République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère de L'Enseignement Supérieure et de la Recherche Scientifique

Université Echahid Hamma Lakhdar d'El-Oued

Faculté des Sciences Exactes

Département de physique

Domaine : Sciences de la matière

Filière : Physique

Spécialité : Physique Médicale

Mémoire de fin d'étude

Présenté pour l'obtention du diplôme de

MASTER ACADEMIQUE

Par : Djeradi Nourhane – Djeradi Islem

Thème

Évaluation du Output Factor pour différents champs et énergies et son impact sur la dose absorbée en radiothérapie externe

Soutenu le 18 / 06 /2026 devant le jury composé de :

Dr. Khemisti Mansouri	**CAC d'El-Oued**	**Président**
Dr. Zoubir Becer	**Université d'El-Oued**	**Examinateur**
Dr. Fethi LETAIM	**Université d'El-Oued**	**Encadreur**
Physicienne médicale. Noussaiba GHEDIRI	**CAC d'El-Oued**	**CO- encadrante**

Année universitaire : 2025/2026


بسم الله الرحمن الرحيم

DÉDICACE

À ceux qui portent dans leur cœur des horizons d'amour, et dans leurs yeux des lueurs d'espoir...

*À la source d'un dévouement intarissable, à notre pilier dans cette vie... Notre cher Père "**Khaled**",*

À celui qui nous a appris que les sommets s'atteignent par la patience, et que le savoir est une arme et une élévation. À toi, dont nous sommes si fières de porter le nom, nous dédions ce travail, fruit de ton noble dévouement et de ta bienveillance.

*À la source de la tendresse, à notre paradis sur terre... Notre **chère Mère**,*

À celle qui a veillé des nuits entières et nous a soutenues de ses prières sincères, éclairant ainsi nos chemins les plus sombres. À l'étincelle de nos vies et au secret de notre réussite, nous te dédions la joie de ce couronnement.

*À l'incarnation de la bénédiction, de la douceur et de la pureté... Notre **chère Grand-mère** (Que Dieu la préserve et la protège),*

À celle dont la demeure déborde de prières, et qui nous procure une paix profonde par ses mots bienveillants. Que Dieu te préserve pour nous, et te garde comme une couronne sur nos têtes.

À nos compagnons de route, à nos soutiens dans l'adversité... Nos frères et sœurs,

*À nos chères sœurs **Sadjeda** et **Baraa**, à notre frère et précieux soutien **Nasreddine**, ainsi qu'au plus jeune de la famille, notre cher petit **Ghaith** ; à ceux avec qui nous avons partagé les jours, dans leurs joies comme dans leurs peines, et qui ont été d'une aide constante tout au long de notre parcours.*

À notre grande et noble famille...

À nos oncles et tantes (paternels et maternels), et à tous ceux qui nous sont chers ; à tous ceux qui nous ont tendu la main, qui nous ont encouragées ou qui ont prié pour nous en notre absence.

Nous vous dédions à tous, le fruit de notre humble travail



Remerciements

Avant tout, nous remercions Allah le Tout-Puissant de nous avoir accordé la santé,
La patience et la volonté nécessaires pour mener à bien ce travail.

Nous tenons à exprimer notre profonde gratitude à notre encadreur ***Dr. Fethi LETAIM****, pour son suivi scientifique, ses précieux conseils, sa disponibilité et ses orientations pertinentes qui ont contribué à la réalisation de ce mémoire.*

Nous adressons également nos sincères remerciements à notre co-encadrante ***Noussaiba GHEDIRI****, physicienne médicale au service de radiothérapie de l'Hôpital de Lutte Contre le Cancer d'El Oued, pour son accompagnement constant durant la partie pratique de ce travail. Ses compétences, ses conseils avisés ainsi que son aide précieuse dans l'analyse et la discussion des résultats ont été d'une grande importance pour l'aboutissement de cette étude.*

Nous exprimons notre reconnaissance aux membres du jury ***Dr. Khemisti Mansouri*** *et* ***Dr. Zoubir Becer*** *qui ont accepté d'évaluer ce mémoire et de l'enrichir par leurs remarques et suggestions constructives.*

Nos remerciements s'adressent également à l'ensemble des enseignants du parcours de Physique Médicale pour la qualité de la formation qu'ils nous ont dispensée tout au long de notre cursus universitaire.

Nous remercions chaleureusement toute l'équipe du service de radiothérapie de l'Hôpital de Lutte Contre le Cancer d'El Oued pour son accueil, sa disponibilité et sa collaboration durant la réalisation de la partie expérimentale de ce travail.

Enfin, nous adressons nos remerciements à toutes les personnes qui, de près ou de loin, ont contribué à l'aboutissement de ce mémoire.

À tous, nous exprimons notre profonde gratitude.

Résumé

La précision de la dose absorbée constitue un élément fondamental en radiothérapie externe. Parmi les paramètres dosimétriques influençant cette dose figurent les facteurs de sortie, dont les valeurs dépendent de la taille du champ d'irradiation ainsi que de l'énergie du faisceau.

L'objectif de ce travail est d'évaluer expérimentalement le facteur de sortie total (Output Factor, OF), le facteur de diffusion du collimateur (Sc) et le facteur de diffusion du fantôme (Sp) pour différentes tailles de champ et énergies photoniques, ainsi que d'analyser leur influence sur la dose absorbée.

Cette étude a été réalisée au service de radiothérapie du Centre Anti-Cancer d'El Oued à l'aide d'un accélérateur linéaire ELEKTA Infinity délivrant des faisceaux photoniques de 6, 10 et 18 MV. Les mesures ont été effectuées dans un fantôme à eau en utilisant une chambre d'ionisation CC13 pour les champs conventionnels et une chambre Razor pour les petits champs, afin d'assurer une meilleure précision des mesures.

Les résultats montrent une augmentation globale des facteurs Sc, Sp et OF avec l'accroissement de la taille du champ pour les trois énergies étudiées 6,10 et 18 MV. Pour le champ de référence la valeur de l'OF a été normalisée à 1. Les petits champs présentent des valeurs inférieures à 1, tandis que les grands champs présentent des valeurs supérieures à 1. Cette évolution est particulièrement marquée pour les petits champs, puis tend vers une stabilisation progressive pour les champs de grandes dimensions. L'étude met également en évidence l'influence de l'énergie du faisceau sur le comportement de ces facteurs. Les variations observées se traduisent directement par des modifications de la dose absorbée.

En conclusion, la détermination précise des facteurs de sortie constitue une étape essentielle pour garantir l'exactitude du calcul de dose, optimiser la qualité des traitements et renforcer la sécurité des patients en radiothérapie externe.

Mots-clés : Radiothérapie externe, facteur de sortie, dose absorbée, facteur de diffusion du collimateur (Sc), facteur de diffusion du fantôme (Sp), chambre d'ionisation CC13, chambre Razor, petits champs.

Abstract

Accurate absorbed dose delivery is a fundamental requirement in external beam radiotherapy. Among the dosimetric parameters influencing this dose are the output factors, whose values depend on the irradiation field size and beam energy.

The aim of this work is to experimentally evaluate the total Output Factor (OF), the Collimator Scatter Factor (Sc), and the Phantom Scatter Factor (Sp) for different field sizes and photon beam energies, and to analyze their influence on the absorbed dose.

This study was carried out in the Radiotherapy Department of the Anti-Cancer Center of El Oued using an ELEKTA Infinity linear accelerator delivering photon beams of 6, 10, and 18 MV. Measurements were performed in a water phantom using a CC13 ionization chamber for conventional fields and a Razor chamber for small fields, ensuring greater measurement accuracy.

The results showed an overall increase in Sc, Sp, and OF values with increasing field size for the three studied energies 6, 10 and 18 MV. For the reference field size of $10 \times 10\ cm^2$, the OF value was normalized to 1. Small fields present OF values lower than 1, whereas large fields present OF values higher than 1. This increase was particularly pronounced for small fields and then gradually approached a stable trend for larger field sizes. The study also highlighted the influence of beam energy on the behavior of these factors. The observed variations were directly reflected in changes in the absorbed dose.

In conclusion, the accurate determination of output factors is an essential step to ensure dose calculation accuracy, optimize treatment quality, and enhance patient safety in external beam radiotherapy.

Keywords: External beam radiotherapy, output factor, absorbed dose, collimator scatter factor (Sc), phantom scatter factor (Sp), CC13 ionization chamber, Razor chamber, small fields.

الملخص

تُعدّ دقة الجرعة الممتصة عنصرًا أساسيًا في العلاج الإشعاعي الخارجي. ومن بين المعلمات الخاصة بقياس الجرعات الاشعاعية المؤثرة في هذه الجرعة عوامل الخرج، التي تعتمد قيمها على حجم حقل التشعيع وطاقة الحزمة الإشعاعية.

يهدف هذا العمل إلى التقييم التجريبي لعامل الخرج الكلي(Output Factor, OF) ، وعامل تشتت محدد الحزمة (Sc)، وعامل تشتت الفانتوم (وسط مكافئ للأنسجة) (Sp)لمختلف أحجام الحقول والطاقات الفوتونية، بالإضافة إلى تحليل تأثيرها على الجرعة الممتصة.

أُجريت هذه الدراسة بمصلحة العلاج الإشعاعي بمركز مكافحة السرطان بالوادي باستخدام مسرع خطي من نوع ELEKTA Infinityيولّد حزمًا فوتونية بطاقة 6 و10 و18 ميغا فولت. وقد أُنجزت القياسات داخل فانتوم مائي (وسط مكافئ للأنسجة) باستعمال غرفة التأين CC13 للحقول التقليدية وغرفة Razor للحقول الصغيرة، وذلك لضمان دقة أكبر في القياسات.

أظهرت النتائج زيادة عامة في قيم عوامل Sc و Spو OFمع ازدياد حجم الحقل الإشعاعي بالنسبة للطاقات الثلاثة المدروسة 10,6و18 ميغا فولت. عند الحقل المرجعي 10×10 سم^2 تم تطبيع قيمة عامل الخرج الى 1 ، حيث تكون قيمه أقل من1 بالنسبة للحقول الصغيرة وأكبر من 1 بالنسبة للحقول الكبيرة .كانت هذه الزيادة أكثر وضوحًا في الحقول الصغيرة، ثم اتجهت نحو الاستقرار التدريجي في الحقول ذات الأبعاد الكبيرة. كما أبرزت الدراسة تأثير طاقة الحزمة الإشعاعية على سلوك هذه العوامل، حيث انعكست التغيرات المسجلة فيها بشكل مباشر على الجرعة الممتصة.

وفي الختام، يُعدّ التحديد الدقيق لعوامل الخرج خطوة أساسية لضمان دقة حساب الجرعة، وتحسين جودة العلاجات، وتعزيز سلامة المرضى في العلاج الإشعاعي الخارجي.

الكلمات المفتاحية: العلاج الإشعاعي الخارجي، عامل الخرج، الجرعة الممتصة، عامل تشتت محدد الحزمة(Sc) ، عامل تشتت الفانتوم (وسط مكافئ للأنسجة)(Sp) ، غرفة التأينCC13 ، غرفةRazor ، الحقول الصغيرة.

Sommaire

Sommaire

Introduction générale 2
Chapitre I : Fondements théoriques de la radiothérapie externe et du facteur de sortie 6
I.1 Introduction 6
I.2 Généralité sur le rayonnement 6
I.3 Interactions du rayonnement avec la matière 7
I.3.1 Effet photoélectrique 8
I.3.2 Effet Compton 9
I.3.3 Création de paires 10
I.4 Radiothérapie externe 11
I.4.1 Les composants principaux d'une installation de radiothérapie externe 11
I.4.2 Techniques de radiothérapie externe 13
I.5 La dose absorbée 14
I.6 Détecteurs de dosimétrie 17
I.6.1 Définition des détecteurs de dosimétrie 17
I.6.2 Les types de détecteurs de dosimétrie 18
I.6.3 Les chambres d'ionisation 18
I.6.4 Propriété des détecteurs influençant la mesure 19
I.6.5 Choix du détecteur pour la mesure du facteur de sortie 19
I-7 Facteur de sortie (output factor) 20
I.8 Importance du facteur de sortie (Output Factor) 23
I.9 La relation entre le facteur de sortie, les unités moniteur (MU) et la dose absorbée 24
I.10 Paramètres physiques influençant le facteur de sortie 25
I.10.1 La taille du champ 25
I.10.2 Énergie du faisceau 25
I.10.3 Equilibre électronique 25
I.11 Champs de petite taille 26
1.11.1 Définition des petits champs 26
I.11.2 Perte de l'équilibre électronique latéral 26
I.11.3 Profil de dose et importance de la pénombre 27
I.11.4 Facteur de correction du facteur de sortie en petits champs 28
I.12 Problèmes de mesure du facteur de sortie 29
I.13 Conclusion 30
Chapitre II : Matériels et Méthodes 33
II.1 Introduction 33

II.2 Matériels utilisés 33
II.2.1 Accélérateur linéaire 33
II.2.2 Système dosimétrique 34
II.3 Conditions de mesure 39
II.3.1 Conditions géométriques de référence 39
II.3.2 Justification des conditions expérimentales 40
II.3.3 Energies étudiées 40
II.3.4 Les taille des champs étudiés 40
II.4 Procédure expérimentale 41
II.4.1 Préparation du dispositif expérimental 41
II.4.2 Acquisition des mesures 43
II.5 Traitement des données dosimétriques 43
II.5.1 Calcul de la moyenne des charges mesurées 43
II.5.2 Application des Facteurs de correction 43
II.5.3 Détermination de la lecture corrigée M_Q 46
II.6 Détermination des facteurs de sortie 47
II.6.1 Facteur de sortie totale (OF total) 47
II.6.2 Facteur de diffusion du collimateur (Sc) 48
II.6.3 Facteur de diffusion du fantôme (Sp) 49
II.7 Conclusion 49
Chapitre III : Résultats et Discussion 51
III.1 Introduction 51
III.2 Présentation et analyse des résultats expérimentaux du facteur de sortie 51
III.2.1 Présentation et analyse des résultats pour 6 MV 51
III.2.2 Présentation et analyse des résultats pour 10 MV 55
III.2.3 Présentation et analyse des résultats pour 18 MV 59
III.3 Discussion des résultats 63
III.3.1 Discussion des résultats pour l'énergie 6 MV 63
III.3.2 Discussion des résultats pour l'énergie 10 MV 64
III.3.3 Discussion des résultats pour l'énergie 18 MV 65
III.3.4 Analyse et discussion comparative du facteur de sortie total pour les énergies 6 MV, 10 MV et18 MV 67
III.4 Présentation et analyse et discussion des résultats dans les petits champs 69
III.4.1 Présentation et analyse des résultats 69
III.4.2 Étude de l'influence du volume de la chambre sur le facteur de sortie (OF) 74
III.5 Conclusion 76

Conclusion générale 79
Bibliographie 82
Annexes 85

Liste de figures

Figure I.1 : Classification générale des rayonnements.	7
Figure I.2 : Représentation schématique de l'effet photoélectrique (adapté de [9]).	9
Figure I.3 : Schéma illustrant l'effet Compton (adapté de [9]).	10
Figure I.4 : Représentation schématique de la création de pairs (adapté de [9]).	10
Figure I.5 : Schéma illustrant la structure et les composantes de l'accélérateur linéaire.	12
Figure I.6 : Système de planification du traitement (TPS).	13
Figure I.7 : La courbe de pourcentage de dose en profondeur (PDD).	17
Figure I.8 : Le principe de fonctionnement de la chambre d'ionisation.	19
Figure I.9 : Schéma explicatif du mécanisme de mesure du facteur de sortie (rapport du champ donné au champ de référence) (adapté de [7]).	21
Figure I.10 : Profil de dose	28
Figure II.1 : Accélérateur linéaire ELEKTA pour centre anti cancer (CAC) d'El Oued.	34
Figure II.2 : Fantôme à eau pour center anti cancer (CAC) d'El Oued.	35
Figure II.3 : Chambre d'ionisation CC13. (a) Structure schématique, (b) chambre d'ionisation CC13 de CAC El Oued.	36
Figure II.4 : chambre d'ionisation Razor. (a) Structure schématique, (b) chambre d'ionisation Razor de CAC El Oued.	37
Figure II.5 : électromètre utilisé pour la mesure de la charge électrique.	38
Figure II.6 : Thermomètre et baromètre utilisés lors des mesures expérimentales.	39
Figure II.7 : Exemple de configuration numérique d'un champ d'irradiation (Énergie : 10 MV) sur l'interface ELEKTA.	41
Figure II.8 : Géométrie de mesure du facteur de sortie. (a) mesure du OF total dans l'eau, (b) mesure du Sc dans l'air avec capuchon de build-up.	42
Figure II.9 : Schéma illustrant le calcul de la lecture corrigé M_Q et du facteur de sortie (OF).	47
Figure III.1 : Variation de Sc en fonction de la taille du champ pour 6 MV	52
Figure III.2 : Variation de Sp en fonction de la taille du champ pour 6 MV	53
Figure III.3 : Variation d'OF total en fonction de la taille du champ pour 6 MV	55
Figure III.4 : Variation de Sc en fonction de la taille du champ pour 10 MV	56
Figure III.5 : Variation de Sp en fonction de la taille du champ pour 10 MV	57
Figure III.6 : Variation d'OF total en fonction de la taille du champ pour 10 MV	58
Figure III.7 : Variation de Sc en fonction de la taille du champ pour 18 MV	60
Figure III.8 : Variation de Sp en fonction de la taille du champ pour 18 MV	61
Figure III.9 : Variation d'OF total en fonction de la taille du champ pour 18 MV	62
Figure III.10 : Variation de l'OF total en fonction de la taille du champ pour 6,10 et 18 MV	68
Figure III.11 : Variation de Sc en fonction de la taille du champ pour 6 MV	70
Figure III.12 : Variation d'OF total en fonction de la taille du champ pour 6 MV	71
Figure III.13 : Variation de Sc en fonction de la taille du champ pour 18 MV	73
Figure III.14 : Variation d'OF total en fonction de la taille du champ pour 18 MV	74

Liste de tableaux

Tableau II.1 : Caractéristiques des chambres d'ionisation.	37
Tableau II.2 : Exemple de calcul du facteur de sortie (OF_{total}) pour 6M	48
Tableau II.3 : Exemple de calcule du facteur diffusion du collimateur (Sc) pour 6MV	49
Tableau III.1 : Valeur du Sc pour différentes tailles du champ à l'énergie de 6 MV	52
Tableau III.2 : Valeur du Sp pour différentes tailles du champ à l'énergie de 6 MV	53
Tableau III.3 : Valeur d'OF total pour différentes tailles du champ à l'énergie de 6 MV	54
Tableau III.4 : Valeur du Sc pour différentes tailles du champ à l'énergie de 10 MV	56
Tableau III.5 : Valeur du Sp pour différentes tailles du champ à l'énergie de 10 MV	57
Tableau III.6 : Valeur d'OF total pour différentes tailles du champ à l'énergie de 10 MV	58
Tableau III.7 : Valeur du Sc pour différentes tailles du champ à l'énergie de 18 MV	59
Tableau III.8 : Valeur du Sp pour différentes tailles du champ à l'énergie de 18 MV	61
Tableau III.9 : Valeur d'OF total pour différentes tailles du champ à l'énergie de 18 MV	62
Tableau III.10 : Valeur du Sc pour différentes taille du champ à l'énergie de 6 MV	70
Tableau III.11 : Valeur d'OF total pour différentes taille du champ à l'énergie de 6 MV	71
Tableau III.12 : Valeur du Sc pour différentes taille du champ à l'énergie de 18 MV	72
Tableau III.13 : Valeur d'OF total pour différentes taille du champ à l'énergie de 18 MV	73
Tableau III.14 : Écarts relatifs Δ (%) entre les chambres d'ionisation CC13 et Razor pour les petits champs	75

Introduction générale

Introduction générale

La radiothérapie externe constitue l'un des principaux moyens de traitement du cancer, aux côtés de la chirurgie et de la chimiothérapie. Elle repose sur l'utilisation de rayonnements ionisants de haute énergie afin de détruire les cellules tumorales ou de limiter leur prolifération, tout en préservant au maximum les tissus sains environnants. Ce type de traitement a connu un développement technologique considérable, notamment grâce à l'utilisation des accélérateurs linéaires (LINAC), permettant de produire des faisceaux de rayonnement précis et adaptés à la forme de la tumeur.

La dose absorbée (Absorbed Dose) représente un paramètre fondamental en radiothérapie, car elle correspond à la quantité d'énergie déposée par unité de masse de matière et s'exprime en Gray (Gy).la maîtrise précise de cette dose est essentielle, puisque toute déviation peut soit diminuer l'efficacité du traitement, soit entraîner des effets indésirables sur les tissus sains.

Dans ce contexte, le facteur de sortie (output Factor) joue un rôle clé dans le calcul de la dose délivrée. Il permet de corriger les variations liées aux conditions d'irradiation notamment la taille du champ et l'énergie du faisceau. Il est défini comme le rapport entre la dose mesurée pour un champ donné et celle mesurée dans un champ de référence (généralement 10 × 10 cm2). Ce facteur dépend de plusieurs paramètres physiques, tels que le rayonnement diffusé, l'énergie des photons et les conditions d'équilibre électronique.

Les travaux d'Alfonso et collaborateurs ont établi le cadre théorique de référence permettant la détermination des facteurs de sortie dans les champs non standards [1], tandis que le protocole IAEA TRS-483 a proposé des recommandations internationales pour la mesure des Output Factor en petits champs [2]. Ces avancées ont contribué à améliorer la précision des calculs dosimétriques et la fiabilité des systèmes de planification de traitement (TPS).

Le facteur de sortie constitue un paramètre essentiel en radiothérapie externe, car il intervient directement dans l’évaluation de la dose absorbée et dans le calcul des unités moniteur (MU). Pour les champs conventionnels, sa variation avec la taille du champ demeure relativement faible et peut être prédite avec une bonne précision lorsque les contributions du rayonnement diffusé sont correctement prises en compte [3]. En revanche, dans les petits champs utilisés en IMRT, VMAT, SBRT et radio chirurgie stéréotaxique, la détermination du facteur de sortie devient plus complexe en raison de plusieurs phénomènes physiques tels que la perte de

l'équilibre électronique latéral, l'occlusion partielle de la source et les effets liés aux dimensions finies des détecteurs [4].

De nombreuses études ont montré que les facteurs de sortie dépendent non seulement de la taille du champ, mais également de l'énergie du faisceau et des contributions du rayonnement diffusé provenant à la fois de la tête de l'accélérateur et du milieu irradié [3,4]. Pour des champs suffisamment larges, les facteurs de sortie tendent généralement à augmenter avec l'énergie du faisceau [4]. Toutefois, cette relation devient moins prévisible lorsque la taille du champ diminue, notamment en raison de la perte de l'équilibre électronique latéral, qui modifie le transport des électrons secondaires et influence directement la distribution de dose [4].

La séparation entre les composantes de diffusion issues de la tête de l'accélérateur (head scatter) et celles provenant du fantôme irradié (phantom scatter) est aujourd'hui reconnue comme indispensable pour une modélisation dosimétrique précise [3]. Une prise en compte inadéquate de ces contributions peut conduire à des écarts significatifs entre les valeurs calculées et mesurées, avec un impact direct sur la dose réellement délivrée au patient [3]. Cette problématique est encore plus marquée pour les faisceaux sans filtre d'aplatissement (FFF), dont les caractéristiques spectrales et les conditions de diffusion diffèrent de celles des faisceaux conventionnels [5].

Malgré l'existence de protocoles standardisés et de méthodes de calcul avancées, l'évaluation précise du facteur de sortie demeure un enjeu majeur en physique médicale. Des écarts entre les mesures expérimentales et les calculs des TPS sont encore observés, particulièrement pour les petits champs, où les incertitudes de mesure et la dépendance au détecteur peuvent affecter la précision dosimétrique [4,6]. Une caractérisation rigoureuse des facteurs de sortie reste donc essentielle afin de garantir l'exactitude des calculs de dose, d'optimiser la qualité des traitements et d'assurer la sécurité des patients [6].

La problématique principale de ce travail réside dans l'étude de l'influence de la taille du champ et de l'énergie du faisceau sur le facteur de sortie et, par conséquent, sur la dose absorbée. Cette étude vise à mieux comprendre les mécanismes physiques responsables des variations observées, à évaluer leur impact dosimétrique et à contribuer à l'amélioration de la précision des traitements de radiothérapie externe.

Ainsi, l'objectif de cette étude est d'évaluer le facteur de sortie pour différentes tailles de champs et différentes énergies en radiothérapie externe, et d'analyser son impact sur la dose

absorbée. Elle vise également à étudier la relation entre la taille du champ, l'énergie du faisceau et les valeurs du facteur de sortie, ainsi qu'à discuter les difficultés liées à sa mesure, en particulier dans le cas des petits champs.

L'intérêt de ce travail réside dans l'amélioration de la précision des calculs dosimétriques, Contribuant ainsi à optimiser la qualité des traitements en radiothérapie et à garantir la sécurité des patients, grâce à une meilleure compréhension des paramètres physiques influençant la distribution de dose.

Afin d'atteindre les objectifs fixés, ce mémoire est structuré en trois chapitres.

Le premier chapitre présente les notions théoriques relatives à la radiothérapie externe, aux interactions des rayonnements avec la matière, à la dose absorbée ainsi qu'aux facteurs de sortie utilisés en dosimétrie.

Le deuxième chapitre est consacré à la présentation du matériel utilisé, des conditions expérimentales et de la méthodologie adoptée pour la réalisation des mesures et le calcul des différents facteurs étudiés.

Enfin, le troisième chapitre présente les résultats obtenus, leur analyse et leur discussion, ainsi qu'une comparaison du comportement des facteurs de sortie en fonction de la taille du champ et de l'énergie du faisceau.

En outre, trois annexes détaillent les résultats obtenus, qu'il n'était pas utile d'inclure dans les chapitres de la thèse.

Chapitre I :

Fondements théoriques de la radiothérapie externe et du facteur de sortie

Chapitre I : Fondements théoriques de la radiothérapie externe et du facteur de sortie

I.1 Introduction

Le présent chapitre vise à présenter les bases théoriques liées à la radiothérapie externe, en mettant l'accent sur les concepts physiques fondamentaux qui régissent le calcul de la dose absorbée, notamment le facteur de sortie (Output Factor), considéré comme l'un des paramètres essentiels en dosimétrie.

Il aborde également les mécanismes physiques fondamentaux liés à l'interaction du rayonnement avec la matière, indispensable à la compréhension des phénomènes dosimétriques intervenant dans la détermination du facteur de sortie et de la dose absorbée en radiothérapie externe.

I.2 Généralité sur le rayonnement

Le rayonnement est défini comme une forme de transfert d'énergie à travers l'espace ou la matière. Il peut se propager sous forme d'ondes électromagnétiques ou de particules matérielles. En physique médicale, les rayonnements sont généralement classés en deux catégories principales : Les rayonnements non ionisants et les rayonnements ionisants [7]. Afin de mieux illustrer la classification des rayonnements selon leur pouvoir d'ionisation, le schéma suivant présente les principales catégories des rayonnements ionisants et non ionisants.

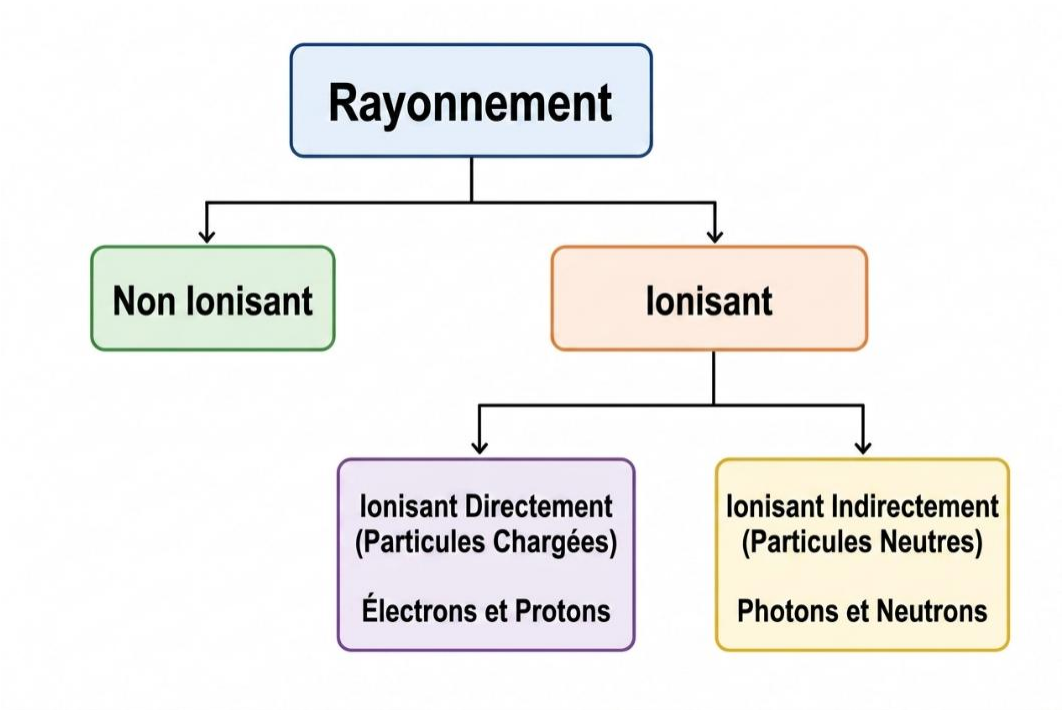


Figure I.1 : Classification générale des rayonnements.

Les rayonnements non ionisants possèdent une énergie insuffisante pour provoquer l'ionisation de la matière. Parmi eux figurent les ondes radio, les micro-ondes, les infrarouges ainsi que la lumière visible [7].

En revanche, les rayonnements ionisants disposent d'une énergie suffisamment élevée pour arracher des électrons aux atomes et aux molécules, conduisant ainsi à la formation d'ions. Ces rayonnements peuvent provoquer des modifications physiques et biologiques importantes dans les tissus vivants [7].

Dans le domaine de la radiothérapie externe, les rayonnements ionisants sont utilisés afin de déposer une dose absorbée au niveau des tissus tumoraux dans le but de détruire les cellules cancéreuses tout en préservant au maximum les tissus sains avoisinants [7] [9].

I.3 Interactions du rayonnement avec la matière

L'interaction du rayonnement ionisant avec la matière constitue l'un des fondements physiques essentiels de la radiothérapie externe. Lorsqu'un faisceau de photons de haute énergie traverse un milieu matériel, notamment les tissus biologiques, il transfère progressivement son énergie à la matière à travers différentes interactions physiques, ce qui conduit finalement au dépôt de dose absorbée sans le milieu irradié [7].

Dans le domaine de la radiothérapie externe, Les faisceaux photoniques produits par les accélérateurs linéaires interagissent principalement avec les tissus selon plusieurs mécanismes physiques, dont les plus importants sont l'effet photoélectrique l'effet Compton et la création de paires [7].

I.3.1 Effet photoélectrique

L'effet photoélectrique se produit lorsqu'un photon incident transfère la totalité de son énergie à un électron lié de l'atome, provoquant son éjection. Ce phénomène est particulièrement dominant pour les faibles énergies et dans les matériaux de numéro atomique élevé [7] comme montre la **figure I.2**.

Bien que cette interaction soit moins prédominante dans les faisceaux de haute énergie utilisés en radiothérapie externe, elle demeure importante pour comprendre les mécanismes fondamentaux d'absorption de l'énergie dans la matière [7].

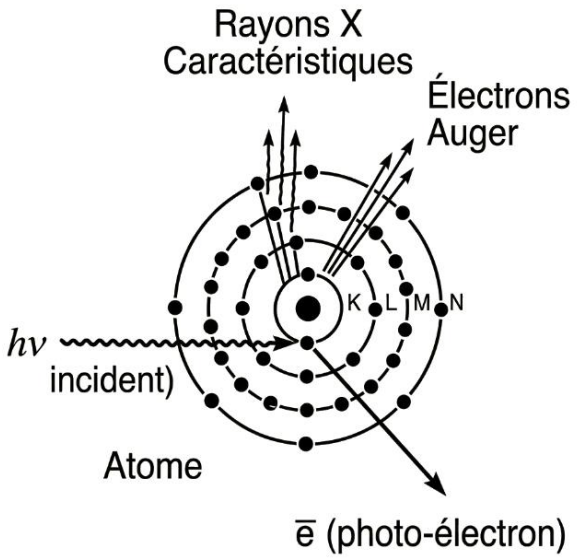


Figure I.2 : Représentation schématique de l'effet photoélectrique (adapté de [9]).

I.3.2 Effet Compton

L'effet Compton représente l'interaction dominante dans les tissus biologiques pour les énergies utilisées en radiothérapie externe. Dans ce phénomène, Le Photon incident entre en collision avec un électron faiblement lié, ce qui entraîne l'éjection d'un électron secondaire ainsi que la diffusion du photon avec une énergie réduite [7] (voir **la figure I.3**).

Cette interaction joue un rôle fondamental dans la distribution de la dose absorbée à l'intérieur du patient, puisqu'elle contribue à la production du rayonnement diffusé responsable d'une partie importante du dépôt d'énergie dans les tissus biologiques [7] [9].

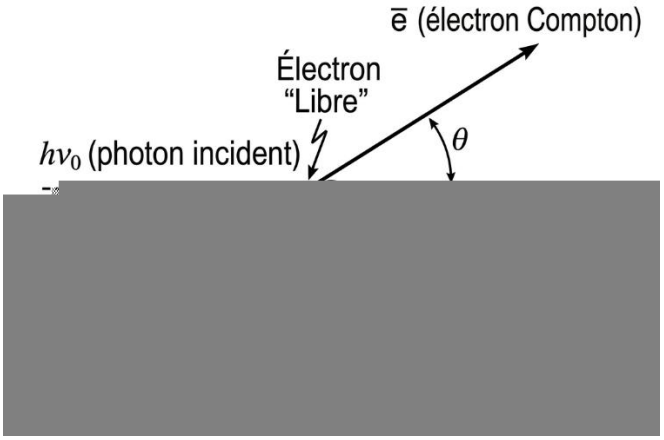


Figure I.3 : Schéma illustrant l'effet Compton (adapté de [9]).

I.3.3 Création de paires

La création de paires apparaît lorsque l'énergie du photon incident dépasse 1.02 MeV. Le Photon disparaît alors au voisinage du noyau atomique et se transforme en une paire électron-positon [7] (voir la **figure I.4**).

Ce phénomène devient plus important pour les faisceaux de très haute énergie utilisée dans certaines applications de radiothérapie externe [7].

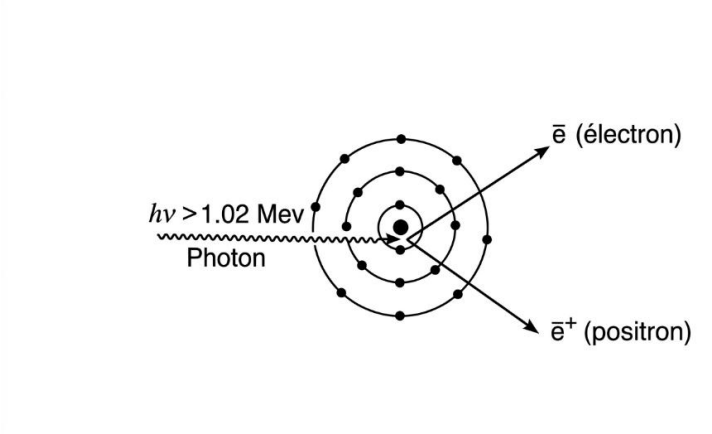


Figure I.4 : Représentation schématique de la création de pairs (adapté de [9]).

I.4 Radiothérapie externe

La radiothérapie externe est considérée comme l'une des techniques les plus importantes utilisées dans le traitement du cancer, car elle repose sur l'utilisation d'un rayonnement ionisant de haute énergie généré à l'extérieur du corps du patient au moyen d'un accélérateur linéaire (Linear Accelerator – LINAC), puis dirigée avec précision vers la tumeur dans le but de détruire les cellules cancéreuses tout en préservant les tissus sains environnants [7].

Ce type de traitements repose sur l'interaction du rayonnement avec la matière biologique, où l'absorption de l'énergie radiative à l'intérieur des tissus conduit à provoquer des dommages à l'ADN (DNA) des cellules cancéreuses, ce qui empêche leur division et leur prolifération [7]. Cette technique est largement utilisée dans le traitement de différents types de cancers, soit de manière indépendante soit en complément avec la chirurgie et la chimiothérapie [7].

I.4.1 Les composants principaux d'une installation de radiothérapie externe

L'appareil de radiothérapie externe se compose principalement de l'accélérateur linéaire qui produit des faisceaux photoniques ou électroniques d'énergie déterminée, en plus des systèmes de planification du traitement (Treatment Planning system –TPS) qui sont utilisés pour déterminer la distribution de la dose à l'intérieur du corps avec une grande précision [7] [8].

- **Principe de fonctionnement de l'accélérateur linéaire**

Le principe de fonctionnement de l'accélérateur linéaire repose sur l'accélération des électrons à l'aide d'un champ électromagnétique à haute fréquence, leur permettant d'atteindre des énergies élevées. Ces électrons sont ensuite dirigés vers une cible métallique, où ils produisent un faisceau de photons de haute énergie par interaction. Le faisceau ainsi généré est ensuite collimaté et orienté avec précision vers le volume tumoral afin d'assurer un traitement efficace tout en limitant l'irradiation des tissus sains [7].

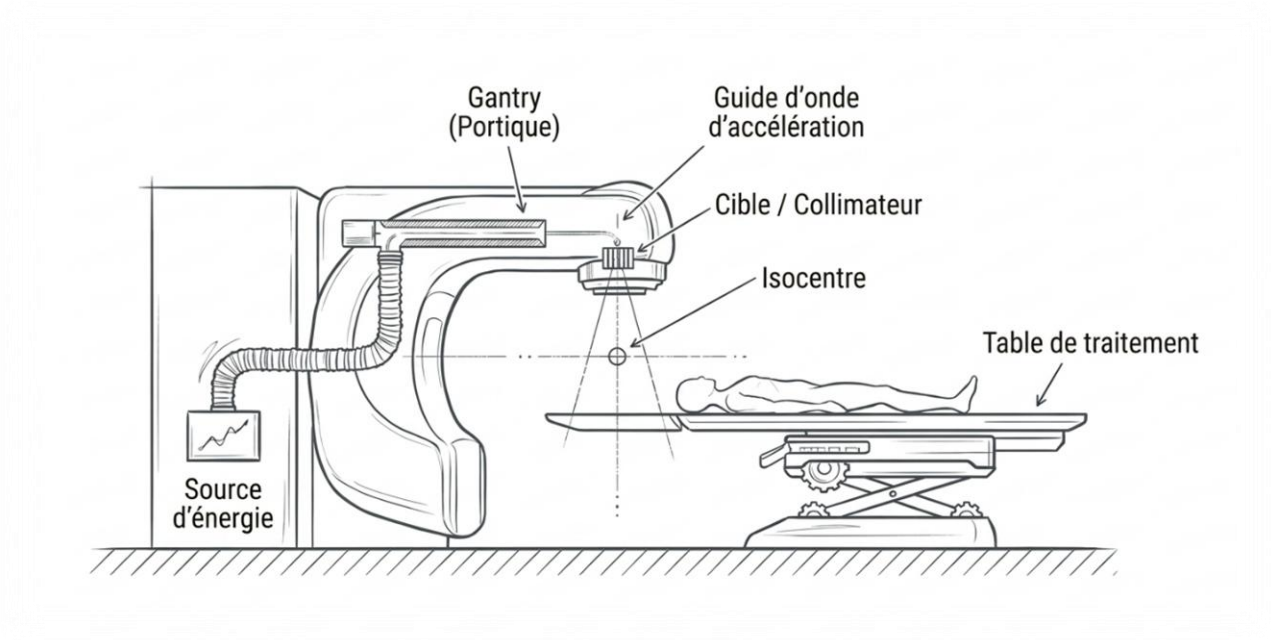


Figure I.5 : Schéma illustrant la structure et les composantes de l'accélérateur linéaire.

- **Système de planification du traitement (TPS)**

Le Système de planification du traitement constitue un outil fondamental en radiothérapie externe. Il permet de calculer, simuler et visualiser la distribution de la dose à l'intérieur du corps du patient en se basant sur des modèles physiques et mathématiques. Le TPS prend en compte plusieurs paramètres dosimétriques, notamment le facteur de sortie (output Factor), afin d'optimiser la planification du traitement et garantir la délivrance précise de la dose prescrite [8].

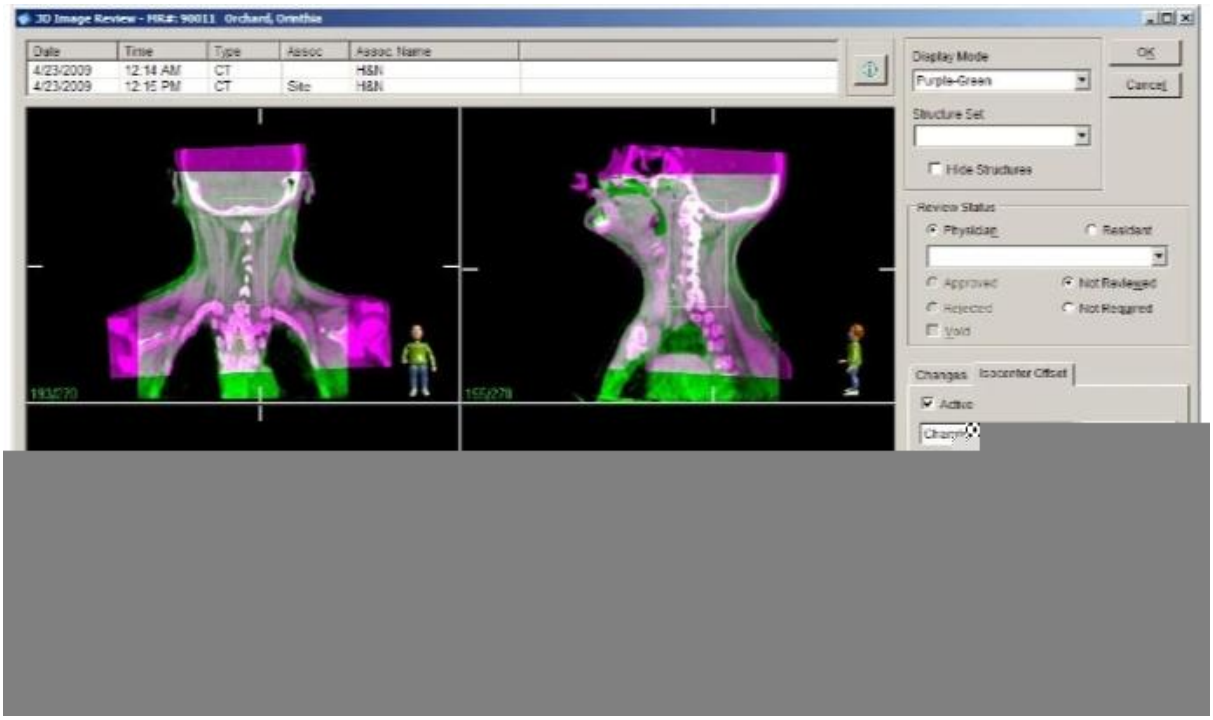


Figure I.6 : Système de planification du traitement (TPS).

Le développement technologique a contribué à l'apparition de techniques modernes telles que l'IMRT et la VMAT, qui ont amélioré de manière significative la précision du guidage des faisceaux d'irradiation, ce qui permet une meilleure couverture de la tumeur et une réduction de la dose aux tissus sains, ce qui a rendu la précision des mesures physiques telles que la dose et le facteur de sortie d'une grande importance dans la physique médicale moderne [8] [9].

I.4.2 Techniques de radiothérapie externe

Les techniques de radiothérapie externe ont connu une évolution notable dans le but d'améliorer la précision du traitement et de réduire les effets secondaires qui y sont associés [7] [9]. Parmi les principales de ces techniques :

- **Radiothérapie bidimensionnelle (2D)**

Cette technique est considérée comme la plus ancienne technique conventionnelle, car elle se base sur des images radiographiques simples pour définir les champs d'irradiation, mais elle ne permet pas une adaptation précise du faisceau à la forme de la tumeur [7].

- **Radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3D-CRT)**

Cette technique repose sur des images tridimensionnelles, ce qui permet de modeler les faisceaux d'irradiations afin qu'ils s'adaptent mieux à la forme géométrique de la tumeur [7] [9].

- **Radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT)**

IMRT ou (Intensity-Modulated Radiation Therapy) Cette technique permet de modifier l'intensité du faisceau d'irradiations à l'intérieur du champ, ce qui conduit à une distribution de dose plus précise et plus conforme au volume tumoral, tout en réduisant la dose aux organes sains adjacents [8] [9].

- **Radiothérapie guidée par l'image (IGRT)**

IGRT (Image-Guided Radiation Therapy) elle repose sur l'utilisation de techniques d'imagerie pendant les séances de traitement afin de vérifier la position du patient, et ainsi améliorer la précision du guidage du faisceau et réduire les erreurs de positionnement [8].

- **Radiothérapie volumétrique modulée en arc (VMAT)**

VMAT ou (Volumétric Modulated Arc Therapy), Cette technique consiste à délivrer la dose pendant la rotation de l'accélérateur autour du patient, ce qui permet de réduire le temps de traitement et d'améliorer de manière significative la distribution de la dose [8] [9].

Ces techniques modernes jouent un rôle essentiel dans l'amélioration de la qualité de la radiothérapie, car elles influencent directement la distribution de la dose à l'intérieur du corps, et par conséquent les paramètres dosimétriques tels que le facteur de sortie (output Factor) [8] [15].

I.5 La dose absorbée

La dose absorbée est l'une des grandeurs physiques les plus importantes en physique médicale, car elle exprime directement la quantité d'énergie transférée par le rayonnement ionisant aux tissus biologiques, ce qui en fait la base pour évaluer les effets biologiques des rayonnements [7].

La dose absorbée est définie mathématiquement comme le rapport entre l'énergie déposée et la masse, comme l'exprime l'équation (I-1)

$$\boldsymbol{D = \frac{dE}{dm}} \qquad \textbf{(I-1)}$$

Où :

D : La dose absorbée (Gy).

dE : L'énergie déposée (J).

dm : La masse (Kg).

Cette définition permet une mesure précise de l'effet du rayonnement indépendamment du type ou de la forme de la matière [7] [10].

L'unité de mesure adoptée au niveau international est le Gray (Gy), où 1 Gy correspond au dépôt de 1 joule d'énergie dans 1kilogramme de matière. Il s'agit d'une unité dérivée du système international (SI), largement utilisé dans les applications médicales, notamment en radiothérapie [7] [11].

Dans le domaine de la radiothérapie, la maîtrise de la dose absorbée est d'une importance capitale, car l'objectif est d'atteindre un équilibre précis entre la destruction des cellules tumorales et la préservation des tissus sains, ce que l'on appelle le rapport thérapeutique (Therapeutic Ratio) [11].

Si la dose est faible, elle peut être insuffisante pour éliminer la tumeur, ce qui conduit à un échec du traitement, tandis que des doses élevées peuvent provoquer des complications graves telles que des lésions des tissus normaux ou des effets secondaires tardifs [11].

La dose absorbée varie à l'intérieur du corps en fonction de la profondeur en raison de l'interaction du rayonnement avec la matière, où se produisent des phénomènes tels que

l'absorption et la diffusion, ce qui entraîne une distribution non homogène de la dose dans les tissus [7].

Pour décrire cette variation, on utilise le concept du pourcentage de dose en profondeur (PDD), qui constitué l'un des paramètres dosimétriques les plus importants utiliser en planification du traitement en radiothérapie [7].

Le PDD est défini comme le rapport entre la dose à une profondeur donnée et la dose maximale multipliée par 100, comme indiqué par l'équation (I.2)

$$\boldsymbol{PDD = 100 \times \frac{D_d}{D_{max}}} \qquad \textbf{(I-2)}$$

Où :

D_d : la dose à une profondeur donnée.

D_{max} : la dose maximale.

Ce qui permet de comparer la distribution de la dose de manière relative [7].

Dans les faisceaux photoniques, la dose augmente initialement avec la profondeur en raison du phénomène de build-up, résultant de la production d'électrons secondaires, jusqu'à atteindre la dose maximale D_{max}, puis elle diminue en raison de l'atténuation du faisceau dans le milieu [7] [11].

- **Région de build-up et profondeur de dose maximale**

Dans les faisceaux photoniques de haute énergie, la dose absorbée n'atteint pas immédiatement sa valeur maximale à la surface du milieu irradié. Elle augmente progressivement avec la profondeur jusqu'à atteindre une valeur maximale appelée profondeur de dose maximale d_{max}. Cette région est connue sous le nom de région de build-up [7] comme l'illustre dans **la figure I.7**.

Ce phénomène est principalement lié à la production progressive des électrons secondaires générée par les par les interactions des photons avec le milieu irradié. Ces électrons transportent l'énergie et contribuent directement au dépôt de dose dans les tissus [7] [11].

Au-delà de la profondeur d_{max}, la dose absorbée diminue progressivement sous l'effet de l'atténuation du faisceau photonique dans le milieu [7].

La compréhension de la région de build-up est essentielle en dosimétrie des faisceaux photonique, car elle influence directement la distribution de dose ainsi que plusieurs paramètres dosimétriques utilisés en radiothérapie externe, notamment le facteur de sortie [9].

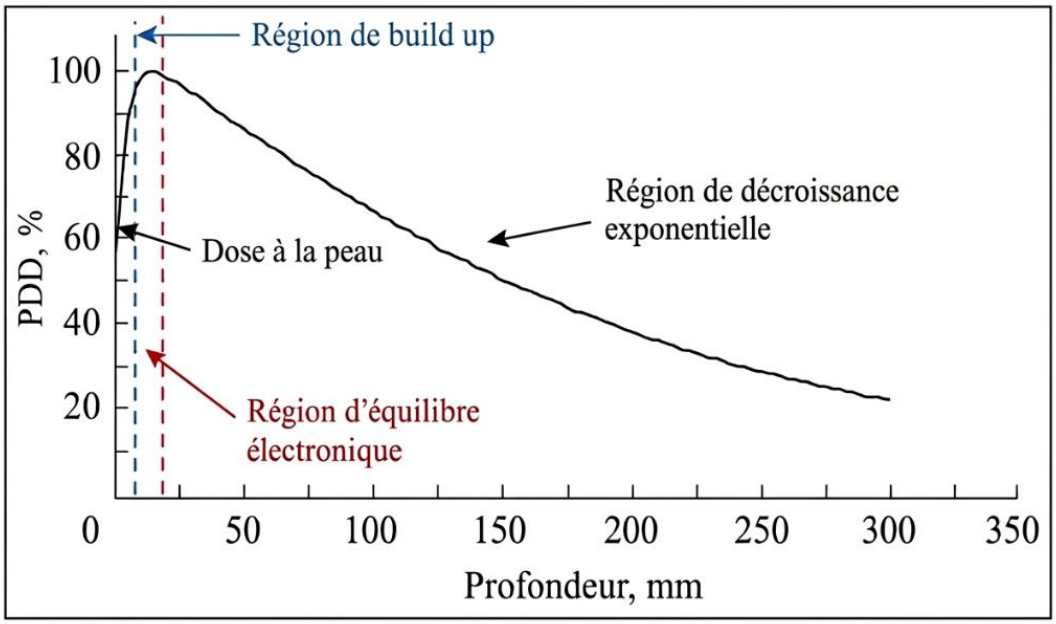


Figure I.7 : La courbe de pourcentage de dose en profondeur (PDD).

I.6 Détecteurs de dosimétrie

I.6.1 Définition des détecteurs de dosimétrie

Les détecteurs de dosimétrie sont définis comme des dispositifs utilisés pour mesurer la dose absorbée ou une grandeur qui lui est associée lors de l'exposition aux rayonnements ionisants, en convertissant l'effet du rayonnement en un signal mesurable tel qu'une charge électrique ou un signal lumineux [2]. Ils constituent un élément essentiel pour garantir la précision des

mesures en radiothérapie, permettant ainsi une détermination fiable de la dose délivrée, Ce qui contribue à améliorer la qualité du traitement et la sécurité du patient [13].

I.6.2 Les types de détecteurs de dosimétrie

Il existe plusieurs types de détecteurs utilisés en radiothérapie, notamment les chambres d'ionisation, les détecteurs semi- conducteurs (tels que Les diodes) ainsi que les films radiographiques, chacun présentant des caractéristiques spécifiques en termes de sensibilité, de précision et de domaine d'utilisation [13]. Le choix du détecteur dépend principalement des conditions de mesure, en particulier la taille du champ d'irradiation et l'énergie du faisceau utilisé [15].

I.6.3 Les chambres d'ionisation

La chambre d'ionisation est l'un des détecteurs les plus utilisés en dosimétrie en radiothérapie, en raison de sa grande précision et de sa stabilité de réponse [2]. Son principe de fonctionnement repose sur l'ionisation du gaz contenu dans un volume sensible lorsqu'il est exposé au rayonnement, produisant ainsi des paires d'ions collectées sous l'effet d'un champ électrique, ce qui génère un signal proportionnel à la dose absorbée [13] (voir la **figure I.8**). Ces chambres sont particulièrement utilisées pour les mesures de référence des paramètres dosimétriques, notamment le facteur de sortie, en raison de leur grande fiabilité [15]

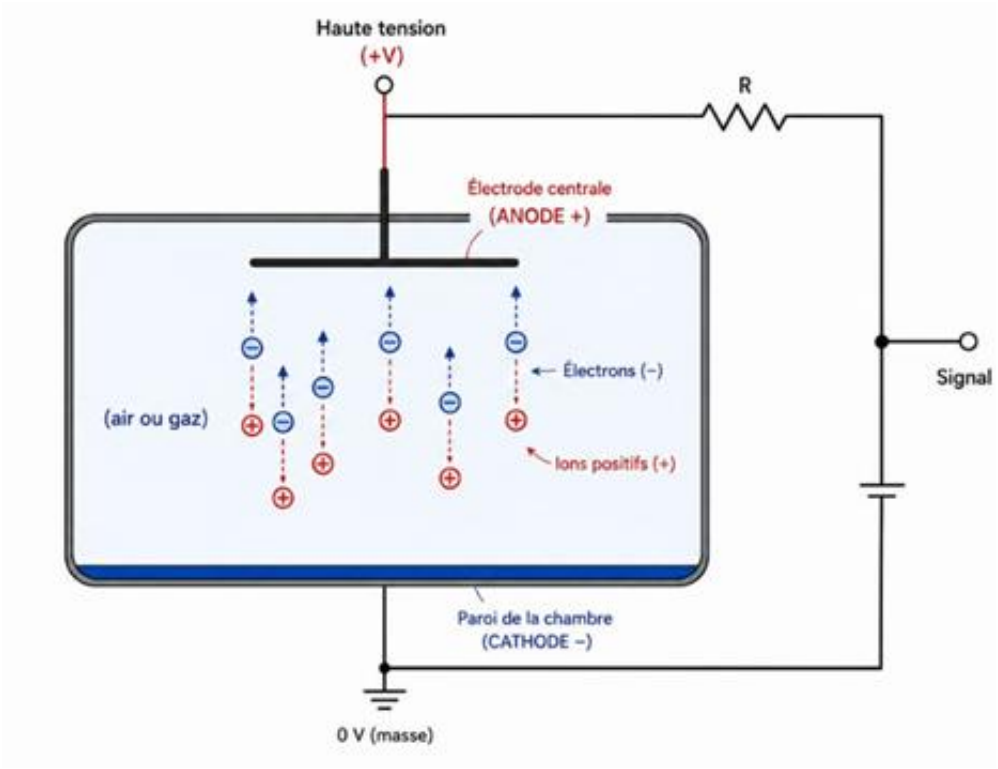


Figure I.8 : Le principe de fonctionnement de la chambre d'ionisation.

I.6.4 Propriété des détecteurs influençant la mesure

La précision des mesures dosimétriques dépend de plusieurs propriétés physiques des détecteurs, telles que leur volume, leur sensibilité et leur réponse en énergie [13]. Le volume du détecteur constitue un facteur critique, notamment dans le cas des petits champs, où un volume trop important peut entraîner une perte de précision due à l'effet de moyenne volumique (*Volume Averaging Effect*) [15]. De plus, la dépendance en énergie du détecteur peut affecter l'exactitude des mesures si des corrections appropriées ne sont pas appliquées, ce qui influence directement la détermination du facteur de sortie [2].

I.6.5 Choix du détecteur pour la mesure du facteur de sortie

Le choix du détecteur approprié pour la mesure du facteur de sortie dépend de plusieurs paramètres, notamment la taille du champ et le type de faisceau utilisé. Les chambres

d'ionisation sont généralement utilisées pour les champs standards, tandis que d'autres détecteurs, tels que les diodes, sont préférés pour les petits champs en raison de leur haute résolution spatiale [15]. Un choix adéquat du détecteur est essentiel pour minimiser les erreurs de mesure et garantir une grande précision, en particulier face aux défis liés à la perte d'équilibre électronique [13].

I-7 Facteur de sortie (output factor)

Le facteur de sortie (*Output Factor*) est l'une des grandeurs fondamentales en physique de la radiothérapie. Il est utilisé pour décrire le comportement du faisceau de rayonnement lors de la modification des conditions d'irradiation, en particulier la taille du champ. Il exprime la relation relative entre la dose délivrée pour un champ donné et la dose de référence mesurée dans les mêmes conditions standardisées [13] [9].

Le facteur de sortie est défini comme le rapport entre la dose mesurée pour un champ donné et celle mesurée pour le champ de référence (généralement de 10 ×10 cm^2) (voir la **figure I.9**), mesurées à la même profondeur et dans les mêmes conditions géométriques de mesure (SSD ou SAD) pour une énergie de faisceau donnée [13] [14], comme le montre cette équation.

$$\mathbf{OF} = \frac{\mathbf{D_{field}}}{\mathbf{D_{10\times10}}} \qquad \textbf{(I-3)}$$

Où :

D_{field} : La dose mesurée pour un champ donné.

$D_{10\times10}$: La dose mesurée pour le champ référence.

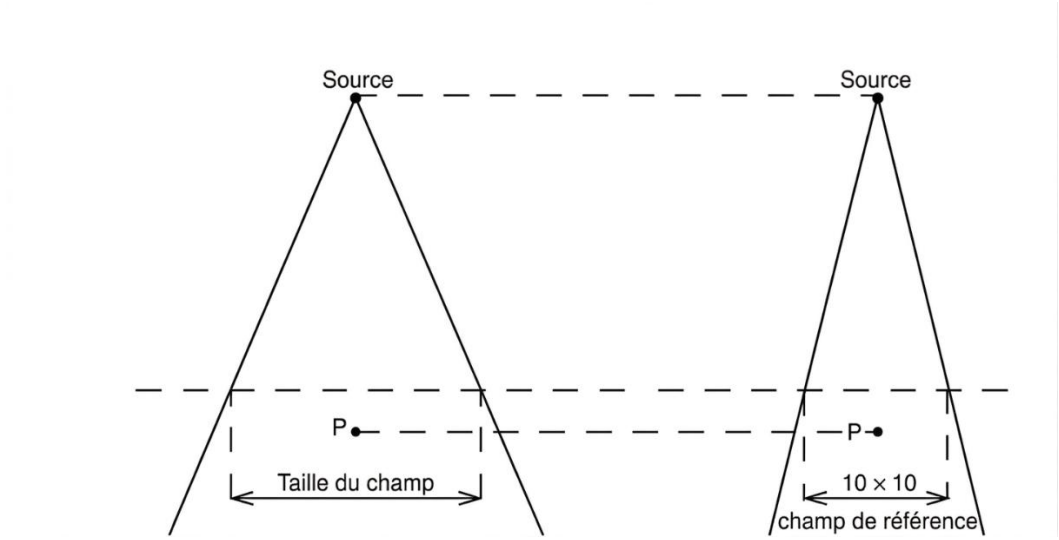


Figure I.9 : Schéma explicatif du mécanisme de mesure du facteur de sortie (rapport du champ donné au champ de référence) (adapté de [7]).

Le facteur de sortie est généralement mesuré dans un fantôme équivalent à l'eau (water Phantom), à une profondeur de référence donnée (souvent la profondeur de dose maximale ou 10 cm), tout en maintenant constante les autres conditions de mesure telles que la distance source-surface (SSD). Le choix du champ de référence 10 ×10 cm^2 constitue une norme internationale, car il représente un équilibre adéquat entre le rayonnement primaire et le rayonnement diffusé [13] [12] [14].

D'un point de vue physique, le facteur de sortie reflète la variation de l'équilibre entre deux composantes principales du faisceau : Le rayonnement primaire (Primary Radiation) et le rayonnement diffusé (Scattered Radiation). Le rayonnement primaire provient directement de la source sans déviation, tandis que le rayonnement diffusé résulte des interactions des photons avec les composants de la tête de l'accélérateur ou avec le milieu irradié, notamment par effet Compton dans les tissus [12] [9].

Lors de la mesure de la dose dans le milieu, le détecteur (tel qu'une chambre d'ionisation) répond à la somme de ces deux composantes. Ainsi, le facteur de sortie représente une grandeur globale traduisant l'effet total du faisceau dans des conditions données. Il ne correspond donc pas

uniquement à un simple rapport de doses, mais reflète également les propriétés physiques du faisceau et son interaction avec le milieu [13] [9].

La décomposition du facteur de sortie en deux composantes permet une meilleure compréhension des variations de la dose. Elle est également utilisée en pratique pour les mesures dosimétriques et l'étalonnage des appareils de radiothérapie, notamment pour analyser séparément les contributions de la tête de l'accélérateur et du milieu irradié [12].

Cette décomposition devient particulièrement importante dans le cas des petits champs, où la contribution du rayonnement diffusé du fantôme diminue, rendant les mesures plus sensibles aux conditions géométriques et au type de détecteur utilisé, ce qui exige une grande précision expérimentale [12].

Le facteur de sortie décomposé en deux composantes principales selon l'équation suivante :

$$\boldsymbol{OF = S_c \times S_p} \qquad \textbf{(I-4)}$$

Où :

S_c : Le facteur de diffusion du collimateur (collimateur Scatter Factor)

S_p : Le facteur de diffusion du fantôme (Phantom scatter Factor)

Cette décomposition permet d'analyser plus finement les contributions à la dose et de distinguer l'effet de la tête de l'appareil de celui du milieu irradié [12] [9].

- **Facteur de diffusion du collimateur (Sc)**

Ce facteur représente la contribution du rayonnement diffusé provenant des éléments de la tête de l'accélérateur (tels que le collimateur, les filtres et les blindages). Il est généralement mesuré dans l'air à l'aide d'un détecteur approprié, en minimisant l'influence du rayonnement diffusé du milieu [12] [9].

Ce facteur augmente avec la taille du champ, car une ouverture plus large du collimateur favorise davantage d'interactions au sein de la tête de l'appareil, entraînant une augmentation du rayonnement diffusé [9].

- **Facteur de diffusion du fantôme (Sp)**

Ce facteur représente la diffusion produite à l'intérieur du fantôme (ou du patient). Il dépend fortement de la taille du champ ainsi que de la profondeur de mesure dans le milieu.

Lorsque la taille du champ augmente, le volume de matières irradiées dans le fantôme augmente également, ce qui conduit à une production plus importante de rayonnement diffusé contribuant à la dose totale [9].

I.8 Importance du facteur de sortie (Output Factor)

Le facteur de sortie (Output Factor) est considéré comme l'un des paramètres physiques les plus importants utilisés dans le calcul de la dose en radiothérapie externe, car il intervient directement dans les équations permettant de déterminer la dose finale délivrée aux patients au sein des systèmes de planification du traitement (TPS) [7].

L'importance de ce facteur réside dans le fait qu'il reflète la variation de l'intensité du faisceau de rayonnement en fonction de la taille du champ d'irradiation. Il permet ainsi d'ajuster la dose avec précision selon le volume tumoral à traiter. Toute erreur dans l'estimation de ce facteur se traduit directement par une erreur dans la dose calculée, pouvant entraîner soit un sous-dosage de la tumeur, soit une surexposition indésirable des tissus sains [14].

Par ailleurs, le facteur de sortie est utilisé de manière essentielle dans l'étalonnage des faisceaux au niveau des accélérateurs, où il sert à garantir la stabilité et la constance du débit de dose pour différentes tailles de champ et énergies. Il constitue ainsi un indicateur clé de la qualité et de la précision du fonctionnement de l'équipement [7].

L'importance de ce facteur devient encore plus critique dans les techniques modernes de radiothérapie, telles que l'IMRT et la VMAT, ainsi que dans les petits champs (Small Fields). Dans ces situations, la précision des mesures est fortement affectée par la perte de l'équilibre électronique latéral et la difficulté de mesurer la diffusion complète à l'intérieur du champ, ce qui nécessite l'utilisation de protocoles spécifiques et rigoureux, tels que le protocole TRS-483, afin d'assurer la fiabilité des résultats [2].

I.9 La relation entre le facteur de sortie, les unités moniteur (MU) et la dose absorbée

En radiothérapie externe, la dose absorbée prescrite aux patients n'est pas délivrée directement par l'accélérateur linéaire sous forme de Gray (Gy), mais à travers un nombre déterminé d'unités moniteur appelées Monitor Units (MU). Les unités moniteur représentent la quantité d'irradiations délivrées par l'appareil dans des conditions de référence données [13].

Le système de planification du traitement (TPS) Calcule le nombre de MU nécessaire afin d'administrer la dose prescrite au volume tumoral. Ce calcul dépend de plusieurs paramètres dosimétriques parmi lesquels le facteur de sortie (Output Factor) joue un rôle fondamental [9].

En effet, lorsque la taille du champ d'irradiation varie, la contribution du rayonnement diffusé provenant de la tête de l'accélérateur ainsi que du milieu irradié varie également. Cette variation modifie l'intensité totale du faisceau et donc la dose délivrée pour une même valeur de MU [9] [14].

Ainsi, pour garantir l'administration correcte de la dose absorbée, le TPS utilise le facteur de sortie comme coefficient de correction dans le calcul des MU. Dans les grands champs, l'augmentation du rayonnement diffusée entraîne généralement une augmentation du facteur de sortie, tandis que dans les petits champs, la diminution du rayonnement diffusée et la perte de l'équilibre électronique conduisent à une réduction de ce facteur [9].

Par conséquent, toute erreur dans la détermination du facteur de sortie peut entraîner une erreur directe dans le calcul des unités moniteur, ce qui peut provoquer un sous-dosage de la tumeur ou une surexposition des tissus sains. La relation entre le facteur de sortie, les unités moniteur et la dose absorbée constitue donc un élément essentiel en dosimétrie clinique et en assurance qualité en radiothérapie externe [13] [14], équation (I-5) illustre cette relation.

$$\boldsymbol{D = M_Q \times N_{D,W} \times MU \times OF} \qquad \textbf{(I-5)}$$

Où :

D : La dose absorbée.

M_Q : La lecture de la chambre d'ionisation corrigée par les facteurs de correction K_{TP}, K_{pol}, Ks.

$N_{D,W}$: Le coefficient d'étalonnage en dose dans l'eau.

MU : L'nité moniteur.

OF : Output factor (facteur de sortie).

I.10 Paramètres physiques influençant le facteur de sortie

I.10.1 La taille du champ

La taille du champ constitue l'un des facteurs les plus importants influençant le facteur de sortie. En effet, l'augmentation de la surface du champ entraîne Une augmentation du rayonnement diffusé dans le milieu, provenant à la fois du patient et des composants de l'accélérateur. Ce rayonnement diffusé s'ajoute au rayonnement primaire, ce qui conduit à une augmentation de la dose mesurée et donc du facteur de sortie [9].

Par ailleurs, les petits champs présentent un déficit en rayonnement diffusé, ce qui entraîne une diminution du facteur de sortie par rapport aux champs de référence (généralement10×10 cm^2). Cela rend les mesures dans les petits champs plus sensibles et plus complexes [12].

I.10.2 Énergie du faisceau

L'énergie du faisceau influence directement le facteur de sortie à travers son effet sur la pénétration et la distribution de la dose dans le milieu. Les faisceaux de haute énergie possèdent un pouvoir de pénétration plus élevé et produisent une distribution de doses différentes de celle des faisceaux de basse énergie [9].

De plus, la variation de l'énergie modifie le rapport entre le rayonnement diffusé et le rayonnement primaire, ce qui affecte la valeur du facteur de sortie, en particulier à différentes profondeurs dans le patient [13].

I.10.3 Equilibre électronique

L'équilibre électronique est atteint lorsque le nombre d'électrons entrant dans un volume est égal au nombre d'électrons qui en sortent. Cette condition est essentielle pour les mesures précises de la dose absorbée [13].

Dans les champs de grande taille, cet équilibre est généralement assuré. En revanche, dans les petits champs il peut être perturbé en raison de la perte des électrons secondaires en dehors du champ, ce qui entraîne une diminution de la dose mesurée et influence le facteur de sortie [12].

I.11 Champs de petite taille

1.11.1 Définition des petits champs

Les petits champs en radiothérapie externe sont des champs d'irradiations pour lesquels les conditions physiques et dosimétriques différent des champs conventionnels, rendant la mesure et la détermination précise de la dose plus complexe [2].

Selon les recommandations du protocole TRS- 483 un champ peut être considéré comme un petit champ lorsqu'au moins des conditions suivants est présente :

- Une perte de l'équilibre électronique latéral.
- Une occlusion partielle de la source du faisceau.
- Les dimensions du détecteur influencent significativement la mesure dosimétrique.

Ces particularités physiques modifient la distribution de doses et augmentent les incertitudes expérimentales, ce qui nécessite l'utilisation de détecteurs adaptés ainsi que de protocoles spécifiques afin de garantir la précision des mesures dosimétrique [2].

I.11.2 Perte de l'équilibre électronique latéral

Dans des conditions standards (champ larges), l'équilibre électronique est établi lorsque le nombre d'électrons entrant dans un volume donné est égal au nombre d'électrons qui en sortent.

Dans les petits champs, les électrons secondaires produits par les interactions des photons peuvent quitter les limites du champ sans être compensées par d'autres électrons entrants, entraînant ainsi une perte de l'équilibre électronique latéral [2] [9].

Ce phénomène apparaît lorsque les dimensions du champ deviennent comparables ou inférieures au parcours des électrons secondaire dans le milieu irradié. Par conséquent, une partie des électrons générés s'échappe hors du champ, ce qui provoque une diminution de la dose déposée au centre du champ et complique la mesure précise de la dose absorbée et du facteur de sortie [2].

I.11.3 Profil de dose et importance de la pénombre

- **Le profil de dose**

Le profil de dose représente la variation latérale de la dose absorbée à une profondeur donnée à l'intérieur d'un champ d'irradiation. Il est obtenu en mesurant la distribution de doses selon un axe perpendiculaire à la direction du faisceau photonique.

Le profil de dose permet d'évaluer l'uniformité de la distribution de doses à l'intérieur du champ irradié ainsi que les variations de dose au niveau des bords du champ. Généralement, la région centrale du profil présente une distribution relativement homogène appelée plateau, tandis qu'une diminution progressive de la dose apparaît au niveau des limites du champ, formant la région de pénombre [9] (voir la **figure I.10**).

- **L'importance de la pénombre**

Dans les petits champs d'irradiation, la région de pénombre occupe une proportion importante des dimensions totales du champ contrairement au champ large où son influence reste relativement limitée [9] [2].

La pénombre correspond à la zone de transition située au bord du champ d'irradiation, dans laquelle la dose décroît progressivement entre la région fortement irradiée et la région non irradiée. Cette zone résulte principalement de la taille finie de la source, de la diffusion du rayonnement ainsi que du transport latéral des électrons secondaires [9].

Lorsque la taille du champ devient très réduite, la largeur de la pénombre devient comparable aux dimensions du champ lui-même. Par conséquent, une partie importante du champ se trouve soumise à un fort gradient de dose, ce qui entraîne une diminution de l'uniformité de la distribution de dose à l'intérieur du champ [2].

Cette situation augmente considérablement la sensibilité des mesures dosimétriques aux erreurs de positionnement du détecteur, particulièrement lors de la détermination du facteur de sortie dans les petits champs. Même en faible déplacement du détecteur peut provoquer une variation significative de la dose mesurée en raison du gradient élevé de dose dans la région de pénombre [9] [2].

Ainsi, l'effet de la pénombre constitue l'un des principaux défis physiques et expérimentaux en dosimétrie des petits champs, nécessitant l'utilisation de détecteurs de haute résolution spatiale et de protocoles de mesures spécifiques [2].

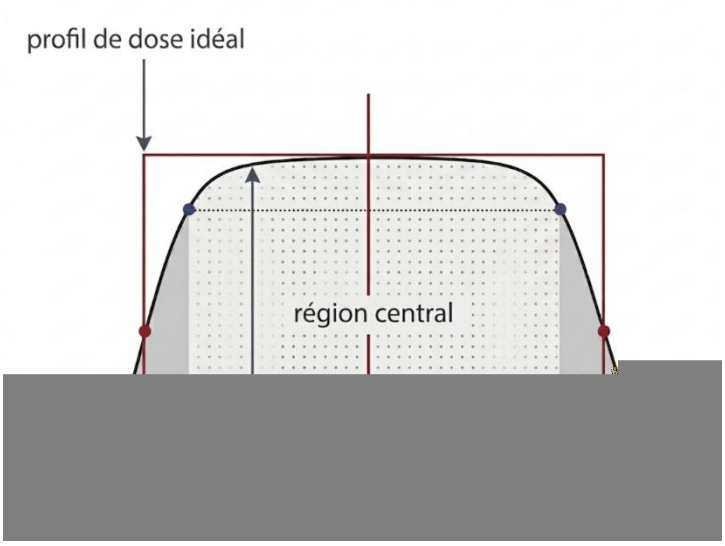


Figure I.10 : Profil de dose

I.11.4 Facteur de correction du facteur de sortie en petits champs

En dosimétrie des petits champs, la réponse du détecteur peut être significativement perturbée en raison de la perte de l'équilibre électronique latéral, de l'effet de pénombre, de l'occultation

partielle de la source, ainsi que des dimensions du détecteur par rapport à la taille du champ irradié [2].

Par conséquent, la valeur mesurée du facteur de sortie peut différer de la valeur réelle de la dose délivrée. Afin de corriger ces écarts, le protocole de l'AIEA TRS-483 recommande l'utilisation de facteurs de correction spécifique appelé Output Correction Factor [2].

Ces facteurs de correction permettent de compenser les perturbations introduites par le détecteur et d'améliorer la précision de mesures dosimétrique dans les petits champs. Leur valeur dépend notamment du type de détecteur utilisé et des dimensions du champ d'irradiation [2] [15].

L'application de ces facteurs constitue une étape essentielle pour garantir une détermination fiable du facteur de sortie et assurer l'exactitude du calcul de la dose absorbée dans les techniques modernes de radiothérapie utilisant les petits champs [2].

I.12 Problèmes de mesure du facteur de sortie

La détermination du facteur de sortie en radiothérapie externe constitue une étape fondamentale en dosimétrie, mais elle Associée à de nombreuses sources d'incertitude de nature physique et expérimentale. Ces difficultés sont particulièrement marquées dans les petits champs, Où la perte de l'équilibre électronique latéral, ainsi que l'extension relative de la zone de pénombre (Penumbra), entraîne une dégradation de la relation entre la dose réellement absorbée et celle mesurée [2]. De plus, l'effet du volume du détecteur représente un facteur déterminant majeur : l'utilisation d'un détecteur inadapté en termes de dimensions peut conduire à un phénomène de moyenne volumique (Volume Averaging), entraînant ainsi une sous-estimation systématique de la dose [2] [12]. Par ailleurs, l'incertitude liée au positionnement du détecteur s'accentue dans les régions à fort gradient de dose, rendant la reproductibilité des mesures particulièrement critiques [12].

Cependant, ces problématiques ne se limitent pas uniquement aux petits champs, mais s'étendent également aux champs de plus grandes dimensions, où l'augmentation de la composante du rayonnement diffus modifie la contribution relative des différentes composantes

de la dose, Influençant ainsi la valeur du facteur de sortie [12]. En outre, la dépendance du faisceau à l'énergie affecte directement les caractéristiques de dépôt d'énergie dans le milieu, Ce qui se répercute sur la détermination du facteur de sortie [13]

Par ailleurs, la réponse des détecteurs intrinsèquement liée à leur propriétés physique (telles que la dépendance énergétique, la non-isotropie directionnelle et les effets de perturbation du champ), constitue une source supplémentaire d'incertitude, nécessitant l'application de facteurs de correction spécifiques [2] [12].

Enfin, les conditions expérimentales, notamment les erreurs de calibration et les variations des facteurs environnementaux tels que la température et la pression, peuvent influencer de manière significative les résultats dosimétriques si elles ne sont pas rigoureusement contrôlées. De plus, l'absence ou la perturbation de l'équilibre électronique dans certaines configurations expérimentales compliquent davantage la mesure et impose le recours à des protocoles de référence internationalement reconnus [2] [13].

Dans ce contexte, les organismes internationaux recommandent l'utilisation de détecteurs adaptés aux conditions de mesure, l'application de correction dosimétrique appropriée, ainsi que le strict respect des procédures d'étalonnage afin de garantir le plus haut niveau de précision dans la détermination du facteur de sortie [2] [12] [13].

I.13 Conclusion

En conclusion de ce chapitre, Les principales bases théoriques relatives à la radiothérapie externe et à la dosimétrie ont été présentées, notamment les interactions du rayonnement avec la matière, la dose absorbée, les détecteurs dosimétriques ainsi que le facteur de sortie et ces différentes composantes.

Une attention particulière a également été portée aux champs de petite taille, où plusieurs phénomènes physiques tels que la perte de l'équilibre électronique latéral, l'élargissement relatif de la pénombre et les limitations des détecteurs rendent les mesures dosimétriques plus complexes et plus sensibles aux incertitudes expérimentales.

Ainsi, la compréhension de ces concepts constitue une étape essentielle pour assurer la précision des mesures dosimétriques et garantir une détermination fiable du facteur de sortie en radiothérapie externe. C'est complètement théorique serviront de base à l'étude expérimentale qui sera développée dans le chapitre suivant.

Chapitre II :

Matériels et Méthodes

Chapitre II : Matériels et Méthodes

II.1 Introduction

La maîtrise précise de la dose délivrée constitue l'un des fondements essentiels de la réussite de la radiothérapie externe. En effet, l'efficacité du traitement ainsi que la préservation des tissus sains dépendent directement de la qualité et de la précision des mesures physiques réalisées.

Dans ce contexte, le facteur de sortie (Output Factor) représente un paramètre dosimétrique clé dans la caractérisation des faisceaux de photons, en raison de son influence directe sur le calcul de la dose absorbée.

Le présent chapitre a pour objectif de décrire de manière détaillée les matériaux et équipements utilisés ainsi que la méthodologie expérimentale adoptée pour la détermination des facteurs dosimétrique dans des conditions de référence. Il met également l'accent sur les conditions géométriques de mesure, les dispositifs dosimétrique employés et le protocole expérimental suivi, conformément aux recommandations internationales en dosimétrie.

Cette approche méthodique permet de garantir la fiabilité et la reproductibilité des résultats obtenus, constituant ainsi une base solide pour l'analyse et l'interprétation des résultats présentés dans le chapitre suivant.

II.2 Matériels utilisés

II.2.1 Accélérateur linéaire

Les mesures expérimentales ont été réalisées au niveau du centre de lutte contre le cancer d'El Oued, à l'aide d'un accélérateur linéaire de type ***LINAC ELEKTA Infinity***.

Cet équipement est utilisé en radiothérapie externe pour produire des faisceaux de photons de haute énergie destinés au traitement des tumeurs [1]. Dans cette étude, trois énergies ont été

exploitées : 6MV, 10MV et 18 MV, afin d'analyser l'influence de l'énergie du faisceau sur le facteur de sortie.

L'utilisation d'un accélérateur clinique permet de reproduire des conditions réelles de traitement, ce qui confère une pertinence clinique aux résultats obtenus.

La figure suivante présente l'accélérateur linéaire utilisé lors des mesures expérimentales réalisées au sein du centre anti cancer d'El Oued. Cet équipement constitue l'élément principal de la chaîne de traitement en radiothérapie externe et a servi à la génération des faisceaux étudiés dans ce travail.



Figure II.1 : Accélérateur linéaire ELEKTA Infinity pour centre anti cancer (CAC) d'El Oued.

II.2.2 Système dosimétrique

Les mesures ont été réalisées à l'aide d'un système dosimétrique composé de plusieurs dispositifs :

- **Un fantôme à eau** permettant de simuler les propriétés physiques des tissus humains. L'eau est considérée comme un milieu de référence en dosimétrie en raison de sa similarité avec les tissus biologiques en termes d'interaction avec le rayonnement. Le fantôme à eau utilisé lors des mesures dosimétriques est présenté dans la **figure (II.2)**.

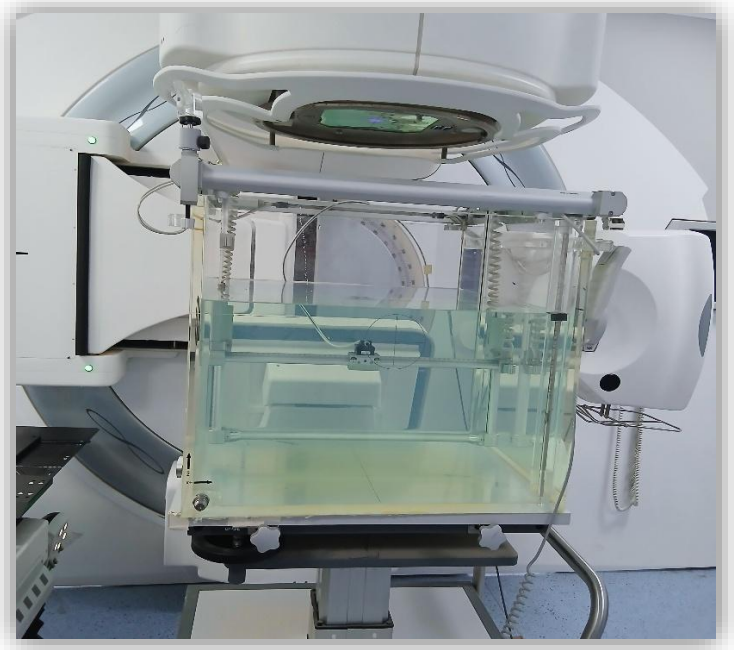


Figure II.2 : Fantôme à eau pour center anti cancer (CAC) d'El Oued.

- **La chambre d'ionisation CC 13** est une chambre cylindrique de type Farmer miniaturisé, largement utilisée en dosimétrie des faisceaux de radiothérapie. Grâce à son faible volume sensible (0.13 cm^3), elle permet d'obtenir des mesures précises de la dose absorbée dans l'eau tout en réduisant l'effet de moyenne volumique. Elle est principalement employée pour les mesures de référence.



Figure II.3 : Chambre d'ionisation CC13. (a) Structure schématique, (b) chambre d'ionisation CC13 de CAC El Oued**.**

- **La chambre d'ionisation Razor** un détecteur cylindrique spécialement conçu pour la dosimétrie des petits champs. Grâce à son très faible volume sensible, elle améliore la résolution spatiale et réduit les perturbations liées aux forts gradients de dose ainsi qu'à la pénombre.

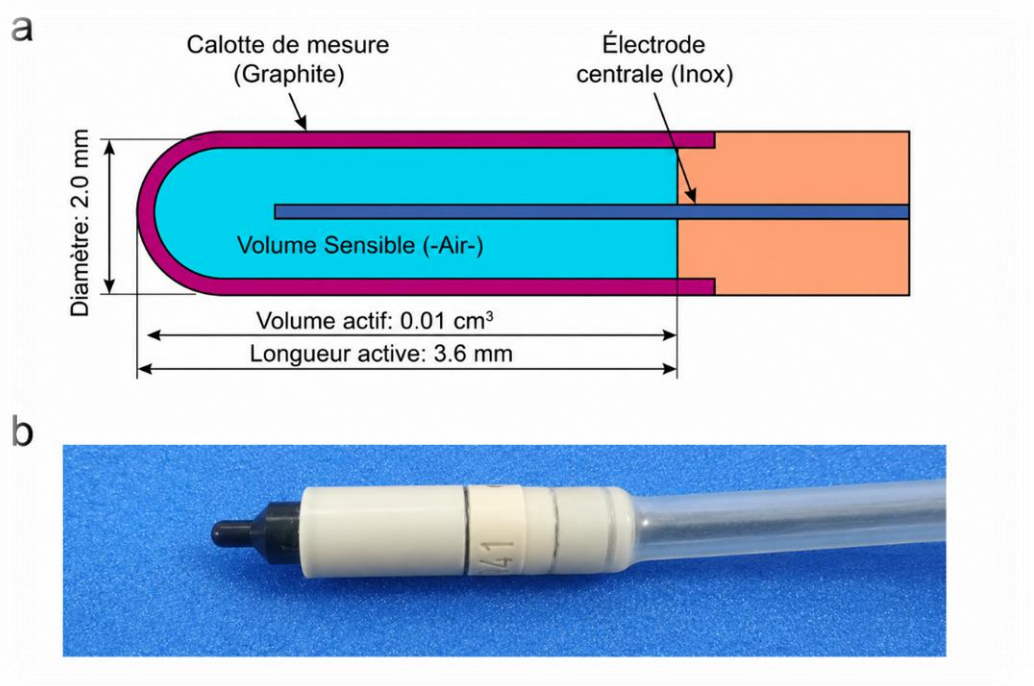


Figure II.4 : chambre d'ionisation Razor. (a) Structure schématique, (b) chambre d'ionisation Razor de CAC El Oued.

Tableau II.1 : Caractéristiques des chambres d'ionisation [16,17,18] .

Caractéristiques	**CC13**	**Razor**
Volume actif	0.13 cm^3	0.01 cm^3
Longueur active	5.8 mm	3.6 mm
Diamètre	6 mm	2 mm
Électrode centrale	Aluminium	Acier inoxydable (inox)
Matériau de la paroi	Graphite ou Shonka C552	Graphite

Un électromètre permettant de mesurer la charge électrique produite par la chambre d'ionisation, proportionnelle à la dose absorbée, comme illustré dans la **figure (II.5)**.



Figure II.5 : électromètre utilisé pour la mesure de la charge électrique.

L'ensemble du système dosimétrique utilisé dans cette étude est conforme aux recommandations des protocoles internationaux en dosimétrie, notamment le protocole TRS-398.

Afin de garantir la précision des mesures, les conditions environnementales ont été contrôlées à l'aide de :

- **Un thermomètre** pour mesurer la température
- **Un baromètre** pour mesurer la pression atmosphérique

Les instruments de mesure des conditions environnementales sont présentés dans la **figure II.6**.



Figure II.6 : Thermomètre et baromètre utilisés lors des mesures expérimentales.

Ces paramètres sont essentiels pour corriger la réponse de la chambre d'ionisation, car celle-ci dépend de la densité de l'air, qui varie avec la température et la pression [7].

II.3 Conditions de mesure

II.3.1 Conditions géométriques de référence

Les mesures ont été effectuées dans des conditions standardisées afin d'assurer la reproductibilité et la comparabilité des résultats :

- Distance Source-Surface (SSD) =90 cm
- Profondeur de mesure(d) =10 cm dans le fantôme à eau
- Distance Source-Axe (SAD) = SSD + d = 100 cm
- Champs de référence =10× 10 cm^2

Ces conditions représentent les conditions de référence adoptées en dosimétrie des faisceaux photoniques, conformément aux recommandations du protocole TRS-398 publié par l'International Atomic Energy Agency.

II.3.2 Justification des conditions expérimentales

Le choix de ces paramètres repose sur des considérations physiques fondamentales :

SAD=100 cm : Cette distance constitue une référence en radiothérapie et permet de limiter les variations de doses liées à la loi de l'inverse du carré de la distance. Elle garantit également une géométrie reproductible.

Profondeur = 10cm : cette profondeur permet d'obtenir un équilibre entre le rayonnement primaire et le rayonnement diffusé, assurant ainsi des mesures stables et représentatives des conditions cliniques.

Champ 10 ×10cm^2 : ce chant est considéré comme le champ de référence international, car il représente un compromis optimal entre les différentes composantes du faisceau.

II.3.3 Energies étudiées

Les mesures ont été réalisées pour trois énergies photoniques : ***6 MV***, ***10 MV*** et ***18 MV*** afin d'étudier l'influence de l'énergie sur le facteur de sortie et la distribution de dose.

II.3.4 Les taille des champs étudiés

Cette étude a été réalisée sur un ensemble de champs d'irradiations de différentes dimensions, afin d'analyser l'influence de la taille du champ sur les paramètres dosimétriques mesurés. Les mesures ont porté sur les champs suivants : ***3×3***, ***5×5***, ***10×10*** (référence) ,***15×15*** ,***20×20***, ***22×22***, ***24×24***, ***25×25***, ***30×30***, ***30×40***, ***34 ×34***, ***35 ×35*** (cm^2), ces dimensions ayant été choisies de manière à couvrir une large gamme de tailles utilisées en pratique clinique en radiothérapie. Toutes les mesures ont été effectuées dans les mêmes conditions expérimentales afin d'assurer la fiabilité de la comparaison des résultats. **La Figure II.7** illustre l'interface de contrôle

numérique lors de la configuration géométrique de l'un des champs étudiés (cas d'une énergie de 10 MV).

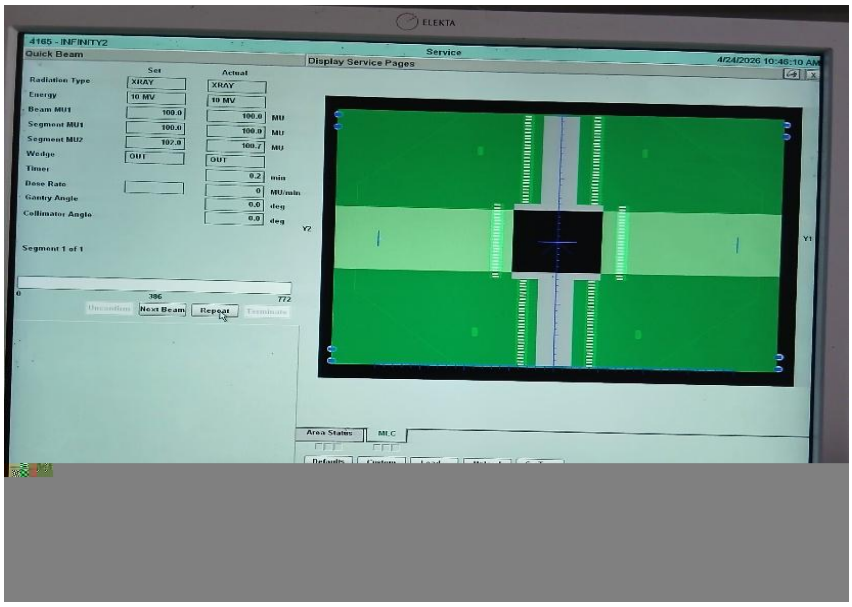


Figure II.7 : Exemple de configuration numérique d'un champ d'irradiation 10× 10 cm^2 (Énergie : 10 MV) sur l'interface ELEKTA.

II.4 Procédure expérimentale

II.4.1 Préparation du dispositif expérimental

Le fantôme à eau a été positionné sous la tête de l'accélérateur, sur l'axe central du faisceau. L'angle de la gentry a été fixé à 0°, afin d'assurer une incidence perpendiculaire du faisceau sur la surface du fantôme, ce qui garantit une distribution homogène de la dose.

Le positionnement de la chambre d'ionisation a été défini en fonction de la nature de la mesure à réaliser, afin de garantir la précision des résultats et leur conformité aux conditions de référence en dosimétrie.

Dans le cas de la mesure du facteur de sortie totale (OF_ total), la chambre d'ionisation CC 13 a été placée dans un fantôme à eau, à une profondeur (d) de 10cm, avec une distance source-

surface (SSD) de 90cm, et sur l'axe central du faisceau (Distance Source-Axe (SAD) = SSD + d = 100 cm).

Ce positionnement assure le respect des conditions de référence et permet d'obtenir des valeurs précises représentatives de la dose absorbée dans le milieu aqueux (**figure II.8 (a)**).

En ce qui concerne la détermination du facteur de diffusion du collimateur (Sc) les mesures ont été effectuées dans l'air, en maintenant la chambre d'ionisation à la même distance SAD = 100 cm, et en utilisant un capuchon de build-up (build-up cap). Cette configuration permet d'isoler la contribution du rayonnement diffusé provenant de la tête de l'accélérateur tout en réduisant l'influence du milieu diffusant [16] (**figure II.8 (b)**).

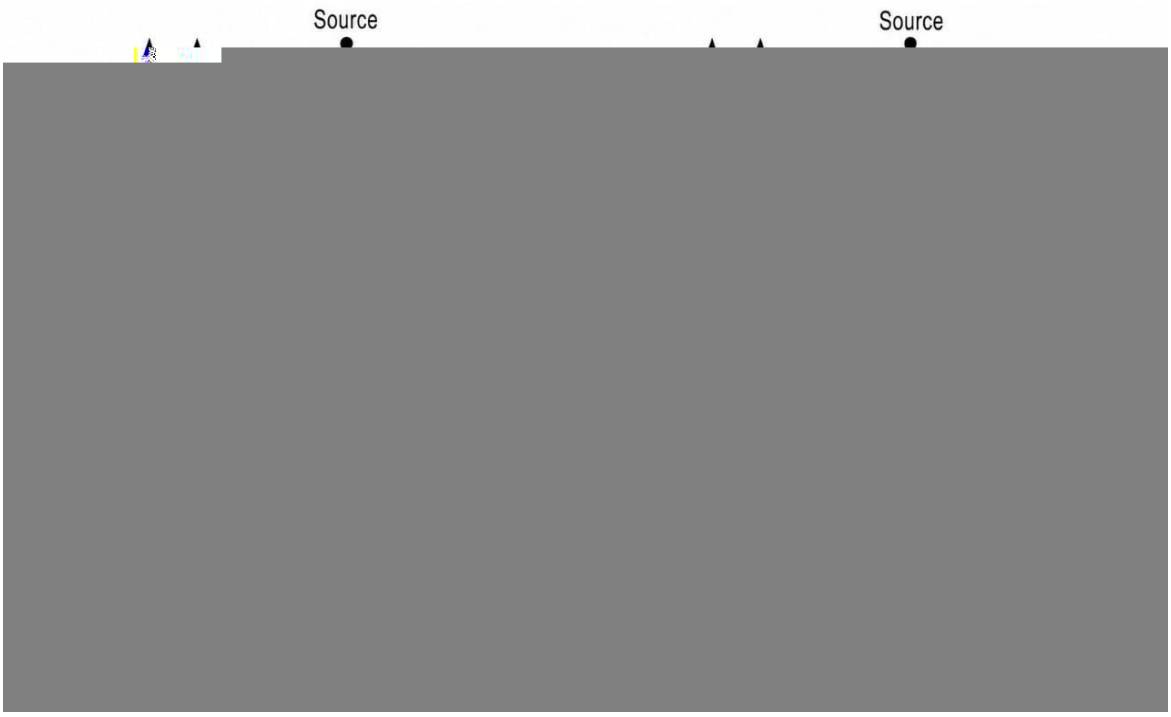


Figure II.8 : Géométrie de mesure du facteur de sortie. (a) mesure du OF total dans l'eau, (b) mesure du Sc dans l'air avec capuchon de build-up.

L'ensemble des mesures a été réalisé dans des conditions expérimentales identiques en termes d'énergie, de distance SSD et de tailles de champs, afin d'assurer l'homogénéité des données et de garantir la comparabilité des résultats.

- **Les conditions environnementales**

La température et la pression atmosphérique ont été mesurées avant chaque série de mesures.

Ces données sont nécessaires pour appliquer ultérieurement le facteur de correction K_{TP}, garantissant ainsi la précision des résultats.

II.4.2 Acquisition des mesures

Pour chaque champ à une énergie donnée, des mesures ont été réalisées en appliquant trois tensions différentes : ***+300V***, ***-300V***, ***+100V***.

Trois lectures ont été enregistrées pour chaque tension, afin d'améliorer la précision et réduire les fluctuations expérimentales.

II.5 Traitement des données dosimétriques

II.5.1 Calcul de la moyenne des charges mesurées

Les données obtenues ont été traitées comme suit :

- Calcul de la moyenne des trois lectures pour chaque tension.
- Obtention d'une valeur unique par tension.
- Choix de la tension ***+300 V*** comme référence pour les calculs.

Cette méthode permet de réduire les incertitudes expérimentales.

II.5.2 Application des Facteurs de correction

Dans les mesures dosimétriques réalisées à l'aide de chambre d'ionisation, la charge collectée ne représente pas directement la valeur réelle de la dose absorbée. En effet, la réponse du

détecteur est influencée par plusieurs facteurs physiques et environnementaux, tels que la température, la pression, la polarisation des électrodes ainsi que la recombinaison ionique.

Par conséquent, l'application des facteurs de correction constitue une étape essentielle afin d'assurer la précision et la fiabilité des résultats expérimentaux. Ces facteurs permettent de convertir les lectures brutes en valeurs corrigées correspondant aux conditions de référence standards.

Dans ce contexte, un ensemble de facteurs de correction fondamentaux a été pris en compte, notamment le facteur de correction de la température et de la pression (**K_{TP}**), Le facteur de polarisation (**K_{pol}**) et le facteur de recombinaison ionique (**Ks**), appliqués conformément aux recommandations internationales en dosimétrie des rayonnements [17].

Facteur de correction Température- Pression (K_{TP})

Le facteur **K_{TP}** corrige la charge mesurée pour tenir compte des variations de la densité de l'air dans la chambre d'ionisation, dues aux conditions ambiantes de température et de pression. Comme les chambres sont remplies d'air, une variation de densité modifie le nombre de paires d'ions collectées.

$$K_{TP} = \frac{(273.2+T)\times P_0}{(273.2+T_0)\times P} \qquad \textbf{(II-1)}$$

Où :

T = Température ambiante pendant la mesure (°C)

P = pression atmosphérique pendant la mesure

T_0 = Température de référence (souvent 20 °C)

P_0 = pression de référence (souvent 1013.25 hPa)

Facteur de correction de polarité (K_{pol})

Le facteur **K_{pol}** corrige l'influence de la polarité de la tension appliquée sur la réponse de la chambre. Des asymétries géométriques ou du champ électrique peuvent entraîner des lectures légèrement entre la polarité positive et la polarité négative.

$$K_{pol} = \frac{|M_+|+|M_-|}{2M_{ref}} \qquad \textbf{(II-2)}$$

Où :

M_+ = charge mesurée à la polarité positive

M_- = charge mesurée à la polarité négative

M_{ref} = charge mesurée à la polarité de référence (souvent la polarité utilisée en routine)

Facteur de correction de recombinaison ionique (**Ks**)

Le facteur Ks corrige la perte de charge due à la recombinaison des ions dans la chambre d'ionisation. Dans les faisceaux photons pulsés produits par un LINAC, une fraction des paires d'ions se recombine avant d'être collectée, surtout lorsque le champ électrique est plus faible [18].

Méthode à deux tensions (TRS-398) :

Le facteur Ks est déterminé en mesurant la charge collectée à deux tensions de polarisation différentes (V1et V2).

$$K_s = a_0 + a_1\left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2\left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \qquad \textbf{(II-3)}$$

Où :

M_1 = charge mesurée à la tension la plus élevée

M_2 = charge mesurée à la tension la plus faible

a_0, a_1, a_2 = coefficients empiriques dépendant uniquement du rapport de tension V_1/V_2

Remarque :

Les coefficients a_0, a_1 et a_2 sont extraits des tables du protocole IAEA TRS -398 et dépendent du type de faisceau (pulsé ou pulsé-scanné).

II.5.3 Détermination de la lecture corrigée M_Q

La lecture mesurée par la chambre d'ionisation nécessite l'application de plusieurs facteurs de correction afin d'obtenir une valeur corrigée représentative des conditions réelles d'irradiation.

Les lectures brutes enregistrées par l'électromètre sont influencées par différents paramètres physiques notamment la température, la pression atmosphérique, l'effet de polarité ainsi que le phénomène de recombinaison ionique [19].

Après application des facteurs de correction $\mathbf{K_{TP}}$, $\mathbf{K_{pol}}$ et **Ks,** la lecture corrigée $\mathbf{M_Q}$ est déterminée selon la relation suivante.

$$\boldsymbol{M_Q = M \times K_{TP} \times K_{pol} \times K_s} \qquad \textbf{(II-4)}$$

Où :

M_Q : La lecture corrigée

M : La lecture moyenne mesurée en tension (***+300V***).

K_{TP} : Le facteur de correction température-pression.

K_{pol} : Le facteur de correction de polarité.

Ks : Le facteur de correction de recombinaison ionique.

La valeur corrigée **MQ** constitue ensuite la base utilisée pour le calcul du facteur de sortie.

Afin de mieux illustrer les différentes étapes suivies pour l'obtention de la lecture corrigée MQ ainsi que le calcul du facteur de sortie OF, le schéma suivant présente le processus général de traitement des données expérimentales.



Figure II.9 : Schéma illustrant le calcul de la lecture corrigé M_Q et du facteur de sortie (OF).

II.6 Détermination des facteurs de sortie

II.6.1 Facteur de sortie totale (OF total)

Le facteur de sortie total (OF total) a été déterminé dans un fantôme à eau pour différentes tailles de champ et différentes énergies photoniques, en utilisant les lectures corrigées obtenus après application des facteurs de correction dosimétriques.

A partir des équations (I-3) et (I-5) on peut effectuer le calcul de OF total par la normalisation des lectures corrigées par rapport aux champs de référence ***10×10*** cm^2, selon la relation suivante :

$$\mathbf{OF}_{\mathbf{total}} = \frac{M_Q(field)}{M_Q(10\times10)} \qquad \textbf{(II-5)}$$

Ce facteur représente la contribution globale du faisceau, incluant à la fois le rayonnement primaire et le rayonnement diffusé [20].

Afin d'illustrer la méthodologie de calcule adoptée, un exemple représentatif des valeurs utilisées pour la détermination du facteur de sortie total est présenté dans le tableau suivant.

Tableau II.2 : Exemple de calcul du facteur de sortie (OF_{total}) pour 6MV

Taille du champ	M_{moy} (+300 V)	M_{moy} (+100 V)	M_{moy} (— 300 V)	K_{TP}	K_{pol}	Ks	M_Q	OF_{total}
35×35	4.240	4.214	4.264	1.014	1.002	1.002	4.316	1.150
10×10	3.687	3.663	3.698	1.014	1.001	1.003	3.753	1
5×5	3.343	3.322	3.343	1.014	1	1.003	3.399	0.905

II.6.2 Facteur de diffusion du collimateur (Sc)

Le facteur de diffusion du collimateur (Sc) a été déterminé à partir de mesures réalisées dans l'air afin d'évaluer la contribution du rayonnement diffusé provenant de la tête de l'accélérateur.

Pour cette mesure, la Chambre d'Ionisation a été utilisée avec un capuchon d'équilibre électronique (build-up cap) afin d'assurer l'équilibre électronique et de minimiser l'influence de la diffusion provenant du milieu extérieur.

Les mesures ont été réalisées pour différentes tailles de champ, puis normalisées par rapport aux champs de référence 10 ×10 cm^2, selon la relation suivante :

$$\mathbf{Sc} = \frac{M_Q(field)}{M_Q(10\times10)} \qquad \textbf{(II-6)}$$

Ce facteur représente uniquement la contribution du rayonnement diffusé issu des composants de la tête de l'accélérateur.

Le **tableau II.2** illustre la méthodologie utilisée pour la détermination expérimentale du facteur de diffusion du collimateur (Sc).

Tableau II.3 : Exemple de calcul du facteur diffusion du collimateur (Sc) pour 6MV

Taille du champ	M_{moy} (+300 V)	M_{moy} (+100 V)	M_{moy} (— 300 V)	K_{TP}	K_{pol}	K_S	M_Q	OF_{total}
35×35	4.572	4.543	4.605	1.015	1.003	1.003	4.668	1.055
10×10	4.340	4.308	4.352	1.015	1.001	1.003	4.422	1
5×5	4.197	4.166	4.203	1.015	1	1.003	4.272	0.966

II.6.3 Facteur de diffusion du fantôme (Sp)

Le facteur de diffusion du fantôme (Sp) n'a pas été mesuré directement au cours de cette étude.

Il a été déterminé indirectement à partir des valeurs du facteur de sortie totale (OF total) et du facteur de diffusion du collimateur (Sc), selon la relation suivante :

$$\boldsymbol{OF = Sc \times Sp}$$

Ce facteur représente la contribution du rayonnement diffusé à l'intérieur du fantôme irradié [21].

II.7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les différents équipements et moyens utilisés dans la partie expérimentale de cette étude, ainsi que les conditions de mesure et la méthodologie adoptée pour l'acquisition et le traitement des données dosimétriques. Les différentes étapes de correction des lectures et de détermination des facteurs de sortie ont également été décrites conformément aux recommandations et aux protocoles internationaux de dosimétrie.

La méthodologie mise en œuvre a permis d'obtenir des données précises constituant une base essentielle pour l'étude du comportement des facteurs de sortie en fonction de la taille du champ et de l'énergie du faisceau. Les procédures expérimentales adoptées servent ainsi de fondement à l'analyse et à la discussion des résultats qui seront présentés dans le chapitre suivant.

Chapitre III :

Résultats et Discussion

Chapitre III : Résultats et Discussion

III.1 Introduction

Ce chapitre est consacré à la présentation et à l'analyse des résultats expérimentaux relatifs aux différents facteurs de sortie en radiothérapie externe, à savoir le facteur de sortie totale, le facteur de sortie de la tête de l'accélérateur et le facteur de sortie du fantôme. Les mesures ont été réalisées pour différentes tailles de champ d'irradiation en utilisant trois énergies photonique 6,10 et 18 MV.

L'objectif de ce chapitre est d'étudier le comportement des facteurs de sortie en fonction de la taille du champ et de l'énergie, tout en interprétant les variations observées à partir des phénomènes physiques liés au rayonnement diffusé au niveau de la tête de l'accélérateur et du fantôme. Une comparaison entre les résultats obtenus pour les différentes énergies sera également effectuée afin de mettre en évidence l'influence de l'énergie sur les valeurs des facteurs de sortie et sur la dose absorbée dans le milieu irradié.

Les résultats seront présentés sous forme de tableaux et de courbes, suivi d'une analyse et d'une discussion permettant de mieux comprendre la relation entre les paramètres dosimétriques étudiés et leur rôle dans l'amélioration de la précision du calcul de dose en radiothérapie externe.

III.2 Présentation et analyse des résultats expérimentaux du facteur de sortie

III.2.1 Présentation et analyse des résultats pour 6 MV

Afin d'étudier l'influence de la taille du champ d'irradiation sur les différents facteurs dosimétriques, les valeurs du facteur de diffusion du collimateur (Sc), du facteur de diffusion du fantôme (Sp) ainsi que du facteur de sortie total (OF) ont été mesurées à l'énergie de 6 MV.

Les résultats obtenus sont présentés sous forme de tableaux et de courbes afin d'en faciliter l'analyse.

- ## Pour Sc

Tableau III.1 : Valeur du Sc pour différentes tailles du champ à l'énergie de 6 MV

Taille du champ (cm²)	3×3	5×5	10×10	15×15	20×20	22×22	24×24	25×25	30×30	30×40	34×34	35×35
Sc	0.940	0.966	1	1.022	1.037	1.042	1.046	1.046	1.054	1.058	1.059	1.055

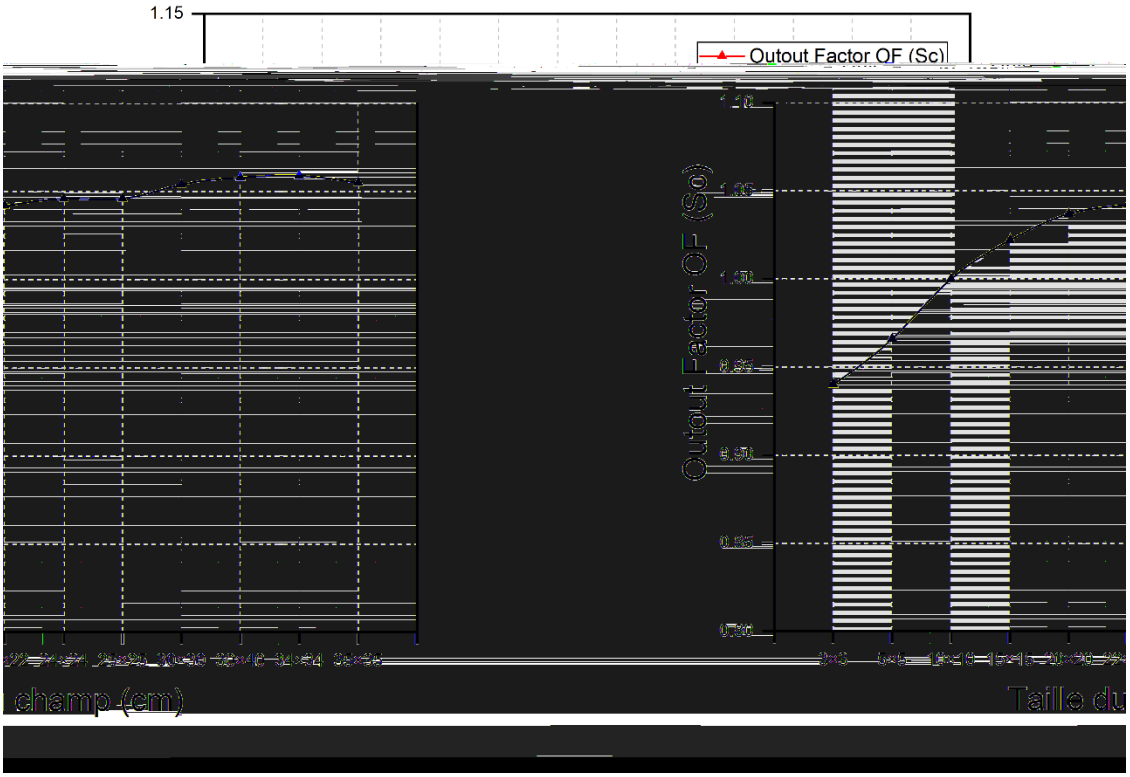


Figure III.1 : Variation de Sc en fonction de la taille du champ pour 6 MV

Le facteur de diffusion du collimateur (Sc) présente une augmentation régulière en fonction de la taille du champ. Il passe d'environ 0.94 pour un champ de 3×3 cm² à 1.00 pour le champ de référence 10×10 cm². Au-delà de cette valeur, l'augmentation se poursuit mais à un rythme plus

La courbe du facteur Sp montre une augmentation nette en fonction de la taille du champ. Les valeurs passent d'environ 0.90 pour un champ de 3×3 cm² à 1.00 pour le champ de référence 10×10 cm². Par la suite, elles continuent d'augmenter progressivement pour atteindre environ 1.09 pour les plus grands champs. Il est également observé que le taux d'augmentation est plus élevé au début de la courbe, puis diminue progressivement, ce qui se traduit par une pente plus faible pour les grands champs.

- ## Pour OF total

Tableau III.3 : Valeur d'OF total pour différentes tailles du champ à l'énergie de 6 MV

Taille du champ (cm^2)	3×3	5×5	10×10	15×15	20×20	22×22	24×24	25×25	30×30	30×40	34×34	35×35
OF total	0.843	0.905	1	1.055	1.094	1.105	1.114	1.118	1.138	1.150	1.151	1.150

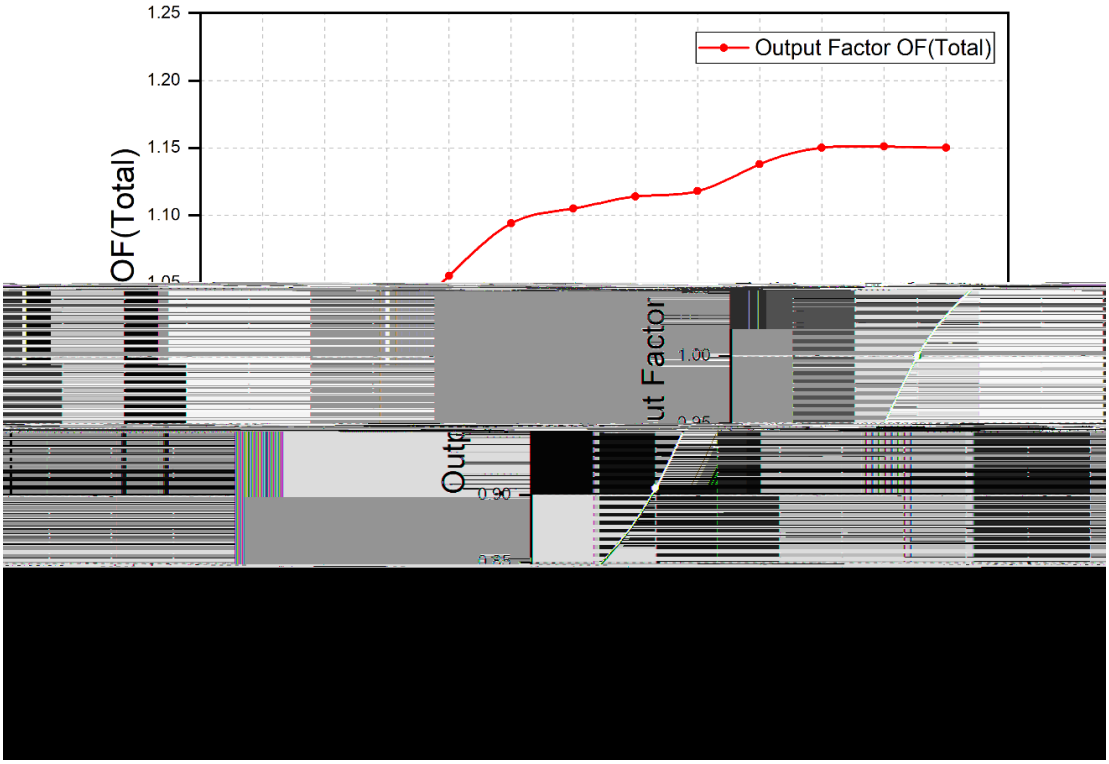


Figure III.3 : Variation d'OF total en fonction de la taille du champ pour 6 MV

Le facteur de sortie total (OF) présente la variation la plus importante parmi les trois facteurs. Il augmente d'environ 0.84 pour un champ de 3×3 cm² à 1.00 pour le champ de référence. Ensuite, il continue d'augmenter progressivement jusqu'à atteindre environ 1.15 pour les plus grands champs étudiés. On note que la courbe a une pente plus forte pour les petits et moyens champs, puis tend à s'aplatir pour les grands champs, ce qui indique une approche progressive d'un état de stabilité.

III.2.2 Présentation et analyse des résultats pour 10 MV

Pour l'énergie de 10 MV, les mêmes mesures ont été réalisées pour différentes dimensions de champ. Les résultats expérimentaux relatifs aux facteurs Sc, Sp et OF sont présentés ci-dessous et analysés en fonction de l'évolution de la taille du champ d'irradiation.

- **Pour Sc**

Tableau III.4 : Valeur du Sc pour différentes tailles du champ à l'énergie de 10 MV

Taille du champ (cm²)	3×3	5×5	10×10	15×15	20×20	22×22	24×24	25×25	30×30	30×40	34×34	35×35
Sc	0.925	0.953	1	1.034	1.053	1.058	1.063	1.063	1.070	1.072	1.070	1.065

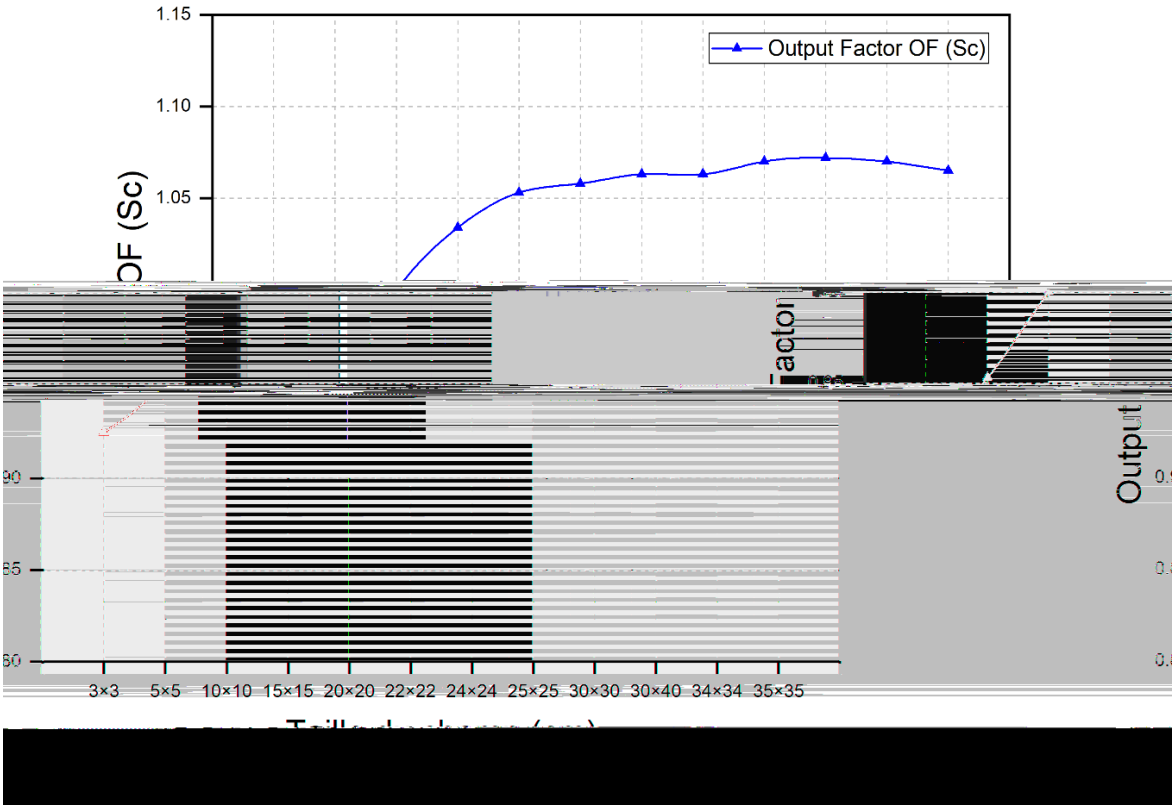


Figure III.4 : Variation de Sc en fonction de la taille du champ pour 10 MV

La courbe du facteur de diffusion du collimateur (Sc) présente une augmentation progressive avec la taille du champ. Les valeurs passent d'environ 0.925 pour un champ de 3×3 cm² à 1.00 pour le champ de référence 10×10 cm². Ensuite, la courbe continue d'augmenter

progressivement jusqu'à environ 1.07, ce qui se traduit par une tendance claire vers une quasi-stabilisation pour les grands champs, où les variations entre les champs successifs deviennent faibles.

- **Pour Sp**

Tableau III.5 : Valeur du Sp pour différentes tailles du champ à l'énergie de 10 MV

Taille du champ (cm^2)	3×3	5×5	10×10	15×15	20×20	22×22	24×24	25×25	30×30	30×40	34×34	35×35
Sp	0.924	0.964	1	1.011	1.020	1.023	1.025	1.027	1.033	1.039	1.039	1.044

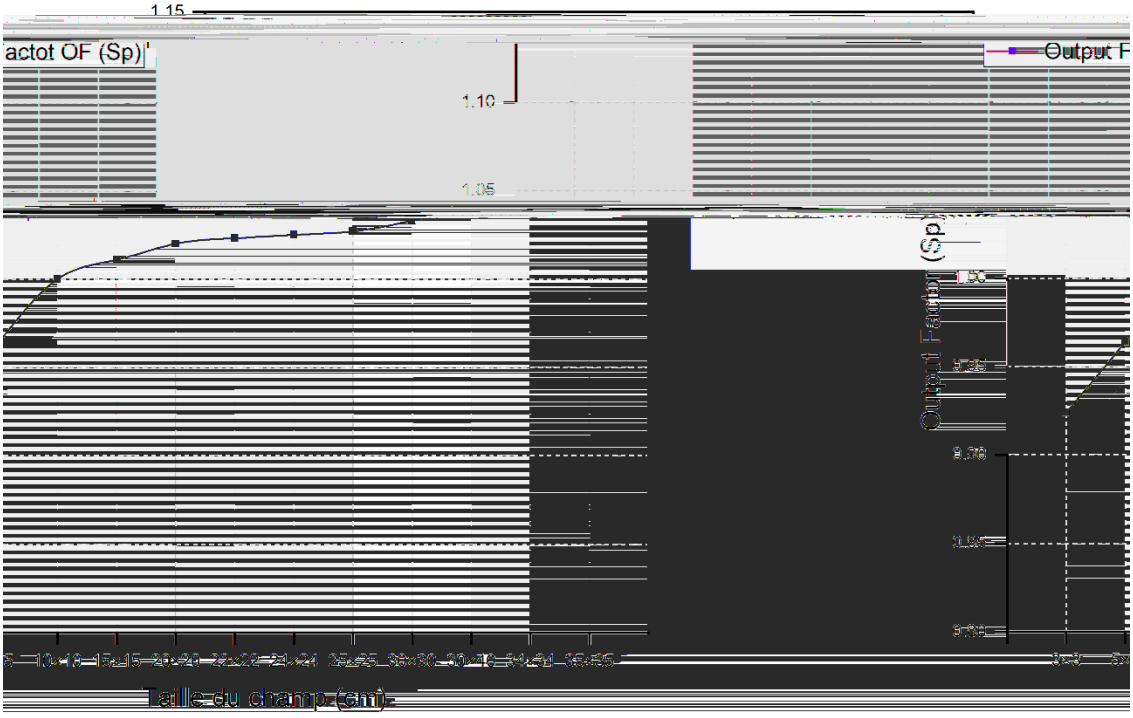


Figure III.5 : Variation de Sp en fonction de la taille du champ pour 10 MV

La courbe du facteur de diffusion du fantôme (Sp) montre une augmentation progressive avec l'augmentation de la taille du champ. Les valeurs débutent autour de 0.924 pour un champ de 3×3 cm², puis augmentent progressivement jusqu'à atteindre 1.00 pour le champ de référence. Ensuite, la croissance se poursuit de manière légère pour les champs plus grands, atteignant environ 1.044 pour un champ de 35×35 cm², ce qui se traduit par une tendance claire vers une quasi-stabilisation pour les grands champs, où les variations deviennent très faibles.

- **Pour OF total**

Tableau III.6 : Valeur d'OF total pour différentes tailles du champ à l'énergie de 10 MV

Taille du champ (cm²)	3×3	5×5	10×10	15×15	20×20	22×22	24×24	25×25	30×30	30×40	34×34	35×35
OF total	0.855	0.919	1	1.046	1.075	1.083	1.090	1.092	1.106	1.114	1.112	1.112

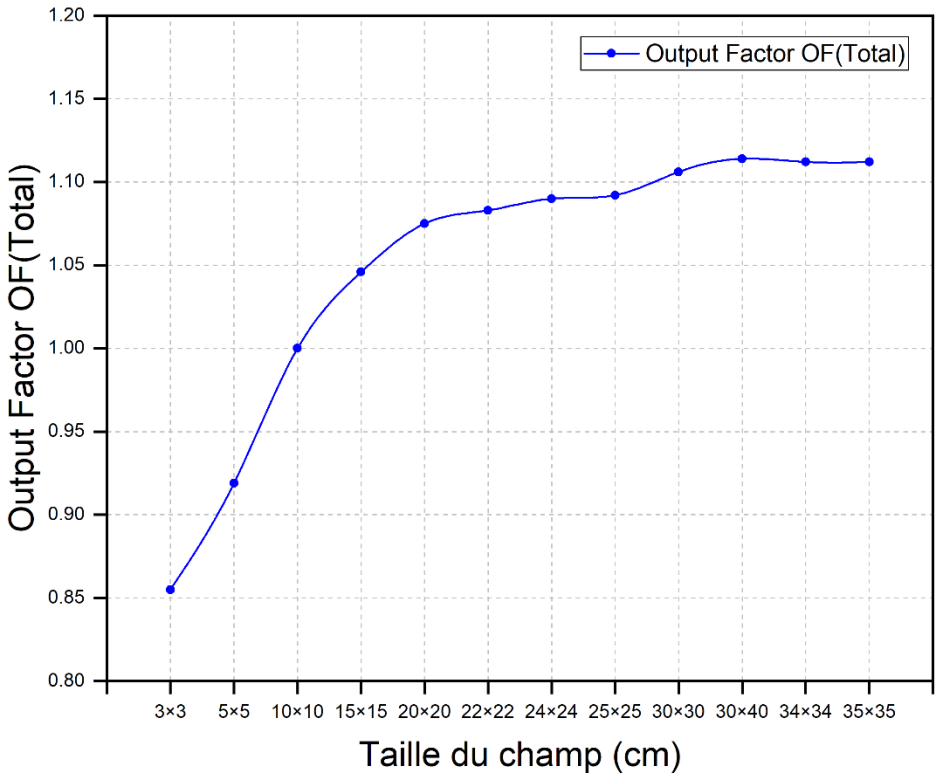


Figure III.6 : Variation d'OF total en fonction de la taille du champ pour 10 MV

La courbe du facteur de sortie total (OF) présente une augmentation progressive avec l'accroissement de la taille du champ. Les valeurs sont faibles pour les petits champs, atteignant environ 0.855 pour un champ de 3×3 cm², puis augmentent nettement jusqu'à atteindre 1.00 pour le champ de référence 10×10 cm². Au-delà de cette valeur, la croissance se poursuit mais à un rythme plus lent pour les grands champs, atteignant environ 1.11 pour un champ de 35×35 cm², ce qui se traduit par une tendance claire vers une quasi-stabilisation pour les grands champs.

III.2.3 Présentation et analyse des résultats pour 18 MV

Dans le cas de l'énergie de 18 MV, les facteurs dosimétriques Sc, Sp et OF ont également été déterminés pour les différents champs étudiés. Les tableaux et les courbes présentés ci-après permettent de mettre en évidence le comportement de ces paramètres en fonction des dimensions du champ.

- **Pour Sc**

Tableau III.7 : Valeur du Sc pour différentes tailles du champ à l'énergie de 18 MV

Taille du champ (cm²)	3×3	5×5	10×10	15×15	20×20	22×22	24×24	25×25	30×30	30×40	34×34	35×35
Sc	0.889	0.929	1	1.044	1.072	1.080	1.087	1.089	1.098	1.102	1.101	1.099

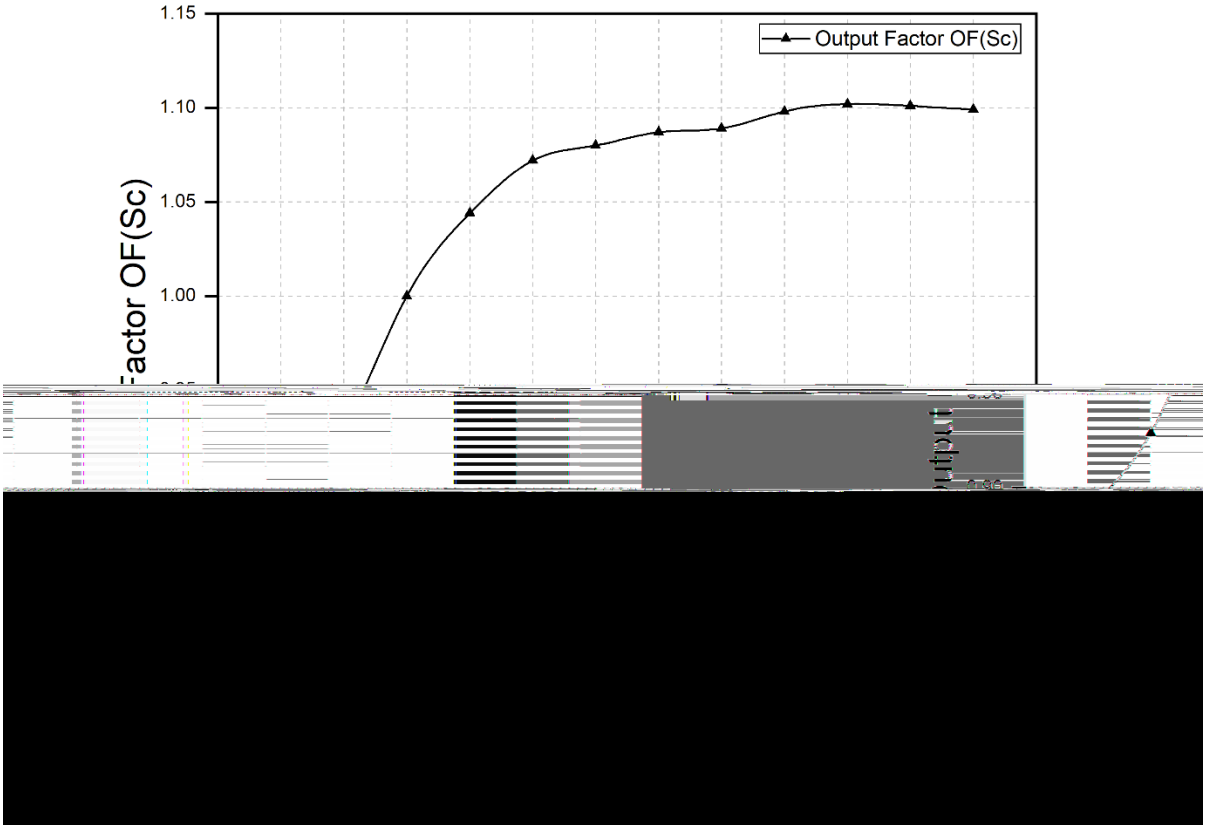


Figure III.7 : Variation de Sc en fonction de la taille du champ pour 18 MV

La courbe du facteur de diffusion du collimateur (Sc) montre une augmentation continue avec l'accroissement de la taille du champ. Les valeurs débutent à environ 0.889 pour le champ 3 × 3 cm², puis augmentent progressivement jusqu'à atteindre 1.00 pour le champ de référence 10 × 10 cm². Au-delà de ce dernier, l'augmentation se poursuit à un rythme plus modéré pour les grands champs, où les valeurs se rapprochent de 1.10, ce qui se traduit par une tendance claire vers une quasi-stabilisation pour les grands champs, avec des variations très faibles entre les derniers points mesurés.

- **Pour Sp**

Tableau III.8 : Valeur du Sp pour différentes tailles du champ à l'énergie de 18 MV

Taille du champ (cm^2)	3×3	5×5	10×10	15×15	20×20	22×22	24×24	25×25	30×30	30×40	34×34	35×35
Sp	0.955	0.997	1	0.993	0.982	0.989	0.989	0.990	0.995	0.996	0.997	1

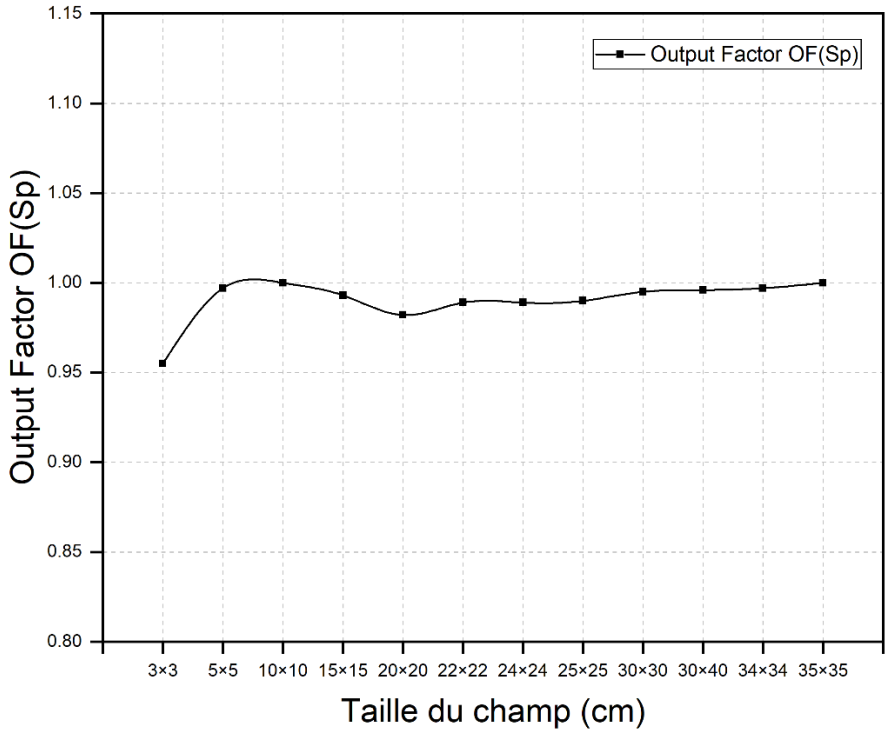


Figure III.8 : Variation de Sp en fonction de la taille du champ pour 18 MV

La courbe du facteur de diffusion dans le fantôme (Sp) présente des variations très limitées en fonction de la taille du champ. Les valeurs commencent à environ 0.955 pour le champ 3 × 3 cm^2, puis augmentent progressivement jusqu'à atteindre 1.00 pour le champ de référence 10 × 10 cm^2. Au-delà de ce champ, de légères fluctuations autour de la valeur 1.00 sont observées : les valeurs diminuent légèrement pour certains champs intermédiaires avant de remonter progressivement pour les plus grands champs. Globalement, la courbe conserve une allure quasi horizontale, caractérisée par une faible dispersion et une bonne proximité entre l'ensemble des valeurs mesurées.

- ## Pour OF total

Tableau III.9 : Valeur d'OF total pour différentes tailles du champ à l'énergie de 18 MV

Taille du champ (cm^2)	3×3	5×5	10×10	15×15	20×20	22×22	24×24	25×25	30×30	30×40	34×34	35×35
OF total	0.849	0.927	1	1.037	1.053	1.069	1.076	1.079	1.093	1.098	1.098	1.099

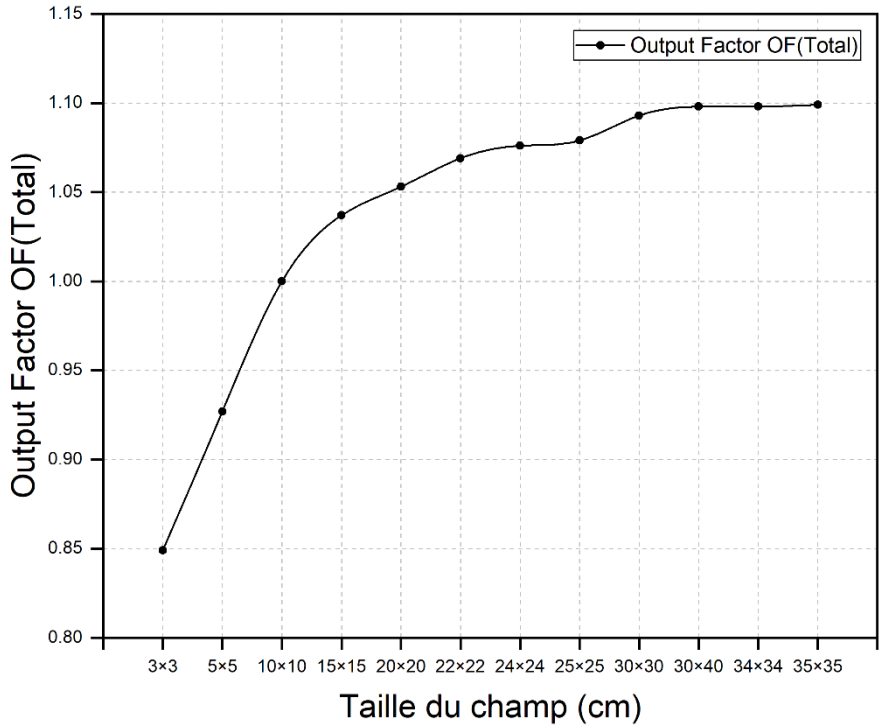


Figure III.9 : Variation d'OF total en fonction de la taille du champ pour 18 MV

La courbe du facteur de sortie total (OF) met en évidence une augmentation progressive avec l'augmentation de la taille du champ. Les valeurs débutent à environ 0.85 pour le champ 3 × 3 cm^2, puis croissent relativement rapidement jusqu'à atteindre 1.00 pour le champ de référence 10 × 10 cm^2. Au-delà de ce dernier, l'augmentation se poursuit de manière graduelle jusqu'à atteindre approximativement 1.10 pour les grands champs. Il est également observé que le taux d'augmentation devient moins marqué à mesure que la taille du champ s'accroît, la courbe

tendant vers une stabilisation dans sa partie finale avec un rapprochement des valeurs pour les plus grands champs étudiés.

III.3 Discussion des résultats

III.3.1 Discussion des résultats pour l'énergie 6 MV

À l'énergie de 6 MV, les trois facteurs Sc, Sp et OF total présentent un comportement similaire caractérisé par une augmentation rapide pour les petits champs, suivie d'une augmentation plus lente pour les champs plus grands, puis d'une tendance progressive vers la stabilisation.

Dans les petits champs, la diminution des facteurs de sortie est principalement due à la réduction du rayonnement diffusé ainsi qu'à la perte partielle de l'équilibre électronique latéral. À cette énergie, les interactions de Compton dominent les interactions des photons avec la matière, produisant des électrons secondaires responsables du dépôt de dose dans le milieu. Lorsque la taille du champ devient très faible, le parcours de certains de ces électrons secondaires devient comparable aux dimensions du champ ; une partie d'entre eux quitte alors la région irradiée sans être compensée par des électrons provenant des régions voisines. Cela entraîne une diminution de la dose déposée et, par conséquent, une baisse des facteurs de sortie.

Lorsque la taille du champ augmente, le volume irradié du milieu devient plus important, ce qui conduit à un plus grand nombre d'interactions de Compton. La production d'électrons secondaires augmente alors de manière significative, favorisant le rétablissement progressif de l'équilibre électronique latéral. En parallèle, la quantité de rayonnement diffusé augmente à la fois dans la tête de l'accélérateur et dans le fantôme, ce qui explique la hausse rapide de Sc, Sp et OF total entre les petits champs et le champ de référence 10×10 cm^2.

Concernant le facteur de diffusion du collimateur Sc, cette augmentation est principalement liée à l'accroissement du rayonnement diffusé provenant des mâchoires et des différents composants de la tête de l'accélérateur linéaire. En élargissant l'ouverture du collimateur, une

plus grande surface de ces composants est exposée au faisceau, générant davantage de photons diffusés qui contribuent au signal mesuré.

Pour le facteur de diffusion du fantôme Sp, son augmentation est associée à l'accroissement du volume de matière irradiée dans le fantôme. Plus le champ est grand, plus le nombre d'interactions de Compton augmente dans le milieu, ce qui accroît la contribution du rayonnement diffusé et des électrons secondaires atteignant le point de mesure.

Le facteur de sortie total OF total, qui représente l'effet combiné de Sc et Sp, suit naturellement le même comportement. Toute augmentation de la diffusion dans la tête de l'accélérateur ou dans le fantôme se traduit par une augmentation de la dose mesurée et donc du facteur de sortie total.

Pour les grands champs, les courbes deviennent progressivement moins pentues. Cela s'explique par le fait que la majeure partie du rayonnement diffusé susceptible d'atteindre le point de mesure contribue déjà à la dose. Ainsi, toute augmentation supplémentaire de la taille du champ n'apporte qu'une quantité limitée de rayonnement diffusé, ce qui réduit le taux d'augmentation des facteurs et conduit à une situation proche de la saturation. Ce phénomène est connu sous le nom de saturation de la contribution du rayonnement diffusé.

III.3.2 Discussion des résultats pour l'énergie 10 MV

À l'énergie de 10 MV, les facteurs Sc, Sp et OF total conservent la même tendance générale observée à 6 MV. Cependant, l'augmentation de l'énergie introduit certaines différences physiques liées à la plus grande pénétration des photons et à l'allongement du parcours des électrons secondaires.

Dans les petits champs, les électrons secondaires issus des interactions photon-matière possèdent un parcours plus important qu'à 6 MV, rendant l'établissement de l'équilibre électronique latéral plus difficile. L'influence de la taille du champ sur les facteurs de sortie

reste donc marquée et les valeurs de OF total deviennent plus sensibles aux variations de dimensions du champ jusqu'à l'approche du champ de référence.

En ce qui concerne le facteur de diffusion du collimateur (Sc), son augmentation avec la taille du champ est due à l'ouverture des mâchoires du collimateur et à l'accroissement concomitant de la quantité de rayonnement diffusé provenant des composants de la tête de l'accélérateur. À une énergie de 10 MV, l'énergie plus élevée des photons influence les caractéristiques des interactions de rayonnement de manière à réduire le taux de photons diffusés au sein de la tête par rapport à une énergie de 6 MV ; néanmoins, le mécanisme fondamental régissant l'évolution du Sc demeure intrinsèquement lié à l'augmentation du rayonnement diffusé à l'intérieur de la tête de l'accélérateur en fonction de l'élargissement de la taille du champ.

Pour le facteur de diffusion du fantôme Sp, l'énergie plus élevée accroît la pénétration des photons dans le milieu et réduit leur probabilité de diffusion à grand angle. Ainsi, bien que la quantité de rayonnement diffusé continue d'augmenter avec la taille du champ, sa contribution au point de mesure reste plus modérée que pour les énergies plus faibles.

Le facteur de sorti total OF total reflète l'effet combiné des facteurs de diffusion du collimateur (Sc) et du fantôme (Sp). Les résultats obtenus à 10 MV présentent des valeurs différentes de celles mesurées à 6 MV, ce qui traduit l'influence de l'énergie sur les deux composantes de diffusion constituant ce facteur. Néanmoins, l'évolution d'OF total en fonction de la taille du champ reste essentiellement liée à celle de Sc et Sp : sa valeur augmente progressivement avec l'accroissement de la contribution du rayonnement diffusé, puis cette augmentation devient plus faible pour les grands champs, à mesure que cette contribution tend vers un état quasi stable.

III.3.3 Discussion des résultats pour l'énergie 18 MV

À l'énergie de 18 MV, les facteurs de sortie conservent la même tendance générale observée à 6 MV et 10 MV. Toutefois, l'effet de la haute énergie devient plus marqué en raison de l'augmentation de la pénétration du faisceau et de l'allongement du parcours des électrons secondaires produits dans le milieu.

À cette énergie élevée, les électrons secondaires possèdent un parcours plus important qu'à 6 MV et 10 MV, ce qui rend les conditions d'équilibre électronique latéral plus sensibles, notamment dans les petits champs. Les valeurs du facteur de sortie total OF total restent donc relativement faibles pour les petits champs avant d'augmenter progressivement avec la taille du champ jusqu'à l'approche de l'équilibre électronique.

Le facteur de diffusion du collimateur Sc demeure le facteur le plus influencé par la variation de la taille du champ à 18 MV. En effet, l'augmentation de l'ouverture du collimateur accroît la surface des composants exposés au faisceau dans la tête de l'accélérateur, générant davantage de rayonnement diffusé contribuant au signal mesuré. Malgré le caractère plus fortement dirigé vers l'avant des photons de 18 MV, la diffusion dans la tête reste suffisante pour produire une augmentation notable des valeurs de Sc.

Concernant le facteur de diffusion dans le fantôme Sp à l'énergie de 18 MV, on observe que ses valeurs demeurent proches de la valeur de référence, avec seulement de faibles variations malgré l'augmentation de la taille du champ. Ce comportement s'explique par les propriétés physiques des faisceaux de haute énergie, les photons de 18 MV étant caractérisés par une plus grande pénétration et une composante de diffusion vers l'avant plus marquée que pour les énergies inférieures. Par conséquent, l'influence de la diffusion latérale dans le fantôme au point de mesure devient moins importante. Ainsi, l'augmentation de la contribution du rayonnement diffusé avec l'accroissement de la taille du champ reste relativement limitée, ce qui maintient les valeurs de Sp proches de l'unité. Par ailleurs, la forme quasi horizontale de la courbe suggère que la réponse de la chambre d'ionisation tend vers un état de saturation vis-à-vis des variations induites par l'augmentation de la taille du champ, de sorte que l'accroissement supplémentaire du rayonnement diffusé n'entraîne que des modifications très faibles des valeurs mesurées. Ceci explique la stabilité relative de la courbe, qui ne présente que de légères fluctuations autour de la valeur de référence.

Concernant le facteur de sortie total OF total, celui-ci augmente avec l'accroissement de la taille du champ en raison de l'effet combiné des facteurs Sc et Sp, puisqu'il représente la contribution

globale du rayonnement diffusé provenant à la fois de la tête de l'accélérateur et du fantôme. À l'énergie de 18 MV, les caractéristiques des faisceaux de haute énergie, notamment leur grande pénétration et la prédominance de la diffusion vers l'avant, influencent l'évolution de ces contributions avec la taille du champ. Les résultats montrent une augmentation progressive des valeurs de OF total lorsque la taille du champ augmente jusqu'aux grands champs, suivie d'une tendance progressive à la stabilisation, les augmentations devenant moins marquées pour les champs de grandes dimensions. Ce comportement reflète les propriétés générales du faisceau de rayonnement ainsi que l'effet combiné des différents mécanismes de diffusion intervenant à cette énergie.

III.3.4 Analyse et discussion comparative du facteur de sortie total pour les énergies 6 MV, 10 MV et18 MV

La comparaison des courbes représentant le facteur de sortie totale (OF total) en fonction de la taille du champ pour les énergies 6 MV, 10 MV et 18 MV met en évidence une augmentation progressive des valeurs du facteur de sortie avec l'augmentation des dimensions du champ d'irradiation. Ce comportement général est observé pour les trois énergies et s'explique par l'augmentation de la contribution du rayonnement diffusé provenant du fantôme et de la tête de l'accélérateur linéaire, ainsi que par l'amélioration progressive de l'équilibre électronique latéral dans le milieu irradié (**figure III.10**).

Pour les petits champs, notamment 3×3 et 5×5 cm^2, les courbes correspondant aux énergies les plus élevées présentes des valeurs légèrement supérieures à celles de l'énergie 6 MV. Ainsi, la courbe de 18 MV se situe au-dessus de celle de 10 MV, tandis que la courbe de 6 MV reste la plus faible avant le champ de référence 10×10 cm^2. Ce comportement peut être expliqué par le fait que les faisceaux de plus haute énergie possèdent un pouvoir de pénétration plus important et produisent des électrons secondaires de plus grande portée. Malgré le déséquilibre électronique observé dans les petits champs les photons de haute énergie conservent une meilleure capacité de transport d'énergie dans le milieu irradié, ce qui conduit à des valeurs légèrement plus élevées du facteur de sortir.

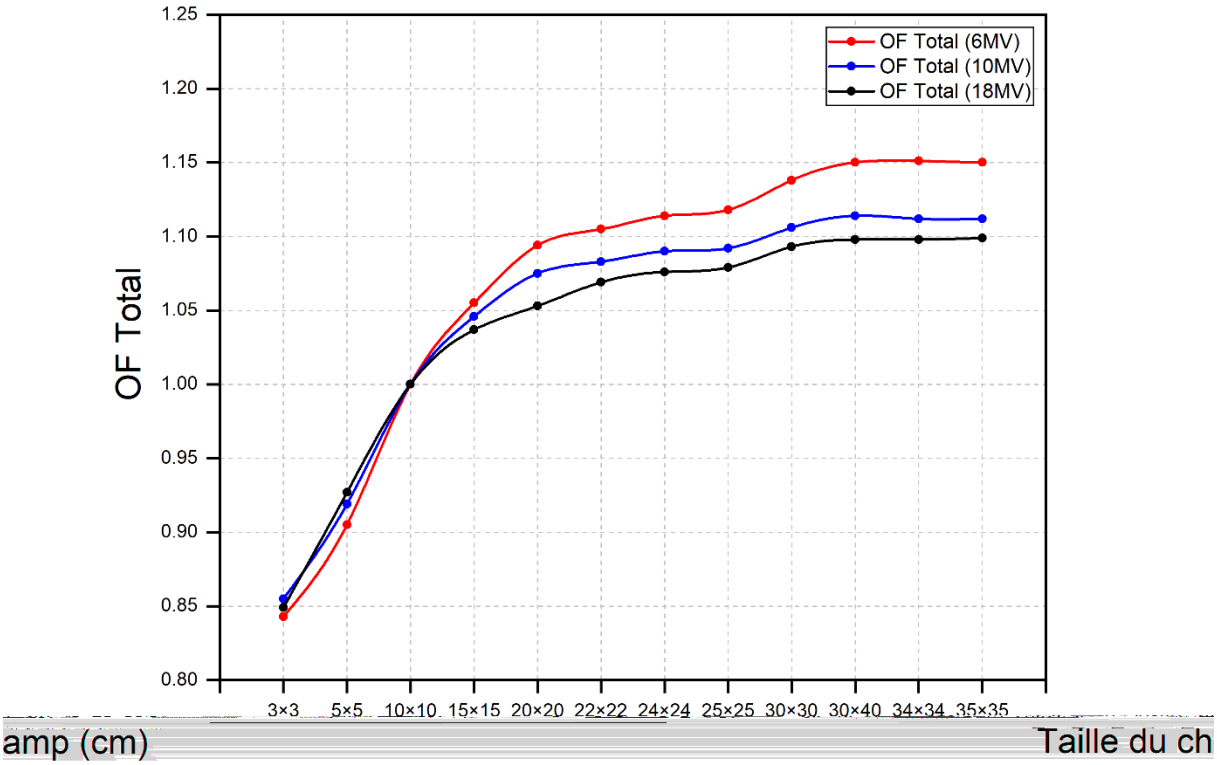


Figure III.10 : Variation de l'OF total en fonction de la taille du champ pour 6,10 et 18 MV

Au niveau du champ de référence 10×10 cm^2, les trois courbes se rejoignent à la valeur normalisée égale à 1. Cette intersection est due au fait que le facteur de sortie totale est défini par normalisation par rapport au champ de référence, utilisé comme base de comparaison pour toutes les mesures dosimétriques.

Au-delà du champ de référence, les trois courbes continuent d'augmenter avec la taille du champ, mais un changement dans leur position relative est observé. La courbe correspondant à 6 MV devient alors la plus élevée, suivie de celle de 10 MV, tandis que la courbe de 18 MV devient la plus faible parmi les trois énergies. Ce phénomène s'explique principalement par la

contribution du rayonnement diffusé. Pour les faibles énergies comme 6 MV, les interactions dans le fantôme produisent une quantité plus importante de rayonnement diffusée contribuant efficacement à la dose mesurée. En revanche, Pour les énergies plus élevées, les photons sont plus pénétrants et une partie plus importante de l'énergie est transportée vers des profondeurs plus grandes ou diffusée selon des directions contribuant moins au point de mesure. Par conséquent, l'augmentation du facteur de sortie avec la taille du champ devient moins marquée lorsque l'énergie du faisceau augmente.

Pour les grands champs, notamment 30×30, 30×40, 34×34 et 35×35 cm^2, les courbes tendent vers une quasi-stabilisation. Ce comportement traduit une saturation relative du rayonnement diffusé ainsi qu'une limitation de l'augmentation supplémentaire de la dose absorbée malgré l'élargissement continu du champ d'irradiation.

Du point de vue dosimétrique, ces résultats montrent clairement que le facteur de sortie total dépend à la fois de la taille du champ et de l'énergie du faisceau photonique utilisé. L'influence combinée de l'énergie, du rayonnement diffusé et de l'équilibre électronique joue un rôle essentiel dans la détermination de la dose absorbée en radiothérapie externe. Ces résultats soulignent ainsi l'importance de la détermination précise des facteurs de sortie pour chaque énergie et chaque taille de champ afin d'assurer l'exactitude des calculs dosimétriques et l'administration correcte de la dose thérapeutique prescrite au patient.

III.4 Présentation et analyse et discussion des résultats dans les petits champs

III.4.1 Présentation et analyse des résultats

- **Pour 6 MV (Sc, OF total)**

Afin d'évaluer le comportement dosimétrique des petits champs d'irradiation à l'énergie de 6 MV, les valeurs du facteur de diffusion du collimateur (Sc) ainsi que du facteur de sortie total (OF) ont été déterminées pour différentes dimensions de champ. Les résultats obtenus sont

présentés sous forme de tableaux et de courbes afin d'analyser l'influence de la réduction de la taille du champ sur ces paramètres.

Tableau III.10 : Valeur du Sc pour différentes taille du champ à l'énergie de 6 MV

Taille du champ (cm^2)	3×3	5×5	10×10
Sc	0.963	0.993	1

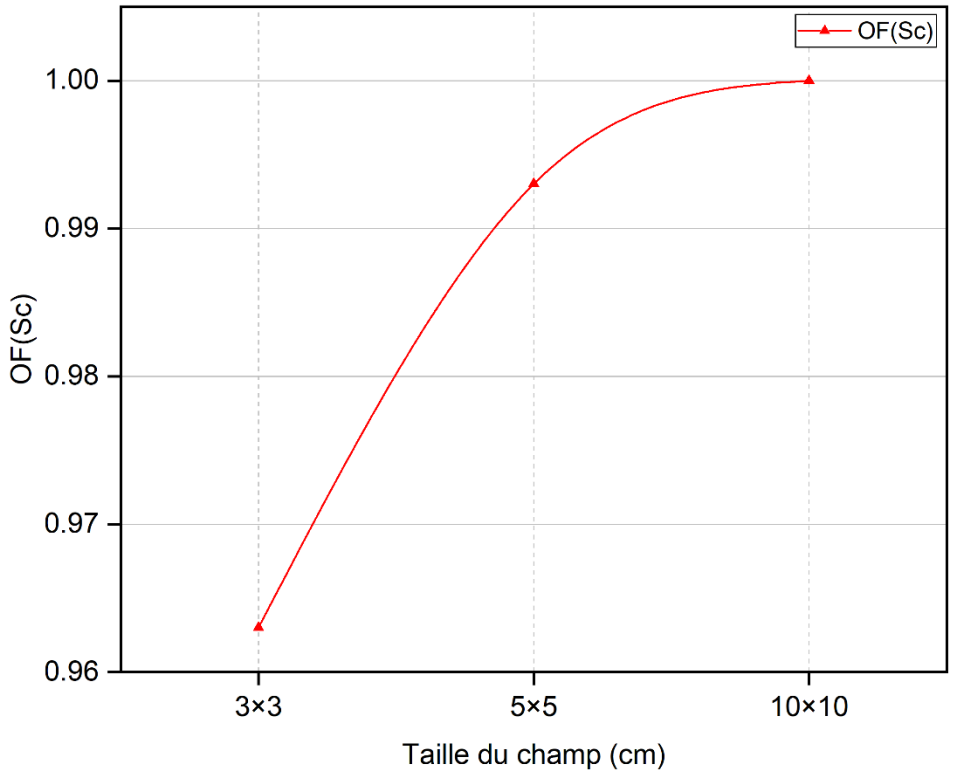


Figure III.11 : Variation de Sc en fonction de la taille du champ pour 6 MV

La courbe du facteur de diffusion du collimateur Sc montre une augmentation progressive avec l'augmentation de la taille du champ. La valeur passe de 0.963 pour le champ 3×3 cm² à 0.993 pour le champ 5×5 cm², puis atteint 1.00 pour le champ de référence 10×10 cm².

Tableau III.11 : Valeur d'OF total pour différentes taille du champ à l'énergie de 6 MV

Taille du champ (cm²)	3×3	5×5	10×10
OF total	0.788	0.945	1

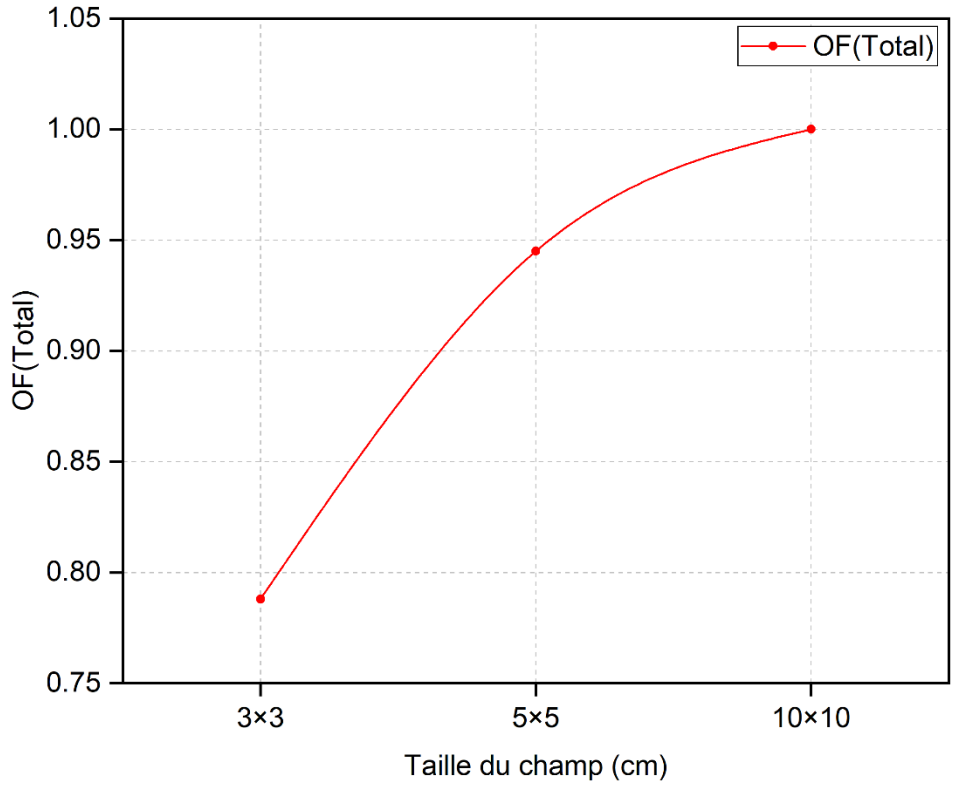


Figure III.12 : Variation d'OF total en fonction de la taille du champ pour 6 MV

La courbe du facteur de sortie total OF total présente une augmentation continue avec l'augmentation de la taille du champ. La valeur passe d'environ 0.788 pour le champ 3×3 cm² à 0.945 pour le champ 5×5 cm², puis atteint 1.00 pour le champ de référence 10×10 cm². La courbe suit ainsi une évolution croissante et se rapproche progressivement de la valeur de référence à mesure que la taille du champ augmente.

- ## Pour 18 MV (Sc, OF total)

  À l'énergie de 18 MV, les facteurs de diffusion du collimateur (Sc) et de sortie total (OF) ont été mesurés pour les différents petits champs étudiés. Les résultats expérimentaux sont présentés ci-dessous et analysés en fonction de l'évolution des dimensions du champ d'irradiation afin de mettre en évidence le comportement de ces paramètres dans les conditions des petits champs.

Tableau III.12 : Valeur du Sc pour différentes taille du champ à l'énergie de 18 MV

Taille du champ (cm²)	3×3	5×5	10×10
Sc	0.840	0.988	1

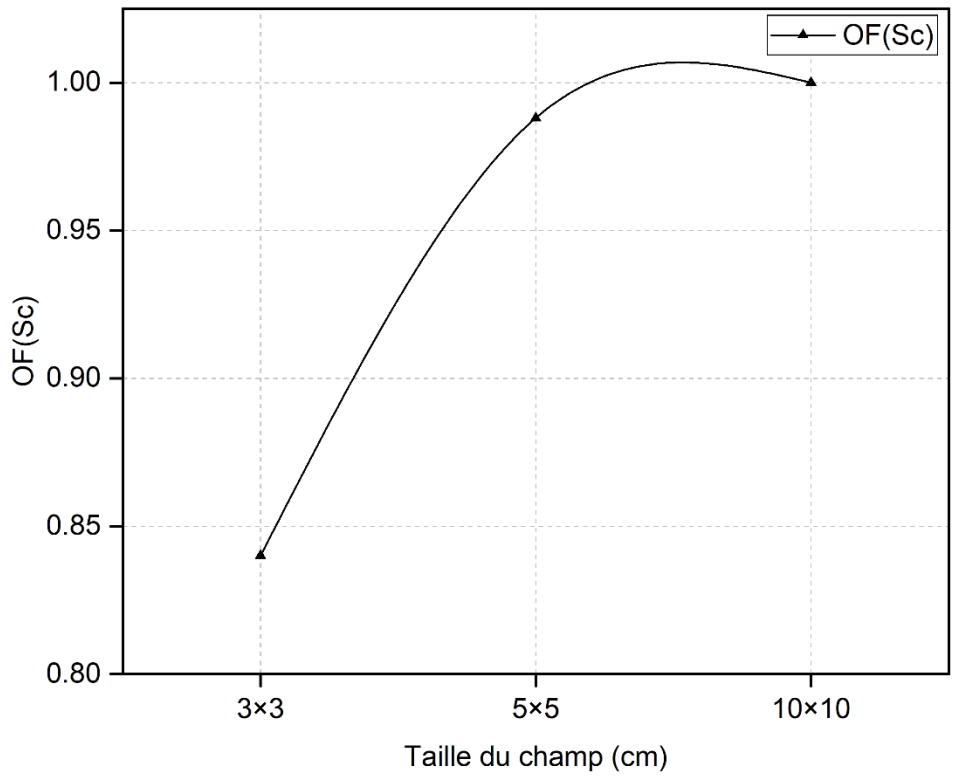


Figure III.13 : Variation de Sc en fonction de la taille du champ pour 18 MV

La courbe du facteur (Sc) présente une augmentation nette avec l'augmentation de la taille du champ. La valeur passe d'environ 0,84 pour le champ 3×3 cm² à 0,99 pour le champ 5×5 cm², puis atteint 1,00 pour le champ de référence 10×10 cm².

Tableau III.13 : Valeur d'OF total pour différentes taille du champ à l'énergie de 18 MV

Taille du champ (cm²)	3×3	5×5	10×10
OF total	0.773	0.836	1

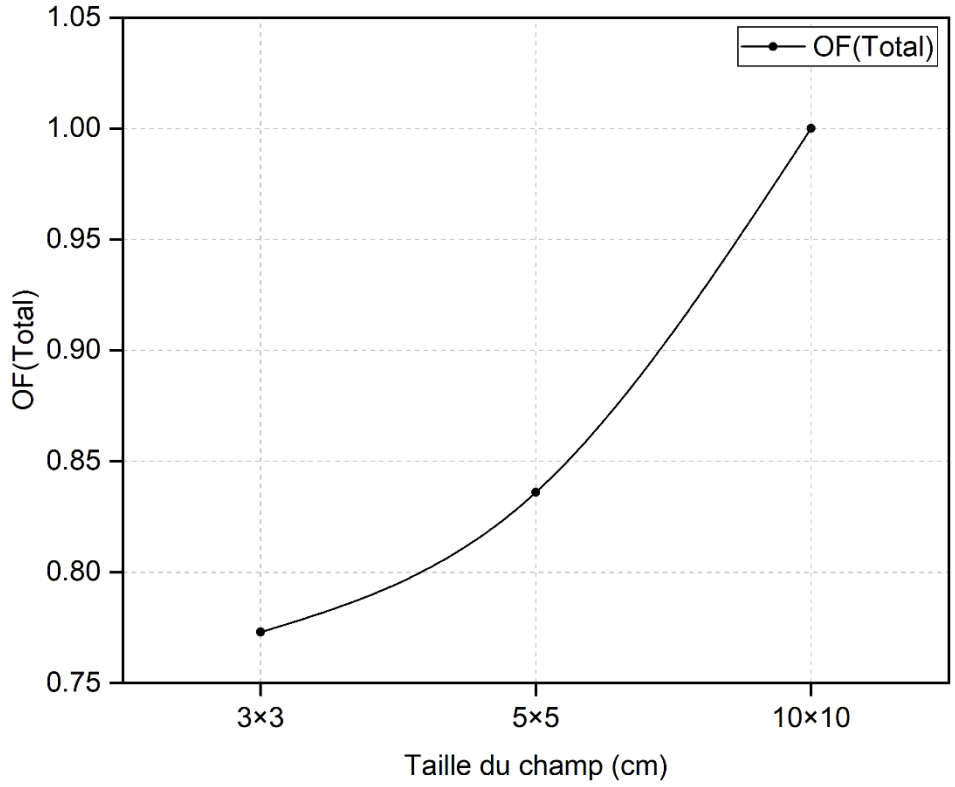


Figure III.14 : Variation d'OF total en fonction de la taille du champ pour 18 MV

La courbe du facteur de sortie total OF total montre une augmentation continue avec l'augmentation de la taille du champ. La valeur passe d'environ 0,77 pour le champ 3×3 cm² à 0,84 pour le champ 5×5 cm², puis atteint 1,00 pour le champ 10×10 cm².

III.4.2 Étude de l'influence du volume de la chambre sur le facteur de sortie (OF)

Afin d'étudier l'influence du type de chambre d'ionisation sur la mesure du facteur de sortie total (OF total) dans les petits champs, une comparaison a été réalisée entre les valeurs mesurées à l'aide des chambres d'ionisation CC13 et Razor pour les champs 3×3, 5×5 et 10×10 cm² aux

énergies 6 MV et 18 MV. Afin d'évaluer le degré de différence entre les deux mesures, l'écart relatif Δ a été calculé selon la relation suivante :

$$\Delta(\%) = \frac{|OF_{cc13} - OF_{Razor}|}{OF_{cc13}} \times \mathbf{100} \qquad \text{(III-1)}$$

Où Δ représente le pourcentage de différence entre les valeurs mesurées avec les deux chambres d'ionisation.

Les valeurs obtenues sont présentées dans le tableau ci-dessous :

Tableau III.14 : Écarts relatifs Δ (%) entre les chambres d'ionisation CC13 et Razor pour les petits champs

Taille du champ (cm²)	**Δ (%) à 6 MV**	**Δ (%) à 18 MV**
3×3	6.52	8.95
5×5	4.42	9.82
10×10	0	0

Les résultats présentés dans le tableau montrent l'existence de différences entre les valeurs d'OF total mesurées à l'aide des chambres CC13 et Razor dans les petits champs. À 6 MV, la valeur de Δ est d'environ 6,52 % pour le champ 3×3 cm², puis elle diminue à 4,42 % pour le champ 5×5 cm², avant de devenir nulle pour le champ de référence 10×10 cm². Ce comportement indique que l'écart entre les deux détecteurs est plus important dans les très petits champs et diminue progressivement avec l'augmentation de la taille du champ, ce qui traduit une meilleure concordance entre les deux chambres.

À 18 MV, des écarts plus élevés sont observés, avec des valeurs de Δ de 8,95 % pour le champ 3×3 cm² et 9,82 % pour le champ 5×5 cm², tandis qu'aucune différence n'est observée pour le champ 10×10 cm². Malgré une légère augmentation entre 3×3 et 5×5 cm², les valeurs restent

globalement élevées, ce qui montre que l'influence du type de détecteur demeure significative dans les petits champs à haute énergie.

Ces différences peuvent être expliquées par la différence de volume sensible entre les deux chambres d'ionisation. La chambre CC13 possède un volume sensible plus important que la chambre Razor, ce qui la rend plus sensible à l'effet de moyenne volumique (Volume Averaging Effect) dans les petits champs. En revanche, la chambre Razor, grâce à son petit volume sensible, est mieux adaptée aux mesures en petits champs et permet une meilleure représentation de la distribution réelle de la dose.

L'absence de différence au champ 10×10 cm² indique que l'influence du volume du détecteur devient négligeable lorsque la taille du champ est suffisamment grande par rapport au volume sensible des chambres utilisées.

Les résultats montrent que la mesure du facteur de sortie total dans les petits champs dépend du type de chambre d'ionisation utilisée. La chambre Razor apparaît plus adaptée aux petits champs que la chambre CC13, tandis que les différences entre les deux chambres diminuent progressivement avec l'augmentation de la taille du champ jusqu'à devenir nulles au champ de référence 10×10 cm².

III.5 Conclusion

En conclusion, les résultats présentés dans ce chapitre ont permis d'étudier le comportement des facteurs de sortie OF total, Sc et Sp pour différentes tailles de champs et énergies étudiées. Les mesures ont montré une augmentation progressive de ces facteurs avec l'augmentation de la taille du champ, suivie d'une tendance à la stabilisation pour les grands champs. La comparaison entre les différentes énergies a également mis en évidence l'influence de l'énergie du faisceau sur les valeurs mesurées de ces facteurs.

Concernant les petits champs, la comparaison entre les chambres d'ionisation CC13 et Razor a révélé des différences dans les valeurs de OF total, particulièrement pour les très petits champs,

ce qui souligne l'importance du choix du détecteur adapté à ce type de mesures. D'une manière générale, les résultats obtenus confirment l'importance d'une détermination précise du facteur de sortie afin de garantir l'exactitude du calcul de la dose en radiothérapie externe.

Conclusion générale

Conclusion générale

L'objectif principal de ce travail était d'évaluer le facteur de sortie pour différentes tailles de champ et différentes énergies photoniques utilisées en radiothérapie externe, ainsi que d'étudier le comportement de ce facteur et des composantes qui le constituent en fonction des conditions d'irradiation.

Les mesures expérimentales réalisées à l'aide de l'accélérateur linéaire ELEKTA Infinity ont permis de déterminer le facteur de diffusion du collimateur (Sc), le facteur de diffusion du fantôme (Sp) ainsi que le facteur de sortie total (OF total) pour les énergies de 6 MV, 10 MV et 18 MV. Les résultats obtenus ont mis en évidence des variations de ces facteurs en fonction de la taille du champ et des énergies étudiées, reflétant l'influence des caractéristiques physiques du faisceau ainsi que des phénomènes de diffusion associés.

L'analyse des résultats a montré une augmentation progressive des facteurs de sortie avec l'augmentation de la taille du champ. Cette évolution est principalement liée à l'accroissement de la contribution du rayonnement diffusé provenant de la tête de l'accélérateur et du milieu irradié, ainsi qu'à l'amélioration progressive de l'équilibre électronique latéral. La comparaison entre les différentes énergies étudiées a également mis en évidence des différences de comportement des facteurs de sortie, liées aux caractéristiques des faisceaux photoniques et aux mécanismes d'interaction et de diffusion propres à chaque énergie.

Les résultats obtenus soulignent l'importance d'une détermination précise des facteurs de sortie, en particulier dans les petits champs où les conditions dosimétriques deviennent plus complexes. Toute variation de ces facteurs se répercute directement sur le calcul des unités moniteur (MU) et sur la précision de la dose délivrée en radiothérapie.

Ainsi, cette étude confirme que la détermination précise des facteurs de sortie et de leurs différentes composantes constitue un élément essentiel pour garantir la précision dosimétrique

et améliorer la qualité des traitements en radiothérapie externe, contribuant ainsi à une prise en charge optimale et à la sécurité des patients.

Recommandations:

- ✓ Réaliser des mesures régulières du "Output Factor" pour différentes tailles de champs afin de garantir l'exactitude dosimétrique des traitements de radiothérapie.
- ✓ Accorder une attention particulière aux petits champs, où la perte d'équilibre électronique latéral et la diminution du rayonnement diffusé peuvent entraîner des écarts significatifs dans l'évaluation de la dose.
- ✓ Utiliser des détecteurs adaptés aux petits champs afin d'améliorer la précision des mesures et de réduire les incertitudes dosimétriques.
- ✓ Vérifier périodiquement la cohérence entre les valeurs mesurées et celles du système de planification de traitement (TPS) pour assurer la fiabilité des calculs de dose.
- ✓ Prendre en compte l'influence de l'énergie du faisceau lors de l'établissement des données dosimétriques de référence, car les variations du Output Factor peuvent affecter la dose délivrée au patient.
- ✓ Renforcer les procédures d'assurance qualité (QA) en intégrant des contrôles spécifiques des Output Factors, notamment pour les techniques modernes utilisant de petits champs.
- ✓ Poursuivre les études sur l'impact du Output Factor dans les techniques avancées telles que l'IMRT, la VMAT et la SBRT, où la précision dosimétrique est particulièrement critique.
- ✓ Évaluer les incertitudes associées aux mesures et aux calculs dosimétriques afin d'améliorer la fiabilité des résultats et la sécurité des traitements.
- ✓ Développer des bases de données locales de référence pour les différentes énergies et tailles de champs utilisées dans le service de radiothérapie.
- ✓ Promouvoir la formation continue des physiciens médicaux sur les problématiques liées aux petits champs et aux facteurs de sortie afin d'optimiser la qualité des traitements.

Bibliographie

3x3	3.109	3.089	3.117	1.001	1.003	1.014	3.165	0.843

Tableau A. 2 : Valeur de Sc pour différentes tailles du champ à l'énergie de 6 MV

	M moyenne ($\times 10^{-9}$C)			E=6 MV				
taille du champ (cm^2)	**V1 +300v**	**V2 +100v**	**V3 -300v**	**k pol**	**ks**	**K_{TP} (T=18°c,P=1008 hPa)**	**MQ**	**Sc**
35x35	4.572	4.543	4.605	1.003	1.003	1.015	4.668	1.055
34x34	4.583	4.544	4.611	1.003	1.004	1.015	4.684	1.059
30x40	4.589	4.556	4.614	1.002	1.003	1.015	4.681	1.058
30x30	4.572	4.536	4.595	1.002	1.003	1.015	4.663	1.054
25x25	4.543	4.510	4.558	1.001	1.003	1.015	4.629	1.046
24x24	4.536	4.497	4.554	1.001	1.004	1.015	4.627	1.046
22x22	4.520	4.482	4.532	1.001	1.004	1.015	4.610	1042
20x20	4.497	4.465	4.516	1.002	1.003	1.015	4.587	1.037
15x15	4.436	4.405	4.447	1.001	1.003	1.015	4.520	1.022
10x10	4.340	4.308	4.352	1.001	1.003	1.015	4.422	1
5x5	4.197	4.166	4.203	1.000	1.003	1.015	4.272	0.966
3x3	4.083	4.054	4.095	1.001	1.003	1.015	4.160	0.940

Tableau A. 3 : Valeur de Sp pour différentes tailles du champ à l'énergie de 6 MV

E=6MV	
taille du champ (cm²)	**Sp**
35x35	1.090
34x34	1.086
30x40	1.086
30x30	1.079
25x25	1.068
24x24	1.065
22x22	1.060
20x20	1.054
15x15	1.032
10x10	1
5x5	0.936
3x3	0.896

Annexe B : Résultats expérimentaux pour l'énergie 10 MV

Tableau B. 1 : Valeur d'OF total pour différentes tailles du champ à l'énergie de 10 MV

	M moyenne ($\times 10^{-9}$C)			E=10MV				
Taille du champ (cm²)	**V1 +300v**	**V2 +100v**	**V3 -300v**	**k pol**	**ks**	**K_{TP}(T=23.1°C ,P=1008 hPa)**	**MQ**	**OF total**
35x35	4.067	4.026	4.088	1.002	1.004	1.015	4.152	1.112
34x34	4.069	4.022	4.084	1.001	1.005	1.015	4.154	1.112
30x40	4.076	4.033	4.088	1.001	1.005	1.015	4.161	1.114
30x30	4.045	4.002	4.061	1.001	1.005	1.015	4.130	1.106
25x25	3.997	3.957	4.006	1.001	1.004	1.015	4.077	1.092
24x24	3.992	3.944	3.998	1.000	1.005	1.015	4.072	1.090
22x22	3.961	3.920	3.973	1.001	1.005	1.015	4.044	1.083
20x20	3.933	3.888	3.942	1.001	1.005	1.015	4.015	1.075
15x15	3.83	3.793	3.84	1.001	1.004	1.015	3.906	1.046
10x10	3.66	3.617	3.667	1.000	1.005	1.015	3.733	1
5x5	3.368	3.337	3.374	1.000	1.004	1.015	3.432	0.919
3x3	3.133	3.102	3.141	1.001	1.004	1.015	3.195	0.855

Tableau B. 2 : Valeur de Sc pour différentes tailles du champ à l'énergie de 10 MV

	M moyenne ($\times 10^{-9}$C)			E=10 MV				
Taille du champ (cm²)	**V1 +300v**	**V2 +100v**	**V3 -300v**	**k pol**	**ks**	**K_{TP}(T=18°C,P=1008 hPa)**	**MQ**	**Sc**

35x35	4.246	4.205	4.277	1.003	1.004	0.995	4.254	1.065
34x34	4.265	4.213	4.280	1.001	1.006	0.995	4.273	1.070
30x40	4.276	4.231	4.293	1.001	1.005	0.995	4.280	1.072
30x30	4.263	4.209	4.28	1.001	1.006	0.995	4.271	1.070
25x25	4.238	4.193	4.257	1.002	1.005	0.995	4.246	1.063
24x24	4.235	4.182	4.251	1.001	1.006	0.995	4.243	1.063
22x22	4.217	4.174	4.236	1.002	1.005	0.995	4.225	1.058
20x20	4.198	4.146	4.214	1.001	1.006	0.995	4.206	1.053
15x15	4.123	4.078	4.135	1.001	1.005	0.995	4.127	1.034
10x10	3.988	3.943	4.001	1.001	1.005	0.995	3.991	1
5x5	3.802	3.763	3.810	1.001	1.005	0.995	3.805	0.953
3x3	3.689	3.649	3.697	1.001	1.005	0.995	3.692	0.925

Tableau B. 3 : Valeur de Sp pour différentes tailles du champ à l'énergie de 10 MV

E=10 MV	
taille du champ (cm^2)	**Sp**
35x35	1.044
34x34	1.039
30x40	1.039
30x30	1.033

25x25	1.027
24x24	1.025
22x22	1.023
20x20	1.020
15x15	1.011
10x10	1
5x5	0.964
3x3	0.924

Annexe C : Résultats expérimentaux pour l'énergie 18 MV

Tableau C. 1 : Valeur d'OF total pour différentes tailles du champ à l'énergie de 18 MV

	M moyenne ($\times 10^{-9}$C)			E=18MV				
Taille du champ (cm^2)	**V1 +300v**	**V2 +100v**	**V3 -300v**	**k pol**	**ks**	**K_{TP}(T=19°c,P=1007.9 hPa)**	**MQ**	**OF total**
35x35	4.125	4.060	4.13	1.000	1.007	1.001	4.158	1.099
34x34	4.118	4.054	4.128	1.001	1.007	1.001	4.155	1.098
30x40	4.122	4.060	4.127	1.000	1.007	1.001	4.155	1.098
30x30	4.094	4.028	4.103	1.001	1.008	1.001	4.135	1.093

25x25	4.05	3.989	4.054	1.000	1.007	1.001	4.082	1.079
24x24	4.037	3.977	4.048	1.001	1.007	1.001	4.073	1.076
22x22	4.012	3.952	4.016	1.000	1.007	1.001	4.044	1.069
20x20	3.954	3.929	3.922	1.004	1.003	1.001	3.985	1.053
15x15	3.897	3.845	3.902	1.000	1.006	1.001	3.924	1.037
10x10	3.752	3.702	3.764	1.001	1.006	1.001	3.782	1
5x5	3.482	3.440	3.489	1.001	1.005	1.001	3.509	0.927
3x3	3.192	3.156	3.201	1.001	1.005	1.001	3.214	0.849

Tableau C. 2 : Valeur de Sc pour différentes tailles du champ à l'énergie de 18 MV

	M moyenne ($\times 10^{-9}$C)			**E=18MV**				
Taille du champ (cm²)	**V1 +300v**	**v2 +100v**	**V3 -300v**	**k pol**	**ks**	**K_{TP}(T=18°C,P=1008 hPa)**	**MQ**	**Sc**
35x35	3.987	3.936	3.994	1.000	1.006	0.998	4.002	1.099
34x34	3.985	3.928	3.997	1.001	1.007	0.998	4.008	1.101
30x40	3.995	3.936	3.998	1.000	1.007	0.998	4.014	1.102
30x30	3.971	3.912	3.988	1.002	1.007	0.998	3.998	1.098
25x25	3.944	3.887	3.958	1.001	1.007	0.998	3.967	1.089
24x24	3.934	3.878	3.949	1.001	1.007	0.998	3.957	1.087
22x22	3.914	3.861	3.925	1.001	1.006	0.998	3.933	1.080

20x20	3.881	3.828	3.898	1.002	1.006	0.998	3.904	1.072
15x15	3.783	3.732	3.795	1.001	1.006	0.998	3.801	1.044
10x10	3.619	3.567	3.627	1.001	1.007	0.998	3.640	1
5x5	3.372	3.334	3.379	1.001	1.005	0.998	3.385	0.929
3x3	3.222	3.181	3.229	1.001	1.006	0.998	3.238	0.889

Tableau C. 3 : Valeur de Sp pour différentes tailles du champ à l'énergie de 18 MV

E=18 MV	
taille du champ (cm^2)	**Sp**
35x35	1
34x34	0.997
30x40	0.996
30x30	0.995
25x25	0.990
24x24	0.989
22x22	0.989
20x20	0.982
15x15	0.993
10x10	1
5x5	0.997

3x3	0.955

Annexe D : Résultats des petits champs

Pour 6 MV

Tableau D. 1 : Valeur d'OF total pour différentes tailles du champ à l'énergie de 6 MV

	Moyenne ($x10^{-10}C$)			E= 6 MV				
taille du champ (cm^2)	**V1 +300V**	**V2 +100V**	**V3 - 300V**	**kpol**	**ks**	**K_{TP}(T=23°C,P=1013.2hPa)**	**MQ**	**OF total**
3×3	1.961	1.94	1.955	0.998	1.005	1.010	1.986	0.788
5×5	2.35	2.325	2.345	0.998	1.005	1.010	2.380	0.945
10×10	2.49	2.465	2.485	0.998	1.004	1.010	2.519	1

Tableau D. 2 : Valeur de Sc pour différentes tailles du champ à l'énergie de 6 MV

	Moyenne ($x10^{-10}C$)			E=6 MV				
taille du champ (cm^2)	**V1 +300V**	**V2 +100V**	**V3 -300V**	**kpol**	**ks**	**K_{TP}(T=21°C,P=1012.7hPa)**	**MQ**	**Sc**
3×3	2.986	2.950	2.980	0.998	1.005	1.003	3.003	0.963
5×5	3.088	3.050	3.080	0.998	1.002	1.003	3.097	0.993

10×10	3.101	3.070	3.095	0.999	1.004	1.003	3.119	1

Pour 18 MV

Tableau D. 3 : Valeur d'OF total pour différentes tailles du champ à l'énergie de 18 MV

	Moyenne ($x10^{-10}C$)			E =18 MV				
taille du champ (cm^2)	**V1 +300V**	**V2 +100V**	**V3 -300V**	**kpol**	**ks**	**K_{TP}(T=23°C,P=1013.2hPa)**	**MQ**	**OF total**
5×5	2.119	2.090	2.110	0.997	1.006	1.010	2.146	0.773
3×3	2.298	2.280	2.290	0.998	1.003	1.010	2.323	0.836
10×10	2.742	2.710	2.735	0.998	1.005	1.010	2.777	1

Tableau D. 4 : Valeur de Sc pour différentes tailles du champ à l'énergie de 18 MV

	Moyenne ($x10^{-10}C$)			E =18 MV				
taille du champ (cm^2)	**V1 +300V**	**V2 +100V**	**V3 -300V**	**kpol**	**ks**	**K_{TP}(T=21°C,P=1012.7 hPa)**	**MQ**	**Sc**
5×5	1.957	1.940	1.950	0.998	1.004	1.003	1.966	0.840
3×3	2.303	2.280	2.295	0.998	1.004	1.003	2.314	0.988

10×10	2.33	2.310	2.325	0.998	1.004	1.003	2.341	1

الملخص

(Sp) (Sc (OF)
ELEKTA Infinity
CC13
OF Sp Sc Razor
.

الكلمات المفتاحية : (Sc)
(Sp) .

Résumé

La précision de la dose absorbée est essentielle en radiothérapie externe. Cette étude vise à évaluer expérimentalement le facteur de sortie total (OF), le facteur de diffusion du collimateur (Sc) et le facteur de diffusion du fantôme (Sp) pour différentes tailles de champ et énergies photoniques. Les mesures ont été réalisées au Centre Anti-Cancer d'El Oued à l'aide d'un accélérateur linéaire ELEKTA (6, 10 et 18 MV), dans un fantôme à eau, en utilisant une chambre d'ionisation CC13 pour les champs conventionnels et une chambre Razor pour les petits champs. Les résultats montrent une augmentation des facteurs Sc, Sp et OF avec la taille du champ, particulièrement marquée pour les petits champs, ainsi qu'une influence significative de l'énergie du faisceau. Ces variations affectent directement la dose absorbée. La détermination précise de ces facteurs contribue à améliorer l'exactitude du calcul de dose, la qualité des traitements et la sécurité des patients.

Mots-clés : Radiothérapie externe ; facteur de sortie ; dose absorbée ; facteur de diffusion du collimateur (Sc) ; facteur de diffusion du fantôme (Sp) ; chambre d'ionisation ; petits champs.

Abstract

Accurate absorbed dose delivery is a key requirement in external beam radiotherapy. This study aims to experimentally evaluate the total Output Factor (OF), Collimator Scatter Factor (Sc), and Phantom Scatter Factor (Sp) for different field sizes and photon beam energies. Measurements were performed at the Anti-Cancer Center of El Oued using an ELEKTA linear accelerator delivering 6, 10, and 18 MV photon beams. A water phantom was used with a CC13 ionization chamber for conventional fields and a Razor chamber for small fields. The results showed that Sc, Sp, and OF increase with field size, with a more pronounced variation in small fields, while beam energy also significantly affects their behavior. These variations directly influence the absorbed dose. Accurate determination of output factors is essential for improving dose calculation accuracy, treatment quality, and patient safety in external beam radiotherapy.

Keywords: External beam radiotherapy; output factor; absorbed dose; collimator scatter factor (Sc); phantom scatter factor (Sp); ionization chamber; small fields.