

**UNIVERSITE KASDI MERBAH – OUARGLA**  
**FACULTÉ DE MATHÉMATIQUE ET SCIENCES DE LA MATIÈRE**  
**DEPARTEMENT PHYSIQUE**  
**MEMOIRE**



**Domaine : Sciences de la Matière**  
**Filière : Physique**  
**Pour l'obtention du diplôme de :**  
**Master professionnel en physique Médicale**

***THEME***

Validation de l'algorithme Collapsed Cone par le  
protocole TRS 430

**Présenté par**  
**HAMMOUDA Khedidja**

*Soutenu publiquement devant le jury composé de :*

<b>AYAT ZAHIA</b>	<b>MCA</b>	<b>Présidente</b>	<b>Univ. Ouargla</b>
<b>LEMKEDDEM SOUMAYA</b>	<b>MCB</b>	<b>Examinatrice</b>	<b>Univ. Ouargla</b>
<b>KOUADRI MOSTFAOUI ABD EL KADER</b>	<b>Chercheur confirmé</b>	<b>Encadreur</b>	<b>C.R.N.A Alger</b>

**Année Universitaire : 2023-2024**

# Remerciements

*Tout d'abord, je tiens à remercier Dieu, de m'avoir donné de la santé, la volonté et la patience pour mener à fin ma formation de master et pouvoir réaliser ce travail de recherche.*

*Je souhaite exprimer ma sincère gratitude envers mon encadreur, Monsieur **KOUADRI MOSTFAOU ABD EL KADER**, Chercheur confirmé du centre de recherche nucléaire d'Alger. C'est lui qui m'a proposé le sujet de ce mémoire et m'a guidé avec ses précieux conseils et suggestions. Tout au long du stage, il a fait preuve de confiance en son travail et de patience à notre égard. Sa détermination et sa foi dans ce qu'il accomplit ont été une source d'inspiration pour nous tous.*

*Un grand merci aux membres de jury qui ont accepté d'examiner ce travail : **Dr. AYAT ZAHIA** qui m'a fait l'honneur de présider le jury de soutenance. **Dr. LEMKEDDEM SOUMAYA** d'avoir accepté d'examiner ce travail*

*Je tiens également à exprimer ma gratitude envers à **Dr. DEBAA ISSAM**, radiothérapeute au Centre Anticancéreux d'Ouargla, qui a répondu avec patience et passion à nos questions, ainsi qu'à toute l'équipe des manipulateurs pour leur assistance et leur amabilité.*

*Mes remerciements vont aussi aux responsables du **CAC OUARGLA** pour les arrangements qu'ils ont faits pour faciliter mon travail.*

*. Enfin, je tiens également à remercier nos enseignants du département de Physique, nos amis et toutes les personnes qui nous ont aidés de près ou de loin dans la réalisation de ce travail.*

## Sommaire

List des figures.....	iv
Liste des tableaux.....	vi
<i>Abbreviations:</i> .....	vii
<b>INTRODUCTION GÉNÉRALE</b> .....	1
<b>I. 1. Introduction :</b> .....	2
<b>I. 2. La matière :</b> .....	2
<b>I. 3. Les rayonnements :</b> .....	2
<b>I. 4. Classification des rayonnements :</b> .....	2
<b>I. 5. Les différents rayonnements ionisants :</b> .....	3
<b>I. 5. 1. Directement ionisants :</b> .....	3
<b>I. 5. 2. Indirectement ionisants :</b> .....	3
<b>I. 6. Interaction photon-matière :</b> .....	4
<b>I. 6. 1. L'effet Thomson :</b> .....	4
<b>I. 6. 2. L'effet photo-électrique :</b> .....	4
<b>I. 6. 3. L'effet Compton :</b> .....	5
<b>I. 6. 4. L'effet de création de paires :</b> .....	5
<b>I. 6. 5. Importance relative des effets photoélectrique, Compton, et de création de paires : ..</b>	6
<b>I. 6. 6. Sections efficaces :</b> .....	6
<b>I. 6. 7. Transfert linéique d'énergie (TLE) :</b> .....	7
<b>I. 6. 8. Loi d'atténuation des rayonnements électromagnétiques :</b> .....	7
<b>I. 6. 9. Couche de demi-atténuation (CDA) :</b> .....	7
<b>I. 6. 10. La densité linéique d'ionisation (DLI) :</b> .....	8
<b>I. 7. Interactions des électrons avec la matière :</b> .....	8
<b>I. 8. Interaction des neutrons avec la matière :</b> .....	9
<b>I. 8. 1. Les neutrons :</b> .....	9
<b>I. 8. 2. L'absorption :</b> .....	9
<b>I. 8. 3. Transmutation : (n, p) ou (n, <math>\alpha</math>) :</b> .....	9
<b>I. 8. 4. Capture radiative (n, <math>\gamma</math>) :</b> .....	10
<b>I. 8. 5. La fission :</b> .....	10
<b>I. 8. 6. La diffusion :</b> .....	11
<b>I. 9. La dosimétrie :</b> .....	12

<b>I. 10. Les grandeurs fondamentales en dosimétrie :</b>	12
<b>I. 10. 1. L'activité :</b>	12
<b>I. 10. 2. L'exposition :</b>	12
<b>I. 10. 3. Dose absorbée:</b>	13
<b>I. 10. 4. La dose équivalente :</b>	13
<b>I. 10. 5. La dose efficace E :</b>	13
<b>I. 10. 7. Fluence et fluence énergétique :</b>	14
<b>I. 11. Conclusion :</b>	15
<b>II. 1. Introduction :</b>	16
<b>II. 2. Dosimètres utilisés en physique médicale :</b>	16
<b>II. 2. 1. Films dosimétriques :</b>	16
<b>II. 2. 2. Les dosimètres de thermoluminescence (DLT) :</b>	16
<b>II. 2. 3. Les Calorimètres :</b>	17
<b>II. 2. 4. Chambres à ionisation :</b>	17
<b>II. 2. 5. Gel (dosimétrie chimique) :</b>	18
<b>II. 2. 6. Semi-conducteurs :</b>	18
<b>II. 3. Protocoles dosimétriques :</b>	18
<b>II. 4. Tests d'acceptation :</b>	19
<b>II. 4. 1. Vérification des systèmes de sécurité et voyants lumineux :</b>	20
<b>II. 4. 2. Contrôle mécanique du Synergy Elekta :</b>	20
<b>II. 4. 3. Contrôle dosimétrique du Synergy Elekta :</b>	23
<b>II. 5. Procédures d'étalonnage :</b>	31
<b>II. 5. 1. Étalonnage l'air libre :</b>	32
<b>II. 5. 2. Etalonnage dans l'eau :</b>	33
<b>II. 6. CONCLUSION :</b>	33
<b>III. 1. Introduction :</b>	35
<b>III. 2. L'algorithme Collapsed Cone :</b>	36
<b>III. 2. 1. Contexte et importance en radiothérapie :</b>	36
<b>III. 2. 2. Buts et objectifs de l'algorithme :</b>	36
<b>III. 3. Matériels utilisés :</b>	36
<b>III. 3. 1. Cuve à eau automatique MP3 PTW :</b>	36
<b>III. 3. 2. Electromètre UNIDOS:</b>	37
<b>III. 3. 3. Electromètre TANDEM :</b>	38
<b>III. 3. 4. L'appareil de commande MP3 :</b>	38

<b>III. 3. 5. Logiciel d'acquisition de données Méphysto :</b> .....	39
<b>III. 3. 6. Chambre d'ionisation Semiflex :</b> .....	40
<b>III. 3. 7. Thermomètre à sonde, Baromètre :</b> .....	41
<b>III. 3. 8. Montage expérimental de la cuve à eau :</b> .....	41
<b>III. 3. Mesures nécessaires pour le commissioning des faisceaux de photons :</b> .....	42
<b>III. 3. 1. La dose:</b> .....	42
• <b>Etapas de travail :</b> .....	42
<b>III. 3. 2. Rendement en profondeur et profil de dose :</b> .....	50
<b>CONCLUSION GÉNÉRALE</b> .....	60
<b>Références Bibliographiques</b> .....	61

## List des figures

Figure 1: Les différents types de rayonnements [3].	3
Figure 2 : Principaux processus d'interaction photon-matière 5.	4
Figure 3 : L'effet photoélectrique 3.	5
Figure 4 : L'effet Compton 3.	5
Figure 5 : Le processus de création de paires 3.	6
Figure 6 : L'importance relative des trois effets en fonction de l'énergie du photon incident et du numéro atomique du milieu 3.	6
Figure 7 : L'atténuation d'un faisceau de photons dans la matière 3.	7
Figure 8 : Présentation schématique des interactions électron matière : à gauche émission des photons de freinage, à droite émission de photons caractéristiques 4.	9
Figure 9 : Section efficace d'interaction des neutrons avec les noyaux $^{233}\text{U}$ 5.	10
Figure 10 : Section efficace d'interaction des neutrons avec les noyaux $^{232}\text{Th}$ 5.	11
Figure 11 : Diffusion inélastique 3.	12
Figure 12 : Représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé [12].	14
Figure 13 : Flux de photons incidents [8].	14
Figure 14 : Etapes du processus de thermoluminescence [14].	17
Figure 15 : Détermination de la qualité du faisceau par la première méthode [8].	23
Figure 16 : Le rendement en profondeur de la dose (PDD) dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale de 6 MV et une taille de champ de $10 \times 10$ (cm <sup>2</sup> ).	25
Figure 17 : Le rendement en profondeur de la dose (PDD) dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale de 6 MV avec un filtre 60 et une taille de champ de $10 \times 10$ (cm <sup>2</sup> ).	25
Figure 18 : Le rendement en profondeur de la dose (PDD) dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale de 18 MV et une taille de champ de $10 \times 10$ (cm <sup>2</sup> ).	26
Figure 19 : Le rendement en profondeur de la dose (PDD) dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale de 18 MV avec un filtre 60 et une taille de champ de $10 \times 10$ (cm <sup>2</sup> ).	26
Figure 20 : Allure de la variation du rendement en profondeur de la dose (PDD) dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale de 12 MV et une taille de champ de $10 \times 10$ (cm <sup>2</sup> ) [21].	27
Figure 21 : Profil de la dose de faisceau de photons d'énergie nominale de 6 MV et une taille de champ de $10 \times 10$ (cm <sup>2</sup> ).	28
Figure 22 : Allure du profil de la dose de faisceau de photons [21].	28
Figure 23 : Présentation du facteur d'ouverture du collimateur en condition isocentrique [8].	29
Figure 24 : Exemple de valeurs de FOC pour des faisceaux des champs ouverts d'énergie 6MV	30
Figure 25 : Exemple de valeurs de FOC pour des faisceaux des champs ouverts d'énergie 18MV	30
Figure 26 : Exemple de valeurs de FOC pour des faisceaux d'énergie 6MV avec filtre	31
Figure 27 : Exemple de valeurs de FOC pour des faisceaux d'énergie 18MV avec filtre	31
Figure 28 : Fantôme MP3 automatique PTW (CAC Ouargla).	37
Figure 29 : Electromètre de type UNIDOS (PTW) (CAC Ouargla).	37
Figure 30 : Electromètre TANDEM (CAC Ouargla).	38
Figure 31 : Contrôleur PTW (CAC Ouargla).	39
Figure 32 : L'appareil de commande MP3 (CAC Ouargla).	39
Figure 33 : Interface Mephysto	40

Figure 34 : Chambre d'ionisation Semiflex (CAC Ouargla) .....	40
Figure 35 : Thermomètre et baromètre (CAC Ouargla).....	41
Figure 36 : Fantôme MP3 à eau en cours de montage (CAC Ouargla) .....	41
Figure 37 : Fantome virtuel de calcul de dose sur tps (CAC Ouargla) .....	42
Figure 38 : Rendement en profondeur calculé pour une taille de champ de 14×21 cm, DSP 100 cm et 6MV .....	51
Figure 39 : Rendement en profondeur mesuré pour une taille de champ de 14×21 cm, DSP 100 cm et 6MV .....	51
Figure 40 : Rendement en profondeur 6MV mesuré et calculé pour une taille de champ de 14×21 (cm <sup>2</sup> ), DSP 100 cm.....	52
Figure 41 : Rendement en profondeur calculé pour une taille de champ de 14×21 cm, DSP 100 cm et 18MV .....	54
Figure 42 : Rendement en profondeur mesuré pour une taille de champ de 14×21 cm, DSP 100 cm et 18MV .....	54
Figure 43 : Rendement en profondeur 18MV mesuré et calculé pour une taille de champ de 14×21 cm, DSP 100 cm. ....	54
Figure 44 : Profil de la dose pour 18 MV mesuré et calculé champ 14×21 cm, DSP 100 cm, profondeur 10 cm In plane .....	56
Figure 45 : Profil de la dose pour 6 MV mesuré et calculé champ 14×21 cm, DSP 100 cm, profondeur 10 cm Cross plane .....	57
Figure 46 : Profil de la dose pour 6 MV mesuré et calculé champ 14×21 cm , DSP 100 cm, profondeur 10 cm In plane.....	58

## Liste des tableaux

Tableau 1 Classification des neutrons en fonction de leur énergie 5.....	9
Tableau 2: Les mesure pour un champ 10x10 cm, 6MV, et DSP 100cm. ....	43
Tableau 3: Les mesure pour un champ 13x13cm, 6MV, et DSP 85.....	43
Tableau 4: Les mesure pour un champ 15x15cm, 6MV, et DSP 100cm. ....	43
Tableau 5: Les mesures pour un champ 22x14 cm, 6MV, et DSP 90 cm.....	44
Tableau 6: Les mesures pour un champ 25x16cm, 6MV, et DSP 90 cm. ....	44
Tableau 7: Les mesures avec filtre pour un champ 10x10 cm, 6MV, et DSP 90 cm. ....	44
Tableau 8: Les mesures avec filtre pour un champ 20x20 cm, 6MV, et DSP 90 cm. ....	45
Tableau 9: Les mesures pour un champ 10x10 cm, 18MV, et DSP 90 cm.....	45
Tableau 10: Les mesures pour un champ 8x8 cm, 18MV, et DSP 100 cm.....	45
Tableau 11: Les mesures pour un champ 17x17 cm, 18MV, et DSP 85 cm.....	46
Tableau 12: Les mesures pour un champ 28x19 cm, 18MV, et DSP 95 cm.....	46
Tableau 13: Les mesures pour un champ 10x10 cm, 18MV, et DSP 90 cm.....	47
Tableau 14: Les mesures pour un champ 19x19 cm, 18MV, et DSP 90 cm.....	47
Tableau 15: Les mesures pour un champ 13x13 cm, 18MV, et DSP 90 cm.....	47
Tableau 16: Les mesures pour un champ 11x23 cm, 18MV, et DSP 100 cm.....	48
Tableau 17: Les mesures pour un champ 15x28 cm, 18MV, et DSP 100 cm.....	48
Tableau 18: Les mesures avec filtre pour un champ 10x10 cm, 18MV, et DSP 90 cm.....	49
Tableau 19: Les mesures avec filtre pour un champ 20x20 cm, 18MV, et DSP 90 cm. ....	49
Tableau 20: Les mesure dans la zone build-up pour une profondeur 10 cm, 6MV, et DSP 90cm. ....	50
Tableau 21: Les mesure dans la zone build-up pour une profondeur 10 cm, 18MV, et DSP 90cm. ....	50
Tableau 22: Comparaison de rendement en profondeur 6MV mesuré et calculé pour une taille de champ de 14x21 (cm <sup>2</sup> ), DSP 100 cm. ....	52
Tableau 23: Comparaison de rendement en profondeur 18MV mesuré et calculé pour une taille de champ de 14x21 cm, DSP 100 cm.....	55
Tableau 24: Comparaison de profil de la dose pour 18 MV mesuré et calculé champ 14x21 cm, DSP 100 cm, profondeur 10 cm In plane.....	56
Tableau 25: Comparaison de profil de la dose pour 6 MV mesuré et calculé champ 14x21 cm, DSP 100 cm, profondeur 10 cm Cross plane. ....	57
Tableau 26: Comparaison de profil de la dose pour 6 MV mesuré et calculé champ 14x21 cm, DSP 100 cm, profondeur 10 cm In plane. ....	59



## ***Abbreviations:***

<b>AAPM</b>	American Association of Physicists in Medicine.
<b>CAC</b>	Centre Anti Cancer.
<b>DSP</b>	Distance Source peau.
<b>FOC</b>	Facteur d'ouverture du collimateur.
<b>Gy</b>	gray.
<b>IAEA</b>	International Atomic Energy Agency.
<b>ICRU</b>	International Commission on Radiation Units and Measurements.
<b>KERMA</b>	Kinetic Energy Released per Mass unit.
<b>PMMA</b>	Poly méthacrylate de méthyle.
<b>PTW</b>	Physikalisch –Technische werkstätten.
<b>SSD</b>	Distance source surface.
<b>TG</b>	Task Group.
<b>TPS</b>	traitement planning system.
<b>TRS</b>	technical reports series.
<b>UM</b>	Unite monitor.
<b>Unidos</b>	Universelle Dosimètre.

---

# INTRODUCTION GÉNÉRALE

---

# INTRODUCTION GÉNÉRALE

La radiothérapie, utilisée pour traiter les cancers, exploite les radiations ionisantes, également connues sous le nom de thérapie par rayonnement. Elle vise à détruire les cellules cancéreuses en utilisant l'énergie déposée par ces radiations dans les tissus. Pour garantir l'efficacité du traitement, il est crucial de définir avec précision le volume à traiter et de mesurer rigoureusement la dose de rayonnement administrée.

Les centres de radiothérapie utilisent généralement des chambres d'ionisation qui doivent être étalonnées avant leur utilisation. Ce processus de calibrage implique la comparaison des résultats avec un étalon de référence dans un laboratoire secondaire ou primaire. Ces étalons secondaires sont eux-mêmes calibrés dans un laboratoire primaire spécialisé. Ce dernier élabore des références dosimétriques en kerma à l'aide de chambres primaires ou en dose absorbée dans l'eau à l'aide d'instruments absolus tels que le calorimètre, le dosimètre de fricke ou la chambre d'ionisation primaire insérée dans un fantôme similaire à la constitution des tissus. Ces instruments sont conçus sur mesure par les laboratoires primaires pour répondre à leurs besoins spécifiques et ne sont pas disponibles sur le marché commercial.

Le calorimètre est un instrument qui mesure la dose absorbée en utilisant l'élévation de température. Les premiers calorimètres utilisés étaient en graphite, un matériau chimiquement stable. Plus récemment, les laboratoires primaires ont développé des calorimètres à eau, qui fournissent directement la dose absorbée dans ce milieu.

La dosimétrie de Fricke utilise le rendement radiochimique d'une réaction d'oxydation pour mesurer la dose absorbée. Le nombre d'ions ferriques générés dans la solution de Fricke est directement proportionnel à la dose absorbée.

Les chambres d'ionisation absolues sont caractérisées par des dimensions de cavité connues avec une précision micrométrique, ce qui permet une détermination précise de la charge par unité de volume, et donc de la masse. Ces chambres utilisent le principe de Bragg-Gray pour déterminer la dose absorbée.

Ces trois instruments sont qualifiés d'instruments absolus car ils permettent d'obtenir la dose directement, sans nécessiter l'application d'un facteur d'étalonnage. Dans notre étude, nous avons tenté de développer un autre dosimètre permettant de déterminer la dose absorbée de manière quasi absolue, car il n'a pas besoin d'un facteur d'étalonnage. Ce dosimètre repose sur une chambre à extrapolation, qui, contrairement aux autres instruments absolus, est disponible sur le marché. Il s'agit d'une chambre de type BOHM insérée dans un fantôme en PMMA.

Dans ce mémoire nous avons refait les tests de validation de TPS pour l'algorithme Collapsed Cone de l'accélérateur Synergy Elekta du service anti cancer de EPH OUARGLA, les mesures faites dans un fantôme d'eau sont comparées par la suite avec les calculs dans un fantôme virtuel.

---

# **CHAPITRE I :**

## **Interaction rayonnement matière**

---

# CHAPITRE I : Interaction rayonnement matière

## I. 1. Introduction :

L'interaction rayonnement-matière est un domaine d'étude qui examine comment le rayonnement et la matière interagissent entre eux. Cette interaction est d'une importance fondamentale dans de nombreux domaines scientifiques tels que la physique, la chimie, la médecine et l'astronomie. Comprendre comment le rayonnement interagit avec la matière nous permet de mieux comprendre les propriétés du rayonnement lui-même, ainsi que les effets qu'il peut avoir sur la matière. Cette étude joue également un rôle essentiel dans le développement de nouvelles technologies et applications, comme l'imagerie médicale, la radiothérapie et la spectroscopie.

## I. 2. La matière :

La matière se réfère à toute substance qui occupe de l'espace et a une masse. Elle est composée d'atomes et de molécules qui interagissent entre eux par le biais de forces électromagnétiques. La matière peut exister sous différentes formes, telles que solide, liquide ou gaz. Elle peut également subir des transformations physiques ou chimiques. L'interaction entre le rayonnement et la matière implique l'absorption et l'émission d'énergie par les atomes et les molécules constituant la matière [1].

## I. 3. Les rayonnements :

Le rayonnement est une énergie qui se déplace d'un point à un autre sous une forme que l'on peut décrire comme des ondes ou des particules. Il peut provenir de différentes sources, comme le soleil, les réactions nucléaires ou les processus chimiques. Le rayonnement peut être classé en plusieurs catégories en fonction de ses propriétés physiques, telles que la longueur d'onde, la fréquence et l'énergie des particules. Certaines formes de rayonnement sont visibles à l'œil humain, comme la lumière visible, tandis que d'autres sont invisibles, comme les rayons X et les rayons gamma [2].

## I. 4. Classification des rayonnements :

- On peut classer ces rayonnements en deux types :
    - Les rayonnements particuliers (masse non-nulle):
      - ⇒ Particules chargés (électrons et positons), qui agissent avec les électrons de la matière cible
      - ⇒ Particules neutres (neutrons), qui agissent sur les noyaux de la matière cible
- Les rayonnements électromagnétiques (masse nulle), qui sont de l'énergie pure :

$$E = h\nu \quad (1)$$

⇒ *Rayons X et  $\gamma$*

- Une autre classification est possible, selon l'ionisation (capacité d'un rayonnement à fournir « assez » d'énergie pour extraire un ou plusieurs électrons du cortège électronique de l'atome, et donc de « faire » de celui-ci un ion :  $X \rightarrow X^+ + e^-$ )

## CHAPITRE I : Interaction rayonnement matière

- Rayonnements non-ionisants : les quanta d'énergie sont insuffisants pour ioniser l'atome, ils peuvent cependant le faire passer dans un état d'énergie plus élevé : atome excité  
⇒ UV, visible, IR, ondes millimétriques, micro-ondes, ondes radio, champs magnétiques statiques (RMN)

- Rayonnements ionisants : rayonnements qui provoquent l'ionisation de l'atome ; pour le vivant sont ionisantes les radiations d'énergie  $> 12,4 \text{ eV}$

⇒ Tous les rayonnements particuliers sont ionisants

⇒ Les rayonnements électromagnétiques de longueur d'onde  $<$

$0,1 \mu\text{m}$  sont ionisants : **rayons X et  $\gamma$**

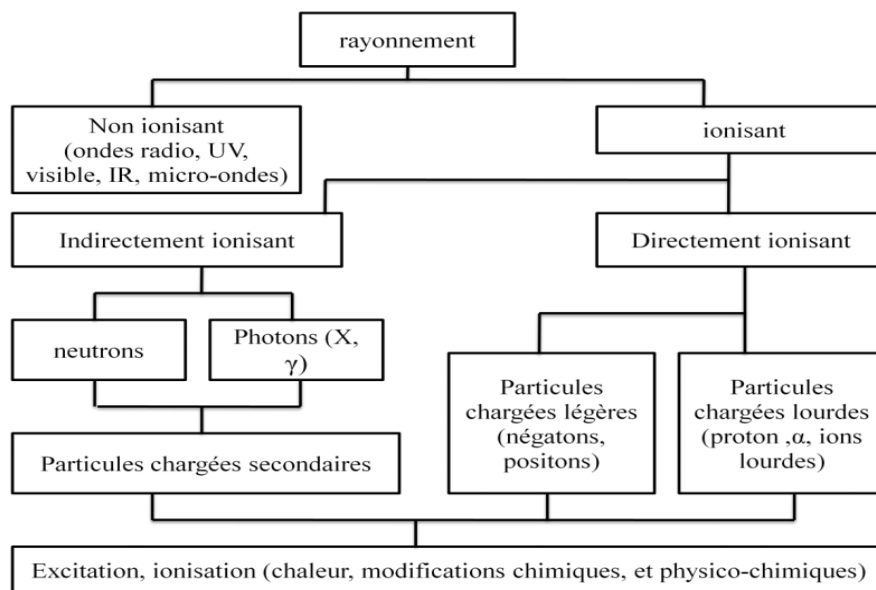


Figure 1: Les différents types de rayonnements [3].

### I. 5. Les différents rayonnements ionisants :

#### I. 5. 1. Directement ionisants :

Ils comprennent des particules chargées légères (électrons) et des particules chargées lourdes (protons, particules  $\alpha$  et ions lourds) qui déposent de l'énergie dans le milieu en une seule étape, grâce au processus d'interaction coulombienne entre la particule incidente et les électrons orbitaux.

#### I. 5. 2. Indirectement ionisants :

Ils comprennent les neutrons et les rayonnements électromagnétiques (photons X,  $\gamma$ ) qui déposent l'énergie au milieu par deux étapes :

- Au premier temps une particule chargée est libérée dans le milieu absorbant (le photon libère un électron ou une paire électron/positon, et le neutron libère un proton ou un noyau de recul).

## CHAPITRE I : Interaction rayonnement matière

- Dans la deuxième étape les particules libérées déposent l'énergie au milieu absorbant par des interactions coulombiennes avec les électrons orbitales des atomes.

### I. 6. Interaction photon-matière :

Les photons peuvent interagir avec la matière par effet d'absorption (toute l'énergie est libérée), par diffusion inélastique (une partie de l'énergie est absorbée) ou par diffusion élastique (l'énergie n'est pas absorbée). Ces interactions peuvent avoir lieu avec les électrons de la matière, avec le noyau ou avec le champ électromagnétique du noyau [3].

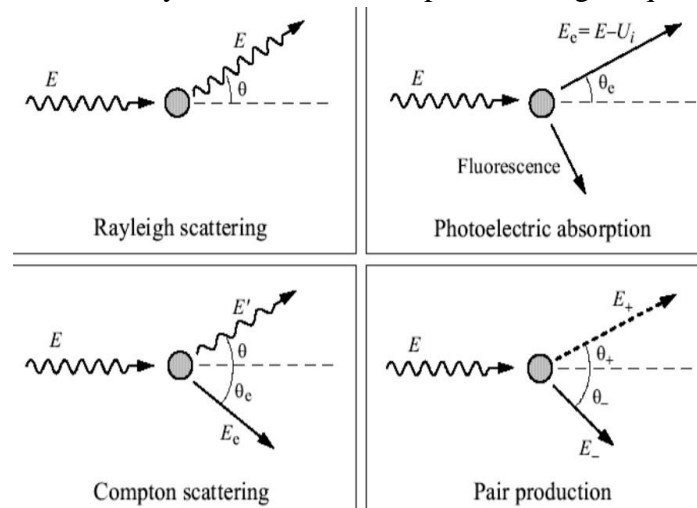


Figure 2 : Principaux processus d'interaction photon-matière [5].

#### I. 6. 1. L'effet Thomson :

La diffusion d'un photon de faible énergie s'effectue sur un électron, assez fortement lié à l'atome pour que ce soit l'ensemble de l'atome qui absorbe le recul. Le transfert d'énergie à l'atome est alors négligeable : le photon est diffusé sans perte d'énergie. La mécanique quantique prouve que la diffusion Thomson est une extrémité de la diffusion de Compton lorsque l'énergie photonique incidente est ramenée à zéro [4].

#### I. 6. 2. L'effet photo-électrique :

L'effet photoélectrique c'est un phénomène d'absorption totale. Le photon incident disparaît après avoir donné toute son énergie à un électron d'un atome du milieu [3].

Au cours de l'effet photoélectrique, le photon interagit avec un électron du cortège du noyau, il lui cède totalement son énergie  $E = h\nu$  et disparaît. L'électron cible quitte donc sa couche avec une énergie égale à l'énergie du photon diminuée de son énergie de liaison  $U_I$ . Après cet événement, l'atome subit un réarrangement au cours duquel, soit un photon de fluorescence est émis, soit un électron est éjecté avec une énergie cinétique  $E_e$  (cet électron est appelé électron Auger). Cet effet ne se produit que si  $h\nu \geq U_I$  (effet à seuil) [5].

$$E_e = E - U_I \quad (2)$$

## CHAPITRE I : Interaction rayonnement matière

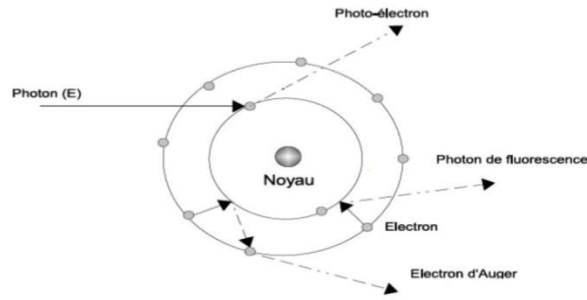


Figure 3 : L'effet photoélectrique [3].

### I. 6. 3. L'effet Compton :

La diffusion Compton correspond à un choc entre un photon  $h\nu$  et un électron de valence faiblement lié. Le photon est alors diffusé avec une énergie inférieure à son énergie incidente  $h\nu_0$  (avec  $\nu_0 < \nu$ ). L'électron dit de recul est éjecté avec une énergie cinétique  $E_c$  complémentaire de l'énergie du photon diffusé ( $h\nu = h\nu_0 + E_c$ ) et un angle  $\phi$ . Cet électron de recul peut provoquer des ionisations ultérieures. L'angle de diffusion de l'électron de recul peut être calculé à l'aide de la formule suivante :

$$\Delta\lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos \phi) \quad (3)$$

Où  $\Delta\lambda$  est la différence de longueur d'onde entre le photon incident et le photon diffusé,  $m$ 'est la masse de l'électron[3].

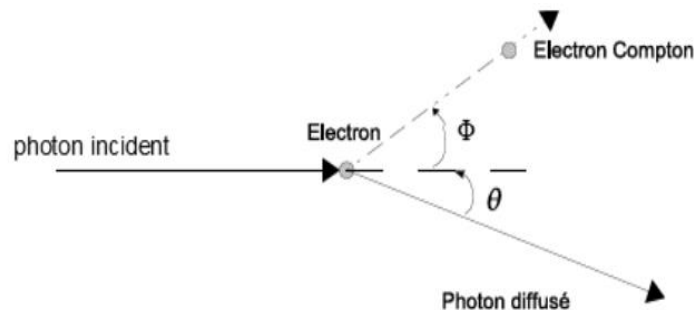


Figure 4 : L'effet Compton [3].

### I. 6. 4. L'effet de création de paires :

L'effet de création de paires ou l'effet de matérialisation se produit à énergie élevée ( $E > 2E_0$ ). Le photon pénétrant dans le champ Coulombien d'un noyau se matérialise sous forme d'une paire électron-positron ( $e, e^+$ ). L'électron et le positron sont ralentis dans la matière environnante. A 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.

La conservation de l'énergie s'écrit :

$$E = 2E_0 + E_{e^+} + E_{e^-} \quad (4)$$



## CHAPITRE I : Interaction rayonnement matière

$E_{e^+}$  et  $E_{e^-}$  : sont respectivement les énergies cinétiques de l'électron et du positron[5].

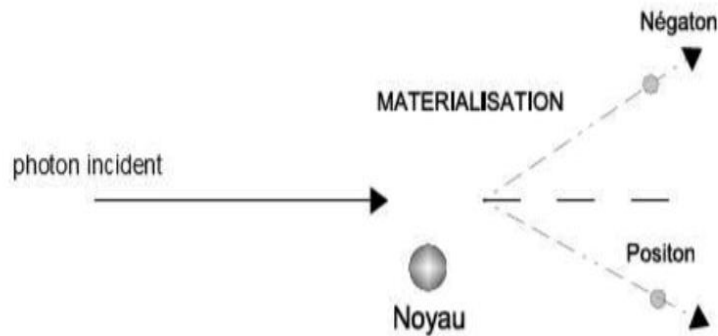


Figure 5 : Le processus de création de paires [3].

### I. 6. 5. Importance relative des effets photoélectrique, Compton, et de création de paires :

On peut en fonction du numéro atomique du milieu et de l'énergie du rayonnement électromagnétique définir trois zones de prépondérance pour chacune des trois interactions fondamentales [3] .

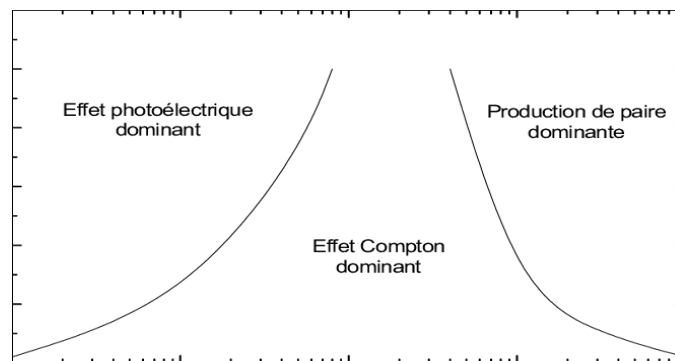


Figure 6 : L'importance relative des trois effets en fonction de l'énergie du photon incident et du numéro atomique du milieu[3].

- Faible énergie  $< 100$  KeV des photons et haut Z : prédominance de l'effet photoélectrique.
- Énergie moyenne (100 -1 MeV) et Z moyen : prédominance de l'effet Compton
- Énergie élevée  $> 1.02$  MeV et Z élevé : prédominance de la production de paires[6].

### I. 6. 6. Sections efficaces :

En physique nucléaire ou en physique des particules, la section efficace est une grandeur physique liée à la probabilité d'interaction d'une particule pour une réaction donnée. L'unité de section efficace est une unité de surface ; on utilise traditionnellement le barn (b) :

$$1b = 10^{-24}cm^2 = 100 \times 10^{-30}m^2 \quad (5)$$

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

## CHAPITRE I : Interaction rayonnement matière

ces trois modes en fonction de E et Z est représentée sur la figure 6, avec  $\sigma_{ph}$ ,  $\sigma_c$ ,  $\sigma_{pair}$  les sections efficaces des effets photoélectrique, Comptons et création de paires respectivement. L'interaction des photons avec la matière a comme section efficace la somme de toutes les sections efficaces des différents processus [6]. Elle est donnée par :

$$\sigma_{\gamma} = \sigma_{ph} + \sigma_c + \sigma_{pair} \quad (6)$$

### I. 6. 7. Transfert linéique d'énergie (TLE) :

En traversant la matière, les particules chargées perdent leur énergie à travers divers types d'interactions, notamment les interactions élastiques et inélastiques avec les électrons orbitaux et les noyaux atomiques du milieu ralentisseur. Pour évaluer le ralentissement des particules chargées, on utilise la grandeur appelée TLE, qui représente le Transfert d'Énergie Linéaire. Il s'agit de la quantité d'énergie transférée au milieu cible par la particule incidente lors du processus de collision, exprimée par unité de longueur de parcours. Le TLE est mesuré en  $KeV. \mu m^{-1}$  [4].

$$TLE = \frac{\Delta E}{\Delta x} \quad KeV. \mu m^{-1} \quad (7)$$

### I. 6. 8. Loi d'atténuation des rayonnements électromagnétiques :

L'absorption des photons dans la matière est conditionnée par la nature du milieu, l'énergie des photons incidents et leur nombre. La loi d'atténuation d'un faisceau de photons mono énergétique et parallèle dans un milieu homogène est exprimée par la relation suivante :

$$N(x) = N_0. e^{-\mu x} \quad (8)$$

$\mu$  est le coefficient d'atténuation linéique ou : probabilité d'interaction par unité de longueur  $\Rightarrow$  son unité est le  $cm^{-1}$ .

Coefficient linéaire d'atténuation  $\mu$  ( $cm^{-1}$ ), peut être décomposé en :

$\tau$  : coefficient d'atténuation de l'effet photoélectrique.

$\sigma$  : coefficient d'atténuation de l'effet Compton.

$\pi$  : coefficient d'atténuation de l'effet création de pair.

$$\mu = \tau + \sigma + \pi \quad (9)$$

La loi d'atténuation des rayonnements électromagnétiques vise à identifier les risques associés à ces rayonnements et à mettre en place des mesures de protection adéquates. Cette loi est essentielle pour assurer la sécurité et la santé des travailleurs exposés aux rayonnements électromagnétiques dans leur environnement de travail. Elle permet également de garantir une conformité aux normes de sécurité internationales et d'éviter les conséquences néfastes pour la santé et la réputation des entreprises[7].

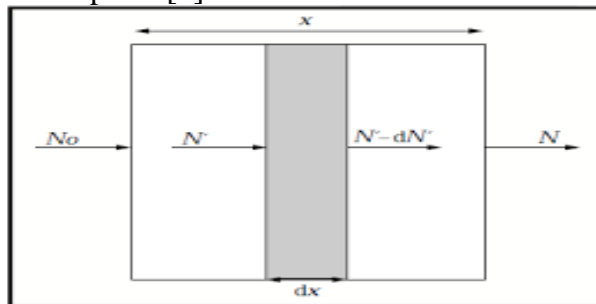


Figure 7 : L'atténuation d'un faisceau de photons dans la matière [3].

### I. 6. 9. Couche de demi-atténuation (CDA) :

Le coefficient linéique d'atténuation varie de manière inversement proportionnelle à une grandeur connue sous le nom de demi-atténuation (CDA). Cette dernière représente l'épaisseur de matériau requise pour atténuer la moitié des photons incidents. En effet, en écrivant  $\frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\mu CDA}$ , cela devient évident [3] :

## CHAPITRE I : Interaction rayonnement matière

$$\mu = \frac{\ln 2}{CDA} \quad (10)$$

### I. 6. 10. La densité linéique d'ionisation (DLI) :

La densité linéique d'ionisation est définie comme le nombre d'ionisations produites par unité de longueur de trajectoire par une particule incidente. Elle est exprimée en (paires d'ions)  $\mu m^{-1}$ .

$$DLI = \frac{TEL}{W_i} \quad (11)$$

$W_i$  : est l'énergie moyenne transférée pour chaque ionisation.

### I. 7. Interactions des électrons avec la matière :

Les électrons, tout comme toutes les particules chargées, subissent des interactions constantes avec les électrons du matériau traversé, ce qui entraîne progressivement leur ralentissement en raison de la cession d'énergie. Cette décélération résulte de leur exposition aux champs électrostatiques générés par le cortège électronique et le noyau atomique pendant leur traversée de la matière. Les trajectoires de ces électrons sont caractérisées par des changements significatifs de direction. Ces interactions, entraînant une importante perte d'énergie, peuvent être regroupées en quatre catégories principales.

- A. Lors d'une collision inélastique avec des électrons liés, ce phénomène est loin d'être dominant. À chaque collision, un ou plusieurs électrons peuvent passer dans un état excité, et l'atome est ionisé si l'électron est éjecté de sa couche.
- B. Dans le cas d'une collision inélastique avec un noyau, si l'électron perd toute son énergie, celle-ci est émise sous forme de photons d'énergie égale à  $E_e$  (phénomène de bremsstrahlung). Si l'électron est ralenti par effet coulombien, une partie de son énergie est émise sous forme d'un spectre continu correspondant au bremsstrahlung.
- C. Lors d'une collision élastique avec le noyau, l'électron n'émet aucun rayonnement, et le noyau ne passe pas dans un état excité. Les électrons ont une grande probabilité de subir ce type d'interaction
- D. Lors d'une collision élastique avec les électrons liés, une particule incidente peut être déviée de manière élastique par le champ électronique des atomes. Le transfert d'énergie est généralement inférieur au seuil d'excitation le plus bas. Cette interaction revêt une importance particulière pour les électrons de très basse énergie (<100 eV) [8].

## CHAPITRE I : Interaction rayonnement matière

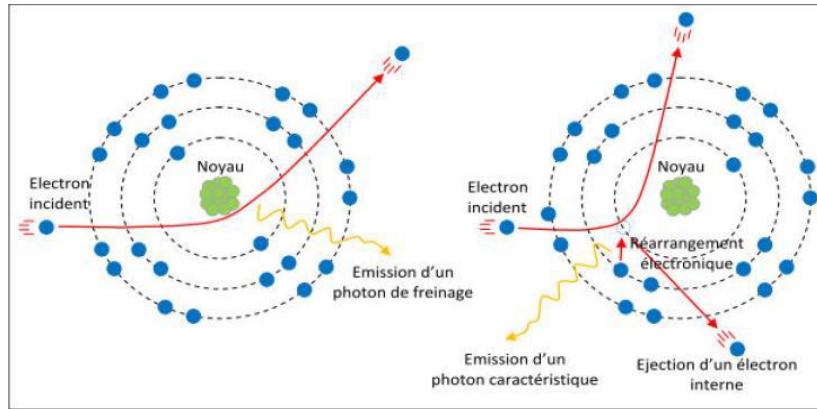


Figure 8 : Présentation schématique des interactions électron matière : à gauche émission des photons de freinage, à droite émission de photons caractéristiques[4].

### I. 8. Interaction des neutrons avec la matière :

#### I. 8. 1. Les neutrons :

Le neutron est une particule neutre ayant une énergie au repos de  $941 \text{ MeV}$ , qui est instable lorsqu'elle n'est pas liée, avec une demi-vie de 12 minutes. Les neutrons font partie des rayonnements indirectement ionisants. Ils interagissent avec le noyau sans être influencés par le champ coulombien. Ils sont généralement classés selon leur énergie, qui peut s'étendre sur plusieurs décades, depuis les neutrons thermiques jusqu'à ceux de plusieurs centaines de  $\text{MeV}$ . Le tableau 1 reprend la classification des neutrons :

Tableau 1 Classification des neutrons en fonction de leur énergie [5].

Neutron	Énergie
Thermiques	$E_n \leq 0,4 \text{ eV}$
Intermédiaires	$0,4 \text{ eV} < E_n \leq 200 \text{ keV}$
Rapides	$200 \text{ keV} < E_n \leq 10 \text{ MeV}$
Relativistes	$E_n \geq 10 \text{ MeV}$

Du fait de leur charge nulle, les neutrons ont une interaction négligeable avec les électrons. Leur énergie cinétique est absorbée par les interactions avec les noyaux, se divisant en deux catégories : les absorptions, entraînant la disparition du neutron, et les diffusions, ne faisant que diminuer l'énergie du neutron. [3]

#### I. 8. 2. L'absorption :

Pendant ce processus, le neutron disparaît, ce qui est prédominant pour les neutrons lents ou thermiques ( $<0,5 \text{ eV}$ ). L'absorption neutronique peut se produire par transmutation, capture radiative ou fission

#### I. 8. 3. Transmutation : (n, p) ou (n, $\alpha$ ) :

Un noyau peut absorber un neutron, formant ainsi un noyau composé qui se désexcite en émettant une particule chargée : soit un proton, soit une particule alpha. Cette réaction,

## CHAPITRE I : Interaction rayonnement matière

appelée transmutation, produit un noyau différent. La transmutation est le processus de transformation d'un élément en un autre par une réaction nucléaire.

### I. 8. 4. Capture radiative (n, $\gamma$ ) :

Ce processus est la réaction nucléaire la plus fréquente. Le noyau composé ainsi formé émet un rayonnement gamma après une courte durée de vie. En d'autres termes, le noyau produit est un isotope du noyau cible.

Par exemple, la capture radiative la plus simple implique l'absorption d'un neutron par un noyau d'hydrogène pour former du deutérium (ou hydrogène lourd). Le deutérium ainsi formé est un noyau stable. Cependant, plusieurs des noyaux produits par la capture radiative sont radioactifs et émettent des particules bêta et des rayonnements gamma.

### I. 8. 5. La fission :

Les réactions de fission (n, f) permettent la détection des neutrons à travers les produits de fission. Ces réactions sont principalement observées avec des éléments lourds tels que Th, U, Np et Pu. Lorsqu'ils interagissent avec ces actinides, les neutrons génèrent un noyau composé qui se divise ensuite en deux fragments ainsi qu'un ou plusieurs neutrons rapides. Dans les nucléides  $^{233}\text{U}$ ,  $^{235}\text{U}$  et  $^{239}\text{Pu}$ , la fission se produit pour toutes les énergies des neutrons, avec une section efficace considérablement plus grande pour les neutrons thermiques (voir Figure 11). En revanche, pour les nucléides  $^{232}\text{Th}$  et  $^{238}\text{U}$ , la fission ne se produit pas pour des énergies des neutrons inférieures à 1 MeV (voir Figure 12). Cette caractéristique est exploitée dans les dosimètres de neutrons, qui utilisent ces éléments fissiles pour séparer le composant rapide du composant thermique[5].

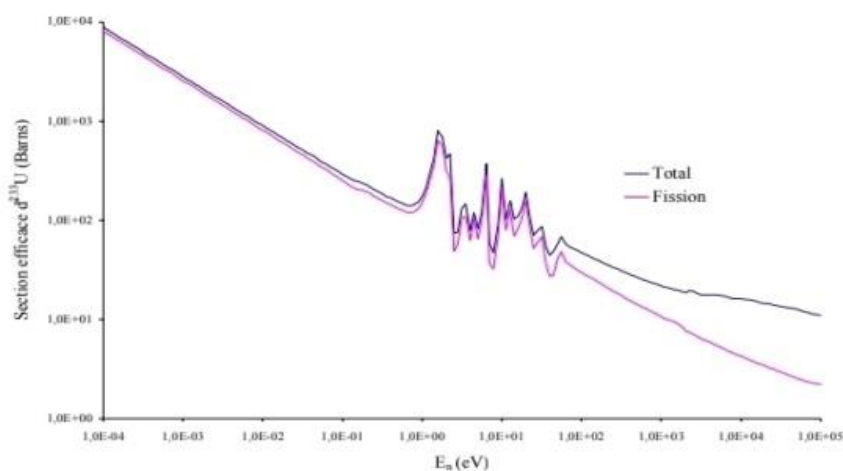


Figure 9 : Section efficace d'interaction des neutrons avec les noyaux  $^{233}\text{U}$ [5].

## CHAPITRE I : Interaction rayonnement matière

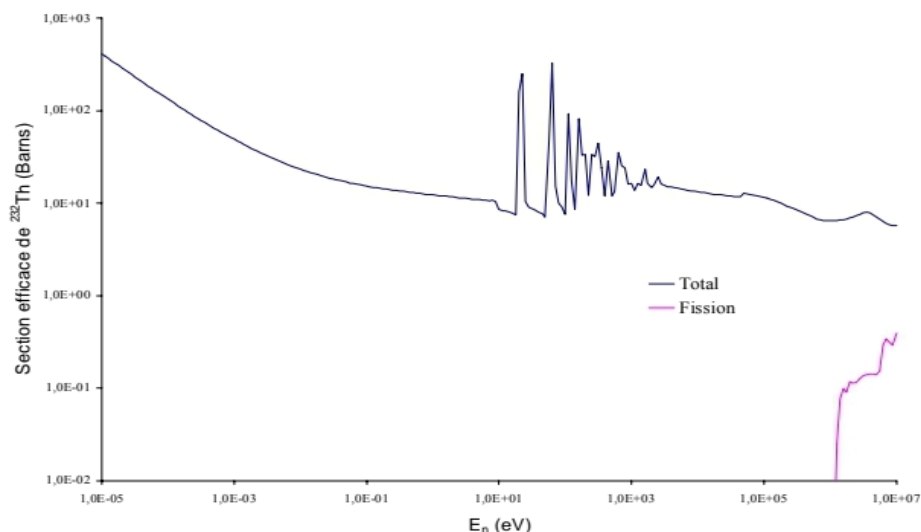


Figure 10 : Section efficace d'interaction des neutrons avec les noyaux  $^{232}\text{Th}$  [5].

### I. 8. 6. La diffusion :

Pendant lequel le neutron perd de son énergie cinétique et subit un changement de direction, constitue le principal processus pour les neutrons rapides ( $\sim\text{MeV}$ ) [3].

#### I. 8. 6. 1. Diffusion élastique (n, n) :

La diffusion élastique est similaire à une collision entre des boules de billard. Lorsqu'un neutron entre en collision avec un noyau, il lui transfère de l'énergie et rebondit dans une direction différente. Parfois, le noyau absorbe le neutron puis le réémet avec la même énergie cinétique. La fraction de l'énergie initiale absorbée par le noyau dépend de l'angle d'incidence, que ce soit en plein "front" ou avec un angle, tout comme une boule frappée par la boule de choc sur un billard. Le noyau cible absorbe l'énergie perdue par le neutron et se déplace ensuite à une vitesse plus élevée [3].

#### I. 8. 6. 2. Diffusion inélastique (n, n $\gamma$ ) :

Dans la diffusion inélastique, le noyau de l'atome cible est élevé à un état d'excitation. Ce processus est uniquement réalisable pour des neutrons rapides, car l'énergie des neutrons lents généralement n'est pas suffisante pour exciter le noyau. Dans certains cas, l'énergie d'excitation est immédiatement libérée sous forme d'un photon (n, n' $\gamma$ ). Dans d'autres cas, le noyau demeure dans un état métastable. Ces réactions à seuil auront, dans notre gamme d'énergie (neutrons rapides) et avec des radiateurs organiques, beaucoup moins d'importance que les diffusions élastiques [5].

## CHAPITRE I : Interaction rayonnement matière

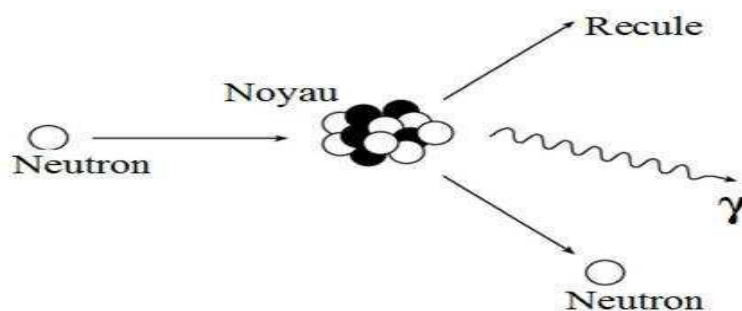


Figure 11 : Diffusion inélastique [3].

### I. 9. La dosimétrie :

La dosimétrie, une branche de la physique médicale, est responsable de la mesure de la dose à l'aide d'un dosimètre, un dispositif spécialement conçu pour mesurer l'énergie déposée dans un volume sensible. Au fil des décennies, une grande variété de dosimètres a été développée. Certains dosimètres ou techniques utilisés en physique nucléaire ont été adaptés pour la physique médicale. Il convient de noter que la physique nucléaire se concentre principalement sur la détection et le comptage des particules, ainsi que sur la détermination de leur énergie et de leur trajectoire, tandis que la physique médicale se concentre sur la mesure de l'énergie déposée dans un volume donné. C'est ce paramètre qui détermine l'effet thérapeutique[8].

### I. 10. Les grandeurs fondamentales en dosimétrie :

Ces définitions illustrent l'outil essentiel pour relier les mesures physiques aux effets des irradiations, qui sont les grandeurs macroscopiques. Ces grandeurs se réfèrent aux effets dans un milieu et peuvent être utilisées pour prédire les conséquences d'une irradiation. L'action d'un rayonnement ionisant est caractérisée par plusieurs grandeurs, chacune correspondant à des unités particulières. Les grandeurs couramment utilisées en dosimétrie incluent [4]:

#### I. 10. 1. L'activité :

La radioactivité est une grandeur physique définie par l'ICRU 33 [9], elle représente le nombre d'atomes qui subissent une désintégration par unité de temps pour un élément spécifique. L'unité de mesure de la radioactivité est le Becquerel, équivalent à une désintégration par seconde, ou le Curie, équivalent à  $3,7 \times 10^{10}$  désintégrations par seconde [8].

#### I. 10. 2. L'exposition :

L'exposition est définie spécifiquement pour les rayonnements électromagnétiques ( $X$  et  $\gamma$ ) dans un environnement d'air. Cela représente le rapport entre la somme totale des charges électriques de même signe générées dans une unité de volume lorsque tous les électrons et positrons libérés sont complètement arrêtés par la masse d'air présente dans ce volume [4].

$$x = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad (12)$$

## CHAPITRE I : Interaction rayonnement matière

L'exposition s'exprime en ROENTGEN (R) [9].

$$1R = 2,58.10^{-4}C.Kg^{-1}$$

### I. 10. 3. Dose absorbée:

C'est la grandeur physique la plus importante en radiothérapie. Par définition [10], la dose absorbée est la quantité moyenne d'énergie dE délivrée à un volume élémentaire de masse dm,

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (13)$$

Elle s'exprime en Gray (Gy). Un Gray correspond à un dépôt d'énergie de 1 joule par kilogramme de matière. Sa caractéristique essentielle réside dans sa mesurabilité directe à l'aide d'un dosimètre, du fait de sa nature purement physique, contrairement à d'autres concepts de dose [8].

### I. 10. 4. La dose équivalente :

La dose équivalente se définit comme la quantité de radiations absorbée par un tissu ou un organe, ajustée par un facteur de pondération selon la nature du rayonnement. Elle se mesure en sieverts (Sv) ou en milli sieverts (mSv). Cette évaluation permet d'estimer les effets biologiques des radiations, en considérant la sensibilité spécifique de chaque tissu ou organe aux radiations ionisantes [11].

### I. 10. 5. La dose efficace E :

La dose efficace évalue les effets des rayonnements au niveau tissulaire, basée sur l'observation ou l'estimation des effets de l'irradiation sur les différents organes d'une population. Ce concept est complexe car il nécessite la qualification d'un type d'exposition sur un organe donné pour obtenir une mesure. La conversion de la dose équivalente H en dose efficace E tient compte de l'efficacité biologique des organes touchés, à travers un coefficient de pondération tissulaire  $W_i$ , selon la formule suivante [7] :

$$E = \sum W_T H_i \quad (14)$$

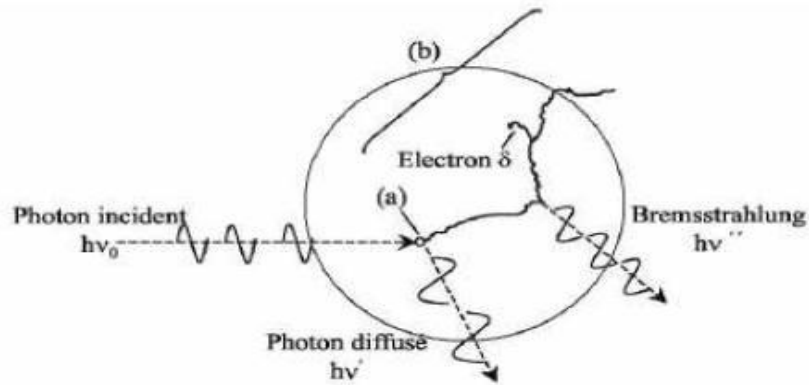
### I. 10. 6. Le Kerma :

Le Kerma désigne la quantité d'énergie cinétique transférée aux particules chargées qui sont mises en mouvement à la suite des interactions des rayonnements indirectement ionisants dans un volume élémentaire d'un matériau uniformément irradié (voir Figure 14) [12].

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \text{ En } J.Kg^{-1} \text{ ou } Gray (Gy) \quad (15)$$



## CHAPITRE I : Interaction rayonnement matière



**Figure 12 : Représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé [12].**

La grandeur connue sous le nom de Kerma (Kinetic Energy Released per unit Mass in the medium) était couramment utilisée jusqu'au 1er janvier 1986, bien qu'une ancienne unité, le rad ( $1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ Gy}$ ), soit encore souvent employée. Le Kerma se divise en deux composantes:

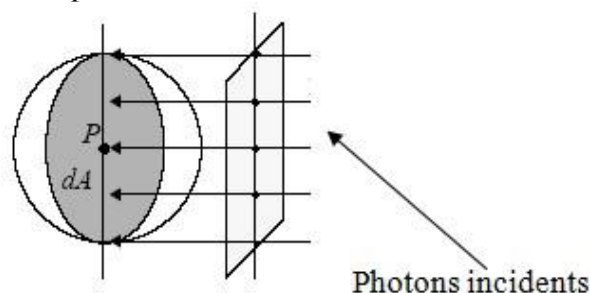
Le Kerma de collision ( $K_{col}$ ), qui représente l'énergie transférée aux électrons secondaires perdue lors des collisions.

Le Kerma radiatif ( $K_{rad}$ ), qui désigne l'énergie transférée aux électrons perdue par des processus radiatifs.

### I. 10. 7. Fluence et fluence énergétique :

La fluence  $\Phi$  est définie comme le nombre de particules incidentes  $dN$  sur une sphère de section infinitésimale  $dA$ , généralement exprimée en  $m^{-2}\Phi = \frac{dN}{dA}$ . Le flux, quant à lui, représente habituellement la fluence rapportée par unité de temps.

La fluence fournit uniquement une information quantitative sur les particules incidentes. Pour introduire une mesure d'énergie, on utilise la notion d'énergie radiante  $R$ . Cette grandeur représente l'espérance de l'énergie totale (à l'exclusion de l'énergie de masse) transportée par les  $N$  particules traversant la sphère élémentaire, comme illustré dans la figure ci-contre.



**Figure 13 : Flux de photons incidents [8].**

La fluence énergétique  $\psi$  peut également être exprimée sous forme différentielle. Les variables peuvent être l'angle solide ( $\frac{d\psi}{d\Omega}$ ) ou l'énergie ( $\frac{d\psi}{dE}$ ). Dans ce dernier cas, la distribution résultante est appelée spectre en énergie de rayonnement  $\psi(E)$ . La fluence énergétique peut être écrite sous la forme suivante :

$$\psi = \int_{E=0}^{E=E_{max}} \psi(E) dE = \int_{E=0}^{E=E_{max}} E\Phi(E) dE \quad (16)$$

## **CHAPITRE I : Interaction rayonnement matière**

### **I. 11. Conclusion :**

Ce chapitre explore certaines notions fondamentales utilisées en physique médicale dans le domaine de la radiothérapie. Les photons, en tant que rayonnements ionisants, induisent la création de particules chargées telles que des électrons et des positrons dans un milieu. Ces particules chargées, à leur tour, ionisent le milieu. Les principales interactions des photons de haute énergie utilisés en radiothérapie avec les tissus sont l'effet Compton et la création de paires, ces interactions conduisant à la production d'électrons de haute énergie. Nous avons d'abord défini la dosimétrie, puis abordé les grandeurs fondamentales associées.

---

**CHAPITRE II :**  
Protocoles dosimétriques

---

## **CHAPITRE II : Protocole dosimétrique**

### **II. 1. Introduction :**

L'accélérateur linéaire Synergy Elekta est un équipement utilisé en radiothérapie pour administrer des traitements contre le cancer en délivrant des faisceaux de rayonnement de haute énergie. Les tests d'acceptation sont une étape fondamentale dans le processus d'installation de cet accélérateur. Ces tests visent à vérifier que l'accélérateur fonctionne correctement, qu'il délivre la dose de rayonnement prévue avec précision, et qu'il respecte les normes de sécurité. Dans cette section, nous présenterons les objectifs, l'importance et la structure de l'accélérateur linéaire Synergy Elekta, en mettant l'accent sur les aspects clés à prendre en compte lors des tests d'acceptation.

Les tests d'acceptation consistent à évaluer plusieurs aspects clés de l'accélérateur linéaire. Tout d'abord, la précision du faisceau est examinée avec la plus grande attention. Il est primordial que le faisceau de rayonnement soit ciblé de manière extrêmement précise afin de maximiser l'efficacité du traitement et de minimiser les effets indésirables sur les tissus sains environnants. Les techniciens spécialisés s'assurent ainsi que le faisceau est correctement calibré et que son niveau de précision répond aux normes les plus strictes.

### **II. 2. Dosimètres utilisés en physique médicale :**

#### **II. 2. 1. Films dosimétriques :**

L'émulsion sensible du film est composée d'une combinaison de bromure d'argent et de gélatine, encapsulée entre deux couches protectrices en plastique. Lorsque des particules chargées frappent l'émulsion, elles réduisent les ions  $Ag^+$  présents, formant une image latente qui peut être développée ultérieurement. La densité optique de cette image est proportionnelle à la dose d'énergie déposée dans une plage spécifique. Les films photographiques offrent une sensibilité élevée et une résolution spatiale exceptionnelle, mais ils réagissent excessivement aux électrons de faible énergie. Ils peuvent néanmoins fournir une précision de 5 % en tant que dosimètre absolu, ce qui en fait le seul dosimètre légal pour les personnes exposées aux radiations dans le cadre de leur travail [13].

#### **II. 2. 2. Les dosimètres de thermoluminescence (DLT) :**

Les dosimètres de thermoluminescence (DTL) sont constitués de petits cristaux diélectriques dopés, qui renferment des pièges à électrons, des trous, et des centres de recombinaison. Ces défauts, présents dans la structure cristalline, ont la capacité de capturer les électrons générés suite à l'ionisation provoquée par la radiation. Les centres de recombinaison facilitent la recombinaison des électrons et des trous, entraînant ainsi l'émission de photons optiques lorsque le cristal est chauffé.

Les DTL présentent l'avantage d'être insensibles aux débits de dose, avec une précision de l'ordre de 1 %. Tout comme les films, leur lecture nécessite la mise en œuvre d'un processus de lecture plus ou moins complexe [14].

## CHAPITRE II : Protocole dosimétrique

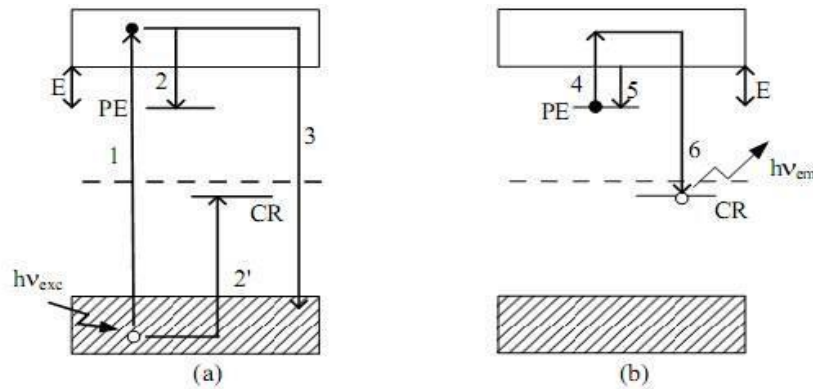


Figure 14 : Etapes du processus de thermoluminescence [14].

### II. 2. 3. Les Calorimètres :

La calorimétrie repose sur l'augmentation de température engendrée par le dépôt d'énergie dans la matière. Bien que conceptuellement simple et directe pour la mesure de dose, cette méthode est compliquée par le fait que l'élévation de température induite par les doses typiques en radiothérapie est extrêmement minime. Par exemple, une dose de 5 Gy entraîne une élévation de température d'environ  $1,2 \times 10^{-3} K$  pour 1 kg d'eau, sachant que la capacité calorifique de l'eau est de  $(4,18 \times 10^3 \text{ joules} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot K^{-1})$ .

Actuellement, seuls les grands laboratoires internationaux disposent de tels instruments. Il convient de noter que cette méthode, utilisée comme référence dosimétrique, est appliquée pour déterminer les coefficients d'étalonnage relatifs à la dose absorbée dans l'eau dans les laboratoires primaires. Ces coefficients d'étalonnage sont recommandés par les protocoles dosimétriques TG-51 de l'AAPM et TRS 398 de l'AIEA. [13]

### II. 2. 4. Chambres à ionisation :

Le concept fondamental de la chambre à ionisation repose sur la collecte des charges générées par le passage d'une radiation ionisante à travers la matière. La mesure de la charge dans la cavité de la chambre, remplie d'air, permet d'évaluer l'exposition, une mesure qui a longtemps servi de référence pour calibrer les équipements utilisés en radiothérapie. L'air est le matériau privilégié dans ce type de chambre en raison de l'énergie constante nécessaire pour générer une paire d'ions dans l'air, indépendamment de l'énergie des particules incidentes. Bien que les chambres d'ionisation soient précises, leur résolution spatiale est limitée.

La mesure effectuée par la chambre à ionisation est une moyenne sur le volume de mesure, et la dose moyenne dans tout le volume sensible est calculée en appliquant plusieurs facteurs correctifs prenant en compte l'humidité, la température, la pression et d'autres facteurs de perturbation. Malgré cela, leur précision et leur praticité font des chambres à ionisation les dosimètres les plus largement utilisés en radiothérapie.

## **CHAPITRE II : Protocole dosimétrique**

### **II. 2. 5. Gel (dosimétrie chimique) :**

Lorsqu'une radiation interagit avec certaines molécules, elle peut déclencher des réactions chimiques spécifiques. La concentration des produits de ces réactions peut alors fournir des informations sur la dose de radiation absorbée par le milieu. Par exemple, le dosimètre de Fricke est composé de sulfate de fer, qui s'oxyde en présence de radiation. La concentration d'ions ferreux permet alors de calculer la dose reçue. Cette concentration peut être mesurée soit par résonance magnétique, soit par spectrophotométrie. Les dosimètres chimiques offrent une résolution spatiale précise, mais leur préparation est délicate. Par conséquent, leur utilisation reste principalement limitée aux laboratoires de métrologie et à la radiochimie, tout comme la calorimétrie [13].

### **II. 2. 6. Semi-conducteurs :**

Lorsque des particules ionisantes traversent un semi-conducteur, des paires électron-trou sont générées. Une méthode courante consiste à utiliser la région neutre à l'interface d'une jonction P-N (une structure de semi-conducteur dopé positivement et négativement) pour diriger ces paires hors de cette zone à l'aide du champ électrique présent dans la jonction. Ces détecteurs, généralement fabriqués en silicium ou en germanium, peuvent fonctionner de deux manières : en comptant le nombre de charges produites ou en mesurant la variation de tension seuil de la diode avec un transistor de type MOSFET.

Certains dosimètres à semi-conducteurs intégrant des MOSFET sont utilisés pour mesurer la dose en radiothérapie dans des applications spécifiques. Bien qu'ils offrent un faible volume et une bonne résolution spatiale, ces détecteurs ne sont pas équivalents aux tissus et nécessitent une calibration régulière pour assurer une réponse précise [13].

### **II. 3. Protocoles dosimétriques :**

Pour obtenir une évaluation précise de la dose produite par un rayonnement ionisant, on utilise l'un des protocoles dosimétriques disponibles. Parmi eux, on peut citer le TG21 (AAPM 1983) [18], le TRS 277 (AIEA 1987, 1997) [19] et le TG25 (AAPM 1991) [17]. Tous ces protocoles reposent sur des mesures effectuées à l'aide de chambres d'ionisation plates ou cylindriques, et impliquent des formalismes de complexité variable.

Il est important de souligner que l'évaluation de la dose absorbée nécessite l'utilisation d'une chambre d'ionisation calibrée. L'électromètre connecté à la chambre d'ionisation fournit des mesures exprimées en termes de grandeurs physiques connues telles que les courants et les charges. Pour établir une corrélation précise entre les mesures de l'appareil et la valeur réelle de la grandeur recherchée (dose, kerma), il est essentiel de prendre en compte un facteur d'étalonnage déterminé dans un laboratoire de référence, ainsi que d'autres facteurs de correction liés aux paramètres physiques de la chambre, aux paramètres dosimétriques et à l'environnement de mesure.

## CHAPITRE II : Protocole dosimétrique

Le facteur d'étalonnage est établi par un laboratoire de référence, tandis que les facteurs de correction sont déterminés expérimentalement ou sont disponibles dans la littérature spécialisée.

Au cours des deux dernières décennies, plusieurs protocoles de dosimétrie ont été publiés pour la calibration des faisceaux d'électrons et de photons de haute énergie. Ces publications émanent d'organisations nationales ou internationales telles que l'AIEA, l'AAPM et la JARP. Parmi ces protocoles, on trouve le TRS 277 de l'AIEA et le TG21 de l'AAPM. Ils reposent sur la calibration des chambres d'ionisation en kerma dans l'air libre à l'aide d'un faisceau de cobalt 60 et sur la détermination de la dose absorbée dans l'eau via le facteur d'étalonnage  $N_K$ . Ces publications fournissent des instructions détaillées pour effectuer la dosimétrie de toutes les radiations modernes avec une grande précision.

Plusieurs autres publications sont apparues par la suite, décrivant des protocoles qui reposent sur la mesure de la dose absorbée dans l'eau pour divers faisceaux utilisés en radiothérapie. Parmi ces protocoles figurent le TRS398 de l'AIEA (Andreo et al 2000) et le TG51 de l'AAPM [18].

Ces nouveaux protocoles dosimétriques ont établi des normes métrologiques pour mesurer la dose absorbée dans l'eau. Ils ont également simplifié les formalismes, ce qui réduit l'incertitude dans l'évaluation de la dose absorbée, la maintenant à un niveau inférieur à celle des anciens protocoles. En outre, ces nouveaux protocoles permettent de manière systématique d'intégrer les différentes approches mondiales pour mesurer la dose absorbée dans l'eau dans des conditions non standardisées.

En raison de leurs avantages, la majorité des laboratoires d'étalonnage dans le monde ont adopté ces protocoles. L'objectif demeure toujours de simplifier autant que possible la corrélation entre la dose réellement absorbée et les indications numériques de l'électromètre.

### II. 4. Tests d'acceptation :

Les tests d'acceptation servent à vérifier si les spécifications du bon de commande sont satisfaites et si l'environnement est sécurisé contre les radiations et les risques électriques pour le personnel et les patients. Ils sont réalisés en présence d'un représentant du fabricant. Une fois les tests de réception achevés, le physicien atteste par sa signature que ces critères sont remplis. Lorsque le physicien approuve l'unité, le paiement final est effectué, la propriété de l'unité est transférée à l'établissement et la période de garantie débute. Ces conditions imposent une lourde responsabilité aux physiciens pour l'accomplissement rigoureux de ces tests [4] .

Les tests d'acceptation peuvent être divisés en trois groupes :

- Contrôles de sécurité.
- Contrôles mécaniques.
- Mesures de dosimétrie.

Plusieurs protocoles nationaux et internationaux sont en place pour orienter le physicien lors de la réalisation de ces tests [19].

## **CHAPITRE II : Protocole dosimétrique**

### **II. 4. 1. Vérification des systèmes de sécurité et voyants lumineux :**

#### **II. 4. 1. 1. Contrôles visuels :**

- Enable :  
Vérifier le bon fonctionnement de la fonction "Enable" sur chaque boîtier de commande ainsi que sur les panneaux latéraux de la table.
- Sécurité porte :  
Impossible de déclencher le faisceau « Beam-on » si la porte est ouverte.
- Indicateur lumineux :  
Les voyants rouge/vert témoins de faisceau fonctionnent.
- Vidéo + audio :  
Vérifiez le bon fonctionnement des caméras de surveillance et de l'interphone.

#### **II. 4. 1. 2. Tests sécurités :**

- Contrôles visuel et manuel des fixations et des caractéristiques mécaniques des filtres en coin, de la porte.
- Des accessoires et des applicateurs sont utilisés avec les faisceaux d'électrons.
- Il n'est pas acceptable de retirer les accessoires.
- Aucune altération physique des accessoires n'est acceptable.
- Si la conformité ne peut pas être rétablie, les accessoires défectueux doivent être retirés de l'utilisation et remplacés.

### **II. 4. 2. Contrôle mécanique du Synergy Elekta :**

#### **II. 4. 2. 1. Vérification de la projection du réticule avec la rotation de collimateur :**

On place un morceau de papier collant au centre du réticule, puis on note la position de la projection du centre du réticule pour des rotations de collimateur de 90°, 270°, 165° et 195°. Assurez-vous que tous les points trouvés restent à l'intérieur d'un cercle de diamètre inférieur à 2 mm.

#### **II. 4. 2. 2. Vérification de la projection du réticule avec la rotation de bras :**

On place un morceau de papier collant sur le centre du réticule, puis enregistrez la position de la projection du centre du réticule pour des rotations de bras de 0°, 90°, 180° et 270°. On assure que tous les points trouvés restent à l'intérieur d'un cercle de diamètre inférieur à 2 mm.

#### **II. 4. 2. 3. Vérification de la rotation isocentrique de la table :**

Le plateau de la table étant centré à l'isocentre, on repère sur celui-ci la projection lumineuse du croisillon. Ensuite, faites tourner la table sur toute sa course circulaire et on assure que la projection lumineuse du croisillon reste bien dans un cercle de diamètre inférieur



## CHAPITRE II : Protocole dosimétrique

à 2 mm. On répète cette vérification avec le plateau de table situé 20 cm sous le centre, où le diamètre du cercle contenant les points doit également être inférieur à 2 mm.

### II. 4. 2. 4. Affichage des dimensions du champ lumineux :

Avec le bras à  $0^\circ$ , on place une feuille de papier millimétré à DSP100 et on détermine les tailles des champs de 5x5 cm, 10x10 cm, 20x20 cm, 30x30 cm et 40x40 cm. On vérifie ensuite sur le papier millimétré la taille du champ ainsi que son affichage à l'écran. Pendant cette procédure, on assure de la perpendicularité des bords adjacents et du parallélisme des bords du champ en vérifiant également la symétrie du champ. On assure que le centre du réticule correspond au centre du champ lumineux et que la distance entre le réticule et le bord du champ est identique de part et d'autre.

On vérifie les dimensions des champs correspondent à l'affichage et aux mesures, et on assure que les deux demi-champs de part et d'autre du réticule ont des dimensions identiques à 1 mm près. Cette vérification est effectuée dans les directions IP (In Plane) et CP (Cross Plane) au niveau des bords du champ et de l'axe central du faisceau.

Ces vérifications sont également effectuées pour une autre rotation du bras ( $90^\circ$  ou  $270^\circ$ ), alternant chaque mois. Elles sont réalisées à l'aide de l'iso-alignement pour les champs de 5x5 cm, 10x10 cm, 15x15 cm et 20x20 cm. Les tolérances sont inférieures à 1 mm si le champ est inférieur à 10cm x10 cm et inférieur à 2 mm pour les autres dimensions de champs.

### II. 4. 2. 5. Télémètre et hauteur table :

Pour vérifier les valeurs fournies par le télémètre, on place un frontpointer de niveau sur la table de l'accélérateur. On déplace ensuite la table verticalement pour que le frontpointer indique précisément une distance de 100 cm et on compare cette distance avec celle indiquée par le télémètre. Ensuite, on place un petit cube de plexiglas sur le frontpointer, cette fois-ci la DSP attendue est de 95 cm ou 90 cm selon le côté du plexiglas utilisé, et comparez à nouveau cette distance avec celle indiquée par le télémètre.

Avec le grand côté du plexiglas en place, on déplace à nouveau la table verticalement pour que le frontpointer indique exactement une distance de 100 cm. Ensuite, placer et retirer le petit côté du cube de plexiglas. Cette fois, la DSP attendue est de 105 cm et 110 cm. Comparez ces distances avec celles indiquées par le télémètre. Les tolérances sont inférieures à 1.5mm

### II. 4. 2. 5. Vérification à l'échelle angulaire :

#### a. Collimateur :

Pour vérifier l'exactitude des affichages numériques et mécaniques, on commence par placer une feuille de papier blanc sur la table. Ensuite, on positionne le bras à un angle de  $35^\circ$  et on marque sur la feuille la projection du réticule. On répète cette étape en plaçant le bras à un angle de  $325^\circ$  et en marquant à nouveau la projection du réticule. En reliant ces deux points, vous définirez la droite de référence pour l'alignement du collimateur. On aligne ensuite le

## CHAPITRE II : Protocole dosimétrique

réticule sur cette droite et on vérifie que les indications mécaniques et électroniques sont correctes.

On répète cette procédure pour les angles de  $15^\circ$  et  $345^\circ$  du collimateur. Les tolérances sont inférieures à  $0.5^\circ$ .

### b. Bras :

Le bras est successivement positionné aux angles suivants ( $0^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $270^\circ$ , et  $345^\circ$ ). La vérification est effectuée à l'aide d'un niveau à bulle en contact avec le niveau inférieur du collimateur. La différence entre l'angle vrai déterminé par le niveau à bulle et l'affichage doit être inférieure à  $0,5^\circ$ .

### II. 4. 2. 6. Table de traitement :

Nous vérifions le déplacement vertical de la table est bien parallèle à l'axe vertical du faisceau. Pour ce faire, nous plaçons une feuille de papier millimétré à DSP 100 cm et repérons l'axe du faisceau vertical à l'aide de la projection lumineuse du croisillon. Ensuite, nous faisons varier la hauteur de la table de (+10 cm) et (-10 cm) par rapport à l'isocentre. Les tolérances sont inférieures à 1 mm

### II. 4. 2. 7. Vérification des graduations de la table de traitement :

Une feuille de papier millimétré est placée à DSP100. En plaçant le plateau de la table à l'isocentre, on repère sur celui-ci la projection lumineuse du croisillon. Ensuite, on note la valeur de l'indicateur digital de la position de la table. La table est déplacée dans la direction longitudinale sur une distance de 20 cm, puis on vérifie que l'indicateur digital a enregistré correctement ce déplacement. Cette même vérification est effectuée pour le déplacement latéral. Les tolérances sont inférieures à 2 mm

### II. 4. 2. 8. Vérification de la table et de son horizontalité de la rigidité :

Il est vérifié que le plateau reste horizontal lors de ses déplacements longitudinaux et transversaux. Sous charge, la surface du plateau est positionnée à l'isocentre, et sa position est repérée par rapport à l'axe du faisceau en mesurant la distance de sortie du plateau du collimateur. Ensuite, le plateau est déplacé sur toute sa course dans le sens longitudinal, et la même procédure est suivie pour le déplacement latéral. Les tolérances sont inférieures à 2 mm.

### II. 4. 2. 9. Vérification de l'isocentre radiatif pour rotation de bras (Spoke Shot) :

Pour une collimation de  $0^\circ$ , un film est fixé sur la table, puis la position de la projection du centre du réticule est relevée pour des rotations de bras de  $90^\circ$ ,  $0^\circ$  ( $180^\circ$ ),  $275^\circ$  ( $265^\circ$ ) et  $185^\circ$  ( $355^\circ$ ). Ensuite, le film situé sous 2 cm de PMMA est irradié, avec un champ de  $0,1 \times 20$  cm. Les lignes représentant le milieu des traces d'irradiation sont tracées, et la forme délimitée par l'intersection de ces points doit être incluse dans un cercle de diamètre inférieur à 2 mm.

## CHAPITRE II : Protocole dosimétrique

### II. 4. 3. Contrôle dosimétrique du Synergy Elekta :

#### II. 4. 3. 1. Détermination de la qualité du faisceau :

L'indice de qualité du faisceau est un paramètre simple qui caractérise le faisceau, et peut être déterminé de deux manières :

1- Il correspond au rapport entre le facteur de qualité du tissu fantôme  $TPR_{20/10}$  ou le rapport entre la lecture corrigée de la chambre à 20 cm de profondeur dans l'eau et celle à 10 cm de profondeur, avec un champ de taille de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  au niveau du plan central de la chambre et une distance fixe source-chambre de 100 cm.

$$Q = TPR_{20/10} = \frac{M_{20}}{M_{10}} \quad (17)$$

2- La deuxième méthode consiste à mesurer les lectures corrigées pour tous les effets de température, de pression, de recombinaison et de polarité de la chambre d'ionisation à 20 et 10 cm de profondeur, en maintenant la distance source-surface fixe à 100 cm avec une ouverture de champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  à la surface. L'indice de qualité est alors déterminé par la relation suivante [20] :

$$Q = 2,012 - 1,05M_1 + 0,1265M_2 + 0,01877M_3 \quad (18)$$

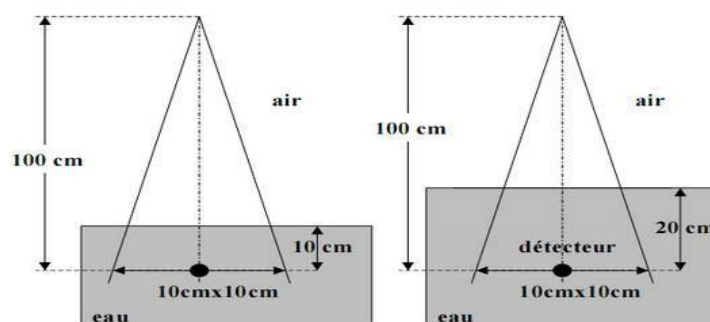


Figure 15 : Détermination de la qualité du faisceau par la première méthode [8].

#### II. 4. 3. 2. Le débit de dose :

Le débit de dose absorbée représente la quantité de dose absorbée par unité de temps, exprimée en Gray par seconde. [04]

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (19)$$

$$D_{w,Q}(Z_{ref}) = M_Q \times N_{D_{w,Q_0}} \times K_{Q,Q_0} \quad (20)$$

Avec :

$M_Q$ : Relevé du dosimètre corrigé à la tension V

## CHAPITRE II : Protocole dosimétrique

$$M_Q = M_l \times K_{T,P} \times K_{elec} \times K_{pol} \times K_s \quad (21)$$

$M_l$  : est la moyenne de la lecture.

$K_{T,P}$  : est la correction en pression et température.

$$K_{T,P} = \frac{(273.2+T)P_0}{(273.2+T_0)P} \quad (22)$$

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

$K_{elec}$  : est le facteur de calibration de l'électromètre.

$K_{pol}$  : est le facteur de correction de polarité.

$$K_{pol} = \frac{|M_+|+|M_-|}{2M} \quad (23)$$

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

$K_s$  : est le facteur de correction de saturation.

$$K_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \quad (24)$$

$$a_0 = 1.0220, a_1 = -0.3632, a_2 = 0.3413 \quad (25)$$

$N_{D_w,Q_0}$  : est le facteur de calibration de la chambre en termes de dose absorbée.

$K_{Q,Q_0}$  : est le facteur de correction de qualité du faisceau pour la différence dans la dose absorbée dans l'eau entre le faisceau de référence et le faisceau de qualité Q.

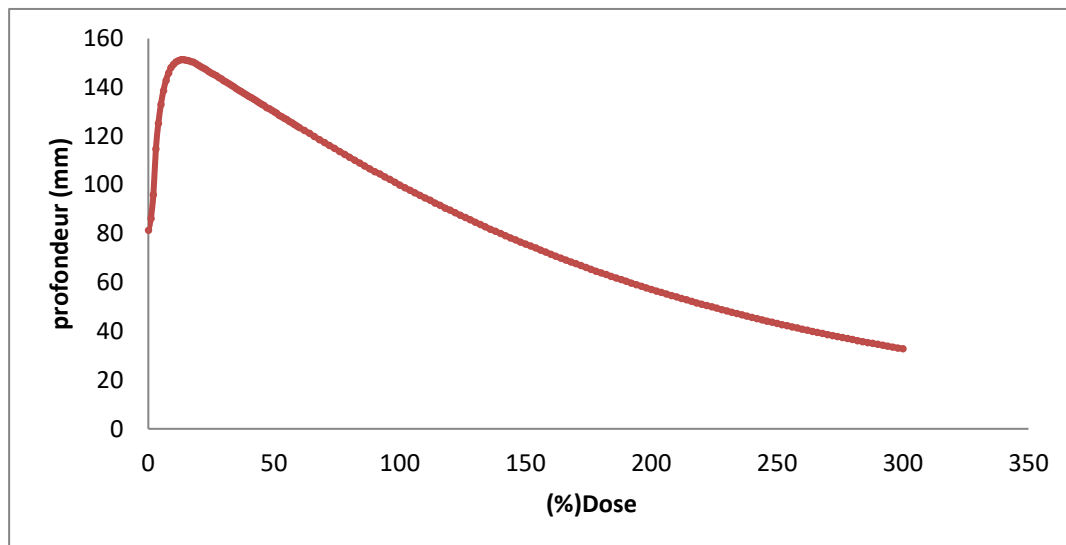
### II. 4. 3. 3. Commissioning du synergy Elekta du CAC Ouargla :

#### A. Le rendement en profondeur (PDD) :

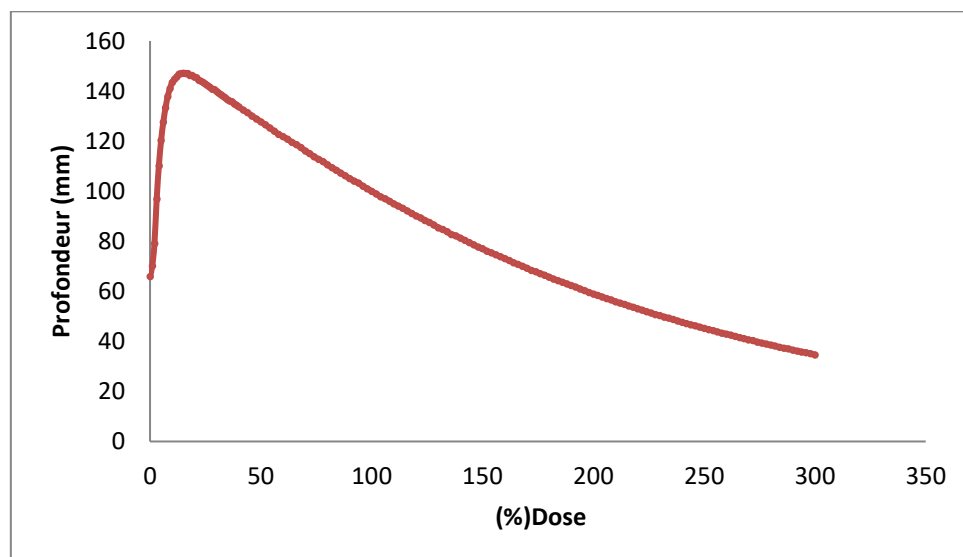
Le rendement en profondeur (PDD) représente la répartition de la dose le long de l'axe du faisceau pour une distance source-surface (DSS) spécifique et une taille de champ donnée. Le PDD est obtenu en déplaçant le détecteur en profondeur dans l'eau. Ce paramètre est crucial pour déterminer la dose absorbée. Nous analysons la distribution de la dose en profondeur le long de l'axe central du faisceau de rayonnement à l'intérieur du patient ou du plan d'eau, où chaque dose maximale ( $D_{max}$ ) correspond à une profondeur de dose maximale ( $Z_{max}$ ). Le pourcentage de la dose à un point donné sur l'axe central du faisceau à l'intérieur du volume irradié est appelé pourcentage de PDD (%PDD) et est calculé selon la formule [20].

$$PDD \% = 100 \times \frac{D_q}{D_p} \quad (26)$$

## CHAPITRE II : Protocole dosimétrique

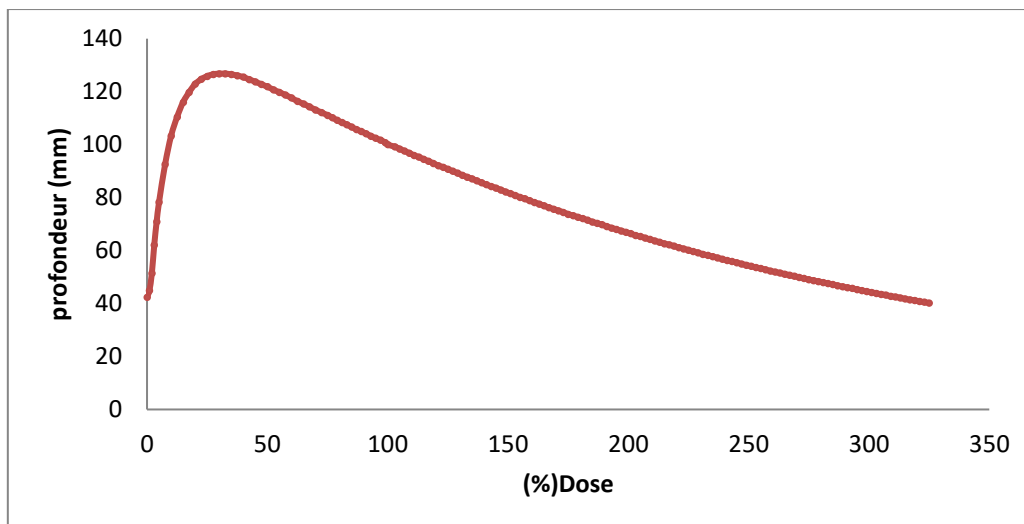


**Figure 16 :**Le rendement en profondeur de la dose (PDD) dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale de 6 MV et une taille de champ de 10×10 (cm<sup>2</sup>)

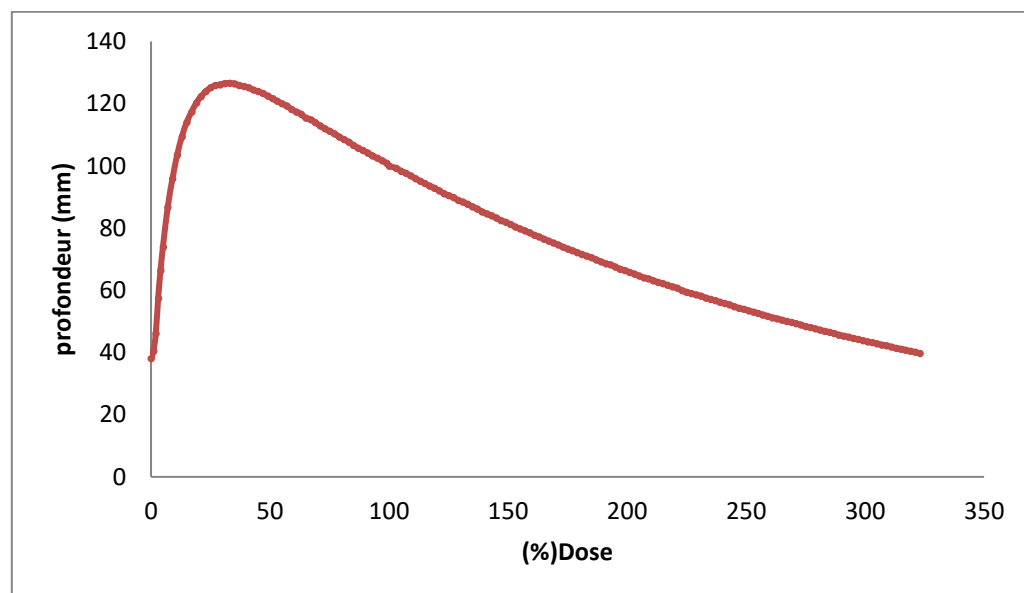


**Figure 17 :** Le rendement en profondeur de la dose (PDD) dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale de 6 MV avec un filtre 60 et une taille de champ de 10×10 (cm<sup>2</sup>)

## CHAPITRE II : Protocole dosimétrique

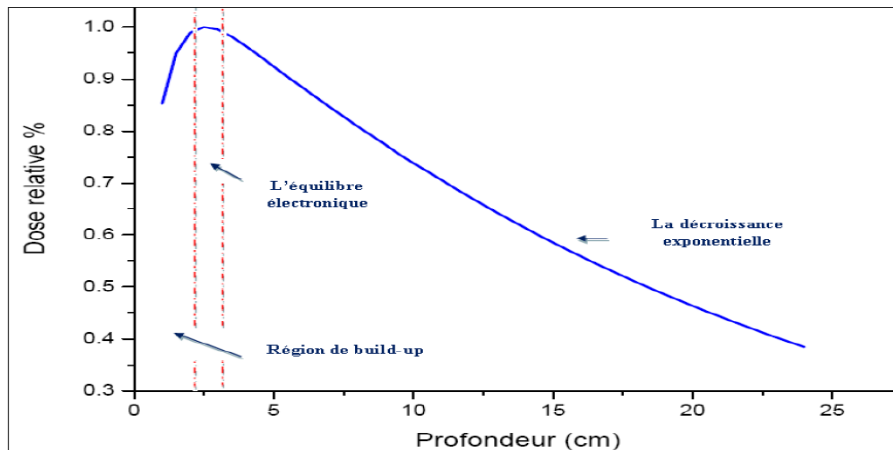


**Figure 18 : Le rendement en profondeur de la dose (PDD) dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale de 18 MV et une taille de champ de 10×10 (cm<sup>2</sup>)**



**Figure 19 : Le rendement en profondeur de la dose (PDD) dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale de 18 MV avec un filtre 60 et une taille de champ de 10×10 (cm<sup>2</sup>)**

## CHAPITRE II : Protocole dosimétrique



**Figure 20 : Allure de la variation du rendement en profondeur de la dose (PDD) dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale de 12 MV et une taille de champ de 10×10 (cm<sup>2</sup>) [21].**

La variation du rendement en profondeur de la dose (PDD) se compose de trois régions distinctes, comme illustré dans la figure 20 : la région de build-up de la dose, la région de l'équilibre électronique, et la région de décroissance exponentielle [21].

- **La région de build-up :** dans la région de build-up, la dose augmente en raison de l'augmentation du flux des électrons secondaires induits par les photons. Cette région se caractérise également par le dépôt d'énergie des électrons de contamination et des photons secondaires émergents de la tête du linac. La surface de dose est également englobée dans cette région.
- **L'équilibre électronique :** À chaque point de la matière traversée, des électrons secondaires sont générés tandis que d'autres sont absorbés. Lorsque le nombre d'électrons générés équivaut au nombre d'électrons absorbés, l'équilibre électronique est atteint. À ces points, la dose déposée dans le milieu est maximale.
- **La décroissance exponentielle :** Après l'équilibre électronique, la dose diminue car à la fois le flux des électrons secondaires et des photons secondaires déclinent rapidement, parallèlement à l'atténuation du flux de photons en profondeur.

Le PDD dépend de quatre paramètres : la profondeur  $d$  dans le fantôme, la taille de champ d'irradiation, la distance source surface SSD et l'énergie du faisceau de photons.

### **B. Profil de dose :**

Le profil de dose ou le rapport latéral (appelé "dose profile" ou "off-axis ratio" en anglais) (Figure 24) représente la répartition de la dose absorbée dans un plan perpendiculaire ou latéral à l'axe du faisceau, à une profondeur spécifique. Ce rapport est exprimé en pourcentage normalisé par rapport au point sur l'axe du faisceau [21].

Le profil de dose pour les rayons X de méga voltage se divise en trois régions : la région centrale, la région de pénombre et la région d'ombre [5].

## CHAPITRE II : Protocole dosimétrique

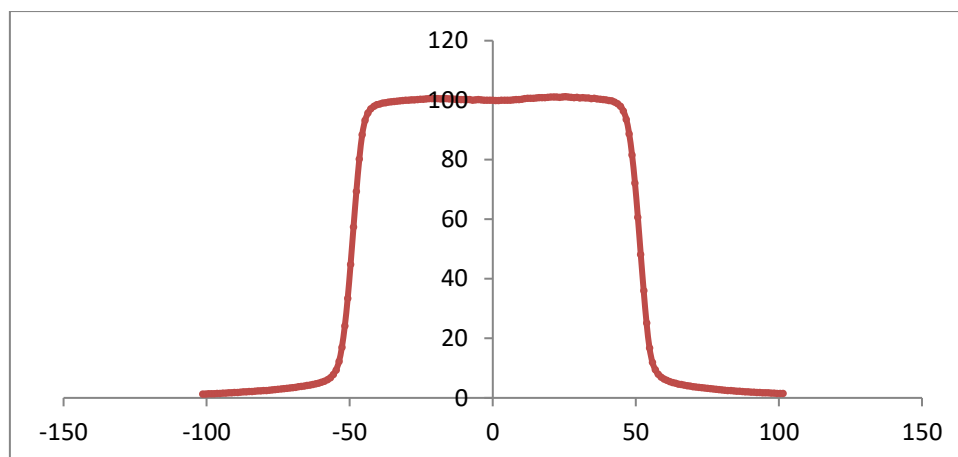


Figure 21 : Profil de la dose de faisceau de photons d'énergie nominale de 6 MV et une taille de champ de 10×10 (cm<sup>2</sup>)

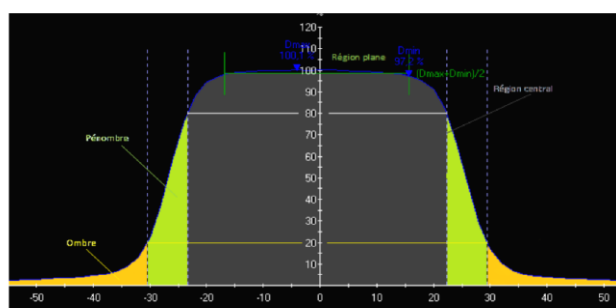


Figure 22 : Allure du profil de la dose de faisceau de photons [21].

### ✓ La région centrale :

Elle correspond à la partie centrale du profil, s'étendant de l'axe central jusqu'à environ 1 à 1,5 cm avant les bords du champ de faisceau géométrique (dont la taille est définie par le champ de lumière optique) [5].

### ✓ La pénombre physique :

La région de pénombre physique correspond à la zone où les valeurs de dose changent rapidement (le gradient de dose est plus important). La dose diminue à mesure que l'on s'éloigne de l'axe central du faisceau, en raison notamment de l'augmentation de la distance par rapport à l'axe et de la perturbation de l'équilibre électronique latéral. Cette région se compose de trois composantes :

- La pénombre de transmission est causée par les rayonnements qui traversent les bords du collimateur.
- La pénombre géométrique est le résultat de la divergence du faisceau de photons.
- La pénombre de diffusion est causée par les photons diffusés qui émergent de la limite géométrique du faisceau d'irradiation, et elle augmente proportionnellement à la taille du champ, à la profondeur, ainsi qu'à la perte d'énergie des photons [5, 21].



## CHAPITRE II : Protocole dosimétrique

### ✓ L'ombre :

La zone d'ombre, également connue sous le nom de zone hors champ en anglais (out-of-field), désigne la partie de transmission à travers le collimateur qui se situe en dehors du champ d'irradiation principal [21].

### ✓ La planéité de faisceau :

La spécification de la planéité consiste en la variation maximale de la dose intégrée entre les points minimum et maximum, mesurée à la largeur centrale à 80% du champ central, tant dans le plan axial que transversal, sur un axe SSD de 100 cm. [22]

$$Flatness = \frac{D_{max} - D_{min}}{2} \times 100 \quad (27)$$

### ✓ La symétrie :

La symétrie est spécifiée comme étant la plus grande différence de dose intégrée entre deux points correspondants à la ligne médiane du faisceau, à 80% du diamètre central, à la fois dans la direction centrale (dans le plan) et transversale (dans le plan transversal), à une distance source-détecteur (SSD) de 100 cm [24].

$$Symmetry = \frac{D(x) - D(-x)}{2} \times 100 \quad (28)$$

### C. Le facteur d'ouverture du collimateur (FOC) :

Le facteur d'ouverture du collimateur (FOC) (voir Figure(II. 10)) représente le rapport entre la dose absorbée à une profondeur  $Z_R$  pour un champ de taille  $c$  et la dose à la même profondeur pour un champ de taille de référence  $C_R$ . Les valeurs de  $c$  et  $C_R$  sont définies à la distance de référence  $f_R$  dans la condition isocentrique [20].

$$FOC = \frac{D(Z_R, c)}{D(Z_R, C_R)} \quad (29)$$

Le FOC caractérise l'effet de la taille du champ sur la dose délivrée.

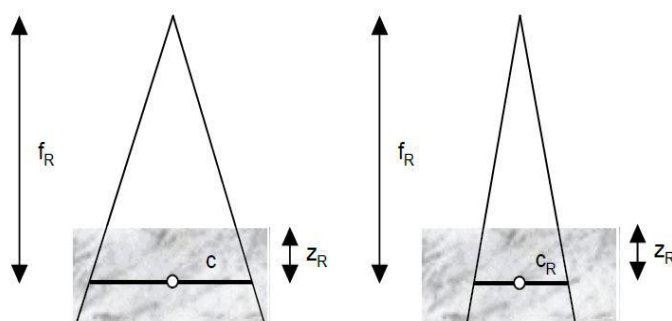


Figure 23 : Présentation du facteur d'ouverture du collimateur en condition isocentrique [8].

## CHAPITRE II : Protocole dosimétrique

### ➤ FOC d'un champ ouvert :

Énergie 6MV :

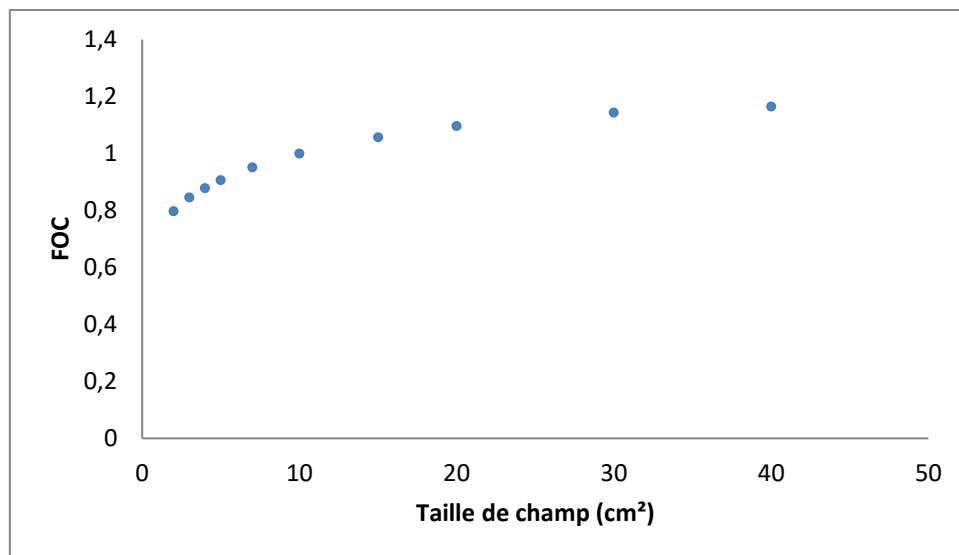


Figure 24 : Exemple de valeurs de FOC pour des faisceaux des champs ouverts d'énergie 6MV

Énergie 18MV :

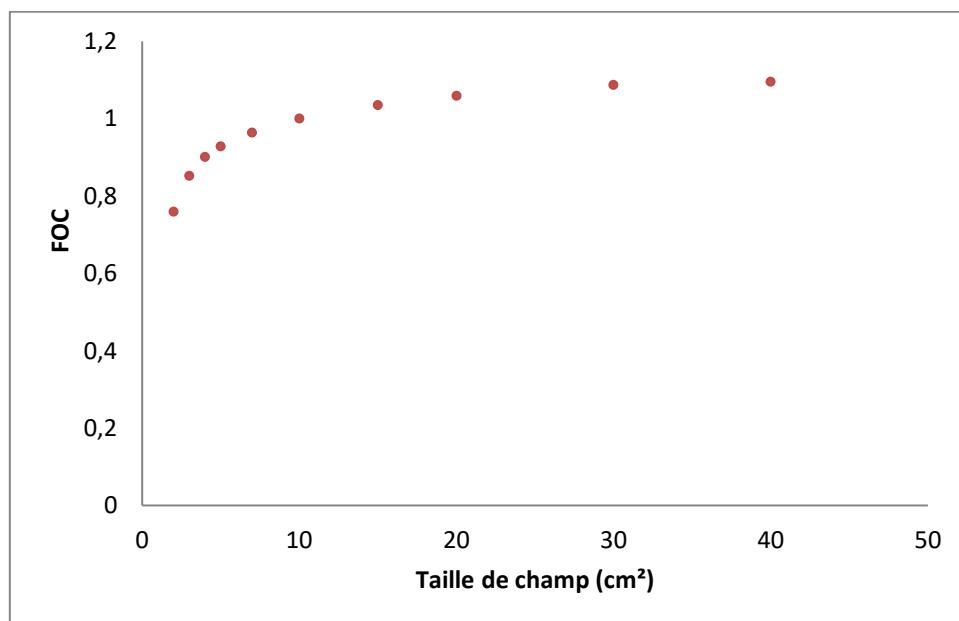
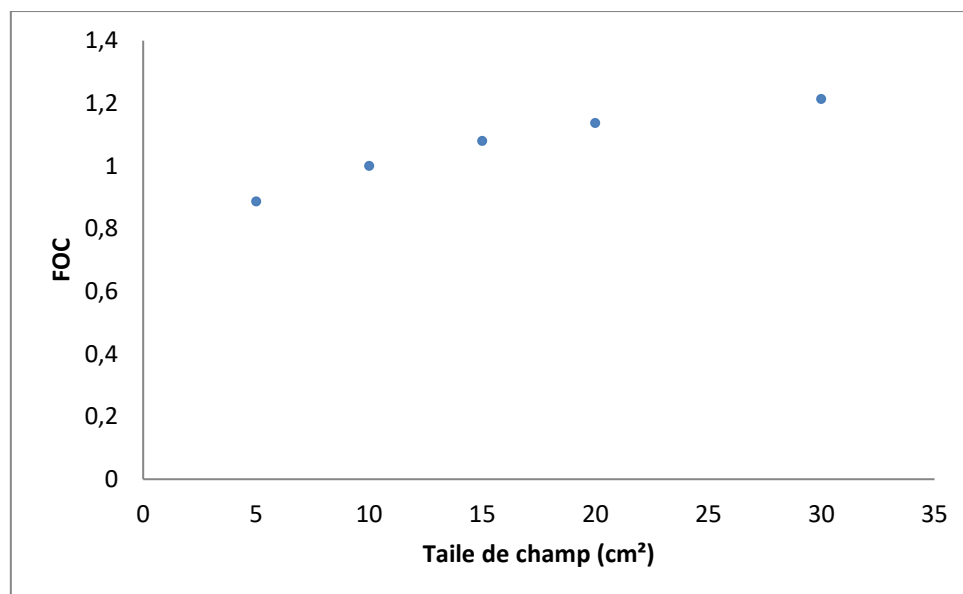


Figure 25 : Exemple de valeurs de FOC pour des faisceaux des champs ouverts d'énergie 18MV

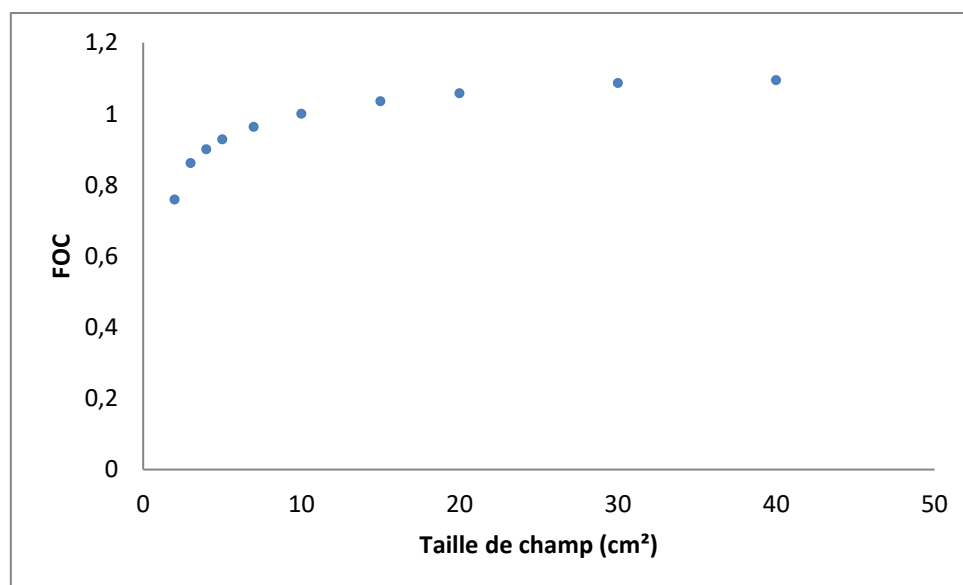
### ➤ FOC d'un champ avec filtre :

Énergie 6MV :

## CHAPITRE II : Protocole dosimétrique



**Figure 26 : Exemple de valeurs de FOC pour des faisceaux d'énergie 6MV avec filtre**  
Énergie 18MV :



**Figure 27 : Exemple de valeurs de FOC pour des faisceaux d'énergie 18MV avec filtre**

### II. 5. Procédures d'étalonnage :

Pour garantir la sécurité et l'efficacité de l'utilisation des rayonnements ionisants en radioprotection et en radiothérapie, il est nécessaire de calibrer les appareils de mesure. Ce processus implique l'établissement d'une corrélation entre les indications de l'appareil et les véritables grandeurs dosimétriques telles que le kerma, l'exposition et la dose absorbée.

A ce jour il existe deux méthodes d'étalonnage :

## CHAPITRE II : Protocole dosimétrique

En termes de kerma pour un faisceau de photons gamma de Cobalt en référence, ou en termes de dose absorbée dans l'eau pour un faisceau de photons gamma de Cobalt ou de rayons X produits par l'accélérateur [13].

### II. 5. 1. Étalonnage l'air libre :

Cette approche repose sur l'utilisation du coefficient de calibrage en termes de kerma à l'air libre,  $N_K$ , fourni par un laboratoire d'étalonnage. Elle est préconisée par les anciens protocoles dosimétriques tels que le TRS 277 (AIEA 1987, 1997) et le TG 21 (AAPM).

Le coefficient de calibrage en termes de kerma à l'air libre est exprimé par la relation suivante :

$$N_K = \frac{K_{air}}{M_Q} \left( \frac{cGy}{\text{unit de lecture}} \right) \quad (30)$$

Avec :

- $K_{air}$  : Valeur du kerma dans l'air pour un faisceau de Cobalt 60 pour un temps d'irradiation  $t$
- $M_Q$  : Lecture de l'instrument de mesure (électromètre) en termes de courant ou de charge corrigé par le facteur  $K_{T,P}$  (température et pression) ainsi que pour l'effet de l'humidité.

Si une autre chambre est placée pour l'étalonner dans le même faisceau avec la même géométrie pendant la même durée que la première chambre, le facteur d'étalonnage en termes de kerma dans l'air de cette deuxième chambre ( $N'_K$ ) sera déterminé par la relation suivante :

$$N'_K = N_K \times \left( \frac{M_Q}{M'_Q} \right) \quad (31)$$

- $M'_Q$  : Lecture corrigée de la chambre à étalonner pour le même temps d'irradiation. En dosimétrie clinique, on utilise le facteur  $K$  pour calculer la dose dans l'eau pour un faisceau de qualité  $Q$ , conformément au TRS 277, en se référant à la relation suivante :

$$D_{eau,Q} = M_Q \times N_K \times (1 - g) \times K_{att} \times K_m \times K_{ele} \times S_{eau,air,Q} \times P_Q \quad (32)$$

- $g$  : Représente la fraction de l'énergie des électrons secondaires perdue par rayonnement de freinage ( $g=0,003$ ) pour les photons du Cobalt.
- $k_{att}$  : Facteur corrigeant l'atténuation et la diffusion des photons dans la paroi et le capuchon de la chambre
- $k_m$  : Facteur corrigeant la non-équivalence de la paroi du capuchon l'air
- $k_{ele}$  : facteur introduit par le protocole dosimétrique le plus récent (TRS 398) qui prend en compte la perturbation de la cavité d'air de la chambre due l'électrode
- $S_{eau,air,Q}$  : Rapport des pouvoirs d'arrêt par collision de l'eau et de l'air
- $P_Q$  : Facteur correctif qui inclut l'effet de la non équivalence de la paroi de la chambre l'eau ainsi que l'effet de la différence de la diffusion des électrons entre l'air et la cavité d'eau remplacé par l'air pour la qualité de rayonnement  $Q$ .

## CHAPITRE II : Protocole dosimétrique

- $D_{\text{eau},Q}$  : La valeur de la dose mesurée par la chambre d'ionisation dans l'eau est établie. Le point de mesure effectif est situé à une profondeur de référence. Ce point est obtenu en déplaçant le centre géométrique d'une distance égale à 0,6 fois le rayon intérieur de la chambre d'ionisation.

### II. 5. 2. Etalonnage dans l'eau :

Cette deuxième méthode, proposée par le protocole dosimétrique TRS 398, peut être utilisée pour les faisceaux de Cobalt 60 ou les rayons X haute énergie. Elle repose sur l'utilisation du coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau, défini pour un faisceau de qualité  $Q_0$  selon la relation suivante :

$$N_{D,\text{eau},Q_0} = \frac{D_{\text{eau},Q_0}}{M_{Q_0}} \quad (33)$$

Où :

- $M_{Q_0}$  : représente la réponse de l'instrument de mesure en termes de courant ou charge corrigée pour l'influence des conditions atmosphériques et d'humidité et pour les effets de recombinaison et polarité.
- $D_{\text{eau},Q_0}$  : Dans cette expression,  $D_{\text{eau},Q_0}$  représente la dose absorbée dans l'eau aux conditions de référence au point de centrage de la chambre d'ionisation en l'absence de la chambre.
- $N_{D,\text{eau},Q_0}$  : est le facteur d'étalonnage de la chambre d'ionisation, exprimé en unité de lecture par Gy, déterminé dans le faisceau de référence de qualité  $Q_0$ .

Cet avantage de la méthode en dosimétrie clinique réside dans sa capacité à déduire la dose dans l'eau pour des faisceaux de qualité différente en utilisant le facteur de qualité  $k_{Q,Q_0}$ , qui corrige les variations de qualité du faisceau.

$$D_{\text{eau},Q_0} = M_Q \times N_{D,\text{eau},Q_0} \times K_{Q,Q_0} . \quad (34)$$

Le facteur de qualité est défini comme le rapport des coefficients d'étalonnage de la chambre pour les qualités  $Q$  et  $Q_0$  respectivement.  $k_{Q,Q_0}$ , qui dépend du type de chambre utilisée, est déterminé expérimentalement. Son avantage réside dans sa capacité à regrouper tous les facteurs correctifs mentionnés dans les anciens protocoles dosimétriques, ce qui simplifie la pratique de la dosimétrie clinique.

### II. 6. CONCLUSION :

Nous avons observé que lorsqu'un faisceau de particules traverse la matière, cela entraîne un dépôt d'énergie dans cette matière. L'objectif de la dosimétrie est de quantifier précisément cette énergie absorbée afin de :

- Prédire les effets des traitements en radiothérapie sur les tissus sains et tumoraux.
- Mesurer l'énergie déposée dans les tissus lors de l'utilisation de rayonnements ionisants (directs ou indirects) à des fins diagnostiques.

## **CHAPITRE II : Protocole dosimétrique**

- Établir des normes de protection contre ces rayonnements (radioprotection), que ce soit au niveau individuel (personnel ou professionnel) ou collectif.

Nous avons analysé les échanges énergétiques au niveau des particules individuelles.

---

**CHAPITRE III :**  
**Matériels et Méthode**

---

## CHAPITRE III : Matériels et Méthode

### III. 1. Introduction :

Le processus de planification du traitement par radiothérapie est complexe, comporte de nombreuses étapes et constitue une procédure potentiellement à haut risque, car elle implique la manipulation de multiples sources d'informations et l'interaction de différents groupes professionnels, tous dédiés au traitement des patients atteints de cancer par radiothérapie. L'AIEA a analysé une série d'expositions accidentelles en radiothérapie pour en savoir plus sur les méthodes permettant de prévenir de futurs événements. Cette analyse comprenait un examen des accidents survenus en raison d'une mise en service inappropriée ou de l'absence de procédures de contrôle de qualité appropriées pour les systèmes informatisés de planification de traitement (TPS) lors de l'achat, de la mise en service ou pendant l'utilisation de l'équipement.

Le rapport de l'AIEA, *Investigation of an Accidental Exposure of Radiotherapy Patients in Panama*, publié en 2001, présente un autre exemple d'erreurs très importantes liées à l'utilisation inappropriée des TPS qui ont affecté des patients atteints de cancer au Panama.

L'assurance qualité (AQ) dans le processus de planification du traitement de radiothérapie est essentielle pour minimiser le risque d'exposition accidentelle. Il est particulièrement important de soutenir les hôpitaux des États membres dans l'élaboration de procédures de mise en service et d'assurance qualité des TPS informatisés. Le coût relativement faible des équipements actuels a rendu les TPS largement disponibles dans les pays industrialisés et en développement, mais à l'exception de quelques recommandations nationales en matière d'assurance qualité en Amérique du Nord et en Europe occidentale, aucune publication n'est disponible pour que les professionnels puissent vérifier leurs TPS. Répondant à la nécessité d'élaborer une publication de l'AIEA contenant de telles recommandations, un groupe d'experts (J. Van Dyk (Canada), J.-C. Rosenwald (France), B. Fraass (États-Unis d'Amérique), J. Cramb (Australie) et F. Ionescu-Farca (Suisse)) a été nommé en 1999 et a préparé un tel document entre 2000 et 2002.

Les principales questions qui méritent une attention particulière dans les protocoles d'assurance qualité pour les TPS ont été longuement discutées lors de deux réunions de consultants tenues en 1999 et 2000 à Vienne. Ces réunions ont porté sur toute la gamme des équipements auxiliaires, depuis ceux disponibles dans les hôpitaux mal équipés jusqu'à ceux requis pour les techniques de traitement sophistiquées et modernes disponibles dans des établissements mieux équipés. Un aperçu détaillé d'une publication comprenant des sections traitant à la fois de la radiothérapie externe et de la curiethérapie, décrivant les tolérances et les erreurs, les ressources nécessaires pour l'AQ, les questions à prendre en compte lors de l'achat, les tests d'acceptation, la mise en service ainsi que le processus continu d'AQ et sa gestion, a été élaboré, et le rapport final a été préparé pour publication sous le nom de ce rapport technique.



## **CHAPITRE III : Matériels et Méthode**

### **III. 2. L'algorithme Collapsed Cone :**

L'algorithme Collapsed Cone est une méthode de calcul avancée utilisée en radiothérapie pour estimer de manière précise la distribution de dose dans les tissus. Il permet de modéliser le chemin des rayons dans le corps du patient avec une grande précision, ce qui est essentiel pour une planification précise du traitement et une délivrance de dose optimale [23].

#### **III. 2. 1. Contexte et importance en radiothérapie :**

Dans le contexte de la radiothérapie, l'algorithme Collapsed Cone revêt une importance capitale car il permet de prendre en compte les effets de diffusion de la radiation dans les tissus, ce qui est essentiel pour assurer une irradiation ciblée et minimiser les dommages aux tissus sains environnants. Grâce à sa précision et sa fiabilité, cet algorithme est largement utilisé dans les centres de traitement du cancer à travers le monde [23].

#### **III. 2. 2. Buts et objectifs de l'algorithme :**

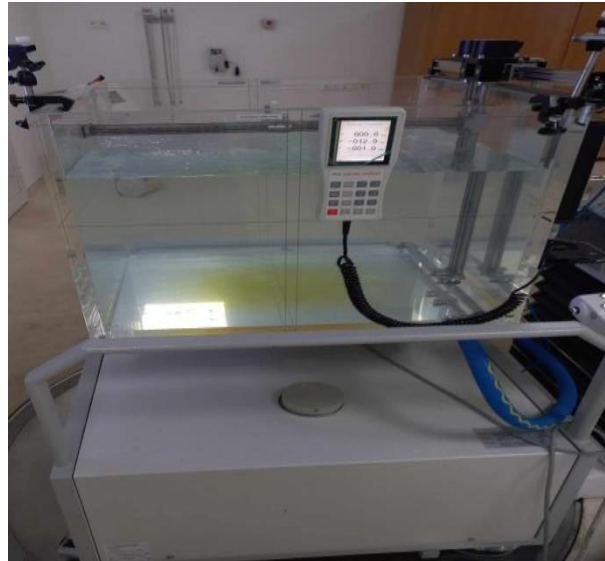
Les principaux objectifs de l'algorithme Collapsed Cone sont de garantir une planification de traitement précise et individualisée pour chaque patient, d'optimiser la délivrance de la dose de radiation tout en minimisant les effets secondaires sur les tissus sains, et de permettre une évaluation précise de la dose absorbée par les tissus cibles. En mettant l'accent sur la précision et la sécurité, cet algorithme contribue à améliorer les résultats cliniques et la qualité de vie des patients traités en radiothérapie [23].

### **III. 3. Matériels utilisés :**

#### **III. 3. 1. Cuve à eau automatique MP3 PTW :**

Le fantôme MP3 PTW à eau représente un des éléments de mesure important. Il est associé à un certain nombre de chambres (Semiflex, Roos, Farmer, Markus) et un logiciel d'acquisitions Mephysto, on peut l'utiliser pour des mesures de dose absolue (débit de dose), ou des mesures relatives tel que les rendements en profondeurs, les profils de dose dans l'eau, et les facteurs ouvertures du collimateur. La chambre pendant le scanne pour se déplacer dans les trois directions dans le fantôme.

## CHAPITRE III : Matériels et Méthode



**Figure 28 : Fantôme MP3 automatique PTW (CAC Ouargla).**

### III. 3. 2. Electromètre UNIDOS:

L'électromètre UNIDOS est un dosimètre universel commandé par un microprocesseur pour des mesures de dose en radiothérapie ou en radiodiagnostic pour ce qui nous intéresse en radiothérapie ce dosimètre correspond à la norme CEI60731 [24].



**Figure 29 : Electromètre de type UNIDOS (PTW) (CAC Ouargla).**

Ces caractéristiques sont les suivantes :

1. Affichage en unités radiologiques ou électriques pour les mesures doses/charges ou débits de dose courant.
2. Mesures avec chambres d'ionisation ou détecteurs à corps solides.
3. Menu CHAMBER (chambre) pour l'enregistrement jusqu'à 35 chambres.
4. Haute tension réglable par incréments de 50 Volts de 0 à  $\pm 400$  Volts.
5. Fonction NULL pour éliminer le bruit de fond des chambres.

## CHAPITRE III : Matériels et Méthode

6. Possibilité de fonctionnement sur batterie rechargeable (5h).

### III. 3. 3. Electromètre TANDEM :

L'électromètre à deux canaux TANDEM est un appareil de mesure de courant parfaitement calibré. La constante très courte de l'amplificateur permet de mesurer des signaux variables afin, par ex : d'évaluer la distribution des doses ou déterminer les propriétés des rayons en radiothérapie.

Le TANDEM est un dosimètre thérapeutique conformément à CEI 60731. Cela signifie que la valeur de mesure du courant calculée peut être utilisée comme base pour des mesures absolues de dose et le débit de dose en radiothérapie. Les valeurs pour la dose et le débit de dose peuvent être calculées à partir des valeurs de mesure du courant en utilisant les facteurs de calibrage correspondant ainsi que les facteurs de correction.



Figure 30 : Electromètre TANDEM (CAC Ouargla).

### III. 3. 4. L'appareil de commande MP3 :

Le MP3 est un appareil de commande destiné à un système de mesure servant à déterminer des répartitions de dose et de propriétés de rayonnement en radiothérapie. Les données peuvent être transférées vers le PC.

Sur la face avant du MP3, il est possible de raccorder un appareil de commande manuelle permettant de commander manuellement les moteurs pas à pas dans jusqu'à trois sens de déplacement. Avec cet appareil de commande manuelle, les points de référence, origines de coordonnées et points limites peuvent être définis manuellement et enregistrés dans la mémoire non volatile du MP3. Pour un enregistrement rapide des données de mesure, l'appareil de commande MP3 permet le raccordement de l'électromètre à deux canaux TANDEM.

Il se commande via le logiciel MEPHYSTO et est compatible avec tous les appareils

## CHAPITRE III : Matériels et Méthode

auxiliaires mécaniques et fantôme de mesure [25].



Figure 31 : Contrôleur PTW (CAC Ouargla).

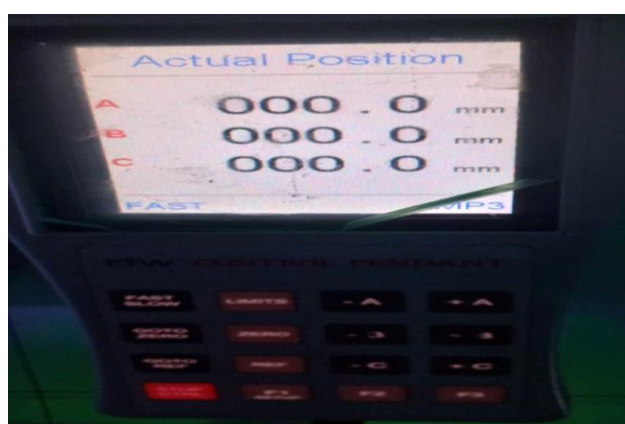


Figure 32 : L'appareil de commande MP3 (CAC Ouargla).

### III. 3. 5. Logiciel d'acquisition de données Méphysto :

Mephysto mc<sup>2</sup> (Medical Physics Tools), avec le Medical Physics Control Center est un Logiciel servant à enregistrer et évaluer automatiquement les répartitions de dose relatives et Absolues dans l'eau pour un accélérateur médical, et cela a l'aide d'un fantôme d'eau MP3 Commandé par ordinateur, ou de fantôme de corps solides PTW, ou de scanners de films, il Permet d'analyser les données selon les protocoles dosimétriques internationaux, les données de mesures peuvent être transférées vers des systèmes de planification de traitement en Radiothérapie à cet effet des programmes de conversion et de transfert de données sont requis [26].

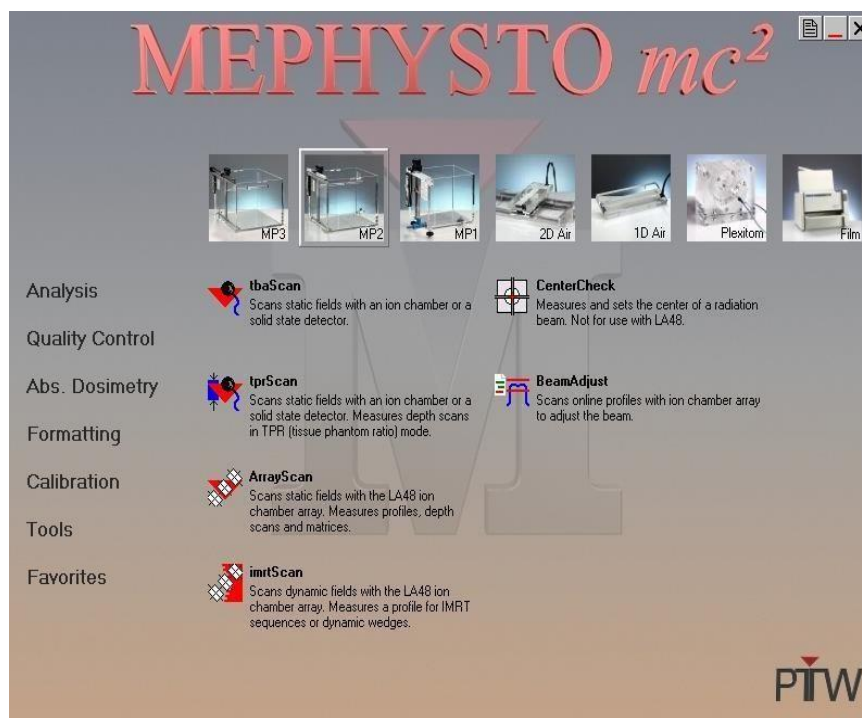


Figure 33 : Interface Mephysto

### III. 3. 6. Chambre d'ionisation Semiflex :

C'est une chambre étanche elle utilisée principalement pour les mesures relatives rendements en profondeurs ou profils dans des fantômes d'eau pour des faisceaux d'électron ou photons, elle peut être utilise aussi pour la dosimétrie absolue des faisceaux de photons ou électrons ( $4 \text{ g/cm}^2 \leq R50$ ).



Figure 34 : Chambre d'ionisation Semiflex (CAC Ouargla).

Ces principales caractéristiques sont les suivants :

1. Tension de polarisation nominal 400 Volts.
2. Point effective de mesure dans l'axe a 4.5 mm du bout de la chambre.
3. Utilisation avec fantôme d'eau ou fantôme solide.
4. Champ radiatif d'utilisation de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  a  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ .
5. Conditions d'utilisation Température (10 ... 40)°C, humidité (10 ... 80)%, pression (700 ... 1060) hPa

## CHAPITRE III : Matériels et Méthode

### III. 3. 7. Thermomètre à sonde, Baromètre :

La précision des baromètres et le thermomètre sont utilisés pour déterminer les facteurs de correction de la densité d'air pour la dosimétrie absolue.



Figure 35 : Thermomètre et baromètre (CAC Ouargla).

### III. 3. 8. Montage expérimental de la cuve à eau :

L'installation de la cuve à eau est une étape très importante pour les mesures en absolue ou en relatives. Elle doit être la plus exacte possible cela pour avoir une la meilleure précision possible 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. 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. On peut vérifier les niveaux de la cuve verticale et horizontale de la cuve avec un niveau à bulles ou un niveau électronique calibré.

La dernière étape de l'installation de la cuve est la mise en place des chambres d'ionisation. Pour le bon positionnement des chambres d'ionisations (semiflex 0.125 cm<sup>3</sup>) en utilisant les Trufix ainsi que le logiciel Center Check pour bien par la suite on doit respecter le shift qui dépend)



Figure 36 : Fantôme MP3 à eau en cours de montage (CAC Ouargla).

## CHAPITRE III : Matériels et Méthode

### III. 3. Mesures nécessaires pour le commissioning des faisceaux de photons :

#### III. 3. 1. La dose:

- **Étapes de travail :**

Tout d'abord nous prenons les valeurs de dose calculées du programme TPS (Figure 37). Après l'installation de la cuve à eau et la mise en place des chambres d'ionisations nous avons sélectionné, zéro té et chauffé la chambre d'ionisations. Puis nous avons fixé l'énergie, réglé la taille de champ et mesuré la charge avec un électromètre. Nous prenons trois valeurs de charge  $q_1, q_2$  et  $q_3$  puis nous somme calculer la valeur moyenne  $q_{moy} = \frac{q_1+q_2+q_3}{3}$  (35)

. Nous avons mesuré la température, et la pression. Nous avons calculé le facteur de correction en pression et température  $K_{TP}$ , nous avons dans les conditions élémentaires  $T_0 = 20^\circ C$ ,  $P_0 = 101.325KPa$ ). Enfin nous avons calculé la dose mesurée selon la relation suivante :

$$\text{Facteur de normalition} = \frac{(D_C)_{Champ\ 10 \times 10}}{(q_{moy} \times K_{T,P})_{champ\ 10 \times 10}} \quad (36)$$

$$(D_M)_{champ} = : \text{Facteur de normalition} \times (q_{moy} \times K_{T,P})_{champ} \quad (37)$$

Puis nous calculons l'écart entre la dose mesuré  $D_M$  et la dose calculé  $D_C$  selon la relation suivante :

$$\text{écart} = \frac{D_M - D_C}{D_M} \times 100 \quad (38)$$

Les résultats obtenus sont dans les tableaux 2-26 et les figures 38-46.

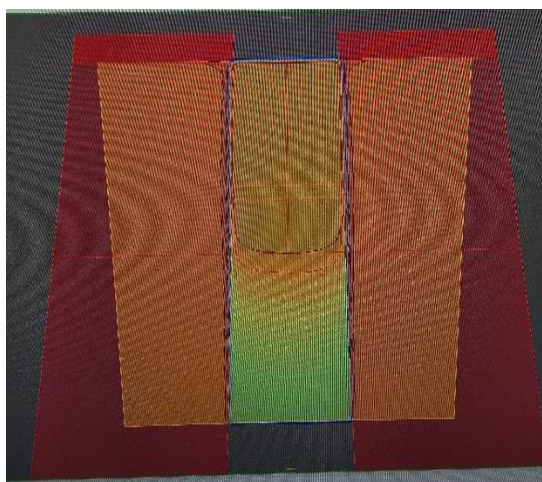


Figure 37 : Fantome virtuel de calcul de dose sur tps (CAC Ouargla).

## CHAPITRE III : Matériels et Méthode

➤ Le 25/02/2024

**Tableau 2: Les mesure pour un champ 10x10 cm, 6MV, et DSP 100cm.**

Profondeur		5cm	10 cm	15cm
<b>La charge (nC)</b>	$q_1$	3.648	2.795	2.114
	$q_2$	3.643	2.795	2.113
	$q_3$	3.644	2.796	2.115
	$q_{moy}$	3.645	2.7953	2.114
<b>T(C°)</b>		20.7	20.7	20.6
<b>P(KPa)</b>		99.91	99.92	99.91
$K_{T,P}$		1.017	1.017	1.016
$q_{moy} \times K_{T,P}$		3.71	2.843	2.1478
$D_C$ (Gy)		1.046	0.804	0.607
$D_M$ (Gy)		1.050	0.28279	0.6078
<b>Ecart (%)</b>		0.38 %	0 %	0.13 %

**Tableau 3: Les mesure pour un champ 13x13cm, 6MV, et DSP 85.**

Profondeur		10 cm	5cm
<b>La charge (nC)</b>	$q_1$	3.2	4.156
	$q_2$	3.190	4.155
	$q_3$	3.201	4.156
	$q_{moy}$	3.197	4.1556
<b>T(C°)</b>		20.7	20.7
<b>P(KPa)</b>		99.86	99.84
$K_{T,P}$		1.017	1.017
$q_{moy} \times K_{T,P}$		3.251	4.226
$D_C$		0.925	1.197
$D_M$		0.9201	1.196
<b>Ecart (%)</b>		0.53 %	0.08 %

**Tableau 4: Les mesure pour un champ 15x15cm, 6MV, et DSP 100cm.**

Profondeur		10cm	15cm
<b>La charge (nC)</b>	$q_1$	2.459	1.917
	$q_2$	2.460	1.917
	$q_3$	2.464	1.916
	$q_{moy}$	2.461	1.9166
<b>T(C°)</b>		20.6	20.7
<b>P(KPa)</b>		99.84	99.83
$K_{T,P}$		1.017	1.017
$q_{moy} \times K_{T,P}$		2.6858	1.949
$D_C$		0.707	0.553
$D_M$		0.76	0.551
<b>Ecarte (%)</b>		0.069 %	0.36 %



## CHAPITRE III : Matériels et Méthode

**Tableau 5: Les mesures pour un champ 22x14 cm, 6MV, et DSP 90 cm.**

Profondeur		5cm	10cm	15cm
<b>La charge (nC)</b>	$q_1$	3.823	3.006	2.323
	$q_2$	3.825	3.005	2.322
	$q_3$	3.826	3.007	2.323
	$q_{moy}$	3.8246	3.006	2.3226
<b>T(C°)</b>		20.7	20.6	20.6
<b>P(KPa)</b>		99.81	99.82	99.82
$K_{T,P}$		1.018	1.017	1.017
$q_{moy} \times K_{T,P}$		3.89	3.0571	3.28
$D_C$ (Gy)		1.099	0.865	0.67
$D_M$ (Gy)		1.101	0.8651	0.666
<b>Ecart (%)</b>		0.19 %	0.01 %	0.33 %

**Tableau 6: Les mesures pour un champ 25x16cm, 6MV, et DSP 90 cm.**

Profondeur		10, (-y)	10, (+y)
<b>La charge (nC)</b>	$q_1$	3.074	3.055
	$q_2$	3.074	3.051
	$q_3$	3.078	3.055
	$q_{moy}$	3.0753	3.0536
<b>T(C°)</b>		20.6	20.7
<b>P(KPa)</b>		99.78	99.78
$K_{T,P}$		1.018	1.018
$q_{moy} \times K_{T,P}$		3.13	3.108
$D_C$ (Gy)		0.879	0.879
$D_M$ (Gy)		0.885	0.8797
<b>Ecart (%)</b>		0.6 %	0.07 %

➤ Le 04/03/2024

**Tableau 7: Les mesures avec filtre pour un champ 10x10 cm, 6MV, et DSP 90 cm.**

Profondeur		5cm	10cm	15cm
<b>La charge (nC)</b>	$q_1$	0.993	0.774	0.595
	$q_2$	0.994	0.774	0.595
	$q_3$	0.994	0.775	0.595
	$q_{moy}$	0.9936	0.7743	0.595
<b>T(C°)</b>		20.7	20.7	20.7
<b>P(KPa)</b>		99.69	99.70	99.67
$K_{T,P}$		1.019	1.019	1.019
$q_{moy} \times K_{T,P}$		1.0124	0.789	0.606
$D_C$ (Gy)		0.280	0.218	0.166
$D_M$ (Gy)		0.279	0.27629	0.167
<b>Ecart (%)</b>		0.71%	0%	0.59%

## CHAPITRE III : Matériels et Méthode

**Tableau 8: Les mesures avec filtre pour un champ 20x20 cm, 6MV, et DSP 90 cm.**

Profondeur		10cm	10cm, x (3)	10cm, - x (- 3)	10cm, y (3)	10cm, - y (+3)
<b>La charge (nC)</b>	$q_1$	0.877	0.875	0.879	1.109	0.706
	$q_2$	0.877	0.874	0.879	1.111	0.706
	$q_3$	0.879	0.876	0.878	1.112	0.706
	$q_{moy}$	0.8776	0.875	0.8786	1.110	0.706
<b>T(C°)</b>		20.7	20.6	20.6	20.6	20.6
<b>P(KPa)</b>		99.66	99.62	99.63	99.65	99.65
<b><math>K_{T,P}</math></b>		1.019	1.019	1.019	1.019	1.019
<b><math>q_{moy} \times K_{T,P}</math></b>		0.894	0.891	0.895	1.1317	0.719
<b><math>D_C</math> (Gy)</b>		0.245	0.245	0.245	0.308	0.196
<b><math>D_M</math> (Gy)</b>		0.247	0.246	0.247	0.312	0.198
<b>Ecart (%)</b>		0.8%	0.4%	0.8%	1.28%	1.01%

**Tableau 9: Les mesures pour un champ 10x10 cm, 18MV, et DSP 90 cm.**

Profondeur		5cm	10cm	15cm
<b>La charge (nC)</b>	$q_1$	4.050	3.284	2.633
	$q_2$	4.050	3.277	2.630
	$q_3$	4.049	3.277	2.532
	$q_{moy}$	4.0496	3.2793	2.6313
<b>T(C°)</b>		20.6	20.6	20.6
<b>P(KPa)</b>		99.53	99.57	99.50
<b><math>K_{T,P}</math></b>		1.020	1.020	1.020
<b><math>q_{moy} \times K_{T,P}</math></b>		4.129	3.344	2.684
<b><math>D_C</math> (Gy)</b>		1.158	0.939	0.752
<b><math>D_M</math> (Gy)</b>		1.159	0.2808	0.753
<b>Ecart (%)</b>		0.08 %	0%	0.13%

**Tableau 10: Les mesures pour un champ 8x8 cm, 18MV, et DSP 100 cm.**

Profondeur		5cm	10cm	15cm
<b>La charge (nC)</b>	$q_1$	3.268	2.663	2.153
	$q_2$	3.267	2.660	2.151
	$q_3$	3.266	2.660	2.151
	$q_{moy}$	3.267	2.661	2.1516
<b>T(C°)</b>		20.6	20.6	20.6
<b>P(KPa)</b>		99.55	99.56	99.51
<b><math>K_{T,P}</math></b>		1.020	1.020	1.020
<b><math>q_{moy} \times K_{T,P}</math></b>		3.332	2.714	2.194
<b><math>D_C</math> (Gy)</b>		0.933	0.761	0.613
<b><math>D_M</math> (Gy)</b>		0.935	0.762	0.616
<b>Ecart (%)</b>		0.21%	0.13%	0.48%

## CHAPITRE III : Matériels et Méthode

**Tableau 11: Les mesures pour un champ 17x17 cm, 18MV, et DSP 85 cm.**

Profondeur		5cm	10cm	15cm
<b>La charge (nC)</b>	$q_1$	4.680	3.802	3.074
	$q_2$	4.674	3.802	3.072
	$q_3$	4.673	3.803	3.075
	$q_{moy}$	4.6756	3.8023	3.0736
<b>T(C°)</b>		20.6	20.6	20.6
<b>P(KPa)</b>		99.54	99.54	99.56
$K_{T,P}$		1.020	1.020	1.020
$q_{moy} \times K_{T,P}$		4.769	3.878	3.135
$D_C$ (Gy)		1.342	1.093	0.883
$D_M$ (Gy)		1.339	1.088	0.880
<b>Ecart (%)</b>		0.22%	0.45%	0.34%

**Tableau 12: Les mesures pour un champ 28x19 cm, 18MV, et DSP 95 cm.**

Profondeur		5cm	10cm	15cm
<b>La charge (nC)</b>	$q_1$	3.834	3.174	2.614
	$q_2$	3.834	3.174	2.612
	$q_3$	3.834	3.174	2.613
	$q_{moy}$	3.834	3.174	2.613
<b>T(C°)</b>		20.6	20.6	20.6
<b>P(KPa)</b>		99.51	99.52	99.52
$K_{T,P}$		1.020	1.020	1.020
$q_{moy} \times K_{T,P}$		3.910	3.237	2.665
$D_C$ (Gy)		1.084	0.899	0.740
$D_M$ (Gy)		1.097	0.908	0.748
<b>Ecart (%)</b>		1.18%	0.99%	1.06%

Profondeur		10cm, +x(+2)	10cm, -x(-2)	10cm, +y(+2)	10cm, -y(-2)
<b>La charge (nC)</b>	$q_1$	3.203	3.195	3.210	3.204
	$q_2$	3.202	3.196	3.212	3.198
	$q_3$	3.201	3.196	3.210	3.199
	$q_{moy}$	3.202	3.1956	3.2106	3.2003
<b>T(C°)</b>		20.6	20.6	20.6	20.6
<b>P(KPa)</b>		99.53	99.54	99.54	99.54
$K_{T,P}$		1.020	1.020	1.020	1.020
$q_{moy} \times K_{T,P}$		3.266	3.259	3.274	3.264
$D_C$ (Gy)		0.903	0.903	0.905	0.905
$D_M$ (Gy)		0.917	0.915	0.919	0.916
<b>Ecart (%)</b>		1.53%	1.31%	1.52%	1.21%

## CHAPITRE III : Matériels et Méthode

➤ Le 21/04/2024

**Tableau 13: Les mesures pour un champ 10x10 cm, 18MV, et DSP 90 cm.**

Profondeur		5cm	10cm	20cm
<b>La charge (nC)</b>	$q_1$	4.048	3.278	2.121
	$q_2$	4.046	3.278	2.120
	$q_3$	4.045	3.278	2.120
	$q_{moy}$	4.0463	3.278	2.1203
<b>T(C°)</b>		21.7	21.7	21.6
<b>P(KPa)</b>		99.35	99.35	99.35
$K_{T,P}$		1.026	1.026	1.025
$q_{moy} \times K_{T,P}$		4,1515	3,363	2,173
$D_C$ (Gy)		1.158	0.939	0.603
$D_M$ (Gy)		1,158	0,2792	0,6067
<b>Ecart (%)</b>		0%	0%	0.61%

**Tableau 14: Les mesures pour un champ 19x19 cm, 18MV, et DSP 90 cm.**

Profondeur		5cm	10cm	20cm
<b>La charge (nC)</b>	$q_1$	4.212	3.460	2.304
	$q_2$	4.212	3.460	2.304
	$q_3$	4.212	3.460	2.306
	$q_{moy}$	4.212	3.460	2.3046
<b>T(C°)</b>		21.6	21.7	21.6
<b>P(KPa)</b>		99.34	99.35	99.35
$K_{T,P}$		1.026	1.026	1.025
$q_{moy} \times K_{T,P}$		4.3215	3.5499	2.3632
$D_C$ (Gy)		1.205	0.987	0.650
$D_M$ (Gy)		1.206	0.991	0.659
<b>Ecart (%)</b>		0.08%	0.40%	1.36%

**Tableau 15: Les mesures pour un champ 13x13 cm, 18MV, et DSP 90 cm.**

Profondeur		5cm	10cm	20cm
<b>La charge (nC)</b>	$q_1$	4.590	3.716	2.399
	$q_2$	4.587	3.719	2.399
	$q_3$	4.588	3.714	2.399
	$q_{moy}$	4.5883	3.7163	2.399
<b>T(C°)</b>		21.6	21.6	21.6
<b>P(KPa)</b>		99.35	99.36	99.34
$K_{T,P}$		1.025	1.025	1.026
$q_{moy} \times K_{T,P}$		4.703	3.8092	2.461
$D_C$ (Gy)		1.318	1.068	0.685
$D_M$ (Gy)		1.313	1.0635	0.687
<b>Ecart (%)</b>		0.38%	0.42%	0.29%

### CHAPITRE III : Matériels et Méthode

**Tableau 16: Les mesures pour un champ 11x23 cm, 18MV, et DSP 100 cm.**

Profondeur		5cm	10cm	20cm
<b>La charge (nC)</b>	$q_1$	3.416	2.832	1.913
	$q_2$	3.416	2.832	1.913
	$q_3$	3.419	2.832	1.912
	$q_{moy}$	3.417	2.832	1.9126
<b>T(C°)</b>		21.6	21.5	21.7
<b>P(KPa)</b>		99.34	99.35	99.34
$K_{T,P}$		1.026	1.025	1.026
$q_{moy} \times K_{T,P}$		3.5058	2.9028	1.962
$D_C$ (Gy)		0.980	0.811	0.544
$D_M$ (Gy)		0.978	0.810	0.547
<b>Ecart (%)</b>		0.2%	0.12%	0.54%

**Tableau 17: Les mesures pour un champ 15x28 cm, 18MV, et DSP 100 cm.**

Profondeur		5cm	10cm	20cm
<b>La charge (nC)</b>	$q_1$	3.451	2.868	1.913
	$q_2$	3.451	2.870	1.913
	$q_3$	3.451	2.870	1.912
	$q_{moy}$	3.451	2.869	1.9126
<b>T(C°)</b>		21.6	21.6	21.6
<b>P(KPa)</b>		99.34	99.34	99.34
$K_{T,P}$		1.026	1.026	1.026
$q_{moy} \times K_{T,P}$		3.5407	2.944	1.962
$D_C$ (Gy)		0.992	0.823	0.55
$D_M$ (Gy)		0.988	0.821	0.547
<b>Ecart (%)</b>		0.4%	0.24%	0.54%

Profondeur		10cm, -x (-5)	10cm, x(+5)	10cm, -y(-5)	10cm, y(+5)
<b>La charge (nC)</b>	$q_1$	2.939	2.928	2.917	2.892
	$q_2$	2.943	2.928	2.915	2.893
	$q_3$	2.938	2.926	2.916	2.893
	$q_{moy}$	2.94	2.9273	2.916	2.8926
<b>T(C°)</b>		21.6	21.6	21.5	21.6
<b>P(KPa)</b>		99.35	99.34	99.34	99.34
$K_{T,P}$		1.025	1.026	1.025	1.026
$q_{moy} \times K_{T,P}$		3.0135	3.003	2.9889	2.9678
$D_C$ (Gy)		0.841	0.842	0.830	0.830
$D_M$ (Gy)		0.841	0.838	0.834	0.829
<b>Ecart (%)</b>		0%	0.48%	0.48%	0.12%

(+5 : 5 cm hors axe)

### CHAPITRE III : Matériels et Méthode

**Tableau 18: Les mesures avec filtre pour un champ 10x10 cm, 18MV, et DSP 90 cm.**

Profondeur		10cm
La charge (nC)	$q_1$	0.909
	$q_2$	0.909
	$q_3$	0.909
	$q_{moy}$	0.909
T(C°)		21.6
P(KPa)		99.34
$K_{T,P}$		1.026
$q_{moy} \times K_{T,P}$		0.9326
$D_C$ (Gy)		0.261
$D_M$ (Gy)		0.27986
Ecart (%)		0%

**Tableau 19: Les mesures avec filtre pour un champ 20x20 cm, 18MV, et DSP 90 cm.**

Profondeur		5cm	10cm	20cm
La charge (nC)	$q_1$	1.224	1.007	0.673
	$q_2$	1.224	1.007	0.672
	$q_3$	1.224	1.008	0.673
	$q_{moy}$	1.224	1.0073	0.6726
T(C°)		21.6	21.6	21.6
P(KPa)		99.34	99.34	99.34
$K_{T,P}$		1.026	1.026	1.026
$q_{moy} \times K_{T,P}$		1.2558	1.033	0.690
$D_C$ (Gy)		0.352	0.287	0.191
$D_M$ (Gy)		0.351	0.289	0.193
Ecart (%)		0.28%	0.51%	0.51%

Profondeur		10cm, -x (-2)	10cm, x(2)	10cm, -y(-2)	10cm, y(2)
La charge (nC)	$q_1$	1.013	1.022	0.704	1.482
	$q_2$	1.014	1.023	0.703	1.482
	$q_3$	1.013	1.025	0.703	1.482
	$q_{moy}$	1.0133	1.0233	0.7033	1.482
T(C°)		21.6	21.6	21.6	21.6
P(KPa)		99.34	99.34	99.34	99.34
$K_{T,P}$		1.026	1.026	1.026	1.026
$q_{moy} \times K_{T,P}$		1.0396	1.0499	0.721	1.52
$D_C$ (Gy)		0.289	0.289	0.196	0.424
$D_M$ (Gy)		0.2909	0.293	0.201	0.425
Ecart (%)		0.65%	1.02%	2.29%	0.24%

## CHAPITRE III : Matériels et Méthode

➤ Le 09/05/2024

**Tableau 20: Les mesure dans la zone build-up pour une profondeur 10 cm, 6MV, et DSP 90cm.**

Champ (cm)		10 × 10	5 × 5	9 × 9	17 × 17	23 × 23
<b>La charge (nC)</b>	$q_1$	2.794	3.837	4.028	4.290	4.404
	$q_2$	2.795	3.839	4.028	4.293	4.404
	$q_3$	2.794	3.837	4.028	4.293	4.404
	$q_{moy}$	2.79433	3.8373	4.028	4.292	4.404
<b>T(°C)</b>		21.8	21.8	21.8	21.8	21.7
<b>P(KPa)</b>		100.18	100.18	100.17	100.17	100.15
$K_{T,P}$		1.018	1.018	1.018	1.018	1.018
$q_{moy} \times K_{T,P}$		2.845	3.906	4.100	4.369	4.483
$D_C$ (Gy)		0.804	1.130	1.192	1.266	1.284
$D_M$ (Gy)		0.2826	1.104	1.159	1.235	1.267
<b>Ecart (%)</b>		0%	2.35%	2.85%	8.78%	1.34%

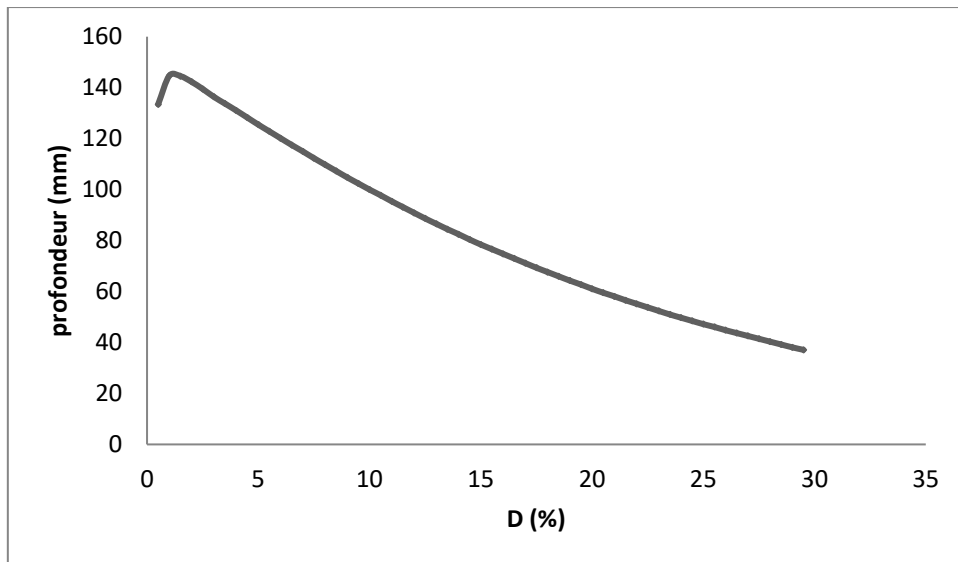
**Tableau 21: Les mesure dans la zone build-up pour une profondeur 10 cm, 18MV, et DSP 90cm.**

Champ (cm <sup>2</sup> )		10 × 10	5 × 5	9 × 9	17 × 17	23 × 23
<b>La charge (nC)</b>	$q_1$	3.293	2.960	3.299	3.814	4.035
	$q_2$	3.294	2.961	3.299	3.814	4.034
	$q_3$	3.296	2.961	3.299	3.816	4.037
	$q_{moy}$	3.29433	2.9606	3.299	3.8146	4.0353
<b>T(°C)</b>		21.8	21.8	21.8	21.8	21.7
<b>P(KPa)</b>		100.18	100.18	100.17	100.17	100.15
$K_{T,P}$		1.018	1.018	1.018	1.018	1.018
$q_{moy} \times K_{T,P}$		3.354	3.014	3.358	3.883	4.108
$D_C$ (Gy)		0.939	0.903	1.024	1.172	1.202
$D_M$ (Gy)		0.27996	0.844	0.940	1.087	1.150
<b>Ecart (%)</b>		0%	6.99%	8.94%	7.82%	4.52%

### III. 3. 2. Rendement en profondeur et profil de dose :

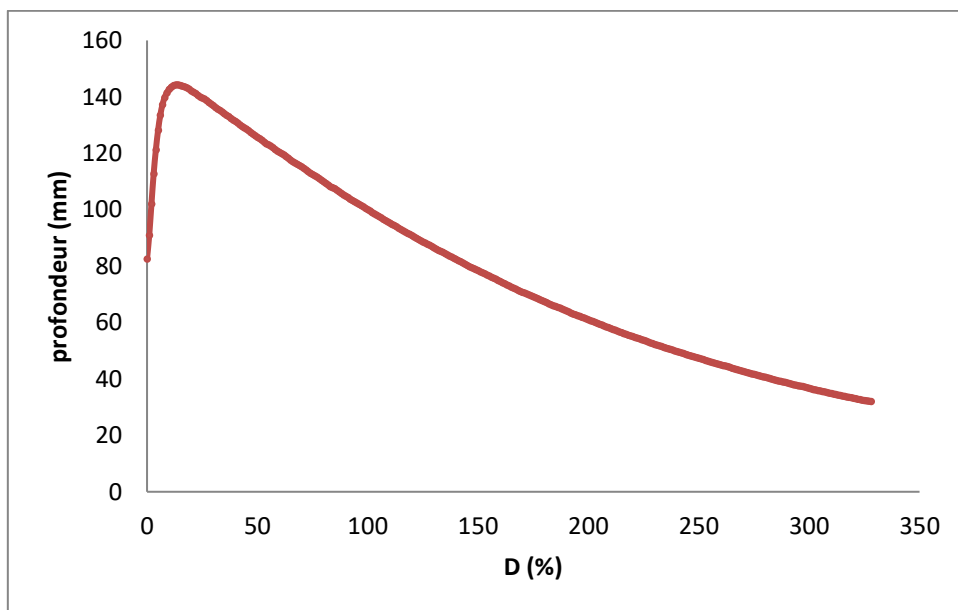
- La chambre de mesure PTW Semiflex est branchée sur les bras mobiles de la cuve afin de pouvoir être déplacée. Il faut faire correspondre la zone sensible de la chambre d'ionisation avec l'isocentre de l'accélérateur de particules. Pour cela, on se sert d'un dé positionné sur la tête de la chambre. Le dé est muni de rainures sur lesquelles il faut faire correspondre les axes du réticule, et le niveau de l'eau.
- La chambre de référence Semiflex, utilisée pour vérifier la linéarité des unités de mesure, est positionnée sur un support au-dessus de la cuve. Elle doit être alignée avec le bord du champ lumineux. Ensuite, les deux chambres sont connectées à l'électromètre MP3, qui est à son tour connecté au logiciel Méphysto.

### CHAPITRE III : Matériels et Méthode



**Figure 38 : Rendement en profondeur calculé pour une taille de champ de 14×21 cm, DSP 100 cm et 6MV.**

:



**Figure 39 : Rendement en profondeur mesuré pour une taille de champ de 14×21 cm, DSP 100 cm et 6MV.**



### CHAPITRE III : Matériels et Méthode

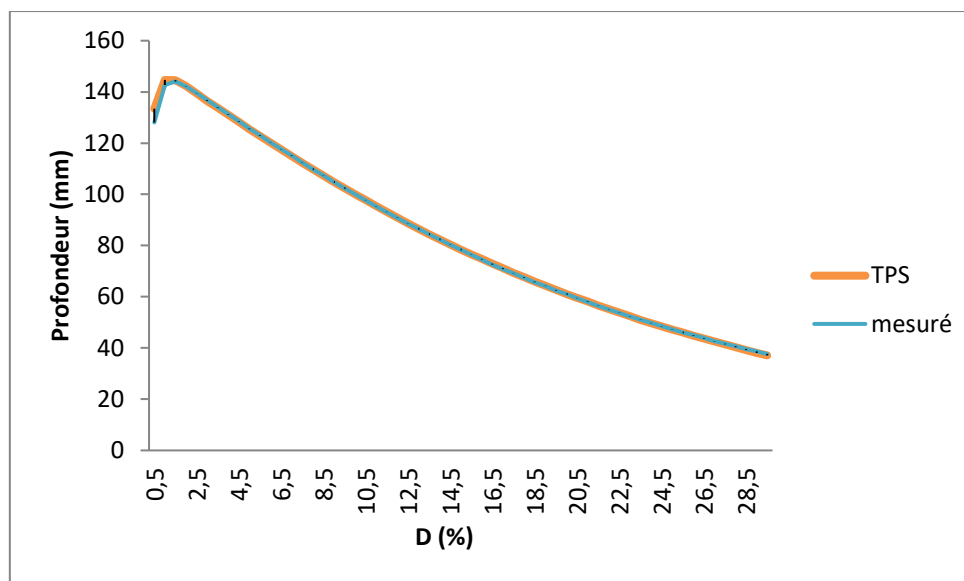


Figure 40 : Rendement en profondeur 6MV mesuré et calculé pour une taille de champ de 14×21 (cm<sup>2</sup>), DSP 100 cm.

Tableau 22: Comparaison de rendement en profondeur 6MV mesuré et calculé pour une taille de champ de 14×21 (cm<sup>2</sup>), DSP 100 cm.

Profondeur (cm)	TPS (D%)	Mesuré (D%)	Écart (%)
0.5	133,473389	128,112639	5.36%
1	144,677871	142,646123	2.03%
1.5	144,537815	144,106664	0.43%
2	142,296919	142,148212	0.15%
2.5	139,495798	139,622694	0.13%
3	136,414566	136,867583	0.45%
3.5	133,753501	134,021189	0.27%
4	131,092437	131,368427	0.28%
4.5	128,291317	128,588421	0.30%
5	125,490196	125,725429	0.24%
5.5	122,829132	123,006279	0.18%
6	120,168067	120,33692	0.17%
6.5	117,507003	117,650964	0.14%
7	114,985994	115,183536	0.20%
7.5	112,32493	112,486515	0.16%
8	109,803922	109,861415	0.06%
8.5	107,282913	107,48527	0.20%
9	104,761905	104,821443	0.06%
9.5	102,380952	102,439767	0.06%
10	100	100	0%
10.5	97,7591036	97,6404525	0.12%
11	95,3781513	95,2919698	0.09%
11.5	93,1372549	93,0071091	0.13%
12	90,8963585	90,8190645	0.08%

### CHAPITRE III : Matériels et Méthode

12.5	88,6554622	88,5895273	0.07%
13	86,5546218	86,5287267	0.03%
13.5	84,4537815	84,4734585	0.02%
14	82,4929972	82,3932948	0.10%
14.5	80,3921569	80,2605737	0.13%
15	78,4313725	78,4265995	0.004%
15.5	76,6106443	76,4819784	0.13%
16	74,789916	74,5705513	0.22%
16.5	72,9691877	72,6120993	0.36%
17	71,1484594	70,8002545	0.35%
17.5	69,3277311	69,1848082	0.14%
18	67,6470588	67,4255207	0.22%
18.5	65,9663866	65,7215568	0.24%
19	64,2857143	64,1310061	0.15%
19.5	62,745098	62,4906642	0.25%
20	61,0644258	61,0052281	0.06%
20.5	59,5238095	59,4451053	0.08%
21	58,1232493	57,9403059	0.18%
21.5	56,5826331	56,4438052	0.14%
22	55,1820728	55,0579514	0.12%
22.5	53,7815126	53,7274211	0.05%
23	52,3809524	52,2807115	0.10%
23.5	50,9803922	50,9999723	0.02%
24	49,719888	49,7607258	0.04%
24.5	48,4593838	48,5519073	0.09%
25	47,1988796	47,3430887	0.14%
25.5	46,0784314	46,1066084	0.03%
26	44,8179272	45,0167354	0.2%
26.5	43,697479	43,9047329	0.21%
27	42,5770308	42,7014467	0.12%
27.5	41,4565826	41,664131	0.21%
28	40,3361345	40,6295815	0.29%
28.5	39,2156863	39,5507731	0.34%
29	38,0952381	38,6545324	0.56%
29.5	37,1148459	37,6393461	0.52%

### CHAPITRE III : Matériels et Méthode

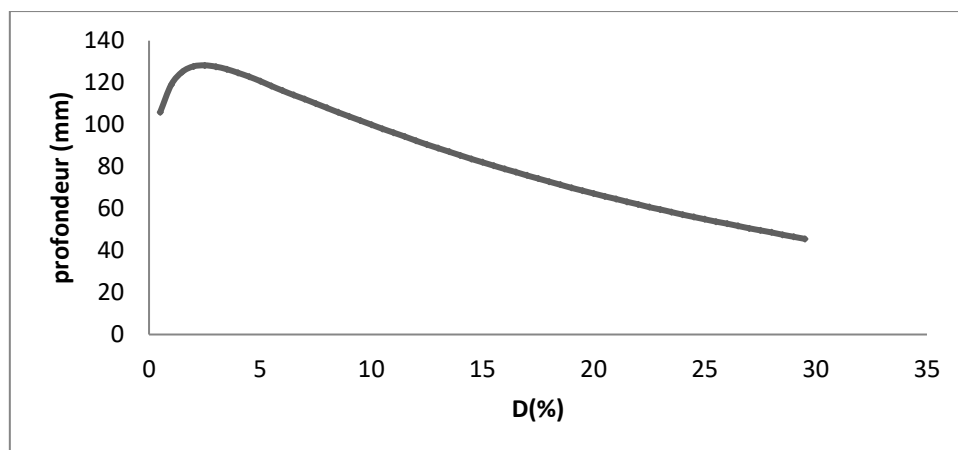


Figure 41 : Rendement en profondeur calculé pour une taille de champ de 14×21 cm, DSP 100 cm et 18MV.

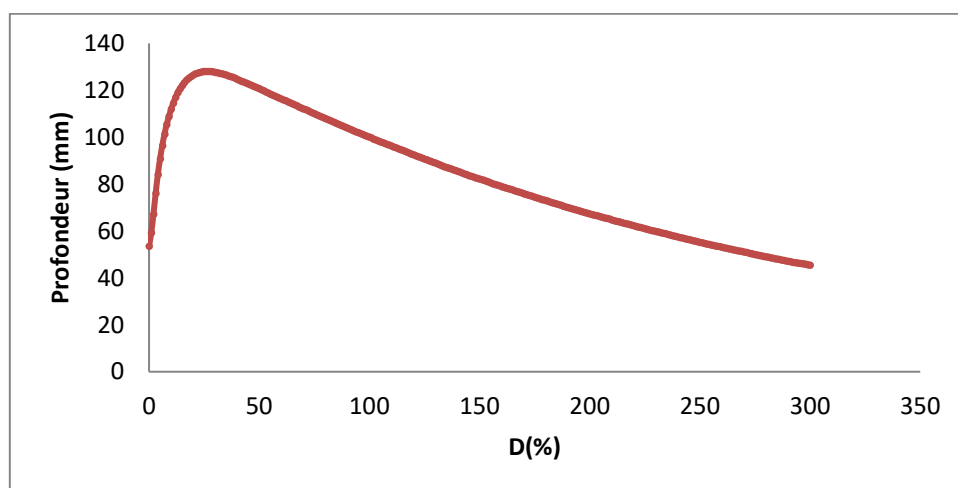


Figure 42 : Rendement en profondeur mesuré pour une taille de champ de 14×21 cm, DSP 100 cm et 18MV.

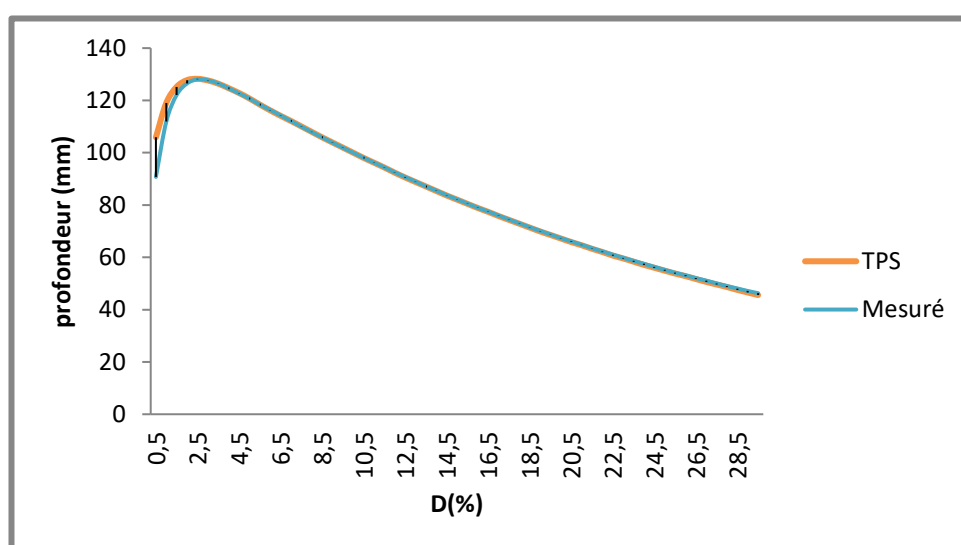


Figure 43 : Rendement en profondeur 18MV mesuré et calculé pour une taille de champ de 14×21 cm, DSP 100 cm.

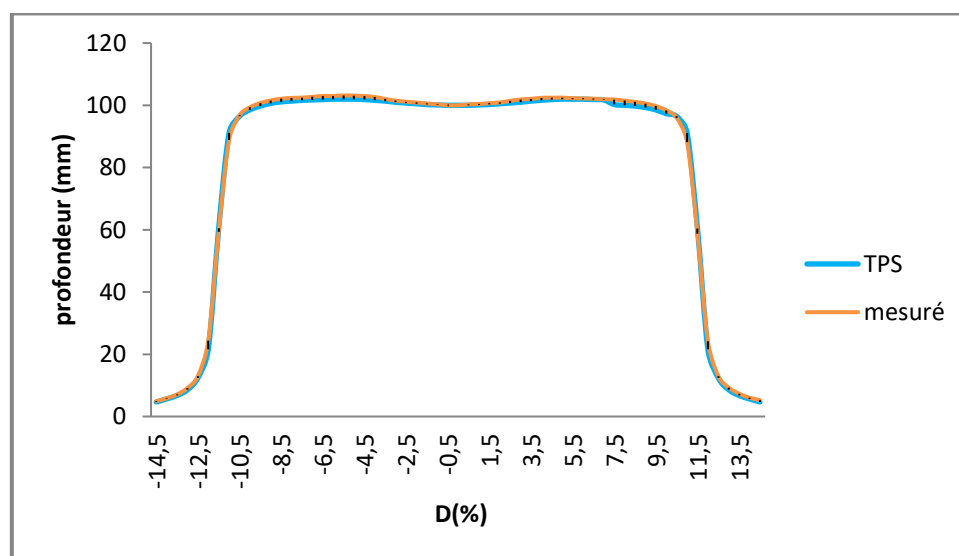
### CHAPITRE III : Matériels et Méthode

**Tableau 23: Comparaison de rendement en profondeur 18MV mesuré et calculé pour une taille de champ de 14×21 cm, DSP 100 cm**

Profondeur (cm)	TPS (D%)	Mesuré (D%)	Écart (%)
0.5	105,896806	90,7438221	15.15%
1	119,041769	111,891949	7.15%
1.5	125,184275	122,104015	3.08%
2	127,764128	126,479856	1.28%
2.5	128,255528	128,049989	0.21%
3	127,641278	127,704808	0.06%
3.5	126,412776	126,488706	0.08%
4	124,692875	124,647738	0.05%
4.5	122,850123	122,70587	0.14%
5	120,761671	120,723288	0.04%
5.5	118,427518	118,416767	0.01%
6	116,216216	116,359839	0.14%
6.5	114,127764	114,258656	0.13%
7	112,162162	112,139772	0.02%
7.5	110,07371	110,019118	0.05%
8	107,985258	107,917935	0.07%
8.5	105,896806	105,885789	0.01%
9	103,931204	103,883736	0.05%
9.5	101,965602	101,934787	0.03%
10	100	100	0%
10.5	98,034398	98,0793741	0.04%
11	96,1916462	96,2083127	0.02%
11.5	94,3488943	94,4098279	0.06%
12	92,3832924	92,4980528	0.11%
12.5	90,5405405	90,6977979	0.43%
13	88,8206388	88,9594987	0.14%
13.5	87,1007371	87,1149897	0.01%
14	85,3808354	85,5112228	0.13%
14.5	83,6609337	83,744601	0.08%
15	82,0638821	82,1638462	0.10%
15.5	80,4668305	80,5494583	0.08%
16	78,8697789	78,9421511	0.07%
16.5	77,3955774	77,5012391	0.11%
17	75,7985258	75,9505771	0.15%
17.5	74,3243243	74,4512497	0.13%
18	72,8501229	72,9979466	0.15%
18.5	71,3759214	71,5056999	0.13%
19	69,9017199	70,1072718	0.21%
19.5	68,5503686	68,7247752	0.18%
20	67,1990172	67,3263471	0.13%
20.5	65,8476658	66,0907739	0.24%
21	64,6191646	64,7808539	0.25%
21.5	63,2678133	63,504567	0.24%
22	62,039312	62,2300503	0.19%
22.5	60,6879607	61,02634	0.34%

### CHAPITRE III : Matériels et Méthode

23	59,5823096	59,8155491	0.23%
23.5	58,3538084	58,6596332	0.31%
24	57,1253071	57,5249593	0.4%
24.5	56,019656	56,3531119	0.33%
25	54,9140049	55,2007364	0.29%
25.5	53,8083538	54,1014657	0.29%
26	52,8255528	53,1172555	0.29%
26.5	51,7199017	52,0551583	0.34%
27	50,6142506	51,0939602	0.48%
27.5	49,6314496	50,0230121	0.39%
28	48,6486486	49,0051689	0.36%
28.5	47,5429975	48,0846846	0.54%
29	46,5601966	47,1234865	0.56%
29.5	45,5773956	46,2861998	0.71%



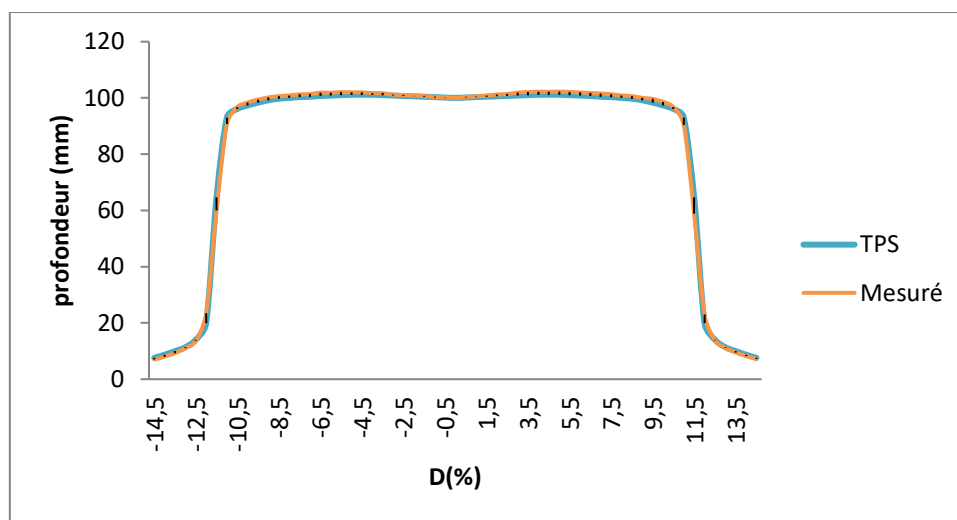
**Figure 44 : Profil de la dose pour 18 MV mesuré et calculé champ 14×21 cm, DSP 100 cm, profondeur 10 cm In plane.**

**Tableau 24: Comparaison de profil de la dose pour 18 MV mesuré et calculé champ 14×21 cm, DSP 100 cm, profondeur 10 cm In plane.**

Profondeur (cm)	TPS (D%)	Mesuré (D%)	Écart (%)
-14	5,64417178	5,8336885	0.19%
-13	8,58895706	9,1530508	0.56%
-12	21,595092	24,3713	2.78% (< 2mm)
-11	91,1656442	88,917831	2.25% (< 2mm)
-10	98,5276074	99,336964	0.81%
-9	100,613497	101,55498	0.94%
-8	101,349693	102,37588	1.03%
-7	101,717791	102,71529	0.99%
-6	101,96319	103,00734	1.04%

### CHAPITRE III : Matériels et Méthode

-5	101,96319	103,11785	1.16%
-4	101,595092	102,66793	1.07%
-3	100,981595	101,50762	0.53%
-2	100,490798	100,88405	0.39%
-1	100,122699	100,31573	0.19%
0	100	100	0%
1	100,122699	100,41834	0.3%
2	100,490798	100,89983	0.41%
3	100,981595	101,86282	0.88%
4	101,595092	102,39956	0.8%
5	101,96319	102,45481	0.49%
6	101,96319	102,21012	0.25
7	101,717791	101,94964	0.23%
8	100	101,49183	1.49%
9	99,2638037	100,55253	1.29%
10	97,3006135	98,38977	1.09%
11	91,1656442	88,207436	2.96%
12	21,595092	24,19528	2.6% (< 2mm)
13	8,58895706	9,2832899	0.69%
14	5,64417178	6,0201279	0.38%



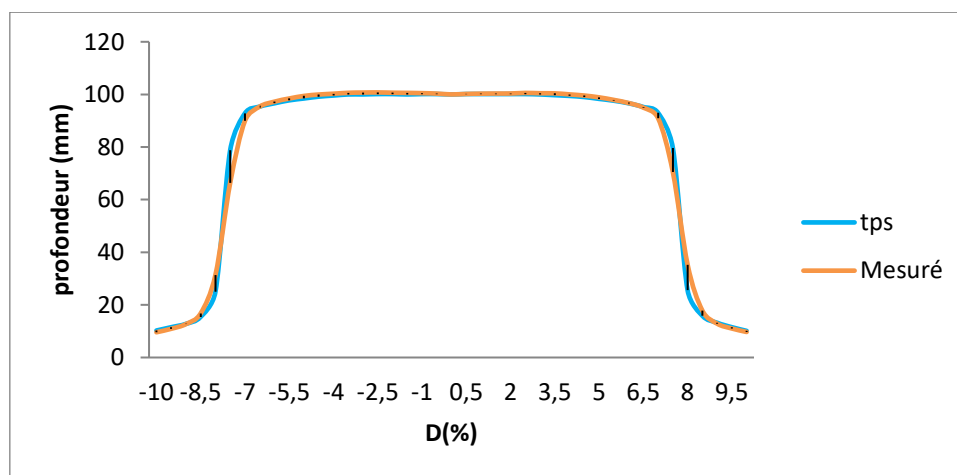
**Figure 45 : Profil de la dose pour 6 MV mesuré et calculé champ 14×21 cm, DSP 100 cm, profondeur 10 cm Cross plane.**

**Tableau 25: Comparaison de profil de la dose pour 6 MV mesuré et calculé champ 14×21 cm, DSP 100 cm, profondeur 10 cm Cross plane.**

Profondeur (cm)	TPS (D%)	Mesuré (D%)	Écart (%)
-14	8,70786517	8,02164272	0.69%
-13	11,3764045	11,0218201	0.35%
-12	19,9438202	23,4646088	3.52% (< 2mm)
-11	92,9775281	90,7397552	2.34% (< 2mm)
-10	97,3314607	98,3679262	1.04%
-9	99,1573034	100,168529	1.01%

### CHAPITRE III : Matériels et Méthode

-8	100	100,869257	0.87%
-7	100,421348	101,365975	0.95%
-6	100,842697	101,836083	0.99%
-5	101,123596	101,978002	0.85%
-4	101,123596	101,676424	0.55%
-3	100,842697	101,126486	0.28%
-2	100,561798	100,780557	0.22%
-1	100,280899	100,301579	0.02%
0	100	100	0%
1	100,280899	100,549938	0.27%
2	100,561798	101,197445	0.64%
3	100,842697	101,889303	1.05%
4	101,123596	102,217492	1.09%
5	101,123596	102,235232	1.11%
6	100,842697	101,942523	1.1%
7	100,421348	101,569984	1.15%
8	100	100,869257	0.87%
9	99,1573034	100,01774	0.86%
10	97,3314607	98,6074153	1.28%
11	92,9775281	90,3317367	2.65% (< 2mm)
12	19,9438202	23,0237715	3.08% (< 2mm)
13	11,3764045	11,1637396	0.21%
14	8,70786517	8,23283662	0.48%



**Figure 46 : Profil de la dose pour 6 MV mesuré et calculé champ 14×21 cm , DSP 100 cm, profondeur 10 cm In plane.**

### CHAPITRE III : Matériels et Méthode

**Tableau 26: Comparaison de profil de la dose pour 6 MV mesuré et calculé champ 14×21 cm, DSP 100 cm, profondeur 10 cm In plane.**

Profondeur (cm)	TPS (D%)	Mesuré (D%)	Écart (%)
-10	10,252809	9,59415875	0.66%
-9	12,7808989	12,7056083	0.08%
-8	25	31,3572836	6.36%
-7	92,8370787	89,9659559	2.87%
-6	96,6292135	97,2406379	0.55%
-5	98,4550562	99,4266261	0.97%
-4	99,5786517	100,268769	0.69%
-3	100	100,707758	0.71%
-2	100,140449	100,645046	0.51%
-1	100,140449	100,483784	0.34%
0	100	100	0%
1	100,140449	100,286687	0.15
2	100,140449	100,3494	0.21
3	100	100,447948	0.45%
4	99,4382022	100,008959	0.57%
5	98,3146067	98,880129	0.57%
6	96,6292135	96,7389357	0.11%
7	92,9775281	90,9604014	2.02% (< 2mm)
8	25,5617978	35,2562265	9.69% (< 2mm)
9	13,2022472	12,8740369	0.33%
10	10,1123596	9,70614585	0.41

### CONCLUSION

On constate d'après les tableaux de comparaison que la différence entre calcul et mesure sont en général dans les tolérances citées par le protocole TRS 430 sauf quelques points aberrants du au incertitudes du set up.



---

## **CONCLUSION GÉNÉRALE**

---

## **CONCLUSION GÉNÉRALE**

Les concepts généraux de l'interaction des photons avec la matière, des sections efficaces et de leur classification ont été abordés dans ce mémoire. De plus, nous avons calculé les doses de rayonnement et constaté que les électrons et les photons sont deux composants fondamentaux en imagerie médicale.

Cette mémoire a également abordé l'aspect pratique, en se concentrant sur les activités menées à l'hôpital Mohammed BOUDIAF d'Ouargla (CAC Ouargla), y compris les protocoles nécessaires pour des mesures précises et leur validation.

Nous avons choisi de détailler les procédures des tests qui s'effectuent avant la mise en service de l'accélérateur linéaire et cela selon le protocole de l'AIEA trs430 : la comparaison de dose dans plusieurs points avec des configurations différentes rendement en profondeur et profils de dose. Avant de commencer, nous avons préparé les équipements de mesure nécessaires. Pour chaque test, nous avons établi des conditions de mesure, des procédures appropriées, et des tableaux où nous avons consigné les résultats, la tolérance et les actions immédiates. Ces tests garantissent que l'accélérateur a été bien commissionné ce qui garantit un traitement sécurisé pour les patients ce qui réalise le but de la radiothérapie qui est l'administration d'une dose de radiation suffisamment précise aux tissus cancéreux tout en préservant au maximum les organes à risque environnants. Ces tests peuvent être élargis par les tests des hétérogénéités ainsi que le quadro end to end.

---

## **Références Bibliographiques**

---

## Références Bibliographiques

- [1] <https://www.cea.fr/comprendre/Pages/matiere-univers/essentiel-sur-la-matiere.aspx>. (18/02/2024).
- [2] <https://www.iaea.org/fr/newscenter/news/quest-ce-que-le-rayonnement>.(18/02/2024).
- [3] MEHERCHI, L. (2011). Système de double calcul dosimétrique.
- [4] FALI I, (2019). Les tests d'acceptation d'un accélérateur linéaire type Varian 2100C.
- [5] Mouhssine, D. (2004). Etude d'une nouvelle génération de dosimètre basée sur les détecteurs photostimulables type BaFBr (Eu): caractérisation et application à la dosimétrie environnementale et personnelle .
- [6] Bouakleche, A. (2017). L'étude de l'effet Compton dans le cadre de l'électrodynamique quantique.
- [7] Delfouf, R. (2023). Modélisation et Caractérisation des Matériaux Composites à Base de (Polymère/Titanates/Magnétite) en Hyperfréquences.
- [8] Kouadri-Mostfaoui, A. E. K. (2009). Dosimétrie absolue de faisceaux de photons à l'aide d'une chambre à extrapolation.
- [9] M.A. MISDAQ « introduction à la physique et aux technique nucléaire et aux techniques nucléaires ».
- [10] ICRU, I. (1998). report 60-Fundamental Quantities and units for ionizing radiation. Journal of the ICRU.
- [11] REZOUG, A., TEBBOUNE, C. E. B., SERRADJ, S. A., & Abdessamad, D. A. L. I. (2021). Evaluation du risque d'exposition radiologique d'origine professionnelle dans les structures dentaires de la commune d'Oran. Journal de la faculté de médecine d'Oran, 5(1).
- [12] Métivier, H. (2006). Radioprotection et ingénierie nucléaire.
- [13] MENAOU, F, BENSACIA, E. Commissioning de l'accélérateur linéaire Synergy Elekta CAC Ouargla.
- [14] McKinlay, A. F. (1981). Thermoluminescence dosimetry (medical physics handbooks 5). Adam Hilger.

- [15] Task Group 21, Radiation Therapy Committee, AAPM. (1983). A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. *Medical Physics*, 10(6), 741-771.
- [16] Beams, P. (2000). IAEA-TECDOC-1173.
- [17] AAPM Radiation Therapy Committee, & Khan, F. M. (1991). *Clinical electron-beam dosimetry*. American Institute of Physics for the American Association of Physicists in Medicine.
- [18] Chiu-Tsao, S. T., Astrahan, M. A., Finger, P. T., Followill, D. S., Meigooni, A. S., Melhus, C. S., ... & Thomson, R. M. (2012). Dosimetry of 125I and 103Pd COMS eye plaques for intraocular tumors: Report of Task Group 129 by the AAPM and ABS. *Medical physics*, 39(10), 6161-6184.
- [19] Podgorsak, E. B. (2005). *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*.
- [20] Institut de radiophysique « cours de radiophysique médicale, Radiothérapie » IRA/HESAV TRM Décembre 2008.
- [21] Mohamed, B. (2017). Simulation Monte Carlo d'un accélérateur linéaire pour l'optimisation de la dosimétrie en radiothérapie.
- [22] Gluhcheva, Y., Dimitrova, T. L., Dukova, R., Zheleva, N., Koleva, I., & Encheva, E. (2015). Dosimetry acceptance test of linear accelerator Varian Clinac iX. *scanning*, 900, 2.
- [23] Koffeing, R., & Sterpin, E. Étude comparative des toxicités induites par la protonthérapie et la radiothérapie adaptatives en ligne en fonction de la vitesse d'adaptation pour les cancers du poumon. [24] Catalogue « Instructions d'utilisation TANDEM Electromètre à deux canaux » [D562.175.00/02] 2007-07.
- [25] Catalogue « Instructions d'utilisation Appareil de commande MP3 T4103 » [D561.175.00/00] 2007-06.
- [26] Catalogue « Instructions d'utilisation MEPHYSTO mc2 à partir de la version 1.6» [D800.175.00/06] 2007-12.

## Résumé :

L'objectif de ce travail consiste à réaliser à nouveau les mesures nécessaires pour valider la précision de calcul de l'algorithme collapse cône utilisé pour le calcul des plans de traitement des patients par l'accélérateur linéaire Elekta Synergy du Clcc Ouargla. Ces mesures incluent les pourcentages de la dose en profondeur du faisceau de photons émis par l'accélérateur linéaire médical Elekta ainsi que des profils de dose, et des mesures de doses absolues dans des points pour différentes configurations. En comparant les résultats mesurés avec les valeurs calculées, notre travail montre une correspondance significative avec ces valeurs, ce qui confirme la qualité de la mise en service, étape cruciale avant le début du traitement.

## المخلص

الهدف من هذا العمل هو إجراء القياسات اللازمة مرة أخرى للتحقق من دقة الحساب لخوارزمية مخروط الانهيار المستخدمة لحساب خطط علاج المرضى بواسطة المسرع الخطي سينرجي إلكتا في مركز أمراض السرطان قسم العلاج بالأشعة ورقلة. تتضمن هذه القياسات النسب المئوية للجرعة العميقة لشعاع الفوتون المنبعث من المسرع الخطي الطبي إلكتا بالإضافة إلى ملفات تعريف الجرعة وقياسات الجرعة المطلقة في نقاط مختلفة. ومن خلال مقارنة النتائج المقاسة مع القيم المحسوبة، يُظهر عملنا توافقًا كبيرًا مع هذه القيم، مما يؤكد جودة التشغيل، وهي خطوة حاسمة قبل بدء العلاج.

## Abstract:

The objective of this work is to once again carry out the necessary measurements to validate the calculation precision of the collapse cone algorithm used for the calculation of patient treatment plans by the Elekta Synergy linear accelerator at Clcc Ouargla. These measurements include percentages of the depth dose of the photon beam emitted by the Elekta medical linear accelerator as well as dose profiles, and absolute dose measurements in spots for different configurations. By comparing the measured results with the calculated values, our work shows a significant correspondence with these values, which confirms the quality of the commissioning, a crucial step before the start of treatment.