la chambre d'ionisation cylindrique NE 2571 et plate PTW 34001, ont conduit aux valeurs des débits de dose de référence aux jours de l'expérimentation, de l'ordre :

- de 1.8 et 2.5 Gy. min⁻¹ pour 6 et 18 MV
- de 2.5 et 5 Gy. min⁻¹ pour 12 et 15 MeV

4.2.2. Evaluation des principales caractéristiques du dosimètre chimique

4.2.2.1. Réponse en dose : courbe d'étalonnage

Il est primordial de connaître l'évolution du système avec la dose reçue. Ainsi différentes courbes de réponse ont été réalisées dans deux installations d'irradiations différentes, source de ^{60}Co et accélérateur linéaire médical.

Cas du cobalt-60

Afin d'explorer l'intervalle de linéarité des dosimètres de Fricke et FBX, plusieurs échantillons de chaque solution, ont été irradiés à des doses allant de 1 à 25 Gy, puis analysés au spectrophotomètre. Pour chaque pas de dose, le résultat est la moyenne de cinq mesures. La réponse en dose du système dosimétrique a été vérifiée en traçant l'absorbance en fonction de la dose. Les résultats obtenus sont présentés dans les Figures 4.5 et 4.6 pour les dosimètres de Fricke et FBX respectivement. Les barres d'erreur (petites) affichées sur l'axe des y représentent une fois la déviation standard.

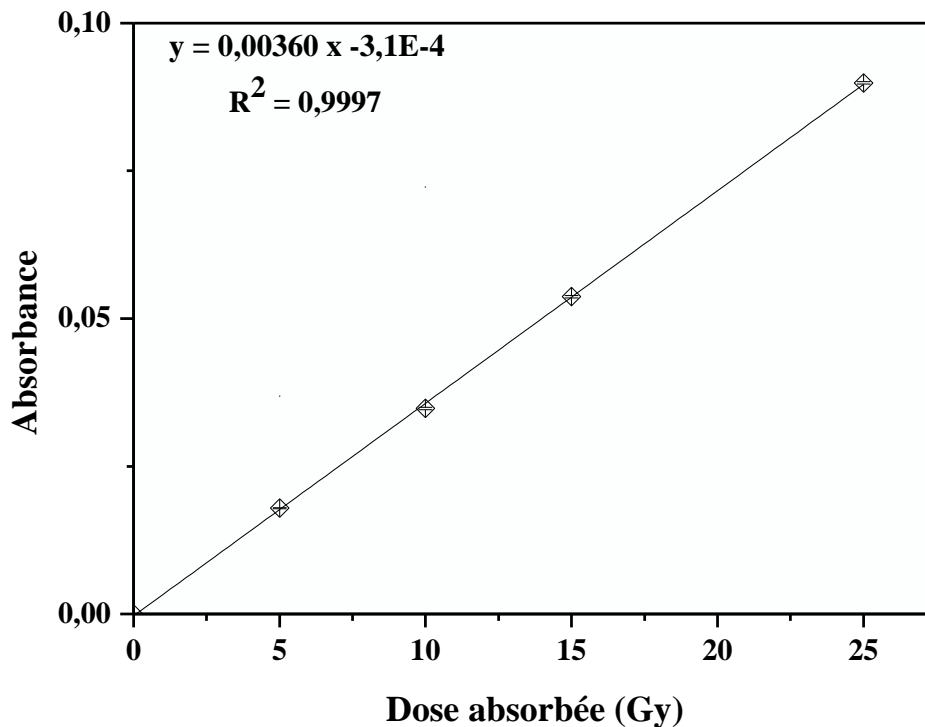


Figure 4.5. Courbe d'étalonnage du dosimètre de Fricke.

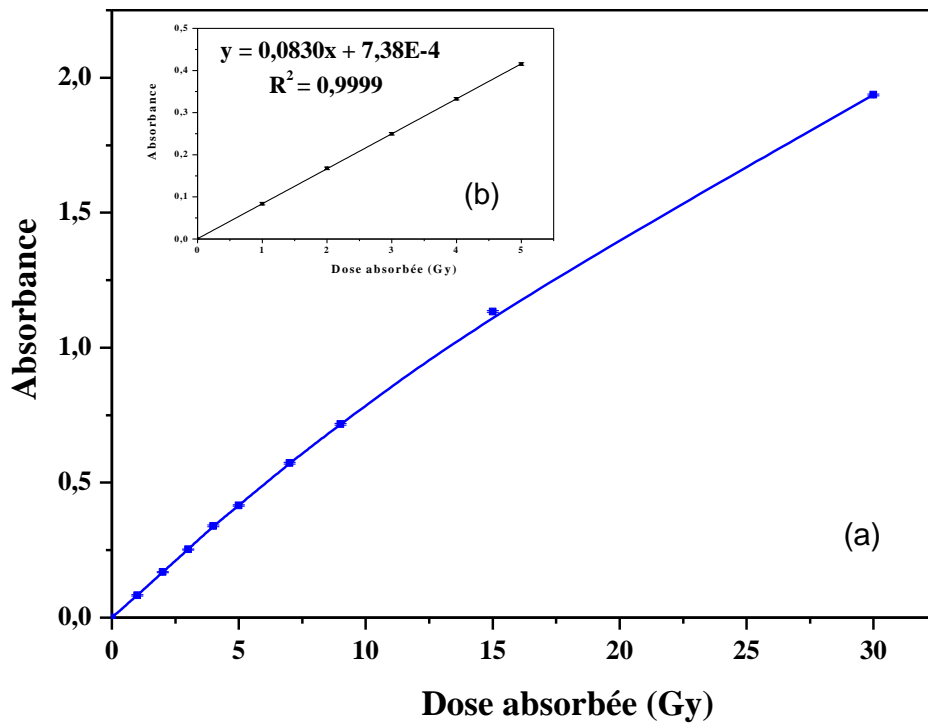


Figure 4.6. Courbe d'étalonnage du dosimètre FBX.

Comme le montre la Figure 4.5, sur le domaine de dose étudié, la réponse du dosimètre de Fricke est bien ajustée par une régression linéaire. Le seuil de détection est de 5 Gy, cela indique la présence des impuretés organiques dans la solution. Tandis que, la réponse du dosimètre FBX est ajustée par une fonction polynomiale Figure 4.6 (a). Cette Figure montre que le dosimètre FBX est linéaire jusqu'à 5 Gy et tend vers la saturation au delà de cette valeur. Ceci est probablement dû au phénomène de dilutions constaté avec des dosimètres chimiques liquides. Pour la suite du travail, nous considérons uniquement l'intervalle de dose 1-5 Gy Figure 4.6 (b), pour ce système dosimétrique. Les domaines de linéarité reportés dans ce travail concordent avec ceux référencés dans la littérature [37, 32], pour les dosimètres de Fricke et FBX respectivement.

Cas de photons et d'électrons de haute énergie

Nous avons réalisé la même étude lors des irradiations aux photons de 6 et 18 MV, et d'électrons de 12 et 18 MeV. Les Figures 4.7 et 4.8 illustrent les résultats obtenus.

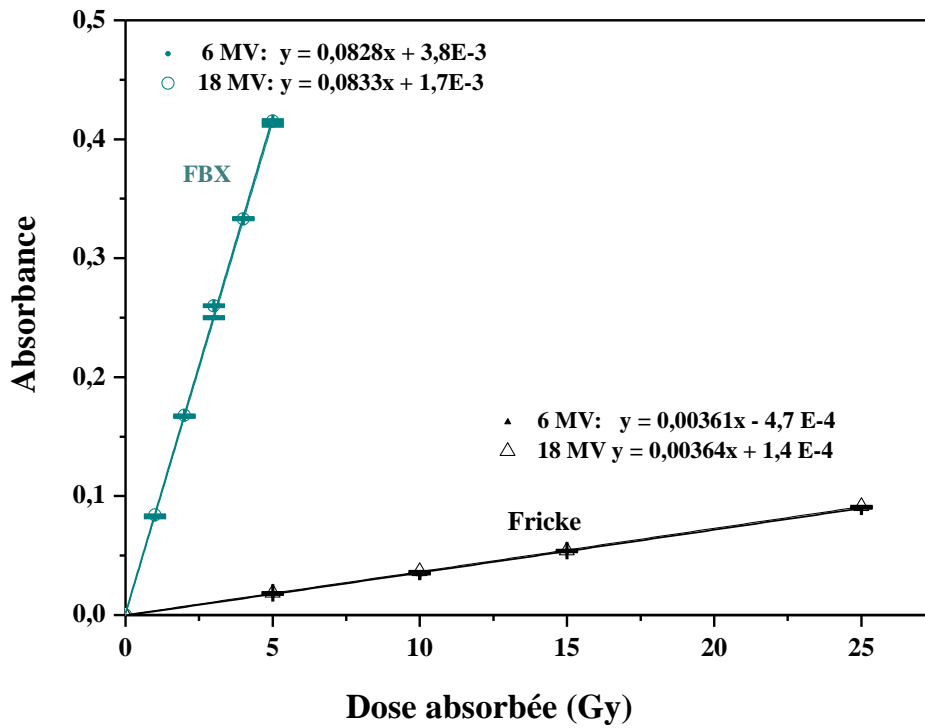


Figure 4.7. Courbes d'étalonnage des dosimètres de Fricke et FBX obtenues au moyen d'irradiations sous faisceaux de photons de 6 et 18 MV.

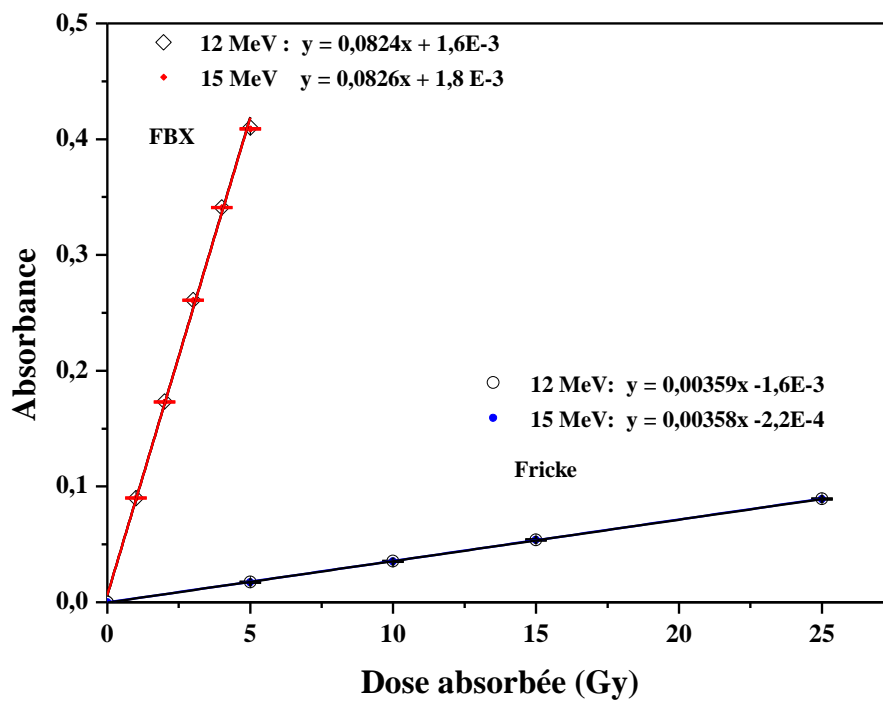


Figure 4.8. Courbes d'étalonnage des dosimètres de Fricke et FBX obtenues au moyen d'irradiations sous faisceaux d'électrons de 12 et 15 MeV.

Comme le montrent les Figures 4.7 et 4.8, dans l'ensemble des cas, la réponse en dose est linéaire dans la gamme étudiée. Les faibles barres d'erreur affichées sur l'axe y représentent la dispersion entre les points expérimentaux.

4.2.2.2. Sensibilité du système

A partir des courbes de linéarité en dose, il est possible de déterminer la sensibilité du système. Celle-ci est exprimée en unité de densité optique par unité de dose (UDO.Gy⁻¹) et représente la pente, a , de la courbe d'étalonnage. Le Tableau 4.5 résume les facteurs de sensibilité obtenus pour les dosimètres de Fricke et FBX lors des irradiations aux faisceaux de photons et d'électrons.

Faisceau	Dosimètre de Fricke S (UDO. mGy ⁻¹)	FBX S (UDO. mGy ⁻¹)
⁶⁰ Co	3.60	83.00
6 MV	3.61	82.80
18 MV	3.64	83.30
12 MeV	3.59	82.40
15 MeV	3.58	82.60

Tableau 4.5. Facteurs de sensibilité du système dosimétrique.

Les résultats obtenus montrent que le dosimètre FBX présente une sensibilité élevée aux rayonnements, comparé au dosimètre de Fricke.

4.2.2.3. Justesse des mesures

Cette partie a pour but de déterminer l'écart entre la mesure dosimétrique et la valeur de dose déterminée à l'aide de l'équation de la régression linéaire appliquée à la courbe d'étalonnage. Nous avons évalué cette différence pour deux valeurs de dose, minimale et maximale. Le détail des calculs pour les dosimètres de Fricke et FBX est résumé respectivement dans le Tableau 4.6.

Dosimètre de Fricke			Dosimètre FBX		
⁶⁰ Co					
Dose délivrée (Gy)	Dose mesurée (Gy)	Ecart (%)	Dose délivrée (Gy)	Dose mesurée (Gy)	Ecart (%)
5	5.05	1.0	1	1.002	- 0.2
25	25.05	- 0.2	5	4.990	0.2
18 MV					
5	5.02	- 0.40	1	1.006	- 0.6
25	24.98	0.08	5	4.99	0.2
12 MeV					
5	4.97	0.60	1	1.003	0.3
25	24.97	0.12	5	5.016	0.3

(*):L'écart est calculé par (Dose délivrée – Dose mesurée) / Dose délivrée x 100)

Tableau 4.6. Erreur sur la mesure de la dose pour les dosimètres de Fricke et FBX.

Le système de dosimétrie chimique présente, dans l'ensemble, des écarts inférieurs à 1%. L'écart maximal est de 1%. Cette étude comparative a permis de valider notre dosimètre de Fricke avec une justesse meilleure que 1%.

4.2.2.3. Répétabilité -Reproductibilité

En préalable à toute utilisation dosimétrique, nous avons déterminé l'aptitude du dosimètre au sulfate ferreux à mesurer correctement les doses en effectuant des mesures de répétabilité et de reproductibilité. Les mesures de répétabilité sont réalisées dans la totalité des mêmes conditions de mesure (conditions de répétabilité), tandis que celles de reproductibilité sont faites en faisant varier les conditions de mesure. Les deux paramètres peuvent s'exprimer quantitativement à l'aide des caractéristiques de dispersion des résultats (écarts-type relatif).

• **Répétabilité des mesures**

Afin d'évaluer la répétabilité des mesures avec le dosimètre au sulfate ferreux, 30 lectures consécutives, d'un échantillon irradié à la dose de 10 Gy, ont été effectuées au spectrophotomètre à la longueur d'onde de 303 nm. Les résultats obtenus sont exposés sur la Figure 4.9. La mesure divisée par la moyenne de l'ensemble des mesures est tracée en fonction du numéro des mesures.

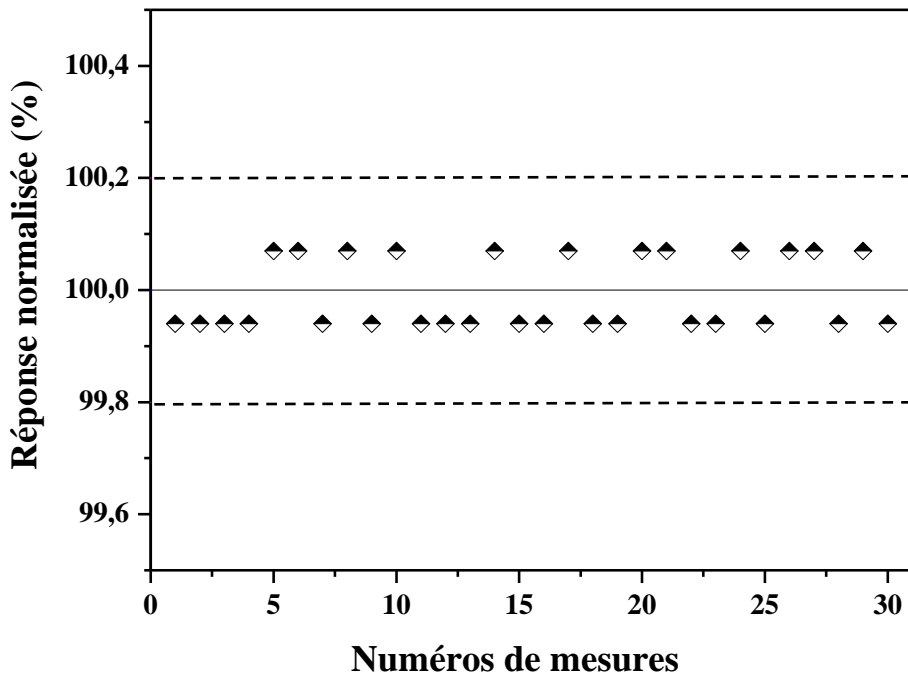


Figure 4.9. Répétabilité des mesures effectuées avec le dosimètre de Fricke.

Nous constatons sur la Figure 4.9 que l'ensemble des points est compris dans l'intervalle ± 0.1 % avec un écart type de 0,06%. A l'issue de ce test, la répétabilité est très bonne puisqu'elle est inférieure au dixième de pourcent.

• **Reproductibilité des mesures**

Afin d'estimer la reproductibilité des mesures au moyen des dosimètre de Fricke et FBX, lors de l'élaboration des différentes courbes de réponse dans la gamme 1-25 Gy, nous avons irradié un lot de cinq dosimètres pour chaque pas de dose. Les lectures sont effectuées au spectrophotomètre, la reproductibilité des mesures étant définie comme la déviation standard des valeurs des variations d'absorbances, ΔA . La valeur ΔA , est calculée en

retranchant l'absorbance de l'échantillon non irradié (témoin) de l'absorbance de l'échantillon irradié. Pour le dosimètre de Fricke ΔA est corrigée à 25°C pour l'influence de la température de lecture (T_{lect}) et de la température d'irradiation (T_{irrd}) en utilisant la relation (2.12) présentée au chapitre 2. La déviation standard observée, s , est liée à la variabilité à l'intérieur du lot utilisé. Les coefficients de variation pour l'ensemble des séries de mesures sont récapitulés dans les Tableaux 4.7 et 4.8 pour les dosimètres de Fricke et FBX respectivement.

Dose (Gy)	⁶⁰ Co	6 MV		18 MV		12 MeV		15 MeV	
	$\overline{\Delta A}^{(a)}$ s (%) ^(b)	$\overline{\Delta A}$ s (%)	$\overline{\Delta A}$ s (%)	$\overline{\Delta A}$ s (%)	$\overline{\Delta A}$ s (%)	$\overline{\Delta A}$ s (%)	$\overline{\Delta A}$ s (%)		
5	0.0179 0.58	0.0177 0.58	0.0187 0.60	0.0176 0.55	0.0173 0.50				
10	0.0348 0.24	0.0347 0.24	0.0364 0.25	0.0355 0.30	0.0353 0.26				
15	0.0537 0.33	0.0535 0.33	0.0545 0.33	0.0538 0.25	0.0539 0.30				
25	0.0899 0.28	0.0901 0.30	0.0913 0.30	0.0895 0.30	0.0892 0.30				

^(a) Représente la valeur moyenne de 5 lectures de ΔA .

^(b) Ecart type obtenu en utilisant 5 dosimètres irradiés à la même dose.

Tableau 4.7. Reproductibilité des mesures effectuées avec le dosimètre de Fricke.

Dose (Gy)	⁶⁰ Co	6 MV		18 MV		12 MeV		15 MeV	
	$\overline{\Delta A}^{(a)}$ s (%) ^(b)	$\overline{\Delta A}$ s (%)	$\overline{\Delta A}$ s (%)	$\overline{\Delta A}$ s (%)	$\overline{\Delta A}$ s (%)	$\overline{\Delta A}$ s (%)	$\overline{\Delta A}$ s (%)		
1	0,0839 0.20	0.0821 0.30	0.084 0 0.3	0,0842 0.30	0.0845 0.30				
2	0,1678 0.20	0.1665 0.20	0.1678 0.2	0,1720 0.21	0.1730 0.21				
3	0,2499 0.30	0.2500 0.30	0.2600 0.2	0,2450 0.30	0.2460 0.30				
4	0,3329 0.20	0.3334 0.23	0.3329 0.2	0,3290 0.23	0.3300 0.23				
5	0,4154 0.20	0.4120 0.20	0.4154 0.3	0,4150 0.32	0.4164 0.32				

^(a) Représente la valeur moyenne de 5 lectures de ΔA .

^(b) Ecart type obtenu en utilisant 5 dosimètres irradiés à la même dose

Tableau 4.8. Reproductibilité des mesures effectuées avec le dosimètre FBX.

Des différences non significatives sont observées entre les coefficients de variation en fonction de la dose pour un même faisceau pour les deux dosimètres. Cette observation est

identique pour tous les faisceaux utilisés. La moins bonne reproductibilité est obtenue pour des mesures réalisées avec le dosimètre de Fricke pour la dose de 5 Gy (0.6%). Pour un faisceau considéré, la moyenne de l'ensemble des coefficients de variation est égale 0,4 % pour le dosimètre de Fricke et 0.3 % pour le dosimètre FBX et caractérise la reproductibilité moyenne du dosimètre pour la mesure de dose.

• ***Reproductibilité à long terme du dosimètre de Fricke***

La reproductibilité (stabilité) à long terme est obtenue à partir des mesures de l'absorbance effectuées sur diverses solutions de Fricke, préparées à des différentes dates, en utilisant les mêmes procédures de dosimétrie. La Figure 4.10 montre les résultats des mesures réalisées dans le faisceau de ^{60}Co sur une période de 309 jours. L'axe des ordonnées représente la variation de l'absorbance par unité de temps d'irradiation, où le temps d'irradiation est corrigé à une date de référence (date de la première mesure) en supposant que la demi-vie de la radioactivité du ^{60}Co égale à 1925 jours [56]. Toutes les mesures montrées dans la Figure 4.10 sont comprises dans la plage de $\pm 0,2\%$ de la sensibilité moyenne. Les barres d'erreur représentent la déviation standard de chaque série de mesures. La ligne continue symbolise la moyenne de l'ensemble des données. Les lignes en pointillées représentent les valeurs qui sont à $\pm 0,2\%$ de la moyenne.

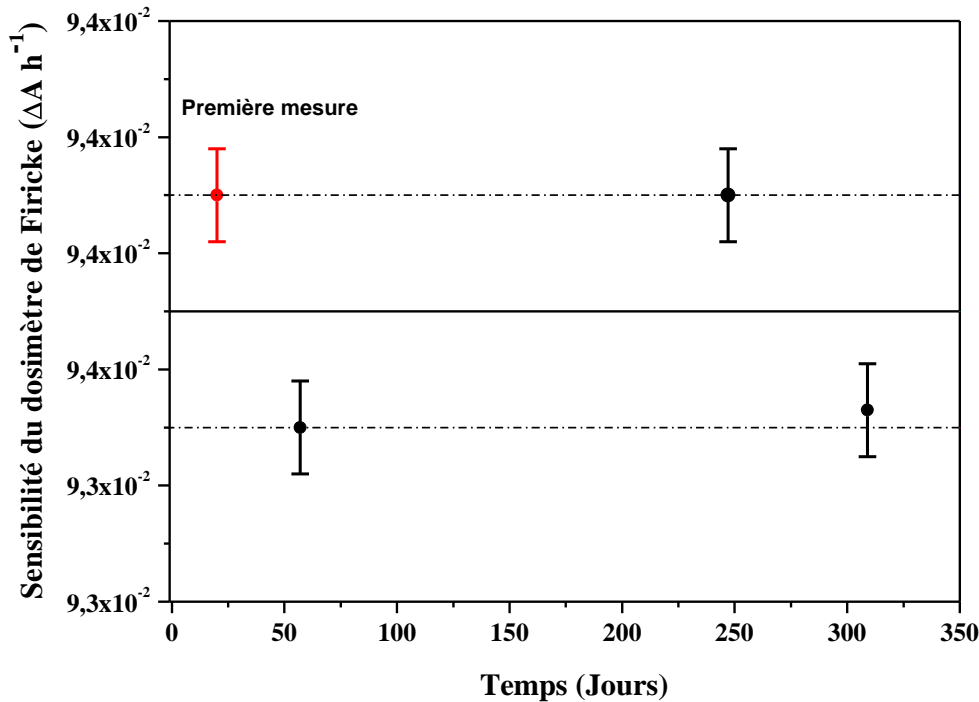


Figure 4.10. Stabilité à long terme du dosimètre de Fricke.

4.2.2.4. Dépendance énergétique du dosimètre chimique

La dépendance en énergie de la réponse du dosimètre chimique a été évaluée au moyen du facteur d'étalonnage dans l'eau $N_e = D_e / \Delta A$, où D_e est la dose absorbée dans l'eau mesurée avec la chambre d'ionisation, et ΔA la différence en absorbance entre la solution irradiée et non irradiée du dosimètre chimique. Le facteur d'étalonnage N_e est déduit des courbes d'étalonnage présentées précédemment, il est égal à $1/a$ où a représente le coefficient directeur de la courbe considérée. Pour l'ensemble des énergies des électrons et des photons utilisées, nous avons tracé N_e en fonction de l'énergie. Pour générer cette courbe, les énergies des rayons X sont converties du potentiel accélérateur aux énergies effectives, les faisceaux 6 MV et 18 MV deviennent 2.2 MeV et 6.2 MeV respectivement [57].

Les données normalisées par rapport à la moyenne de l'ensemble des mesures sont présentées dans les Figures 4.11 et 4.12 pour les dosimètres de Fricke et FBX respectivement. Nous relevons un écart à la moyenne maximum de 1% quelle que soit l'énergie des photons et d'électrons dans la gamme étudiée pour les deux détecteurs. Nous pouvons donc conclure que dans la gamme d'énergie utilisée en radiothérapie, la réponse des deux dosimètres, ne dépend pas de l'énergie des électrons et des photons.

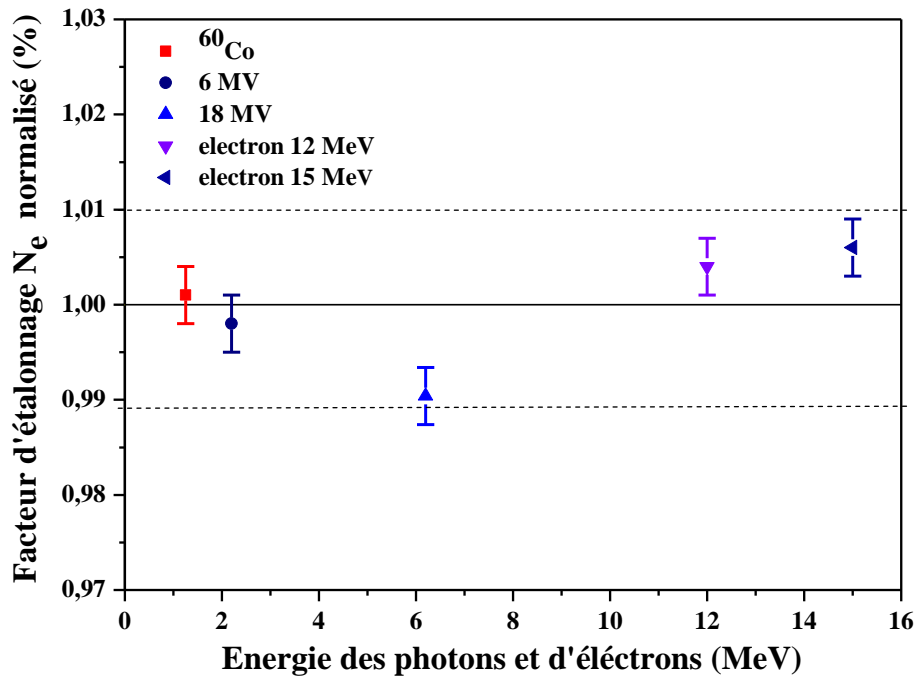


Figure 4.11. Variation du coefficient d'étalonnage N_e avec l'énergie des photons et d'électrons pour le dosimètre de Fricke. Les barres d'erreur représentent une fois la déviation standard.

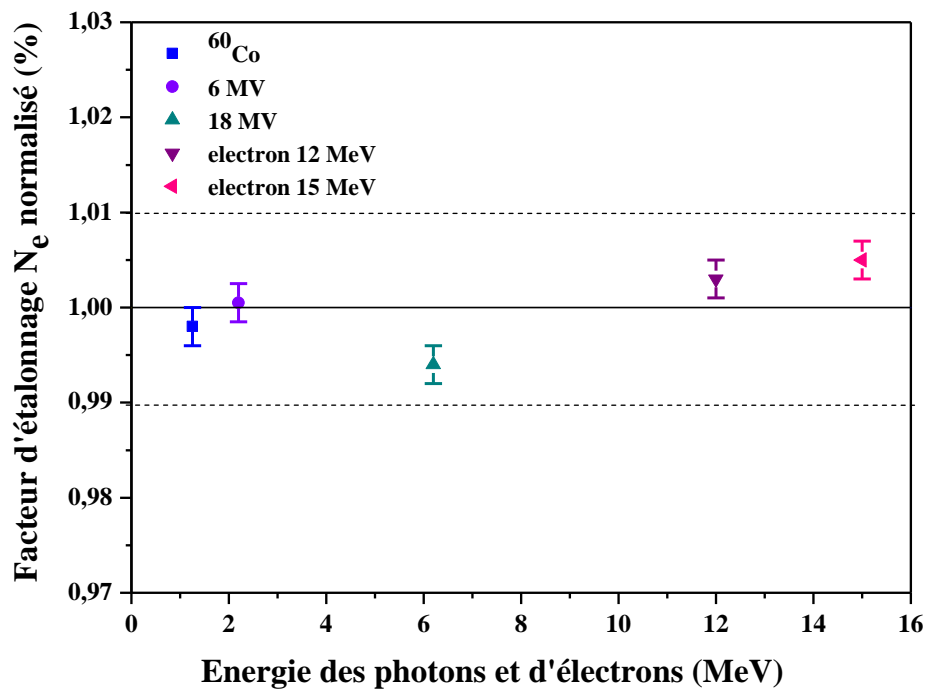


Figure 4.12. Variation du coefficient d'étalonnage N_e avec l'énergie des photons et des électrons pour le dosimètre FBX. Les barres d'erreur représentent une fois la déviation standard.

4.2.2.5. Dépendance du débit de dose du dosimètre chimique

D'un point de vue clinique, il est important que la réponse d'un dosimètre soit non dépendante du débit de dose. Dans le but d'évaluer cette exigence, des irradiations aux photons de Cobalt 60 ont été réalisées dans la gamme des valeurs de débit de dose disponible 60, 80, 100 $\text{cGy}\cdot\text{mn}^{-1}$. La dose délivrée au point de mesure est de 5 Gy. Les données sont normalisées par rapport à la moyenne de l'ensemble des mesures et sont présentées dans les Figures 4.13 et 4.14 pour les dosimètres de Fricke et FBX, respectivement. Ces résultats permettent de conclure que les deux dosimètres ne dépendent pas du débit de dose dans la gamme utilisée puisque l'écart à la moyenne n'excède pas $\pm 1\%$ pour les deux détecteurs.

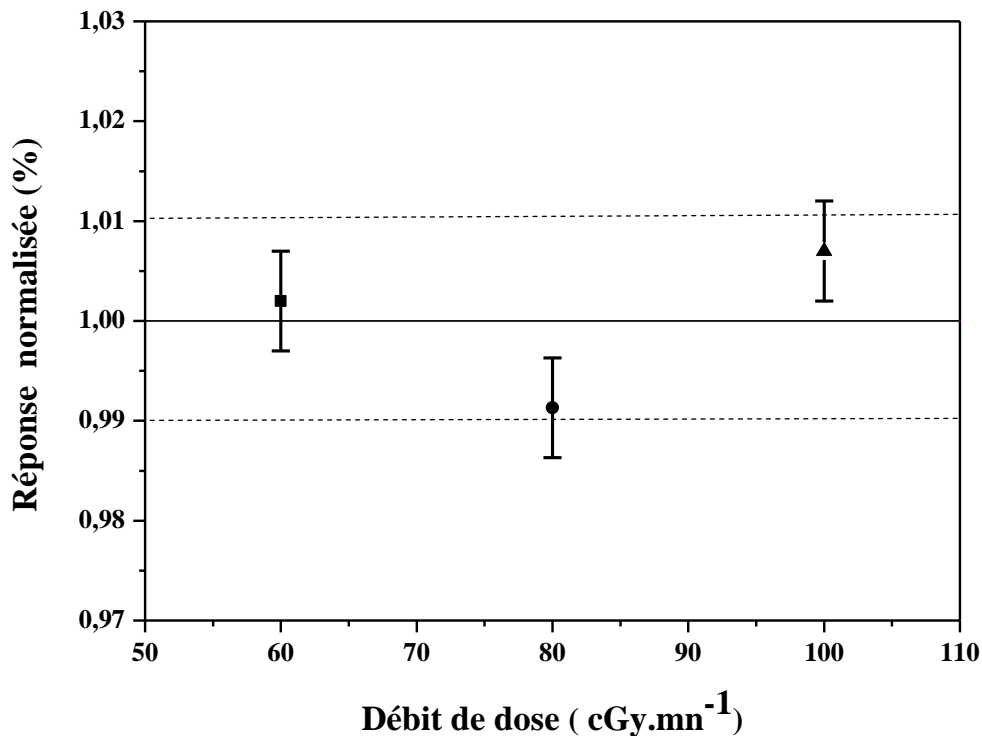


Figure 4.13. Influence du débit de dose sur la réponse du dosimètre de Fricke. La ligne droite symbolise la moyenne de toutes les données. Les barres d'erreur affichées sur l'axe des y représentent la dispersion des points expérimentaux.

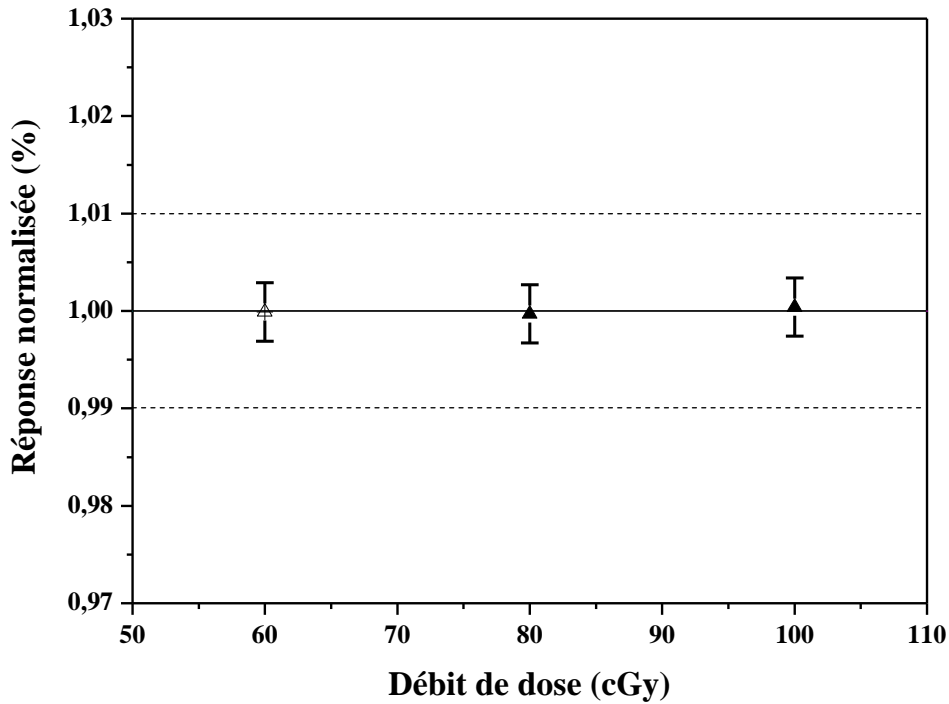


Figure 4.14. Influence du débit de dose sur la réponse du dosimètre FBX. La ligne droite symbolise la moyenne de toutes les données. Les barres d'erreur affichées sur l'axe des y représentent la dispersion des points expérimentaux.

4.2.2.6. Stabilité de la réponse du dosimètre chimique

i. Dosimètre de Fricke

Des solutions aqueuses de Fricke non irradiée et irradiée ont été stockées jusqu'à 30 jours à l'abri de la lumière sous la température ambiante et évaluées immédiatement après la préparation à des intervalles de temps réguliers. Les réponses relatives sont illustrées dans les Figures 4.15 et 4.16 respectivement. Au vu des résultats obtenus, les solutions de Fricke irradiées et non irradiées peuvent être stockées pour de longues périodes sans aucune modification de leurs caractéristiques. Ces résultats indiquent que ce n'est pas nécessaire de préparer une solution fraîche pour chaque expérience.

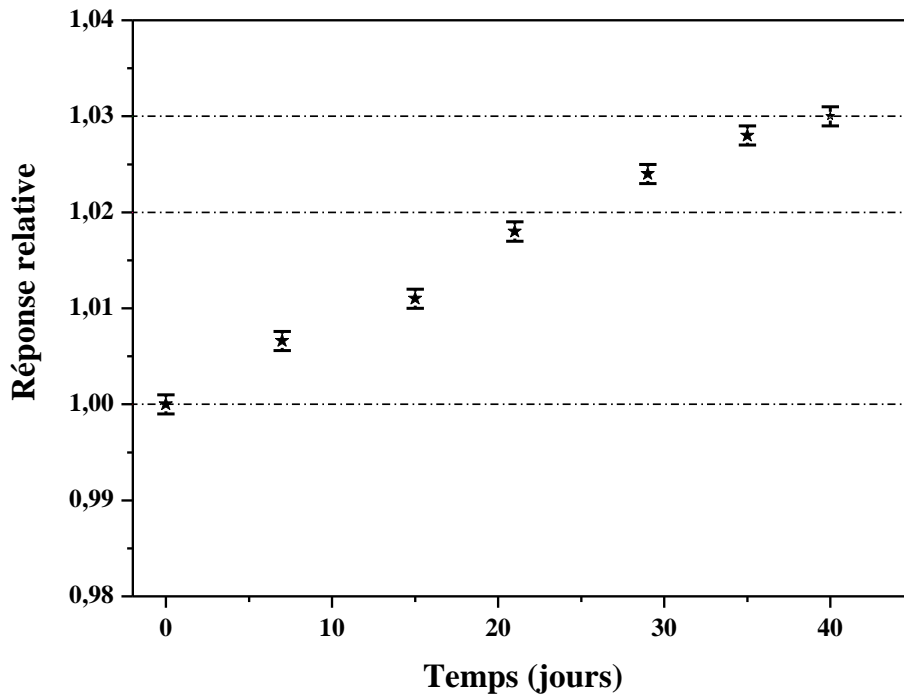


Figure 4.15. Réponse relative obtenue avec la solution de Fricke non irradiée évaluée immédiatement après la préparation.

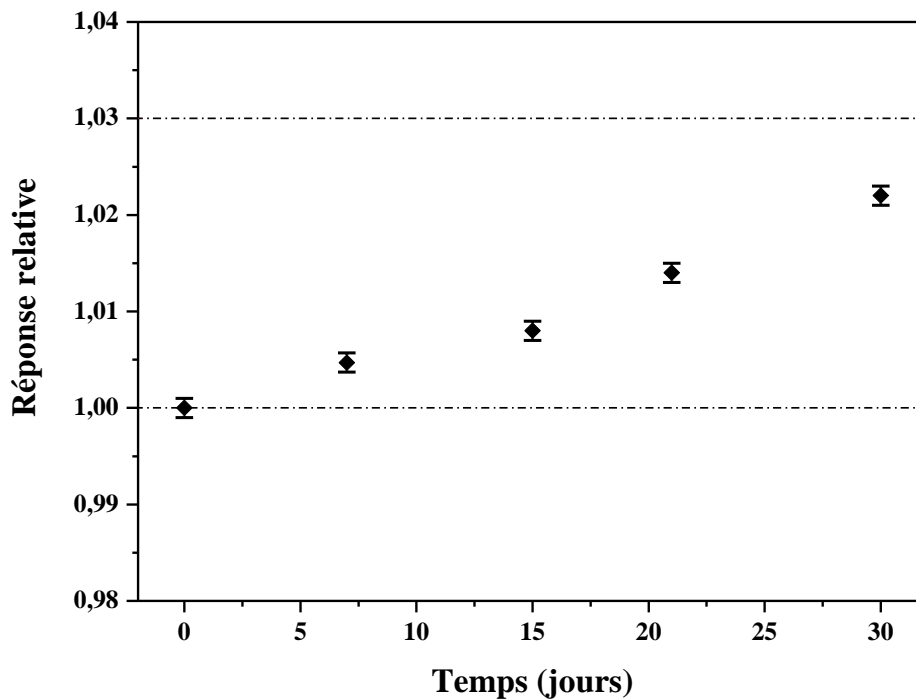


Figure 4.16. Réponse relative obtenue avec la solution de Fricke irradiée évaluée immédiatement après l'irradiation.

ii. Dosimètre FBX

Les solutions FBX non irradiée et irradiée, ont été maintenues et évaluées dans les mêmes conditions que pour la solution de Fricke. Les réponses relatives sont illustrées dans les Figures 4.17 et 4.18, respectivement. Les résultats obtenus ont montré que les solutions sont stables pour de courtes périodes d'environ une semaine.

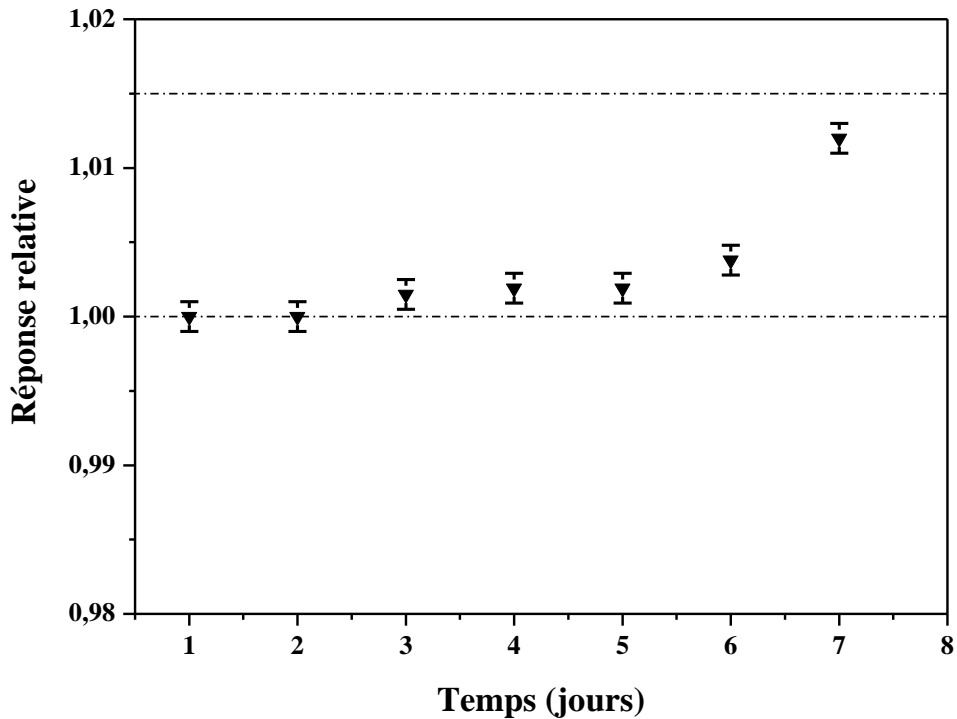


Figure 4.17. Réponse relative obtenue avec la solution FBX non irradiée et évaluée immédiatement après l'irradiation.

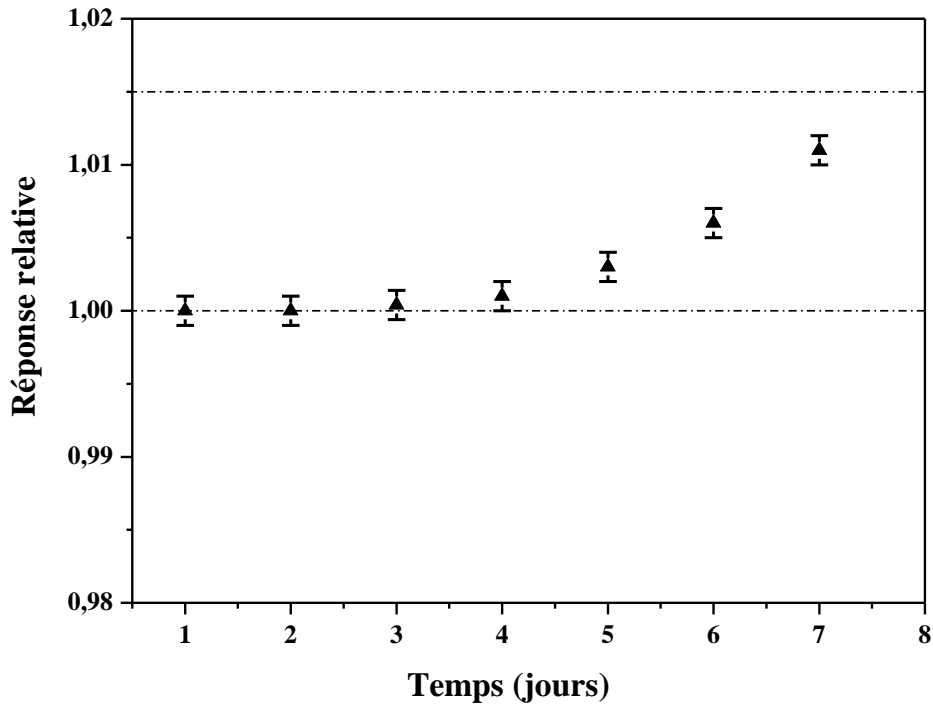


Figure 4.18. Réponse relative obtenue avec la solution FBX irradiée et évaluée immédiatement après l’irradiation.

4.3. Détermination du rendement radiochimique $G(\text{Fe}^{3+})$

4.3.1. Méthode appliquée

La valeur du rendement radiochimique $G(\text{Fe}^{3+})$ est déterminée au point de mesure dans l’eau, défini dans les conditions standards. Cette donnée est obtenue à partir des résultats des mesures ionométriques et chimiques. La démarche suivie est la suivante :

– Pour les faisceaux de photons et d’électrons de haute énergie la dose absorbée dans l’eau, D_e , moyennée sur le volume occupé par la solution du dosimètre de Fricke est donnée par la relation explicitée au chapitre 2 dans le paragraphe 2.4.4.2, que nous rappelons ci-dessous :

$$D_e = \frac{1}{G(\text{Fe}^{3+})} \times \frac{\Delta A}{\varepsilon_\lambda(\text{Fe}^{3+}) \times \rho \times \ell} \times f \times k_p \quad (4.1)$$

– La valeur de la dose absorbée de référence dans l’eau $D_{e,\text{réf}}$ au point considéré, est déterminée avec la chambre d’ionisation.

– En assimilant la dose absorbée D_e dans l'eau à la dose absorbée de référence $D_{e,ref}$ dans l'eau nous calculons $G(Fe^{3+})$ dans l'équation (4.1), Soit :

$$G(Fe^{3+}) = \left[\frac{\Delta A}{D_{e,ref}} \right] \times \frac{1}{\epsilon_{\lambda}(Fe^{3+}) \times \rho \times \ell} \times f \times k_{paroi} \quad (4.2)$$

4.3.2. Détermination des facteurs de correction f et k_p

Les facteurs de correction f et k_{paroi} introduits dans l'équation 4.2 sont obtenus par des simulations Monte Carlo, pour les photons [9] et pour les électrons [58].

Les résultats des simulations indiquent que le facteur f est pratiquement constant dans la plage d'énergies considérée pour les photons ($f = 1.003$) et pour les électrons ($f = 1.0044$). Tandis que le facteur k_{paroi} est dépendant de l'énergie du faisceau de rayonnement incident et de la géométrie du détecteur. Les données disponibles dans les références cités ci-dessus pour ces facteurs de correction se réfèrent à des dosimètres identiques a notre dosimètre pour la forme, les dimensions et l'épaisseur de la paroi. Par conséquent, nous avons déduit le facteur de correction k_{paroi} , pour notre dosimètre et pour nos énergies, en interpolant les données publiées dans ces bibliographies

4.3.2.1. Détermination du facteur de correction k_{paroi}

Cas des photons

Une représentation graphique des valeurs du facteur de correction publiées dans la Réf. [9] se trouve à la Figure 4.19. Cette illustration nous indique la variation du facteur k_{paroi} en fonction de l'indice de qualité (RTF_{10}^{20}) caractérisant les faisceaux de photons.

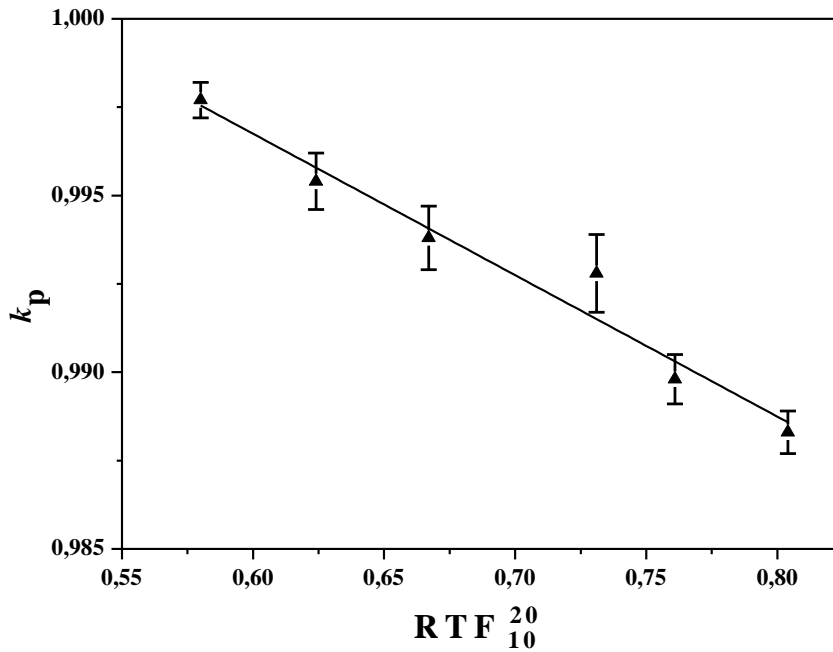


Figure 4.19. Variation du facteur k_{paroi} en fonction du (RTF_{10}^{20})

On remarque sur la Figure 4.19 que le facteur k_{paroi} est linéaire par rapport à l'indice de qualité RTF_{10}^{20} . La relation qui décrit k_{paroi} (RTF_{10}^{20}) dans l'intervalle d'énergies considéré est obtenue par régression linéaire soit:

$$k_{\text{paroi}} = - 0.04002 RTF_{10}^{20} + 1.02076 \quad (4.3)$$

Connaissant l'indice de qualité RTF_{10}^{20} des faisceaux de photons que nous avons utilisé (voir Tableau 3.1 au chapitre 3) et avec l'équation 4.3, nous pouvons déterminer le facteur de correction k_{paroi} associé à notre dosimètre. Les résultats obtenus se trouvent dans le Tableau 4.9.

Faisceau	RTF_{10}^{20}	f	k_{paroi}
⁶⁰ Co	0.573	1.0030	0.9978
6 MV	0.664	1.0030	0.9942
18 MV	0.784	1.0030	0.9894

Tableau 4.9. Facteurs de correction f et k_p pour les faisceaux de photons.

Cas des électrons

Une représentation graphique des valeurs du facteur de correction k_{paroi} publiées dans la Réf.[58] se trouve à la Figure 4.20. Cette illustration nous indique la variation du facteur k_{paroi} en fonction de l'indice de qualité R_{50} .

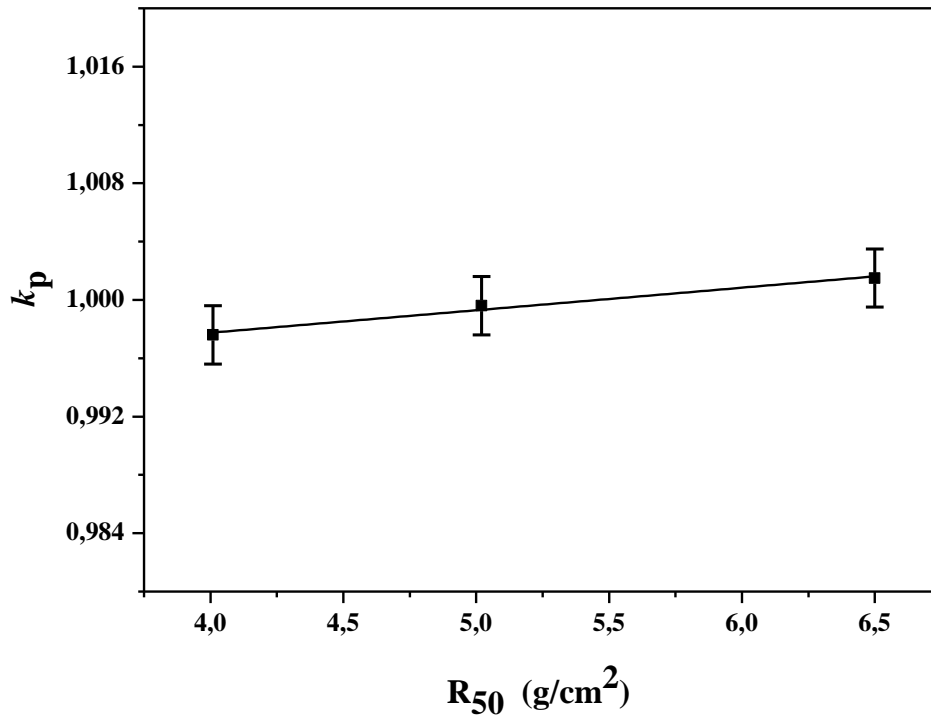


Figure 4.20. Variation du facteur de correction k_p en fonction du R_{50} .

On constate sur la Figure 4.20 que le facteur k_p est linéaire par rapport à l'indice de qualité R_{50} . La relation qui décrit k_p (R_{50}) dans l'intervalle d'énergies considéré est obtenue par régression linéaire soit:

$$k_{\text{paroi}} = 0.00155 R_{50} + 0.9916 \quad (4.4)$$

Connaissant les valeurs de l'indice de qualité R_{50} (voir Tableau 3.1 au chapitre 3) des faisceaux d'électrons que nous avons utilisé et avec l'équation (4.4), nous pouvons évaluer le facteur de correction k_{paroi} associé à notre dosimètre. Ces résultats sont présentés dans le Tableau 4.10.

Faisceau	R_{50} (g. cm ⁻²)	f	k_p
12 MeV	5.074	1.0044	0.9995
15 MeV	6.474	1.0044	1.0016

Tableau 4.10. Facteurs de correction f et k_p pour les faisceaux d'électrons.

4.3.3. Valeurs de $G(\text{Fe}^{3+})$

La valeur du rendement radiochimique $G(\text{Fe}^{3+})$ des dosimètres de Fricke et FBX est exprimée par la relation (4.2). Chacun des facteurs entrant dans la relation (4.2) est explicité dans les Tableaux 4.11 et 4.12 pour les dosimètres de Fricke et FBX respectivement.

Le facteur $\left[\frac{\Delta A}{D_{e,\text{réf}}} \right]$ dans la relation (4.2) prend en compte les mesures ionométriques et chimiques et il est exprimé par la pente de la courbe d'étalonnage pour chaque faisceau de rayonnement (Tableau 4.5).

Faisceau	k_p	f	ρ (kg.m ⁻³)	ℓ (m)	$\Delta A/D_{e,\text{réf}}$ (Gy ⁻¹)	$\varepsilon(\text{Fe}^{3+})$ (m ² .mol ⁻¹)	$G(\text{Fe}^{3+})$ ($\mu\text{mol.J}^{-1}$)	$\varepsilon G(\text{Fe}^{3+})$ (cm ² J ⁻¹)
⁶⁰ Co	0.9978	1.0030	1024	0.01	0.00360	220.1	1.598	3.517
6 MV	0.9942	1.0030	''	''	0.00361	''	1.597	3.515
18 MV	0.9894	1.0030	''	''	0.00364	''	1.603	3.528
12 MeV	0.9996	1.0044	''	''	0.00359	''	1.599	3.519
15 MeV	1.0020	1.0044	''	''	0.00358	''	1.598	3.517
moyenne de $\varepsilon G(\text{Fe}^{3+}) = 3.519$								

Tableau 4.11. Valeurs du rendement radiochimique $G(\text{Fe}^{3+})$ du dosimètre de Fricke.

Faisceau	k_p	f	ρ (kg.m^{-3})	ℓ (m)	$\Delta A/D_{e,\text{ref}}$ (Gy^{-1})	$\varepsilon(\text{Fe}^{3+})$ ($\text{m}^2.\text{mol}^{-1}$)	$G(\text{Fe}^{3+})$ ($\mu\text{mol.J}^{-1}$)	$\varepsilon G(\text{Fe}^{3+})$ ($\text{cm}^2 \text{J}^{-1}$)
^{60}Co	0.9978	1.0030	1010	0.01	0.0830	1474	5.580	82.02
6 MV	0.9942	1.0030	“	“	0.0828	“	5.546	81.75
18 MV	0.9894	1.0030	“	“	0.0833	“	5.552	81.61
12 MeV	0.9996	1.0044	“	“	0.0826	“	5.570	81.88
15 MeV	1.0020	1.0044	“	“	0.0824	“	5.570	81.88
moyenne de $\varepsilon G(\text{Fe}^{3+}) = 82.002$								

Tableau 4.12. Valeurs du rendement radiochimique $G(\text{Fe}^{3+})$ du dosimètre FBX.

4.3.4. Comparaison aux valeurs publiées

Les déterminations de $G(\text{Fe}^{3+})$ étant basées sur des mesures spectrophotométriques à la même longueur d'onde λ , les valeurs obtenues sont directement fonction des valeurs utilisées pour le coefficient d'extinction molaire $\varepsilon(\text{Fe}^{3+})$. Afin de s'affranchir des erreurs systématiques sur les valeurs de ce paramètre, il est préférable de considérer les valeurs des produits $\varepsilon(\text{Fe}^{3+}) G(\text{Fe}^{3+})$ au lieu de la valeur du rendement radiochimique seule soit :

Cas du dosimètre de Fricke

- La valeur du produit $\varepsilon(\text{Fe}^{3+}) G(\text{Fe}^{3+})$ à comparer à la valeur de $3.52 \text{ cm}^2.\text{J}^{-1}$ publiée dans l'ICRU [59, 8] pour les faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie est donc, avec la valeur du coefficient d'extinction molaire utilisée $220.1 \text{ m}^2.\text{mol}^{-1}$

$$\varepsilon(\text{Fe}^{3+}) G(\text{Fe}^{3+}) = 3.519 \text{ cm}^2. \text{J}^{-1}$$

Notre résultat comparé à la valeur publiée s'écarte d'environ de 0.03 %.

- La valeur du produit $\varepsilon(\text{Fe}^{3+}) G(\text{Fe}^{3+})$ à comparer à la valeur de $3.506 (\pm 0.012) \text{ cm}^2.\text{J}^{-1}$ publiée par Klassen *et al.*, 1999 [37] pour le ^{60}Co est:

$$\varepsilon(\text{Fe}^{3+}) G(\text{Fe}^{3+}) = 3.517 (\pm 0.028) \text{ cm}^2 \text{J}^{-1}$$

Notre résultat comparé à la valeur publiée s'écarte de 0.3 %.

Cas du dosimètre FBX

La valeur du produit $\varepsilon G(\text{Fe}^{3+})$ à comparer à la valeur de $82.07 (\pm 0.46) \text{ cm}^2 \cdot \text{J}^{-1}$ publiée par Bhat.N. et al. [54] pour le ^{60}Co est donc, avec la valeur du coefficient d'extinction molaire utilisée ($1474 \text{ m}^2 \cdot \text{mol}^{-1}$) :

$$\varepsilon G(\text{Fe}^{3+}) = 82.20 (\pm 0.67) \text{ cm}^2 \cdot \text{J}^{-1}$$

Notre résultat comparé à la valeur publiée s'écarte de 0.2 %.

4.4. Incertitudes représentatives de mesure

Dans le cadre de ce travail, les recommandations proposées dans le guide ISO pour l'expression des incertitudes de mesure [60], ont été appliquées pour évaluer les incertitudes de mesure pour chaque paramètre que nous avons déterminé, à savoir :

- le coefficient d'extinction molaire ε_λ ,
- la dose absorbée de référence,
- le rendement radiochimique $G(\text{Fe}^{3+})$.

Selon cette référence, dans le cas de mesure d'une grandeur physique deux sources d'incertitudes sont à considérer :

- des incertitudes dites « statistiques » classées en catégorie A : $i_A = s(\sigma)/\sqrt{n}$.
- des incertitudes dites « systématiques » classées en catégorie B : $u_B = a/\sqrt{3}$.
- l'incertitude globale s'obtient par la combinaison quadratique de toutes les incertitudes élémentaires type A et type B.

La description détaillée de ces recommandations est donnée dans l'annexe B.

4.4.1. Incertitude sur le coefficient d'extinction molaire ε_λ

Le coefficient d'extinction molaire peut être exprimé par la relation suivante:

$$\varepsilon(\text{Fe}^{3+}) = \frac{\Delta A \times k_{T_{\text{lec}}}}{C \times \ell}$$

Comme $\varepsilon(\text{Fe}^{3+})$ est un produit ou quotient de différents paramètres et que ces paramètres ont été estimés de manière indépendante, l'incertitude type relative sur $\varepsilon(\text{Fe}^{3+})$ est obtenue par la somme quadratique des incertitudes relatives des différents paramètres.

$$\frac{u(\varepsilon)}{\varepsilon} = \sqrt{\frac{u(\Delta A)^2}{\Delta A} + \frac{u(\ell)^2}{\ell} + \frac{u(k_{\text{Tlec}})^2}{k_{\text{Tlec}}}}$$

Les incertitudes des paramètres suivants ont été analysées dans le dispositif de mesure pour la mesure du coefficient d'extinction molaire.

• **Lecture des absorbances**

Les incertitudes des paramètres suivants ont été considérées lors de la lecture d'absorbances.

- **Reproductibilité.** Incertitude de type A déduite d'une série de 4 mesures indépendantes de l'absorbance, elle est d'ordre de 0.01%.
- **Justesse de l'appareil de mesure.** Le manuel d'utilisation du fournisseur joint au spectrophotomètre en donne deux valeurs :
 - 0.2 nm (justesse en longueur d'onde). En supposant une distribution uniforme, nous avons évalué une valeur d'incertitude de 0.11 nm. L'incertitude relative type B associée est de 0.04 % ($\lambda = 303$ nm).
 - 0.002 AU (justesse en absorbance valeur limite égale à 1). En assumant une distribution uniforme, l'incertitude relative type B est de 0.1 %.
- **Résolution de l'appareil de mesure.** La résolution de l'appareil est égale à 0.24 nm. Avec la loi uniforme la valeur de l'incertitude est 0.13 nm. L'incertitude relative type B correspondante est 0.043 % ($\lambda = 303$ nm).

• **Facteur de correction pour température k_{Tlec}**

Les lectures de la température ont été faites avec le thermomètre placé directement dans la solution lors des mesures des absorbances. La valeur de la température au moment des mesures est de 22°C. L'incertitude sur le facteur de correction pour température provient de :

- **Résolution.** La résolution du thermomètre est 0.1°C. En supposant une distribution uniforme, l'incertitude est de 0.06°C. L'incertitude relative type B correspondante est évaluée à 0.02 %.

➤ **Certificat d'étalonnage.** Selon le certificat d'étalonnage du thermomètre, l'erreur associée à la gamme de valeurs des températures (10-50 °C) est 0.2 °C. En supposant une distribution uniforme, nous avons évalué l'incertitude à 0.1. L'incertitude-type relative B associée est 0.03 %.

• **Longueur du chemin optique.** La longueur du chemin optique est estimée à 10 mm ± 0.01 mm (prospectus). En supposant une distribution uniforme, nous avons évalué une valeur d'incertitude de 0.006 mm. L'incertitude relative type B associée est 0.06 %.

Le bilan des incertitudes-types associées à $\varepsilon(\text{Fe}^{3+})$ est donné dans le Tableau 4.13

Sources d'incertitude	Incertitude relative (%)	
	Type A	Type B
Mesure d'absorbance	0.01	
- Reproductibilité		
- Résolution de l'instrument		0.04
- Absorbance		0.10
- Longueur d'onde		0.04
Mesure de température		
- Résolution du thermomètre		0.02
- Etalonnage du thermomètre		0.03
Longueur du chemin optique		0.06
Incertitude type combinée (%)	0.13	
Incertitude élargie (%) (k = 1)	0.13	

Tableau 4.13. Incertitude relative combinée sur le coefficient d'extinction molaire.

4.4.2. Incertitude sur la dose absorbée de référence mesurée dans l'eau au ^{60}Co

Les incertitudes à prendre en compte lors de la détermination de la dose absorbée dans l'eau au point de référence peuvent être réparties comme suit :

• Lecture de la charge

- **Reproductibilité.** Pour la mesure de la charge, une série de 10 lectures est effectuée. L'incertitude type relative A a été évaluée à partir de la déviation standard de la moyenne, elle est de l'ordre de 0.015 %.
- **Résolution de l'instrument de mesure.** La résolution de l'instrument de référence (électromètre) est égale à 0.02 %. En supposant une distribution uniforme, l'incertitude type relative B est 0.01 %.
- **Courant de fuite.** Pour les chambres d'ionisation de niveau thérapeutique le courant de fuite est inférieur à 0.1 % [61]. En supposant une loi uniforme, l'incertitude type relative B attribuée au courant de fuite est prise égale à 0.06 %.

• Stabilité à long terme

La réponse de la chambre de référence pourrait avoir légèrement changée au fil du temps depuis le dernier étalonnage. Il est donc recommandé de vérifier la stabilité de la chambre de référence périodiquement au moyen des séries de mesures en utilisant une source de contrôle. Les résultats de mesure de cet essai pour l'étalon secondaire ont conduit à une incertitude d'environ 0.2 %. En supposant une loi uniforme, l'incertitude type relative B associée est 0.1 %.

• Facteur de correction pour température

Les lectures de la température sont faites avec le thermomètre placé dans le fantôme d'eau, la valeur moyenne de la température durant l'irradiation est de 21 °C. Pour évaluer l'incertitude sur le facteur de correction pour la température nous avons considéré les sources d'erreur suivantes :

- **Résolution du thermomètre.** La résolution du thermomètre utilisé pour la mesure de la température est égale 0.1°C. En supposant une loi uniforme nous avons estimé une incertitude de 0.06 °C. L'incertitude relative type B associée est de 0.02%
- **Étalonnage du thermomètre.** Selon le certificat d'étalonnage, l'erreur associée dans la gamme de températures (10 - 50 °C) est 0.2°C. Avec une distribution uniforme nous avons calculé une incertitude de 0.1 °C. L'incertitude relative type B correspondante est 0.04 %.
- **Différence de température.** La différence entre la température mesurée par le thermomètre et la température à l'intérieur de la cavité d'air est estimée à moins de

0,3°C [62]. Avec la loi uniforme, l'incertitude relative type B correspondante a été évaluée à 0.06 %.

• **Facteur de correction pour pression**

L'incertitude sur le facteur de correction pour pression provient de :

- **Résolution du baromètre.** La résolution du baromètre utilisé pour la mesure de la pression est égale 0.005 kPa. En supposant une loi uniforme nous avons estimé une incertitude de 0.003 kPa. L'incertitude type relative B correspondante est de 0.003% (Pression = 102.4 kPa).
- **Étalonnage du baromètre.** La pression est mesurée avec un baromètre classique digital. Comparé avec un baromètre étalon, ses lectures sont à ± 0.002 %. Avec la loi uniforme, l'incertitude type relative B a été évaluée à 0.001 %.

• **Positionnement du fantôme à la distance source surface**

Une erreur 1 mm a été prise en considération lors du positionnement du fantôme à la distance source surface (DSS) de 80 cm. En considérant une loi uniforme, l'incertitude sur la DSS est de 0.06 cm. En appliquant la loi de l'inverse carré des distances ($1/d^2$), l'incertitude relative type B associée au positionnement du fantôme a été évaluée à 0.1%.

• **Positionnement du dosimètre à la profondeur de référence**

Une erreur de 0.5 mm a été estimée lors du positionnement de la chambre d'ionisation à la profondeur de référence. En supposant une loi uniforme, une incertitude de 0.06 mm, a été évaluée. En tenant compte de la variation de la dose relative en profondeur de 0.6 % /mm [61], l'incertitude relative type B assignée à ce paramètre est 0.04 %.

• **Coefficient d'étalonnage $N_{D,e}$**

Le coefficient d'étalonnage pour la chambre d'ionisation a été fourni par le laboratoire de dosimétrie de l'AIEA avec une incertitude standard relative de 0.5 %. Cette incertitude a été reportée comme incertitude relative type B.

• **Coefficient d'étalonnage k_{elec}**

L'étalonnage de l'électromètre que nous avons utilisé a été réalisé au moyen d'une source électrique étalon. Les résultats d'étalonnage ont indiqué que le facteur k_{elec} est égal à $1 \pm 0.2\%$. En supposant une loi uniforme, l'incertitude type relative B est estimée à 0.1%.

Le Tableau 4.14 récapitule les valeurs d'incertitude des différentes composantes analysées.

Sources d'incertitude	Incertitude relative (%)	
	Type A	Type B
Coefficient d'étalonnage de la chambre		0.50
Etalonnage de l'électromètre		0.1
Mesure de la charge - Lecture /reproductibilité - Résolution de l'instrument - Courant de fuite - Stabilité à long terme	0.015	0.01 0.06 0.10
Facteur de correction pour température - Résolution du thermomètre - Etalonnage du thermomètre - T° diff.entre cavité et l'eau		0.02 0.04 0.06
Facteur de correction pour la pression - Résolution du baromètre - Etalonnage du thermomètre		0.003 0.001
Conditions de référence - Distance/positionnement - Mesure de la profondeur de référence		0.10 0.04
Incertitude type combinée (%)		0.54
Incertitude élargie (k = 1) (%)		0.54

Tableau 4.14. Incertitude relative combinée sur la dose absorbée dans l'eau mesurée avec la chambre d'ionisation dans le faisceau de ^{60}Co .

4.4.3. Incertitudes sur le rendement radiochimique G (Fe^{3+})

L'incertitude combinée relative $u(G(\text{Fe}^{3+}))/G(\text{Fe}^{3+})$ sur la valeur du rendement radiochimique G (Fe^{3+}) est obtenue par la somme quadratique des incertitudes des différents paramètres entrants dans la relation (4.2). Elle est exprimée par la relation suivante:

$$\frac{u(G)}{G} = \sqrt{\left[\frac{u(\Delta A)}{\Delta A}\right]^2 + \left[\frac{u(k_{\text{Tlec}})}{k_{\text{Tlec}}}\right]^2 + \left[\frac{u(k_{\text{Tirr}})}{k_{\text{Tirr}}}\right]^2 + \left[\frac{u(\ell)}{\ell}\right]^2 + \left[\frac{u(D_e)}{D_e}\right]^2 + \left[\frac{u(\varepsilon)}{\varepsilon}\right]^2 + \left[\frac{u(F_Q)}{F_Q}\right]^2}$$

- **Lecture de l'absorbance**

- **Reproductibilité :** Incertitude type relative A évaluée à partir d'une analyse statistique de la série des écarts types des différentes séries de mesures. Elle est évaluée à 0.2%.
- **Résolution et justesse de l'appareil de mesure.** L'incertitude relative type B associée à ces paramètres est évaluée à 0.1%.

- **Facteur de correction pour température de lecture.**

Les lectures de la température ont été faites avec le thermomètre placé directement dans la solution lors des mesures des absorbances. L'incertitude relative type B sur le facteur de correction pour température a été évaluée à 0.05 %. Elle provient des incertitudes estimées sur la résolution (0.02 %.) et sur l'étalonnage du thermomètre (0.04%) calculées ci-dessus.

- **Facteur de correction pour température d'irradiation**

Les lectures de la température ont été faites avec le thermomètre placé directement dans l'eau lors des irradiations des dosimètres de Fricke. La valeur moyenne de la température durant l'irradiation est de 20 °C

L'incertitude sur le facteur de correction pour température provient de :

- **Résolution du thermomètre.** La résolution du thermomètre utilisé pour la mesure de la température est égale 0.1°C. En supposant une loi uniforme nous avons estimé une incertitude de 0.06 °C. L'incertitude type relative B associée est de 0.02%.
- **Certificat d'étalonnage.** Selon le certificat d'étalonnage, l'erreur associée dans la gamme de températures (10 - 50 °C) est 0.2 °C. Avec une distribution uniforme nous avons calculé une incertitude de 0.1 °C. L'incertitude type relative B correspondante est 0.04 %.

- **Mesure de la dose absorbée de référence dans l'eau, D_e**

L'incertitude type combinée sur la dose absorbée dans l'eau, évaluée à 0.54 % présentée au Tableau 4.14 est reportée comme incertitude relative type B.

- **Mesure du coefficient d'extinction molaire $\epsilon(\text{Fe}^{3+})$**

L'incertitude type combinée sur la valeur du coefficient d'extinction molaire $\epsilon(\text{Fe}^{3+})$ évaluée à 0.15 % présentée au Tableau 4.13 est reportée comme incertitude relative type B.

- **Mesure de la densité volumique ρ**

Une incertitude relative type B sur la mesure de la densité optique de la solution de Fricke a été estimée à 0.05 % [63].

- **Longueur du chemin optique**

Il est porté dans le prospectus une erreur de 0.01 mm sur la longueur du chemin optique. Avec la loi uniforme, l'incertitude type relative B a été évaluée à 0.06%.

- **Facteurs de corrections f et k_p**

Les facteurs de correction f et k_p introduits dans l'équation (4.2) sont obtenus grâce à des simulations Monte Carlo. L'incertitude statistique type A des simulations Monte Carlo sur le produit des deux facteurs est de 0.07 % pour le ^{60}Co et de 0.2% pour les photons et électrons de haute énergie, tandis que l'incertitude type B est de 0.5% pour tous les faisceaux [12-13]

- **Positionnement du fantôme à la distance source surface**

L'incertitude sur le positionnement du fantôme à la distance source fantôme (80 cm) lors des irradiations des dosimètres de Fricke, a été évaluée de la même manière que pour la chambre d'ionisation. En conséquence, l'incertitude relative type B de 0.1% a été considérée.

- **Positionnement du dosimètre de Fricke à la profondeur de référence**

L'incertitude sur le positionnement du dosimètre de Fricke à la profondeur de référence, a été évaluée de la même manière que pour la chambre d'ionisation. En conséquence, l'incertitude type relative B de 0.04 %.

- **Stabilité à long terme**

La stabilité à long terme du dosimètre de Fricke se caractérise par la reproductibilité du facteur d'étalonnage à long terme. Les résultats de mesure de cet essai réalisés sur une période d'environ 6 mois ont conduit à une déviation standard de 0.2 %. En supposant une loi uniforme, l'incertitude relative type B associée est de 0.1 %.

Le Tableau 4.15 récapitule les valeurs d'incertitude des différentes composantes analysées

Sources d'incertitude	Incertitude relative (%)	
	Type A	Type B
Mesure de la dose de référence dans l'eau		0.54
Mesure du coefficient d'absorption molaire ϵ		0.13
Mesure d'absorbance ΔA	0.2	0.10
Correction pour température d'irradiation		0.05
Correction pour température de lecture		0.04
Conditions de référence		
- Distance/positionnement		0.10
- Mesure de la profondeur de référence		0.04
Longueur du chemin optique		0.06
Densité volumique		0.05
Stabilité à long terme		0.12
Facteur de correction $f \cdot k_p$	0.07	0.5
Incertitude type combinée (%)	0.81	
Incertitude élargie ($k = 1$) (%)	0.81	

Tableau 4.15. Incertitude relative type combinée de $G(\text{Fe}^{3+})$ mesuré au ^{60}Co .

➤ La même procédure a été appliquée pour l'évaluation de l'incertitude sur $G(\text{Fe}^{3+})$ mesuré aux faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie. Ainsi les valeurs des incertitudes type combinées à un écart type trouvées sont de 1.4 % aux faisceaux de photons et de 2 % aux faisceaux d'électrons. Une estimation de l'incertitude globale sur la mesure de la dose absorbée dans l'eau avec la chambre d'ionisation et avec le dosimètre de Fricke aux faisceaux de photons et d'électrons, est donnée dans les Tableaux 4.16 et 4.17 respectivement.

Sources d'incertitude	Incertitude relative (%)	
	Type A	Type B
Coefficient d'étalonnage de la chambre		0.6
Etalonnage de l'électromètre		0.1
Mesure de la charge - Lecture /reproductibilité - Résolution de l'instrument - Courant de fuite - Stabilité à long terme	0.015	0.01 0.06 0.20
Facteur de correction pour température - Résolution du thermomètre - Etalonnage du thermomètre - T° diff.entre cavité et l'eau		0.02 0.04 0.06
Facteur de correction pour la pression - Résolution du baromètre - Etalonnage du baromètre		0.003 0.001
Conditions de référence - Distance/positionnement - Mesure de la profondeur de référence		0.10 0.04
Facteur de correction pour saturation et polarité		0.1
Photons de haute énergie		
Facteur de correction pour l'énergie k_Q		1 %
Incertitude type combinée (%)		1.2 %
Electrons de haute énergie		
Facteur de correction pour l'énergie k_Q		1.7 %
Incertitude type combinée (%)		1.8%

Tableau 4.16. Estimation de l'incertitude relative combinée sur la dose absorbée dans l'eau mesurée avec la chambre d'ionisation dans le faisceau de photons et d'électrons de haute énergie.

Sources d'incertitude	Incertitude relative (%)	
	Type A	Type B
Mesure du rendement radiochimique $G(\text{Fe}^{3+})$		0.81
Mesure du coefficient d'extinction molaire $\varepsilon(\text{Fe}^{3+})$		0.13
Mesure d'absorbance ΔA	0.2	0.10
Correction pour température d'irradiation		0.05
Correction pour température de lecture		0.05
Conditions de référence		
- Distance/positionnement		0.10
- Mesure de la profondeur de référence		0.04
Longueur du chemin optique		0.06
Densité volumique		0.05
Stabilité à long terme		0.1
Facteur de correction $f.k_p$	0.2	0.5
Dépendance énergétique		0.5
Incertitude type combinée	1.14 %	
Incertitude élargie ($k = 1$) (%)	1.14 %	

Tableau 4.17. Estimation de l'incertitude relative combinée sur la dose absorbée dans l'eau mesurée avec le dosimètre de Fricke dans le faisceau de photons et d'électrons de haute énergie.

4.5 Conclusion

L'introduction d'un dosimètre en clinique requiert une étape de caractérisation comportant un certain nombre de caractéristiques à évaluer. Ce chapitre avait pour but de réaliser cette étude. Les résultats obtenus mettent en évidence que le système de dosimétrie de Fricke présente une répétabilité et une linéarité avec la dose très satisfaisantes. La réponse ne dépend ni du débit de dose ni de l'énergie des rayonnements incidents, dans la gamme étudiée.

Par ailleurs nous avons évalué le rendement radiochimique du système de dosimétrie de Fricke dans chaque faisceau de rayonnements. Ce rendement est déterminé à partir d'une mesure par chambre d'ionisation étalonnée en termes de dose absorbée dans l'eau. Nos résultats comparés à ceux de la littérature obtenus dans des conditions similaires présentent une bonne concordance. Enfin, il apparaît que pour les faisceaux étudiés les rendements radiochimiques du système dosimétrique ne sont pas significativement différents. En pratique, cela signifie que le rendement radiochimique établi au faisceau de ^{60}Co pourrait être utilisé pour une mesure de la dose dans un faisceau de photons et d'électrons de haute énergie, à condition de prendre en compte cette différence dans le calcul d'incertitude.

Au vu du bilan d'incertitudes de mesures présenté dans les tableaux 4.16 et 4.17, nous constatons que la valeur de l'incertitude globale sur la mesure de la dose absorbée dans l'eau aux faisceaux de photons et d'électrons, mesurée avec la chambre d'ionisation (Tableau 4.16) est plus élevée (particulièrement pour les électrons) que celle obtenue avec le dosimètre de Fricke (4.17). Il apparaît que, pour les faisceaux de photons et d'électrons, le facteur k_Q est le paramètre d'influence prépondérant sur la valeur de l'incertitude globale estimée sur la dose absorbée dans l'eau mesurée avec la chambre d'ionisation.

Nous pouvons donc conclure, de par cette étude, que le système de dosimétrie de Fricke présente un intérêt pour la mesure de dose en radiothérapie. D'un point de vue pratique, ce système est relativement facile à manipuler néanmoins il demande beaucoup de précautions et de temps et nécessite un étalonnage en préalable à toute utilisation dosimétrique.

Chapitre 5

Utilisation du Dosimètre Chimique pour la Mesure des Paramètres Dosimétriques caractérisant le Faisceau de Cobalt-60

5.1. Introduction

L'utilisation des faisceaux de rayonnements ionisants en routine clinique pour le traitement des cancers requiert la définition des paramètres dosimétriques qui les caractérisent [1, 64, 65, 66]. Une combinaison appropriée de ces paramètres va nous permettre de calculer le débit de dose en n'importe quel point dans le fantôme à partir du débit de dose de référence de l'appareil de traitement. Ceux-ci incluent le rendement en profondeur (P), le Rapport Tissu-Air (RTA), le Facteur de Rétrodiffusions (FRD), le Rapport Tissu-Fantôme (RTF), le Rapport Tissu-Maximum (RTM) et le Facteur d'Ouverture Collimateur (FOC). Aujourd'hui, les chambres d'ionisation sont les détecteurs les plus utilisés pour la mesure de ces paramètres. L'objectif de ce chapitre est de proposer un autre outil de dosimétrie comme une solution alternative aux dispositifs existants. Dans le cadre de cette étude, nous avons mesuré avec le dosimètre chimique quatre paramètres dosimétriques : le rendement en profondeur, le profil de dose, le FRD et le FOC. Pour ces expériences, les données des dosimètres (Fricke et FBX) ont été comparées à celles obtenues au moyen d'une chambre d'ionisation cylindrique étanche type PTW 30013, placée dans les mêmes conditions d'irradiation dans le cas d'irradiations aux rayonnements γ de ^{60}Co .

5.2. Mesure du rendement en profondeur

Le rendement en profondeur caractérise quantitativement la pénétration du faisceau de rayonnement, dans le milieu. Il est défini comme le rapport entre la dose $D_{\text{eau}}(d, c)$ mesurée pour une taille de champ c , à la profondeur d et la dose $D_{\text{eau}}(d_{\text{max}}, c)$ mesurée pour la même taille de champ c , à la profondeur du maximum de dose, d_{max} .

Le rendement en profondeur correspond à la variation de la dose absorbée le long de l'axe du faisceau. Il est exprimé en pourcentage de la dose maximale absorbée.

$$P = \frac{D_{\text{eau}}(d, c)}{D_{\text{eau}}(d_{\text{max}}, c)} \times 100 \quad (5.1)$$

Où $D_{\text{eau}}(d, c)$ et $D_{\text{eau}}(d_{\text{max}}, c)$ sont les réponses du dosimètre chimique corrigées pour l'influence de la température de lecture et de la température d'irradiation.

5.2.1. Montage expérimental

Les courbes de rendement en profondeur sont mesurées pour le faisceau de ^{60}Co de l'unité El dorado 78. Les mesures sont réalisées dans le fantôme d'eau de type Med Tec pour une taille de champ à la surface du fantôme, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ avec le détecteur positionné à la distance-source-fantôme (DSS) égale à 80 cm. Pour l'acquisition des données, le dosimètre chimique, placé dans les conditions citées ci-dessus, est déplacé dans le sens des profondeurs décroissantes dans la gamme 0 - 200 mm. A chaque position du dosimètre, un temps d'irradiation fixe a été délivré, 30 mn pour le dosimètre de Fricke et 12 mn pour le dosimètre FBX. La Figure 5.1 schématise le dispositif expérimental utilisé pour la mesure des rendements en profondeur.

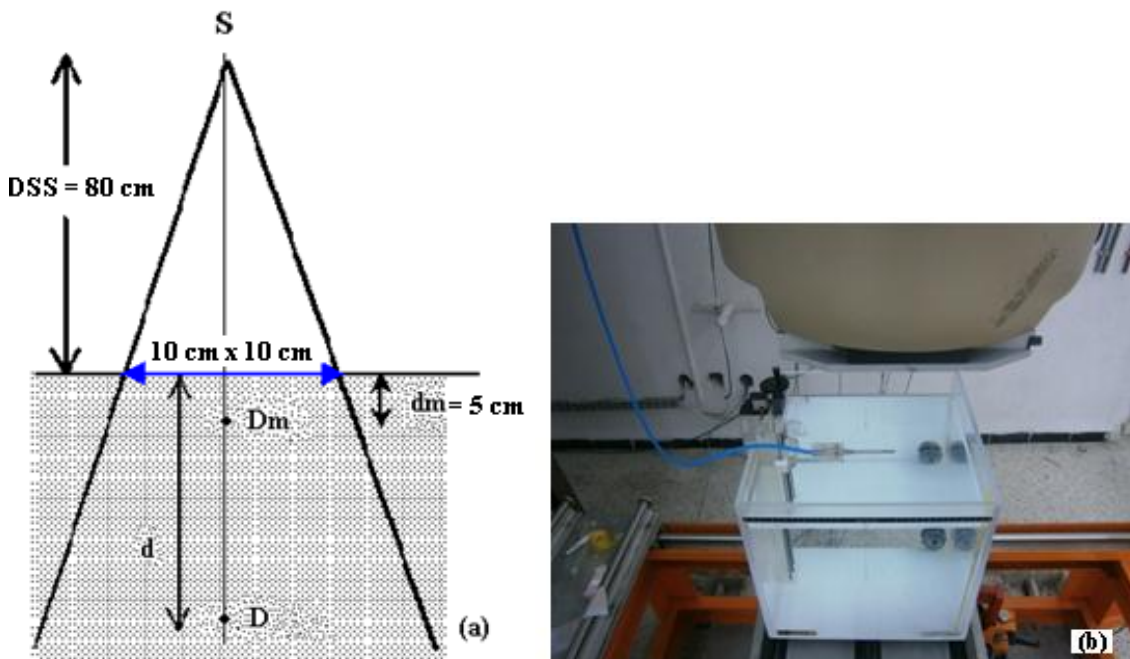


Figure 5.1. (a): Conditions expérimentales, (b) : Unité El dorado 78 du LSED et chambre d'ionisation positionnée dans le fantôme d'eau pour la mesure des rendements en profondeur.

5.2.2. Résultats

Les résultats obtenus avec les dosimètres de Fricke et FBX, et avec la chambre d'ionisation, sont représentés respectivement sur les Figures 5.2 et 5.3. La comparaison des courbes de rendement en profondeur met en évidence deux portions distinctes :

– Entrée dans le milieu où la dose est de 100 % avec les dosimètres (Fricke et FBX) et 68 % avec la chambre d'ionisation. Cette différence s'explique par le fait que l'ampoule contenant la solution chimique, avait pour diamètre interne, la valeur de 10 mm. Ceci signifie que le faisceau traverse une épaisseur équivalent-eau de 5 mm avant d'atteindre le point d'intérêt (centre géométrique du dosimètre), donc l'équilibre électronique est déjà atteint.

– Zone correspondant à la profondeur du maximum de dose ($z = 5$ mm), jusqu'à une profondeur de 200 mm où la comparaison entre les deux courbes présente une bonne concordance.

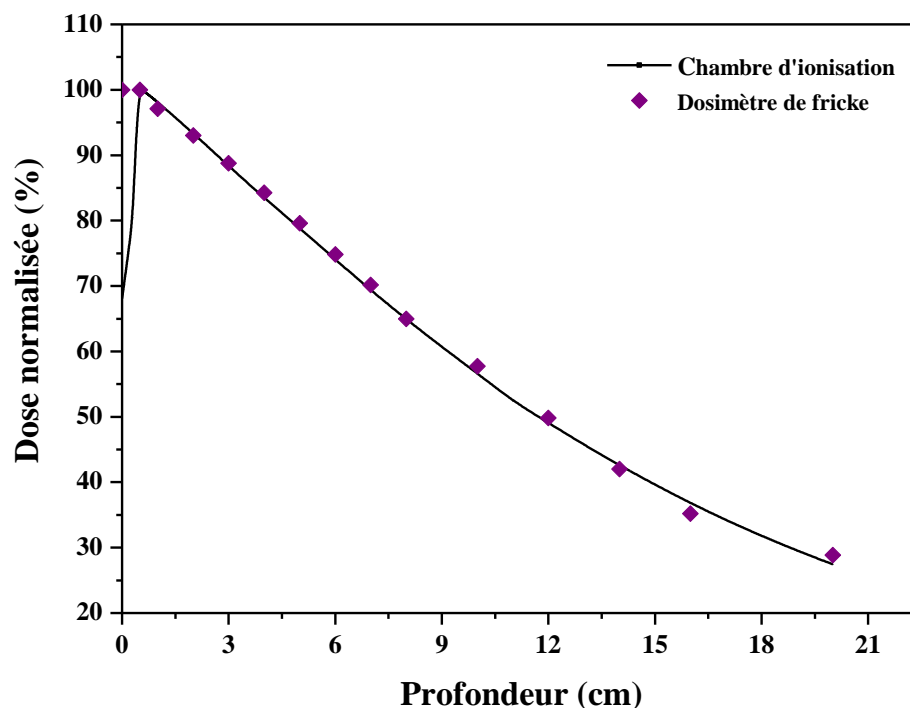


Figure 5.2. Mesures de rendements en profondeur avec le dosimètre de Fricke comparées à celles obtenues au moyen de la chambre d'ionisation dans le faisceau de ^{60}Co .

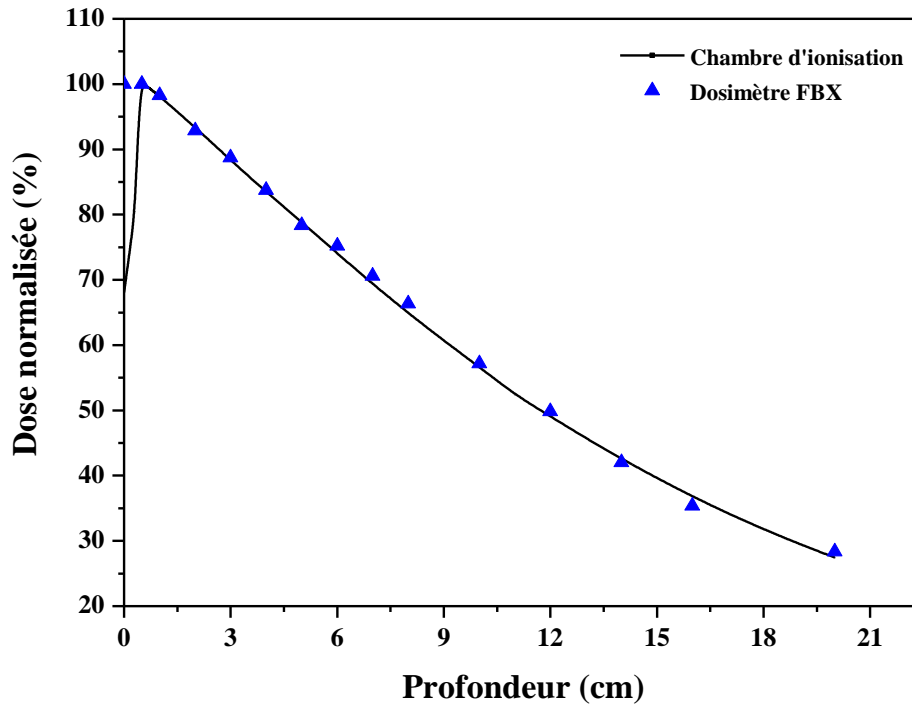


Figure 5.3. Mesures de rendement en profondeur avec le dosimètre FBX comparées à celles effectuées avec la chambre d'ionisation dans le faisceau de ^{60}Co .

5.3. Profil de dose

La variation de la dose absorbée dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau et à une profondeur donnée est appelée profil latéral de dose. Le profil de dose permet de contrôler l'homogénéité, la symétrie et la pénombre des faisceaux de rayonnements. Les valeurs de dose sont généralement normalisées par rapport à la valeur de dose à l'axe du faisceau.

5.3.1. Montage expérimental

Les courbes de profil de dose ont été mesurées pour le faisceau de photons de ^{60}Co . Les mesures sont réalisées dans le fantôme d'eau de type Med Tec, pour deux tailles de champ à la surface du fantôme, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et $5 \times 5 \text{ cm}^2$, avec les détecteur positionnés à la profondeur de 5 g.cm^2 , et à la DSS égale à 80 cm. Afin de couvrir les tailles des champs choisies, les dosimètres chimiques sont posés horizontalement en quantités de 15 et 9, sur une

plaque en polyméthacrylate de méthyle (PMMA), qui à son tour est placée dans le fantôme au point de mesure et balaye l'intervalle -10 à 10 cm et -5 à 5 cm selon l'axe des X. Les dosimètres de Fricke et FBX, sont irradiés à des doses de 5 Gy et de 2 Gy respectivement. La Figure 5.4 illustre le dispositif expérimental que nous avons réalisé pour la mesure des profils de dose.

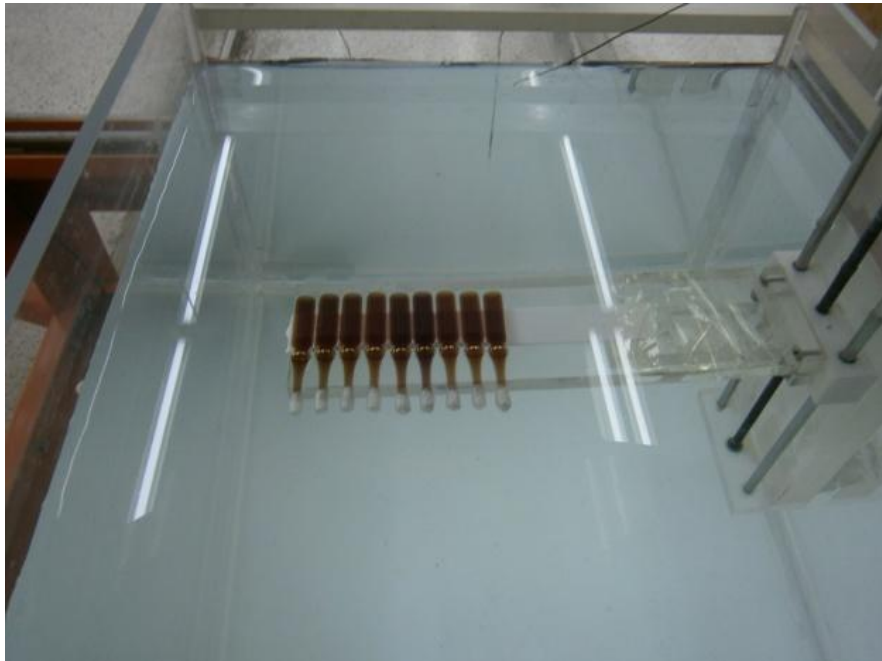


Figure 5.4. Ampoules en pyrex remplies avec de la solution FBX arrangées sur une plaque en PMMA placée dans le fantôme d'eau.

5.3.2. Résultats

La comparaison des profils de dose mesurés avec les dosimètres de Fricke et FBX, et la chambre d'ionisation, est réalisée respectivement dans les Figures 5.5 et 5.6. Dans l'ensemble, les courbes présentent une bonne concordance.

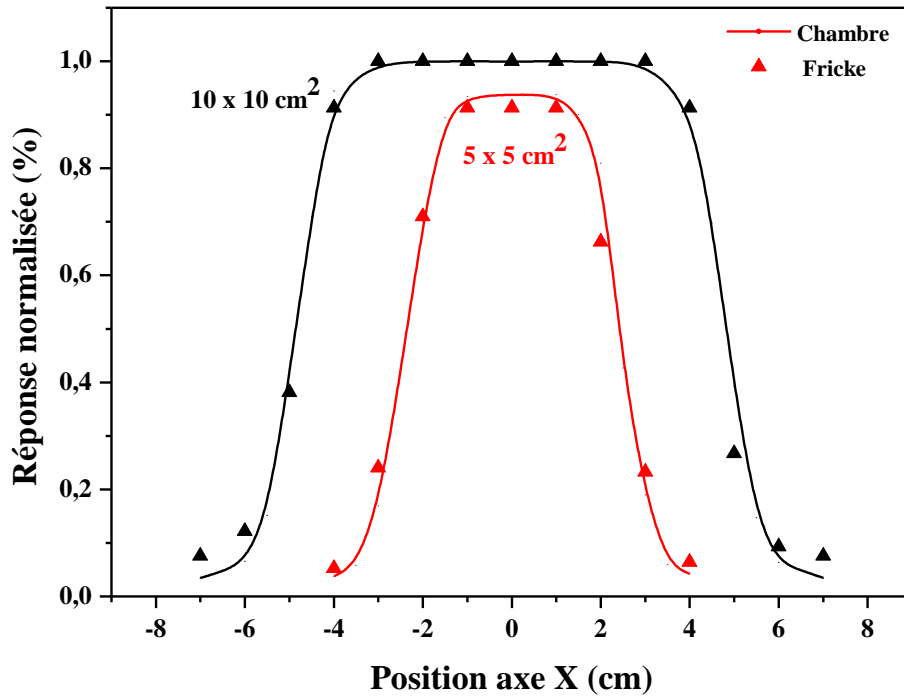


Figure 5.5. Profils de dose mesurés avec le dosimètre de Fricke comparés à ceux obtenus avec la chambre d'ionisation.

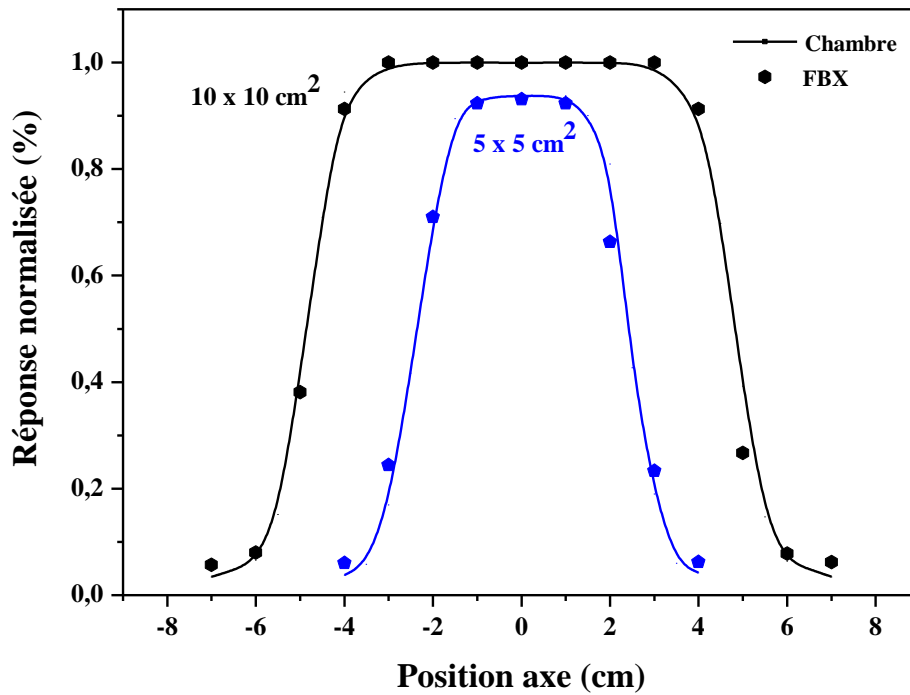


Figure 5.6. Profils de dose mesurés avec le dosimètre FBX comparés à ceux obtenus au moyen de la chambre d'ionisation.

5.3. Facteur de rétrodiffusion

Le Facteur de Rétro-Diffusion (FRD) est défini comme le rapport entre la dose, D_{max} , mesurée dans l'eau, pour une taille de champ c , à la profondeur du maximum de dose, d_{max} , et la dose, D_{air} , mesurée dans un mini-fantôme à l'air libre, pour la même taille de champ c , au même point et à la même distance source-point de mesure. Il est exprimé comme

$$\text{FRD} = \frac{D_{\text{max}}}{D_{\text{air}}} \quad (5.2)$$

Où D_{max} et D_{air} sont les réponses du dosimètre chimique corrigées pour l'influence de la température de lecture et de la température d'irradiation.

5.3.1. Montage expérimental

Dans ce travail nous avons déterminé les FRD pour sept tailles de champ, $5 \times 5 \text{ cm}^2$; $8 \times 8 \text{ cm}^2$; $10 \times 10 \text{ cm}^2$; $12 \times 12 \text{ cm}^2$; $15 \times 15 \text{ cm}^2$ et $20 \times 20 \text{ cm}^2$, avec le centre du détecteur positionné à la distance fixe égale à 80.5 cm. Pour chaque taille de champ, nous avons mesuré la dose dans le fantôme d'eau de type MED TEC à la profondeur $z_{\text{max}} = 5 \text{ mm}$ (D_{max}), puis nous avons enlevé le fantôme afin de mesurer la dose à l'air libre (D_{air}) dans la même géométrie. Nous avons placé les dosimètres de Fricke et FBX, dans un mini fantôme, réalisé en PMMA, d'épaisseur égale à 5 mm, pour garantir l'équilibre électronique au point de mesure. Nous avons ensuite calculé le FRD en utilisant la relation (5.2) et nous l'avons tracé en fonction de la taille du champ. La Figure 5.7 représente le montage expérimental que nous avons réalisé pour la mesure des FRD.

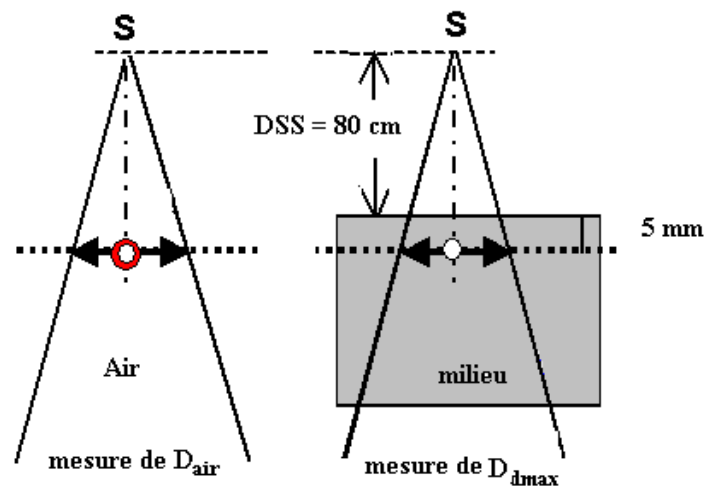


Figure 5.7. Montage expérimental pour la mesure du facteur de rétrodiffusion.

5.3.2. Résultats

Les Figures 5.8 et 5.9 montrent les FRD mesurés avec les dosimètres de Fricke et FBX respectivement. Sur les mêmes Figures, sont illustrés également, les résultats obtenus au moyen de la chambre d'ionisation et ceux publiés dans la littérature [67]. Il est clair d'après ces Figures que le FRD augmente avec la taille du champ. Ceci pourrait être attribué à l'augmentation du nombre de photons rétrodiffusés du fantôme lorsque le diamètre du champ croît [68]. Les FRD varient de 1.015 pour $5 \times 5 \text{ cm}^2$ à 1.066 pour $20 \times 20 \text{ cm}^2$. Les écarts entre les valeurs mesurées avec les dosimètres (Fricke et FBX) et celles mesurées avec la chambre d'ionisation ne dépassent pas 1%. Une comparaison supplémentaire entre nos valeurs et celles publiées dans la littérature [67] a été effectuée et des écarts inférieurs à 1 % ont été calculés.

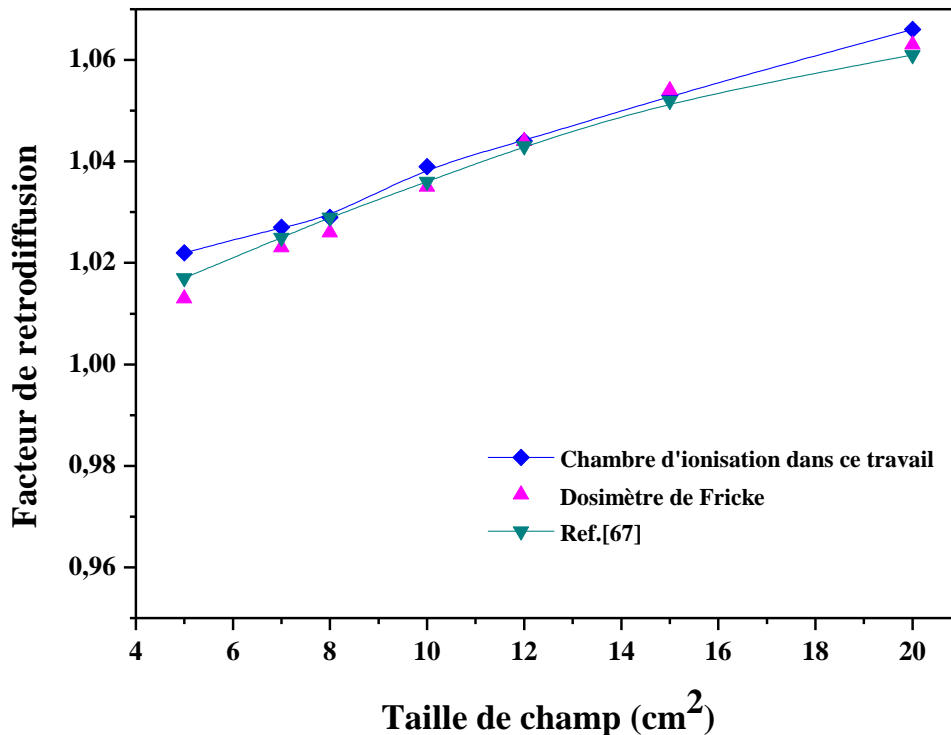


Figure 5.8. FRD mesurés avec le dosimètre de Fricke comparés à ceux obtenus avec la chambre d'ionisation et à ceux publiés dans la littérature.

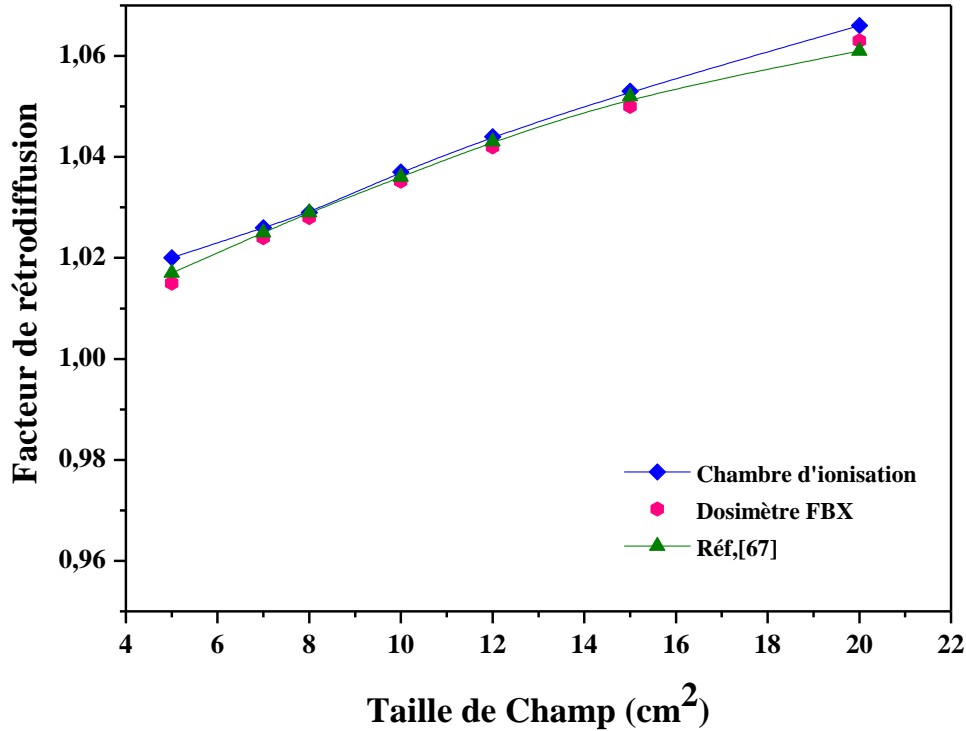


Figure 5.9. FRD mesurés avec le dosimètre de FBX comparés à ceux obtenus avec la chambre d'ionisation et à ceux publiés dans la littérature.

5.4. Facteur d'ouverture collimateur

Le Facteur d'Ouverture Collimateur (FOC) d'un appareil de traitement est défini comme le rapport du débit de dose D mesuré pour un champ donné A au débit de dose mesuré pour un champ de référence $A_{\text{réf}}$ dans les mêmes conditions. Il est exprimé par la relation.

$$\text{FOC}(A) = \frac{D(A; z_{\text{réf}})}{D(A_{\text{réf}}; z_{\text{réf}})} \quad (5.3)$$

Où : $D(A)$ et $D(A_{\text{réf}})$ sont respectivement les réponses du dosimètre pour une taille de champ sélectionnée et la taille du champ de référence.

5.4.1. Dispositif expérimental

La Figure 5.10 schématise le dispositif expérimental utilisé pour la mesure du FOC. Les deux détecteurs (Fricke, FBX) utilisés pour la mesure du FOC, sont placés à la profondeur de référence de 5 cm, pour l'énergie considérée, dans un fantôme d'eau (type standard) et à la DSS fixe égale à 80 cm. Les mesures sont réalisées pour 7 ouvertures collimateur, $5 \times 5 \text{ cm}^2$; $7 \times 7 \text{ cm}^2$; $8 \times 8 \text{ cm}^2$; $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $12 \times 12 \text{ cm}^2$; $15 \times 15 \text{ cm}^2$ et $20 \times 20 \text{ cm}^2$. La mesure des FOC avec les dosimètres de Fricke et FBX est comparée avec celle mesurée par la chambre d'ionisation placée dans les mêmes conditions.

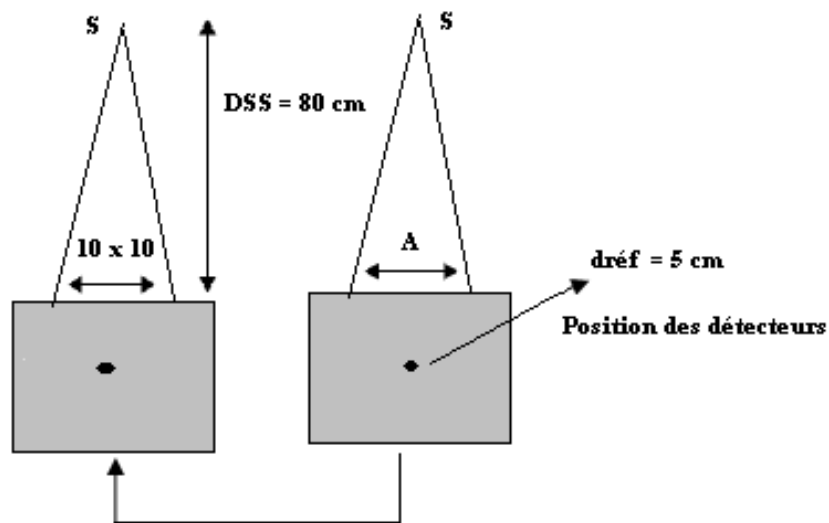


Figure 5.10. Montage expérimental pour la mesure du facteur d'ouverture collimateur.

5.4.2. Résultats

Les Figures 5.11 et 5.12 représentent les Facteurs d'Ouverture Collimateur (FOC) mesurés dans l'eau avec les dosimètres de Fricke et FBX respectivement. Sur les mêmes Figures sont superposés les résultats de la chambre d'ionisation réalisés dans le cadre de ce travail et ceux publiés dans la littérature. Les FOC obtenus avec les dosimètres (Fricke et FBX) et la chambre d'ionisation ont un comportement similaire vis-à-vis de l'ouverture collimateur. Nous observons que lorsque l'ouverture collimateur augmente, le FOC croît également. Ceci est dû à la contribution du diffusé provenant du fantôme (volume diffusant) qui augmente avec le carré de l'ouverture collimateur. Les FOC varient de 0.96 pour $5 \times 5 \text{ cm}^2$ à 1.04 pour $20 \times 20 \text{ cm}^2$. Les écarts entre les FOC mesurés avec les dosimètres (Fricke et FBX) et ceux obtenus avec la chambre d'ionisation ne dépassent pas 1%. Une comparaison

supplémentaire entre nos valeurs et celles publiées dans la littérature [69] a été réalisée et des écarts inférieurs à 1 % ont été obtenus.

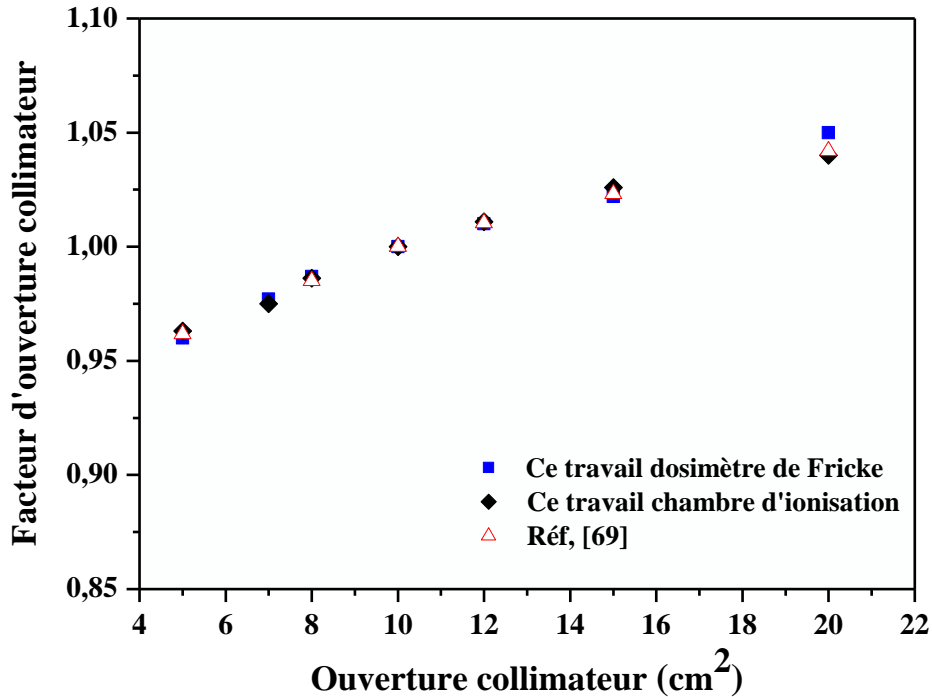


Figure 5.11. FOC mesurés avec le dosimètre de Fricke comparés à ceux obtenus avec la chambre d'ionisation et à ceux publiés dans la littérature.

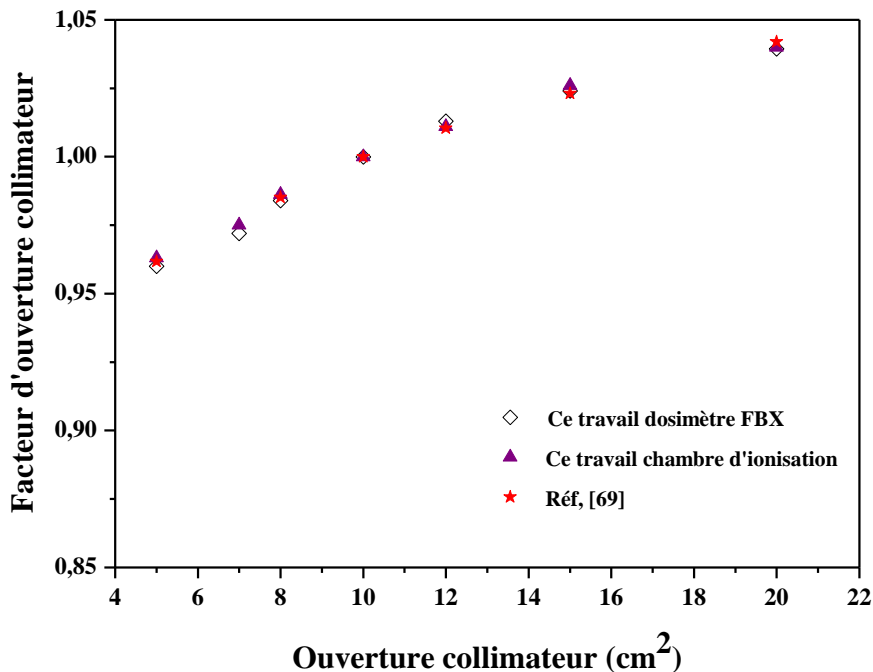


Figure 5.12. FOC mesurés avec le dosimètre FBX comparés à ceux obtenus avec la chambre d'ionisation et à ceux publiés dans la littérature.

5.5 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons utilisé le système de dosimétrie chimique pour la mesure des paramètres dosimétriques usuels utilisés en radiothérapie. Pour ces expériences, les données des dosimètres (Fricke et FBX) ont été comparées à celles obtenues au moyen d'une chambre d'ionisation cylindrique placée dans les mêmes conditions d'irradiation dans le cas d'irradiations aux rayonnements γ de ^{60}Co . Des mesures de distribution de dose latérale et en profondeur ont permis de confirmer la corrélation entre les deux détecteurs.

L'étude a montré que les deux détecteurs avaient des réponses similaires vis-à-vis de l'ouverture collimateur. Des écarts inférieurs à 1 % entre les FOC et les FRD, mesurés avec le dosimètre chimique et la chambre d'ionisation, ont été estimés dans toute la gamme d'étude. En résumé, un très bon accord a été trouvé entre les paramètres mesurés avec le dosimètre chimique et ceux obtenus au moyen de la chambre d'ionisation.

Le dosimètre de Fricke, en raison de sa nature équivalent-eau est prévu être adéquat pour la radiothérapie, ce qui est confirmé par le présent travail.

Conclusion Générale et Perspectives

Conclusion générale

Le dosimètre chimique au sulfate ferreux de Fricke, est reconnu pour être le système chimique le plus approprié disponible pour la dosimétrie des rayonnements en ce qui concerne l'exactitude, reproductibilité, et la linéarité de la réponse. Il est relativement indépendant du débit de dose et de l'énergie des rayonnements. Sa composition est proche de celle de l'eau et donc présente seulement une petite perturbation dans le faisceau de rayonnement. Ses inconvénients sont une très grande sensibilité aux impuretés organiques présentes dans la solution. Ceci limite son utilisation dans la gamme de dose allant de 40 Gy à 400 Gy.

Les travaux de recherche présentés dans ce manuscrit avaient pour but d'augmenter la sensibilité du dosimètre de Fricke aux doses prétendues en radiothérapie (1Gy – 10 Gy). Ceci, afin de pouvoir l'utiliser comme une solution alternative à la chambre d'ionisation, utilisable à la fois pour l'étalonnage et pour la mesure des paramètres dosimétriques caractérisant les faisceaux de rayonnement utilisés en radiothérapie.

Pour cela, deux solutions chimiques différentes ont été utilisées pour préparer le dosimètre de Fricke : *solution N°1* avec le sulfate ferreux en milieu acide aéré préparée à base de produits chimiques dilués dans de l'eau ultra-pure, le dosimètre résultant est appelé *dosimètre de Fricke* ou dosimètre de Fricke standard, et *solution N°2* le sulfate ferreux en milieu acide aéré avec l'adjonction de matières organiques, acide benzoïque et xylénol orange, le dosimètre résultant est appelé dosimètre de Fricke modifié ou *dosimètre FBX*

Le quatrième **chapitre** avait pour objectif de caractériser le système de dosimétrie chimique de Fricke dans le but d'évaluer ses potentialités pour la mesure de la dose absorbée dans l'eau de référence dans les faisceaux de rayonnements utilisés en radiothérapie. Les résultats expérimentaux présentés dans ce chapitre sont divisés en deux parties :

- L'introduction d'un dosimètre en clinique requiert une étape de caractérisation comportant un certain nombre de caractéristiques à évaluer dont la liste est consignée dans le Tableau 1. Dans ce même tableau, nous rapportons les résultats obtenus avec les dosimètres de Fricke et FBX.

Caractéristiques	Dosimètre idéal	Dosimètre chimique
Répétabilité et reproductibilité des mesures	Plus faible possible	Répétabilité < 0.02% Reproductibilité < 1%
Linéarité avec la dose	$R^2 = 1$ Large gamme	$R^2 = 0.9997$ 5 à 400 Gy (Fricke) $R^2 = 0.9999$ 1 à 5 Gy (FBX)
Matériau	Equivalent tissu	Equivalent eau
Dépendance en énergie	Aucune	Non significative < 1%
Dépendance du débit de dose	Aucune	Non significative < 1%
Dépendance angulaire	Aucune	N'a pu être vérifiée
Dépendance avec la taille de champ	Aucune	N'a pu être vérifiée
Dépendance avec la température	Aucune	Fricke : Oui, FBX : Non
Dépendance avec l'historique de dose	Aucune	Non
Stabilité de la réponse	Plus longue possible	Fricke: longue (\approx 2 mois) FBX : courte (\approx 1 semaine)
Utilisation et lecture du signal	Le plus simple possible	Demande du temps

Tableau 1. Caractéristiques que devrait satisfaire le dosimètre idéal et comparaison avec celles des dosimètres de Fricke et FBX.

Le Tableau 1 met en évidence que le système de dosimétrie chimique présente une reproductibilité et une linéarité avec la dose très satisfaisantes. La réponse ne dépend ni du débit de dose ni de l'énergie des rayonnements incidents. Au niveau de la linéarité avec la dose, le dosimètre de Fricke est linéaire dans une large gamme de dose. Néanmoins le domaine de linéarité du dosimètre FBX s'étend raisonnablement à 5 Gy. Ceci est du probablement au phénomène de dilution qui modifie les propriétés physico-chimique de la solution. Du point de vue de la stabilité de la réponse en fonction du temps, le dosimètre de Fricke est stable pour une longue période. Tandis que le dosimètre FBX, varie d'une façon significative, quelques jours après l'irradiation. Ce qui rend nécessaire la lecture immédiate après l'irradiation.

➤ Par ailleurs nous avons évalué le rendement radiochimique du système de dosimétrie de Fricke pour chaque faisceau de rayonnements. Ce rendement est déterminé à partir d'une mesure par chambre d'ionisation étalonnée en termes de dose absorbée dans l'eau. Nos résultats comparés à ceux de la littérature obtenus dans des conditions similaires présentent

une bonne concordance pour les deux dosimètres (Fricke et FBX). Enfin, il apparaît que pour les faisceaux étudiés, les valeurs des rendements radiochimiques du système dosimétrique ne sont pas significativement différentes. En pratique, cela signifie que la valeur trouvée au faisceau de ^{60}Co pourrait être utilisée pour une mesure de la dose dans un faisceau de photons et d'électrons de haute énergie. Enfin les mesures de dose obtenues avec le dosimètre de Fricke ont été comparées aux doses mesurées avec la chambre d'ionisation et le bon accord obtenu a permis de valider, avec une justesse meilleure que 1%, la mesure de la dose absorbée par le dosimètre de Fricke.

Le cinquième **chapitre** avait pour objectif d'étudier la faisabilité d'une application à la mesure des paramètres dosimétrique caractérisant le faisceau de rayonnements utilisé en radiothérapie, cas de ^{60}Co . Pour ces expériences, les données des dosimètres (Fricke et FBX) ont été comparées à celles obtenues au moyen d'une chambre d'ionisation cylindrique placée dans les mêmes conditions d'irradiation dans le cas d'irradiations aux photons de ^{60}Co . Des mesures de distribution de dose latérale et en profondeur ont permis de confirmer la corrélation entre les deux détecteurs. L'étude a également montré que les deux détecteurs avaient des réponses similaires vis-à-vis de l'ouverture collimateur. Des écarts inférieurs à 1 % entre les facteurs d'ouverture collimateur et les facteurs de rétrodiffusion, mesurés avec le dosimètre chimique et la chambre d'ionisation, ont été estimés dans toute la gamme d'étude. En résumé, un très bon accord a été trouvé entre les paramètres mesurés avec le dosimètre chimique et ceux obtenus au moyen de la chambre d'ionisation.

En conclusion à toutes ces observations le dosimètre de Fricke standard est efficace pour l'étalonnage des faisceaux de photons et d'électrons utilisés en radiothérapie. Toutefois, son utilisation pour la mesure de dose de référence en clinique exige une procédure standard et beaucoup de précautions pour sa mise au point, et un étalonnage en préalable. Tandis que le dosimètre FBX n'est pas fiable pour la mesure de dose à cause de son taux d'oxydation élevé. Il est plutôt adéquat pour le contrôle de qualité de part sa meilleure sensibilité aux faibles doses.

Perspectives

Les études de faisabilité du dosimètre chimique de Fricke pour les applications à l'étalonnage et à la mesure des paramètres dosimétriques caractérisant les faisceaux de rayonnements utilisés en radiothérapie se sont révélées encourageantes et ont motivé la poursuite de celles-ci. Nous proposons ici quelques pistes de travaux futurs :

- Inter comparaisons dosimétriques lors de l'étalonnage des faisceaux (Fricke et chambre d'ionisation)
- Mesure des paramètres dosimétriques caractérisant les faisceaux de photons et d'électrons
- Amélioration des performances du dosimètre de Fricke pour obtenir une meilleure incertitude de mesures (détermination par simulation type Monte Carlo des facteurs de correction f et k_{paroi} pour notre dosimètre).

Dans le cadre des nouvelles techniques de traitement nous envisageons :

- Développement du Gel de Fricke pour la dosimétrie tridimensionnelle,
- Mise en œuvre de la dosimétrie de Fricke pour des dosimètres de petites di

Bibliographie

- [1] International Commission on Radiation Units and Measurements 1976 Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures ICRU Report 24 Washington, DC
- [2] International Atomic Energy Agency 2000 Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: an international code of practice Report 398 Vienna: IAEA
- [3] American Association of Physicists in Medicine 1983 A Protocol for the Determination of Absorbed Dose from High-Energy Photon and Electron Beams TG-51, Med. Phys. 10 741-71
- [4] International Commission on Radiation Units and Measurements 1969 Radiation dosimetry, X rays and Gamma rays with Maximum Energy Between 0.6 and 50 Mev ICRU Report 14, Bethesda MD ,
- [5] International Commission on Radiation Units and Measurements 1984 The dosimetry of Pused Electrons ICRU Report 34, (Bethesda, MD: ICRU)
- [6] International Commission on Radiation Units and Measurements 2008 Dosimetry Systems for Use in Radiation Processing ICRU Report 80 (Bethesda, MD: ICRU)
- [7] American Association of Physicists in Medicine 1983 A Protocol for the Determination of Absorbed Dose from High-Energy Photon and Electron Beams, TG-21, Med.Phys. 10 741-71,
- [8] International Commission on Radiation Units and Measurements 1984a Radialion Dosimetry: Electron Beams with Energies Between 1 and 50 MeV ICRU Report 35, (Bethesda, MD: ICRU)
- [9] Ma CM, Rogers DWO, Shortt K R, Ross C K, Nahum A E and Bielajew A F 1993 Wall-correction and absorbed-dose conversion factors for Fricke dosimetry: Monte Carlo calculations and measurements. Med. Phys. 20 283–92
- [10] S. VÖRÖS¹, G. STUCKI 2007 Simulation Monte Carlo pour la réalisation d'un étalon primaire de la dose absorbée dans l'eau pour des faisceaux d'électrons, Radioprotection Vol. 42, n° 4, 565 -575
- [11] N V Klassen et al. 1989 A direct comparison of water calorimetry and Fricke dosimetry Phys. Med. Biol. Vol. 34, N° 1, 23-42

-
- [12] International Commission on Radiation Units and Measurements 2011 Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation. ICRU Report 85 (Bethesda, MD: ICRU)
- [13] Hubbell J H 1999 Review of photon interaction cross section data in the medical and biological context. Phys. Med. Biol. 44
- [14] Spinks JWT, Woods RJ 1990 An introduction to radiation biology. Third Edition. John Wiley & Sons, Inc, New York.
- [15] Pimblott S.M., Laverne, J.A 2007 Production of low-energy electrons by ionizing radiation. Radiat. Phys. Chem. 76 1244-1247
- [16] J. SEUNTJENS et S. DUANE 2009 Photon absorbed dose standards. Metrologia, 46, S39
- [17] International Commission on Radiation Units and Measurements 2001 Dosimetry of High-Energy Photons Beams based on Standards of Absorbed Dose to Water. ICRU Report 64, (Bethesda, MD: ICRU)
- [18] B. Chauvenet et al. 2006 La métrologie de la dose au CEA le Laboratoire National Henri Becquerel. Radioprotection Vol. 41, n° 5, S9 - S24,
- [19] Benjamin RAPP et al. 2010 Développement d'un calorimètre à eau pour la dosimétrie au LNE LNHB Revue Française de Métrologie no 24, Volume 4,
- [20] P. Andreo et al. Review of Radiation Oncology Physics A Handbook for Teachers and Students Chapitre 9 Calibration of photon and electron beams
- [21] BOAG, J.W., CURRANT, J 1980 current collection and ionic recombination in small cylindrical ionization chambers exposed to pulsed radiation, BRIT. J. Radiol. 53 471
- [22] DIN 6800-2 2006. Procedures of dosimetry with probe-type detectors for photon and electron radiation - part 2: Ionization chamber dosimetry of high energy photon and electron radiation.
- [23] Fricke, H, Morse, S, Amer. J. Roent. 18 430 1927.
- [24] International Commission on Radiation Units and Measurements 1984 Radiation Dosimetry Electron Beams with Energies between 1 and 50 MeV. ICRU Report 35 (Washington, DC)
- [25] Chapman, R.H 1980 Chemical Dosimetry. The Fricke Dosimeter NRL.Rerport 7

-
- [26] Adams, G, D 1957 A stable sensitive iron dosimeter. *Rad.Res.* 7 298
- [27] Balkwell, W.R 1960 On the radiation chemistry of the ferrous sulphate-benzoic acid dosimeter *Rad.Res.* 12 219
- [28] Adams, G,D 1961 A search for a chemical dosimeter of high sensitivity *Rad.Res.*13, 445
- [29] Chapman, R.H 1982 *Chemical Dosimetry II The Ferrous benzoic-acid dosimeter NR.Rerport 5,*
- [30] Gupta B L 1973 Low level dosimetry studies with the FeSO₄-benzoic acid-xylenol orange system *IAEA Int.Symposium on Dosimetry in Agriculture, Industry, Biology and Medicine Vienna: IAEA pp 421-32,*
- [31] Gupta BL, Kini UR, Bhat RM, Madhvanath U 1986 Intercomparison of ionization and chemical dosimetry techniques for central axis depth-dose measurements from cobalt-60 teletherapy machines. *Med. Phys. Bull.* 11, 28-31,
- [32] Gupta BL, Kini UR, Bhat RM, Madhvanath U 1982 Use of the FBX dosimeter for the calibration of cobalt-60 and high energy teletherapy machines. *Phys.Med.Biol.* 27(2), 235-245
- [33] Gupta BL, Narayan GR, Bhat RM, Kini UR, Ramaswamy RS, Suseela B 1992 Use of the FBX dosimeter for the quality assurance of ⁶⁰Co and high-energy teletherapy machines by mail. *Phys Med Biol.* 37(11), 2095-2102
- [34] Madhvanath U, Kini UR, Gupta BL 1976 Calibration of brachytherapy sources using ferrous sulfate-benzoic acid-xylenol orange dosimeter. *Int J Appl.Radiat.Isot.* 27(8), 443-446
- [35] Semwal MK, Bansal AK, Thakur PK, Vidyasagar PB 2005 In-vivo (entrance) dose measurements in external beam radiotherapy with aqueous FBX dosimetry system. *J. Med. Phys.* 30(1), 32-35,
- [36] Manoj K. Semwal 2008 FBX aqueous chemical dosimeter for measurement of virtual wedge profiles *Journal of Applied Clinical Medical Physics Vol. 9 N° 4*
- [37] KLASSEN, N.V et al. 1999 Fricke dosimetry: the difference between $G(\text{Fe}^{3+})$ for ⁶⁰Co-rays and high-energy x-rays *Phys. Med. Biol.* 44, 1609-1624

-
- [38] A. Olszanski 2002 The IRS Fricke Dosimetry System August, PIRS-0815
- [39] B. Chauvenet, D. Baltes, and F. Delaunay 1997 Comparison of graphite-to-water absorbed-dose transfers for ^{60}Co photon beams using ionometry and Fricke dosimetry *Phys. Med. Biol.* **42**,11, 2053–2063,.
- [40] W. L. Chen and S. C. Chang 1984 The use of the ferrous sulphate dosimeter for intercomparison of absorbed dose from electron beams *Med. Phys.* 11, 3, 335–337
- [41] J. E. Villarreal-Barajas, P. R. Gonzalez-Martinez, F. Urena-Nunez, L. Martinez-Ayala, and V. M. Tovar-Munoz 2002 Intercomparison of absorbed dose to water measurements for ^{60}Co gamma rays using Fricke, alanine and radiochromic dye film dosimetry *Radiat. Prot. Dosim.* 101 1–4, 449–451,
- [42] P. Andreo 2000 A comparison between calculated and experimental k_Q photon beam quality correction factors,” *Phys. Med. Biol.* **45**, 9, 25–38
- [43] J. Besserer, P. Bilski, J. de Boer, T. Kwiecieh, M. Moosburge, P. Olko, and P. Quicken 2001 Dosimetry of low-energy protons and light ions *Phys. Med. Biol.* 46, 2, 473–48
- [44] Shortt K R (1989) The temperature dependence of $G(\text{Fe}^{3+})$ for the Fricke dosimeter. *Phys. Med. Biol.* 10 , 6 1923-1926
- [45] Ma C-M and Nahum A E 1993 Dose conversion and wall correction factors for Fricke dosimetry in high-energy photon beams Analytical model and Monte Carlo calculations *Phys. Med Bid* 38 92-114
- [46] E. B. PODGORSK 2005 Treatment Machines for External Beam Radiotherapy. In: E. B. PODGORSK (ed.) Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Vienna: International Atomic Energy Agency
- [47] Followill, D.S. et al 1998 An empirical relationship for determining photon beam quality in TG-21 from a ratio of percent depth doses, *Med Phys* 25 1202-1208
- [48] DinG, G.X. et al 1995 Calculation of stopping power ratios using realistic clinical electron beams, *Med.Phys.* 22, 489-501
- [49] Standard practice for designing a process for Cleaning Technical Glasses ASTM C 912 - 79

-
- [50] ASTM standard E 1026 Standard method for using the ferrous sulfate Fricke dosimeter to measure absorbed dose in water.
- [51] Davies J V and Law J 1963 Practical aspects of ferrous sulphate dosimetry. *Phys. Med.Biol.* 8, 91–96
- [52] Scharf. K. et al. 1962 Investigation of the spectrophotometric method of measuring the ferric ion yield in the ferrous sulfate dosimeter *Radiat. Res.* 16 , 115–24
- [53] Gupta and G.R. Narayan 1985 $G(\text{Fe}^{3+})$ values in the FBX dosimeter. *Phys. Med. Biol.* **30**, 337–340.
- [54] **N. N. Bhat et al** 2003 Response of an FBX dosimeter to high LET ^7Li and ^{12}C ions. *Radiat. Phys. Chem.* 68, 909-916
- [55] BRUSZHIWIRC.Z K, and BULHAKZ Errors in Ferrous Sulphate Dosimetry *Phys. Med. Biol.*, 15, 549, 1970,
- [56] Rutledge A R, Smith L V and Merritt J. S 1983 Experimental study of half-life determinations using ^{60}Co *Nucl. Instrum. Methods* 206, 211–17
- [57] Sharifeh A. Dini et al 2005 Dosimetric evaluation of GAFCHROMIC® XR type T and XR type R films *Journal of Applied clinical medical physics*, volume 6, number 1, winter
- [58] Pimpinella M, Guerra A S, La Civita S and Laitano R F 2007 Procedure for absorbed dose to water determination in high energy photon and electron beams by ferrous sulphate dosimeter at INMRI-ENEA Workshop on Absorbed Dose and Air Kerma Primary Standards, Paris, 9-11 May
- [59] International Commission on Radiation Units and Measurements 2001 Dosimetry of High- Energy Photon Beams based on Standards of Absorbed Dose to Water ICRU Report 64 (Bethesda, MD)
- [60] International organization for standardization 1993 Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement
- [61] International Atomic Energy Agency 2008 Measurement Uncertainty, A Practical Guide for Secondary Standards Dosimetry Laboratories IAEA-TECDOC-1585
- [62] International Atomic Energy Agency 1999.Secondary Standars Dosimetry Laboratories News letter N°41 July

- [63] D Mosse et al 1982 Détermination du rendement du dosimètre au sulfate ferreux dans un faisceau d'électrons de 35 MeV. Phys. Med. Biol., Vol. 27. N. 4, 583-596,
- [64] A. Dutreix, B.E.Bjarngard, A. Bridier, B. Mijnheer, J.E. Shaw, H. Svensson 1997 Monitor unit calculation for high energy photon beams. Physics for clinical radiotherapy European Society for Therapeutic Radiology and Oncology Booklet No. 3
- [65] B. MIJNHEER et al 2001 Monitor Unit Calculation For High Photon beams-practical examples European Society for Therapeutic Radiology and Oncology
- [66] W. H. HENRY 1974 Tissue-Air Ratio, Peak Scatter Factor and Consistency Phys. Med.Biol. 19, N°.1, 43-50
- [67] GUPTA, S. K., and CUNNINGHAM, J.R 1965 Back-Scatter values for ^{60}Co radiation, Brit. J. Radiol., 38, 638-639,
- [68] GROSSWENDT, B 1990 Dependence of the photon backscatter factor for water on source-to-phantom distance and irradiation field size, Phys. Med.Biol.35, 1233–1245
- [69] Chalong, T. et al 2006 Stem Effect on Output Factors of Cobalt-60 Beam, Bulletin of the Department of Medical Sciences 48 (2), 101-107

Annexe A

Expression analytique des facteurs de correction k_Q

Le facteur de conversion de qualité de faisceau k_Q doit de préférence être déterminé expérimentalement, mais peut être calculé théoriquement en utilisant la relation suivante:

$$k_Q = \frac{\left[s_{\text{eau,air}} \quad W_{\text{air}}/e \quad p_{\text{wall}} \quad p_{\text{cav}} \quad p_{\text{dis}} \quad p_{\text{cel}} \right] Q}{\left[s_{\text{eau,air}} \quad W_{\text{air}}/e \quad p_{\text{wall}} \quad p_{\text{cav}} \quad p_{\text{dis}} \quad p_{\text{cel}} \right] {}^{60}\text{Co}}$$

Où

$S_{\text{eau,air}}$ est le rapport des pouvoirs d'arrêt massiques entre l'eau et l'air

P_{cav} est le facteur de correction qui corrige la perturbation de la fluence d'électrons due aux différences de diffusion entre la cavité d'air et le milieu

P_{wall} est le facteur de correction qui tient compte des différences dans les facteurs d'absorption massiques en énergie (photons) et de pouvoirs d'arrêt massiques (électrons) du matériau de la paroi et du milieu.

P_{cel} est le facteur de correction pour l'électrode centrale de matériau équivalent air

P_{gr} L'un des effets de la cavité est, de déplacer le point de mesure en amont du centre de la chambre. La fluence d'électrons dans la cavité est représentative de la fluence dans le milieu à un point plus proche de la source car il y'a moins d'atténuation dans la cavité que dans le milieu.

Selon ce protocole, en conditions standards, la variation des k_Q en fonction de l'indice de qualité peut être modélisée par une fonction sigmoïde. Les courbes $k_Q = f(\text{RTF}_{20,10})$ et $k_Q = f(R_{50})$ dont plusieurs exemples sont donnés sur les Figures A.1 et A.2 pour les photons et les électrons, respectivement, permettent de déterminer le coefficient d'étalonnage d'une chambre d'ionisation dans un faisceau de photons ou d'électrons d'un accélérateur linéaire. Pour ce faire, il suffit que l'utilisateur mesure le $\text{RTF}_{20,10}$ ou le R_{50} associé à ce faisceau et qu'il connaisse le coefficient d'étalonnage de la chambre dans un faisceau de ${}^{60}\text{Co}$.

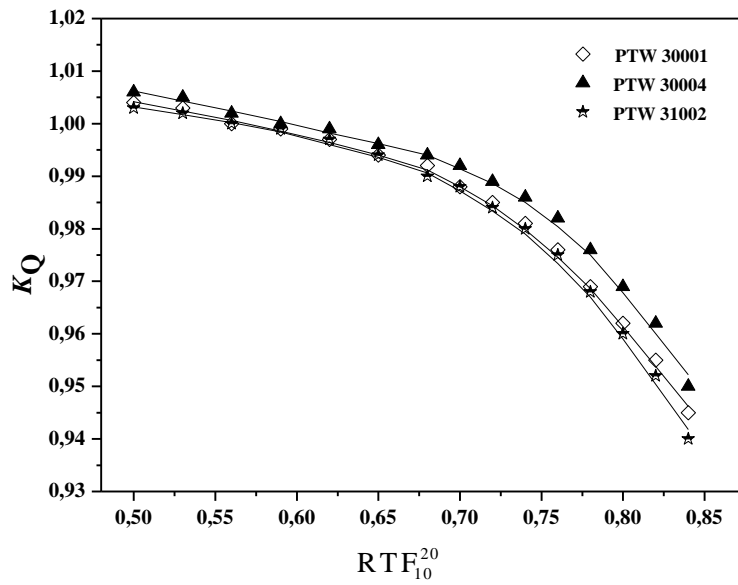


Figure A.1. Ajustement sigmoïdal des valeurs de k_Q pour différentes chambres d'ionisation cylindriques en fonction du $RTF_{20, 10}^{20}$.

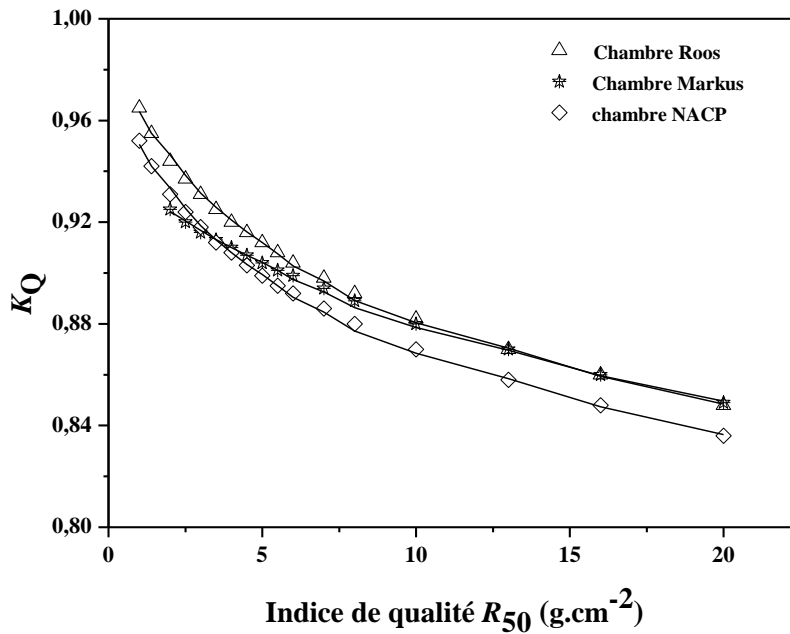


Figure A.2. Ajustement sigmoïdal des valeurs de k_Q pour différentes chambres d'ionisation plates en fonction du R_{50} .

Annexe B
Incertitudes de mesures : Définitions et expressions

B.1 Introduction

Le métrologue s'intéresse à la qualité des mesures et en particulier à deux facteurs. Le premier de ces facteurs est de s'assurer du raccordement de la mesure à des étalons de référence. Le deuxième facteur de la qualité de la mesure est celui du calcul de l'incertitude.

Le bilan des incertitudes est le processus conduisant à estimer l'incertitude de mesure. Ce processus tient compte de l'analyse complète du processus de mesure : évidence des grandeurs mesurées, de la prise en compte des facteurs d'influence et des corrections apportées aux résultats annoncés.

Pour évaluer les sources d'incertitude de mesure on utilise communément les 5M. Un résultat de mesure peut être altéré par le Moyen, instrument de mesure, le Milieu, l'environnement dans lequel la mesure est faite, la Méthode utilisée, la Matière ou ses propriétés mécaniques et la Main d'oeuvre, c'est-à-dire la personne qui mesure.

Une valeur mesurée n'est pas une valeur certaine: elle est issue de résultats présentant une certaine dispersion, et de plus il existe une certaine méconnaissance de la valeur de chaque correction individuelle, donc de la correction totale.

Une fois prises en compte toutes ces causes d'erreur, on appelle incertitude de mesure le paramètre associé au résultat qui caractérise la dispersion des valeurs numériques et qui ne peut être, raisonnablement, attribuée au mesurande (grandeur à mesurer).

B.2 Incertitudes de mesure

Le protocole AIEA 398 fait explicitement référence au guide ISO pour l'expression des incertitudes de mesure. L'incertitude comprends en général deux composantes A et B qui diffèrent par la façon de les évaluer. Elles sont toutes les deux basées sur des distributions de probabilité et quantifiées par des écarts-type, alors appelées incertitudes-types.

- L'incertitudes de type A s'obtient à partir de l'analyse statistique d'une série d'observation, c'est à dire à partir d'une fonction de densité de probabilité dérivée d'une distribution en fréquence observée.

- L'incertitudes de type B s'obtient par tout autre moyen, à partir d'une fonction de densité de probabilité supposée

Une fois obtenues, ces incertitudes-types sont traitées de façon identique, qu'elles soient de type A ou de Type B.

Font partie intégrante de la notion d'incertitude les concepts de répétabilité et de reproductibilité rappelés ci-dessous :

La répétabilité des résultats de mesurage est l'étroitesse de l'accord entre les résultats de mesurages successifs du même mesurande, mesurages effectués dans la totalité des mêmes conditions de mesure (conditions de répétabilité). Ces conditions comprennent le mode opératoire, l'observateur, l'instrument de mesure et ses conditions de d'utilisation, le lieu, le temps. La répétabilité peut s'exprimer quantitativement à l'aide des caractéristiques de dispersion des résultats (écarts-type).

La reproductibilité des résultats de mesurage est l'étroitesse de l'accord entre les résultats du même mesurande, mesurages effectués en faisant varier les conditions de mesure.

Elle peut s'exprimer quantitativement à l'aide des caractéristiques de dispersion des résultats (écarts-type).

B.2.1 La détermination des incertitudes

B.2.1.1 Estimation des incertitudes de type A

Les incertitudes de type A sont estimées à partir d'une série répétée d'observations en se fondant sur la distribution statistique des résultats.

L'incertitude-type est donnée par l'estimateur $s(x)$, écart-type expérimental pour la série des n résultats x_i .

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

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

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

B.2.1.2 Estimation des incertitudes de type B

Les incertitudes de type B sont évaluées par un jugement scientifique basé sur l'ensemble des informations disponibles concernant la variation des paramètres de la mesure. Ces informations peuvent inclure

- des données de mesures antérieures,
- l'expérience et la connaissance du comportement et des propriétés des instruments et matériels utilisés
- les spécifications des fabricants,
- des données fournies dans les certificats d'étalonnage ou dans d'autres certificats,
- les incertitudes assignées à des données de référence extraites de tables ou manuels.

Le cas le plus fréquent est de ne pouvoir estimer que les limites extrêmes $x + a$ et $x - a$ des valeurs que peut prendre la grandeur X , avec une probabilité quasiment nulle de les trouver en dehors, et sans connaître la distribution des valeurs possibles à l'intérieur de ces limites. On suppose alors que la distribution est rectangulaire (ou uniforme). Dans ces conditions, on donne à X la valeur x , et l'incertitude type associée $u(x)$ est égale à $a/\sqrt{3}$

B.2.1.3 Incertitude type composée

Dans de nombreux cas, un mesurande Y n'est pas mesuré directement mais il est déterminé à partir de N autres grandeurs X_1, \dots, X_N au moyen d'une relation fonctionnelle f

$$Y = f(X_1, X_2, \dots, X_N).$$

X_1, X_2, \dots, X_N sont appelées grandeurs d'entrée et Y grandeur de sortie

L'incertitude type de y , où y est le résultat de la mesure de Y , est nommée incertitude type composée, elle s'écrit $u_c(y)$. Elle s'obtient par une composition appropriée des incertitudes types des estimations des grandeurs d'entrée, x_1, x_2, \dots, x_N , fondée sur un développement en série de Taylor du premier ordre de $f(X_1, X_2, \dots, X_N)$. Cette composition exprime la loi de propagation de l'incertitude. On peut écrire

$$u_c(y) = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial f}{\partial x_i} \right)^2 u^2(x_i) + 2 \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{j=i+1}^N \left(\frac{\partial f}{\partial x_i} \right) \frac{\partial f}{\partial x_j} u(x_i, x_j)}. \quad (3)$$

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

Si toutes les grandeurs d'entrée sont non corrélées, l'expression de $u_c(y)$ se simplifie

$$u_c(y) = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial f}{\partial x_i} \right)^2 u^2(x_i)} \quad (4)$$

On présente ci-dessous quelques applications de cette relation

i : **Produit et/ou quotient** cas qui se présente en métrologie des rayonnements: $Y = \frac{X_1 \cdot X_2}{X_3}$

$$\frac{u_c(y)}{y} = \sqrt{\frac{u^2(x_1)}{x_1^2} + \frac{u^2(x_2)}{x_2^2} + \frac{u^2(x_3)}{x_3^2}} \quad (5)$$

Écart-type de la moyenne estimée

$$Y = \bar{X} = \frac{X_1 + X_2 + X_3 + \dots + X_n}{n} \quad (6)$$

La grandeur de sortie est la moyenne arithmétique des n grandeurs d'entrée (X_1, \dots, X_n).
Celles-ci sont les résultats de n observations répétées et indépendantes obtenues dans les mêmes conditions de mesure

$$u_{\bar{x}} = \frac{1}{n} \sqrt{u^2_{x_1} + u^2_{x_2} + \dots + u^2_{x_n}} \quad (7)$$

$$u_{\bar{x}} = \frac{1}{n} \sqrt{n \cdot u^2_{x_i}} \quad \longrightarrow \quad u_{\bar{x}} = \frac{u_{x_i}}{\sqrt{n}} \quad (8)$$

B.2.1.4 Incertitude élargie

Pour satisfaire aux besoins de certaines applications commerciales, industrielles ou réglementaires, ainsi qu'aux exigences dans le domaine de la santé et de la sécurité, une incertitude élargie U peut être obtenue en multipliant l'incertitude-type composée par un facteur d'élargissement k_p .

L'utilité de U est de fournir, autour du résultat y , un intervalle $(y-U, y+U)$ à l'intérieur duquel on suppose que se situe une large fraction de la distribution des valeurs qui peuvent être raisonnablement attribuées au mesurande.

Le choix de k , qui est généralement compris entre 2 et 3, dépend du niveau de confiance que l'on veut attribuer à cet intervalle. On utilise en première approximation comme facteur d'élargissement k_p , donnant un intervalle correspondant au niveau de confiance p , une valeur provenant de la loi normale.

Par exemple $k_p = 1$ pour $p = 68.27 \%$

$k_p = 2$ pour $p = 95.45 \%$

$k_p = 3$ pour $p = 99.73 \%$

Valorisations

Publications Internationales avec comité de lecture

O.Moussous, T.Medjadj, M.Benguerba, FBX aqueous chemical dosimeter for measurement of dosimetric parameters, Applied Radiation and Isotopes (2011) 69 399 – 402.

O. Moussous • S. Khoudri • M. Benguerba. Characterization of a Fricke dosimeter at high energy photon and electron beams used in radiotherapy. Australas Phys Eng Sci Med (2011) 34:523–528 .

O.Moussous, T.Medjadj, M.Benguerba. “Ferrous ammonium sulphate dosimeter chemical yield determination for dose measurements standardization in high energy photons”, Proceedings of the International Symposium on Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry, IDOS Vienna 9 -12 November 2010.

Conférences Internationales

O.Moussous, T.Medjadj, M.Benguerba. “Ferrous ammonium sulphate dosimeter chemical yield determination for dose measurements standardization in high energy photons”, International Symposium on Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry, IDOS Vienna 9 -12 November 2010

Conférences Nationales avec actes

O. Moussous, M.Benguerba, T.Medjadj , “ Etude de la réponse des dosimètres de Fricke et FBX dans la gamme de dose 1-25 Gy”,Troisième Conférence Nationale sur les Rayonnements et leur Applications CNRA 2009 USTHB Alger le 26 - 28 mai 2009