

„  
**REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE**  
**MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE**  
**SCIENTIFIQUE**

**UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF - M'SILA**

**FACULTE DES SCIENCES**  
**DEPARTEMENT PHYSIQUE**  
**N° :PH/MED/03/2025**



**DOMAINE : Sciences de la matière**  
**FILIERE : Physique**  
**OPTION : Physique Médicale**

**Mémoire présenté pour l'obtention**  
**Du diplôme de Master Professionnalisant**  
**Par: Leboukh Amel et Hamida Imane**

**Intitulé :**

**"Caractérisation des faisceaux de photons  
cliniques issus d'un accélérateur linéaire utilisé en  
radiothérapie"**

**Soutenu le 18 / 06 / 2025 devant le jury composé de:**

Nehaoua Samra	Université de M'sila	Président
Khoudri Saad	EHS CAC de Sétif	Rapporteur
Benkhila Karim	EHS CAC de Sétif	CO-Rapporteur
Bounab Sabrina	Université de M'sila	Examineur

**Année universitaire : 2024/2025**



# Remerciements

*Nous tenons à exprimer notre plus profonde gratitude à l'ensemble du corps universitaire du département de physique, et en particulier à Monsieur le Chef de département, pour le soutien et les facilités accordées tout au long de notre parcours académique.*

*Un remerciement tout particulier à Madame Bounab, responsable de la spécialité, pour ses efforts constants, son accompagnement bienveillant et son engagement remarquable à nos côtés.*

*Nous remercions également chaleureusement nos encadreurs, Monsieur Khoudhri et Monsieur Karim Ben Kahila, pour leur accompagnement précieux, leurs conseils éclairés et leurs efforts considérables qui ont grandement enrichi ce travail.*

*Nous sincères remerciements vont aussi au personnel soignant de l'hôpital de lutte contre le cancer, pour leur accueil et leur collaboration durant toute la période de stage, ainsi que pour l'environnement d'apprentissage qu'ils nous ont offert.*

*Nous tenons également à remercier l'enseignant rapporteur avant-dernier, pour le temps qu'il nous a consacré et pour ses remarques pertinentes qui ont contribué à l'amélioration de ce mémoire.*

*Enfin, toute notre reconnaissance va à nos honorables enseignants, qui ont marqué notre parcours universitaire de leur savoir, de leur dévouement et de leur bienveillance.*

*À vous tous, un grand merci, du fond du cœur.*

*Cordialement*



## Dédicace :

Avant tout, louange et gratitude à Dieu, Seigneur des mondes, car c'est par Sa grâce que nous avons pu arriver là où nous en sommes aujourd'hui.

Je dédie le fruit de longues années d'efforts et de persévérance :

À ceux qui ont consacré leur vie à ma réussite, à mon bonheur et à mon épanouissement :  
à ma chère mère et à mon cher père.

À mes frères et sœurs bien-aimés :  
mon frère Omar (que Dieu ait son âme), Zaki, Souad, Yasmine, Abdel Ghafour, Raafat, Abdel Bassit,  
Eline et Taim.

À toute ma famille, du plus grand au plus petit,  
et à toutes les personnes qui partagent avec moi cette joie aujourd'hui.

À mon amie et collègue dans ce travail, Imane Hamida, je t'adresse toute ma reconnaissance pour ton soutien et ta collaboration.

À tous mes amis qui m'ont encouragé(e) et soutenu(e) tout au long de mon parcours.

À tous mes professeurs, dont les enseignements et les conseils ont guidé mes pas au fil des années.

À toutes celles et ceux qui, de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce travail, aussi humble soit-il.

Merci infiniment à vous tous.

AMEL LEBOUKH



## Dédicace :

*À ceux qui ont semé la force dans mon cœur et ont été mon soutien tout au long du chemin...*

*À ma mère et à mon père, source d'amour et de sécurité,*

*À mon frère, compagnon de route et source de courage,*

*À ma sœur de cœur, que ma mère n'a pas mise au monde, mais que la vie m'a offerte,*

*À mes petits frères et sœur : Nour, Assim et Mounsef, lumière de mes jours,*

*À ma famille, qui a été mon pilier dans les moments difficiles,*

*À ma grand-mère, ma défunte bien-aimée... que Dieu ait ton âme et t'accorde le paradis,*

*À mon amie Amel, compagne fidèle de mon parcours,*

*À tous mes camarades, filles et garçons, qui ont partagé ce chemin,*

*Et à tous mes enseignants et enseignantes, du premier jour jusqu'à la dernière étape,*

*Je dédie le fruit de ce travail, en signe de ma profonde gratitude et reconnaissance.*

Hamida Iman

# Sommaire

Remerciements :

Dédicace

Dédicace

Liste des abréviations

Liste des figures

Liste des Tableaux

Introduction Général.....	1
Chapitre 1: .....	3
Généralités sur la radiothérapie.....	3
<i>Chapitre 1: Généralités sur la radiothérapie.....</i>	<i>4</i>
1.1. Introduction :.....	4
1.2. Techniques de traitements .....	5
1.2.1-Radiothérapie externe (Téléthérapie) :.....	5
1.2.2-Radiothérapie interne (curiethérapie) : .....	5
1.3. Types des rayonnements :.....	5
1.4. Interactions rayonnements matière:.....	6
1.4.1. Définition et classification des rayonnements.....	6
1.4.2- Interactions photon-matière :.....	8
1.4.2.1-Effet photoélectrique:.....	8
1.4.2.2-Effet Compton :.....	9
1.4.2.3- Création des paires :.....	10
1.4.2.4-L'effet Thomson-Rayleigh :.....	11
1.4.3- Sections efficaces d'interactions :.....	11
1.4.4-Atténuation des rayonnements électromagnétiques :.....	13
1.4.4.1-Loi d'atténuation :.....	13
1.4.4.2-Couche de demi-absorption (CAD) :.....	14
1.4.5- Interaction des particules chargée avec la matière :.....	15
1.4.5.1-Rayonnement de freinage :.....	15
1.5-Accélérateur linéaire :.....	16
1.5.1- Principe de fonctionnement d'un accélérateur linéaire (Linac) :.....	17
1.6- Chambres d'ionisations :.....	18
1.6.1- Principe de fonctionnement :.....	19
1.7. Appareils de mesures des rayonnements :.....	20

1.7.1- Les théories de cavité :	20
1.7.1.1 Théorie de cavité de Bragg - Gray	20
1.7.1.2. Théorie de la cavité de Spencer-Attix	21
1.7.1.3 Théorie de la cavité de Burlin pour des faisceaux de photons	22
<i>Chapitre 2 :</i>	<b>24</b>
Paramètres dosimétriques dans la caractérisation des Photons.....	<b>24</b>
<b>Chapitre 2 : Paramètres dosimétriques dans la caractérisation des photons.....</b>	<b>25</b>
<b>2.1. La dosimétrie</b>	<b>25</b>
2.1.1- Définition	25
2.1.2-La dosimétrie des rayonnements ionisants.....	25
2.1.3- Grandeurs fondamentales en dosimétrie :	26
<b>2.2. Caractéristiques d'un faisceau de photons de haute énergie :</b>	<b>30</b>
2. 2.1 -Qualité d'un faisceau de photons de haute énergie :	30
2.2.1.1-Indice de qualité du faisceau (TPR) :	31
2.2.1.2-Rendement en profondeur (PDD) :	32
2.2.1.3-La distance source-axe (DSA) :	33
2.2.1.4-Facteur Ouverture Collimateur (F.O.C) :	33
2.1.5.Distribution de dose hors axe :	34
2.1.5.1-Le profil de dose :	34
2.1.5.2 -Le débit de la machine relative (output) :	36
2.3-Dose absolue :	<b>38</b>
<i>Chapitre3:</i>	<b>40</b>
Partie expérimentale.....	<b>40</b>
<i>Chapitre3: Partie expérimentale.....</i>	<b>40</b>
<b>Introduction</b>	<b>41</b>
<b>3.1.Matériels et méthodes :</b>	<b>41</b>
3. 1.1-Matériels :	41
3.1.1.1 L'Accélérateur linéaire utilisé :	41
3.1.1.2.Fantôme d'eau MP3 PTW :	42
3.1.1.3.Fantôme d'eau MP1 – Type 1D (monodimensionnel) :	42
3.1.1.4. Chambres d'ionisations utilisées:	43
3.1.1.5. Le positionnement des chambres d'ionisation :	45
3.1.1.6.Electromètre MP3 :	46
3.1.1.7.Appareil de commande portative:	48
3.1.1.8.Thermomètre et baromètre:	49
3.1.1.9.Electromètre UNIDOS Weblin:	50

<b>Logiciel utilisé :</b> .....	<b>51</b>
<b>3.1.10. Calibration Simulation :</b> .....	51
<b>3.1.11. Logical Medical Physics Control Center MEPHYSTO mc<sup>2</sup>:</b> .....	52
<b>3.1.2. Méthodes :</b> .....	53
<b>3.1.2.2. Montage expérimental de la cuve à eau:</b> .....	53
<b>3.1.2.3 Montage expérimentale de la dose absolue :</b> .....	54
<b>Résultats et discussion :</b> .....	<b>56</b>
<b>Conclusion générale</b> .....	<b>77</b>
<b>Bibliographie</b> .....	<b>78</b>
<b>Résumé :</b> .....	<b>81</b>

## **Liste des abréviations**

**CAC** : centre anti- cancer .

**CAD** : couche demi-atténuation.

**KERMA**: Kinetic Energy Released per unit Mass in the medium.

**Kg** : kilogramme.

**Kcol** : Kerma de collision.

**Krad** : Kerma radiatif.

**KeV**: Kilo Electro Volt.

**FOC** : facteur d'ouverture de collimation.

**PDD** : *Percentage Depth Dose*.

**PMMA**: Poly Methyl Meth Acrylat.

**Gy**: gray.

**MEPHYSTO** : Médical Physics Tool.

**MLC** : Multi Leaf Collimator (CML : Collimateur Multi Lames).

**MV**: Méga volt.

**Mm** : millimètre

**Mev**: Méga Electron Volt

**Cm** : Centimètres.

**Z** : Numéro atomique.

**J**: Joule .

**D** : Dose absorbée.

**D°**: Débit de dose absorbée.

**K°**: Débit de Kerma..

**DSP** : distance source peau.

**DSA** : distance source-axe

**UM** : Unité moniteur.

**Unidos** : Universelle Dosimètre

**TPR** : Tissue Phantom ratio.

**TPS** : Treatment Planning System (Système de planification des traitements).

**RDF** : Relative dose factor (facteur de dose relative).

**ICRU**: International Commission on Radiation Units and measurements.

**L'IAEA**: International Atomic Energy Agency (AIEA : Agence Internationale de l'Energie Atomique).

**SSD** : Source-Surface Distance.

## Liste des figures :

<b>Figure1.1</b> : Forme des rendements en profondeur pour des faisceaux de rayons X , protons et électron .....	4
<b>Figure1.2</b> :illustrant une comparaison entre la pénétration des particules et des rayonnements.....	6
<b>Figure 1.3</b> : Classification des rayonnements.....	7
<b>Figure1. 4</b> : Effet photoélectrique.....	9
<b>Figure1. 5</b> : Effet Compton.....	10
<b>Figure1. 6</b> :Création de paire .....	10
<b>Figure1.7</b> : Domaine des trois phénomènes d'interaction.....	12
<b>Figur1. 8</b> : Courbe d'atténuation des rayonnements électromagnétiques dans la matière.....	14
<b>Figure 1. 9</b> : Phénomène de freinage.....	15
<b>Figure1.10</b> : un spectre de rayons X, représenté en fonction de la longueur d'onde.....	16
<b>Figure1.11</b> : Accélérateur linéaire (Linac) .....	17
<b>Figure1.12</b> : Schéma des différents composants d'un accélérateur linéaire médical.....	18
<b>Figure 1.13</b> : Schéma d'une chambre de type Farmer .....	20
<b>Figure 2.1</b> : Fluence radiative de faisceau.[14].....	26
<b>Figure 2.2</b> : Représentation schématique du transfert d'un photon au milieu[13].....	27
<b>Figure 2.3</b> : L'équilibre électronique.....	30
<b>Figure2.4</b> :Méthode de détermination du $TPR_{10}^{20}$ .....	31
<b>Figure 2.5</b> :Pourcentage de dose en profondeur (PDD).....	33
<b>Figure2.6</b> :Mesure du PSF. La mesure dans l'air s'effectue avec un capuchon de build- up.....	33
<b>Figure 2.7</b> : Représentation schématique des mesures de profil de dose.....	34
<b>Figure 2.8</b> :Profil de dose en radiothérapie et comparaison entre dose idéale et réelle avec zones d'ombre (Umbra) et pénombre (Penumbra).....	36
<b>Figure 2.9</b> : Mesure du (HSF) et du (RDF).....	37
<b>Figure2.10</b> : Etalonnage en dose dans l'eau pour les photons de haute energie ( Aiea Trs 398 ).....	38
<b>Figure 3.1</b> :L'accélérateur linéaire "VarianClinaciX"du service de radiothérapie de de l'hôpital de Sétif...42	42
<b>Figure 3.2</b> :Fantôme d'eau MP3 PTWdu service de radiothérapie de l'hôpital de Sétif.....43	43
<b>Figure3.3</b> : d'ionisation SEMIFLEX PTW 0 ,125 cm <sup>3</sup> .....43	43
<b>Figure3.4</b> : Chambre d'ionisation SEMIFLEX PTW 0 ,3 cm <sup>3</sup> .....44	44
<b>Figure3.5</b> :Chambre d'ionisation Farmer TM 0 ,6 cm <sup>3</sup> .....44	44

<b>Figure 3.6:</b> Moyenne de positionnement de la chambre d'ionisation.....	46
<b>Figure 3.7 :</b> L'électromètre MP3du service de radiothérapie de CAC de Sétif.....	47
<b>Figure 3.8:</b> Chaine de mesure chambre-électromètre.....	48
<b>Figure 3.9 :</b> Appareil de commande portatif.....	49
<b>Figure 3.10:</b> Baromètre et thermomètre .....	50
<b>Figure 3.11 :</b> Electromètre UNIDOS du service radiothérapie de Sétif(CAC).....	50
<b>Figure 3.12 :</b> Logiciel Calibration Simulation.....	52
<b>Figure 3.13 :</b> Système d'acquisition des données le software MEPHYSTO mc <sup>2</sup> .....	53
<b>Figure 3.14:</b> cuve à eau en cours de montage.....	54
<b>Figure 3.15:</b> Mesure de la dose absolue à l'aide d'un fantôme à eau et d'un accélérateur.....	55
<b>Figure 3.16 :</b> Schéma illustrant la répartition de la dose dans un milieu aquatique irradié par un faisceau photonique de haute énergie.....	56
<b>Figure3.17 :</b> Courbe de rendement en profondeur mesurées PDD 6 MV (5x5) .....	57
<b>Figure3.18 :</b> Courbe de rendement en profondeur mesurées PDD 6 MV (10x10) .....	57
<b>Figure 3.19 :</b> Courbe de rendement en profondeur mesurées PDD 6 Mv (20x20) .....	58
<b>Figure3.20:</b> Courbe de rendement en profondeur mesurées PDD 6 Mv (25x25).....	58
<b>Figure 3.21:</b> Courbe de rendement en profondeur mesurées PDD 6 Mv (30x30) .....	59
<b>Figure 3.22:</b> Courbe de distribution de la dose relative $D_{max}$ (Gy).....	60
<b>Figure 3. 23 :</b> Courbe de rendement en profondeur" Mesurée" PDD 6 Mv.....	61
<b>Figure3.24 :</b> Courbe de rendement en fonction de la profondeur : valeurs mesurées et simulées pour une taille de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , PDD 6 MV.....	62
<b>Figure3.25 :</b> Courbe de variation du rendement en fonction de la profondeur : valeurs "mesurées – simulées" pour une taille de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , PDD 6 MV.....	63
<b>Figure 3.26:</b> Les courbes du profiles de dose pour profondeur 5x5 cm.....	64
<b>Figure 3.27:</b> Les courbes du profiles de dose pour profondeur 10x10 cm.....	64
<b>Figure 3 28:</b> Les courbes du profiles de dose pour profondeur 15x15 cm.....	65
<b>Figure3 .29 :</b> Les courbes comparative du profiles de dose pour profondeur.....	65
<b>Figure 3.30 :</b> Variation de l'homogénéité en fonction de la profondeur_6MV_10cm <sup>2</sup> .....	66
<b>Figure 3.31:</b> Variation de La symétrie en fonction de la profondeur_6MV_10cm <sup>2</sup> .....	66
<b>Figure 3. 32 :</b> Variation de Largeur de pénombre droite en fonction de la profondeur_6MV_10cm <sup>2</sup> .....	67
<b>Figure 3.33:</b> Variation de Largeur de pénombre gauche en fonction de la profondeur_6MV_10cm <sup>2</sup> .....	67
<b>Figure 3 .34:</b> Variation Taille de champ à différentes profondeur.....	68
<b>Figure 3.35:</b> Taille de champ 10 cm <sup>2</sup> à l'isocentre en fonction de la variation de la profondeur.....	68
<b>Figure 3.36:</b> Relative Dose Factor"simulée- Mesurée" 6MV_90 cm_10 cm de profondeur.....	70
<b>Figure 3.37:</b> Etude comparative entre RDF obtenue par la simulation versus.....	70
<b>Figure 3.38:</b> Worke-sheet"simulée" .....	73
<b>Figure 3.39:</b> Worke-sheet" Mesurée " .....	75

## **Liste des Tableaux :**

<b>Tableau 2.1:</b> Spécifications techniques de troischambres d'ionsation PTW .....	<b>45</b>
<b>Tableau 3.2:</b> Variation des paramètres dosimétriques des faisceaux de photons 6 MV d'un ClinaciX. ....	<b>61</b>
<b>Tableau 3.3 :</b> analyse du profiles de dose en taille de champs10x10.....	<b>69</b>
<b>Tableau 3.4:</b> comparatif résultats du calcul de dose pour un faisceau de 6 MV.....	<b>76</b>



# **Introduction Générale :**

## Introduction Général

Le cancer est l'une des maladies les plus dangereuses menaçant la santé publique à l'échelle mondiale. Au cours des dernières décennies, on a observé une augmentation significative de son incidence, faisant de cette pathologie un défi majeur pour les systèmes de santé. Selon les rapports publiés par l'Organisation mondiale de la santé (OMS) et l'Agence internationale de recherche sur le cancer (IARC), le nombre de nouveaux cas enregistrés chaque année est en constante augmentation.

Cette progression s'explique par plusieurs facteurs, notamment les changements environnementaux, les modes de vie malsains, l'augmentation des niveaux de pollution, ainsi que l'amélioration des outils de diagnostic, permettant une détection plus précoce des tumeurs. En 2022, environ 20 millions de nouveaux cas de cancer ont été recensés, avec 9,7 millions de décès attribués à cette maladie. Les projections indiquent que ce nombre pourrait atteindre 35 millions d'ici 2050 si aucune mesure préventive efficace n'est mise en place.

Face à cette situation alarmante, la prévention joue un rôle clé, notamment en réduisant les facteurs de risque tels que le tabagisme, l'obésité, le diabète et certaines infections. Environ 50 % des patients atteints de cancer sont traités par radiothérapie, qui contribue à un taux de rémission global d'environ 40 %. Bien que rarement utilisée comme traitement unique, la radiothérapie est souvent combinée à la chirurgie ou à la chimiothérapie pour améliorer les chances de guérison. L'optimisation des faisceaux de photons issus des accélérateurs médicaux représente un enjeu majeur pour garantir un traitement plus précis et efficace, réduisant ainsi les effets secondaires et améliorant la qualité de vie des patients.

La radiothérapie se décline en deux principales approches : la radiothérapie externe et la curiethérapie (radiothérapie interne). La radiothérapie externe est la plus couramment utilisée et repose sur l'irradiation de la tumeur à l'aide de faisceaux de photons, d'électrons ou de protons générés par un accélérateur linéaire. Cette technique permet de cibler avec précision la zone tumorale tout en préservant les tissus sains environnants grâce aux avancées comme l'IMRT (Intensity-Modulated Radiation Therapy) ou la VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy). De son côté, la curiethérapie consiste à placer une source radioactive directement à l'intérieur ou à proximité de la tumeur, délivrant ainsi une dose élevée de radiation de manière localisée. Cette approche est particulièrement efficace pour certains cancers comme celui du col de l'utérus, de la prostate ou du sein. L'association de ces différentes techniques permet d'améliorer le contrôle tumoral tout en réduisant les effets secondaires liés au traitement.

Ainsi, afin de garantir une meilleure précision des traitements radiothérapeutiques, il est essentiel de caractériser avec rigueur les faisceaux de rayonnement utilisés en clinique. C'est dans cette optique que s'inscrit notre étude, qui vise à analyser les propriétés des faisceaux de photons cliniques émis par un accélérateur médical en utilisant des méthodes de mesure expérimentales et une analyse de données approfondie. Cette démarche nous permettra d'optimiser la distribution de dose et d'améliorer la qualité des traitements, ouvrant ainsi la voie à une meilleure prise en charge des patients en radiothérapie. [30 ,31]

***Chapitre I :***  
**Généralités sur la**  
**radiothérapie**

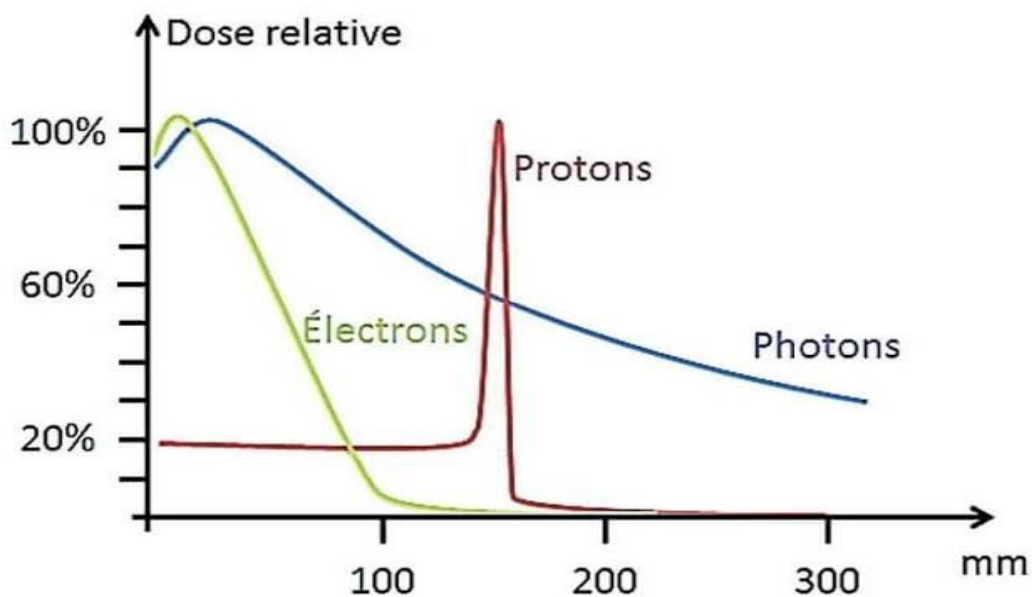
# Chapitre 1: Généralités sur la radiothérapie

## 1.1. Introduction :

La radiothérapie est une méthode de traitement du cancer qui repose sur la destruction des cellules cancéreuses à l'aide de rayonnements ionisants. Ces rayonnements peuvent être de différents types :

- Rayonnements électromagnétiques : comme les rayons gamma, Rx.
- Rayonnements particulaires : tels que les électrons, les protons et les neutrons.
- Ions lourds : comme les ions carbonés.

Le choix des particules utilisées lors de l'irradiation influe sur sa capacité à traiter certaines tumeurs ou non. En effet, électrons, photons et ions présentent des caractéristiques physiques les rendant avantageux dans certains cas, complètement inefficaces dans d'autres. Suivant le type de particule choisi, les rendements en profondeur, ou courbes d'évolution de la dose avec l'épaisseur de milieu traversé, présentent des formes totalement différentes, comme présenté en (figure 1.1).



**Figure 1.1 :** Forme des rendements en profondeur pour des faisceaux de rayons X, protons et électrons.

Depuis 1930, comme l'a souligné TUBIANA, les progrès de la radiothérapie ont d'abord reposé sur l'évolution de la dosimétrie et de la technologie. La physique a permis d'ajouter aux photons de basse ou moyenne énergie (entre 35 et 250 kV), constituant ce que l'on appelle la radiothérapie conventionnelle, des photons de très haute énergie, donc plus

pénétrants. De plus, on a utilisé des électrons, des neutrons (plus efficaces sur les tumeurs mal oxygénées en raison de leur volume), des mésons  $\pi$  (employés pour traiter les tumeurs profondes avec des doses élevées sans endommager excessivement les tissus sains), ainsi que des protons et des ions lourds comme les ions de carbone et d'oxygène, qui combinent les avantages des neutrons et des mésons  $\pi$  en radiothérapie.

**1.2. Techniques de traitements :** Les techniques de traitements sont principalement classées en deux grandes catégories :

**1.2.1-Radiothérapie externe (Télé thérapie) :** La radiothérapie externe rayons produits par une source externe sont dirigés vers la région du corps à traiter (sein, prostate...ext) afin d'éliminer les cellules cancéreuses. La radiothérapie externe est dite transcutanée car les rayons traversent la peau pour atteindre la tumeur, à diriger des rayonnements ionisants à fortes doses, 20 à 80 grays (Gy) selon la tumeur et l'organe, Ces rayons sont émis en faisceau ciblé sur la tumeur par une machine appelée accélérateur linéaire de particules.

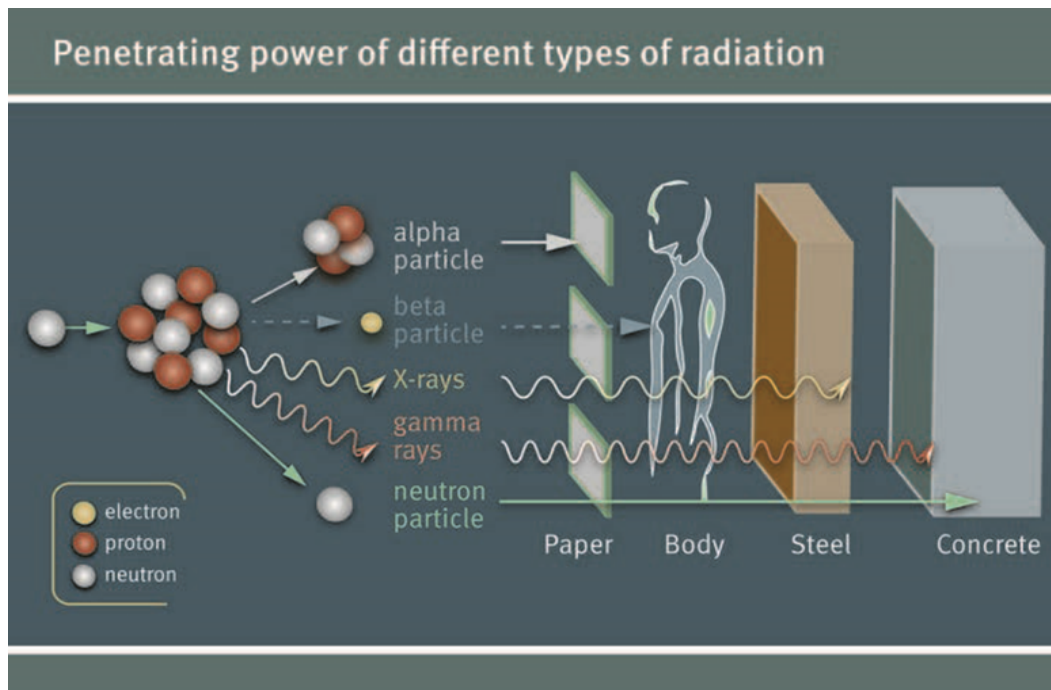
**1.2.2-Radiothérapie interne (curiethérapie) :** La radiothérapie interne a été la première forme de radiothérapie découverte, utilisant en particulier le radium pour le traitement des tumeurs gynécologiques. Les éléments radioactifs utilisés en radiothérapie interne émettent des rayonnements alpha et bêta. Ces rayonnements courts permettent de délivrer une dose et un débit de dose élevés dans un faible volume (la tumeur) en épargnant au maximum les tissus sains environnants.

Les éléments radioactifs en sources non scellées sont introduits à l'intérieur ou à proximité immédiate des tumeurs. Cette technique concerne essentiellement les cancers ORL, de la peau, du sein ou des organes génitaux.

**1.3. Types des rayonnements :** Le rayonnement de fond correspond au rayonnement présent en permanence dans l'environnement. Il est émis par des sources naturelles et artificielles. Le présent document est axé sur le rayonnement ionisant et les doses qu'il est susceptible d'entraîner. Quatre catégories principales de rayonnement ionisant y sont abordées:

- a) le rayonnement alpha.
- b) le rayonnement bêta.
- c) le rayonnement photonique (rayons X et rayons gamma).

d) le rayonnement neutronique.



**Figure 2.2** : illustrant une comparaison entre la pénétration des particules et des rayonnements.

## 1.4. Interactions rayonnements matière :

### Rappel sur les rayonnements ionisants :

L'homme est exposé aux rayonnements depuis son apparition sur terre. Il est exposé à la lumière visible provenant du Soleil, laquelle s'accompagne de rayonnements invisibles connus sous le nom de rayonnements ultraviolets et infrarouges. Ces rayonnements sont des ondes électromagnétiques comme le sont aussi les ondes radio, les rayons X et les rayons gamma.

En médecine et en biologie, les rayonnements ionisants rencontrés sont principalement constitués soit par des particules matérielles chargées (électrons, protons, deutons, ions...) ou neutres (neutrons), soit par des photons (essentiellement les rayons X et  $\gamma$ ) .

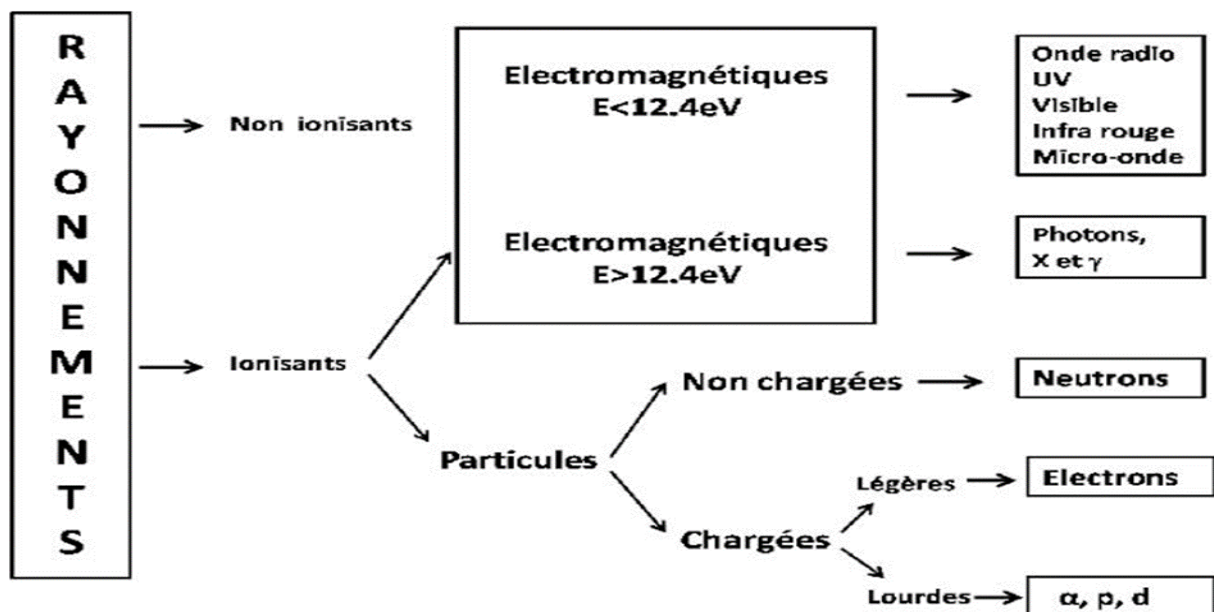
**1.4.1. Définition et classification des rayonnements :** On appelle rayonnement ou radiation le processus d'émission ou de transmission d'énergie sous la forme d'ondes électromagnétiques ou des particules.

- **Rayonnement ionisant** : Un rayonnement est dit ionisant quand il est susceptible d'arracher des électrons à la matière.
- **Rayonnement non-ionisant** : l'énergie est insuffisante pour ioniser l'atome.

Tout particules ou photons dont l'énergie est supérieure à l'énergie de liaison des électrons les moins liés des atomes constituant la matière vivante  $ERI \geq 12.4 \text{ eV}$ .

Un rayonnement ionisant est un transport d'énergie sous la forme de particules ou d'ondes électromagnétiques d'une longueur d'ondes inférieure ou égale à 100 nanomètres, soit d'une fréquence supérieure ou égale à  $3 \times 10^{15}$  hertz, pouvant produire des ions directement ou indirectement. Ces définitions réglementaires, assez ardue de prime abord, laisse transparaître deux termes importants : Une particule ou une onde électromagnétique vont céder leur énergie d'une façon bien caractéristique.

On peut classer les rayonnements selon leur façon de produire des ionisations dans la matière en utilisant leur propre pouvoir d'ionisation **Figure (1.3)**:



**Figure 1.3:** Classification des rayonnements.

-**Les rayonnements directement ionisants** : Sont des particules chargées qui délivrent leur énergie directement à la matière, par le jeu des forces coulombiennes s'exerçant avec les atomes du milieu, les transferts d'énergie dépendent des masses des particules en mouvement et il y a lieu de distinguer les particules chargées lourdes (proton, deuton, alpha, ions lourds) des électrons.

- **Les rayonnements indirectement ionisants** : Les rayonnements indirectement ionisants sont des rayonnements électromagnétiques, en effet lors de leurs interactions ils mettent en mouvement des électrons lesquels vont ioniser la matière selon les phénomènes d'ionisation et d'excitation. Comme les neutrons, rayons X, rayons  $\gamma$ .

### 1.4.2- Interactions photon-matière :

Les photons sont des rayonnements électromagnétiques sans masse en repos et très pénétrants dans la matière ; chaque photon a une certaine probabilité d'interagir avec les électrons ou le noyau[1].

On a 4 types d'interactions peuvent se produire entre les photons et la matière

- ✓ **L'effet Photo-électrique.**
- ✓ **L'effet Compton.**
- ✓ **La Création de paires.**
- ✓ **L'effet Thomson-Rayleigh.[2]**

#### 1.4.2.1-Effet photoélectrique :

L'effet photoélectrique est le mode dominant d'interaction pour les photons de basse énergie (**0.01 et 0.1 MeV**)[3], C'est un processus par lequel le photon incident, cède toute son énergie à un électron des couches profondes (couche K ou L), qui est alors éjecté de l'atome : il y a absorption totale du photon et ionisation de l'atome[4].

L'énergie de l'électron  $E_{cin}$  est égale à l'énergie du photon incident, moins l'énergie de liaison de l'électron qui a été éjecté :

$$E_{cin} = h\nu - |w_e| \quad (1.1)$$

Avec :

$w_e$ : est l'énergie de liaison d'un électron atomique.

$h\nu$  : l'énergie initiale du photon Incident. Comme les énergies de liaison sont relativement faibles, l'énergie de l'électron secondaire est à peu près égale à celle du photon incident.

L'atome se trouve alors dans un état excité et son retour à l'état fondamental peut se faire par deux processus : Le mode de désexcitation radiatif correspondant à l'émission d'un rayonnement de fluorescence, dont le spectre de raies discontinu est caractéristique du

matériau cible. Le mode de désexcitation non radiatif ou électronique qui est également connu sous le nom "d'effet Auger"[3].

La probabilité d'interaction par effet photoélectrique est caractérisée par le coefficient d'atténuation massique. Cette probabilité est grande quand l'énergie du photon incident est supérieure, mais voisine à l'énergie de liaison d'un électron sur sa couche ; la probabilité décroît très vite avec l'énergie. On peut conclure que l'effet photoélectrique = Absorption complète du photon incident par l'atome et éjection consécutive d'un électron de l'atome. C'est-à-dire Quand l'énergie du photon augmente, des électrons des couches plus profondes peuvent être éjectés[5].



**Figure1. 4 :** Effet photoélectrique.

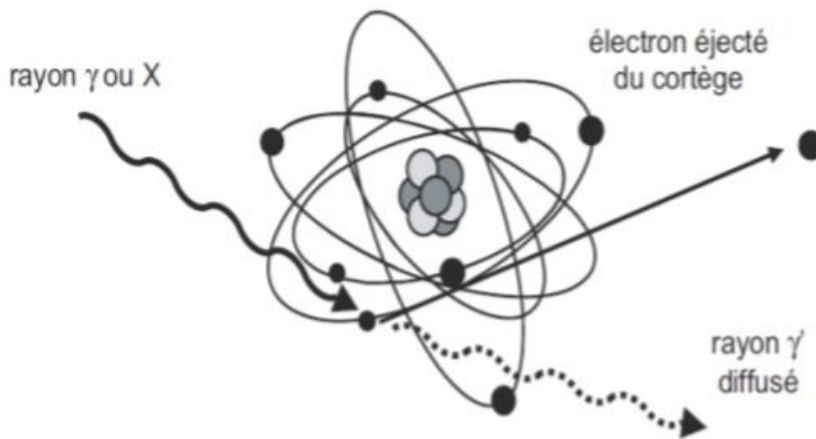
(**Figure1.4**) représente l'interaction d'un photon par effet photoélectrique et la désexcitation radiative de l'atome cible avec émission d'un photon de fluorescence ou d'un électron Auger. La désexcitation non radiative est prépondérante dans le cas d'atomes cibles légers qui subissent principalement des photo-ionisations en couche K et deviennent donc émetteur d'électrons Auger.

#### **1.4.2.2-Effet Compton :**

Cet effet est produit si le photon incident possède une énergie de 0.1 à 0.5 MeV. Le photon interagit avec un électron libre ou peu lié et l'interaction conduit l'éjection de l'électron, et le photon incident subit une diffusion avec une énergie inférieure à son énergie initiale. L'énergie du photon diffusé et électron de Compton est donnée simplement, en appliquant les lois de la conservation de l'énergie et du moment cinétique au choc du photon avec un électron libre, ce qui donne la relation suivante [3] :

$$h\nu = h\nu' - E_{cin} \quad (1.2).$$

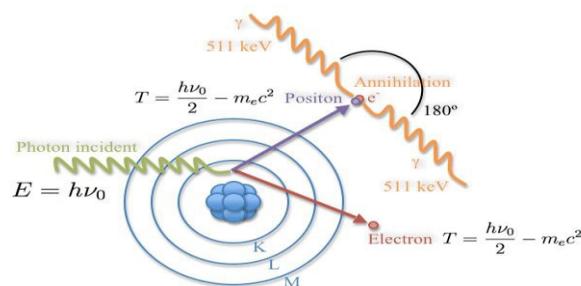
$h\nu$  : est l'énergie du rayonnement électromagnétique incident (ici un rayon  $\gamma$ ), et est l'énergie cinétique de l'électron éjecté. Au cours de l'interaction, une partie de l'énergie du photon est transmise à l'électron, qui recule et le reste de l'énergie,  $h\nu'$  apparaît sous la forme d'un photon diffusé.



**Figure 1.5:** Effet Compton.

### 1.4.2.3- Création des paires :

L'effet de matérialisation se produit à énergie élevée ( $E > 2.0, 511\text{MeV}$ ). Le photon pénétrant dans le champ Coulombien d'un noyau se matérialise sous forme d'un pair électron positron ( $e^-$ ,  $e^+$ ). L'électron et le positron sont ralentis dans la matière environnante à la fin de son parcours, le positron interagit avec un électron et s'annihile ce qui engendre l'émission de deux photons de 511 keV. les lois de conservation du moment cinétique font que ces deux photons sont émis dans des directions opposées.



**Figure 1.6:** Création de paire .

#### 1.4.2.4-L'effet Thomson-Rayleigh :

L'effet Thomson-Rayleigh: est un phénomène de diffusion élastique des photons par les électrons ou par des atomes entiers sans perte d'énergie. Ce phénomène se produit lorsque l'énergie des photons incidents est faible par rapport à l'énergie de liaison des électrons dans l'atome.

- **Effet Thomson** : Il décrit la diffusion élastique des photons par des électrons libres. L'onde électromagnétique incidente met en mouvement la charge de l'électron, qui réémet alors une onde électromagnétique dans toutes les directions. Cette diffusion est indépendante de la longueur d'onde pour les basses énergies.
- **Effet Rayleigh** : Il s'applique à la diffusion par des électrons liés ou par l'ensemble de l'atome. Les photons sont diffusés sans changement de longueur d'onde, mais avec une dépendance à la longueur d'onde et à la taille de la particule diffusante. L'intensité de la diffusion est inversement proportionnelle à la quatrième puissance de la longueur d'onde, ce qui explique pourquoi le ciel est bleu (les courtes longueurs d'onde sont plus diffusées que les longues).

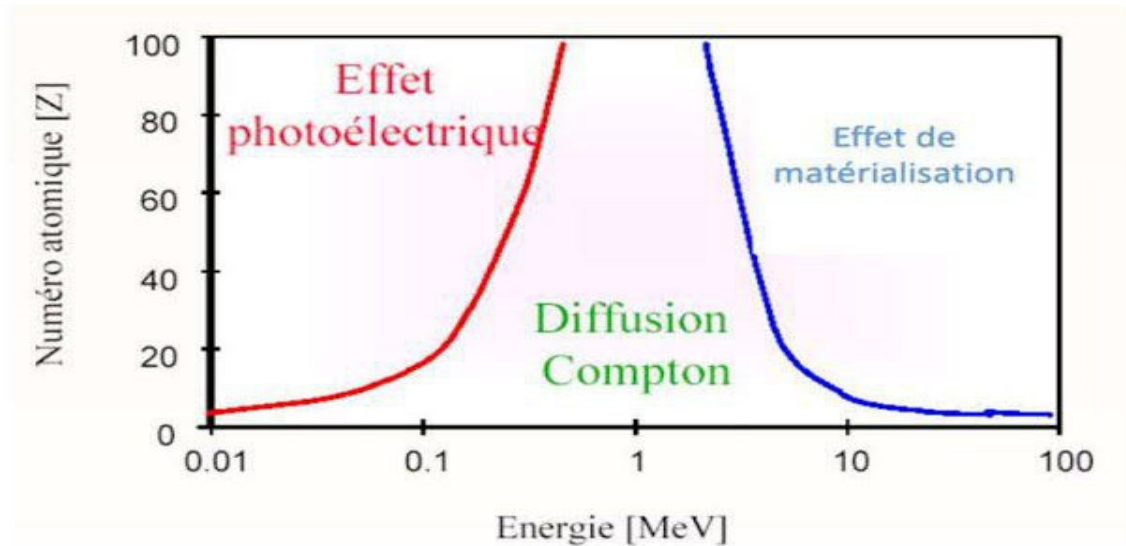
En radiothérapie et en imagerie médicale, cet effet est négligeable par rapport à l'effet Compton et l'effet photoélectrique à des énergies plus élevées.

#### 1.4.3- Sections efficaces d'interactions :

A chacun de ces modes d'interaction est associée une section efficace, qui dépend de l'énergie des photons incidents et du numéro atomique  $Z$  du matériau traversé.

L'importance relative de ces trois modes en fonction de  $E$  et  $Z$  est représentée sur la **(Figure 1. 10)** avec  $\sigma_{ph}$ ,  $\sigma_c$  et  $\sigma_{pair}$  les sections efficaces des effets photoélectrique, Comptons et création de paires respectivement. Domaines de prédominance : on peut en fonction du numéro atomique et de

l'énergie du rayonnement électromagnétique, définir trois zones de prépondérance pour chacune des trois processus d'interaction : [6]



**Figure 1. 7 :** Domaine des trois phénomènes d'interaction.

1. L'effet photoélectrique prédomine à basse énergie et pour les matériaux lourds (Z élevé) .
2. L'effet Compton est prépondérant pour les énergies intermédiaires (imagerie) et pour les matériaux légers (faible Z) .
3. La matérialisation est le processus dominant pour les rayonnements d'énergie supérieure à quelques MV et pour les matériaux lourds. L'interaction des photons avec la matière a comme section efficace la somme de toutes les sections efficaces des différents processus. Elle est donnée par :

$$\sigma_{tot} = \sigma_{ph} + \sigma_C + \sigma_{pair} \quad (1.3).$$

$\sigma_{ph}$ : Les sections efficaces des effets photoélectriques.

$\sigma_C$ : Les sections efficaces des Compton.

$\sigma_{pair}$ : les sections efficaces des paires.

## 1.4.4-Atténuation des rayonnements électromagnétiques :

### 1.4.4.1-Loi d'atténuation :

Au contraire des particules chargées qui cèdent progressivement leur énergie à la matière au cours d'interactions successives, Les rayonnements électromagnétiques disparaissent brutalement à la suite d'une interaction. On ne peut plus parler de ralentissement, il faut y substituer la notion d'atténuation en nombre.

Dans le cas d'un faisceau parallèle mono-énergétique (dont les rayonnements ont la même énergie), le nombre de rayons émergents  $N$  n'ayant subi aucune interaction dans la traversée d'un écran d'épaisseur  $X$  est lié au nombre de rayons incidents par  $N_0$  une relation exponentielle du type :

$$N=N_0e^{-\mu x} \quad (1-4).$$

Où :

$\mu$  :est le coefficient d'atténuation linéique dont la valeur dépend de l'énergie du rayonnement et de la nature de l'écran. Si  $X$  épaisseur de l'écran, est exprimé en cm par exemple,  $\mu$  devra être exprimé en  $(cm^{-1})$ .

Sur papier semi-logarithmique, la représentation graphique de cette loi d'atténuation est une droite de pente  $-\mu$ .

Il est important de noter que cette loi ne permet de calculer que le nombre de rayonnements électromagnétiques sortant de l'écran avec l'énergie initiale (quine subissent aucune interaction). Ceux-ci ne représentent qu'une partie des rayonnements électromagnétiques émergents, ils ne prennent pas en compte, en particulier, les rayonnements diffusés Compton. [7]

### 1.4.4.2-Couche de demi-absorption (CAD) :

On appelle couche de demi-atténuation (CDA) l'épaisseur de matière nécessaire pour diminuer de moitié l'intensité du faisceau.

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

$$CAD = X_{1/2}$$

$$X = X_{1/2} \rightarrow N = \frac{N_0}{2} \rightarrow \frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\mu X_{1/2}} \rightarrow \frac{1}{2} = e^{-\mu X_{1/2}}$$

$$\rightarrow \ln \frac{1}{2} = -\mu \cdot X_{1/2} \rightarrow -\ln 2 = -\mu \cdot X_{1/2}$$

$$CAD = X_{1/2} = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (1-5)$$

Le CDA représente une caractéristique des différents matériaux vis-à-vis des rayonnements électromagnétiques.

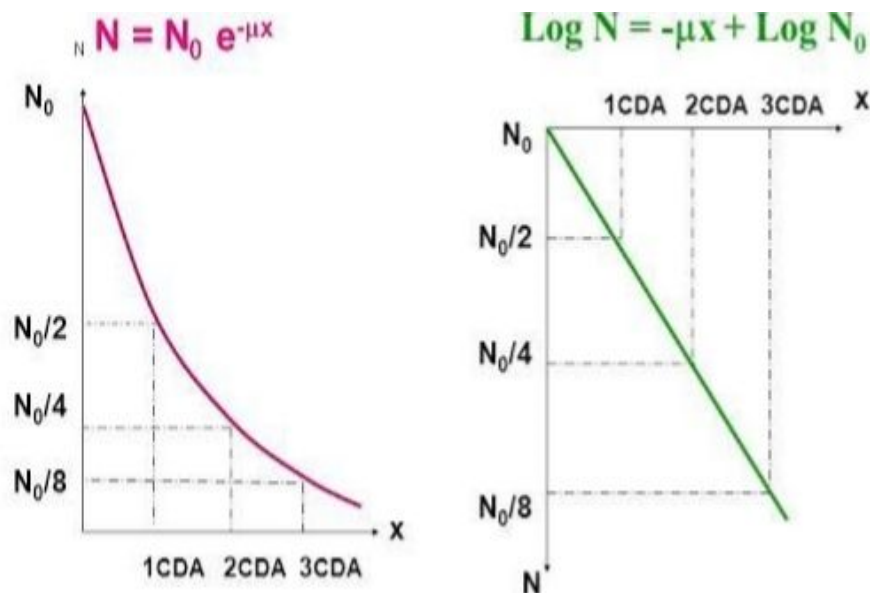


Figure 1. 8 : Courbe d'atténuation des rayonnements électromagnétiques dans la matière.

## 1.4.5- Interaction des particules chargée avec la matière :

Les électrons sont des particules légères porteuses d'une charge électrique élémentaire, négative pour les « négatons » et positive pour les « positons »[10].

Un électron traversant un milieu matériel perd de l'énergie par :

"Collisions", c'est-à-dire interactions coulombiennes avec les électrons des atomes du Milieu traversé, ce qui conduit à l'ionisation ou à l'excitation de ces atomes,

Deux cas de figure peuvent se présenter : les électrons agissent soit avec les électrons des atomes constituant le milieu, soit avec leur noyau[9].

Dans le cas d'une interaction « électron-électron », on parlera de collision. Il en existe deux types : l'ionisation et l'excitation ; dans le cas d'une interaction « électron-noyau », on parlera de sur les rayonnements de freinage.

### 1.4.5.1-Rayonnement de freinage :

Le rayonnement continu de freinage, ou Bremsstrahlung (aussi appelé free-free émission en anglais), est un rayonnement électromagnétique à spectre large créé par le ralentissement de charges électriques. On parle aussi de rayonnement blanc.

Lorsque l'on bombarde une cible solide avec un faisceau d'électrons, ceux-ci sont freinés et déviés par le champ électrique des noyaux de la cible. Or, selon les équations de Maxwell, toute charge dont la vitesse varie, en valeur absolue ou en direction, rayonne. Comme la décélération des électrons n'est pas quantifiée, cela crée un flux de photons dont le spectre en énergie est continu.

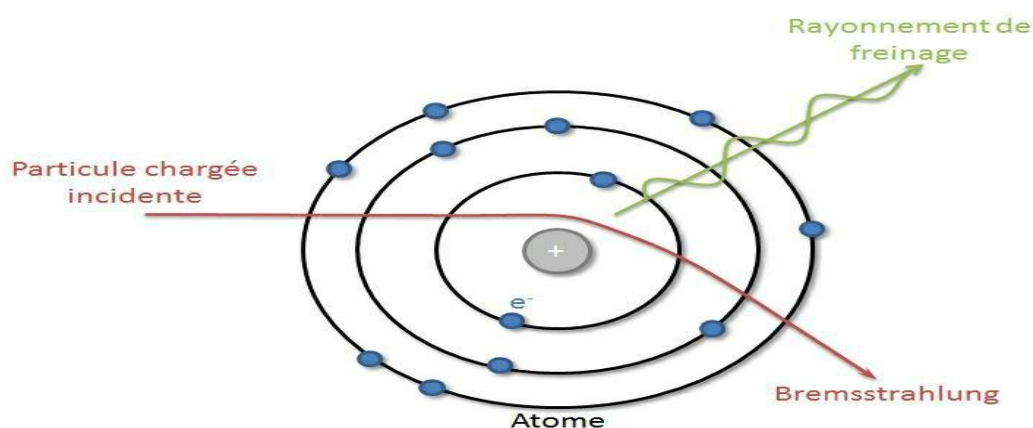
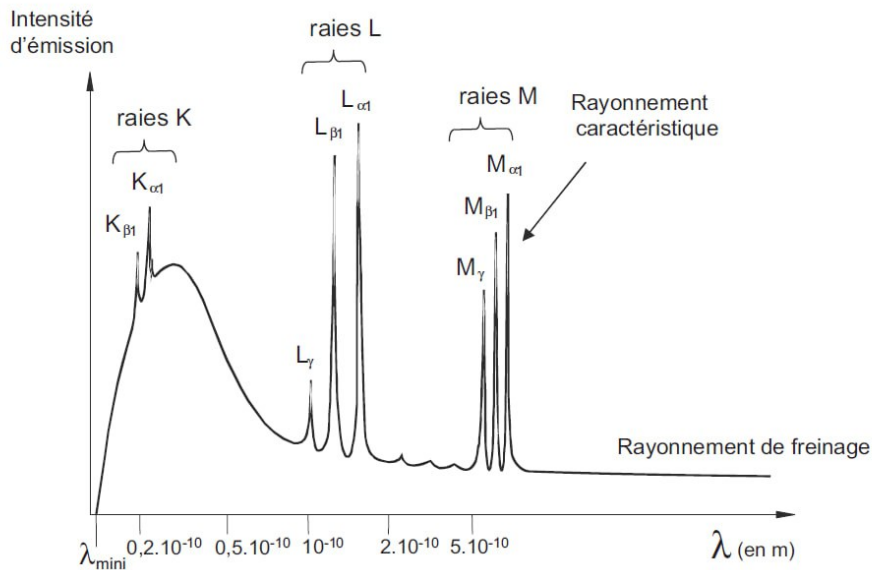


Figure 1. 9: Phénomène de freinage .



**Figure 1.10** : un spectre de rayons X, représenté en fonction de la longueur d'onde.

### 1.5-Accélérateur linéaire :

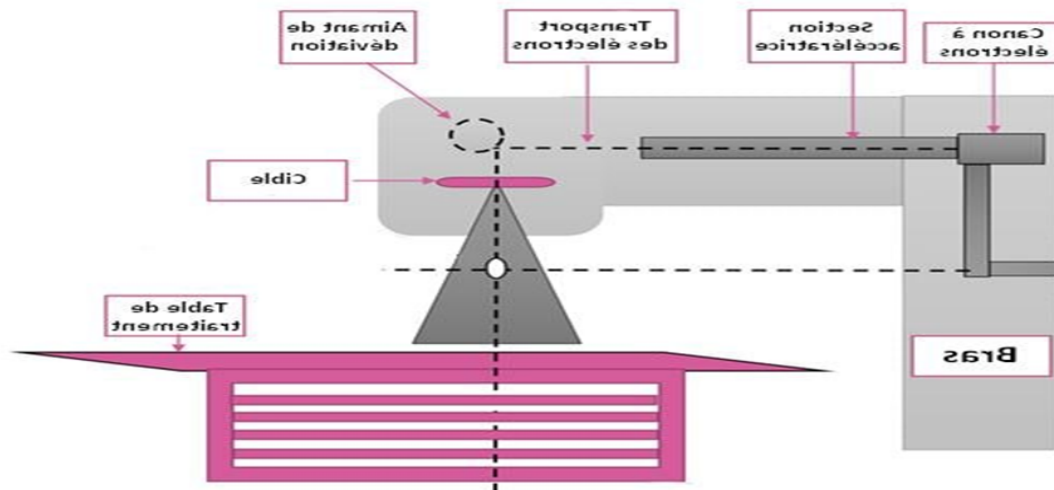
Les accélérateurs linéaires médicaux sont des machines de traitement du cancer dans la radiothérapie externe en mode photon ou en mode électron, ils ont connu une grande évolution physique et technologique.

L'accélérateur constitué de deux parties principales :

- Une section accélératrice pour l'accélération des électrons qui viennent de frapper une cible pour produire les photons et une tête pour la production, la collimation et **(figure 1.11)**.

Les accélérateurs utilisés pour le traitement des cancers par radiothérapie sont des accélérateurs linéaires d'électrons émettant des rayonnements ionisants d'une énergie supérieure au méga électronvolt (MeV).

- Les électrons accélérés peuvent être directement utilisés pour le traitement des tumeurs superficielles ou semi profondes (cancers de la peau, paroi thoracique après mastectomie, etc.), ou bien interagir avec un matériau de haute densité pour produire principalement par rayonnement de freinage des rayons X de hautes énergies (de 4 à 25 MeV) pour le traitement des tumeurs profondes [12].



**Figure1.11** : Accélérateur linéaire(Linac) .

### 1.5.1- Principe de fonctionnement d'un accélérateur linéaire (Linac) :

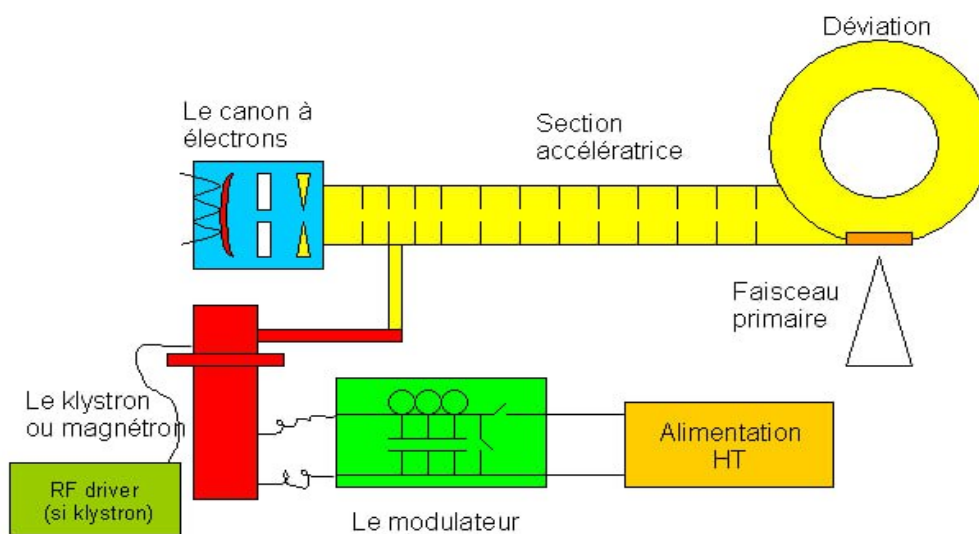
Les accélérateurs linéaires à usage médical sont des appareils de traitement par irradiation externe qui accélèrent des électrons pour produire des faisceaux de rayonnement (électrons ou photons) afin de traiter des patients (**Figure1.12**). Les électrons sont émis par le chauffage d'un filament d'un canon à électrons (effet thermoïonique). Ils sont arrachés au filament par une différence de potentiel puis injectés dans une succession de cavités où règnent des champs électromagnétiques très élevés créés par une onde de haute fréquence (3000 MHz) produite par un klystron ou un magnétron. La section accélératrice est une cavité résonnante pour l'onde haute fréquence.

Ses dimensions sont réglées de sorte que les électrons voient en permanence un champ électrique maximal et un champ magnétique nul ce qui permet une accélération optimale sans déviation des électrons. À la suite de cette section accélératrice, le faisceau d'électrons est dévié d'un angle de  $270^\circ$  afin de ramener le faisceau en direction du patient.

De plus, cette déviation sépare par la rigidité magnétique les différentes énergies d'électrons et donc de faire une sélection de leur énergie. En mode photons :

- la cible permettant de produire des photons X par rayonnement de freinage et émissions caractéristiques.
- le collimateur primaire entourant la cible et délimitant un faisceau de sortie conique ;
- la fenêtre du vide assurant l'interface entre le vide à l'intérieur du collimateur primaire et l'air du reste de la tête d'irradiation ;

- le cône égalisateur permettant d'uniformiser la dose dans le champ d'irradiation. Le cône est fonction de l'énergie (ou plutôt de la tension accélératrice) du faisceau de photons utilisé ;
- les chambres moniteurs mesurant en continu le débit de dose de sortie de l'appareil ainsi que la symétrie et l'homogénéité du faisceau. Deux chambres sont présentes afin de palier un éventuel dysfonctionnement d'une d'entre elles ;
- le miroir reflétant la lumière d'une ampoule permettant de visualiser par un faisceau lumineux le champ de traitement ;
- les mâchoires X et Y assurant la collimation secondaire afin de réaliser des champs carrés ou rectangulaires ;
- un collimateur multilames (MLC) permettant de réaliser une forme d'irradiation complexe, plus conforme à la forme du volume cible ;
- la plaque de mylar comprenant le réticule permettant de matérialiser l'axe central du faisceau lumineux.



**Figure 1.12 :** Schéma des différents composants d'un accélérateur linéaire médical.

## 1.6- Chambres d'ionisations :

L'émission des rayonnements est toujours associée à la radioactivité. Aucun des sens dont dispose l'être humain n'est sensible aux rayonnements émis par les substances radioactives.

On ne peut détecter ces rayonnements donc déceler la radioactivité qu'en utilisant deux types d'interaction entre les rayonnements ionisants et la matière : l'ionisation et l'excitation. [22].

La chambre d'ionisation constitue un des systèmes les plus simples de détection des rayonnements [23]. Dans le domaine de la physique médicale, l'application principale de la chambre d'ionisation est la dosimétrie des faisceaux de radiothérapie. Une propriété importante d'une chambre d'ionisation réside dans le matériau constituant sa paroi. Ceci est lié au fait que, dans le cas de la détection d'un rayonnement indirectement ionisant (comme les photons).

### **1.6.1- Principe de fonctionnement :**

Une chambre d'ionisation est un dispositif contenant un gaz entre deux électrodes soumises à une différence de potentiel (quelques centaines de volts).

Elle fonctionne dans des conditions où le nombre d'ions collectés est égal au nombre d'ions produits par le rayonnement. Pour Mesurer la quantité d'électricité transportée par les ions, afin de déterminer la dose absorbée.

Constitution :

- Un volume utile de gaz.
- Une électrode centrale à haute tension (positive ou négative).
- Une paroi (enceinte) généralement reliée à la masse.



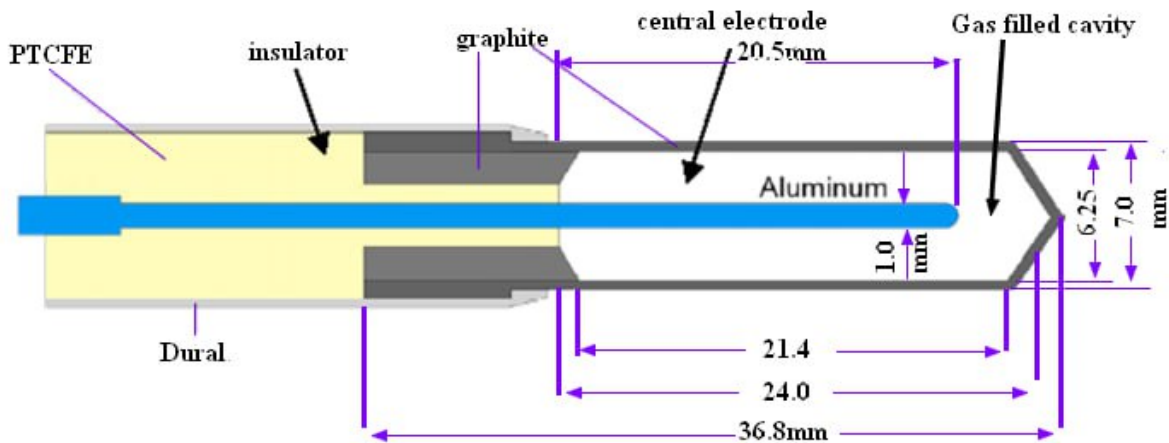


Figure 1.13 : Schéma d'une chambre de type Farmer .

## 1.7. Appareils de mesures des rayonnements :

### 1.7.1- Les théories de cavité :

L'objectif de la dosimétrie absolue est de déterminer, à l'aide d'un instrument de mesure, la dose absorbée dans l'eau comme si le détecteur n'était pas présent. Or le dosimètre avec lequel la mesure est réalisée, est constitué d'un matériau qui est différent de l'eau. De plus, la présence même du détecteur va potentiellement perturber la distribution de dose et donc la mesure. On définit donc un facteur  $f_Q$  qui permet de passer de la dose absorbée  $D_{det}$  dans le dosimètre à la dose absorbée dans l'eau  $D_{eau}$  en l'absence du dosimètre pour un faisceau de qualité  $Q$ .

$$f_Q = \left( \frac{D_{eau}}{D_{det}} \right) \quad (1.6).$$

Plusieurs théories de cavités furent développées pour les faisceaux de photons comme la théorie de Bragg - Gray et celle de Spencer - Attix pour des petites cavités, et la théorie de Burlin pour les moyennes cavités :

#### 1.7.1.1 Théorie de cavité de Bragg - Gray :

Cette théorie fut la première développée, elle donne une relation entre la dose absorbée dans le dosimètre et celle absorbée dans le milieu où est émergée le dosimètre. Conditions d'application :

- Les dimensions de la cavité doivent être petites par rapport à parcours moyen des particules incidentes pour que sa présence ne perturbe pas la fluence des particules chargée dans le milieu.
- La dose absorbée dans la cavité est due uniquement aux particules chargées qui la traversent, les interactions des photons sont considéré négligeables et sont donc ignorées.

Sous ces conditions et d'après la théorie de cavité de Bragg - Gray, la dose absorbée dans le milieu  $D_{med}$  est lié à celle absorbée dans la cavité  $D_{cav}$  par la relation suivante :

$$D_{med} = D_{cav} \left( \frac{\overline{S}}{\rho} \right)_{med.cav} \quad (1.7).$$

Où :

$\left( \frac{\overline{S}}{\rho} \right)_{med.cav}$  : est le rapport des pouvoirs d'arrêts massiques moyens non limitées du milieu et de la cavité.

### 1.7.1.2. Théorie de la cavité de Spencer-Attix :

- La théorie de la cavité de Bragg-Gray ne prend pas en compte la création des électrons secondaires (delta) générés à la suite de fortes collisions dans le ralentissement des électrons primaires dans le volume sensible du dosimètre.
- La théorie de la cavité de Spencer- Attix est une formulation plus générale qui tient compte de la création de ces électrons qui ont suffisamment d'énergie pour produire plus d'ionisation pour leur propre compte. Certains de ces électrons libérés dans la cavité de gaz auraient suffisamment d'énergie pour s'échapper de la cavité en transportant une partie de leur énergie avec eux. Cela donc réduit l'énergie absorbée dans la cavité et nécessite une modification du pouvoir d'arrêt du gaz. La théorie de Spencer-Attix opère dans les deux conditions de Bragg-Gray; cependant, ces conditions s'appliquent même à la fluence des particules secondaires en plus de la fluence des particules primaires.
- La relation de Spencer-Attix entre la dose du milieu et la dose dans a cavité s'écrit alors :

$$\frac{D_{milieu}}{D_{cavité}} = S_{milieu,cavité} \quad (1,8).$$

$S_{\text{milieu,cavité}}$  : est le rapport des pouvoirs d'arrêt massiques restreints du milieu à la cavité. En utilisant une fluence spectrale des électrons du milieu .

$D_{\text{milieu}}$  : Dose absorbée dans le milieu (par exemple, l'eau ou les tissus).

$D_{\text{cavité}}$ : Dose absorbée dans la cavité (par exemple, l'air dans une chambre d'ionisation).

### 1.7.1.3 Théorie de la cavité de Burlin pour des faisceaux de photons :

Burlin a étendu les théories de Bragg-Gray et de Spencer-Attix à des dimensions de cavités intermédiaires en introduisant sur des bases purement phénoménologiques, la limite d'une grande cavité de l'équation de Spencer-Attix en utilisant une technique de pondération. Burlin a fourni un formalisme pour calculer la valeur de ce paramètre de pondération. La théorie de la cavité de Burlin peut être exprimée dans sans forme la plus simple comme suit :

$$\frac{D_{\text{gaz}}}{D_{\text{milieu}}} = \mathbf{d} \cdot s_{\text{gas,milieu}} + (1 - \mathbf{d}) \left( \frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{gaz,milieu}} \quad (1,9).$$

$D_{\text{gaz}}$  : dose absorbée dans le gaz (dans la cavité).

$D_{\text{milieu}}$ : dose absorbée dans le milieu entourant la cavité (ex : tissu, eau) .

$\mathbf{d}$ : Facteur de pondération de Burlin (entre 0 et 1), qui dépend de la taille de la cavité et de l'énergie du rayonnement.

$s_{\text{gas,milieu}}$ : Rapport des puissances d'arrêt (stopping power) entre le gaz et le milieu.

$\left( \frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{gaz,milieu}}$  : Coefficient massique d'absorption d'énergie (mass energy-absorption coefficient).

#### Interprétation :

- Si  $\mathbf{d} = 0$ , on retrouve le modèle de Bragg-Gray (la cavité est très petite, l'interaction des électrons secondaires avec le gaz est négligeable).
- Si  $\mathbf{d} = 1$ , on a le modèle de Spencer-Attix (la cavité est grande, le gaz absorbe directement une partie de l'énergie du rayonnement).

#### La théorie de Burlin exige effectivement que :

- ✓ Le milieu environnant et le milieu de la cavité sont homogènes.

- ✓ Un champ de photons homogène existe partout dans le milieu et la cavité.
- ✓ Un équilibre électronique existe en tous points dans le milieu et la cavité qui est plus grand que le parcours maximum des électrons à partir des bords de la cavité.
- ✓ Les spectres d'équilibre des électrons secondaires générés dans le milieu et la cavité sont identiques.[20].

*Chapitre 2 :*  
**Paramètres dosimétriques  
dans la caractérisation des  
Photons**

## **Chapitre 2 : Paramètres dosimétriques dans la caractérisation des photons.**

### **2.1. La dosimétrie :**

#### **2.1.1- Définition :**

La dosimétrie est la science qui étudie la mesure des doses d'énergie ionisante absorbées par la matière, en particulier par les tissus biologiques. Elle repose sur les principes de l'interaction des rayonnements ionisants (comme les rayons X, les particules alpha, bêta ou gamma) avec la matière. [29].

#### **2.1.2-La dosimétrie des rayonnements ionisants :**

L'hétérogénéité de l'émission de la source de rayonnements, les caractéristiques des rayonnements utilisés, les distances de la source par rapport aux différentes parties du volume des produits traités et la structure du produit ne permettent pas d'obtenir une dose identique dans tout le volume du produit. D'où la nécessité de procéder à la dosimétrie[8].

L'effet biologique obtenu lors de l'irradiation de la matière vivante par un rayonnement dépend, essentiellement de la nature du rayonnement et de l'énergie absorbée par la matière irradiée. La dosimétrie a pour but de déterminer cette énergie absorbée. Cette détermination est essentielle:

- Pour estimer le danger des techniques de diagnostic utilisant, in vivo, les radiations ionisantes.
- Pour prévoir en radiothérapie, les effets du traitement sur les tissus tumoraux et sur les tissus sains adjacents.
- Pour définir les normes de radioprotection individuelle et collective[3].

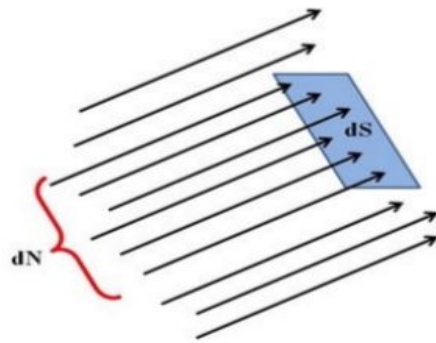
### 2.1.3- Grandeurs fondamentales en dosimétrie :

L'action d'un rayonnement ionisant est définie par plusieurs grandeurs, aux quelles correspondent des unités particulières. Les grandeurs usuellement utilisées en dosimétrie, sont :[13]

- **Fluence et fluence énergétique :**

Lorsqu'un faisceau traverse une surface  $dS(\text{cm}^2)$ , supposée petite, qui lui est perpendiculaire [14] la fluence radiative  $\Phi$  de ce faisceau est le nombre de particules incidentes  $dN$  divisé par unité de surface (**Figure II.1**) et la formule peut s'appliquer à un nombre de photons aussi bien qu'à un nombre de particules chargées :

$$\Phi = \frac{dN}{dS} \quad (\text{cm}^{-2}\text{s}^{-1}) \quad (2.1).$$



**Figure 2.1 :** Fluence radiative de faisceau.[14].

Le débit de la fluence  $\phi$  exprime le nombre de particules traversant une surface par unité de surface  $dS$  et unité du temps  $dt$  :

$$\phi = \frac{dN}{dS \cdot dt} \quad (\text{Cm}^{-2}\text{S}^{-1}) \quad (2.2).$$

La fluence énergétique  $\psi$ , d'unité [  $\text{MeV} \cdot \text{CM}^{-2}$  ], est la quantité d'énergie emportée par le faisceau au travers de la surface  $dS$ . Si  $E$  est l'énergie des particules d'un faisceau supposé mono-énergétique, on a donc :

$$\psi = \Phi E = \frac{dN}{dS} E \quad (\text{MeV} \cdot \text{Cm}^{-2}) \quad (2.3).$$

La fluence énergétique ramenée à la seconde, peut aussi être appelée l'intensité du faisceau  $I$  :

$$I = \frac{d\psi}{dt} = \frac{d^2N}{dSdt} E \quad (\text{MeV} \cdot \text{cm}^{-2} \text{S}^{-1}) \quad (2.4).$$

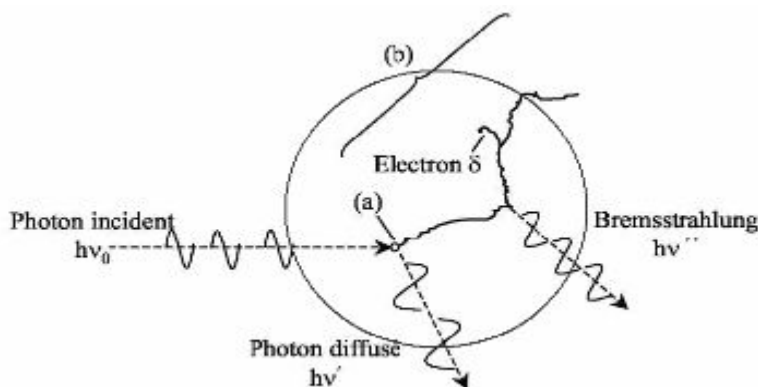
Pour un faisceau qui présente une distribution continue en énergie, il y a lieu de tenir compte de la distribution en énergie  $\frac{dN}{dE}$  et d'intégrer l'intensité sur l'ensemble du spectre.

▪ **L'exposition:**

L'exposition ne s'applique qu'à des rayonnements indirectement ionisants et parmi Ceux-ci uniquement aux rayons X et  $\gamma$ . Cette quantité d'exposition est définie par l'ICRU (International Commission on Radiation Units and mesurément) [14] comme le quotient de la charge  $\Delta Q$  par le volume d'air de masse  $\Delta m$  [13]:

$$E_x = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad (\text{C} \cdot \text{Kg}^{-1}) \quad (2.5).$$

L'ancienne unité utilisée était le Roentgen (R). [27] :  $1\text{R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{C} \cdot \text{Kg}^{-1}$



**Figure 2.2:** Représentation schématique du transfert d'un photon au milieu [13].

Où :

$\Delta Q$  : est la charge électrique totale de tous les ions d'un signe donné produits dans l'air quand tous les électrons secondaires libérés par les photons dans un volume d'air de masse  $\Delta m$  sont complètement arrêtés par l'air. Les ions produits par l'absorption des rayonnements de freinage émis par les électrons secondaires très énergétiques n'entrent pas dans la charge  $\Delta Q$ .

▪ **Kerma:**

- Le Kerma représente l'énergie cinétique libérée dans le milieu par le rayonnement indirectement ionisant (photon, neutron) Le transfert d'énergie par un flux de photons à un milieu se fait en deux étapes [13] :
- La première est l'interaction des photons avec les atomes du milieu mettant ainsi les électrons en mouvement par les interactions de photons (effet photoélectrique, Compton, création de paire, etc...)
- La deuxième étape concerne le transfert d'énergie qui se fait entre ces électrons de haute énergie et le milieu par excitations et ionisations. La quantité nommée kerma (Kinetic Energy Released per unit Mass in the medium).

Elle traduit le premier acte du transfert d'énergie par collision aux particules secondaires. elle présente la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées mises en mouvement par les rayonnements dans le volume de masse  $dm$  du milieu

$$K = \frac{dE_{cin}}{dm} \quad (\text{Gray}) \quad (2.6).$$

Gy (Gray) ;  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}$

Le Kerma se divise en kerma de collision  $K_{col}$  et kerma radiatif  $K_{rad}$ , le kerma de collision est l'énergie transférée aux électrons secondaires qui est perdue lors des collisions. le kerma radiatif est l'énergie transférée aux électrons qui est perdue par des processus radiatifs.

Donc, le kerma s'écrit :

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (2.7).$$

La fraction moyenne de l'énergie transférée aux électrons qui est perdue par des processus radiatifs est représentée par un facteur désigné sous le nom de la fraction radiative  $\bar{g}$ . Par conséquent, la fraction d'énergie perdue lors des collisions est  $(1 - \bar{g})$ .

Une relation fréquemment utilisée entre le kerma  $K_{col}$  de collision et le kerma total  $K$  peut être écrite suit :

$$K_{col} = K(1 - \bar{g}) \quad (2.8).$$

Le débit de kerma est :

$$K^\circ = \frac{dk}{dt} \quad (\text{Gy/min}) \quad (2.9).$$

- **La dose absorbée :**

La différence entre le Kerma et la dose absorbée peut être mise en évidence en remarquant que dans l'énergie transférée à l'électron une partie est déposée dans le milieu, l'autre est perdue sous forme de rayonnement de freinage. La dose absorbée,  $D$  est le quotient  $d\varepsilon$  par  $dm$ , où  $d\varepsilon$  est l'énergie moyenne cédée par le rayonnement ionisant à la matière de masse :

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (\text{Gray}) \quad (2.10).$$

unité en : **Gy (Gray) ; 1 Gy = 1 J. kg<sup>-1</sup>**

- **Débit de dose absorbée :** Le débit de dose absorbée  $D^\circ$ , est le quotient de  $dD$  par  $dt$ , où  $dD$  est l'incrément de dose absorbée pendant l'intervalle de temps  $dt$  correspondant [13]:

$$D^\circ = \frac{dD}{dt} \quad \text{Gy/h} \quad (2.11).$$

Soient 2 points de l'espace (1) et (2) distants respectivement de  $d_1$  et  $d_2$  d'une source radioactive [14]:

$$D_1^\circ \times d_1^2 = D_2^\circ \times d_2^2 \quad (2.12).$$

**Unité S.I : J.kg<sup>-1</sup>. s<sup>-1</sup>**

- **L'équilibre électronique :**

Le Kerma et la dose absorbée s'expriment avec la même unité. Cependant, ce n'est que lorsque l'équilibre électronique est atteint dans le milieu que les quantités Kerma et dose absorbée sont égales.

Un rayonnement gamma interagit avec la matière pour donner des électrons secondaires qui cèdent leur énergie à la matière selon différents processus (excitation, ionisation). Considérons un faisceau de photons pénétrant dans un milieu matériel ; les électrons mis en mouvement ont un certain parcours en fonction de leur énergie (**Figure 2.3**). [16]

Au fur et à mesure que le faisceau de photons pénètre dans le milieu, il met en mouvement

des électrons et la fluence de ces électrons sur des couches successives du milieu augmente progressivement ceci jusqu'à une profondeur égale au parcours des électrons d'énergie maximale mis en mouvement dans le milieu, c'est la profondeur de l'équilibre électronique .

$$D = K_{col} = K(1 - \bar{g}) \quad (2.13) .$$

Lorsque celui-ci est éteint, le flux d'électrons est proportionnel au flux de photons ; mais celui-ci étant atténué le flux d'électrons diminue alors parallèlement tout en restant proportionnel au flux de photons.

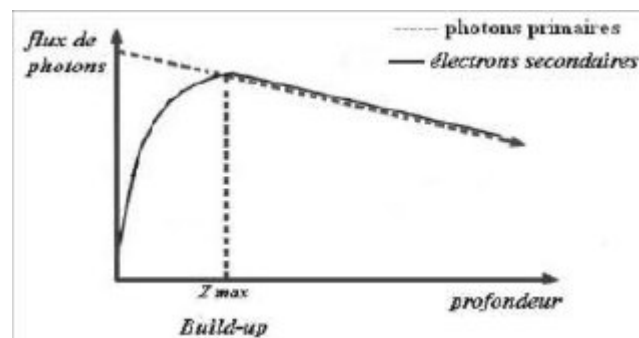


Figure 2.3: L'équilibre électronique.

## 2.2. Caractéristiques d'un faisceau de photons de haute énergie :

### 2.2.1 -Qualité d'un faisceau de photons de haute énergie :

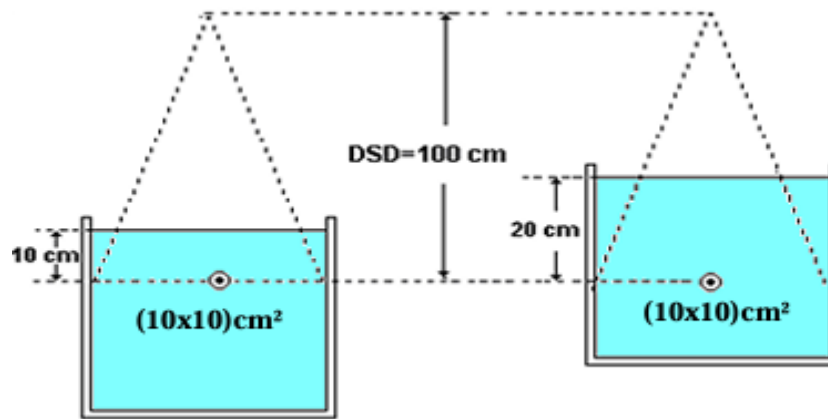
Il est d'usage de caractériser un faisceau de photons par l'énergie maximale du spectre, appelée énergie nominale. Par analogie avec les faisceaux de RX de basses et moyennes énergies, on exprime cette valeur en (MV). C'est l'énergie habituellement affichée au poste de commande de l'opérateur. Cependant, les rendements en profondeur des faisceaux RX de même énergie nominale peuvent différer notablement d'une machine à l'autre. En outre, le choix correct des coefficients nécessaires au calcul de la dose est relié à la qualité du faisceau.

L'indice de qualité est le rapport ionisations mesurées respectivement à 20 cm et 10 cm de profondeur dans l'eau pour un champ de 10 cm x 10 cm et pour une distance détecteur-source constante. Le faisceau de photons sera spécifier par son énergie nominale exprimée en MV, suivie de l'indice de qualité du faisceau. Ce n'est qu'à cette condition que l'on pourra comparer des machines entre elles , des résultats cliniques entre eux ou autre .

### 2.2.1.1-Indice de qualité du faisceau (TPR) :

La qualité du faisceau  $Q$  de l'accélérateur clinique est déterminée par le rapport tissufantôme ( $TPR$ ). Le  $TPR$  est défini comme étant le rapport des doses absorbées dans l'eau sur l'axe central, à la profondeur  $Z=20\text{ cm}$  et à la profondeur référence  $Z_R =10\text{ cm}$  dans un fantôme d'eau, obtenues à la même distance de la source égale à  $100\text{ cm}$  pour un champ de référence  $10\text{cm} \times 10\text{cm}$  aux profondeurs de mesure (**Figure2.4**). Ce rapport est également appelé indice de qualité. Il s'exprime par :

$$TPR_{10}^{20} = \left( \frac{D_{20}}{D_{10}} \right) \quad (2,14).$$



**Figure 2.4:**Méthode de détermination du  $TPR_{10}^{20}$ .

D'après (Followill et al, 1998)[17], le  $TPR$  peut aussi être obtenu par une simple relation :

$$TPR_{10}^{20} = 1,2661 \times PDD_{10}^{20} - 0,0595 \quad (2.15).$$

D'où,  $PDD$  est le rapport des rendements en profondeurs aux profondeurs d'eau  $20\text{ cm}$  et  $10\text{ cm}$  pour un champ de  $10 \times 10\text{ cm}^2$  défini à la surface du fantôme à une distance source-surface du fantôme de  $100\text{cm}$ .

Un  $TPR$  spécial est défini lorsque la profondeur  $Z_R$  est égale à la profondeur de maximum de dose  $Z_{max}$ , et il est référé comme le rapport tissu-maximum  $TMR$ .

Le *TPR* est recommandé par la plupart des protocoles de dosimétrie IAEA. Il mesure du coefficient effectif d'atténuation décrivant la pente de la courbe de variation de dose en profondeur, permet également de calculer facilement le coefficient apparent d'atténuation linéique  $\mu_a$  pour des champs entre  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  et  $30 \times 30 \text{ cm}^2$ .

### 2.2.1.2-Rendement en profondeur (PDD) :

C'est la dose absorbée mesurée sur l'axe du faisceau à différentes profondeurs, dans un milieu équivalent tissu. C'est la dose absorbée mesurée sur l'axe du faisceau à différentes profondeurs, dans un milieu équivalent tissu ayant une surface d'entrée plane perpendiculaire à l'axe du faisceau [14] Le pourcentage de dose en profondeur dépend de quatre paramètres :

- ✓ Profondeur en Phantom  $z$ .
- ✓ Champ de taille  $A$  sur la surface du patient.
- ✓ Distance source-surface  $f = \text{SSD}$ .
- ✓ Énergie du faisceau.

Le rendement en profondeur PDD ( $z, A, f, h\theta$ ) est le rapport exprimé en pourcentage de la dose  $D_Q$  mesurée à la profondeur  $z$ , sur l'axe central, à la dose  $D_P$  mesurée à la profondeur de l'équilibre électronique [2].

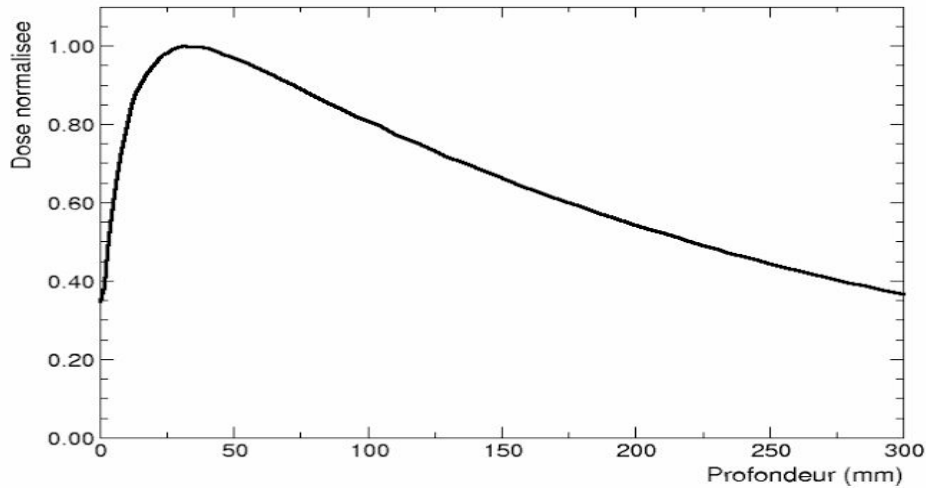
$$\text{PDD}(z, A, f, h\theta) = \frac{D_Q}{D_P} \times 100\% \quad (2.16)$$

Où :

**$D_Q$** : La dose au point Q à la profondeur  $z$  sur l'axe central du fantôme d'eau.

**$D_P$**  : La dose au point P à la profondeur  $Z_{\text{max}}$  sur l'axe central du fantôme d'eau.

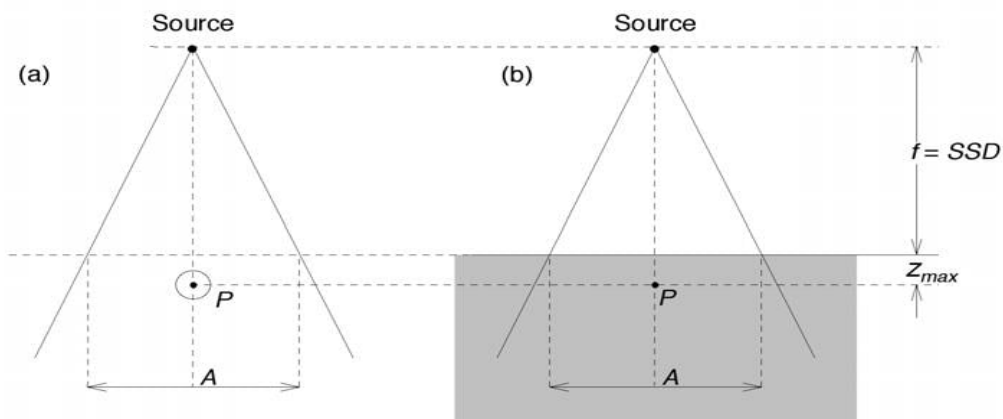
Ce rapport donne un aperçu très précis de la variation de la dose sur l'axe d'un faisceau donné. Lorsque le faisceau incident traverse le milieu, on observe un accroissement progressif de la dose absorbée depuis la surface d'entrée jusqu'à une certaine profondeur, puis on a une diminution exponentielle de la dose en profondeur.



**Figure 2.5:** Pourcentage de dose en profondeur (PDD).

### 2.2.1.3-La distance source-axe (DSA) :

Est la distance entre la source de rayonnement et l'axe central du faisceau au niveau du point de référence du patient (généralement l'isocentre de l'accélérateur linéaire). elle est essentielle pour assurer la précision du traitement et est souvent fixée à 100 ( cm) dans les protocoles standards. [18]



**Figure 2.6 :** Mesure du PSF. La mesure dans l'air s'effectue avec un capuchon de build-up.

### 2.2.1.4-Facteur Ouverture Collimateur (F.O.C) :

Le Facteur Ouverture Collimateur (F.O.C) est défini dans l'ICRU-24 comme le rapport de la dose absorbée  $D$  en un point situé sur l'axe du faisceau, à une profondeur de référence et

une distance de référence de la source, pour un champ C, à la dose absorbée  $D_0$  au même point pour un champ de référence  $C_0$  :

$$\text{FOC} = \frac{D}{D_0} \quad (2.17)$$

Cette valeur de FOC représente la variation du diffusé dans la tête de l'accélérateur et dans le fantôme avec la taille de champ. Ces valeurs de FOC permettent de déterminer le débit de dose pour n'importe quelle taille de champ à partir du débit de référence.

Dans les protocoles de dosimétrie actuels, le faisceau de référence  $C_0$  est le champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , défini à 100 cm de la source[19].

## 2.1.5. Distribution de dose hors axe :

### 2.1.5.1-Le profil de dose :

Le profil de dose est la variation de la dose absorbée dans un plan perpendiculaire à l'axe central du faisceau et à une profondeur donnée, généralement les valeurs de dose sont normalisées par rapport à la valeur de la dose à l'axe du faisceau. Il est mesuré dans l'eau avec une chambre d'ionisation suivant les directions médianes du champ et suivant les diagonales, à différentes profondeurs. Il dépend de l'énergie du faisceau, la taille du champ et la profondeur de mesure. Il permet de contrôler l'homogénéité, la symétrie et la pénombre des faisceaux :

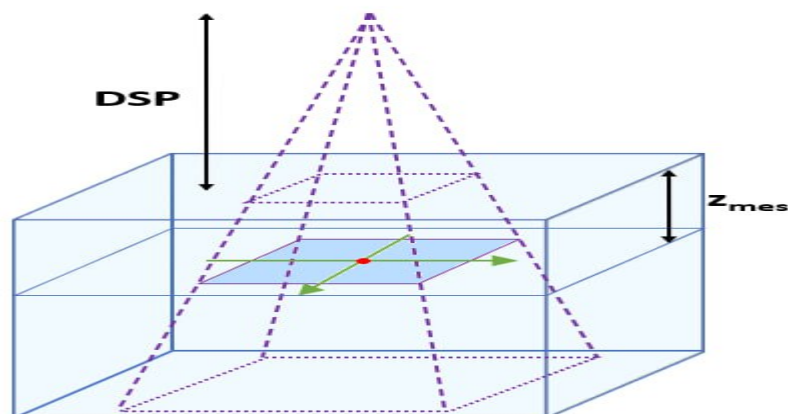


Figure 2.7 : Représentation schématique des mesures de profil de dose.

- **L'homogénéité** : c'est la surface contenant des points distants de l'axe d'au plus **80 %** de la demi - longueur des axes médians du champ d'irradiation.

Loi de l'homogénéité (flatness) : Dans cette zone centrale (80 % des axes médians), l'homogénéité est évaluée par la formule suivante :

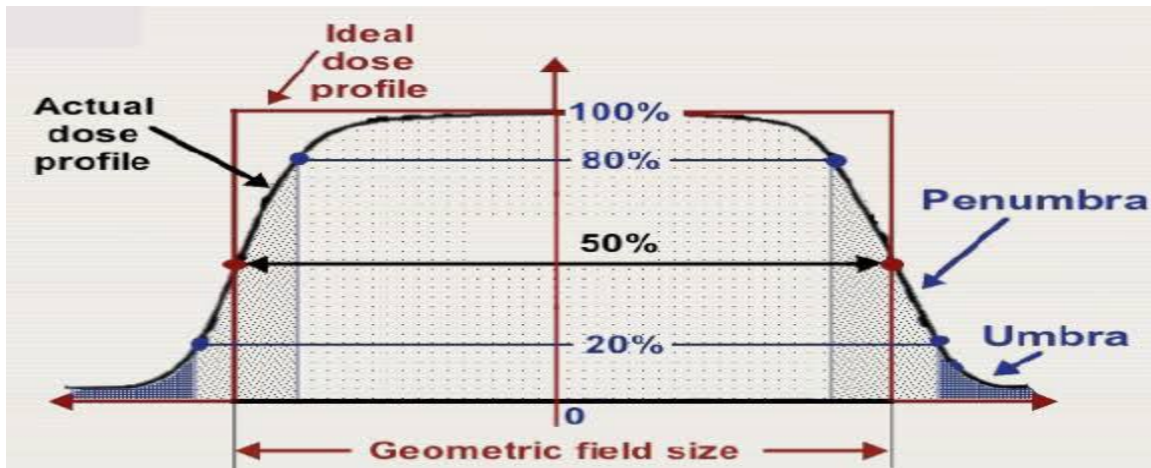
$$\mathbf{L'homogénéité=Flatness} = \frac{D_{max}-D_{min}}{D_{max}+D_{min}} \times \mathbf{100\%} \quad (2.18)$$

- **La symétrie** : c'est le rapport des doses pour chaque couple de points symétriques par rapport à l'axe à l'intérieur de la zone homogène du champ.

Pour les photons méga - voltage, on distingue trois régions dans le profil de dose : région centrale, région de pénombre et celle de l'ombre :

$$\mathbf{Symétrie} = \frac{|D(x)-D(-x)|}{D(x)+D(x)} \times \mathbf{100\%} \quad (2.19)$$

- **La région centrale** : C'est la zone homogène et symétrique du champ, qui est obtenu par l'effet du cône égalisateur. Sa dimension doit correspondre à celle du volume cible si on veut une distribution de dose homogène dans la cible.
- **La région de pénombre** : Une zone de décroissance rapide (fort gradient) de dose quand on s'écarte de l'axe du faisceau et qui se définit par 0.5 cm de part et d'autre des limites des faisceaux, Cette variation est due à l'augmentation de la distance à la source et à la rupture de l'équilibre électronique latéral.
- **La pénombre** : c'est la distance latérale entre les valeurs 20 % et 80 % de la dose maximale dans le profil perpendiculaire à l'axe du faisceau.
- **La marge**: c'est définie par la distance entre les valeurs 10 % et 90 % du même profil.
- **La région de l'ombre** : Une queue à faible dose et à faible gradient de dose situé à l'extérieur des limites géométriques du champ, correspondant à la transmission des radiations à travers le collimateur et le blindage de la tête.



**Figure 2.8:** Profil de dose en radiothérapie et comparaison entre dose idéale et réelle avec zones d'ombre (Umbra) et pénombre (Penumbra).

### 2.1.5.2 -Le débit de la machine relative (output) :

Le facteur d'output d'un appareil de traitement est défini dans l'ICRU24 (ICRU, 1976) comme le rapport du débit d'exposition ou du débit de dose d'un champ donné à celui d'un champ de référence ( $C_{réf}, Z_{réf}$ , ). Il est noté RDF (out put facteur) .

$$S_{CP}(A) = \frac{D(A, Z_{réf})}{D(A_{réf}, Z_{réf})} \quad (2,20)$$

La séparation d'output total ('output dans l'eau ') en facteur de diffusion dans la tête d'irradiation  $S_c$ , et le facteur de diffusion dans le fantôme  $S_p$ , a été proposée par Holt (1970). Dans ce cas, le facteur d'output  $S_{cp}$ , est égale à :

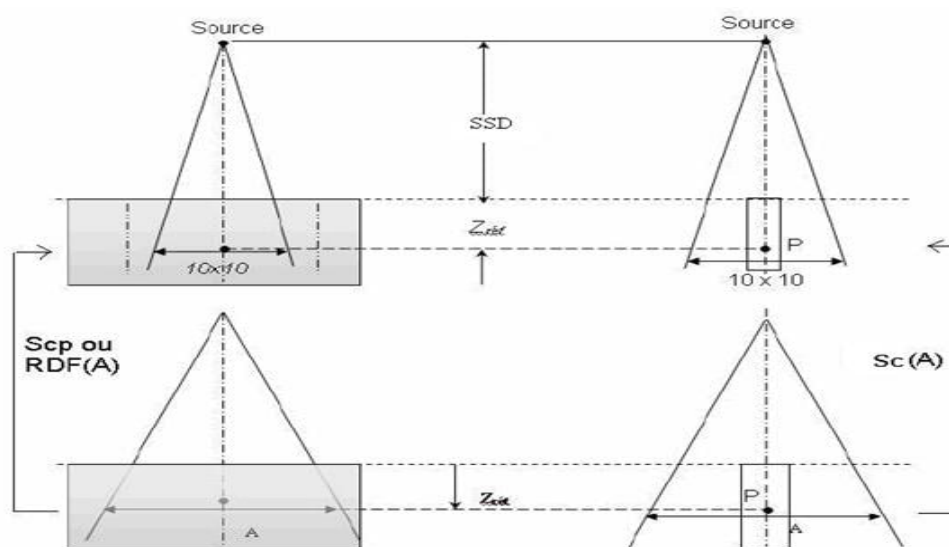
$$S_{cp} = S_c \times S_p \quad (2,21)$$

$S_c$  :Est appelé aussi output dans l'air. Il est mesuré dans un mini-fantôme selon les mêmes conditions géométriques que le  $S_{cp}$  .

$$S_c(A) = \frac{D_{\text{mini-fantôme}}(A, Z_{réf})}{D(A_{\text{mini-fantôme}}, Z_{réf})} \quad (2,22)$$

$S_p$  : Facteur de diffusion dans le fantôme. Il est souvent estimé par le rapport du facteur d'output (facteur de diffusion total,  $S_{cp}$ ) et le facteur de diffusion dans la tête de traitement  $S_c$  car la mesure de  $S_p$  fait appel à des techniques souvent difficiles à réaliser expérimentalement

$$S_p = \frac{S_{cp}}{S_c} \quad (2,23)$$

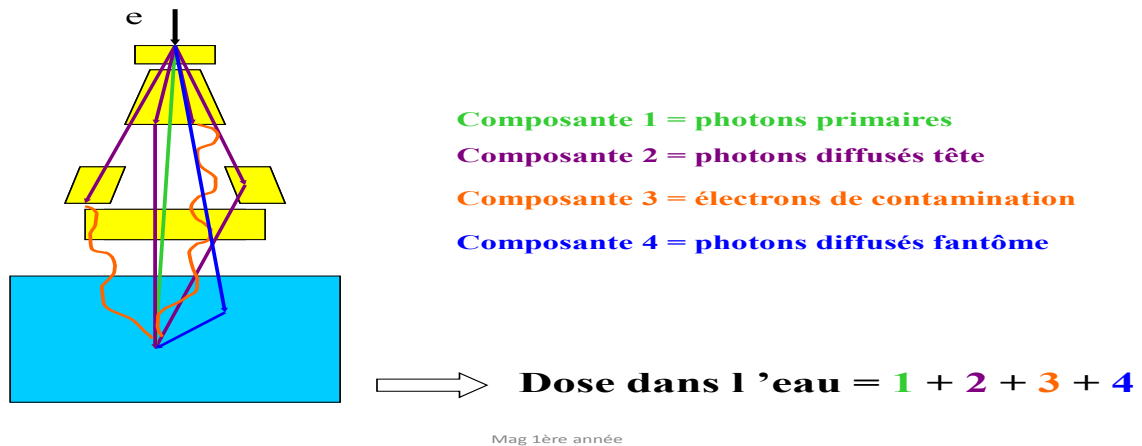


**Figure2.9:** Mesure du (HSF) et du (RDF).

La variation de l'output avec la taille du champ au point de référence est fortement liée au rayonnement diffusé dans la tête d'irradiation. Il dépend donc de la structure de la tête qui varie d'une machine à l'autre. Cette variation dépend moins des diffusions dans le patient qui sont directement proportionnelles à la surface irradiée au point de mesure, car pour les photons de hautes énergies les diffusions se font plutôt en amont que latéralement. Ainsi, le facteur de diffusion dans la tête (ou HSF) et le facteur de diffusion dans le fantôme peuvent être déterminés séparément et puis leur combinaison donne le facteur de diffusion totale (facteur d'output).

## 2.3-Dose absolue :

### Caracteristiques des composantes de la dose dans l'eau



**Figure2.10:** Etalonnage en dose dans l'eau pour les photons de haute energie.

( Aiea Trs 398 )

#### ○ Définition :

L'opération absolue d'un dosimètre consiste à atteindre la dose absorbée en un point d'un milieu **M** au moyen d'un matériau détecteur **M'**, de masse *m*, placé dans le milieu **M** au point considéré.

La dose absorbée  $\bar{D}_M$  dans le milieu matériau **M'** est par définition reliée à l'énergie moyenne  $\bar{E}$  déposée dans la masse *m*. La relation fondamentale est la suivante :

$$\bar{D}_M = \frac{\bar{E}}{m} \quad (\text{J/Kg}) \quad (2.28).$$

**E** : énergie.

**m** : masse.

#### ○ Détermination de débit de référence :

$$D_{w,Q} = M_Q \cdot N_{S,Q_0} \cdot K_{QQ_0} \quad (2.29).$$

Avec :  $M_Q = M_{moy} \times k_{t,p} \times k_{pol} \times k_s \times k_{elec}$

Avec ;

$M_Q$ : Réponse de la chaîne de mesure corrigée des grandeurs d'influence (T, P,...).  $N_{S,Q_0}$ : Facteur de calibration donné par un laboratoire accrédité (pour un faisceau de référence (le Cobalt - 60)).

$K_{QQ_0}$ : Facteur de correction de la qualité du faisceau.

⇒ **Procédure :**

a. Facteur de température et pression  $K_{T,P}$  La température et la pression sont notés au début et à la fin de chaque série.

Le facteur de température et pression est donnée par la relation suivante :

$$K_{T,P} = \frac{(273,15+T)}{(273,15+T_0)} \times \frac{P_0}{P} \quad (2.30).$$

Où :

**T** : est la température mesurée en degré Celsius.

**P** : est la pression mesurée en bar.

Les conditions de références:  $P_0=101.3$  Kpa,  $T_0=20.0^\circ\text{C}$ , humidité : 50%.

○ **Facteur de polarité  $K_{pol}$  :**

$$K_{pol} = \frac{|M_+|+|M_-|}{2M} \quad (2.31).$$

$M_+$ :charge collectée par la chambre en nC pour une polarité positive.

$M_-$ :Charge collectée par la chambre en nC pour une polarité négative.

○ **le facteur de correction de saturation  $k_s$**

$$K_S = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (2.32).$$

Où :

$$a_0 = 1.0220, a_1 = -0.3632, a_2 = 0.3413$$

○ **le facteur de calibration de l'électromètre  $K_{elec}$  :**

$$k_{elec} = \frac{\text{valeur vraie}}{\text{valeur mesurée}} \quad (2.33).$$



***Chapitre3:***  
**Partie expérimentale**

***Chapitre3: Partie expérimentale***

## **Introduction :**

La caractérisation des faisceaux photoniques constitue une étape essentielle dans l'assurance qualité du traitement par radiothérapie. Elle vise à déterminer les propriétés physiques et dosimétriques des faisceaux utilisés, afin de garantir une distribution précise et efficace de la dose au sein du volume cible tout en épargnant au maximum les tissus sains. Dans ce cadre, l'utilisation clinique de tout accélérateur linéaire requiert la réalisation de mesures rigoureuses portant sur un ensemble de données dosimétriques permettant la planification de traitements fiables.

Dans cette étude, l'accélérateur linéaire Varian Clinacix du service de radiothérapie de Centre Anti-Cancer de Sétif a été choisi pour collecter les données. Cet appareil offre deux énergies en mode photonique : 6 MV et 18 MV.

Dans ce travail nous avons fait les mesures des grandeurs dosimétriques suivantes :

Les courbes pourcentage de dose en profondeur (PDD) **de** pour des champs carrés de dimensions 5×5, 10×10, 15×15, 20×20, 25×25 et 30×30 cm<sup>2</sup> ; Les profils latéraux de dose pour un champ de référence de 10×10 cm<sup>2</sup> ; La dose absolue délivrée par l'accélérateur ;

Et la comparaison des résultats mesurés avec ceux générés par le système de planification de traitement (TPS).

L'importance de ces données réside dans leur rôle déterminant dans la précision de la dose administrée au patient, influençant directement l'efficacité du traitement et la protection des tissus sains. Ainsi, ce travail s'inscrit pleinement dans une démarche de contrôle de qualité, à travers la vérification et la validation des principaux paramètres dosimétriques.

## **3.1. Matériels et méthodes :**

### **3.1.1- Matériels :**

#### **3.1.1.1 L'Accélérateur linéaire utilisé :**

L'accélérateur linéaire de type Varian est l'un des appareils les plus utilisés en radiothérapie moderne. Il sert à générer des rayonnements de haute énergie (comme les photons ou les électrons) dirigés avec précision vers les tumeurs cancéreuses.

Cet appareil se distingue par sa capacité à moduler et à conformer l'intensité du faisceau (IMRT et VMAT) en fonction de la taille et de la forme de la tumeur, ce qui permet d'optimiser l'efficacité du traitement tout en minimisant les dommages aux tissus sains environnants. Dans le cadre de cette recherche, cet accélérateur a été utilisé afin d'assurer une précision thérapeutique élevée et de fournir des résultats cliniques fiables.



**Figure 3.1 :** L'accélérateur linéaire "VarianClinac iX" du service de radiothérapie de l'hôpital de Sétif.

### **3.1.1.2. Fantôme d'eau MP3 PTW :**

En radiothérapie, le terme « fantôme » est utilisé pour décrire un matériau, une structure ou un objet permettant de modéliser les propriétés d'absorption et de diffusion des tissus humains afin de réaliser des mesures dosimétriques dans un milieu proche du tissu humain. L'eau s'avère être le matériau le plus pratique à utiliser, grâce à sa formule chimique simple, sa transparence, son faible coût et sa facilité d'obtention. Son numéro atomique effectif ( $Z$ ) est de 7,51 et sa masse volumique ( $\rho$ ) est de  $1,00 \text{ g/cm}^3$  dans les conditions normales de température et de pression. L'eau étant le constituant principal du corps humain ( $\sim 70\%$ ), elle permet d'être ainsi considérée comme tissu-équivalent (équivalente aux tissus mous). C'est pourquoi de nombreux protocoles et procédures dosimétriques sont établis à partir d'un fantôme d'eau (**Figur 3.2**).

### **3.1.1.3. Fantôme d'eau MP1 – Type 1D (monodimensionnel) :**

Le MP1 est un fantôme d'eau développé par PTW Freiburg, utilisé pour les mesures de dose en radiothérapie. Lorsqu'on parle de type MP1 en 1 dimension, cela signifie que le

système est configuré pour effectuer des mesures le long d'un seul axe, généralement l'axe Z (la profondeur dans l'eau).



**Figur 3.2:**Fantôme d'eau MP3 PTWdu service de radiothérapie de l'hôpital de Sétif.

#### **3.1.1.4. Chambres d'ionisations utilisées:**

Dans le cadre de notre étude sur la caractérisation des faisceaux de photons en radiothérapie, nous avons utilisé les chambres d'ionisation cylindriques suivantes :

- **Pour la dose relative (Rendement en profondeur et profil de dose) :**



**figure 3.3:**Chambre d'ionisation SEMIFLEX PTW 0,125 cm<sup>3</sup>



**figure3.4:**Chambre d'ionisation SEMIFLEX PTW 0 ,3 cm<sup>3</sup>

- **Pour la dose absolue :**



**figure 3.5:**Chambre d'ionisation Farmer TM 0 ,6 cm<sup>3</sup>

**Tableau3.1:**Spécifications techniques de troischambres d'ionsation PTW .

<b>Chambre d'ionisation</b>	Farmer TM 30013	Semi flexible TM 31013	Semi flexible TM 31010
<b>Volume</b>	0.6 cm <sup>3</sup>	0.3 cm <sup>3</sup>	0.125 cm <sup>3</sup>
<b>Réponse</b>	20 nC /Gy	10 nC/Gy	3,3 nC/Gy
<b>Courant de fuite</b>	≤ ±4 fA	≤ ±4 fA	≤ ±4 fA
<b>Tension de polarisation</b>	Max. ± 500 V	Max. ± 500 V	Max. ± 500 V
<b>Irradiation des câbles</b>	≤ 1pC/(Gy.cm)	≤ 1pC/(Gy.cm)	≤ 1pC/(Gy.cm)
<b>Matériau des parois</b>	0.335 mm de PMMA + 0.09 mmde graphite	0.55 mm de PMMA + 0.15 mmde graphite	0.55 mm de PMMA + 0.15 mmde graphite
<b>Capuchon d'accumulation</b>	4.55mm de PMMA	3.00 mm de PMMA	3.00 mm de PMMA
<b>Densité de surface</b>	56.5 mg/cm <sup>2</sup>	78 mg/cm <sup>2</sup>	78 mg/cm <sup>2</sup>
<b>Matériau des électrodes</b>	Al 99.98 Ø =1.1 mm	Al 99.98 Ø =0.9 mm	Al 99.98 Ø =1.1 mm
<b>Gamme de température</b>	(-20....+60) °C	(10....40) °C	(10....40) °C
<b>Gamme d'humidité</b>	(10.....80) %	(10.....80) %	(10.....80) %
<b>Temps de collection d'ions</b>	140 µs	121 µs	121 µs

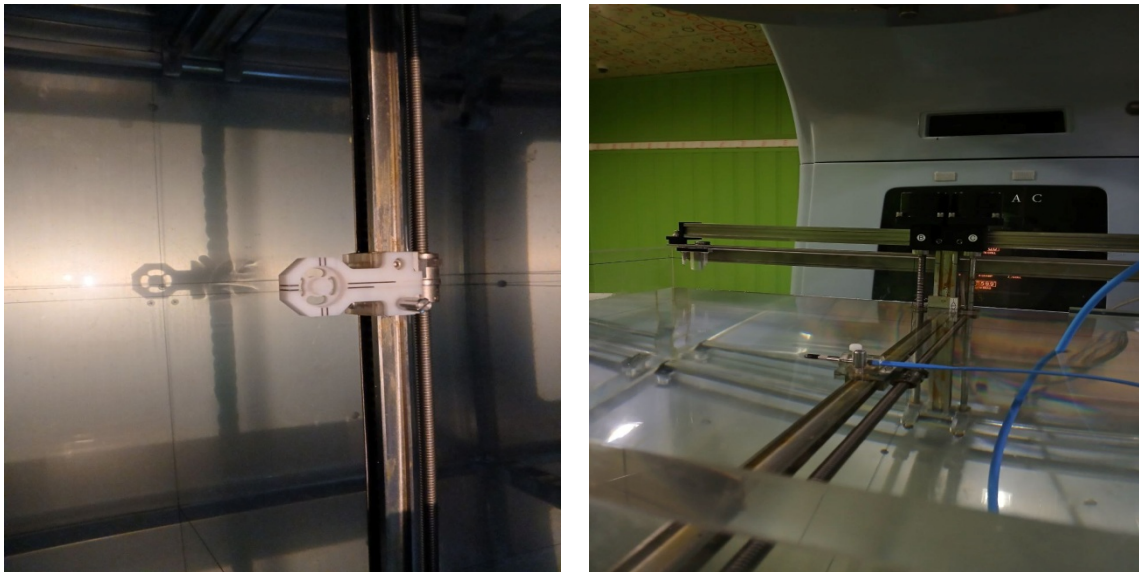
### 3.1.1.5. Le positionnement des chambres d'ionisation :

Le positionnement de la chambre d'ionisation ce fait en suivant les étapes suivants :

- La chambre doit être verticale dans le fantôme.
- Fixer le système d'acquisition utilisé, si on prend des données à une SSD = 100 cm, la chambre sera fixée à une profondeur de 10 cm, donc les lasers se coïncident avec la surface de l'eau (technique SSD). Si on prend les données à une SSD=90 cm, la

position de la chambre et de 10 cm dans l'eau, la projection des lasers sera dans la chambre de mesure (technique SAD).

- La chambre est centrée approximativement sur l'axe centrale faisceau. le balayage de la
- chambre doit être horizontale et verticale dans le fantôme. [24,25]
- La dernière étape de l'installation de la cuve est la mise en place des chambres d'ionisation.
- Rendement en profondeur et profil de dose : La chambre de mesure PTW M 31010 est branchée sur les bras mobiles de la cuve afin de pouvoir être déplacée. Il faut faire correspondre la zone sensible de la chambre d'ionisation avec l'isocentre de l'accélérateur de particules.
- La chambre de référence (PTW M 31013) est placée sur un support au-dessus de la cuve. Elle doit être placée au bord du champ lumineux. Les deux chambres sont ensuite reliées à l'électromètre MP3, celui-ci étant relié lui-même au logiciel Myphysto.



**Figure 3.6:** Moyenne de positionnement de la chambre d'ionisation.

### 3.1.1.6. Electromètre MP3 :

L'électromètre MP3 de la société PTW FREIBURG a été utilisé avec les chambres d'ionisation M 31010 PTW et M 31013 PTW. Il a servi à réaliser des mesures de rendement en profondeur ainsi que des profils de dose. L'électromètre a recueilli les charges collectées.

Électromètre est muni d'un boîtier de contrôle. Ce boîtier de contrôle sert à positionner la chambre d'ionisation dans la position voulue. Il peut se brancher indifféremment sur l'électromètre ou sur la cuve à eau. Lors de l'installation de la cuve à eau,

Le boîtier de contrôle est branché sur celle-ci afin de réaliser le positionnement de la chambre d'ionisation à l'isocentre de l'accélérateur de particules. Les trois coordonnées de l'espace sont représentées par les points A, B, C, avec une résolution de 0.1 mm. Le mouvement des trois axes bénéficie de deux vitesses. Le contrôle des mouvements peut se faire par pas de 0.1 mm ou 1mm. Il est possible de créer des points limites permettant à la chambre d'ionisation de ne jamais venir butter contre les parois de la cuve.

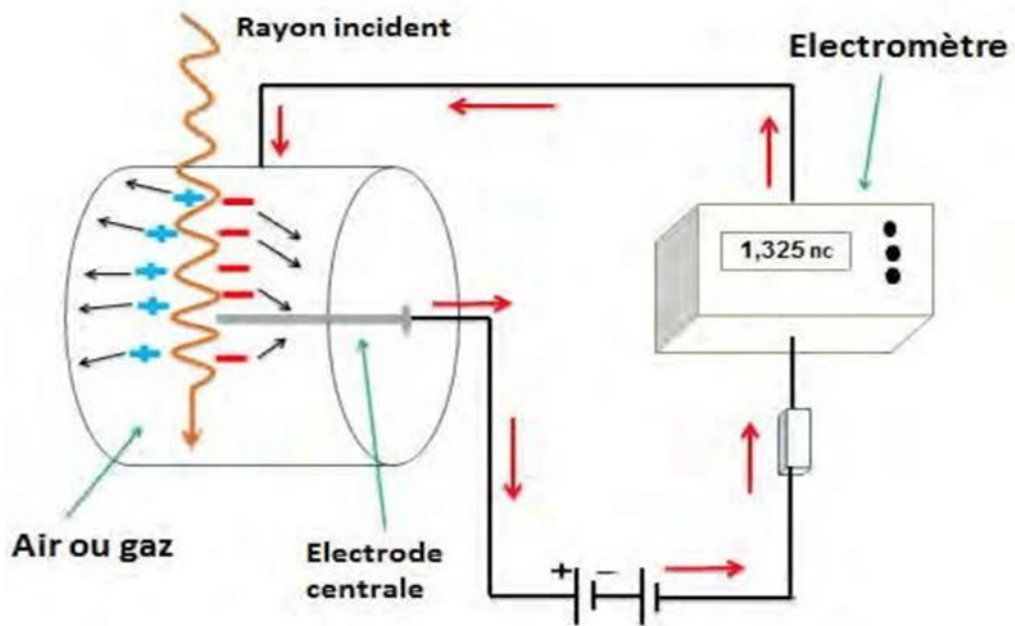


**Figure 3.7** :L'électromètre MP3du service de radiothérapie de CAC de Sétif.

#### **3.1.1.6.1 .Chaine de mesure chambre-électromètre :**

La chambre d'ionisation est toujours utilisée avec un électromètre, un dispositif pour mesurer le courant induit par le passage du rayonnement dans la chambre, de l'ordre de  $10^{-9}$  A,  $10^{-14}$  Autilisé en même temps qu'une chambre d'ionisation.

Un amplificateur opérationnel avec une résistance standard ou un condensateur standard permet de rendre ces courants faibles mesurables par l'électromètre.



**Figure 3 .8:** Chaîne de mesure chambre-électromètre.

### 3.1.1.7.Appareil de commande portative:

L'appareil de commande portatif est un dispositif mobile permettant de contrôler à distance le fonctionnement d'un équipement ou d'un système, tout en garantissant la sécurité de l'opérateur. Dans le domaine de la radiothérapie, il est utilisé pour activer ou interrompre l'émission des rayonnements ionisants sans que le personnel soignant soit exposé directement. Cet appareil est généralement équipé de boutons de commande, d'indicateurs lumineux et parfois d'un écran pour faciliter son utilisation. Sa portabilité offre une grande souplesse d'intervention, tout en respectant les normes strictes de sécurité en milieu médical.



**Figure 3.9 :** Appareil de commande portatif.

### **3.1.1.8. Thermomètre et baromètre:**

Les mesures effectuées avec une chambre d'ionisation doivent être corrigées pour la température et la pression. Cette correction, dont le formalisme est donné par tous les Protocoles dosimétriques existants, est indispensable pour ramener la valeur de la lecture donnée par la chambre aux conditions standards pour lesquelles cette chambre a été étalonnée. La précision des baromètres et le thermomètre sont utilisés pour déterminer les facteurs de correction de la densité d'air pour la dosimétrie absolue.

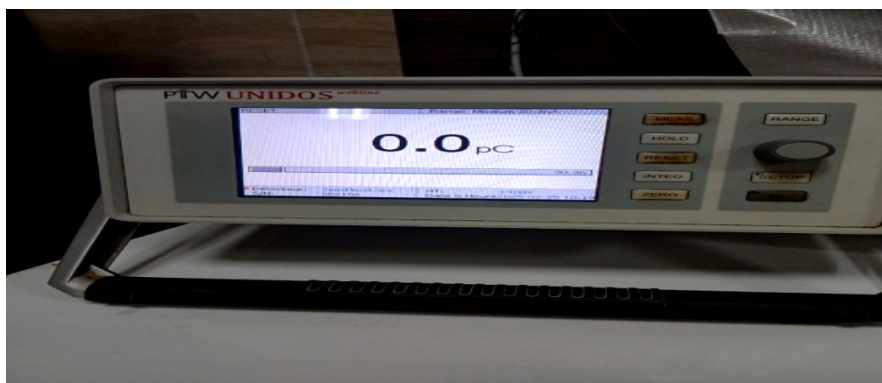
L'instrument utilisé pour la mesure de la température et de la pression est illustré par la **Figure (3.10)** [24,3].



**Figure 3.10:** Baromètre et thermomètre .

### 3.1.1.9. Electromètre UNIDOS Webline:

L'électromètre UNIDOS Webline de la société PTW FREIBURG est utilisé avec les chambres d'ionisation en mode photons de type 30013 PTW et la chambre Markus 23343. C'est l'électromètre de référence du service. Il a été étalonné avec la chambre de référence 30013 en dose absorbée pour les photons de haute énergie et la chambre Markus de type 23343 pour les électrons d'énergies 6, 9, 12,16 et 20 Mev. Lors des mesures de dose absolue, il a donné le nombre de charges collectées ( $\eta C$ ). Il suffit de mettre l'électromètre en mode Coulomb pour mesurer la charge recueillie. Afin de pallier au bruit de fond de la chambre d'ionisation, l'appareil est équipé d'une remise à zéro. Il faut s'assurer lors d'un branchement d'une chambre que l'appareil est hors tension afin d'éviter d'endommager la chambre d'ionisation.



**Figure3.11 :** Electromètre UNIDOS du service radiothérapie de Sétif(CAC).

➤ **Logiciel utilisé :**

**3.1.10. Calibration Simulation :**

Dans cette partie appliquée, le programme Calibration Simulation a été utilisé pour simuler le processus d'étalonnage dans le domaine de la physique médicale.

**- Objectif du logiciel:**

Il s'agit d'un simulateur d'étalonnage de dose en radiothérapie, destiné à la formation des médecins médicaux et des techniciens en radiothérapie. Ce logiciel permet de reproduire des situations cliniques sans recourir à un véritable accélérateur linéaire (LINAC).

- **Les avantages du logiciel Calibration Simulation sont:**
- **Simulation réaliste de l'environnement clinique** : Représente une salle de traitement avec une table de patient et un accélérateur linéaire (LINAC).
- **Possibilité de sélectionner :**

**Type de rayonnement :** Photons ou Électrons

**Énergie :**

Photons : 4 MV, 6 MV, 15 MV

Électrons : 6, 12, 18 MeV

- **Choix des protocoles de dosimétrie :**

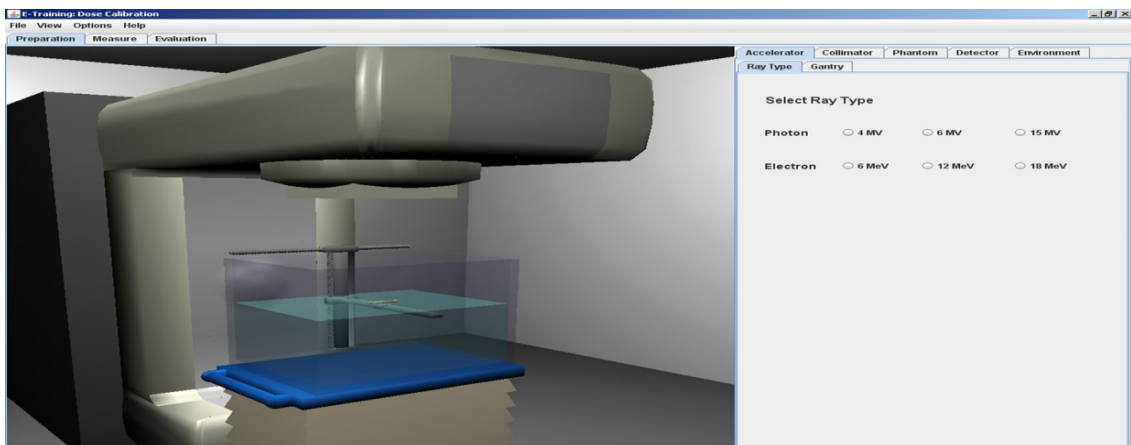
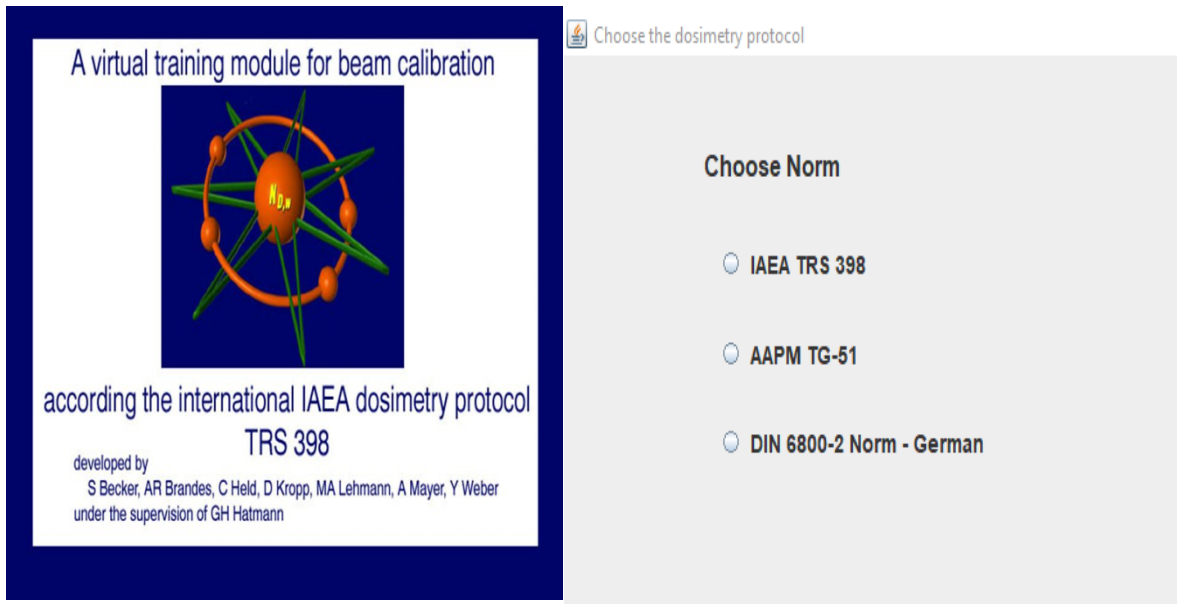
Protocoles intégrés :

IAEA TRS 398 (international)

AAPM TG-51 (américain)

DIN 6800-2 (allemand)

Permet l'étalonnage des chambres d'ionisation et le calcul précis de la dose absorbée.



**Figure3.12 : Logiciel Calibration Simulation.**

### **3.1.11. Logical Medical Physics Control Center MEPHYSTO mc<sup>2</sup>:**

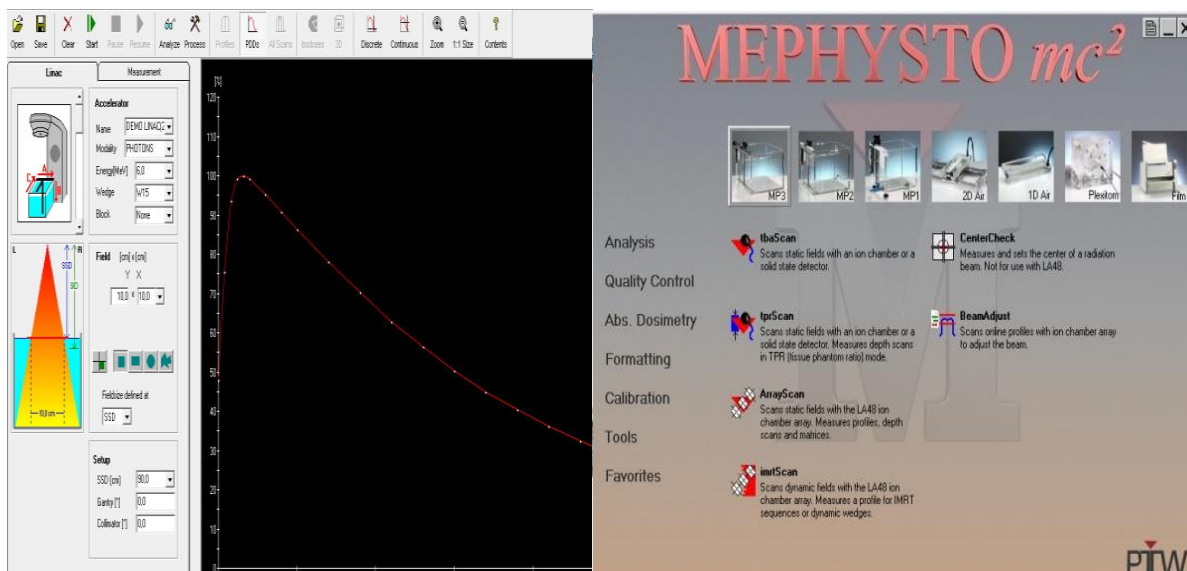
MEPHYSTO est un Logiciel pour l'acquisition des données de faisceaux thérapeutiques et L'analyse des données en radiothérapie, les caractéristiques de ce système sont :

- ✓ Centre de commande personnalisable pour toutes les tâches de dosimétrie en radiothérapie.
- ✓ Acquisition rapide des données de faisceaux avec graphique intégré[26].
- ✓ Liste des tâches.
- ✓ Mise en service rapide et précise avec une conversion par lots structurée pour tous les TPS reconnus.

- ✓ Supporte tous les protocoles d'analyse internationaux reconnus ainsi que les Spécifications des distributeurs d'accélérateurs linéaires.
- ✓ Supporte l'analyse des données en ligne avec la Linear Array.

MEPHYSTO est l'interface utilisateur la plus avancée, vaste et auto-explicative pour la commande TBA et l'évaluation des données. Des solutions à toutes les tâches de dosimétrie importantes en radiothérapie sont implémentées dans des modules avec des flux de travail optimisés. MEPHYSTO est personnalisable et permet l'adaptation aux équipements.

disponibles. Un logiciel ou des documents supplémentaires sont intégrés. [26]



**Figure 3.13 :** Système d'acquisition des données le software MEPHYSTO mc<sup>2</sup>

### 3.1.2. Méthodes :

#### 3.1.2.2. Montage expérimental de la cuve à eau:

L'installation de la cuve à eau est une étape très importante pour le recueil de données. Son installation doit être la plus juste possible afin d'optimiser la précision des mesures effectuées. Tout d'abord, il faut faire coïncider le centre de la cuve avec celui du faisceau directeur de l'accélérateur de particules. Il suffit d'utiliser le réticule situé dans la tête de l'accélérateur et de le superposer sur la croix au fond de la cuve. Afin de faciliter la mise en place, il est possible d'utiliser les lasers de repositionnement. La cuve est ensuite remplie d'eau distillée qui se trouve dans le compartiment sous-jacent. La distance source/surface eau

(SSD) doit être réglée à 100 cm grâce au télémètre afin de positionner la chambre d'ionisation à l'isocentre de l'accélérateur de particules.

L'inclinaison verticale et horizontale de la cuve doit être vérifiée avec des niveaux de contrôle.



**Figure 3.14:** cuve à eau en cours de montage.

### 3.1.2.3 Montage expérimentale de la dose absolue :

Pour ces mesures à l'aide d'une chambre d'ionisation Farmer TM30013 en  $0.6\text{cm}^3$ , placée dans un phantom à eau simulant les propriétés d'absorption des tissus humains. La chambre est positionnée à une profondeur standard, souvent 10 cm, sur l'axe central du faisceau de photons produit par un accélérateur linéaire. L'électromètre UNIDOS précis est relié à la chambre pour mesurer la charge induite par l'ionisation du rayonnement. Des instruments de mesure de la Baromètre et thermomètre (température et de la pression atmosphérique) sont également utilisés pour corriger les conditions ambiantes conformément aux protocoles de référence (comme TRS-398 de l'AIEA). Ce montage permet d'obtenir la dose absorbée en eau .



**Figure3.15:** Mesure de la dose absolue à l'aide d'un fantôme à eau et d'un accélérateur.

## Résultats et discussion :

Dans notre étude, en nous appuyant sur des simulations et des mesures, nous avons pu obtenir les résultats suivants :

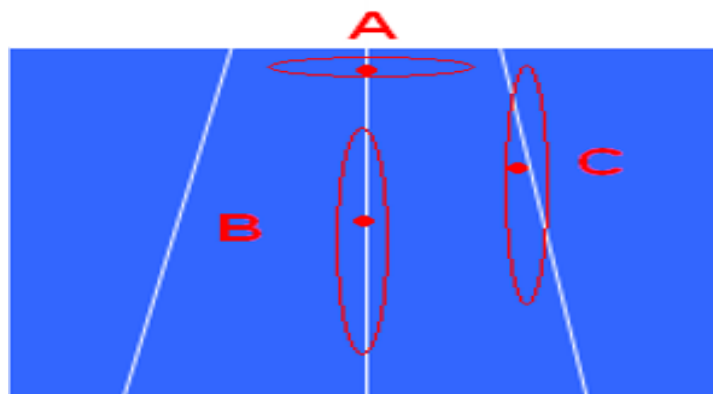
### ➤ **Courbes de rendements en profondeur simulée(PDD) pour les champs ouverts à l'axe central :**

Les courbes de rendement en profondeur (PDD)et la dose max( $D_{max}$ ) pour les champs ouverts ont été mesurées

pour les tailles de champs de : 5x5, 10x10, 15x15 ,20x20, 25x25 ,30x30cm<sup>2</sup>.

Les courbes de rendement en profondeur ont été mesurées à partir de la surface jusqu'à une Profondeur de 30cm pour les faisceaux RXde 6 MV.

- Description de l'image – Répartition de la dose dans l'eau :



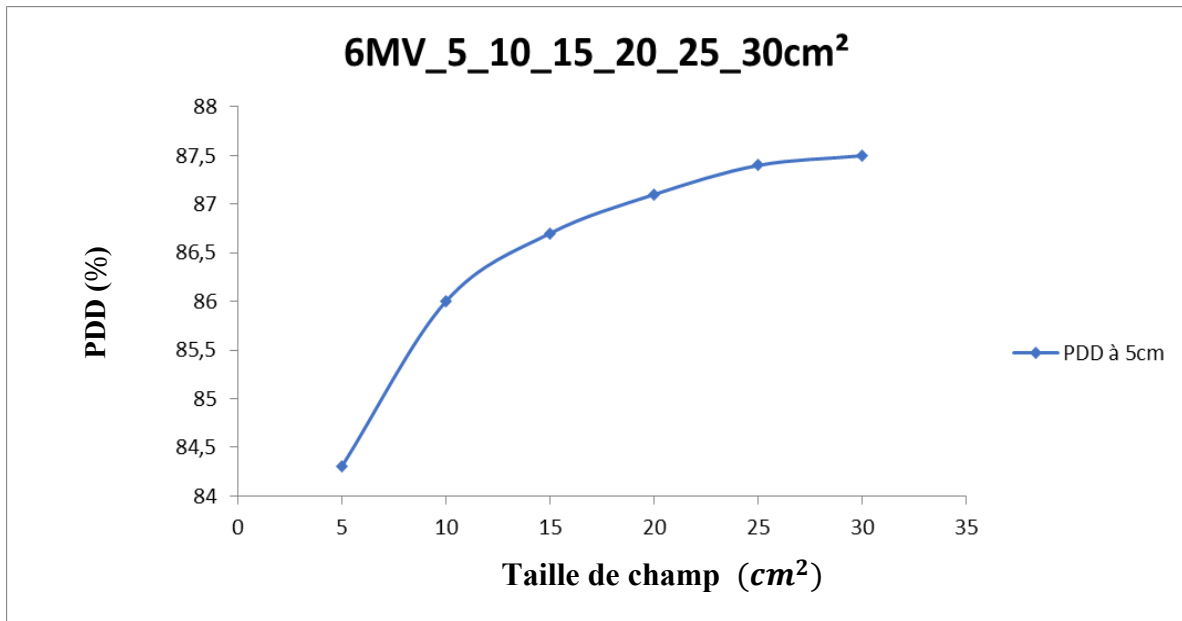
**Figure3.16 :** Schéma illustrant la répartition de la dose dans un milieu aquatique irradié par un faisceau photonique de haute énergie..

⇒ **La région (A) :** Dmax (Dose maximale).

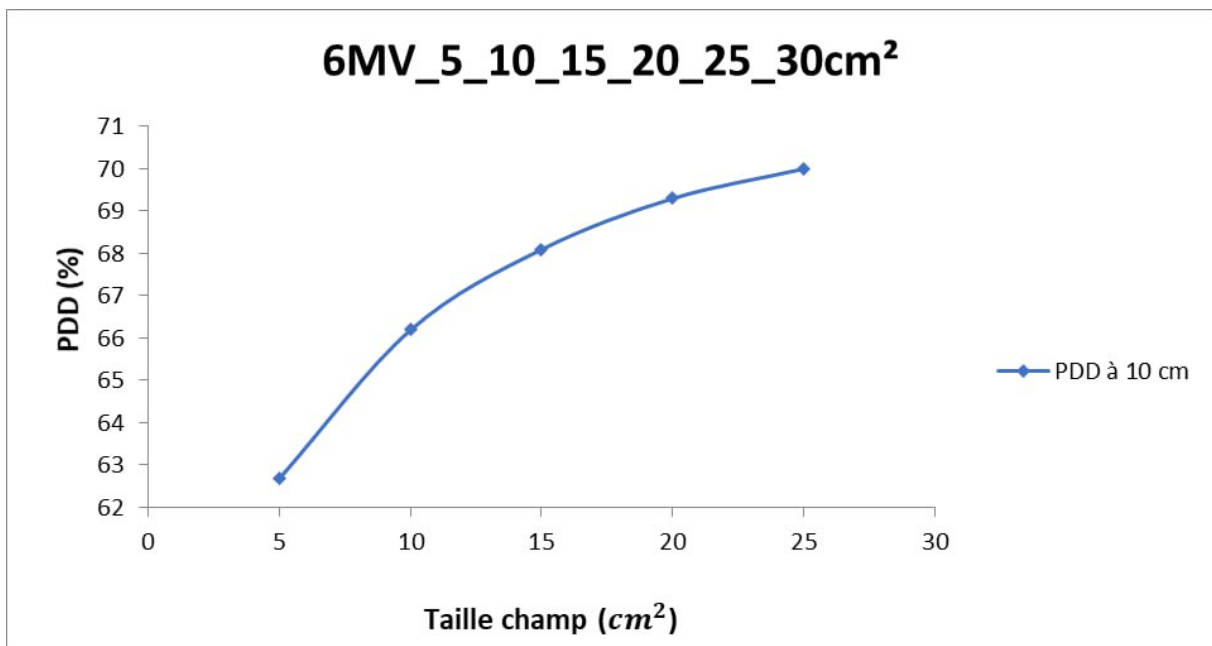
⇒ **La région (B) :** PDD (Pourcentage de dose en profondeur / Percentage Depth Dose).

⇒ **La région (C) :** ( Profil latéral de dose).

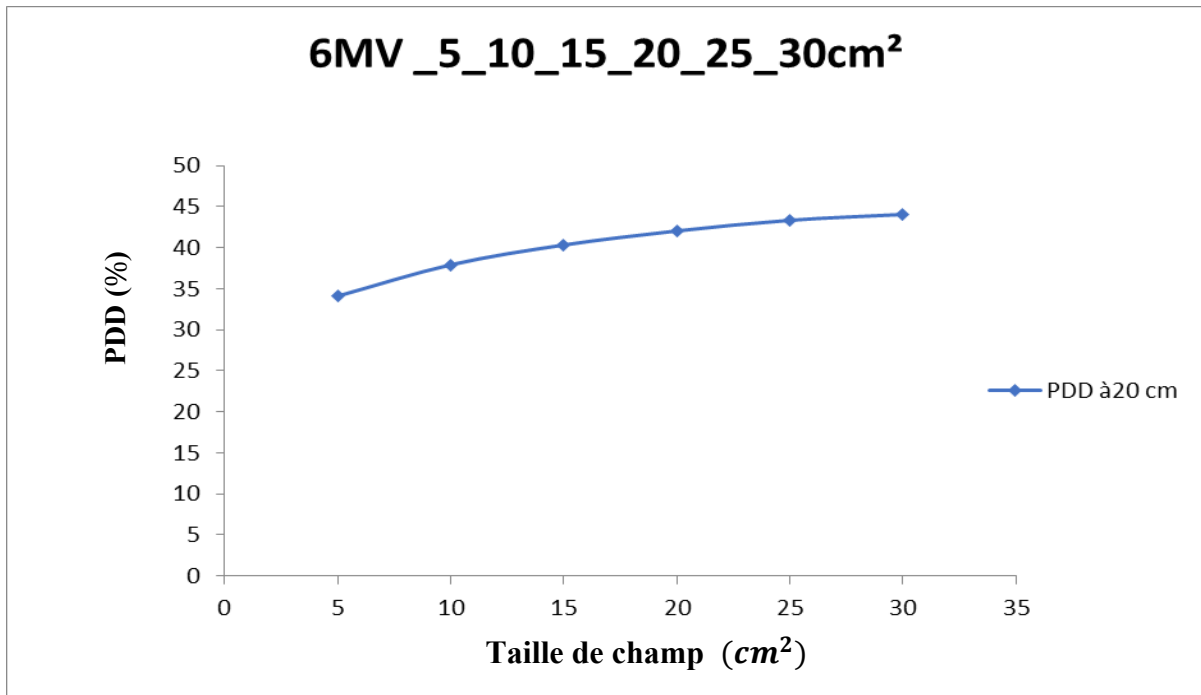
### ➤ **Analyse de la variation du rendement en profondeur "mesurée" en fonction de l'énergie 6MeV dimensions du champ pour la même DSP"La régions (B) " :** Les figures 17 ,18 ,19 ,20 et21 montrent les courbes de rendement en profondeur.



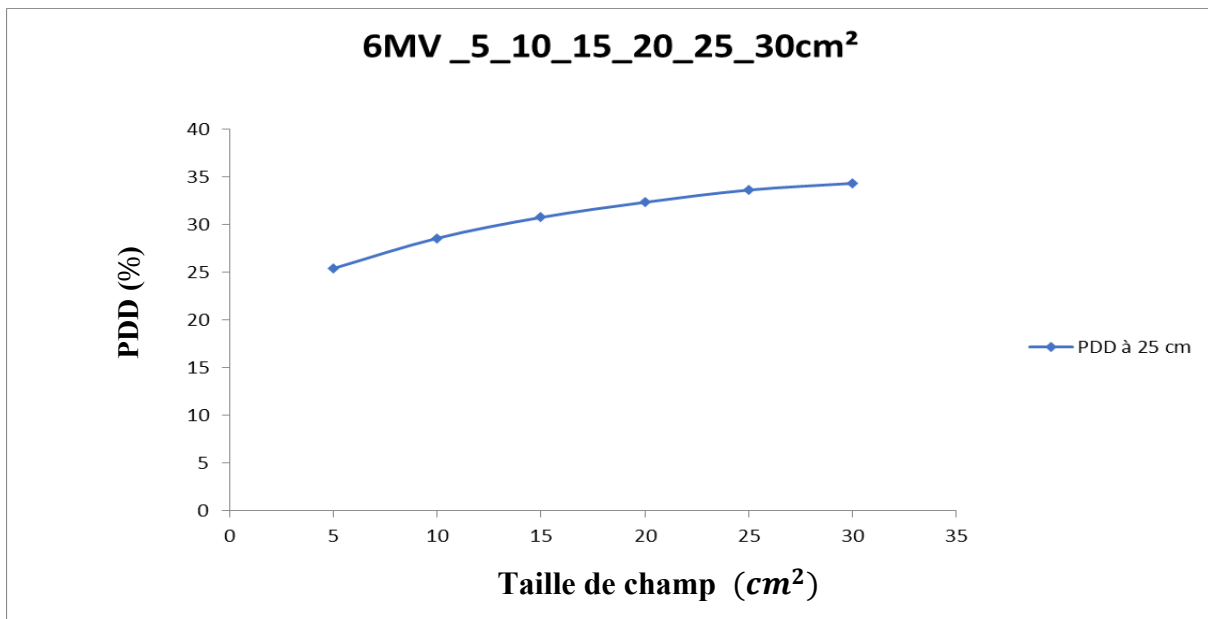
**Figure 3.17 :** Courbe de rendement en profondeur mesurée PDD 6 MV (5x5).



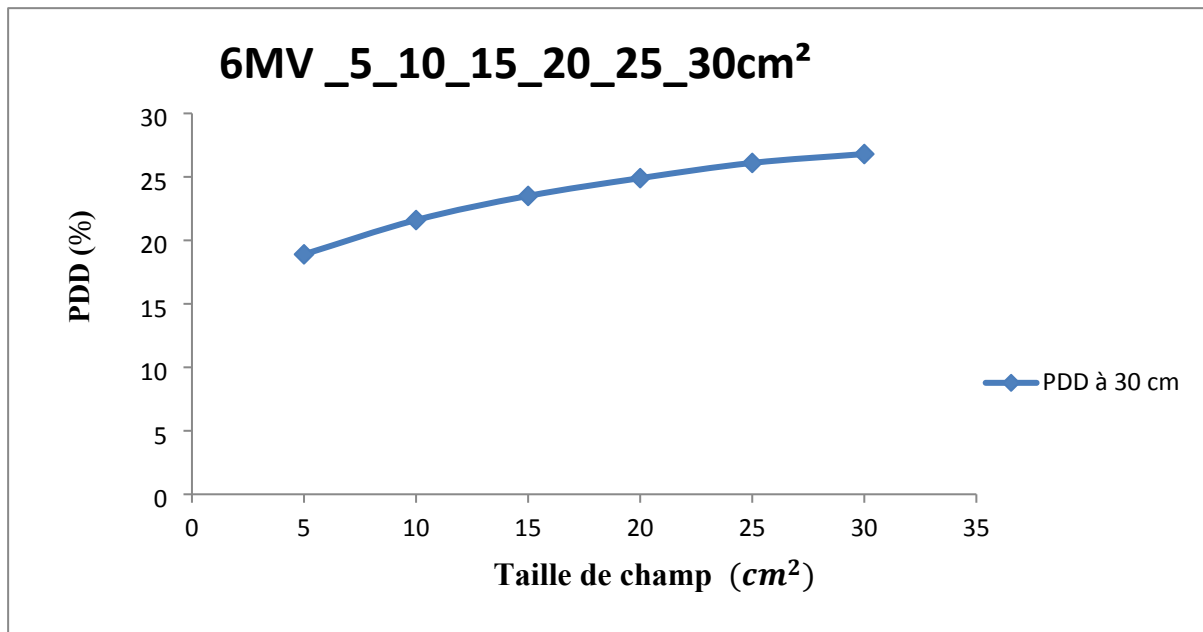
**Figure 3.18 :** Courbe de rendement en profondeur mesurée PDD 6 MV (10x10).



**Figure 3.19 :** Courbe de rendement en profondeur mesurée PDD 6 Mv (20x20).



**Figure3.20:** Courbe de rendement en profondeur mesurée PDD 6 Mv (25x25).



**Figure3.21:** Courbe de rendement en profondeur mesurée PDD 6 Mv (30x30).

▪ **Commentaire :**

Les figures 17 à 21 représentent les courbes de variation des PDD en fonction des tailles de champ, illustrant visuellement l'évolution de la dose avec la profondeur, On observe pour :

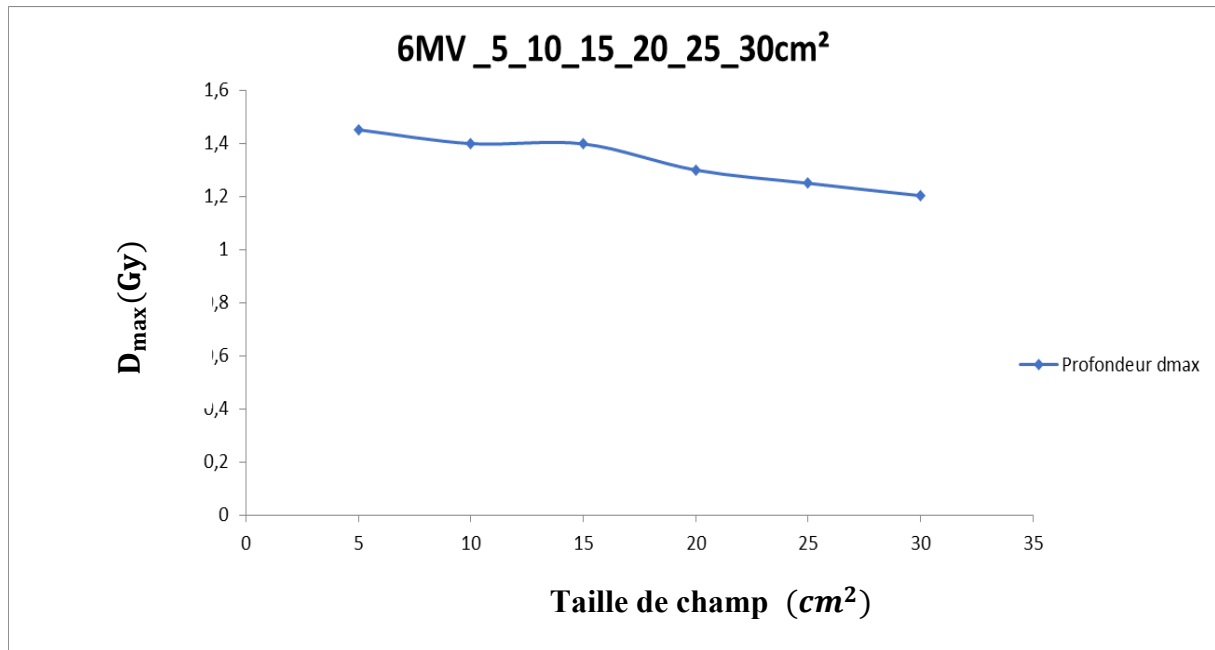
**1. la taille du champ sur le PDD :**

- On observe clairement que **le PDD augmente avec la taille du champ** pour toutes les profondeurs analysées (5, 10, 20, 25 et 30 cm).
- Ce phénomène est bien connu en physique médicale : **les champs plus larges génèrent davantage d'électrons secondaires**, ce qui augmente la dose déposée en profondeur.
- Cela se traduit par une **meilleure pénétration du faisceau** dans le tissu ou le fantôme d'eau.

**2. Comportement du PDD en fonction de la profondeur :**

- Comme attendu, **le PDD diminue avec l'augmentation de la profondeur**, en raison de l'atténuation progressive du faisceau (absorption + diffusion).
- Toutefois, cette diminution est **moins prononcée pour les champs plus grands**, ce qui les rend plus efficaces pour délivrer une dose suffisante à des cibles profondes.

➤ **Analyse de la Dmax (Dose maximale)La régions (A) :**



**Figure 3.22:** Courbe de distribution de la dose relative  $D_{max}$ (Gy)

en fonction de la profondeur pour un faisceau de 6MV avec différentes tailles de champ.

• **Commentaire :**

**Figure 3.22 :** La courbe d'évolution de la dose au point de maximum ( $D_{max}$ ), exprimée en( Gy), en fonction de la profondeur jusqu'à 30 cm, pour un faisceau de photons de 6 MV. On observe :

⇒ Le maximum de dose se trouve déplacé vers la surface du fait rayonnement diffusé par le collimateur.

⇒ Prof du Max (cm)	5X5	10x10	15X15	20x20	25X25	30X30
	1.452	1.400	1.399	1.300	1.250	1.203

Ainsi la normalisation fait apparaître dans les premiers cm en profondeur un meilleur PDD pour un champ de 10x10 cm que pour un champ de 30x 30 cm. Par la suite pour un champ de 10x10 du fait que le milieu diffusant est moins important le PDD diminue.

- courbes de rendements en profondeur " Mesurée"( PDD) pour les champes 5x5,10x10,15x15,20x20,25x25,30x30cm<sup>2</sup>, pour le faisceaux RX de 6 MV :

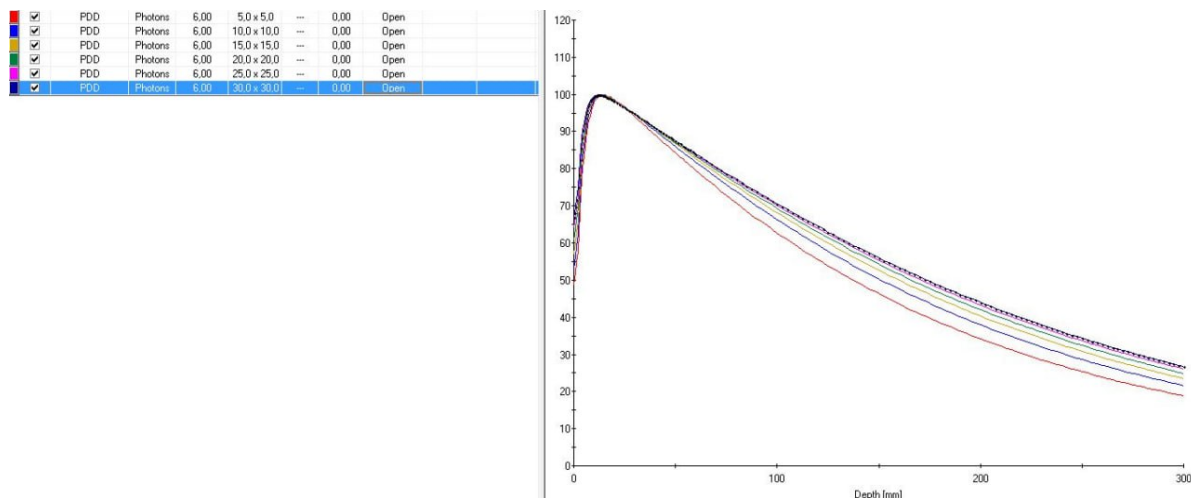
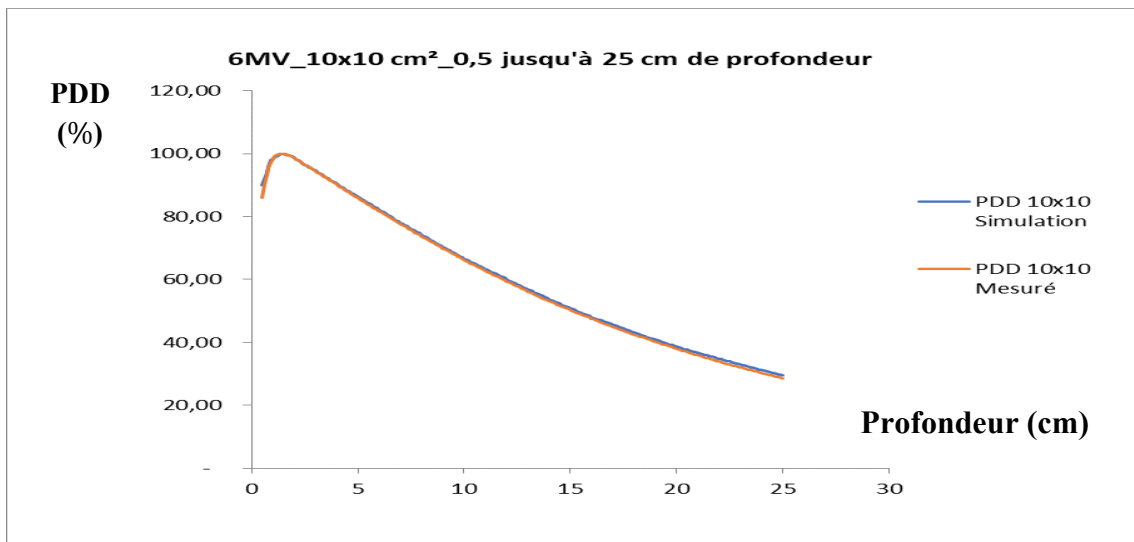


Figure 3.3 : Courbe de rendement en profondeur" Mesurée" PDD 6 Mv.

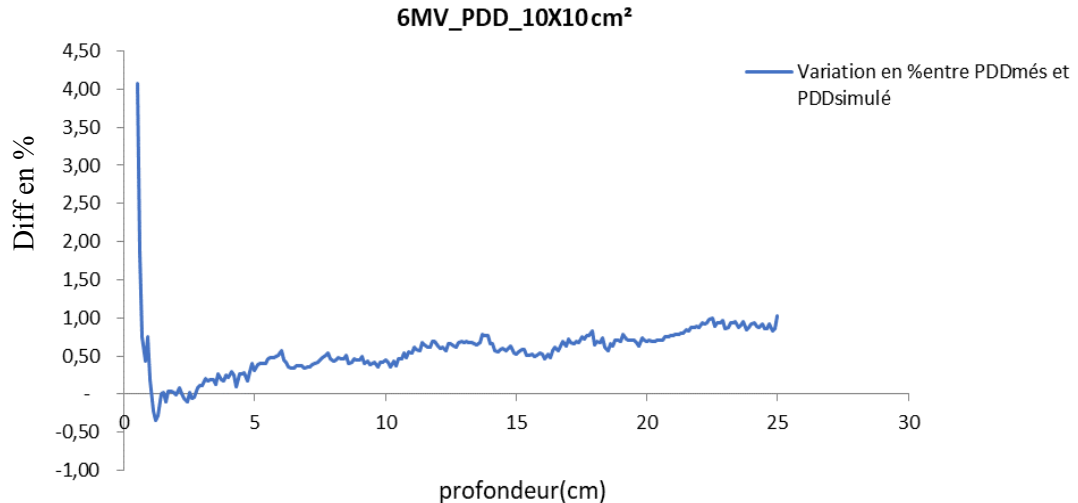
Tableau3.2:Variation des paramètres dosimétriques des faisceaux de photons 6 MV d'un ClinacIX.

Donnés	Taille de champ (cm2)	Accélérateur linéaire Clinac-iX énergie 6MV
<b>d<sub>max</sub> (cm)</b>	5x5	1,452
	10x10	1,400 <b>1,4 cm</b>
	15x15	1,399
	20x20	1,300
	25x25	1,250
	30x30	1,203
<b>PDD5(%)</b>	5x5	84,3%
	10x10	86,0% <b>86,30%</b>
	15x15	86,7%
	20x20	87,1%
	25x25	87,4%
	30x30	87,5%
<b>PDD10(%)</b>	5x5	62,7%
	10x10	66,2% <b>66,64%</b>
	15x15	68,1%
	20x20	69,3%
	25x25	70,0%
	30x30	70,5%
<b>PDD20(%)</b>	5x5	34,1%
	10x10	37,9% <b>38,60%</b>
	15x15	40,3%
	20x20	42,0%
	25x25	43,3%
	30x30	44,0%
<b>PDD25(%)</b>	5x5	25,4%

	10x10	28,6%	29,63%
	15x15	30,8%	
	20x20	32,4%	
	25x25	33,7%	
	30x30	34,4%	
<b>PDD30(%)</b>	5x5	18,9%	
	10x10	21,6%	
	15x15	23,5%	
	20x20	24,9%	
	25x25	26,1%	
	30x30	26,8%	
<b>TPR20/10</b>	10x10	0,6658	0,6772



**Figure 3.24:** Courbe de rendement en fonction de la profondeur : valeurs mesurées et simulées pour une taille de champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , PDD 6 MV



**Figure3.25:** Courbe de variation du rendement en fonction de la profondeur : valeurs "mesurées – simulées" pour une taille de champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , PDD 6 MV.

➤ **La courbe Comparative de rendement en profondeur " simulées - Mesurée" ( PDD) pour le champ 10x10, pour le faisceaux RX de 6 MV :**

▪ **Commentaire :**

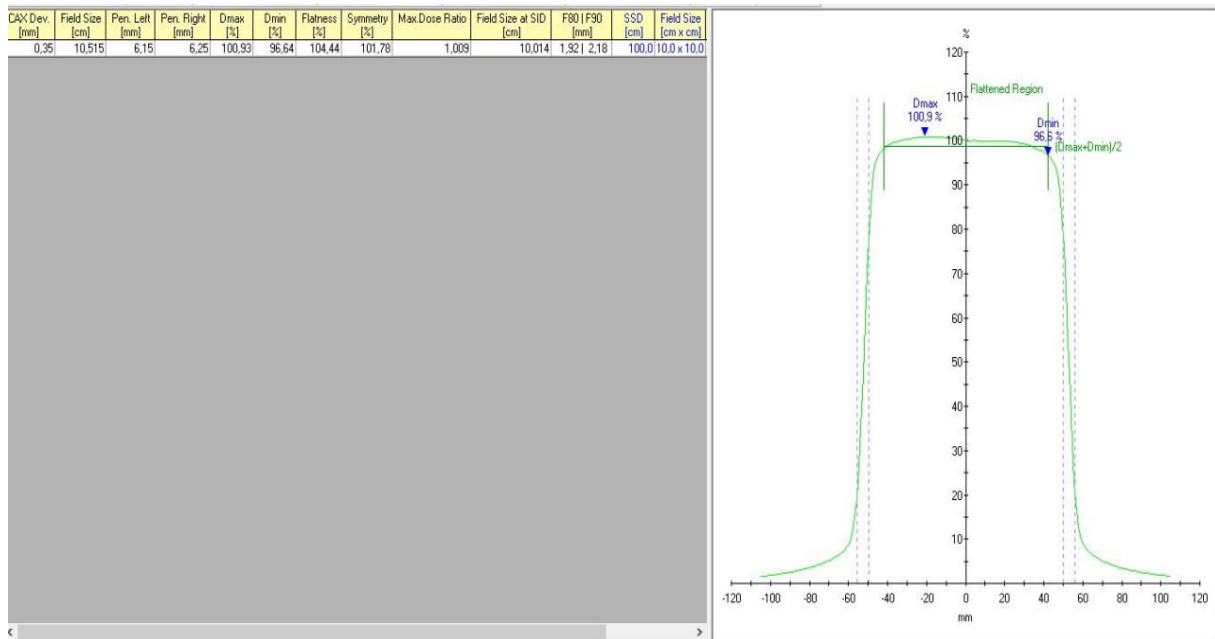
Pour un champ de  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  augmentation du PDD est sensible du fait de l'augmentation du volume diffusant. Ex à 5.10.20.25.30cm en profondeur

	5	10	20	25	30
⇒ 10 X10 cm <sup>2</sup>	86%	66.2%	37.9%	28.5%	21.6%
⇒ 30X30 cm <sup>2</sup>	87.5%	70.5%	44%	34.4%	26.8%

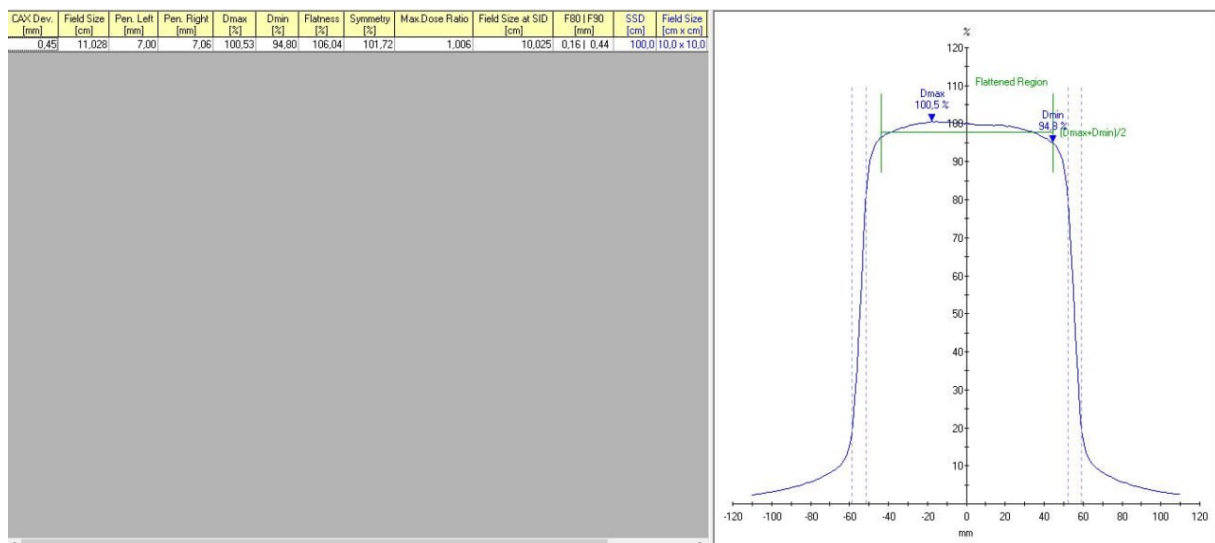
Le maximum de dose se trouve déplacé vers la surface du au rayonnement diffusé par le collimateur. Donc les grands champs entraînent une augmentation de la dose à la peau. Ex à la peau 10x10 30x30

➤ **profils de dose pour les champs ouverts ont été mesurés pour les mêmes tailles de champs  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -que les courbes de rendements en profondeur (5×5, 10×10, 15×15, cm) avec l'explorateur de faisceau MEPHYSTO : "La régions (C) "**

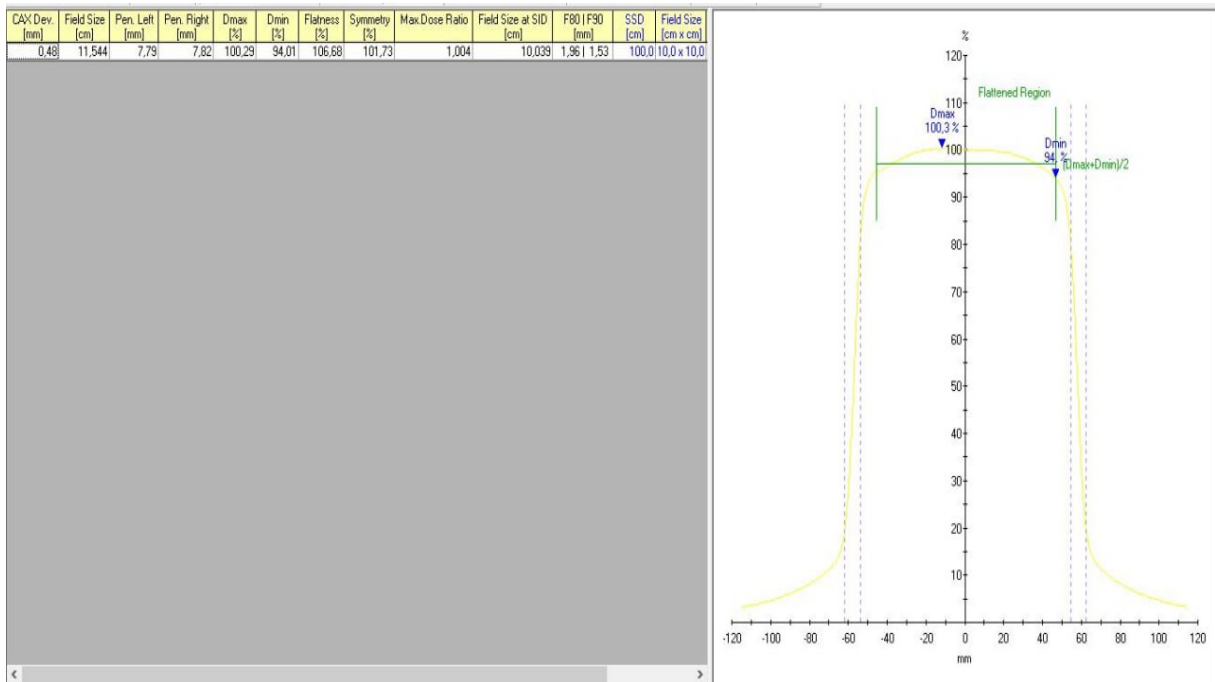
- Les courbes du profiles de dose mesurées sont les suivantes :



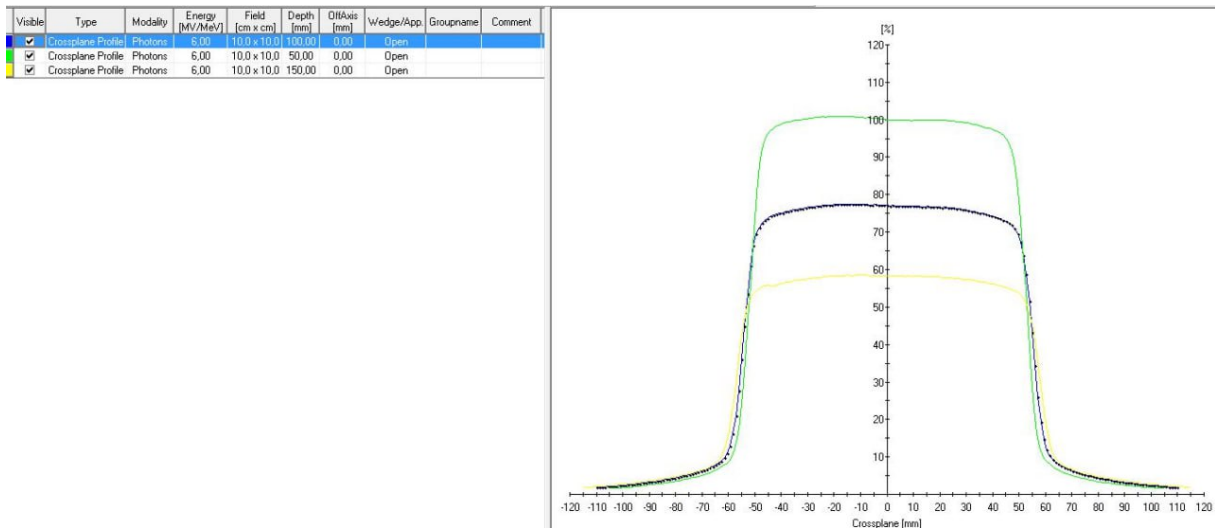
**Figure3.26:** Les courbes du profiles de dose pour profondeur 5x5 cm.



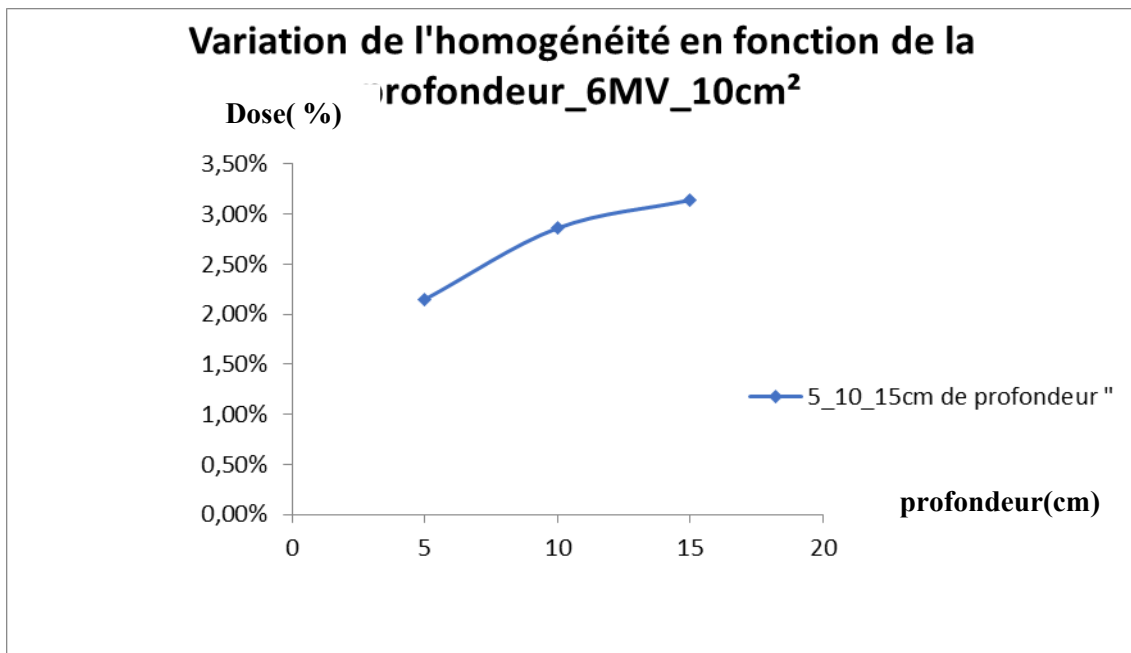
**Figure3.27:** Les courbes du profiles de dose pour profondeur 10x10 cm.



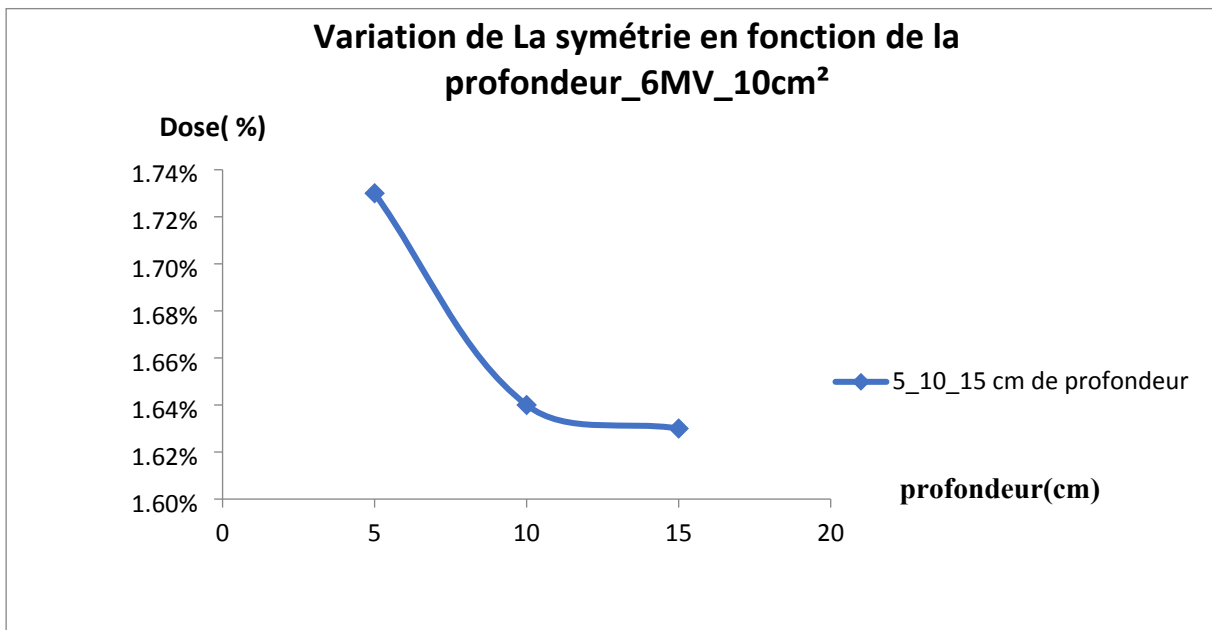
**Figure3. 28:** Les courbes du profiles de dose pour profondeur 15x15 cm



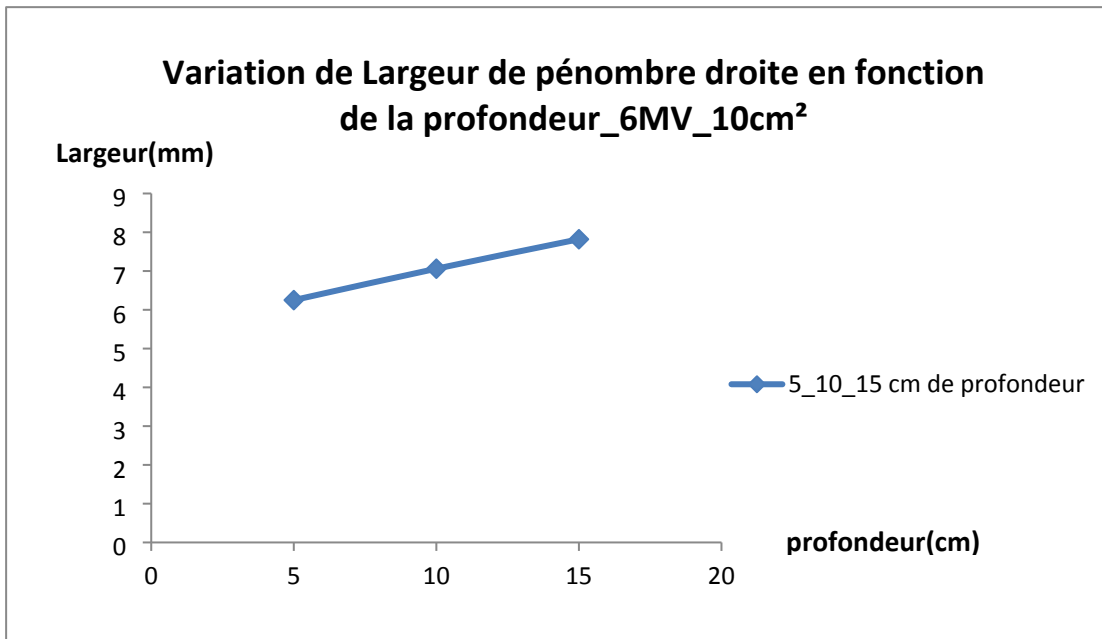
**Figure3.29:** Les courbes comparative du profiles de dose pour profondeur 5X5, 10X10, 15x15.



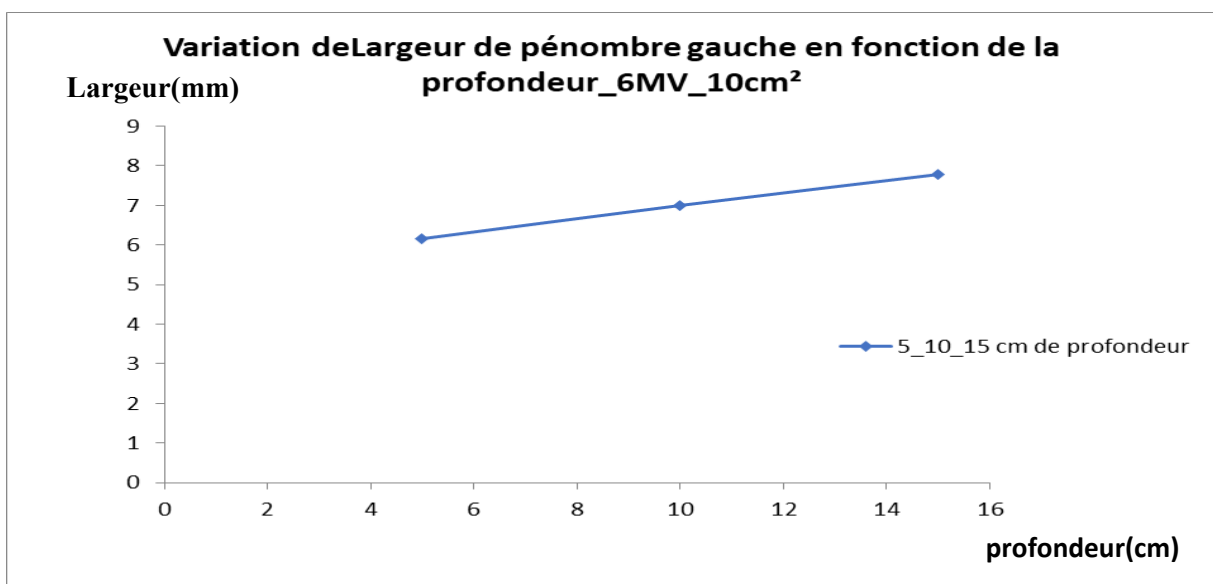
**Figure 3.30** :Variation de l'homogénéité en fonction de la profondeur\_6MV\_10cm<sup>2</sup>.



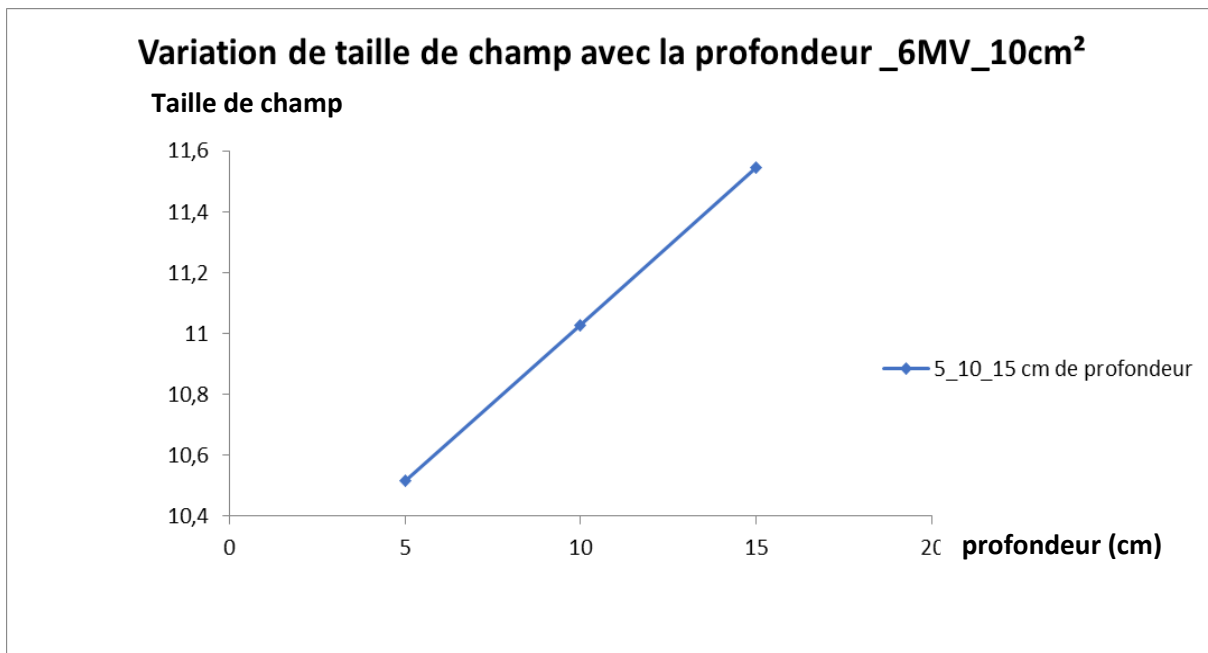
**Figure 3 .31**:Variation de La symétrie en fonction de la profondeur\_6MV\_10cm<sup>2</sup>.



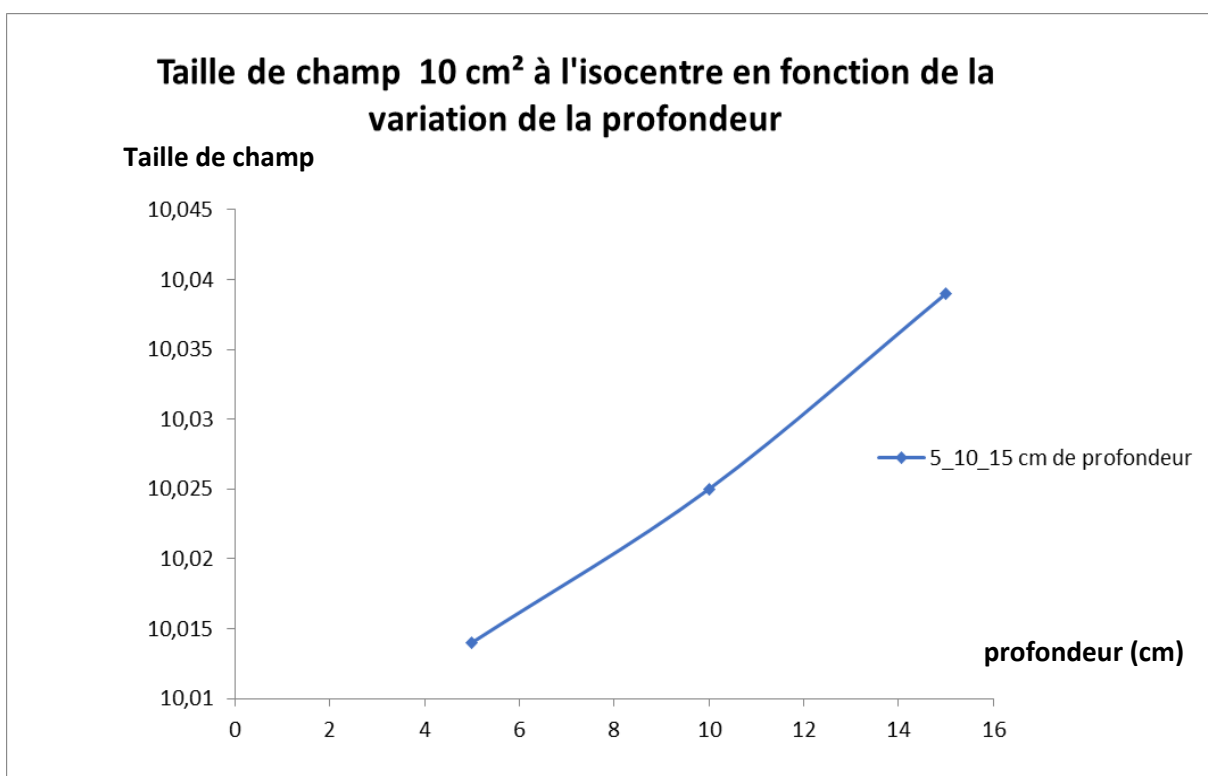
**Figure 3. 32** :Variation de Largueur de pénombre droite en fonction de la profondeur\_6MV\_10cm<sup>2</sup>.



**Figure3.33**:Variation de Largueur de pénombre gauche en fonction de la profondeur\_6MV\_10cm<sup>2</sup>.



**Figure 3.34:** Variation Taille de champ à différentes profondeur.



**Figure 3.35:** Taille de champ  $10\text{ cm}^2$  à l'isocentre en fonction de la variation de la profondeur.

**Tableau3.3: analyse du profiles de dose en taille de champs10x10.**

E (MV)	Taille de champ à l'isocentre	Donnés	profondeur (cm)	Résultats	Commentaire
6MV	10x10 cm <sup>2</sup>	Plan transverse Homogénéité faisceaux(%)	5	2,15%	<3%
			10	2,86%	<3%
			15	3,14%	Légèrement>3%
		Plan transverse Symétrie faisceaux (%)	5	1,73%	<2%
			10	1,64%	<2%
			15	1,63%	
		Largeur de la Pénombre Droite (mm)	5	6,25	
			10	7,06	
			15	7,82	
		Largeur de la Pénombre (mm) Gauche	5	6,15	
			10	7,00	
			15	7,79	
		Taille de champ à différentes profondeur	5	10,515	0,15mm<2mm
			10	11,028	0,28 mm<2mm
			15	11,544	0,44mm<2mm
Taille de champ à l'isocentre	5	10,014	0,14 mm<2mm		
	10	10,025	0,25 mm<2mm		
	15	10,039	0,39 mm<2mm		

▪ **Commentaire:**

Les résultats montrent une conformité globale avec les tolérances cliniques en ce qui concerne :

- ✓ L'homogénéité du faisceau.
- ✓ La symétrie du faisceau.
- ✓ La largeur de la pénombre des deux côtés.
- ✓ La taille du champ à différentes profondeurs ainsi qu'à l'isocentre.

Ces résultats confirment la qualité du faisceau et la stabilité de fonctionnement de l'accélérateur linéaire dans les limites cliniques recommandées.

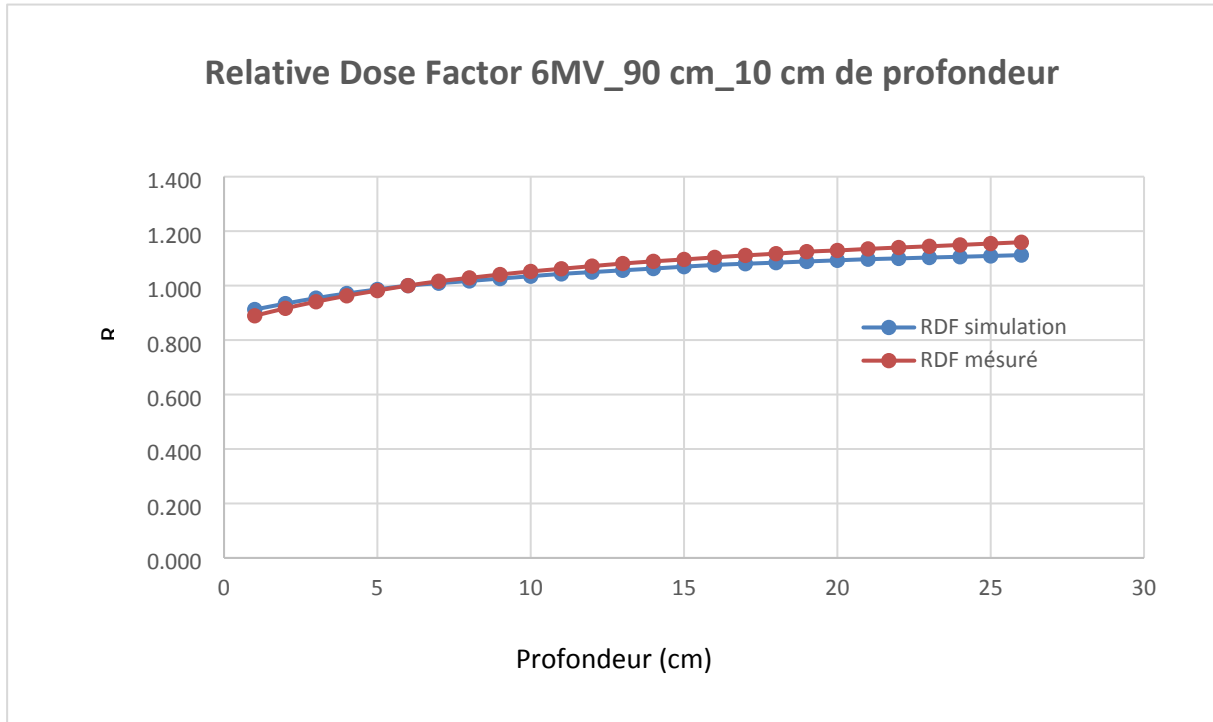
➤ **le facteur de dose relative (Relative Dose Factor - RDF) :**

Étude a pour objectif de comparer le facteur de dose relative (Relative Dose Factor - RDF) pour un faisceau photonique de 6 MV à une profondeur de 10 cm, obtenu par deux méthodes : la simulation numérique et la mesure expérimentale.

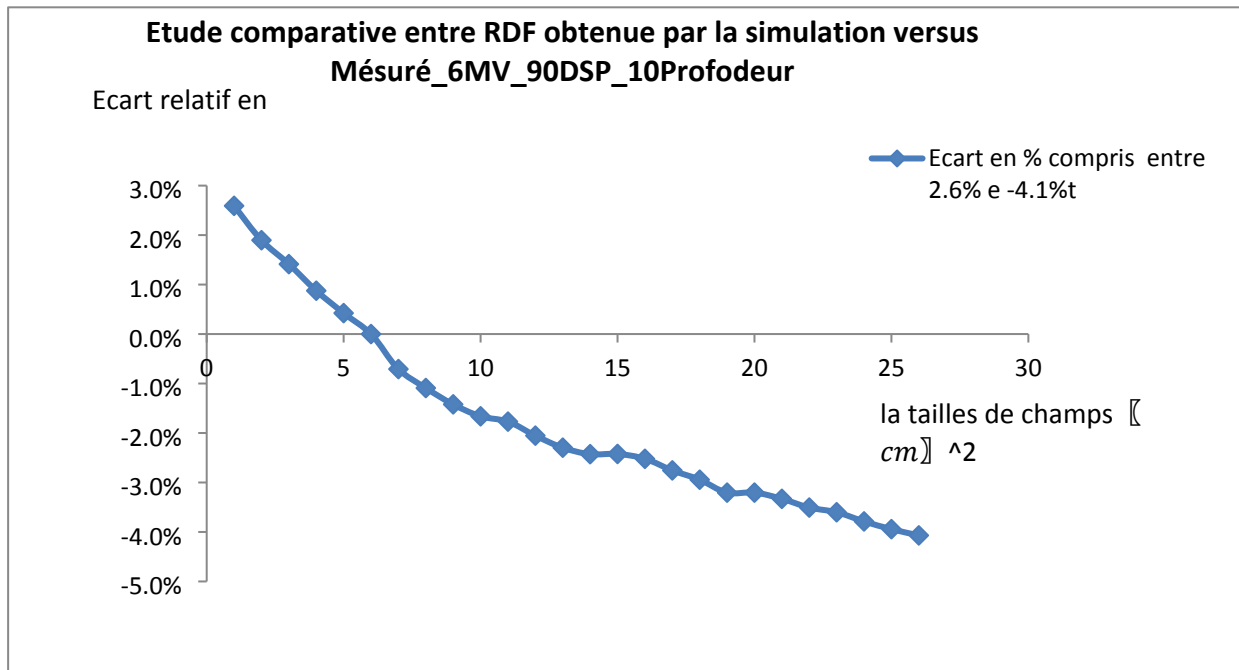
- Les courbes de Relative Dose Factor 6MV\_90 cm\_10 cm de profondeur les tailles de champs pour les champs ouverts ont été mesurées.

pour de suivant :

(5x5,6x6,7x7,8x8,9x9,10x10,11x11,12x12,13x13,14x14,15x15,16x16,17x17,18x18,19x19,20x20,21x21,22x22,23x23,24x24,25x25,26x26,27x27,28x28,29x29,30x30)cm<sup>2</sup>.



**Figure 3.36:**Relative Dose Factor"simulée- Mesurée" 6MV\_90 cm\_10 cm de profondeur.



**Figure 3.37:** Etude comparative entre RDF obtenue par la simulation versus.

▪ **Commentaire :**

L'étude révèle des écarts systématiques significatifs entre les valeurs calculées et mesurées :

Surestimation des doses jusqu'à +3% dans les zones proches du centre

Sous-estimation atteignant -5% dans les régions périphériques  
Principales faiblesses du modèle numérique :

➤ Surestimation du flux primaire (Primary Fluence) de la source radioactive

Négligence des effets de diffusion incohérente (Incoherent Scattering) aux grandes profondeurs

Précision insuffisante dans la modélisation des interactions rayonnement-matière aux bords

➤ **la dose absolue :**

Dans cette partie de notre travail, nous avons mesuré la dose absorbée de manière simulée et mesurée. Les différentes données et mesures expérimentales ont été saisies dans la feuille de travail (Worksheet) prévue à cet effet. Cette étape vise à déterminer avec précision la dose de référence absorbée dans l'eau, conformément aux conditions de référence de la mesure, Les résultats obtenus sont les suivants les figures (simulée et mesurée) :

- La dose absorbée :
  - Mesurée :  $9,9736 \times 10^{-3}$  (Gy/MU).
  - Simulée :  $1,1497 \times 10^{-2}$  (Gy/MU).

# Worke-sheet"simulée"

## Worksheet for the determination of the absorbed dose to water in a high-energy photon-beam

User: **IMANE ET AMEL** Date: **18/04/2025**

### 1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **Clinac 3 iX H295821**  
 Nominal dose rate: **400,0** MU min<sup>-1</sup> Nominal Acc Potential: **6** MV  
 Reference phantom: **water** Beam quality,  $Q$  ( $TPR_{20,10}$ ): **0,677**  
 Reference field size: **10x10** cm x cm Set up:  SSD  SAD  
 Reference depth  $z_{ref}$ : **10,0** g cm<sup>-2</sup> Reference distance: **100** cm

### 2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: **PTW 30006 / 30013** Serial No.: **[redacted]**  
 Chamber wall material: **PMMA** thickness: **0,057** g cm<sup>-2</sup>  
 Waterproof sleeve material: **[redacted]** thickness: **[redacted]** g cm<sup>-2</sup>  
 Phantom window material: **[redacted]** thickness: **[redacted]** g cm<sup>-2</sup>

Abs. dose-to-water calibration factor <sup>a</sup>  $N_{D,w,Q_0} =$  **0,05233**  Gy/nC  Gy/rdg

Calibration quality  $Q_0$ :  Co-60  photon beam Calibration depth: **5** g cm<sup>-2</sup>  
 If  $Q_0$  is photons, give  $TPR_{20,10}$ :

Reference conditions for calibration  
 $P_0$ : **101,3** kPa  $T_0$ : **20,0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential  $V_f$ : **400** V Calibration polarity:  +ve  -ve  corrected for polarity effect

Polarizing potential  $V_f$ : **400** V  
 Calibration polarity:  +ve  -ve  corrected for polarity effect  
 User polarity:  +ve  -ve

Calibration laboratory: **[redacted]** Date: **[redacted]**  
 Electrometer model: **[redacted]** Serial no.: **[redacted]**  
 Calib. separately from chamber:  yes  no Range setting: **[redacted]**  
 If yes Calibration laboratory: **[redacted]** Date: **[redacted]**

### 3. Dosimetry reading <sup>b</sup> and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at  $V_f$  and user polarity: **14,69866667**  nC  rdg  
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU  
 Ratio of dosimeter reading and monitor units:  $M_f =$  **0,1470**  nC/MU  rdg/MU

(i)  $P$ : **101,2** kPa  $T$ : **20,4** °C Rel. humidity: **30** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1,002}$$

(ii) Electrometer calibration factor  $k_{elec}$ :  nC/rdg  dimensionless

(iii) Polarity correction <sup>d</sup> rdg at  $+V_f$   $M_+ =$  **14,69867** rdg at  $-V_f$   $M_- =$  **14,66767**

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \mathbf{0,999}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages:  $V_1$  (normal) = 400 V  $V_2$  (reduced) = 100 V

Readings at each  $e^-$  V:  $M_1 = 14,69867$   $M_2 = 14,50567$

Beam type:  pulsed  pulsed-scanned

Voltage ratio  $V_1 / V_2 = 4,0000$  Ratio of read.  $M_1 / M_2 = 1,013$

$a_0 = 1,0220$   $a_1 = -0,3632$   $a_2 = 0,3413$

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 = 1,004 \text{ f.g}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage  $V_1$ :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = 1,4784E-01 \quad \text{[ ] nC / MU} \quad \text{[x] rdg / MU}$$

**4. Absorbed dose rate to water at the reference depth,  $z_{ref}$**

Beam quality corr. factor for user quality Q:  $k_{Q,Q_0} = 0,9904$

taken from  Table 14  Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = 7,6619E-03 \text{ Gy / MU}$$

**5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum,  $z_{max}$**

Depth of dose maximum:  $z_{max} = 1,40 \text{ g cm}^{-2}$

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at  $z_{ref}$  for a 10x10 cm x cm field size

$$PDD(z_{ref}; 10,0 \text{ g cm}^{-2}) = 66,64 \%$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = 1,1497E-02 \text{ Gy / MU}$$

(ii) SAD set-up

TMR at  $z_{ref}$  for a 10 cm x 10 cm field size:

$$TMR(z_{ref}; 10,0 \text{ g cm}^{-2}) =$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = D_{w,Q}(z_{ref}) / TMR(z_{ref}) = \text{Gy / MU}$$

Figure 3.38: Worke-sheet "simulée".

# Worksheet " Mesurée " :

## Worksheet for the determination of the absorbed dose to water in a high-energy photon-beam

User: **IMANE/ AMEL** Date: **18/04/2025**

### 1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **Clinac 3 iX H295821** Nominal Acc Potential: **6** MV  
 Nominal dose rate: **400,0** MU min<sup>-1</sup> Beam quality,  $Q$  ( $TPR_{20,10}$ ): **0,666**  
 Reference phantom: **water** Set up:  SSD  SAD  
 Reference field size: **10x10** cm x cm Reference distance: **100** cm  
 Reference depth  $z_{ref}$ : **10,0** g cm<sup>-2</sup>

### 2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: **PTW 30006 / 30013** Serial No.: **7499**  
 Chamber wall material: **PMMA** thickness: **0,057** g cm<sup>-2</sup>  
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm<sup>-2</sup>  
 Phantom window material: thickness: g cm<sup>-2</sup>

Abs. dose-to-water calibration factor <sup>a</sup>  $N_{D,w,Q} =$  **0,05311**  Gy/nC  Gy/rdg

Calibration quality  $Q_0$ :  Co-60  photon beam Calibration depth: **5** g cm<sup>-2</sup>  
 If  $Q_0$  is photons, give  $TPR_{20,10}$ :

Reference conditions for calibration  
 $P_0$ : **101,3** kPa  $T_0$ : **20,0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential  $V_f$ : **400** V  
 Calibration polarity:  +ve  -ve  corrected for polarity effect

Polarizing potential  $V_f$ : **400** V  
 Calibration polarity:  +ve  -ve  corrected for polarity effect  
 User polarity:  +ve  -ve

Calibration laboratory: **CRNA** Date: **22/01/2025**  
 Electrometer model: **UNIDOS Webline E** Serial no.: **81106**  
 Calib. separately from chamber:  yes  no Range setting:  
 If yes Calibration laboratory: Date:

### 3. Dosimetry reading <sup>b</sup> and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at  $V_f$  and user polarity: **11,04**  nC  rdg  
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU  
 Ratio of dosimeter reading and monitor units:  $M_f =$  **0,1104**  nC/MU  rdg/MU

(i)  $P$ : **89,4** kPa  $T$ : **20,0** °C Rel. humidity: **30** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1,133}$$

(ii) Electrometer calibration factor  $k_{elec}$ :  nC/rdg  dimensionless

(iii) Polarity correction <sup>d</sup> rdg at  $+V_f$   $M_+ =$  **11,04** rdg at  $-V_f$ :  $M_- =$  **11,01333**

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \mathbf{0,999}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages:  $V_1$  (normal) = 400 V  $V_2$  (reduced) = 100 V

Readings at each  $e^-$  V:  $M_1 = 11,04$   $M_2 = 10,94333$

Beam type:  pulsed  pulsed-scanned

Voltage ratio  $V_1 / V_2 = 4,0000$  Ratio of read.  $M_1 / M_2 = 1,009$

$a_0 = 1,0220$   $a_1 = -0,3632$   $a_2 = 0,3413$

$$\dot{k}_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 = 1,003^{f,g}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage  $V_1$ :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = 1,2534E-01 \quad \text{[ ] nC / MU} \quad \text{[x] rdg / MU}$$

**4. Absorbed dose rate to water at the reference depth,  $z_{ref}$**

Beam quality corr. factor for user quality Q:  $\dot{k}_{Q,Q_0} = 0,9918$

taken from  Table 14  Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} \dot{k}_{Q,Q_0} = 6,6025E-03 \text{ Gy / MU}$$

taken from  Table 14  Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} \dot{k}_{Q,Q_0} = 6,6025E-03 \text{ Gy / MU}$$

**5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum,  $z_{max}$**

Depth of dose maximum:  $z_{max} = 1,40 \text{ g cm}^{-2}$

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at  $z_{ref}$  for a 10x10 cm x cm field size

$$PDD(z_{ref}; 10,0 \text{ g cm}^{-2}) = 66,20 \%$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = 9,9736E-03 \text{ Gy / MU}$$

(ii) SAD set-up

TMR at  $z_{ref}$  for a 10 cm x 10 cm field size:

$$TMR(z_{ref}; 10,0 \text{ g cm}^{-2}) =$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = D_{w,Q}(z_{ref}) / TMR(z_{ref}) = \text{Gy / MU}$$

Figure 3.39: Worke-sheet" Mesurée"

- **Commentaire:**

Le tableau ci-dessous présente une comparaison synthétique entre deux expériences de détermination du taux de dose absorbée dans l'eau à l'aide d'un faisceau photonique de 6 MV.

**Tableau 3.4:** comparatif résultats du calcul de dose pour un faisceau de 6 MV.

Élément	"simulée"	"_Mesurée "
Qualité du faisceau (TPR <sub>20,10</sub> )	0,677	0,666
Facteur de calibration ND, w (Gy/nC)	0,05233	0,05311
Lecture corrigée M' (nC/MU)	0,1470	0,1104
Dose absorbée à Z <sub>ref</sub> (Gy/MU)	0,1474	0,1253
Dose absorbée à Z <sub>max</sub> (Gy/MU)	0,01150	0,00997
PDD à Z <sub>max</sub> (%)	66,64 %	66,20 %

Les écarts observés entre les deux expériences sont modérés et peuvent être attribués à des variations dans les conditions de calibration et de mesure.

## **Conclusion générale :**

Au cours des dernières décennies, les accélérateurs linéaires médicaux sont devenus les dispositifs prédominants dans le traitement du cancer par rayonnement ionisant. Contrairement aux accélérateurs linéaires utilisés en recherche fondamentale dans le domaine de la physique des hautes énergies, les accélérateurs linéaires médicaux sont des appareils compacts, montés de manière isocentrique afin de permettre une radiothérapie de haute précision. Cette configuration facilite l'irradiation du patient sous différents angles, optimisant ainsi l'efficacité du traitement tout en minimisant les dommages aux tissus sains.

Ce travail comporte un volet appliqué, réalisé au Centre Anti-Cancer (CAC) de Sétif. Ce travail pratique a porté sur l'évaluation et la caractérisation des faisceaux de photons produits par un accélérateur médical linéaire. À travers une série de mesures dosimétriques, nous avons pu examiner avec précision les paramètres essentiels du faisceau tels que la profondeur, le profil et la dose maximale. Les résultats obtenus ont permis de valider les performances de l'appareil en termes de conformité aux normes internationales et de fiabilité clinique. Ils soulignent également l'importance d'un contrôle de qualité rigoureux et régulier, indispensable pour garantir la reproductibilité et l'efficacité thérapeutique.

En conclusion, ce travail met en lumière l'importance cruciale de la caractérisation dosimétrique des faisceaux de photons en radiothérapie moderne. Non seulement elle permet une planification précise du traitement, mais elle contribue également à améliorer la sécurité du patient et à optimiser les résultats cliniques.

# Bibliographie

[1] **.TEBOUBEImene ATAMNA Rima**, Simulation d'un système de planification de traitement d'un accélérateur médical, Mémoire présenté pour obtenir le diplôme de Master en physique, UNIVERSITE MOHAMED SEDDIK BEN YAHIA - JIJEL, Soutenu le : 27/10/2020.

[2] **.Sara BELLA**, Modélisation Monte-Carlo d'un accélérateur linéaire pour la prise en compte des densités pulmonaires dans le calcul de la dose absorbée en Radiothérapie Stéréotaxique, THESE En vue de l'obtention du DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE Délivré par : l'Université Toulouse 3 Paul Sabatier, Présentée et soutenue le 27/09/2016.

[3]. **MELLE. BERKOK HOURIA, MR. FARSI ABDELSAMAD**. " Détermination de la qualité des faisceaux de photons de haute énergie utilisés en radiothérapie à l'aide des différents fantômes". Physique médicale. Université de Science et de la Technologie Mohamed Boudiaf. Oran : s. n, 2009. Projet de Fin d'Etudes.

[4].**INTERACTION DES PARTICULES CHARGEES AVEC LA MATIERE**. [Online]. <http://coursplbichat-lari>.

[5].**TIINA SUOMIJÄRVI**. Physique Nucléaire et Applications ; IPN-Orsay.

[6].**Khan, F. M., & Gibbons, J. P. (2014)**. Khan's the physics of radiation therapy. Lippincott Williams & Wilkinsboisiere.weebly.com L'effet photoélectrique est le mode dominant d'interaction.

[7].**Institut de radiophysique** « cours de radiophysique médicale, Bases de la radiophysique et Mesure des radiations » IRA/ HESAV TRM Décembre 2008

[8]. **Y. ARNOUD. LPSC GRENOBLE**. " Interactions et Détecteurs". [Online]. <http://lpsc.in2p3.fr/arnoud/Cours>, Master 1 ITDD; 2008-2009.

[9].**Dr. MEGHELLI**. "Interactions entre les rayonnements ionisants et la matière ", Biophysique-Médicale. Service Médecine Nucléaire, CHU Tlemcen.

[10]. **AIP**. "Interaction des particules ou rayonnements ionisants Avec la matière". <http://archiveweb.epfl.ch/ipn.epfl.ch/webdav/site/ipn/shared/.../AIp.pdf>

[11]. **CHRISTINE JIMONET ET HENRI METIVIER**. "Personne compétente en radioprotection". Principes de radioprotection-réglementation. EDP Sciences 2007. France. ISBN : 978-2-86883-948-0

[12].**Structure des équipements de radiothérapie**. Univ, Setif

[13].**Aissani. M et Yahouni. I**, "Dosimétrie des photons de haute énergie" mémoire master, Université de Tlemcen.

[14]. **Talal ABDUL HADI**, La mesure et la modélisation des faisceaux de photons de petite taille pour l'IMRT et la Radiochirurgie, THÈSE En vue de l'obtention du DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE, le mercredi 24/05/2017.

[15]. **ICRU**. (International Commission on Radiation Units and Measurements), Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation, ICRU-Report 60, Bethesda, MD, 1998.

[16]. **CHRISTOPHE CHAMPION**. " Interaction des ondes et des particules avec la Matière biologique". Laboratoire de physique moléculaire et des collisions ; Institut de physique de Metz ; Université de Metz, Technopôle 2000, Doc.

[17]. **Followill, D.S., Taylor, R.C., Tello, V.M., Hanson, W.F.**, An empirical relationship for determining photon beam quality in TG-21 from a ratio of percent depth doses, Med. Phys. 25 (1998) 1202–1205.

[18]. **IAEA (2005)**. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. International Atomic Energy Agency.  
ETALONNAGE EN DOSE DANS L'EAU POUR  
LES PHOTONS DE HAUTE ENERGIE  
( AIEA TRS 398 )

[19]. **ICRU Report 24**, "Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures," International Commission on Radiation Units and Measurements, 1976.

[20]. **DOSIMETRIE**. <http://www.adacuser.free.fr/modules/archives/download.php?id=2>.

[21]. **S. DERREUMAUX, G. BOISSERIE, G. BRUNET, I. BUCHHEIT, T. SARRAZIN, M. CHEA, C. HUET, I. ROBBES ET F. TROMPIER**. " Mesure de la dose absorbée dans les faisceaux de Photons de très petites dimensions utilisés en Radiothérapie stéréotaxique ". Société Française de Physique Médicale. Rapport final du groupe de travail IRSN/SFPM/SFRO. Rapport DRPH/SER n° 2008-18.

[22]. **DETECTION DES RAYONNEMENTS IONISANTS**.  
<http://ead.univangers.fr/~jaspard/Page2/COURS/5RayonIONISANT/Cours6/1Cours6.htm>

[23]. **SYSTEMES DE DOSIMETRIE DE CHAMBRE D'IONISATION**

<http://www.geniophysiqueusto.unblog.fr/files/2009/03/chambresdionisation.pdf>.

[24]. **DR. PYCHLAU GMBH**. "Radiation medicine QA". PTW-Freiburg Physikalisch-Technischen Werkstätten. D587.211.00/04 2011-04.

[25]. **KLAUS BEICH, DIETMAN NITSCHKE et AREL HOFFMANN**. "Precise, Fast, Reliable – the Standard for Therapy Beam Analyzers". TBA nSystems. Computer assisted scanning devices for beam data acquisition and analysis in radiation therapy.

[26].**MEDICAL PHYSICS CONTROL CENTER. MEPHYSTO.**  
[http://www.scanrad.no/straleterapi/dosimetri/qa-software/600/MEPHYSTO\\_mcc.pdf](http://www.scanrad.no/straleterapi/dosimetri/qa-software/600/MEPHYSTO_mcc.pdf)

[27]. **M.A. MISDAQ** « introduction à la physique et aux technique nucléaire et aux techniquesnucléaires» .

[28].**Cyril MOIGNIER.** « Dosimétrie des faisceaux de photons de petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique ». UNIVERSITE PARIS-SUD .2014

[29].**International Atomic Energy Agency.** (2000). *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice based on Standards of Absorbed Dose to Water (TRS-398, Chapter 3).* Vienna: IAEA.

[30]. **International Agency for Research on Cancer (IARC), & World Health Organization (WHO).** (2024). *Global cancer burden growing, amidst mounting need for services.* Consulté à l'adresse : <https://www.iarc.who.int/news-events/global-cancer-burden-growing-amidst-mounting-need-for-services/>

[31]. **International Atomic Energy Agency (IAEA).** (2000). *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice based on Standards of Absorbed Dose to Water (TRS-398).* Vienna: IAEA.

## Résumé :

Ce travail porte sur la caractérisation physique des faisceaux de photons émis par un accélérateur linéaire médical de type *Varian Clinac iX*, utilisé au service de radiothérapie du Centre de Lutte contre le Cancer de Sétif. Les mesures ont été effectuées dans un fantôme d'eau à une distance source-surface de 100 cm. L'étude s'est concentrée sur trois paramètres essentiels : le pourcentage de dose en profondeur (PDD), le profil de dose latéral, et la dose absorbée. Les résultats obtenus contribuent à améliorer la précision du traitement et à garantir la qualité et la sécurité des doses de rayonnement absorbées administrées aux patients.

Mots-clés : radiothérapie externe, accélérateur linéaire, faisceaux de photons, dose absorbée, PDD, profil de dose.

## Abstract:

This work focuses on the physical characterization of photon beams generated by a medical linear accelerator of the type *Varian Clinac iX*, used in the radiotherapy department of the Cancer Center in Sétif. Measurements were performed in a water phantom at a source-to-surface distance (SSD) of 100 cm. The study focused on three key parameters: percentage depth dose (PDD), lateral dose profile, and absorbed dose. The results contribute to improving treatment accuracy and ensuring the quality and safety of the absorbed radiation doses delivered to patients.

**Keywords:** external radiotherapy, linear accelerator, photon beams, absorbed dose, PDD, dose profile.

## ملخص:

تناول هذا العمل التوصيف الفيزيائي لحزم الفوتونات الناتجة عن معجل خطي طبي من نوع Varian Clinac iX ، والمستعمل في قسم العلاج الإشعاعي بمركز مكافحة السرطان في سطيف. أجريت القياسات داخل شبح ماء على بعد 100 سم بين المصدر والسطح، وركزت الدراسة على ثلاثة معايير أساسية: العائد العميق (PDD) ، ملف الجرعة الجانبية، والجرعة الممتصة. تساهم النتائج في تحسين دقة العلاج وضمان جودة وسلامة الجرعات الإشعاعية الممتصة المقدمة للمرضى.

**الكلمات المفتاحية:** العلاج الإشعاعي الخارجي، المعجل الخطي، حزم الفوتون، الجرعة الممتصة، PDD، ملف الجرعة.