

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي  
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE  
SCIENTIFIQUE  
جامعة عمار تليجي بالأغواط  
UNIVERSITE AMAR TELIDJI LAGHOuat



كلية العلوم

Faculté des SCIENCES  
Département : Sciences de la Matière

*Mémoire de Master*

**Domaine :** Sciences de la matière

**Filière :** Physique

**Option :** Physique médicale

**Présenté par :**

GUERBATI Roumaïssa

**THEME**

---

# ***Dosimétrie des faisceaux de photons de faibles dimensions***

---

*Soutenu publiquement devant le jury composé de :*

Mr. HALIT Mohamed	<b>Maitre de conférences A</b>	Président
Mr. ZERGUINI Hocine	<b>Maitre-assistant A</b>	Examineur
Mr. REDJEM Fathi	<b>Maitre-assistant A</b>	Examineur
Mme. AISSOUS Basma	<b>Maitre-assistant A</b>	Rapporteur

*Année Universitaire 2018- 2019*

# **Remerciements**

*Je tiens tout d'abord à remercier **Dieu** le tout puissant et miséricordieux, qui m'a donné la force, la volonté et la patience d'accomplir cet humble travail الحمد لله*

*Je tiens à remercier dans un premier temps **Madame AISSOUS Basma** maître assistante à l'université de Laghouat, pour la qualité de son encadrement exceptionnel, pour sa patience, sa rigueur et sa disponibilité durant notre préparation de ce mémoire.*

*Je tiens à témoigner ma gratitude et mes remerciements à mon **Co-encadreur Monsieur : KOURTELI Cherif**, physicien médicale au centre anticancéreux du CHU IBN BADIS à CONSTANTINE pour avoir proposé et suivi de près la réalisation de ce travail, pour son aidé, ses précieux conseils avisés et également pour sa bonne humeur.*

*Je tiens ensuite à remercier tous les membres du jury pour l'intérêt qu'ils ont porté à mes travaux de mémoire.*

*Tout d'abord, merci à **Monsieur HALIT Mohamed** pour m'avoir fait l'honneur de présider ce jury. Je remercie ensuite **Monsieur ZERGUINI Hocine** et **RJAM Fathi** pour leur lecture attentive de mon manuscrit.*

*Je remercie également tous les enseignants du département de physique et en particulier ceux de la physique médicale pour leurs efforts durant notre cursus universitaire.*

*Je termine enfin par remercier toute l'équipe du service de Radiothérapie Oncologie du CHUC de Constantine : Médecins, manipulateurs et secrétaires et surtout les physiciens : «**Noureddine, Fatah, Ilyas, Amine, Mohamed, Imane, Abir, Oumnia et Neriman** » pour leurs aide, gentillesse, disponibilité et sympathie.*

***A tous, merci infiniment ...***

# *Dédicaces*

*J'ai l'immense plaisir de dédier ce mémoire à*

*Mon très cher père « **Ahmed** », Tu as été pour moi la source à laquelle j'ai toujours puisé patience et courage. Tu m'as élevée dans l'honneur, la droiture et la dignité. Vos conseils et vos directives étaient la lumière qui éclairait mon chemin. Je souhaite que cette mémoire t'apporte la joie de voir aboutir tes espoirs et j'espère avoir été digne de ta confiance.*

*A ma très chère mère « **Meriem** », Tes qualités humaines exceptionnelles ta tendresse et ton dévouement font de toi une mère exemplaire et un modèle de vertu. Tes prières ont été pour moi d'un grand soutien moral tout au long de mes études. A toi maman, ma lumière dans les sentiers ténébreux, je dédie ce travail en gage de mon amour sans bornes.*

*Puisse dieu le tout puissant, te procurer santé, bonheur et longue vie*

*A ma tendre et douce grand- mère «**MANI Zahra**», qui a toujours été ma deuxième mère .Tous tes vœux pour ma réussite ont été exaucés. Puisses-tu être fière de moi mémé.*

*A mes adorables sœurs,*

***Imane** et son mari **Abdelkader***

***Rabab** et son mari **Abdellah***

*Merci de m'avoir encouragé et soutenu pour réaliser ce mémoire*

*À mes beaux-frères **Issam** et **Abdelraouf**  
pour leur aide et leur soutien*

*A mes très chers amis*

*À toute la famille **GUERBATI** et **FEZZANI**  
et la famille **BEN SELMA**.*

*A tous ceux qui me sont chers et dont j'ai omis de citer le nom  
A tous ceux qui ont collaboré de près ou de loin à la réalisation de ce travail*

*Je vous aime  
**Roumaïssa***

# *Table des matières*

**Remerciement**

**Dédicace**

**Table des matières**

**Liste des figures**

**Liste des tableaux**

**Liste des abréviations**

**Introduction Générale**

## **PARTIE THEORIQUE**

### **Chapitre I : La Radiothérapie**

Introduction.....	1
I.1 Généralité sur la radiothérapie.....	1
I.1.1 Définition.....	1
I.1.2 Les types de radiothérapie.....	1
I.1.3 Les techniques disponibles.....	2
I.1.3.1 La radiothérapie conformationnelle en 3D.....	2
I.1.3.2 La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI).....	3
I.1.3.3 Irradiation avec Modulation d'intensité Volumétrique par Arc Thérapie.....	3
I.1.3.4 La radiothérapie stéréotaxique.....	4
I.1.3.5 La tomothérapie.....	4
I.1.3.6 La protonthérapie.....	5
I.2 La chaîne de traitement de RT externe.....	5
I.3 Les équipements en radiothérapie.....	7
I.3.1 L'imagerie médicale.....	7
I.3.2 Machines de traitement.....	11
I.3.2.1 Le télécobalt.....	11
I.3.2.2 L'accélérateur linéaire de particules.....	11
I.3.2.2.a Description générale des accélérateurs linéaires de radiothérapie.....	11
I.3.2.2.b Principe général de l'accélération d'électron.....	12
I.3.2.2.c La mise en forme du champ d'irradiation.....	13
I.3.2.2.d Le collimateur multilâmes (MLC).....	15

## ***Table des matières***

---

I.3.2.2.e Imagerie portale (EPID : Electronic Portal Image Device).....	16
I.3.3 Tps (simulation virtuel).....	17
Conclusion .....	17
 <b>Chapitre II : La dosimétrie clinique</b>	
Introduction.....	19
II.1 Les grandeurs dosimétriques.....	19
II.1.1 L'exposition.....	19
II.1.2 Le débit de l'exposition.....	19
II.1.3 Le Kerma.....	19
II.1.4 La dose absorbée.....	20
II.1.5 Le débit de dose absorbée.....	21
II.1.6 La dose équivalente.....	21
II.1.7 La dose efficace.....	22
II.1.8 L'équilibre électronique.....	22
II.2 La dosimétrie absolue.....	23
II.3 La dosimétrie relative.....	24
II.3.1 Distribution de la dose sur l'axe central.....	25
II.3.1.1 TPR (rapport tissu fantôme).....	25
II.3.1.2 Le rendement de dose en profondeur.....	25
II.3.2 Distribution de profile de dose.....	27
II.3.3 Facteur Ouverture Collimateur (FOC).....	29
Conclusion.....	30
 <b>Chapitre III : Problématique de la dosimétrie des mini faisceaux</b>	
Introduction.....	32
III.1 Dosimétrie des mini-faisceaux.....	32
III.1.1 Problématique de la dosimétrie des mini-faisceaux.....	32
III.1.2 Détecteurs commercialises.....	32
III.1.3 Débit de référence en mini-faisceaux, formalisme IAEA.....	33
III.1.4 Facteur Ouverture Collimateur en mini-faisceaux.....	33
III.1.5 Le rendement en profondeur en mini-faisceaux.....	35

## *Table des matières*

---

III.1.6 Le profil de dose absorbée en mini-faisceaux .....	38
Conclusion .....	39

### **Chapitre IV : La partie pratique**

Introduction .....	41
IV.1. Matériels et méthodes .....	41
IV.1.1. Matériels .....	41
IV.1.2. Méthodes .....	48
IV.2. Résultats et discussion .....	51
IV.2.1 Résultats .....	51
IV.2.1.1 Résultats de rendement en profondeurs .....	51
IV.2.1.2 Résultats de profil de dose .....	55
IV.2.1.3 Résultats de FOC (Facteur Ouverture Collimateur) .....	60
IV.2.2 Discussions des résultats .....	61
Conclusion .....	63

### **Conclusion Générale**

### **Bibliographie**

### **ANNEXE 1 : Mesures détaillées**

### **Résumé**

## Liste des figures

<b>Figure (I. 1) :</b> Une série de rotation avec modifications des MLC en VMAT.....	4
<b>Figure (I. 2) :</b> L'appareil de tomothérapie.....	5
<b>Figure (I. 3) :</b> Image montrant un rayonnement de protons irradiant une tumeur du cerveau...5	
<b>Figure (I. 4) :</b> Représente la séance de traitement.....	7
<b>Figure (I. 5) :</b> Simulateur conventionnel à gauche, Clichés de simulation conventionnelle à droite.....	8
<b>Figure (I. 6) :</b> Le scanner dédié en radiothérapie.....	9
<b>Figure (I. 7) :</b> Appareil de PET Scan.....	10
<b>Figure (I. 8) :</b> Un accélérateur linéaire du Centre Anti Cancer CHU de Constantine.....	12
<b>Figure (I. 9) :</b> Schéma représentatif du Principe de fonctionnement de l'accélérateur linéaire.....	13
<b>Figure (I. 10) :</b> Représentation schématique des éléments conditionnant la mise en forme du champ d'irradiation.....	14
<b>Figure (I. 11) :</b> Photographie du cône égalisateur d'un accélérateur pour un faisceau de photon.....	14
<b>Figure (I. 12) :</b> Photographie du collimateur secondaire.....	15
<b>Figure (I. 13) :</b> Collimateur multi-lames.....	16
<b>Figure (I. 14) :</b> Dispositif d'imagerie portale électronique attaché à l'accélérateur par l'intermédiaire d'un bras rétractable.....	16
<b>Figure (II. 1) :</b> Représentation des énergies cinétiques des particules chargées libérées dans la sphère de masse $dm$ participant à la définition du KERMA.....	20
<b>Figure (II. 2) :</b> Représentation de l'énergie absorbée ou communiquée à la sphère de masse $dm$ participant à la définition de la dose.....	21
<b>Figure (II. 3) :</b> Kerma de collision et dose absorbée sur l'axe du faisceau en fonction de la profondeur dans un milieu homogène irradié par un faisceau large de haute énergie. (a) cas hypothétique sans atténuation de la fluence. (b) cas réaliste.....	23
<b>Figure (II. 4) :</b> Conditions de références recommandées par l'IAEA pour la mesure de dose absolue, taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , DSA 100 cm (protocole IAEA TRS 398).....	24
<b>Figure (II.5) :</b> Schéma représentatif de la mesure du rendement en profondeur le long de l'axe du faisceau.....	26
<b>Figure (II.6) :</b> Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale 6 MV et de taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .....	27
<b>Figure (II.7) :</b> Schéma représentatif de la mesure du profil de dose absorbée à différentes profondeurs du faisceau, à une Distance Source Peau de 100 cm.....	28

## Liste des figures

---

<b>Figure (II.8) :</b> Profil de dose d'un champ de photons de 6 MV et de dimensions $10 \times 10 \text{ cm}^2$ mesuré dans l'eau selon l'axe médian crossplane à une profondeur de 10 cm et à une distance source surface de l'eau de 90 cm. ....	29
<b>Figure (II.9) :</b> Mesure de FOC en conditions isocentriques, ou les champs C et $C_0$ sont définis à la profondeur de mesure.....	30
<b>Figure (III.1) :</b> Valeurs de FOC mesurées avec des détecteurs de différentes dimensions pour un champ de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ .....	34
<b>Figure (III.2) :</b> Rapports des pouvoirs de ralentissement massiques des électrons par collisions (a) d'après et des coefficients massiques d'absorption en énergie des photons (b) de l'eau et de différents matériaux présents dans les détecteurs, en fonction de l'énergie des particules incidentes.....	35
<b>Figure (III.3) :</b> Variation du spectre en énergie des photons dans l'air à la surface d'un fantôme d'eau entre les tailles de champ.....	35
<b>Figure (III.4) :</b> Variation du spectre en énergie des électrons secondaires entre un champ de $5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$ et un champ de $100 \text{ mm} \times 100 \text{ mm}$ , a une profondeur de 8 cm dans l'eau.....	36
<b>Figure (III.5) :</b> Variations de l'énergie moyenne des photons (a) et des électrons (b) avec la profondeur.....	36
<b>Figure (III.6) :</b> PDD mesures avec une chambre d'ionisation, un détecteur diamant et une diode, dans un faisceau de photon de 6 MV pour une taille de champ de (a) $100 \text{ mm} \times 100 \text{ mm}$ et de (b) $5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$ .....	37
<b>Figure (III.7) :</b> Région de pénombres d'un faisceau, mesures dans l'eau avec différents détecteurs.....	38
<b>Figure (III.8) :</b> Comparaison entre deux profils mesures avec une chambre d'ionisation CC01 et une diode SFD pour une taille de champ de $6 \text{ mm} \times 6 \text{ mm}$ .....	38
<b>Figure (IV.1) :</b> Configuration de la chaine de mesure utilisée.....	41
<b>Figure (IV.2) :</b> Les accélérateurs linéaires à gauche clinac C600 et à droite Clinac DHX 2300 du Centre Anti Cancer CHU de Constantine.....	42
<b>Figure (IV.3) :</b> Fantôme d'eau automatique « 3D SCANNER».....	43
<b>Figure (IV.4) :</b> Différents fantômes solide .....	43
<b>Figure (IV.5) :</b> Une cambre d'ionisation cylindrique PTW type Farmer 0.6 cm de CHU de Constantine.....	44
<b>Figure (IV.6) :</b> Une cambre d'ionisation cylindrique PTW type Pin Point $0.015 \text{ cm}^3$ de CHU de Constantine.....	45
<b>Figure (IV.7) :</b> Diode Sun Nuclear EDGE utilisée dans les mesures des profils et des rendements.....	46
<b>Figure (IV.8) :</b> Electromètre « SNC-Electromètre» (power data interface 3.0).....	46
<b>Figure (IV.9) :</b> Electromètre PTW UNIDOS .....	47

## Liste des figures

---

<b>Figure (IV.10) :</b> Le logiciel d'acquisition des données Sun Nuclear Dosimetry.....	<b>48</b>
<b>Figure (IV.11) :</b> Capture d'écran de l'auto setup de la cuve 3D SCANNER dans le logiciel Sun Nuclear Dosimetry.....	<b>49</b>
<b>Figure (IV.12) :</b> Outils de traitement de données.....	<b>50</b>
<b>Figure (IV.13) :</b> La chaine de mesure pour les FOC.....	<b>51</b>
<b>Figure (IV.14) :</b> Courbes de rendement en profondeur mesurées pour les champs (1x1) (2x2), (3x3), (4x4), (6x6) avec un chambre d'ionisation de type pin point pour X-4MV.....	<b>52</b>
<b>Figure (IV.15) :</b> Courbes de rendement en profondeur mesurées pour les champs (1x1) (2x2), (3x3), (4x4), (5x5) avec un chambre d'ionisation de type pin point pour X-6MV.....	<b>52</b>
<b>Figure (IV.16) :</b> Courbes de rendement en profondeur mesurées pour les champs (1x1) (2x2), (3x3), (4x4), (5x5) avec un chambre d'ionisation de type pin point pour X-18MV.....	<b>53</b>
<b>Figure (IV.17) :</b> Résultats de mesure des profils de dose pour les tailles du champ (2x2), (3x3), (4x4), (5x5) mesurée à différentes profondeurs pour X4.....	<b>56</b>
<b>Figure (IV.18) :</b> Résultats de mesure des profils de dose pour les tailles du champ (2x2), (3x3), (4x4), (5x5) mesurée à différentes profondeurs pour X6.....	<b>57</b>
<b>Figure (IV.19) :</b> Résultats de mesure des profils de dose pour les tailles du champ (2x2), (3x3), (4x4), (5x5) mesurée à différentes profondeurs pour X18.....	<b>58</b>
<b>Figure (IV.20) :</b> Résultats de mesure des FOC pour les tailles du champ (2x2), (3x3), (4x4), (5x5) mesurée pour l'énergie X4 X6 X18 avec les deux chambres d'ionisation Farmer et Pin Point .....	<b>61</b>

## *Liste des tableaux*

- Tableau (IV.1) :** Les valeurs de la dose à la surface mesuré pour les tailles de champ (3×3), (4×4), avec deux détecteurs pour les énergies X4, X6 et X18.....**53**
- Tableau (IV.2) :** Les valeurs de la dose mesuré dans les profondeurs 10 et 20 cm pour les tailles de champ (3×3), (4×4), avec deux détecteurs pour les énergies X4, X6 et X18.....**54**
- Tableau (IV.3) :** Les valeurs de la profondeur du maximum de dose mesuré pour les tailles de champ (3×3), (4×4), avec deux détecteurs pour les énergies X4, X6 et X18.....**55**
- Tableau (IV.4) :** Les résultats de la symétrie dans les profondeurs 5, 10 et 20 cm pour les tailles de champ (3×3), (4×4), avec deux détecteurs pour les énergies X6 et X18.....**59**
- Tableau (IV.5) :** Les résultats de la planéité dans les profondeurs 5, 10 et 20 cm pour les tailles de champ (3×3), (4×4), avec deux détecteurs pour les énergies X6 et X18.....**59**
- Tableau (IV.6) :** Les résultats de la pénombre dans les profondeurs 5, 10 et 20 cm pour les tailles de champ (3×3), (4×4), avec deux détecteurs pour les énergies X6 et X18.....**60**

## Liste des abréviations

---

<b>Liste des abréviations</b>	
<b>AIEA</b>	Agence Internationale de l'Energie Atomique
<b>BEV</b>	Beam Eye View
<b>CHU</b>	Centre Hospitalier Universitaire
<b>CAC</b>	Centre Anti Cancer
<b>CT</b>	Computed Tomography
<b>DSA</b>	Distance Source-Isocentre
<b>DSC</b>	Distance Source-Chambre
<b>DSP</b>	Distance Source Peau
<b>DRR</b>	Digitally Reconstructed Radiography
<b>EE</b>	Équilibre Electronique
<b>EEL</b>	Equilibre Electronique Latéral
<b>EPID</b>	Electronic Portal Imaging Device
<b>FOC</b>	Facteur Ouverture Collimateur
<b>Gy</b>	Gray
<b>HDV</b>	Histogramme Dose Volume
<b>IMRT</b>	Intensity Modulated Radiation Therapy.
<b>IRM</b>	Imagerie par Résonance Magnétique.
<b>KERMA</b>	Kinetic Energy Released in Matter.
<b>Kev</b>	Kilo electron volt.
<b>MeV</b>	Méga Electron volt.
<b>MV</b>	Megavolts
<b>MLC</b>	Collimateur Multi Lames.
<b>OAR</b>	Organe A Risque ou Organ At Risk
<b>PDD</b>	Percentage Depth Dose
<b>PRF</b>	la fréquence de répétition
<b>RCMI</b>	Radiothérapie Conformationnelle par Modulation d'Intensité

## *Liste des abréviations*

---

<b>RX</b>	Rayons X
<b>RF .</b>	Radiofréquence.
<b>TPS</b>	Treatment Planning System
<b>TDM</b>	Tomodensitométrie.
<b>TEP</b>	Tomographie par Emission de Positons
<b>TLD</b>	Détecteurs Thermo Luminescents
<b>TNM</b>	Tumeur Noeud Métastase
<b>TPM</b>	Tube photomultiplicateurs
<b>TPR</b>	Rapport Tissu Fantôme
<b>UM</b>	Unité Moniteur
<b>VMAT</b>	Volumetric Modulated Arc Therapy
<b>X</b>	Exposition
<b>2D</b>	Deux Dimensions
<b>3D</b>	Trois Dimensions.
<b>3D-CRT</b>	La Radiothérapie Conformationnelle en 3 Dimensions

***Introduction***

***Générale***

# Introduction Générale

Le principe de la radiothérapie est de délivrer la dose de rayonnement précise et homogène au niveau de volume cible représentent la tumeur et minimiser la dose au niveau des organes à risques (OAR). Donc il est nécessaire de faire connaître la dose reçue dans n'importe quel point du volume irradié. Cependant, il est difficile de mesurer directement cette dose dans le patient, alors on doit procéder à la détermination par des mesures préalables sur des fantômes simulant le corps humain.

Le problème de ce travail qu'on va présenter concerne l'étude dosimétrique des faisceaux de photons de faibles dimensions qui sont caractérisés par de forts gradients de dose et un manque d'équilibre électronique latéral.

L'objectif principal de ce mémoire est de permettre une meilleure évaluation de la dose délivrée aux patients et d'identifier les risques critiques importants liés notamment à la caractérisation dosimétrique des mini-faisceaux.

Dans cette étude on a utilisé deux accélérateurs linéaires de type « Clinac DHX 2300 », et l'autre de type « Clinac C600 » de la société « Varian medical systems », pour mesurer les différentes données dosimétriques relatives. A savoir les courbes de rendements en profondeur, les courbes de profils de doses et le facteur d'ouverture collimateur. Utilisant deux fantômes « automatique 3D SCANNER et autre solide à plaques équivalent eau », utilisant aussi divers détecteurs (une chambre d'ionisation Farmer « PTW 310011 », une chambre d'ionisation Pin Point « PTW\_31014 » et une diode semi-conductrice de type « Sun Nuclear EDGE ») pour différentes tailles de champs et différentes profondeurs et trois énergies de faisceaux de photons X-4MV, X-6MV et X-18MV.

Ce mémoire inclut deux parties principales ; théorique, et expérimentale, tel que la partie théorique consiste en trois chapitres :

**Le premier chapitre :** On va définir le concept de la radiothérapie, les différentes techniques d'irradiation, la chaîne de traitement en radiothérapie externe sont décrites. La machine de traitement (l'accélérateur linéaire produisant des électrons et des photons), ainsi que les machines de simulation (tomodensitométrie "TDM" ... etc.).

## ***Introduction Générale***

---

**Le deuxième chapitre :** On délivre une description générale sur les grandeurs et les différentes données dosimétriques absolue et relative, afin de savoir, les courbes de profils de dose, les courbes de rendements en profondeur et le facteur d'ouverture de collimateur.

**Le troisième chapitre :** Ce chapitre consiste à la définition et la présentation des problèmes dosimétriques liés aux faisceaux de faibles dimensions.

**Le quatrième chapitre (la partie expérimentale) :** Dans cette partie on présentera les matériels et les méthodes utilisées, les mesures effectuées, ainsi que les résultats obtenus et leurs interprétations et discussions.

La partie expérimentale sera enfin clôturée par une conclusion finale.

Les travaux de recherche menés au cours de ce mémoire ont été effectués dans le service de Radiothérapie à l'Etablissement Hospitalier Anti Cancer «CHU» de CONSTANTINE.

***Chapitre I :***  
***La radiothérapie***

**Introduction :**

La radiothérapie est une des techniques les plus influentes dans le traitement du cancer, aux côtés de la chirurgie et de la chimiothérapie. Son origine remonte à la fin du 19<sup>ème</sup> siècle est liée à trois découvertes scientifiques majeures : les rayons X par Wilhelm Röntgen en 1895, la radioactivité par Antoine Henry Becquerel en 1896 et le radium 226 par Pierre et Marie Curie en 1898. La radiothérapie consiste à utiliser les photons de hautes énergies pour le traitement des tumeurs profondes (thorax, de l'abdomen et du pelvis...) et les électrons pour le traitement des tumeurs superficielles (cancers de la peau, paroi thoracique après mastectomie, etc.).

**I.1 Généralité sur la radiothérapie :****I.1.1 Définition :**

La radiothérapie est aujourd'hui un outil indispensable dans la stratégie thérapeutique mise en œuvre pour traiter de nombreux cancers. Il s'agit d'un traitement non-invasif basé sur l'utilisation locorégionale de rayonnements ionisants permettant la destruction ciblée mais non spécifique des cellules tumorales [1], elle réalise soit à visée curative, pour guérir, soit à visée palliative pour soulager quand il n'y a plus espoir de guérison, soit à visée symptomatique, pour supprimer un symptôme [3]. Le but de cette thérapie est de favoriser le contrôle tumoral avec possibilité de stérilisation totale de la tumeur tout en essayant de préserver au maximum les tissus sains environnants. Les rayonnements sont produits soit par des accélérateurs de particules, soit par des sources radioactives [1].

**I.1.2 Les type de radiothérapie :**

Il existe trois types de radiothérapie :

**I.1.2.1 La radiothérapie externe :**

Dans une radiothérapie externe, les rayons produits par une source externe sont dirigés vers la région du corps à traiter (sein, prostate...) afin d'éliminer les cellules cancéreuses. Elle est dite transcutanée car les rayons traversent la peau pour atteindre la tumeur. Ces rayons sont émis en faisceau ciblé sur la tumeur par une machine appelée accélérateur linéaire de particules [4].

**I.1.2.2 La radiothérapie interne (La curiethérapie) :**

La curiethérapie est un moyen de traitement des tumeurs malignes solides par mise en place de sources radioactives à l'intérieur d'un tissu à irradier. La disposition de ces sources, leur longueur et leurs activités sont définies par rapport aux structures tumorales à inclure dans un

volume cible, établi à partir des données cliniques [15] ; ces sources émettent des rayonnements qui détruisent les cellules cancéreuses. La dose de rayonnements décroît très vite au fur et à mesure que l'on s'éloigne de la source radioactive. La dose est donc très forte au niveau de la zone à traiter et diminue au niveau des tissus sains. Cela permet de limiter les effets secondaires [4].

### **I.1.2.3 La radiothérapie métabolique :**

En radiothérapie métabolique, les substances radioactives circulent dans l'organisme et sont absorbées par les cellules cancéreuses. La radiothérapie métabolique peut être administrée de trois manières :

- Par voie orale : vous devrez avaler une capsule ou boire un liquide.
- Par injection intraveineuse : on injectera la substance radioactive dans une veine.
- Par injection intraartérielle hépatique : on injectera le médicament radiopharmaceutique lors d'une artériographie sélective hépatique [5].

### **I.1.3 Les techniques disponibles :**

L'évolution en radiothérapie permet d'exercer plusieurs techniques comme la radiothérapie conformationnelle, la radiothérapie conformationnelle avec la modulation d'intensité (IMRT et VMAT), la stéréotaxique et la tomothérapie.

#### **I.1.3.1 La radiothérapie conformationnelle en 3D :**

La radiothérapie conformationnelle en 3 dimensions est un traitement par 3D-CRT débute par la création de structures anatomiques par contourage ou segmentation (comprenant les tumeurs et les organes à risque) en trois dimensions dans un TPS à partir des images acquises par le tomodynamomètre. Ces structures sont ensuite utilisées pour créer un plan de traitement où la dose sera délivrée de manière conforme et précise à la tumeur tout en donnant le moins de dose possible aux organes à risque afin de minimiser les effets secondaires associés au traitement (brûlures à la peau, fatigue, etc.). Le dosimétriste minimise la dose à la peau et aux organes à risque en dirigeant plusieurs faisceaux sous différents angles, distribuant la dose tout autour du patient au lieu de passer par une seule voie d'entrée. Pour chaque angle de faisceau, il ajuste la forme et l'intensité de la radiation par l'entremise d'un MLC. Il conforme les lames du MLC à la forme de la tumeur selon l'angle de vue du faisceau pour former des champs de traitement statiques [8].

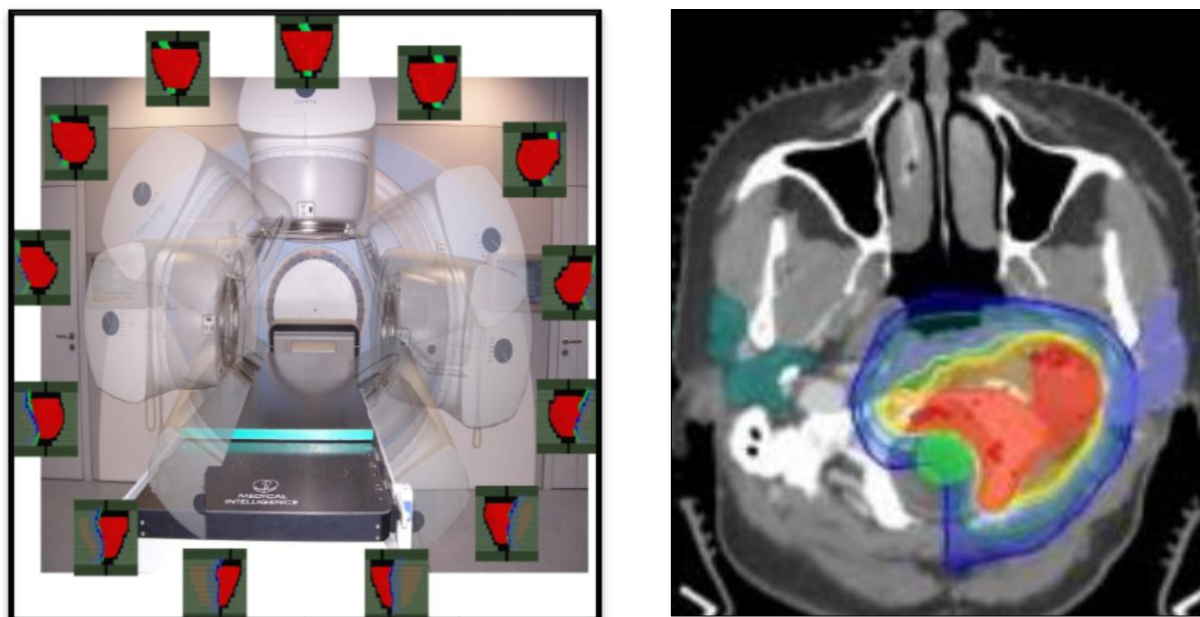
**I.1.3.2 La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) :**

La radiothérapie en modulation d'intensité se caractérise par la variation de l'intensité des faisceaux en cours de la séance d'irradiation. Elle permet d'améliorer d'une part la distribution de dose en l'adaptant au mieux à des volumes tumoraux complexes, et d'autre part l'homogénéité au sein du volume traité. La RCMI permet ainsi d'optimiser l'irradiation du tissu cancéreux, augmentant ainsi la dose à la tumeur, tout en diminuant encore l'irradiation des tissus sains voisins et donc de limiter la morbidité associée [6]. L'IMRT peut s'administrer selon plusieurs modes, grâce à un collimateur multi-lames dont les lames se déplacent ou non pendant l'irradiation ou grâce à un bras isocentrique se déplaçant avec le faisceau. Le clinicien recourt au scanner ou à d'autres techniques d'imagerie préalablement à la délivrance de la dose de traitement afin de délimiter minutieusement les volumes cibles ainsi que les organes sains. Ensuite un logiciel de planification permet de calculer l'histogramme dose-volume. Le haut degré de précision ne peut être maintenu que si les erreurs d'initialisation et les écarts dus au mouvement des organes internes sont corrigés en ayant recours, parfois quotidiennement, à l'imagerie médicale. Comme le processus de mise en place et de délivrance de l'IMRT est très complexe, il nécessite des experts en radiophysique et en dosimétrie. Une assurance qualité méticuleuse est nécessaire à chaque étape du processus [7].

Deux techniques d'irradiation par modulation d'intensité existent : **statique et dynamique**.

**I.1.3.3 Irradiation avec modulation d'intensité volumétrique par Arc Thérapie (VMAT) :**

L'arthérapie volumétrique avec modulation d'intensité (Volumetric Modulated Arc Therapy ou VMAT) est la technique de radiothérapie externe la plus moderne. Il s'agit de la dernière évolution de la radiothérapie conformationnelle. Au niveau dosimétrique, le VMAT est même meilleure que la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (IMRT) et donne des résultats comparables à la Tomothérapie [10]. Cette technique permet d'irradier la tumeur avec plus de précision que la RT conventionnelle grâce à un contrôle (une modulation) des faisceaux d'irradiation sur un arc complet de 360°. Les organes sains sont préservés lors de l'irradiation de tumeurs voisines comme sera visualiser dans **la figure (I. 1) [9]**.



**Figure (I. 1) :** Une série de rotation avec modifications des MLC en VMAT [9]

#### **I.1.3.4 La radiothérapie stéréotaxique :**

La radiothérapie stéréotaxique est au croisement de très nombreuses innovations techniques utilisées pour la radiothérapie actuelle. Stéréotaxie vient du mot grec stéréo signifiant solide ou en trois dimensions et du grec tact signifiant toucher aboutissant au concept d'approche 3D pour atteindre un objet [14]. C'est une technique de haute précision basée sur l'utilisation de microfaisceaux convergents permettant d'irradier à haute dose de très petits volumes [9]. Elle est utilisée pour traiter certaines tumeurs cérébrales par exemple. Cette technique peut être réalisée soit à l'aide d'une machine dédiée (gamma-knife), soit avec un accélérateur linéaire muni de cônes cylindriques de diamètre modulable [4].

#### **I.1.3.5 La tomothérapie :**

La tomothérapie constitue une nouvelle évolution de l'administration de rayons dans le cadre d'une radiothérapie. Le nom «tomothérapie» signifie littéralement «thérapie en tranches» et provient du terme tomographie (Computed Tomography ou CT) ou imagerie en coupes (l'appareil se présente comme un scanner) **figure (I. 2)** [11]. Le traitement est délivré en mode hélicoïdal avec un déplacement régulier de la table. Ces modalités de fonctionnement sont à l'origine d'une grande précision balistique : de 1 à 2 millimètres [12]. Au début de chaque séance de traitement, une nouvelle image de la tumeur est réalisée par scanner ; le ciblage et la dose d'irradiation appliqués sont adaptés. Les doses sont sculptées pour cibler la tumeur précisément et éviter les tissus sains [13].



Figure (I. 2) : L'appareil de tomothérapie [11]

### I.1.3.6 La protonthérapie :

Alors que la très grande majorité des appareils de radiothérapie produisent des faisceaux de photons ou d'électrons, cette technique utilise un faisceau de protons. Le recours à des protons permet de réduire la dose déposée dans les tissus traversés avant la tumeur, et de ne pas irradier les tissus situés derrière la tumeur. On les utilise pour traiter certaines tumeurs de l'œil et de la base du crâne notamment comme le montre **la figure (I. 3)** [4].

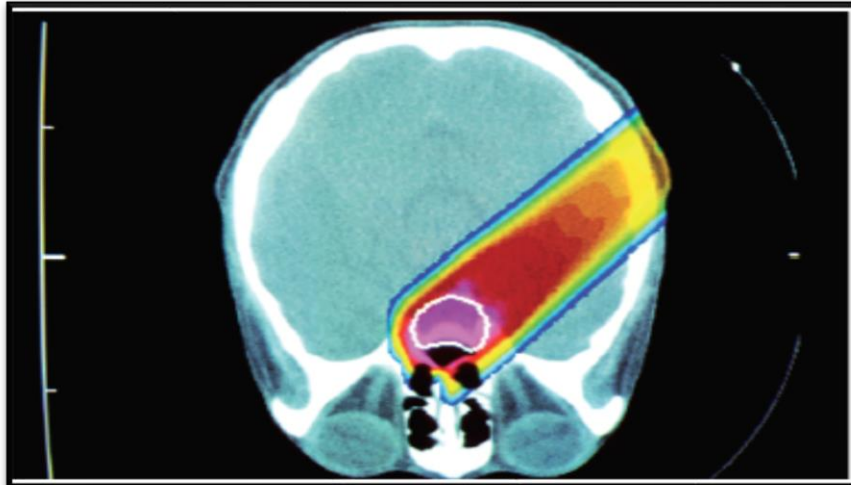


Figure (I. 3) : Image montrant un rayonnement de protons irradiant une tumeur du cerveau [4]

## I.2 La chaîne de traitement en RT externe :

La radiothérapie repose sur un travail d'équipe et elle recourt à des processus complexes, elle comporte quatre étapes : la consultation, la simulation, la planification et le traitement.

**I.2.1 La consultation :**

La consultation est une phase essentielle de la radiothérapie, se fait avec L'oncologue radiothérapeute pour définir l'objectif d'irradiation et expliquer les modalités précises du traitement, les bénéfices attendus, les éventuels effets secondaires, le déroulement de traitement et répondre aux questions. Elle nécessite les informations clinique (bilan complet, classification TNM, histologie, biologie) et les informations radiologique (cliches simples, scanner, IRM,...).

**I.2.2 La simulation :**

Cette étape réalisée avec les manipulateurs et le médecin, dure environ 30 min et exige la présence du patient. Elle est effectuée avec un simulateur-scanner. Les étapes de la simulation sont :

- Le patient est positionné en fonction de la localisation de la tumeur.
- L'utilisation des moyens de contention (coussin, plan incliné, sandow, masque thermoformé personnalisé) pour garder la même position du patient à chaque séance du traitement.
- L'utilisation des lasers pour déterminer et positionner les points de références des faisceaux d'irradiation (dimension, angulation).
- Obtention des images anatomiques de référence : BEV, DRR, et l'utilisation de tatouage pour garder la même position du patient au cours du traitement.
- Acquisition des paramètres géométriques du traitement et des données anatomiques du patient [15].

**I.2.3 La planification :**

Cette étape réalisée par le radiothérapeute et le physicien médical cela commence par l'acquisition des données d'un patient. La gestion de données d'imagerie (leur visualisation 2D puis 3D, et leur traitement comme par exemple le recalage d'images provenant de modalités différentes) permet de définir les limites des différentes structures anatomiques d'importance, qui sont segmentées dans le volume du patient (contours externes, organes à risque, volumes cibles). Certains de ces organes peuvent désormais être segmentés automatiquement grâce à un atlas anatomique. Le dessin d'un plan sur le patient (constitué de balistiques de faisceaux) est ensuite réalisé, en recherchant une position optimale pour chaque faisceau [16].

Un logiciel de planification de traitement (TPS) calcule de façon plus précise la distribution de dose résultant de la configuration choisie [17]. Cette simulation permet à

l'utilisateur d'évaluer le plan (grâce aux distributions de doses, aux histogrammes dose volumes (HDV) et à des points de mesure particuliers, et de l'optimiser avant de le valide [16].

#### **I.2.4 Le traitement :**

Cette étape consiste à repositionner le patient comme le jour de la simulation **figure (I. 4)**. Des contrôles de positionnement sont réalisés régulièrement avec une imagerie portale avant le traitement pour assurer la qualité de l'irradiation [22]. Une fois le patient installé, il ne doit plus bouger pour ne pas que le rayonnement soit délivré à côté de la zone repérée. Pendant le traitement le patient est seul dans la salle, surveillé depuis l'extérieur par un système vidéo. L'appareil tourne autour de lui, guidé depuis l'extérieur [5].

Un traitement par radiothérapie nécessite plusieurs séances. Généralement une séance par jour, sur une durée de quatre à cinq jours, et ce durant plusieurs semaines [4].



**Figure (I. 4) :** Représente la séance de traitement [5]

### **I.3 Les équipements en radiothérapie :**

#### **I.3.1 L'imagerie médicale :**

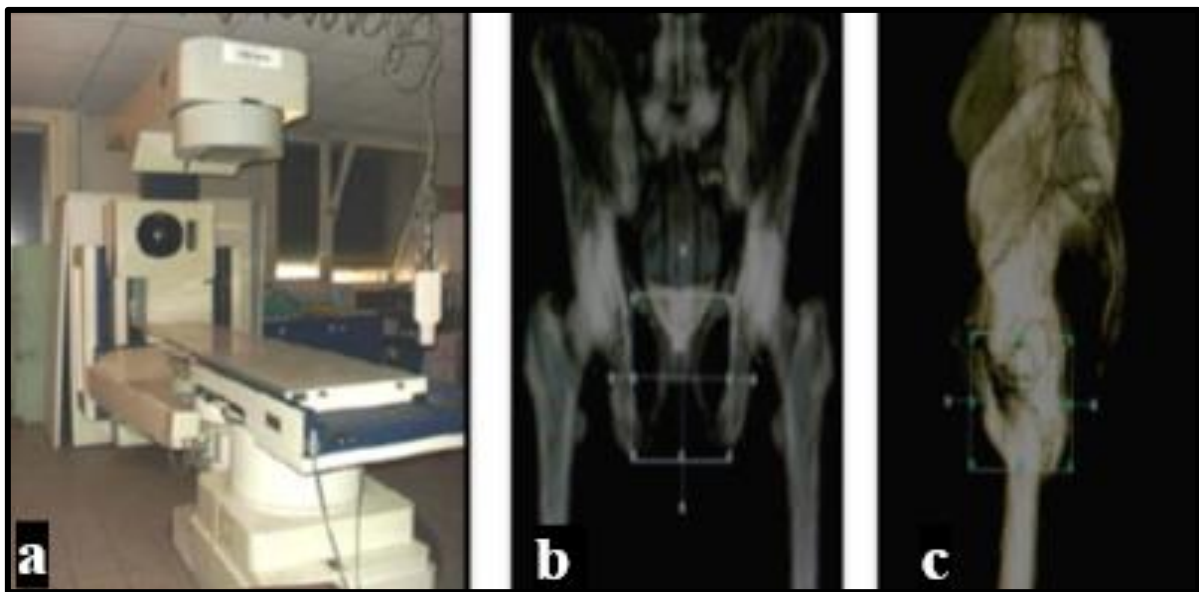
L'imagerie joue un rôle central dans la définition des cibles en radiothérapie. Les techniques d'imagerie permettent de délimiter la tumeur, de calculer les risques possibles d'atteint les OAR et de prendre des décisions éclairées à la façon de traiter le patient.

Des avancées en imagerie médicale ont été réalisées ces dernières années, notamment en ce qui concerne la technique et l'analyse de prise d'images. Initialement, le simulateur dit conventionnel ou classique était l'appareil de planification de base en radiothérapie. Ensuite, afin de définir en 3D les cibles ainsi que les OAR, les départements de radio-oncologie se sont munis

d'appareils de TDM de planification. De plus, pour obtenir des compléments d'information, certains centres de radio-oncologie ont fait l'acquisition de modalités additionnelles comme l'IRM, la tomographie à émission de positrons(TEP) [23].

### I.3.1.1 Le simulateur conventionnel :

Le simulateur dit conventionnel **figure (I. 5.a)** est un appareil de radiographie et de fluoroscopie muni d'un tube utilisant les rayons. Il permet de reproduire les mêmes mouvements qu'un appareil de traitement, d'où provient d'ailleurs son nom. Il est utilisé pour planifier des champs de traitement en se basant uniquement sur des repères anatomiques. Les résultats d'images du simulateur sont uniquement en deux dimensions (2D) et ne permettent pas la visualisation des tissus mous **figure (I. 5. (b-c))** . L'utilisation du simulateur classique est une ancienne approche en radiothérapie. Elle est maintenant rarement utilisée, depuis l'introduction de la TDM pour la planification des traitements [23].



**Figure (I. 5) :** Simulateur conventionnel à gauche, Clichés de simulation conventionnelle à droite [9]

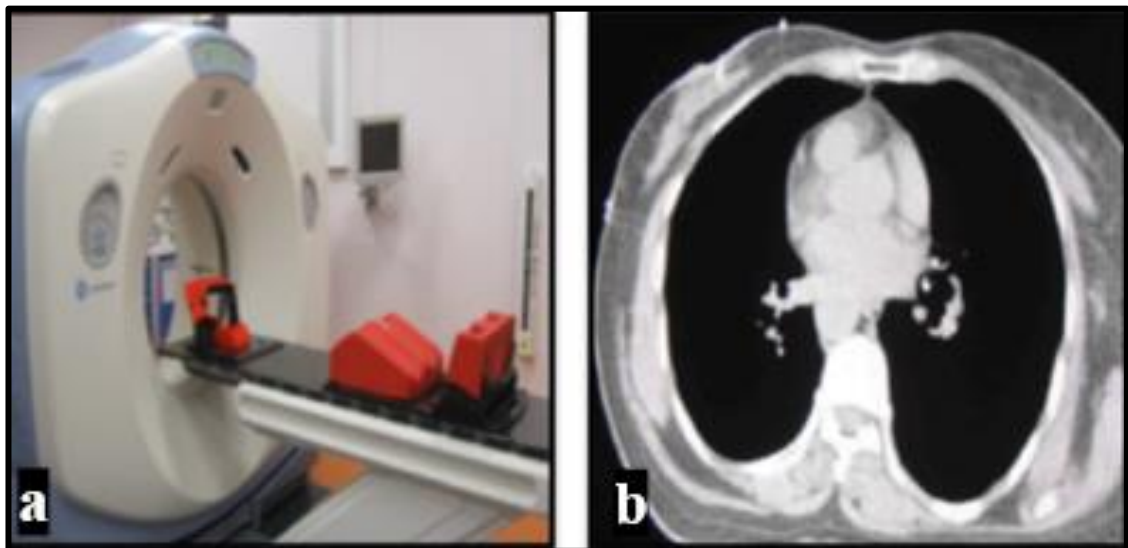
### I.3.1.2 La tomодensitométrie (TDM) :

La tomодensitométrie ou ce qui est connu sous le nom « scanner » est utilisée pour obtenir des images du corps sous forme d'une série de coupes transverses (**voir figure (I. 6.b)**). Ces coupes sont produites grâce à un tube de rayons X cachée dans un anneau ouvert qui entoure la table d'examen **figure (I. 6.a)**. Pendant que la table se déplace, le tube tourne autour du patient et fait la série de radiographies. L'obtention des images du corps sous forme de tranches fines permet de voir tous les organes en profondeur [4]. La scannographie à RX est actuellement l'examen de référence en simulation virtuelle. Cet examen de référence est nécessaire, d'une

part, à la définition du volume cible, et d'autre part, à la construction des images de référence (DRR) qui permettront de valider le positionnement du patient sous l'appareil de traitement [18].

- **Principe :**

Dans le scanner, la source de rayons X tourne en balayant un plan de coupe de l'organe observé; les rayons X arrivent sur plus de mille récepteurs (qui tournent en même temps) ; les signaux détectés varient en fonction de l'opacité/transparence aux rayons X des structures traversées : ils sont transcodés en signaux électriques, puis numérisés et analysés. Des algorithmes appropriés permettent ainsi à l'ordinateur de calculer la densité ( le degré de transparence/opacité aux rayons X) de chaque pixel (voxel en fait puisqu'il s'agit d'une coupe tomographique qui a une épaisseur ) dans le plan de coupe exploré [21].



**Figure (I. 6) :** (a) Le scanner dédié en radiothérapie, (b) Image scanographique [24]

### I.3.1.3 L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) :

Il s'agit d'une technique d'imagerie qui n'utilise pas les rayons X mais l'influence d'un grand champ magnétique sur le corps pour produire des images [22]. L'appareil à IRM est plus imposant encore qu'un scanner X. Le patient est placé dans un champ magnétique très intense et orienté, dans l'axe d'un grand aimant principal cylindrique, doublé à l'intérieur de bobines concentriques (de gradient, d'émission, et de réception) [21].

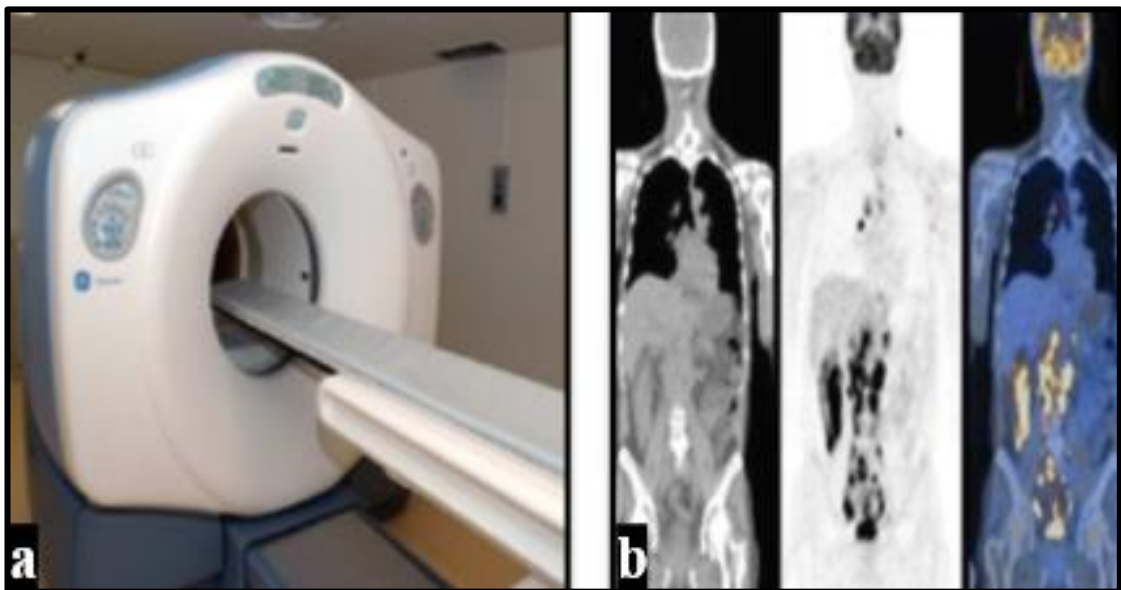
- **Principe :**

Le principe de l'IRM est le suivant : les protons des noyaux des atomes (principalement d'hydrogène, l'eau constituant 70 % du corps humain) peuvent être assimilés à des vecteurs (appelés "dipôles magnétiques" ou "moments magnétiques nucléaires" ou "spins") d'orientation

initialement aléatoire ; ces vecteurs deviennent parallèles à la direction du champ magnétique très puissant dans lequel ils sont placés. Une onde radio précise, et orthogonale au champ magnétique, fait alors entrer les protons en résonance, c'est-à-dire modifie l'orientation des vecteurs (dès lors, ils ne sont plus parallèles à l'axe du champ magnétique intense). Lorsque cette onde n'est plus émise, les dipôles retrouvent leur orientation initiale en émettant un petit signal (qui est une onde radio). L'ensemble des signaux émis est à l'origine d'une image qui différencie assez finement les structures (en fonction de leur teneur relative en hydrogène) [21].

#### I.3.1.4 La Tomographique d'Emission de Positons (T.E.P.) :

Est la plus récente et la plus performante des techniques d'imagerie de la médecine nucléaire **figure (I. 7.a)** . Elle est basée sur la détection des rayonnements  $\gamma$  émis lors de l'annihilation d'un positon par un électron. Les positons sont émis par des radio-isotopes particuliers qui marquent des molécules biologiques injectées aux personnes observées comme le montre **la figure (I. 7.b)** . Ces radioéléments ont une durée de vie très courte [21].



**Figure (I. 7) :** (a) Appareil de PET Scan, (b) Images TEP [22]

- **Principe :**

En TEP, la mesure d'un événement correspond à la détection en coïncidence des deux photons d'annihilation du positon avec un électron de la matière . Ces deux photons sont émis à  $180^\circ$  l'un de l'autre avec une énergie de 511 keV chacun. Le système de détection le plus utilisé est constitué de plusieurs cristaux scintillateurs couplés à des tubes

photomultiplicateurs (TPM). Tout photon entrant dans la chaîne de détection est analysé individuellement. Il perd soit une partie de son énergie, soit la totalité de son énergie dans le cristal. Une fraction de cette énergie perdue est convertie en énergie lumineuse. Cette énergie lumineuse est dirigée vers la photocathode du TPM à l'aide d'un guide de lumière. Une impulsion électrique, dont l'intégrale est proportionnelle à l'énergie déposée dans le cristal, apparaît alors au niveau de l'anode du TPM et est traitée par une électronique d'acquisition adaptée [19].

Actuellement, un travail important est fait pour fusionner les images, c'est-à-dire recalculer les différents examens de manière à ce qu'on puisse voir sur chaque coupe reconstruite du patient l'information recalculée venant des différentes sources d'imagerie, confirmant la position initiale du patient [20].

### **I.3.2 Machines de traitement :**

#### **I.3.2.1 Le télécobalt :**

Sa mise au point a permis à la radiothérapie, depuis les années 1970, de devenir à la fois plus efficace et mieux tolérée. La source de cobalt contenue dans la tête de l'appareil émet des rayons gamma. Ils ont un rendement de 50 % à 10 cm sous la peau. La dose maximale n'est pas distribuée à l'épiderme, source de radiodermite, mais à 5 mm sous la surface de l'épiderme d'où la diminution très importante des brûlures cutanées. Avec cette technique, l'os ne représente plus un écran à la diffusion des rayons. Ces machines ont maintenant été remplacées par les accélérateurs linéaires [2].

#### **Avantage et limite :**

- Méthode simple et fiable.
- Limité par le mode d'irradiation.
- Limité par l'énergie des  $\gamma$ .
- Durée de séance plus importante [24].

#### **I.3.2.2 L'accélérateur linéaire de particules :**

##### **I.3.2.2.a Description générale des accélérateurs linéaires de radiothérapie :**

Les accélérateurs linéaires **figure (I. 8)** utilisés pour le traitement des cancers par radiothérapie sont des accélérateurs linéaires d'électrons émettant des rayonnements ionisants d'une énergie supérieure au méga électronvolt (MeV). Les électrons accélérés peuvent être directement utilisés pour le traitement des tumeurs superficielles ou semi profondes (cancers de la

peau, paroi thoracique après mastectomie, etc.), ou bien interagir avec un matériau de haute densité pour produire principalement par rayonnement de freinage des rayons X de hautes énergies (de 4 à 25 MV) pour le traitement des tumeurs profondes (cancers de la prostate, du poumon, etc.)[25].

Il comprend de cinq composants principaux :

- Le bras ou statif (gantry).
- Le support du bras (stand).
- La table de traitement.
- Le modulateur.
- Le pupitre de commande.

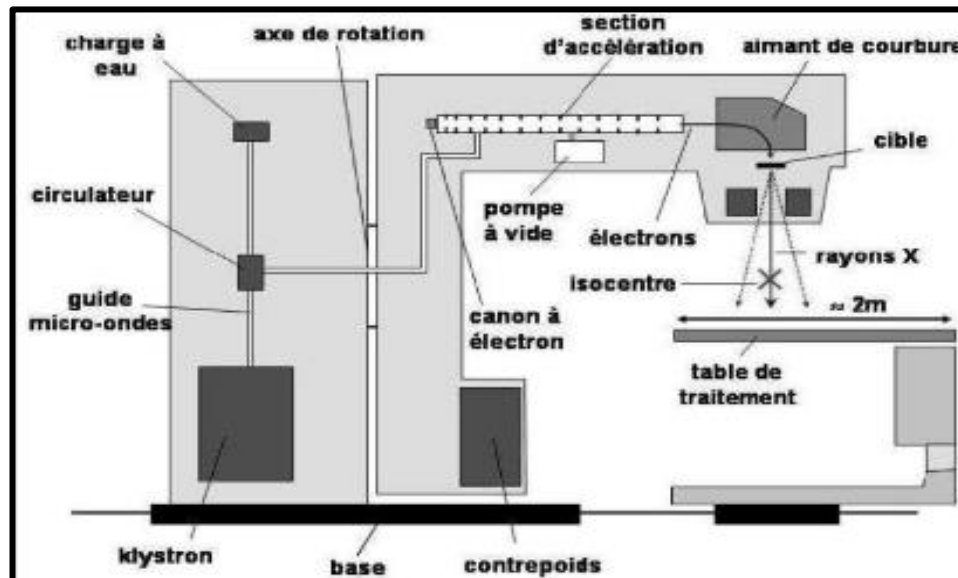


**Figure (I. 8) :** Un accélérateur linéaire à gauche, le pupitre de commande à droite [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]

### **I.3.2.2.b Principe général de l'accélération d'électron :**

Les électrons sont produits dans un canon à électrons par émission thermionique d'un filament chauffé et sont par la suite focalisés (faisceau filiforme) et injectés dans un guide d'ondes qui les accélère à l'énergie requise (4-25 MeV). Le guide d'ondes est formé d'une série de cavités résonantes où les électrons sont accélérés en paquet par des ondes RF de haute puissance (2856 MHz) produites par un système de génération de puissance RF constitué d'une source RF et d'un modulateur pulsé . En effet, la puissance des ondes RF est élevée de sorte que le système ne peut les émettre de façon continue. La coïncidence entre ces ondes et l'injection des électrons détermine la fréquence de répétition (PRF) [Hz] du Linac (ex, 25-400 Hz pour Elekta Precise™) tandis que

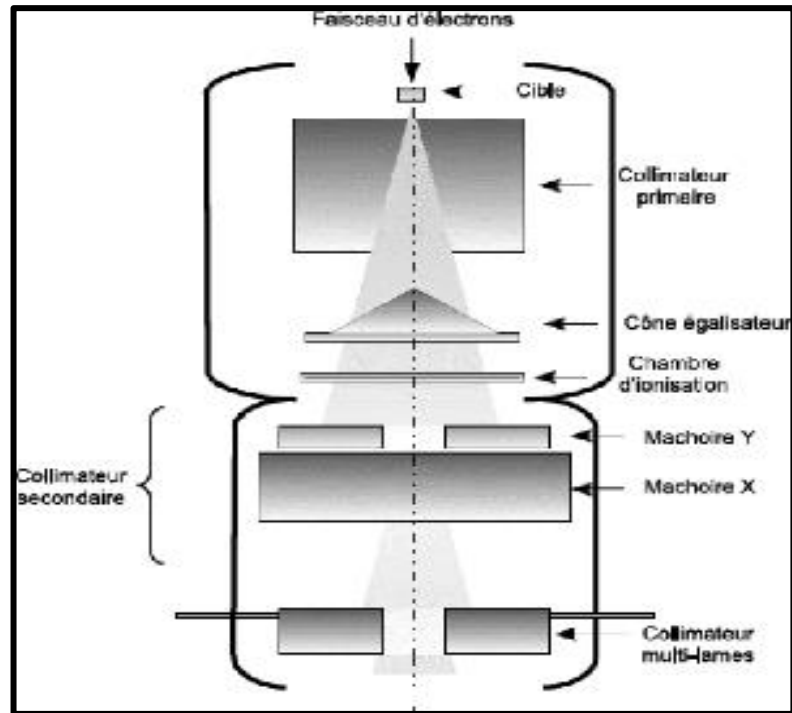
l'amplitude du courant du canon à électrons détermine pour une certaine condition de mesure la dose-par-pulse [mGy/pulse] et donc le débit de dose [mGy/s]. Les électrons sont ensuite déviés de  $270^\circ$  par un aimant quadripolaire avant d'entrer en collision avec une cible métallique (ex, tungstène) ce qui produit une radiation de freinage (Bremsstrahlung). Un faisceau de photons de 6 MV a un spectre d'énergie poly-énergétique allant de 0 à l'énergie 6 MeV des électrons [17]. La **figure (I. 9)** illustre le principe de fonctionnement de l'accélérateur linéaire.



**Figure (I. 9) :** Schéma représentatif du Principe de fonctionnement de l'accélérateur linéaire [24]

### I.3.2.2.c La mise en forme du champ d'irradiation :

Le faisceau de rayons X produit doit être mis en forme pour traiter le patient. Le champ d'irradiation doit être homogène en énergie et en fluence dans tout plan large (typiquement  $40 \times 40$  cm<sup>2</sup>) du patient. Il doit avoir une pénombre optimisée en fonction de l'énergie du faisceau et doit être collimaté de façon à se conformer à la forme du volume à irradier et protéger ainsi les tissus sains. Pour répondre à ces critères, la tête de l'accélérateur **figure (I. 10)** dispose de différents éléments qui vont influencer la production, la forme, la localisation et le monitoring du faisceau clinique [25].



**Figure (I. 10) :** Représentation schématique des éléments conditionnant la mise en forme du champ d'irradiation [25]

- **Le collimateur primaire :** Situé à la sortie de la cible, limite la section du faisceau pour des raisons de radioprotection du patient. Définit la taille primaire du faisceau [25].
- **Le cône égalisateur :** Pour homogénéiser le faisceau de photons **figure (I. 11)** [25].

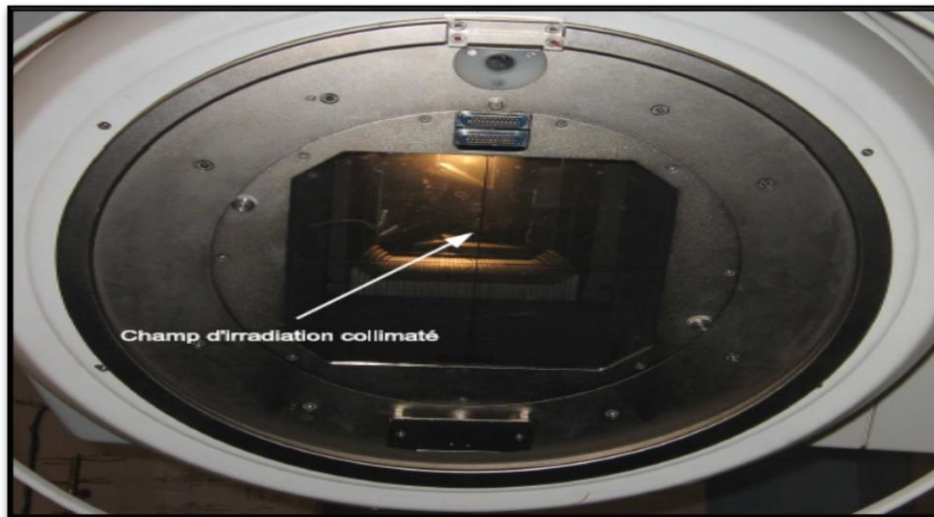


**Figure (I. 11) :** Photographie du cône égalisateur d'un accélérateur pour un faisceau de photons [25]

- **Les chambres moniteurs :** Le faisceau traverse ensuite les chambres moniteurs (doubles par souci de redondance) qui contrôlent le débit de la machine (en unité moniteur, MU) ainsi que la symétrie du faisceau ce qui permet d'arrêter le traitement lorsque la dose spécifiée est atteinte. Les chambres moniteurs sont en général des chambres à ionisation

scellées et ne sont pas influencées par les facteurs d'environnement comme la température et la pression atmosphérique [17].

- **Le filtre en coin** : Pour modifier la distribution de dose [25].
- **Le collimateur secondaire** : Deux paires de mâchoires agissent comme collimateur secondaire et donnent une forme rectangulaire au champ. La taille maximale de la projection dans le plan de l'isocentre est typiquement de 40 x 40 cm<sup>2</sup> **figure (I. 12)** [17].



**Figure (I. 12)** : Photographie du collimateur secondaire [25]

#### I.3.2.2.d Le collimateur multilames (MLC) :

Le collimateur multilames **figure (I. 13)** définit la forme finale du champ de sorte qu'elle soit conforme au contour de la tumeur. Les lames peuvent être en position ouverte (rétractée) ou fermée (prolongée). Ces lames peuvent aussi bouger pendant que le faisceau est activé pour moduler l'intensité du faisceau [17].

Le collimateur multilames consiste en 40 à 60 paires de lames en tungstène disposées en deux rangés opposés soit un total de 80 à 120 lames (selon les constructeurs). Il existe toujours une collimation secondaire atténuant les fuites entre les lames. Cette collimation définira un rectangle minimal incluant le volume cible [15].

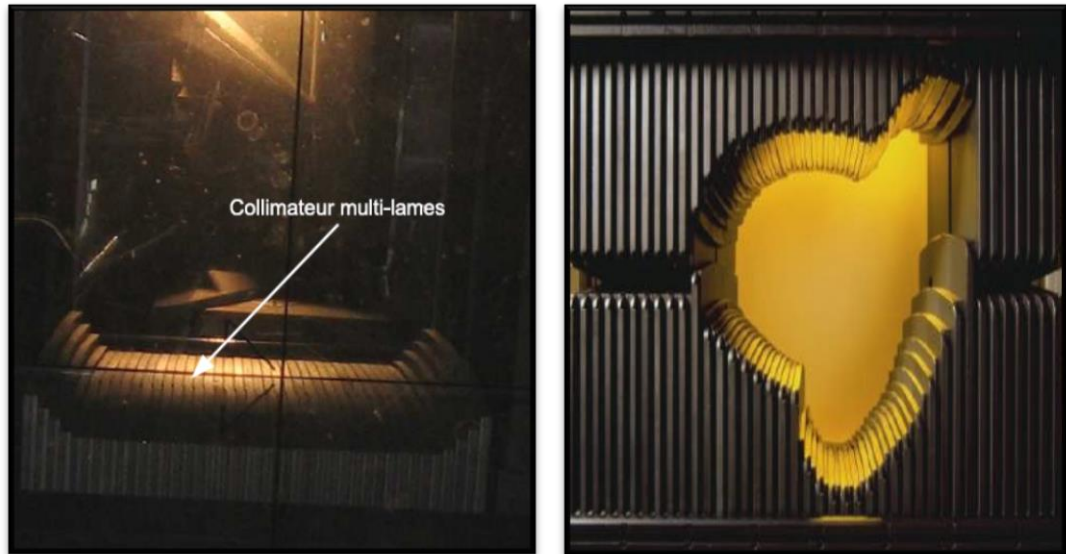


Figure (I. 13) : Collimateur multi-lames [25]

### I.3.2.2.e Imagerie portale (EPID : Electronic Portal Image Device) :

C'est un système d'imagerie médicale **figure (I. 14)** qui est placé sous la table de traitement. Il utilise les rayons X émis par l'accélérateur et restitue une image du champ d'irradiation. Cette technique permet de vérifier, avant la séance, le bon positionnement du malade et la bonne « balistique » du tir [2]. Les EPID actuellement disponibles fonctionnent selon le même schéma. Le détecteur est situé dans le faisceau d'irradiation, il est généralement fixé à l'accélérateur à l'aide d'un support rétractable. La position du patient est obtenue en temps réel grâce à des images sous forme numérique. Ce format permet le traitement direct des images portales (réglage de contraste, rotation, agrandissement de certaines régions d'intérêt, etc.), la comparaison par rapport à des images de référence et un archivage plus simple et plus rapide [30].

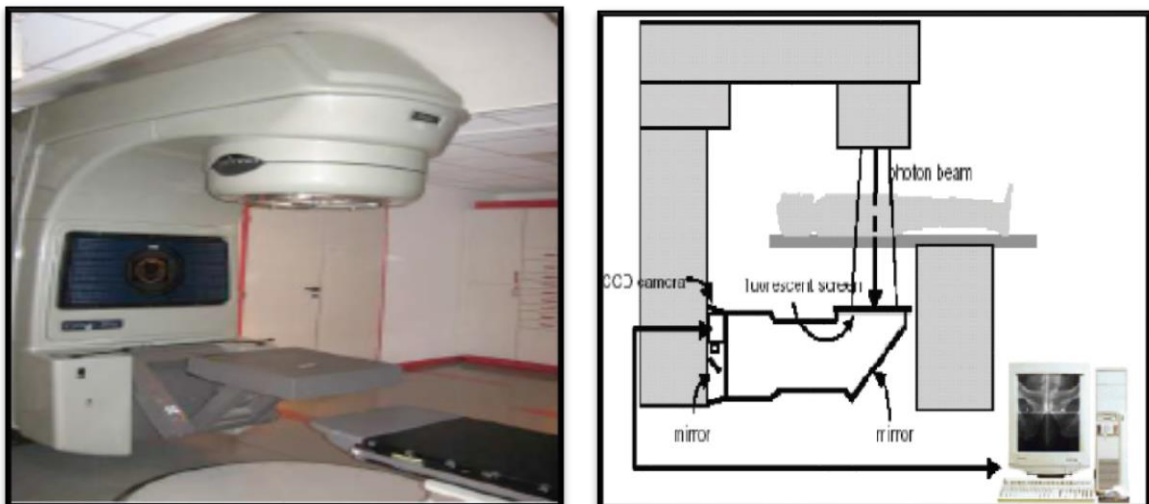


Figure (I. 14) : Dispositif d'imagerie portale électronique attaché à l'accélérateur par l'intermédiaire d'un bras rétractable [30].

**I.3.3 Tps (simulation virtuel) :**

Le terme de « Simulation Virtuelle » se réfère à un ensemble de logiciels qui permet à l'utilisateur de définir ou calculer l'isocentre de traitement puis de simuler le traitement à l'aide d'une ou de plusieurs acquisitions volumiques des données anatomiques et éventuellement fonctionnelles et de clichés radiologiques reconstruits (DRR). La phase de simulation virtuelle implique deux composantes logicielles :

- Un ensemble de logiciels qui définit les contours de la tumeur et des organes à risque et qui permettent de saisir ou de calculer les coordonnées de l'isocentre et de les transférer vers le scanner et le système de lasers.
- Un ensemble de logiciels dédiés à la simulation virtuelle permettant de placer les faisceaux grâce aux BEV et aux DRR, afin de les optimiser pour traiter de manière homogène un volume cible délimité dans les 6 directions de l'espace, tout en épargnant au mieux les organes à risques [18].

Le nouveau TPS utilise des méthodes de calcul dites de « superposition » ou de « convolution » des « Pencil Beam Kernel » [35] qui permettent des calculs d'une précision acceptable pour des balistiques complexes. Ils ont vu leur rôle se diversifier depuis le développement de l'imagerie et de l'informatique et ils jouent maintenant un rôle d'interface entre la prescription médicale et la réalisation du traitement [20].

**Conclusion :**

A travers ce chapitre, on a défini les différentes techniques d'irradiation et systèmes d'imagerie qui permettent d'atteindre une précision indiscutable avant et pendant les séances de radiothérapie. Ainsi que les étapes recommandées en radiothérapies depuis la consultation médicale jusqu'au suivi médical, on a présenté aussi l'accélérateur linéaire d'électrons ainsi que leur composants et la manière dont il fonctionne.

*Chapitre II :*

*La dosimétrie clinique  
en radiothérapie*

**Introduction :**

Le mot « dose » vient du grec « dosis » qui veut dire donner, utilisé dans la médecine pour définir les quantités de médicament à administrer. Et cette notion est maintenant utilisée en radiothérapie et autre domaine. Une «dose» de rayonnement implique un certain niveau d'effet consécutif à l'administration d'une «quantité» de rayons.

La dosimétrie est l'ensemble des méthodes physiques et mathématiques qui s'attachent à mesurer les effets des rayonnements ionisants sur un milieu matériel, en particulier dans les tissus biologiques. Son but est de les traduire en termes de grandeurs mesurables. Ces grandeurs sont dites grandeurs dosimétriques.

**II.1 Les grandeurs dosimétriques :****II.1.1 L'exposition :**

L'exposition est la valeur absolue de la charge totale des ions produits dans une masse d'air  $dm$  (II. 1) quand tous les électrons libres par des photons sont complètement arrêtés dans l'air [32].

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (\text{II.1})$$

L'unité de l'exposition est röntgens (R), elle s'exprime en coulombs par kilogramme, avec

$$1 \text{ R} = 0,258 \text{ mC/kg.}$$

**II.1.2 Le débit de l'exposition :**

Le débit de l'exposition  $\dot{X}$  est défini comme étant la variation de l'exposition  $dX$  par intervalle de temps  $dt$  et qui peut s'écrire selon la formule suivante [32] :

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (\text{II.2})$$

Il est exprimé en c/Kg.mm.

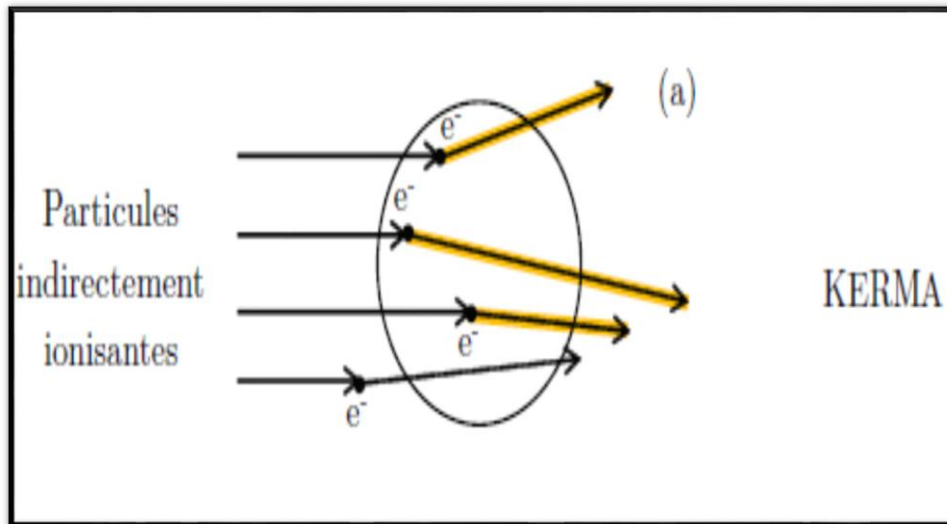
**II.1.3 Le Kerma :**

Le kerma (**K**inetic **E**nergy **R**elased **p**er **u**nit **M**ass) **K** est une grandeur dosimétrique qui ne s'applique qu'aux particules primaires « indirectement » ionisantes, comme c'est le cas pour les faisceaux de photons. Le kerma au point P est défini comme l'énergie  $dE_{tr}$  transférée par

les photons aux électrons secondaires créés dans le volume élémentaire rapporte à la masse  $dm$  [28], et représenter sur **la figure (II. 1)**. Il se calcule donc selon l'équation **(II.3)** :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} = \Psi \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \quad (\text{II. 3})$$

Et s'exprime en gray.



**Figure (II. 1)** : Représentation des énergies cinétiques des particules chargées libérées dans la sphère de masse  $dm$  participant à la définition du KERMA [29].

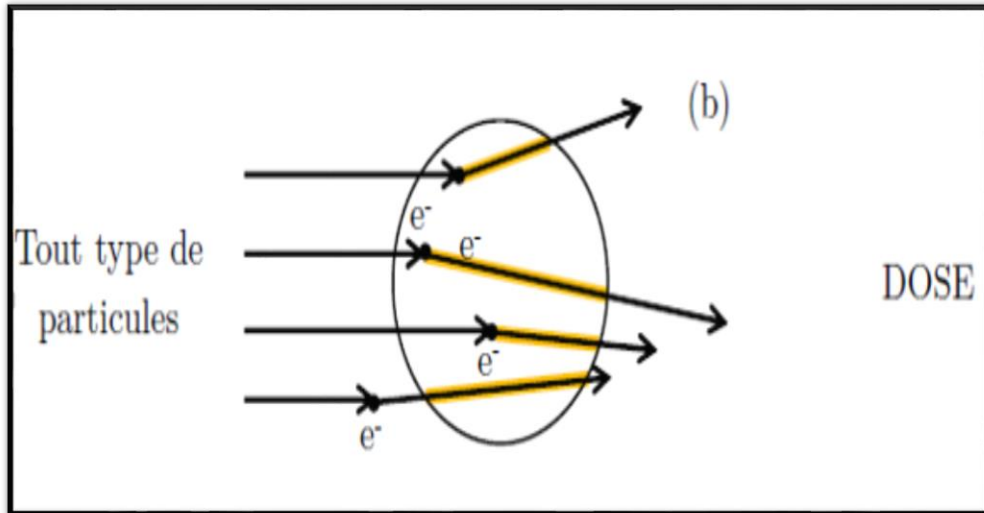
#### II.1.4 La dose absorbée :

La dose absorbée est définie comme l'énergie absorbée  $dE_a$  par la matière dans le volume élémentaire divisée par la masse  $dm$  par le rayonnement ionisant **(II.4)** et s'exprime en Gray. **La figure (II.2)** représente l'énergie absorbée par le volume de masse  $dm$  [26].

$$D(\text{Gy}) = \frac{dE_a}{dm} \quad (\text{II.4})$$

Le calcul des doses absorbées dépend essentiellement de trois paramètres :

- Nature des rayonnements.
- Energie ou spectre d'énergie.
- Fluence ou débit de fluence [31].



**Figure (II. 2) :** Représentation de l'énergie absorbée ou communiquée à la sphère de masse  $dm$  participant à la définition de la dose [29]

**II.1.5 Le débit de dose absorbée :**

Le débit de dose absorbée  $\dot{D}$  est la variation de dose absorbée  $dD$  dans l'intervalle de temps  $dt$ . Il se calcule donc selon l'équation (II.5) et s'exprime en gray (Gy) par seconde  $1 \text{ Gy s}^{-1} = 1 \text{ J Kg}^{-1} \text{ s}^{-1}$  [32] :

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \tag{II.5}$$

**II.1.6 La dose équivalente :**

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

$$H_T = \sum W_R \cdot D_{T,R} \tag{II.6}$$

$D_{T,R}$  est la dose absorbée moyenne pour l'organe ou le tissu  $T$  due au rayonnement  $R$ . L'unité de la dose équivalente est le Sievert (Sv), l'ancienne unité est le rem : **1 Sv = 100 rem**

La publication 60 de la CIPR a attribué à chaque type de rayonnement les facteurs de pondération  $W_R$  :  **$W_R = 1$**  pour les photons, électrons et muons de toutes énergies,  **$W_R = 20$**  pour les particules alpha, fragments de fission et noyaux lourds [31].

**II.1.7 La dose efficace :**

La dose efficace est la somme des doses équivalentes aux différents organes et tissus du corps, multipliées par des facteurs de pondération pour les organes et tissus qui rendent compte de la radiosensibilité des organes et tissus considérés [27]. La dose efficace  $E$  s'écrit :

$$E = \sum W_T \cdot H_T \quad (\text{II.7})$$

Où  $W_T$  est le facteur de pondération pour l'organe ou tissu T [27].

**II.1.8 L'équilibre électronique :**

On dit que la condition d'équilibre électronique (EE ou CPE) est atteinte dans le volume élémentaire centre en P, lorsque l'énergie transportée par les particules chargées entrant dans le volume élémentaire est égale à l'énergie transportée par les particules chargées sortant du volume, ce qui se traduit mathématiquement par la relation (II.8) dans le cas des électrons [28].

$$dE(e^-_{\text{entrant}}) = dE(e^-_{\text{sortant}}) \quad (\text{II.8})$$

Ainsi lorsque l'EE est atteint, la dose absorbée par le milieu est égale au kerma de collision  $D$  (II.9).

$$D = K_{col} \quad (\text{II.9})$$

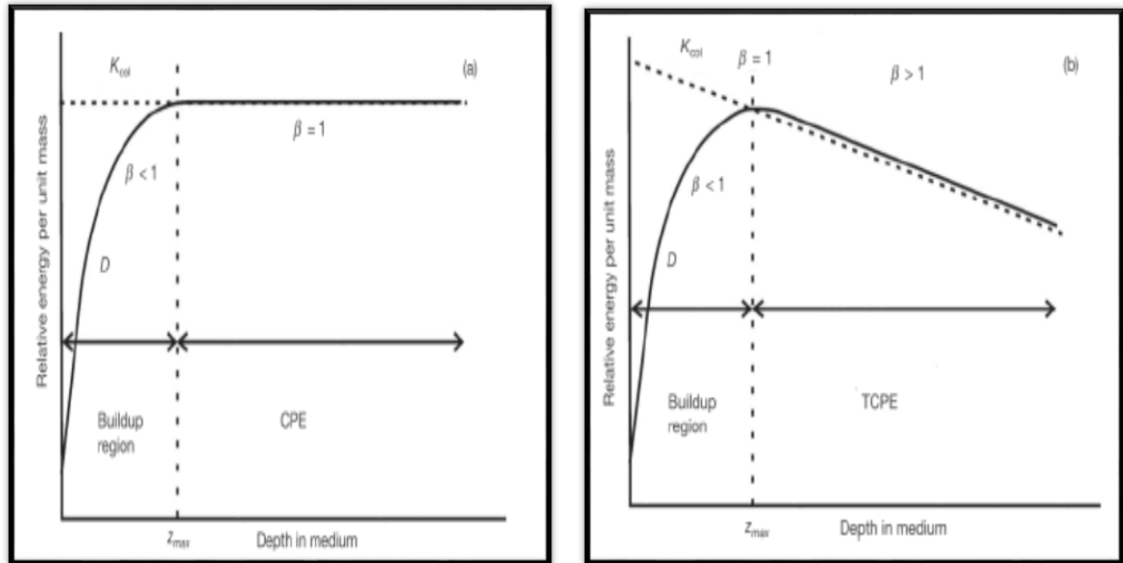
Il est possible de séparer l'EE en deux composantes que sont l'équilibre électronique longitudinal et l'équilibre électronique latéral (EEL) [28].

- **Equilibre électronique longitudinal :**

La condition d'équilibre électronique n'est pas simple à obtenir. Dans le cas d'un faisceau de photons de haute énergie large, si on néglige l'atténuation des photons dans le milieu homogène et la divergence du faisceau alors le kerma de collision ne varie pas avec la profondeur **figure (II. 3.a)**. Par contre la dose à l'entrée ( $Z = 0$ ) va augmenter jusqu'à atteindre un maximum à la profondeur  $Z_{\text{max}}$  égale à la profondeur de pénétration des électrons secondaires dans le milieu. La zone entre 0 et  $Z_{\text{max}}$  est appelée zone de build-up : c'est une zone de mise en équilibre électronique ou la dose est inférieure au kerma de collision. Au-delà de  $Z_{\text{max}}$ , l'EE est atteint, la dose absorbée est égale au kerma de collision.

En réalité l'EE n'est pas facile à obtenir au sens strict, le faisceau de photons subissant inévitablement une atténuation avec la profondeur du milieu traverse : on parle alors d'équilibre

électronique transitoire (EET ou TCPE) ou de quasi-équilibre électronique **figure (II. 3.b)**. La dose à une profondeur  $z$  supérieure à  $Z_{max}$  est ainsi légèrement supérieure au kerma de collision [28].



**Figure (II. 3) :** Kerma de collision et dose absorbée sur l'axe du faisceau en fonction de la profondeur dans un milieu homogène irradié par un faisceau large de haute énergie. (a) cas hypothétique sans atténuation de la fluence. (b) cas réaliste [28]

- **Equilibre électronique latéral (EEL) :**

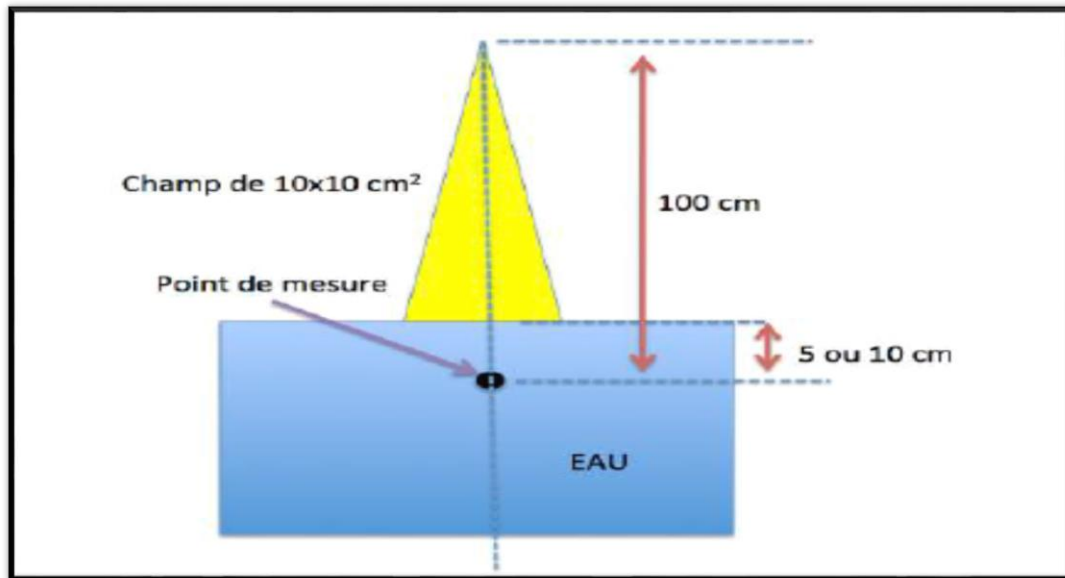
Ce dernier est dû à la diffusion latérale des électrons qui n'est pas compensée en bordure de champ. L'EEL fait donc défaut, d'une part, en bordure de champ des faisceaux larges et, d'autre part, lorsque la taille de champ du faisceau diminue parce que la distance entre un point d'intérêt situé à l'intérieur du faisceau et le bord du faisceau est égale ou plus petite que le parcours des électrons Compton pour l'énergie correspondante [28].

## II.2 La dosimétrie absolue :

Pour caractériser un faisceau de radiothérapie externe conventionnelle en termes de dose absolue, la mesure du débit de référence est réalisée dans l'eau. Il exprime la dose absolue absorbée en un point de référence pour un nombre d'Unités Moniteur (UM) délivrées par un accélérateur linéaire. Il s'exprime donc en  $Gy.UM^{-1}$  ou en  $Gy.min^{-1}$  connaissant le débit de la machine en  $UM.min^{-1}$  [29]. Cette mesure s'effectue dans des conditions d'irradiation de référence et avec un dosimètre de référence étalonné en dose absolue dans un laboratoire primaire ou secondaire de métrologie.

Les conditions de référence recommandées par le protocole IAEA 398 pour la mesure absolue de la dose absorbée par unité de moniteur sont, pour les faisceaux de photons de haute énergie **figure (II. 4) :**

- Mesure dans un fantôme d'eau.
- Distance ( $d_0$ ) source-entrée du fantôme (DSP) ou source-détecteur (DSC) égale à 1000 mm ou égale à la distance source-isocentre (DSA).
- Champ ( $C_0$ ) égal à 100 mm x 100 mm à DSP ou à DSC=DSA.
- Profondeur de mesure ( $z_0$ ) égale à 100 mm [34].



**Figure (II. 4) :** Conditions de références recommandées par l'IAEA pour la mesure de dose absolue, taille de champ 10x10 cm<sup>2</sup>, DSA 100 cm (protocole IAEA TRS 398) [33].

Le détecteur recommandé par le protocole TRS 398 est une chambre d'ionisation à cavité d'air cylindrique dont le volume de la cavité est compris entre 0.1 et 1 cm<sup>3</sup>.

Dans ces conditions de mesure, la dose absorbée dans l'eau  $D_{w,Q}$  en l'absence de chambre pour un faisceau de qualité Q est donnée par l'équation :

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} K_{Q,Q_0} \quad \text{(II.10)}$$

-  $M_Q$  est la lecture de la chambre corrigée des facteurs d'influence autres que ceux liés au faisceau (c'est-à-dire température, pression, effet de polarité, effet de recombinaison ...).

-  $N_{D,w,Q_0}$  est le coefficient d'étalonnage de la chambre de référence déterminé dans l'eau pour un faisceau de qualité  $Q_0$ .

-  $K_{Q,Q_0}$  est le facteur de correction permettant de tenir compte de la différence entre la réponse de la chambre dans des faisceaux de qualités différentes Q et  $Q_0$  [28].

### II.3 La dosimétrie relative :

Les distributions de dose absorbée sont généralement réalisées dans une cuve d'eau avec une chambre d'ionisation. Selon l'axe dans lequel est réalisée la mesure, on récupère :

- Soit le rendement en profondeur le long de l'axe du faisceau.
- Soit le profil de dose en X ou en Y, dans le plan perpendiculaire à l'axe du faisceau.

**II.3.1 Distribution de la dose sur l'axe central :****II.3.1.1 TPR (rapport tissu fantôme) :**

Le rapport tissu-fantôme TPR ( $z_2, z_1$ ) est défini comme le rapport entre la dose absorbée dans l'eau sur l'axe à la profondeur  $z_2$  (en cm) et la dose absorbée dans l'eau à la profondeur  $z_1$  (en cm) avec une SDD constante. Pour les faisceaux de photons de haute énergie, on définit l'indice de qualité Q d'un faisceau par la valeur du rapport tissu-fantôme TPR(20,10) obtenue dans le champ de référence à la SDD de référence [28].

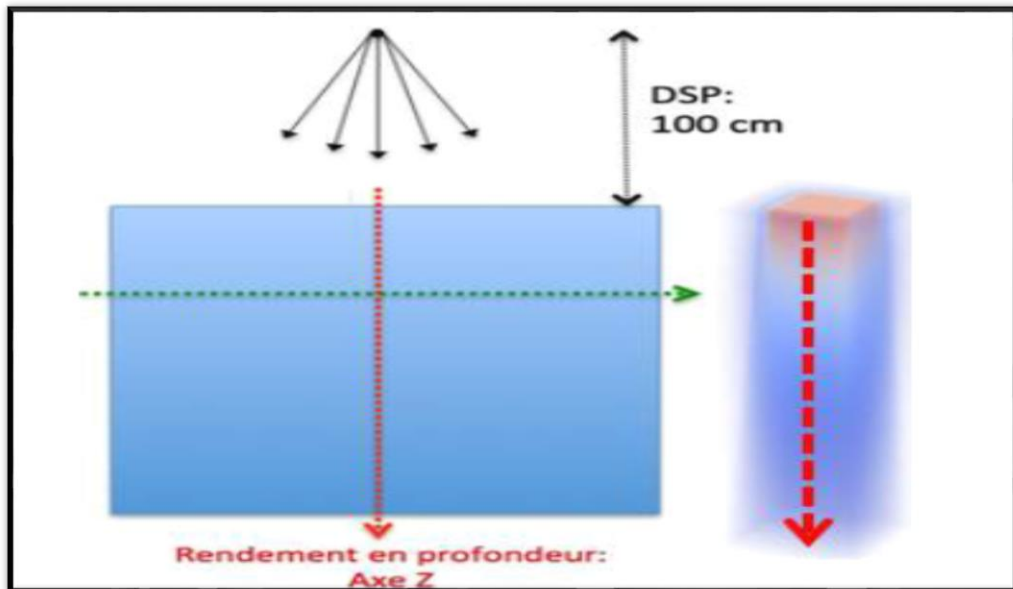
**II.3.1.2 Le rendement de dose en profondeur :**

Le rendement en profondeur (PDD, acronyme de « percentage depth dose ») est la représentation graphique du pourcentage de dose absorbée relative en fonction de la profondeur sur l'axe du faisceau de rayonnement. Il est défini comme étant le rapport entre la dose absorbée (Gy) en un point D(Z) et la dose absorbée à la profondeur du maximum de dose absorbée  $D(Z_{\max})$  (II.11) pour une même énergie, une même distance source peau (DSP) et une taille de champ fixe (A) [33].

$$\text{PDD} = \frac{D(Z, A)}{D(Z_{\max}, A)} \times 100 \quad (\text{II.11})$$

Cette fonction permet de déterminer le débit de dose sur l'axe du faisceau à n'importe quelle profondeur dans l'eau à partir du débit de référence et du facteur d'ouverture du collimateur [28].

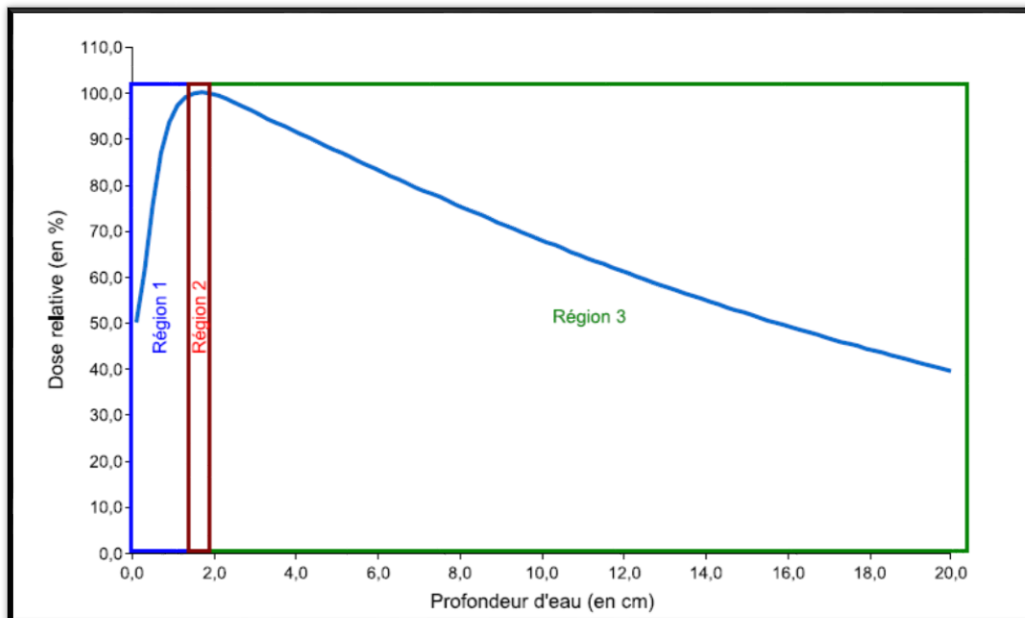
La courbe de rendement en profondeur est donc obtenue en déplaçant le détecteur en profondeur dans l'eau **Figure (II.5)**. A l'entrée du fantôme, elle augmente jusqu'à atteindre un maximum de dose à une profondeur notée  $Z_{\max}$  dont la valeur est proche du parcours maximal des électrons.



**Figure (II.5) :** Schéma représentatif de la mesure du rendement en profondeur le long de l'axe du faisceau [33]

La variation de la dose en fonction de la profondeur comporte trois régions distinctes : un accroissement de la dose (augmentation du flux des électrons secondaires), un maximum (établissement de l'équilibre électronique) et une décroissance exponentielle répondant aux lois de l'atténuation du faisceau de photons [25].

La figure (II.6) donne la variation de la dose en fonction de la profondeur dans l'eau pour un faisceau de photon.



**Figure (II.6) :** Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale 6 MV et de taille de champ  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . Région 1 : accroissement de la dose ou buildup. Région 2 : maximum de dose. Région 3 : atténuation exponentielle de la dose en fonction de la profondeur [25]

**Région 1 :** Zone de Build-up (aussi appelé zone d'accumulation), région de mise en équilibre électronique longitudinal liée au déplacement des électrons secondaires, le rendement en profondeur augmente jusqu'à atteindre son maximum à  $Z_{\max}$  où l'énergie transportée par les particules chargées entrant dans le volume est égale à celle des particules chargées sortant du volume [33].

**Région 3 :** Zone d'équilibre électronique, décroissance importante du rendement dû à l'atténuation du faisceau primaire en fonction de la densité du milieu traversé et à l'éloignement de la source (loi de l'inverse carré de la distance) [33].

Le rendement de dose en profondeur dans un milieu d'eau dépend de trois paramètres : l'énergie du faisceau, la taille du champ d'irradiation et la distance source-surface du milieu [25].

- **Influence de l'énergie du faisceau :**

La profondeur du maximum de dose augmente avec l'énergie. En effet, plus l'énergie du faisceau de photons est grande, plus le parcours des électrons secondaires est long.

De plus, pour une profondeur située après le maximum, le rendement augmente avec l'énergie du faisceau car l'atténuation est moins rapide. En revanche, la dose à l'entrée diminue quand l'énergie des photons augmente [25].

- **Influence de la taille du champ d'irradiation :**

Lorsque la taille de champ augmente le volume diffusant augmente entraînant un accroissement de la dose à l'axe à toutes les profondeurs ainsi même à l'entrée [25].

- **Influence de la distance source peau (surface de l'eau) :**

La distance source peau régit les conditions de dispersion géométrique du faisceau. La dose dans l'air répond à la loi de l'inverse carré des distances. Lorsque la distance source peau diminue, le maximum de dose se rapproche de la surface et sa valeur augmente tandis que le rendement diminue [25].

### **II.3.2 Distribution de profil de dose :**

Les profils de dose sont des courbes décrivant la variation de la dose en fonction de la distance à l'axe du faisceau **figure(II.7)**, à différentes profondeurs et pour différentes tailles de champ [34]. Le profil est composé de 3 parties : la transmission, la pénombre et la partie centrale **figure(II.8)** [33].

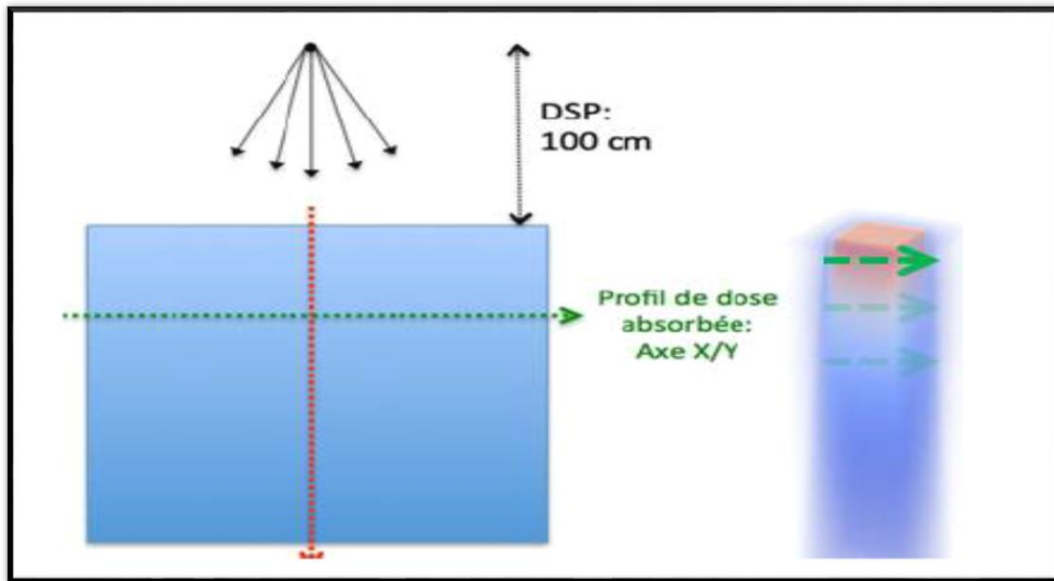


Figure (II.7) : Schéma représentatif de la mesure du profil de dose absorbée à différentes profondeurs du faisceau, à une Distance Source Peau de 100 cm [33]

• **Caractéristiques :**

Le profil de dose permet de contrôler l'homogénéité, la symétrie ainsi que la pénombre des faisceaux de photons. Il se compose de trois régions distinctes : un plateau (zone homogène et symétrique), une zone de décroissance (pénombre physique), puis une queue en dehors du champ d'irradiation correspondant à la transmission à travers le collimateur (zone d'ombre).

L'homogénéité est définie par la surface contenant des points distants de l'axe plus de 80% de la demi-longueur des axes médians du champ d'irradiation [25].

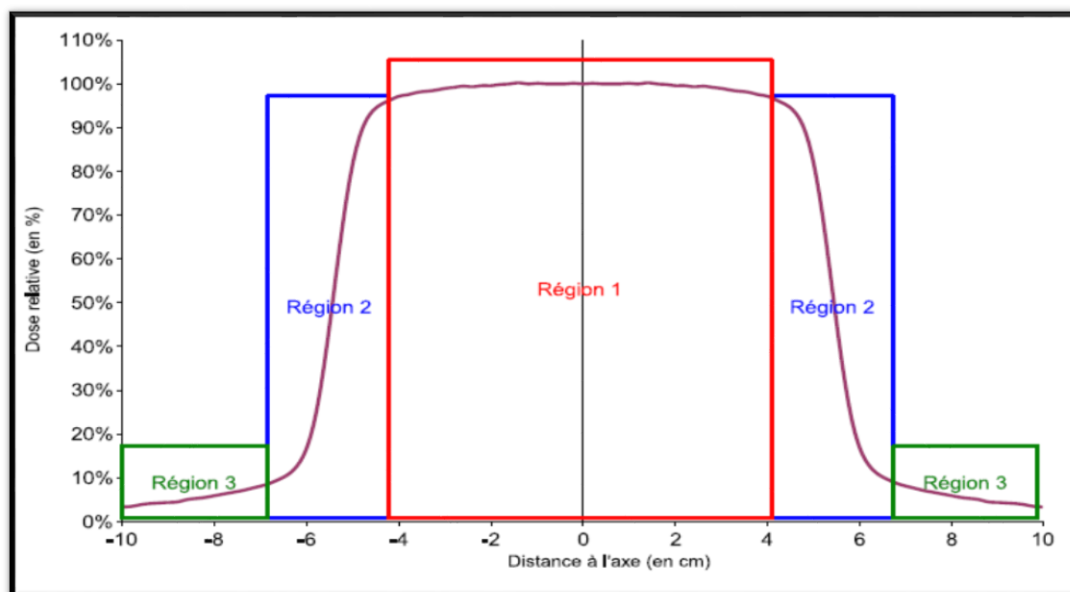


Figure (II.8) : Profil de dose d'un champ de photons de 6 MV et de dimensions  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  mesuré dans l'eau selon l'axe médian crossplane à une profondeur de 10 cm et à une distance source surface de l'eau de 90 cm. Région 1 : zone homogène et symétrique du champ. Région 2 : pénombre physique du champ. Région 3 : ombre du champ [25].

- **La pénombre des champs d'irradiation :**

La zone de pénombre est typiquement définie comme la distance latérale entre Les points de dose à 80% et 20% sur l'axe de faisceau [37].

- **La symétrie :**

La symétrie s'évalue par le rapport des doses pour chaque couple de points symétriques par rapport à l'axe à l'intérieur de la zone homogène du champ doit être moins de 2% de l'un à l'autre. La symétrie est alors calculée à partir [25] :

$$S = 100 \cdot \frac{\text{Area}_{\text{left}} - \text{Area}_{\text{right}}}{\text{Area}_{\text{left}} + \text{Area}_{\text{right}}} \quad (\text{II.13})$$

- **La planéité :**

La planéité est évaluée en déterminant les valeurs des points de dose maximum  $D_{\text{max}}$  et minimum  $D_{\text{min}}$  sur le profil du faisceau dans le 80% de la partie centrale de la largeur du faisceau qui doit être moins de 3%. La planéité est alors calculée à partir de [25] :

$$F = 100 \cdot \frac{D_{\text{max}} - D_{\text{min}}}{D_{\text{max}} + D_{\text{min}}} \quad (\text{II.13})$$

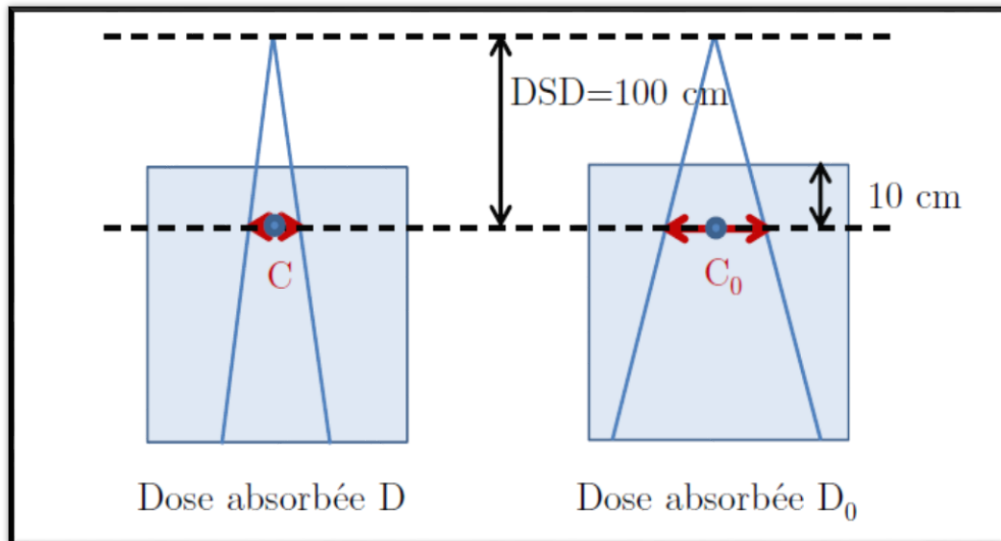
### II.3.3 Facteur Ouverture Collimateur (FOC) :

Le Facteur Ouverture Collimateur (FOC) est défini comme le rapport de la dose absorbé  $D$  en un point situe sur l'axe du faisceau, à une profondeur de référence et une distance de référence de la source, pour un champ  $C$ , à la dose absorbé  $D_0$  au même point pour un champ de référence  $C_0$  [29] :

$$FOC = \frac{D}{D_0} \quad (\text{II.14})$$

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

Dans les protocoles de dosimétrie actuels, le faisceau de référence  $C_0$  est le champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , défini à 100 cm de la source [29]. **La figure (II.9)** illustre la mesure de FOC en conditions isocentriques dans un fantôme.



**Figure (II.9) :** Mesure de FOC en conditions isocentriques, ou les champs  $C$  et  $C_0$  sont définis à la profondeur de mesure [29]

### Conclusion :

Dans ce chapitre on a rappelée brièvement les grandeurs dosimétriques et les données de base utilisées en dosimétrie des rayonnements ionisants afin de caractériser de façon quantitative l'énergie communiqué par un rayonnement en un point du milieu irradié et pour assurer les résultats et la qualité des produits traités et maintenir les performances des mesures.

***Chapitre III :***  
***Problématique de la***  
***dosimétrie des mini***  
***faisceaux***

**Introduction :**

Un « mini faisceau » est par définition un faisceau de petite taille dont la dimension est telle que des questions particulières doivent se poser pour réaliser correctement la dosimétrie. Des problèmes spécifiques doivent retenir toute l'attention concernant la taille, la composition et le centrage du détecteur [34].

Pour réaliser les mesures de doses, le physicien médical peut utiliser plusieurs types de dosimètres qui présentent chacun des avantages et des inconvénients. Les plus couramment utilisés dans les services de radiothérapie sont les chambres d'ionisations et les détecteurs radiochimique [30].

**III.1 Dosimétrie des mini-faisceaux :**

On utilise la convergence de faisceaux de photons de haute énergie ou rayons X produits par des accélérateurs médicaux d'électrons de tension accélératrice nominale inférieure ou égale à 10 MV de petites dimensions, obtenue par une collimation statique.

L'utilisation de faisceaux de petites dimensions permet une conformation aux tumeurs de petites tailles impossibles par les traitements classiques. Ils permettent de traiter de façon non invasive des tumeurs malignes situées dans ou à proximité d'organes critiques [28].

**III.1.1 Problématique de la dosimétrie des mini-faisceaux :**

Les petits champs sont définis pour les champs d'irradiation de moins de 4cm de diamètre au point de mesure ou son diamètre est inférieur à celui du parcours latéral des particules chargées, qui impliquent trois problématiques principales pour la mesure de la dose [36]. Typiquement les conditions liées aux mini-faisceaux sont :

- Le manque d'équilibre électronique latéral qui n'est plus atteint sur l'axe du faisceau.
- L'utilisation de détecteurs ayant un large volume de détection par rapport aux dimensions des mini-faisceaux.
- L'utilisation de détecteurs non équivalents-eau qui perturbent le niveau de d'équilibre électronique [29].

**III.1.2 Détecteurs commercialisés :**

Les diodes, les chambres d'ionisation ainsi que les détecteurs en diamant naturel sont les principaux (détecteurs actifs) utilisés pour la caractérisation dosimétrique des mini-faisceaux, avec une mesure de dose en temps réel. Des mesures avec les détecteurs thermo luminescents (TLD) ou les films peuvent également être réalisées, mais ils présentent l'inconvénient d'une lecture différée de la mesure, on parle alors de dosimètres passifs (détecteurs passifs) [29].

**III.1.3 Débit de référence en mini-faisceaux, formalisme IAEA :**

Lorsque la dimension maximale des champs définis par un appareil est inférieure à 100 mm, le protocole IAEA 398 ne peut pas être utilisé directement pour déterminer la dose absolue dans les conditions de référence car :

- Les conditions géométriques de référence recommandées par le protocole correspondent à un champ carré de 100 mm x 100 mm.
- La définition de l'indice de qualité du faisceau  $TPR_{20,10}$  se réfère à un champ carré de 100 mm x 100 mm au point de mesure à une distance source-chambre (DSC) égale à 1000 mm [34].

**III.1.4 Facteur Ouverture Collimateur en mini-faisceaux :**

La mesure des FOC (ou facteurs de diffusé) est le point le plus critique concernant la caractérisation des mini faisceaux car ce sont les facteurs qui permettent de calculer le débit de dose sur l'axe des mini faisceaux à partir du débit de référence, et d'en déduire le nombre d'unités moniteur ou le temps de traitement [34].

**III.1.4.1 Manque d'équilibre électronique latéral :**

Le manque d'équilibre électronique latéral se produit sur l'axe du faisceau lorsque le rayon du champ d'irradiation devient inférieur au parcours latéral maximal des électrons, ce qui est à peu près équivalent à la profondeur du maximum de dose  $Z_{max}$  [29].

Si l'équilibre électronique latéral est atteint, le spectre en énergie des électrons s'étend de 0 eV à l'énergie maximale des photons. En cas de déséquilibre électronique latéral, il manque sur l'axe du faisceau les électrons ayant un parcours proche du parcours maximal, il manque donc les électrons de plus faible énergie. Ceci a pour effet de modifier le spectre en énergie et d'augmenter l'énergie moyenne des électrons par rapport à un faisceau large ou l'équilibre électronique latéral est atteint. Cette variation de spectre en énergie des électrons est observée au cours de la mesure de FOC dans les petits faisceaux [29].

**III.1.4.2 Dimensions du volume sensible du détecteur :**

Étant donné que le détecteur estime la dose en un point par une mesure de la dose moyenne dans son volume sensible, il y a une sous-estimation du FOC lorsque la taille du volume sensible est supérieure à l'étendue de la partie homogène du profil de dose du faisceau [34]. Le diamètre de la zone homogène recevant une dose supérieure ou égale à 99 % de la dose sur l'axe du faisceau peut être inférieure à 2 mm pour un champ d'irradiation de 7,5 mm de diamètre à l'isocentre [29].

Cet effet est d'autant plus important que le rapport des tailles détecteur/faisceau est grand. La sous-estimation du FOC peut atteindre plusieurs dizaines de pourcents pour les très petits faisceaux [34]. La figure (III.1) montre l'effet du volume sensible sur les valeurs de FOC.

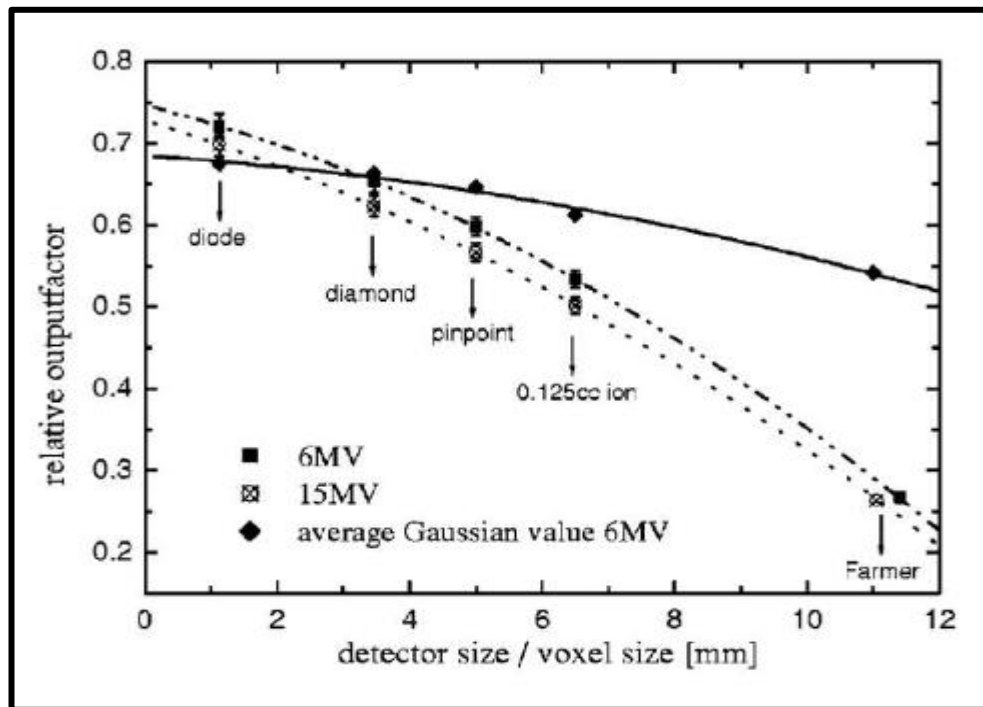
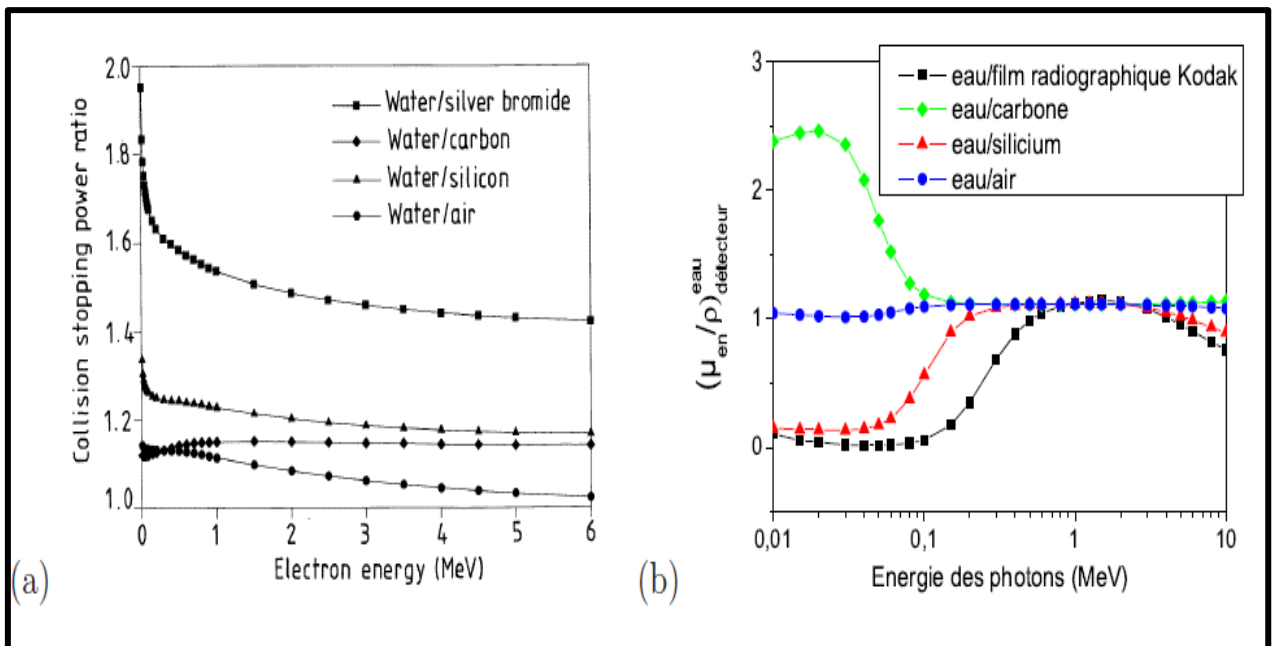


Figure (III.1) : Valeurs de FOC mesurées avec des détecteurs de différentes dimensions pour un champ de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  [29]

#### III.1.4.3 Détecteur non équivalent-eau :

Un détecteur est dit équivalent-eau lorsque son pouvoir de ralentissement massique des électrons par collisions ( $S/\rho$ ) (eau/détecteur) ainsi que son coefficient massique d'absorption en énergie des photons ( $\mu_{en}/\rho$ ) (eau/détecteur) sont équivalents à ceux de l'eau [29].

Le rapport des pouvoirs de ralentissement massiques varie en fonction de la taille du champ car le spectre en énergie des électrons varie : plus le champ est petit, plus l'énergie moyenne des électrons est grande sur l'axe. Cet effet peut conduire à une surestimation ou à une sous-estimation de la valeur du FOC selon le type de détecteur. Pour une chambre d'ionisation, la variation (diminution) du rapport des pouvoirs de ralentissement massiques restreints ( $L/r$ ) (eau/air) pour un champ de 5 mm par rapport à un champ de 100 mm de côté est cependant estimée à moins de 1% pour des faisceaux de photons de tension nominale inférieure à 15 MV. La variation du rapport des pouvoirs de ralentissement massiques sur la gamme d'énergie considérée est également très faible (inférieure à 1%) pour les matériaux d'autres détecteurs habituels comme les diodes (silicium) [34]. La figure (III.2) montre qu'il existe des variations de ces rapports en fonction de l'énergie des particules incidentes.

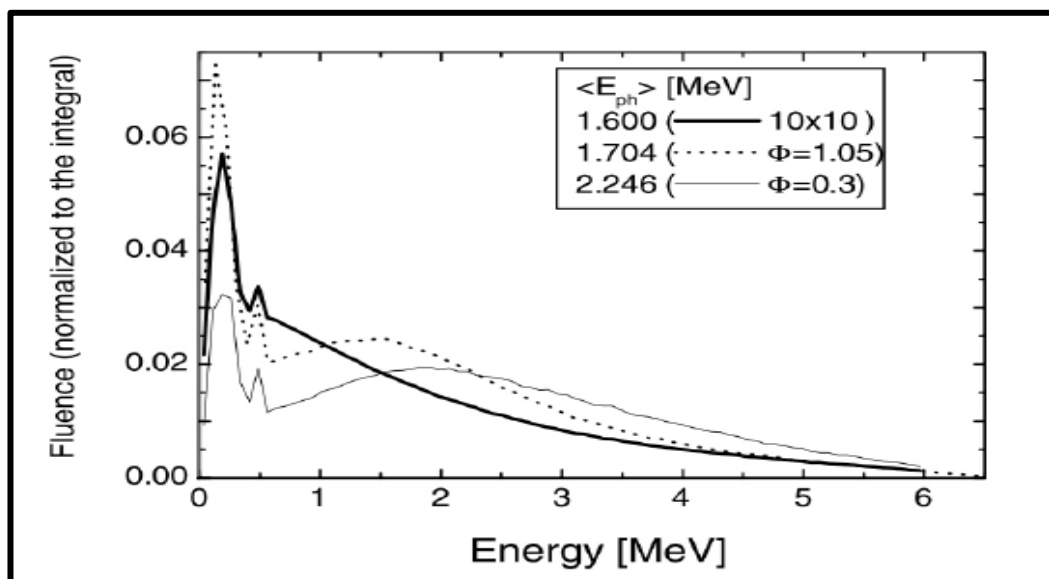


**Figure (III.2) :** Rapports des pouvoirs de ralentissement massiques des électrons par collisions (a) d’après et des coefficients massiques d’absorption en énergie des photons (b) de l’eau et de différents matériaux présents dans les détecteurs, en fonction de l’énergie des particules incidentes [29]

**III.1.5 Le rendement en profondeur en mini-faisceaux :**

**III.1.5.1 La variation du spectre en énergie du faisceau et détecteur non équivalente-eau :**

Le spectre en énergie des photons varie avec la taille de champ comme le montre la figure(III.3). Les changements dans le spectre sont importants avec une énergie moyenne qui augmente lorsque la taille de champ diminue [28].



**Figure (III.3) :** Variation du spectre en énergie des photons dans l’air à la surface d’un fantôme d’eau entre les tailles de champ [28]

Le spectre des électrons secondaires engendrés par le faisceau de photons est également modifié de manière importante lorsque la taille de champ diminue la figure (III.4). L'énergie moyenne des électrons secondaires peut alors augmenter de l'ordre de 100~200 keV pour une taille de champ de 5 mm par rapport à une taille de champ de 100 mm de diamètre [28].

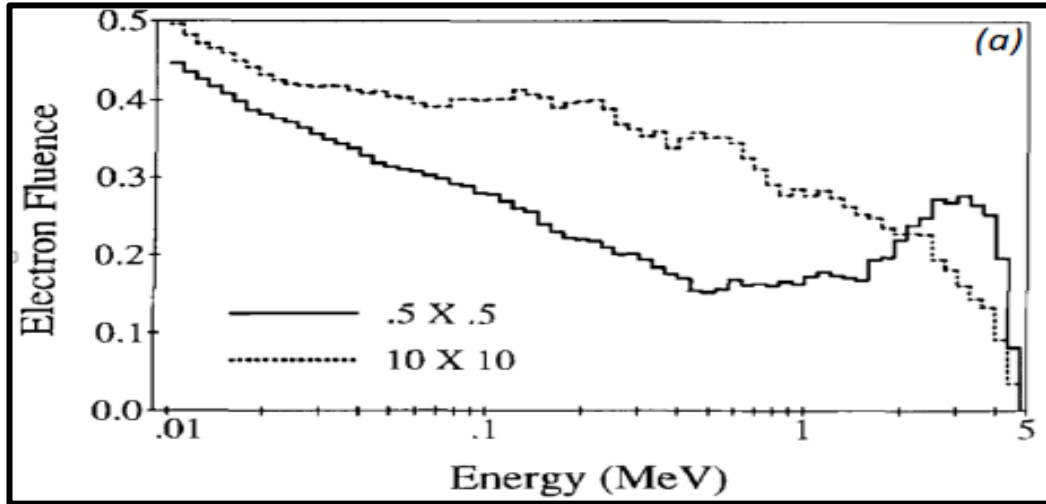


Figure (III.4) : Variation du spectre en énergie des électrons secondaires entre un champ de 5 mm × 5 mm et un champ de 100 mm × 100 mm, a une profondeur de 8 cm dans l'eau [28].

Le spectre en énergie des particules varie en profondeur du fait du durcissement du faisceau, ainsi que de l'augmentation de la diffusion figure (III.5) [29].

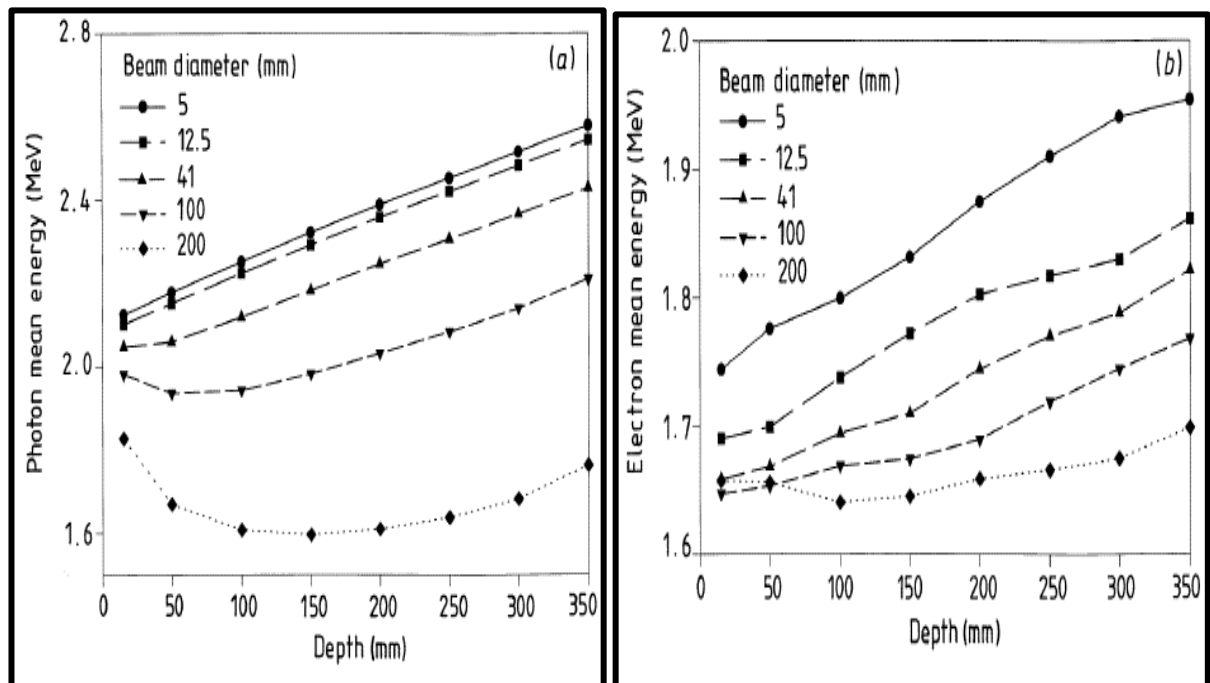


Figure (III.5) : Variations de l'énergie moyenne des photons (a) et des électrons (b) avec la profondeur [29].

Dans ce cas, il est également important que le dosimètre soit le plus proche de l'équivalence eau, avec des rapports ( $S_{col} / \rho$ ) (eau/détecteur) et ( $\mu_{en} / \rho$ ) (eau/détecteur) qui ne varient pas avec l'énergie des particules [29].

### III.1.5.2 Mauvais positionnement du détecteur :

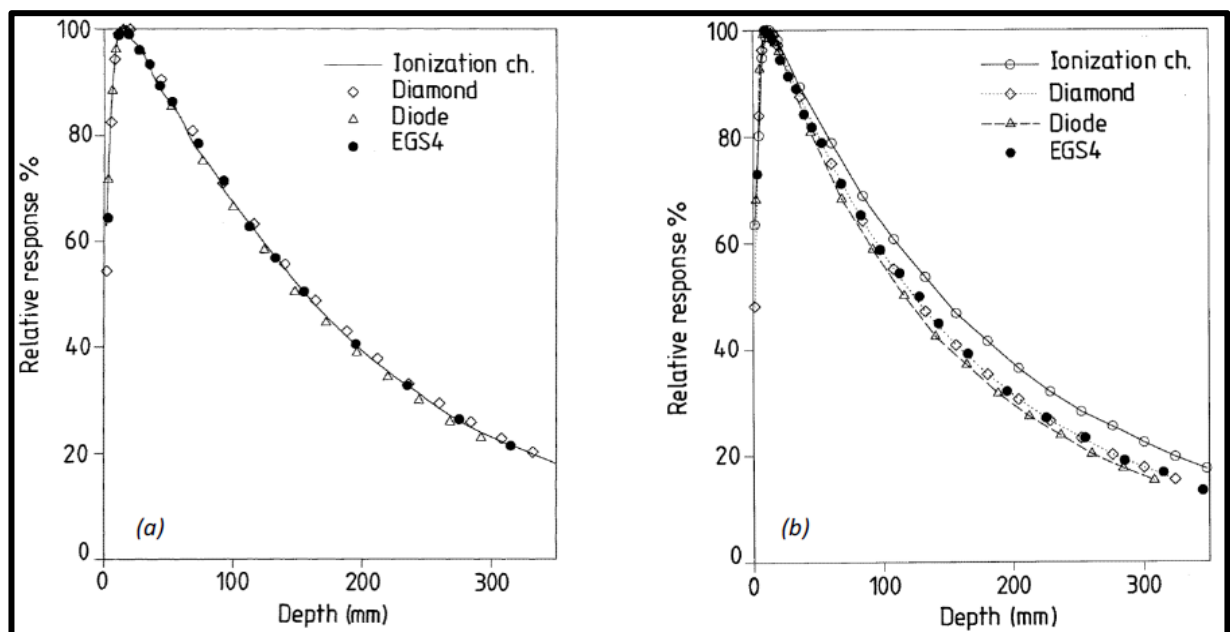
Concernant les rendements en profondeur, le faible diamètre des très petits faisceaux rend la mesure du PDD sensible à la déviation du centrage du dosimètre lorsque celui-ci se déplace en profondeur [28]. Un déplacement de 1 mm peut conduire à un écart de dose allant jusqu'à 5%. Cela nécessite d'être très vigilant sur l'alignement géométrique du déplacement du détecteur avec l'axe du faisceau, notamment dans les cuves à eau automatisées [34].

Ainsi le positionnement précis du bras de l'accélérateur est également très important pour une mesure de rendement en profondeur en petit faisceau, l'axe du faisceau doit être parfaitement perpendiculaire à la face d'entrée du fantôme d'eau. De même, le déplacement vertical du détecteur dans la cuve à eau doit être vérifié pour ne pas induire d'erreur [29].

### III.1.5.3 Dimensions du volume sensible du détecteur :

Les chambres d'ionisation entraînent des erreurs de mesures sur les rendements en profondeur dans le cas de mini-faisceaux du fait de leur large volume de détection [29]. En effet, La réponse relative d'un détecteur peut être différente suivant la taille de son volume sensible et sa composition [34].

Ainsi, aux faibles profondeurs, la dose mesurée sera sous-estimée de manière plus importante qu'à une profondeur plus élevée ce qui peut conduire à une surestimation de plusieurs pourcents de la courbe du PDD[35], comme on peut l'observer avec le PDD mesure à l'aide d'une chambre d'ionisation pour la taille de champ de 5 mm × 5 mm **figure (III.6)** [28].



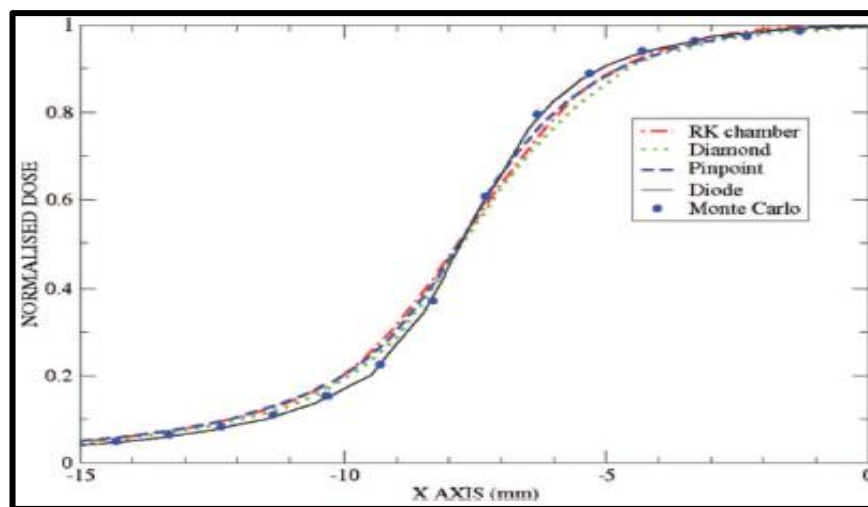
**Figure (III.6) :** PDD mesures avec une chambre d'ionisation, un détecteur diamant et une diode, dans un faisceau de photon de 6 MV pour une taille de champ de (a) 100 mm × 100 mm et de (b) 5 mm × 5 mm [28]

### III.1.6 Le profil de dose absorbée en mini-faisceaux :

#### III.1.6.1 Dimensions du volume sensible du détecteur :

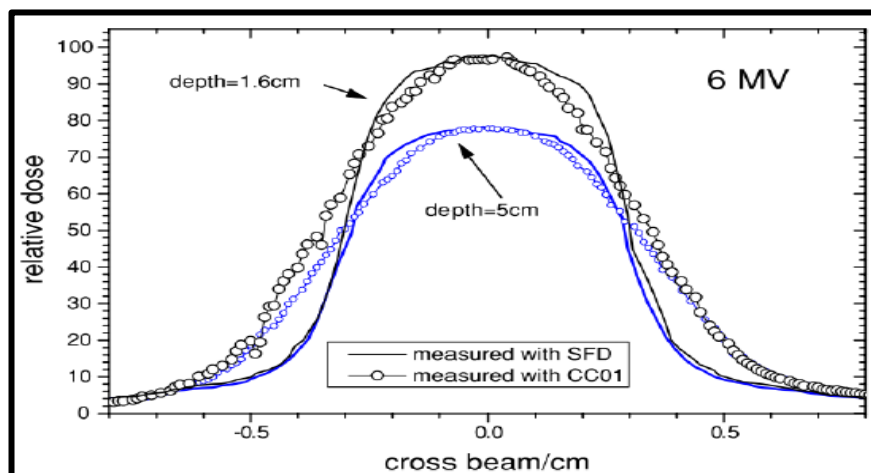
La mesure des profils de dose pour les mini faisceaux pose essentiellement le problème de la taille du détecteur : une taille trop grande du volume sensible entraîne un lissage de la courbe du profil et donc une erreur sur les mesures de l'épaule (donc sur l'isodose de prescription) et de la pénombre **figure (III.7)** [34].

La zone de fort gradient de dose est alors mal définie pour les mini-faisceaux. Car l'isodose de référence sur laquelle est prescrite la dose risque de ne pas englober suffisamment le volume cible et la dose globale absorbée par la tumeur sera inférieure à la dose prescrite [29].



**Figure (III.7)** : Région de pénombres d'un faisceau, mesures dans l'eau avec différents détecteurs [36]

L'effet est également visible sur **la figure (III.8)** où les profils à deux profondeurs d'un faisceau de 6 mm × 6 mm mesurés à l'aide d'une chambre d'ionisation (important volume actif) et d'une diode (faible volume actif) [28].



**Figure (III.8)** : Comparaison entre deux profils mesurés avec une chambre d'ionisation CC01 et une diode SFD pour une taille de champ de 6 mm × 6 mm [28]

**III.1.6.2 Détecteur non équivalent-eau :**

Pour les mesures de profils réalisées avec les détecteurs qui ne sont pas suffisamment équivalents-eau, l'augmentation des photons et électrons diffusés de basse énergie dans les zones de pénombre peut entraîner l'élargissement de celles-ci. L'augmentation des largeurs de pénombre avec les détecteurs non équivalents-eau est due également au système de lecture et à sa résolution spatiale. La diode apparaît comme le dosimètre le plus approprié pour ce type de mesures notamment à cause de son très petit volume de détection [29].

**III.1.6.3 Dépendance angulaire de la réponse du détecteur :**

Au cours de la mesure de profil de dose, l'orientation du détecteur dans le faisceau est modifiée lorsque l'on s'éloigne de l'axe du faisceau, l'effet directionnel sur la réponse du détecteur, principalement observé pour les diodes, peut donc influencer la mesure de dose en bordure de champ.

Il faut que la variation angulaire ne dépasse pas  $20^\circ$  au cours des mesures de profil de dose et donc que l'effet directionnel sur la réponse des diodes n'ait pas d'influence en pratique pour ce type de mesures [29].

**Conclusion :**

L'utilisation de faisceaux de petites dimensions en radiothérapie permet de délivrer des traitements ayant une meilleure résolution spatiale que les traitements classiques. Bien que leur utilisation clinique soit en augmentation, la diminution de la taille de champ est accompagnée de difficultés lors des mesures de dose absorbée.

***Chapitre IV :***  
***La partie Pratique***

**Introduction :**

Dans ce travail on a effectué des mesures dosimétriques pour les faisceaux de faibles dimensions de  $1 \times 1 \text{cm}^2$  à  $5 \times 5 \text{cm}^2$  dans le service de Radiothérapie à l'Etablissement Hospitalier Anti - Cancer « CHU » de CONSTANTINE. Ces mesures fournissent les données de base et les paramètres utilisées pour le calcul de la dose en tout point du volume cible et pour cette raison, elles doivent être effectuées avec un soin tout particulier. Elles seront être faites dans l'eau avec un fantôme automatique 3D SCANNER, avec des détecteurs diodes et des chambres d'ionisation.

**IV.1 Matériels et méthodes :****IV.1.1. Matériels :**

- Deux accélérateurs linéaires à haute énergie.
- Deux fantômes (La Cuve automatique 3D et un fantôme à plaques).
- Détecteurs (chambres d'ionisation Pin point, Farmer et des diodes).
- Eélectromètres
- Logiciel d'évaluation de dose « SNC-Dosimetry ».



**Figure (IV.1) :** Configuration de la chaîne de mesure utilisée [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]

**IV.1.1.a Les accélérateurs linéaires :**

Pour effectuer nos mesures on a utilisé deux accélérateurs linéaires de la société « Varian medical systems » au Centre Anti Cancer CHU de CONSTANTINE. Ces derniers sont montrés au-dessous sur **la figure (IV.2)**.

### 1. Clinac DHX 2300 :

- Energies photons : X-6 MV et X-18 MV.
- Débit de Dose : 100 à 600 UM/min.
- MLC « Millenium » 120 lames.
- Imagerie Portale MV (EPID S1000).

### 2. Clinac C600 :

- Energies photons : X 4 MV.
- Débit de Dose : 50 à 250 UM/min.
- MLC « Millenium » 80 lames.
- Imagerie Portale MV (EPID S1000).



**Figure (IV.2) :** Les accélérateurs linéaires à gauche clinac C600 et à droite Clinac DHX 2300 [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]

#### IV.1.1.b Les fantômes :

##### 1. Cuve à eau automatique « 3D SCANNER » :

La cuve à eau (**la figure (IV.3)**) c'est l'un des appareils les plus utilisés en dosimétrie clinique. Toutes les mesures importantes effectuées en radiothérapie peuvent être réalisées avec ce système.

La cuve 3D SCANNER de « **Sun Nuclear** » possède une forme cylindrique et des performances sophistiquées du fait qu'elle contient un système automatique, muni de trois moteurs et de trois potentiomètres sur les trois directions (verticale, horizontale et diagonale).

**Caractéristiques de la cuve Sun Nuclear CDS :**

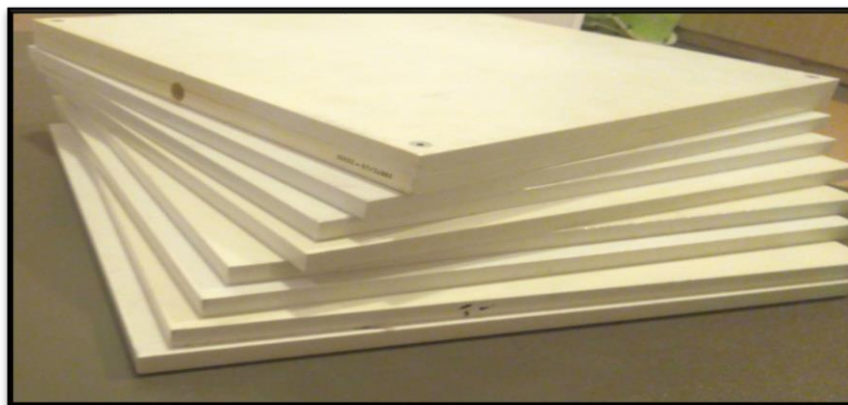
- Diamètre : 65 cm.
- Hauteur : 40 cm.
- Angle de rotation du "ring" : 330°.
- Mode de scan : statique (pas à pas) et continu.
- Surface de conformité : 0.1mm.
- Capacité de la cuve : 166 litres d'eau.
- Poids (vide / pleine) : 44kg / 210 kg.



**Figure (IV.3) :** Fantôme d'eau automatique « 3D SCANNER » [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]

**2. Fantôme solide équivalent eau en plaques :**

Cette appellation commerciale provient du fait que ce type de fantômes possède les mêmes caractéristiques physiques (atténuation et diffusion) pour l'irradiation des faisceaux de photons X et d'électrons que celles de l'eau. Il est composé de plusieurs plaques carrées de taille standard (30cm × 30cm) et de densité homogène ( $d=1.03\text{g/cm}^3$ ) avec différentes épaisseurs de 0.1, 0.5, 1 et 2cm.



**Figure (IV.4) :** Différents fantômes solides [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]

### IV.1.1.c Les détecteurs :

Le choix du détecteur nécessite un soin particulier en termes de résolution spatiale, d'équivalence-eau des matériaux, de réponse en énergie, de débit de dose, et de linéarité de réponse. L'utilisation des détecteurs en radiothérapie est pour déterminer la dose de rayonnement et la dosimétrie de référence, dans notre étude on a utilisé une diode et deux types de chambres d'ionisation.

#### 1. Chambres d'ionisation cylindrique de type Farmer :

Les chambres cylindriques sont produites avec des volumes compris entre 0,1 et 1 cm<sup>3</sup>. La **figure (IV.5)** représente la chambre Farmer de 0,6 cm<sup>3</sup> utilisé pour l'étalonnage du faisceau en dosimétrie de radiothérapie, cette dernière est la plus célèbre des chambres d'ionisation cylindrique. Ils ont typiquement une longueur interne non supérieure à 25 mm et un diamètre interne non supérieur à 7 mm, Le matériau de la paroi a un faible numéro atomique Z (un tissu ou un équivalent d'air), l'épaisseur étant inférieure à 0.1g/cm<sup>2</sup>. Une chambre est équipée d'un capuchon d'accumulation d'une épaisseur d'environ 0,5 g/cm<sup>2</sup> pour un étalonnage dans l'air à l'aide d'un rayonnement <sup>60</sup>Co.



**Figure (IV.5) :** Une chambre d'ionisation cylindrique PTW type Farmer 0.6 cm<sup>3</sup> [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]

#### 2. Chambres d'ionisation cylindrique de type pin point :

La chambre d'ionisation étant le dosimètre le plus couramment utilisé dans les services de radiothérapie. Une chambre Pin Point PTW\_31014 la **figure (IV.6)** est utilisée pour la mesure de profils de dose. Celle-ci possède un petit volume sensible d'environ 0.015 cm<sup>3</sup> ayant la forme d'un cylindre de 0.5 cm de long et de 0.2 cm de diamètre. L'électrode centrale est en aluminium et la paroi de la cavité fait 0.066 cm d'épaisseur.



**Figure (IV.6) :** Une chambre d'ionisation cylindrique PTW type Pin Point  $0.015\text{cm}^3$  [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]

### 3. Les diodes :

**La figure (IV.7)** montre une diode au silicium qui est un détecteur constitué d'une jonction P-N. En radiothérapie, l'usage des diodes sera en mode passif.

Les diodes sont très largement utilisées en dosimétrie médicale. Elles possèdent une bonne résolution spatiale, vu leur volume sensible très petit. Elles sont donc performantes pour des mesures en petits champs.

#### Caractéristiques techniques de la diode EDGE :

- Surface active de détection :  $0.8 \times 0.8 \text{ mm}^2$ .
- Profondeur équivalente eau : 0.5 mm.
- Dimension externe : 3.8 mm x 5.5 mm x 38 mm.
- Sensibilité : 32 nC / Gy.
- Câble : 3.4mm diamètre x 1.8m long.
- Connecteur BNC ou TNC triaxial.



**Figure (IV.7) :** Diode Sun Nuclear EDGE utilisée dans les mesures des profils et des rendements [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]

## IV.1.1.c Electromètres :

## 1. Electromètre (power data interface 3.0) :

La chambre d'ionisation est toujours couplée avec un électromètre, un dispositif pour mesurer le courant induit par le passage du rayonnement dans la chambre. On dépend sur l'électromètre à haute précision «SNC\_Electrometer » commercialise par « Sun Nuclear Corporation » pour obtenir nos mesures, **la figure (IV.8)** illustre cet électromètre.



**Figure (IV.8) :** Electromètre « SNC-Electromètre» (power data interface 3.0) [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]

## 2. Electromètre (ptw –unidose) :

Électromètre L'UNIDOS E de PTW **la figure (I. 9)** est un dosimètre de haute qualité soumis dans l'étalonnage, facile à l'utilisation, principalement utilisé en dosimétrie de routine pour la radiothérapie. Les chambres d'ionisation et les détecteurs à semi-conducteurs peuvent être connectés à l'électromètre Unidos. Les corrections de densité d'air sont effectuées en saisissant la pression et la température de l'air. L'UNIDOS E affiche les valeurs mesurées de la dose et du débit de dose en Gy, Gy / min, ou Gy · m.



Figure (IV.9) : Electromètre PTW UNIDOS [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]

#### IV.1.1.d Le logiciel d'acquisition des données Sun Nuclear Dosimetry :

Est un programme dédié à la collecte de données après irradiation. Il contrôle le déplacement des chambres d'ionisation et permet de l'envoi un signal à la cuve pour faire tourner les moteurs afin de déplacer la chambre à la position voulue à travers les moteurs de déplacement et l'unité de contrôle. Cela permet également de transmettre les charges mesurées par l'électromètre au logiciel, afin que celui-ci interprète les résultats comme le montre la figure (I. 10). Pour réaliser nos mesures, le logiciel est utilisé des mesures de performance pour la profondeur, la dose et la dose absolue. Ceci après avoir déterminé la taille du champ, l'énergie, la distance entre la source et la surface de l'eau (DSP, distance source peau).

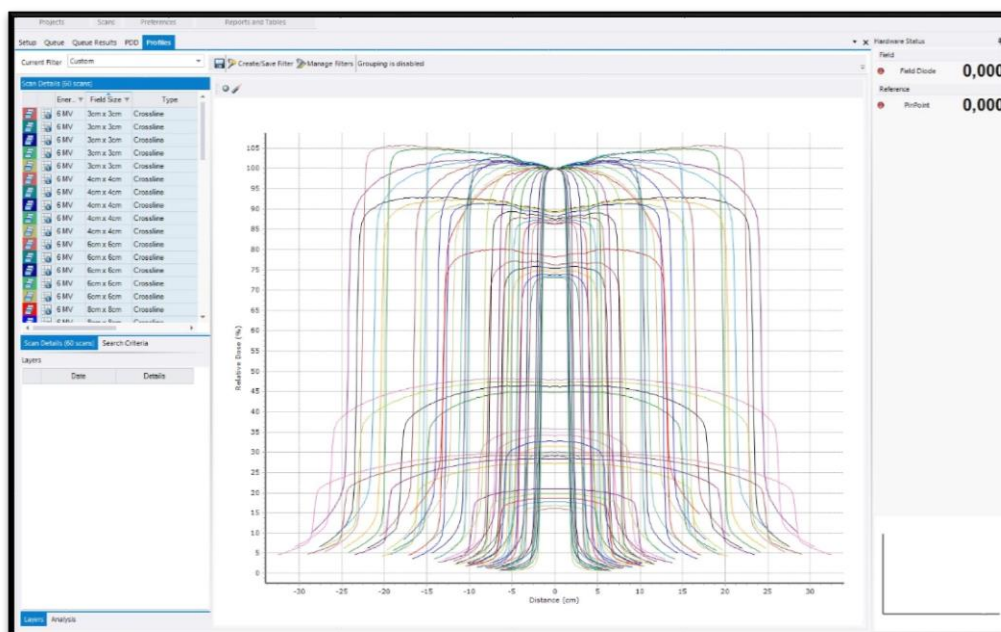


Figure (IV.10) : Le logiciel d'acquisition des données Sun Nuclear Dosimetry [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]

**IV.1.2. Méthodes :**

On va comparer les données dosimétriques des petits champs de tailles : 1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5 cm<sup>2</sup>, pour trois énergies de photons : X4, X6 et 18 MV.

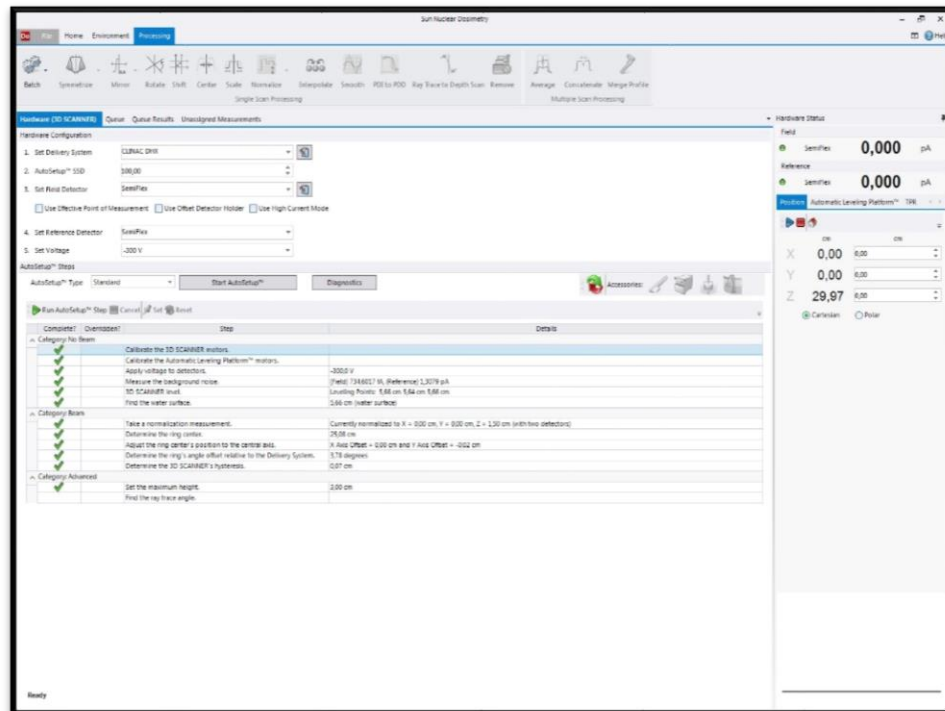
Les mesures à effectuer sont : (rendements en profondeur, profils de dose, facteurs d'ouverture collimateur) à l'aide de 03 détecteurs : deux chambres d'ionisations cylindriques PTW de type Farmer, Pin Point PTW\_31014 et une diode EDGE avec différentes tailles de champs.

Les mesures de doses relatives ont été réalisées dans un milieu homogène équivalent tissu de type fantôme à eau automatique 3D.

**IV.1.2.1 Méthode d'installation de la cuve Sun Nuclear CDS :**

L'installation doit être faite rigoureusement pour ne pas altérer les facteurs de débit. La première étape on fait l'alimentation et la calibration mécanique de la cuve : Home Tank (toujours en premier et toujours vide) – et Home Platform ((toujours vide) - avec la télécommande. Puis on met la cuve sous la machine telle que le croisillons coïncide bien avec le champ d'irradiation. La deuxième étape est la fixation des détecteurs et l'utilisation de capuchon pour positionner le point effectif de mesure à sa place, ensuite on fixe le tube du réservoir et remplit la cuve jusqu'au trait noir le signe d'arrêter la pompe et déverrouiller le système de remplissage et mis le tuyau en drain. La dernière étape on appuie sur le bouton « drain » et retirer le tube de la cuve et faire suivre les processus de calibration (Auto Setup) sur le logiciel (3D SNC Dosimetry) afin de calibrer la cuve. Finalement l'obtention des mesures.

La durée de l'installation de la cuve varie entre 30-45min.



**Figure (IV.11) :** Capture d'écran de l'auto setup de la cuve 3D SCANNER dans le logiciel Sun Nuclear Dosimetry [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]

#### IV.1.2.2 Les mesures de rendements en profondeur :

La mesure de rendements en profondeur se fait dans les conditions suivantes :

- Le bras à 0°.
- La taille du champ d'irradiation 1x1, 2x2 3x3 ,4x4 ,5x5.
- La profondeur max de mesure = 30 cm.

Il faut réaliser les étapes suivantes :

1. On met la cuve d'eau sur le plateau de la table.
2. On fait la calibration mécanique de la cuve à eau.
3. On règle la surface de l'eau sur la distance de traitement standard (DSP) = 100 cm.
4. On place le détecteur de référence dans le champ et l'autre détecteur dans la cuve.
5. On relie le détecteur au câble qui doit viser sur l'électromètre à l'extérieure de la salle de traitement.
6. Les mesures peuvent être effectuées avec le déplacement du détecteur selon l'axe Z à trois profondeurs (5, 10, 20 cm).

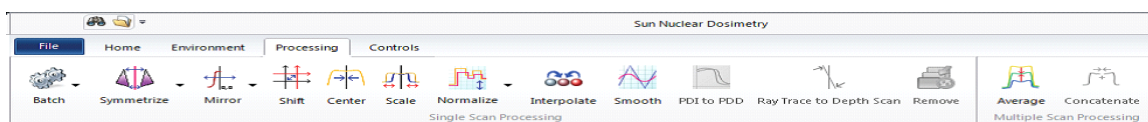
**IV.1.2.3 Les mesures de profils :**

La mesure de profil se fait dans les conditions suivantes :

- Le bras à 0°.
- La surface de l'eau est réglée sur la distance de traitement standard (DSP) = 100 cm.
- La taille du champ d'irradiation 1x1, 2x2 3x3 ,4x4 ,5x5.
- La profondeur de mesure : Zmax, 5, 10, 20 cm.

Il faut réaliser les étapes suivantes :

1. Les mêmes étapes effectuées avec le rendement en profondeur a été réalisé pour le profil de dose.
2. Les mesures dans un sens latéral et perpendiculaires à l'axe central du faisceau avec le déplacement du détecteur selon l'axe X ou Y pour différentes profondeurs : Zmax, 5, 10, 20cm.
3. L'usage de la barre des outils « processing » disponible dans le logiciel Sun Nuclear Dosimetry, pour traiter les courbes des PDD et des profils mesurés.



**Figure (IV.12) :** Outils de traitement de données [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]

**IV.1.2. 4 La mesure de facteur d'ouverture de collimateur :**

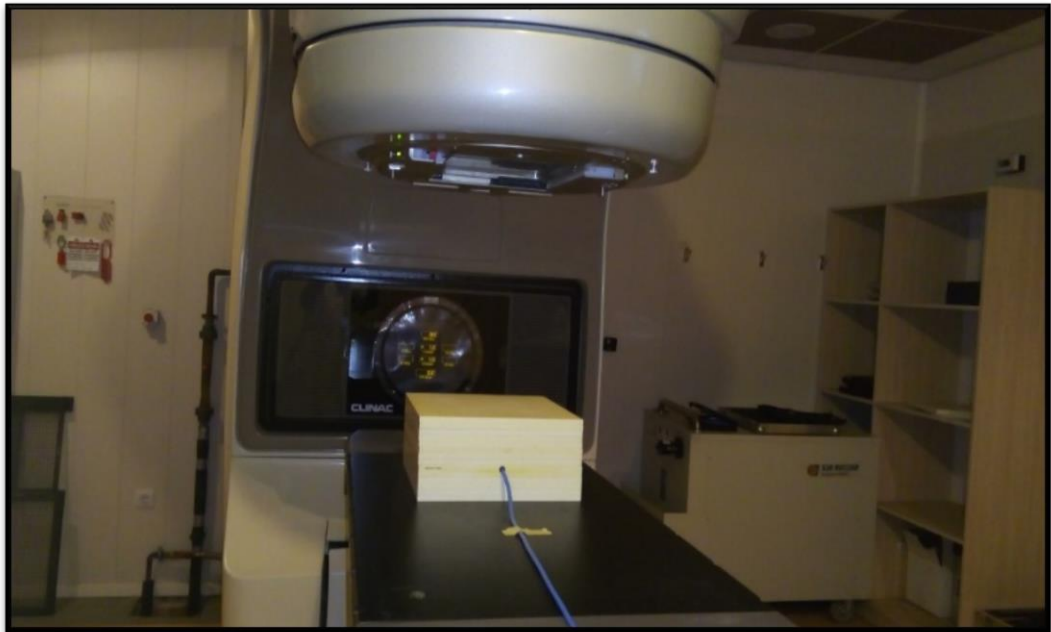
La mesure de FOC se fait dans les conditions suivantes :

- Le bras à 0°.
- La distance de traitement standard (DSP) = 100 cm.
- La profondeur de mesure = 10 cm.
- Le champ de référence de taille (10x10).
- Les différentes tailles des champs 1x1, 2x2 3x3 ,4x4 ,5x5.

Il faut réaliser les étapes suivantes :

1. On place le fantôme solide sur la table.
2. On met la chambre d'ionisation dans le fantôme à profondeur 10 cm.
3. On relie la chambre d'ionisation au câble qui doit viser sur l'électromètre a l'extérieure de la salle de traitement.
4. On vérifie que la tension de la polarisation sur l'électromètre est -300V.

5. Au niveau de la station de commande de l'accélérateur on sélectionne un nombre d'unité moniteurs de 200 UM sur la console et on lance la mesure sur l'électromètre et puis délivrer les unités moniteurs.
6. On note la lecture de l'électromètre à la fin de l'irradiation.
7. On effectue plusieurs mesures successives afin de tester et assurer la stabilité de la mesure et calculer la moyenne de ces mesures (on répète l'irradiation au moins 5 fois).



**Figure (IV.13) :** La chaîne de mesure pour les FOC [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]

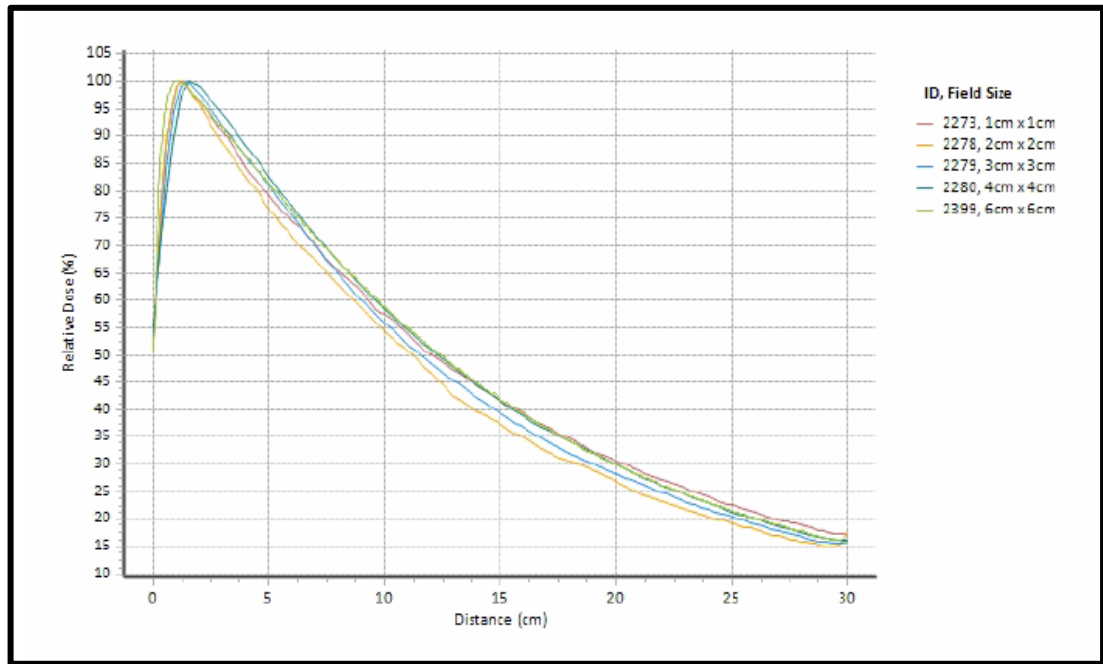
## **IV.2 Résultats et discussions :**

### **IV.2.1 Résultats :**

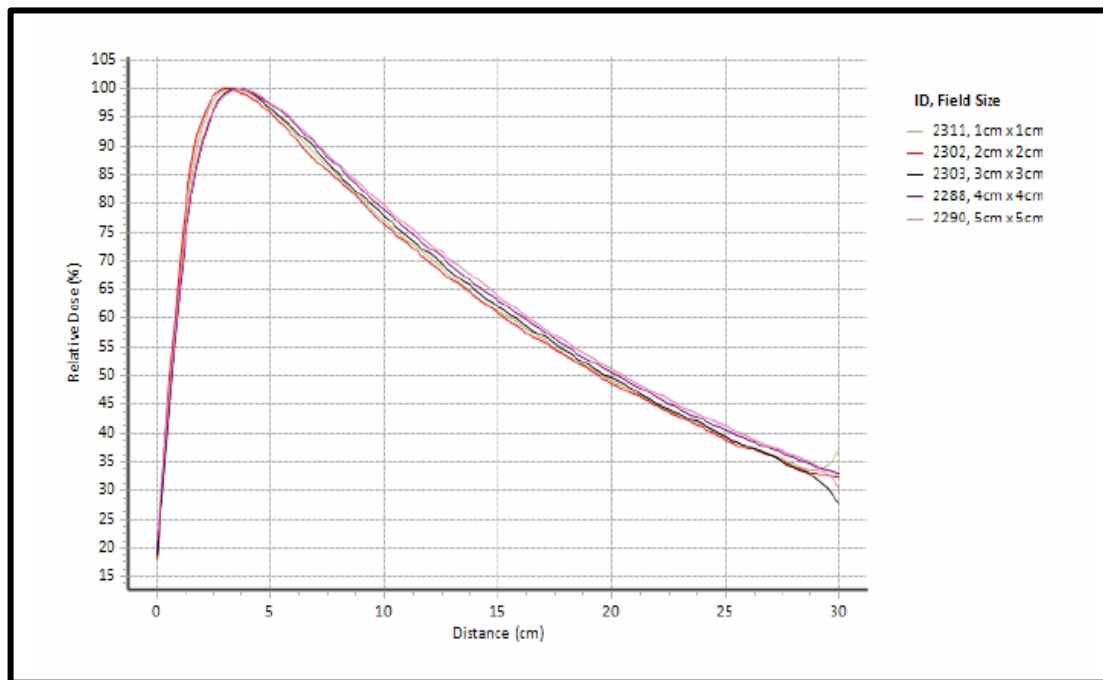
#### **IV.2.1.1 Résultats de rendements en profondeur :**

Les résultats de rendements en profondeur obtenues sont normalisés à 100 % à la profondeur du maximum de dose ( $Z_{max}$ ). A partir de ces résultats on peut déterminer les valeurs de la dose à l'entrée ( $D_s$ ), la profondeur du maximum ( $Z_{max}$ ) et pourcentage de dose à 10 cm ( $D_{10}$ ) et 20 cm ( $D_{20}$ ) de profondeur dans l'eau pour différentes détecteurs et tailles de champs : 1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5 cm<sup>2</sup>.

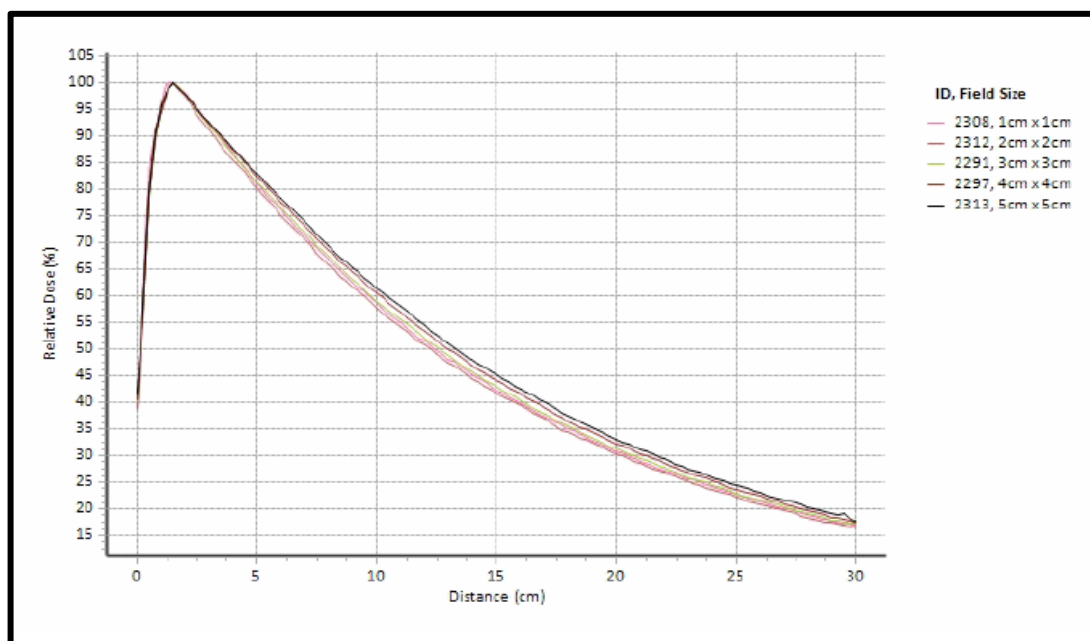
Toutes les captures d'écran présentées sur cette partie sont prises de software Sun Nuclear Dosimetry, le logiciel utilisé lors de l'acquisition des données des faisceaux.



**Figure (IV.14) :** Courbes de rendement en profondeur mesurées pour les champs (1x1) (2x2), (3x3), (4x4), (6x6) avec un chambre d’ionisation de type pin point pour X-4MV [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]



**Figure (IV.15) :** Courbes de rendement en profondeur mesurées pour les champs (1x1) (2x2), (3x3), (4x4), (5x5) avec un chambre d’ionisation de type pin point pour X-6MV [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]



**Figure (IV.16) :** Courbes de rendement en profondeur mesurées pour les champs (1x1) (2x2), (3x3), (4x4), (5x5) avec un chambre d’ionisation de type pin point pour X-18MV [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]

- Les figures (IV.14), (IV.15) et (IV.16) représentent les résultats de rendements en profondeur mesurés avec des tailles de champ de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  à  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  pour les énergies X4, X6 et X18 respectivement, avec un pas de mesure était 0.25 mm.

- Tous les résultats obtenus lors des mesures des rendements en profondeur sont présentées dans les tableaux 1 et 2 de l’ANNEXE (1).

**1. La dose à la surface (Ds %) :**

On a comparé les valeurs de la dose à la surface entre deux détecteurs, pour les deux tailles (3x3), (4x4), (cm x cm) et les trois énergies X4, X6 et X18. Le tableau suivant rend compte de cette comparaison :

Energie	X4		X6		X18	
Détecteur	Pin Point	Diode	Pin Point	Diode	Pin Point	Diode
3x3	53.69	46.75	46.80	41.45	22.44	19.75
4x4	53.36	49.18	47.73	45.22	25.09	22.92

**Tableau (IV.1) :** Les valeurs de la dose à la surface mesuré pour les tailles de champ (3x3), (4x4), avec deux détecteurs pour les énergies X4, X6 et X18

- Les valeurs de la dose à l'entrée (Ds%) qui sont indiquées sur le **tableau (IV.1)** apparaissent une différence entre les deux dosimètres, la dose mesurée avec Pin Point PTW\_31014 est plus élevée que celle obtenue avec la diode EDGE.

**2. La variation de la dose (D%) :**

Pour voir la variation de la dose on a comparé ses valeurs pour deux profondeurs 10 cm et 20 cm entre deux détecteurs, et pour deux tailles de champ (3×3), (4×4), (cm x cm) et trois énergies X4, X6 et X18. Le tableau suivant affiche ces valeurs :

	Energie	X4		X6		X18	
	Détecteur	Pin Point	Diode	Pin Point	Diode	Pin Point	Diode
<b>D 10 (%)</b>	<b>3x3</b>	<b>55.99</b>	<b>54.65</b>	<b>60.05</b>	<b>59.60</b>	<b>77.94</b>	<b>76.99</b>
	<b>4x4</b>	<b>56.82</b>	<b>56.23</b>	<b>62.21</b>	<b>61.23</b>	<b>78.16</b>	<b>77.18</b>
<b>D 20 (%)</b>	<b>3x3</b>	<b>28.38</b>	<b>26.98</b>	<b>32.47</b>	<b>31.41</b>	<b>49.61</b>	<b>48.49</b>
	<b>4x4</b>	<b>29.20</b>	<b>27.88</b>	<b>33.40</b>	<b>32.89</b>	<b>50.48</b>	<b>48.95</b>

**Tableau (IV.2) :** Les valeurs de la dose mesuré dans les profondeurs 10 et 20 cm pour les tailles de champ (3×3), (4×4), avec deux détecteurs pour les énergies X4, X6 et X18

**Le tableau (IV.2)** montre que les valeurs des doses augmentent avec l'augmentation de l'énergie pour les deux profondeurs, et les deux tailles de champ.

**3. La profondeur du maximum de dose ( $Z_{max}$  en cm) :**

On a comparé les valeurs de la profondeur du maximum de dose entre deux détecteurs, pour les deux tailles (3×3), (4×4), (cm x cm) et les trois énergies X4, X6 et X18. Les valeurs sont exposées sur le tableau suivant :

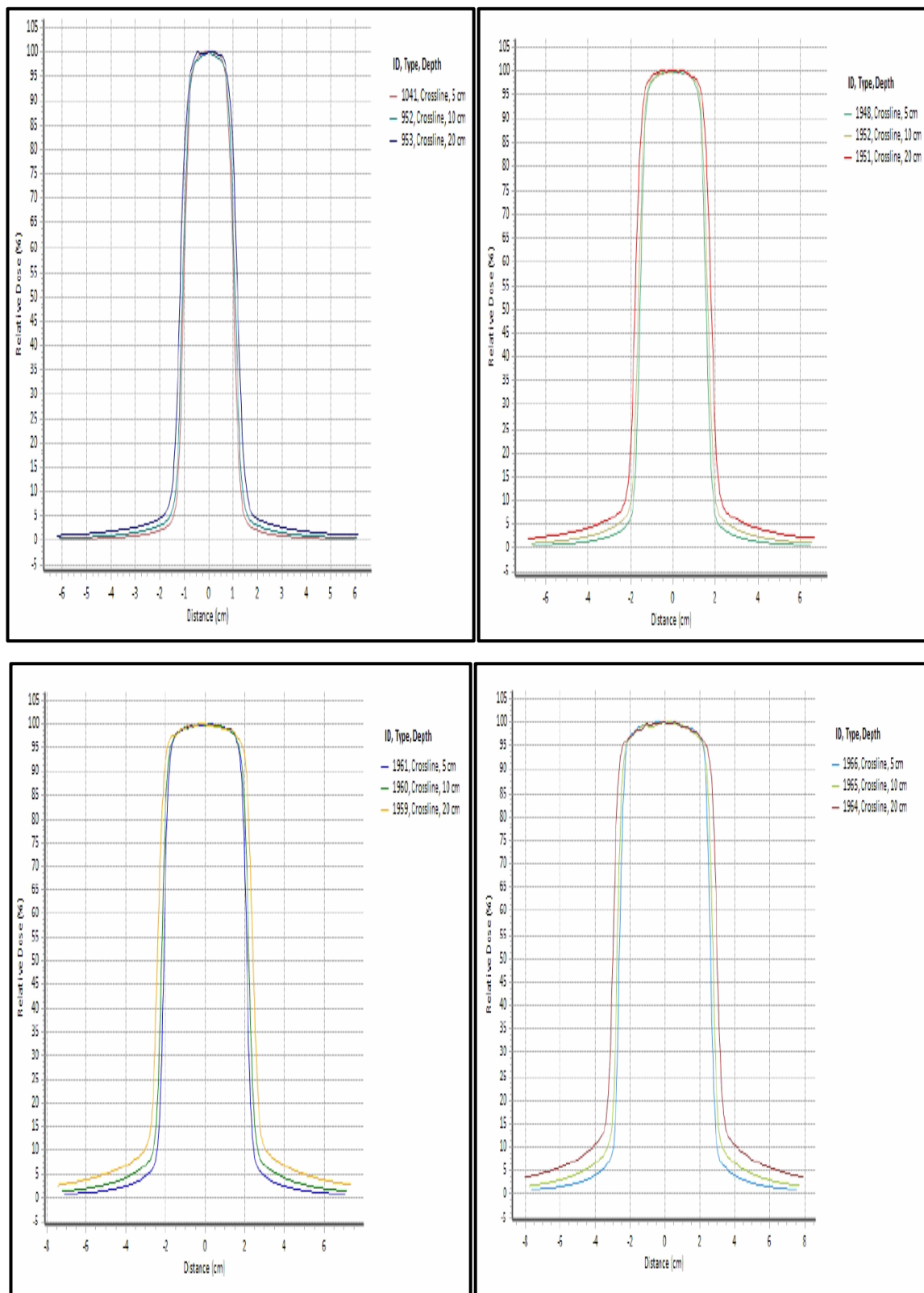
Energie	X4		X6		X18	
Détecteur	Pin Point	Diode	Pin Point	Diode	Pin Point	Diode
3x3	1.50	1.08	1.65	1.60	3.50	3.25
4x4	1.60	1.00	1.50	1.33	3.55	3.40

**Tableau (IV.3) :** Les valeurs de la profondeur du maximum de dose mesuré pour les tailles de champ (3×3), (4×4), avec deux détecteurs pour les énergies X4, X6 et X18

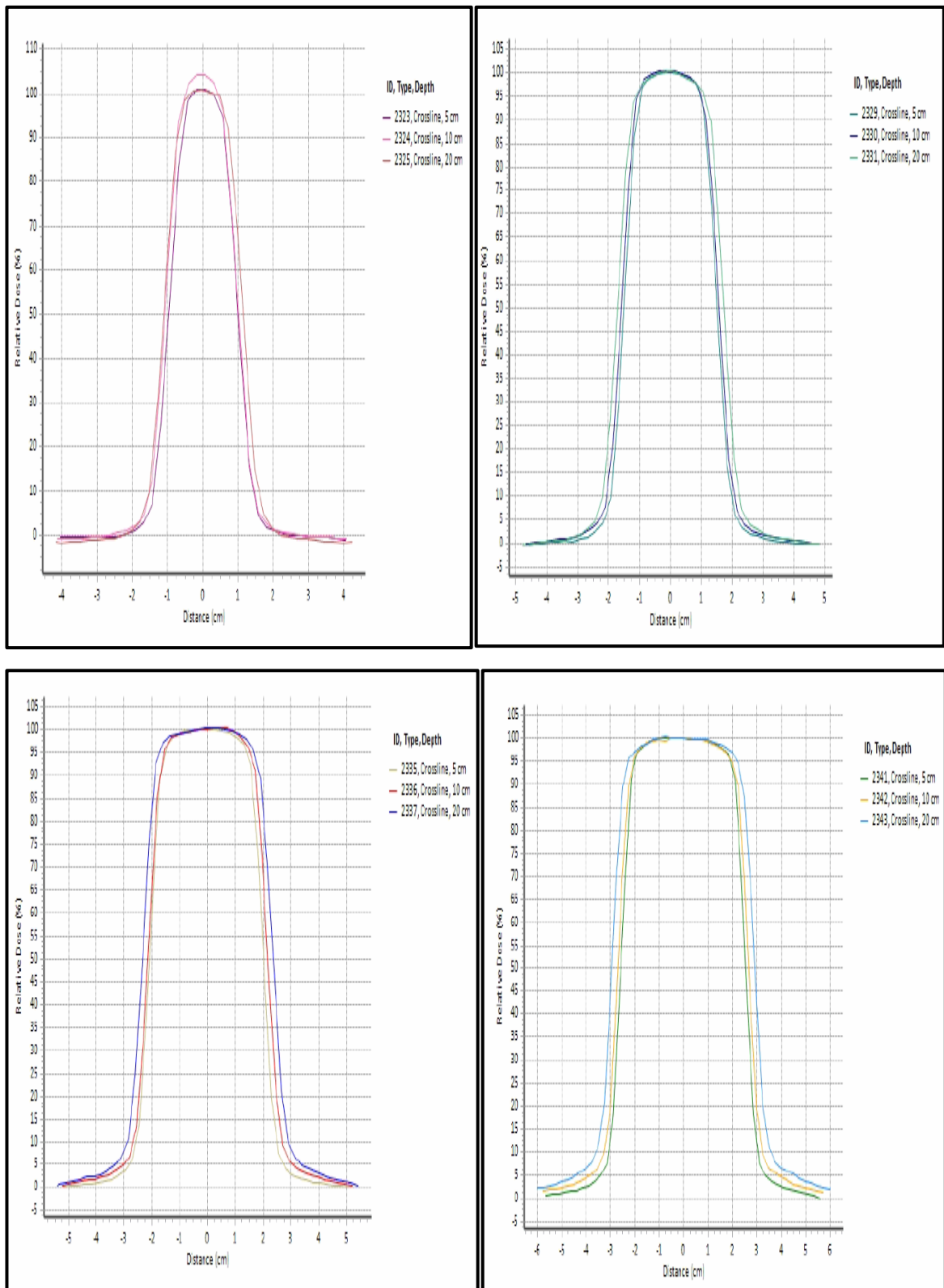
- Les résultats qui sont exposées sur **le tableau (IV.3)** montrent que les valeurs de la profondeur du maximum de dose augmentent avec l'énergie, et sont pratiquement constantes pour les différentes tailles de champ et même pour les différents détecteurs.

#### IV.2.1.2 Résultats de profil de dose :

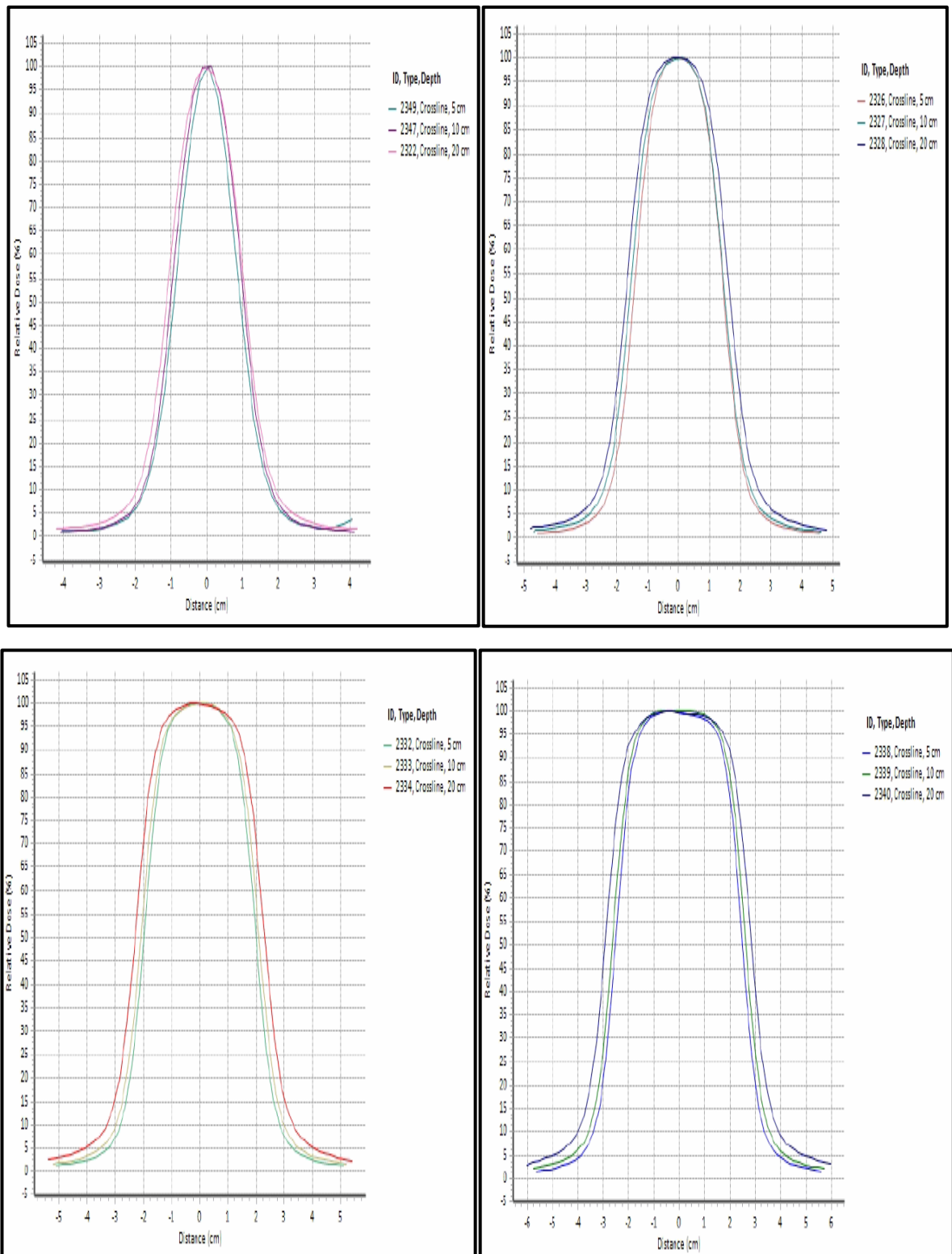
Les profils de dose sont mesurés parallèlement à l'axe Y, à différentes profondeurs. Des exemples à 5, 10 et 20cm de profondeur d'eau pour des tailles de champ de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  à  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  sont illustrés sur **les figures (IV.17), (IV.18) et (IV.19)** pour les trois énergies X4, X6 et X18.



**Figure (IV.17) :** Résultats de mesure des profils de dose pour les tailles du champ (2x2), (3x3), (4x4), (5x5) mesurée à différentes profondeurs pour X4 [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]



**Figure (IV.18) :** Résultats de mesure des profils de dose pour les tailles du champ (2x2), (3x3), (4x4), (5x5) mesurée à différentes profondeurs pour X6 [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]



**Figure (IV.19) :** Résultats de mesure des profils de dose pour les tailles du champ (2x2), (3x3), (4x4), (5x5) mesurée à différentes profondeurs pour X18 [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]

- Toutes les mesures de la symétrie, la planéité et la pénombre sont affichées sur **le tableau 3 de l'ANNEXE (1)**.

On a comparé les résultats de profils de dose obtenus avec deux détecteurs pour les deux tailles (3×3), (4×4) (cm x cm) et deux énergies X6 et X18, à trois profondeurs 5, 10 et 20 cm.

**1. Symétrie (%) :**

Les résultats du facteur de symétrie mesuré par la diode et pin point sont présentés par le tableau suivant :

La taille de champ	Détecteur	Pin Point		Diode	
	Energie	X6	X18	X6	X18
3x3	5	1.52	1.42	0.68	1.05
	10	1.12	1.98	0.44	1.25
	20	1.20	1.17	0.72	0.80
4x4	5	1.28	0.62	0.59	1.07
	10	1.03	0.46	0.80	1.58
	20	1.12	0.67	0.87	1.26

**Tableau (IV.4) :** Les résultats de la symétrie dans les profondeurs 5, 10 et 20 cm pour les tailles de champ (3×3), (4×4), avec deux détecteurs pour les énergies X6 et X18

**2. La planéité (%) :**

Le même travail effectuée avec la symétrie a été réalisé pour le facteur de planéité. Les résultats sont exposés sur le tableau suivant :

La taille de champ	Détecteur	Pin Point		Diode	
	Energie	X6	X18	X6	X18
3x3	5	9.30	10.28	4.06	7.72
	10	9.01	10.55	4.19	7.68
	20	8.66	10.11	4.01	7.30
4x4	5	6.29	10.67	2.34	5.65
	10	6.43	10.77	2.62	5.89
	20	5.38	10.24	2.77	6.10

**Tableau (IV.5) :** Les résultats de la planéité dans les profondeurs 5, 10 et 20 cm pour les tailles de champ (3x3), (4x4), avec deux détecteurs pour les énergies X6 et X18

### 3. Pénombre+ (cm) :

Les résultats du facteur des pénombres mesurées par la diode et pin point sont présentés sur le tableau ci-dessous :

La taille de champ	Détecteur	Pin Point		Diode	
	Energie	X6	X18	X6	X18
3x3	5	0.57	0.60	0.37	0.49
	10	0.59	0.75	0.39	0.53
	20	0.61	0.80	0.41	0.57
4x4	5	0.58	0.74	0.38	0.51
	10	0.62	0.68	0.41	0.55
	20	0.59	0.94	0.45	0.67

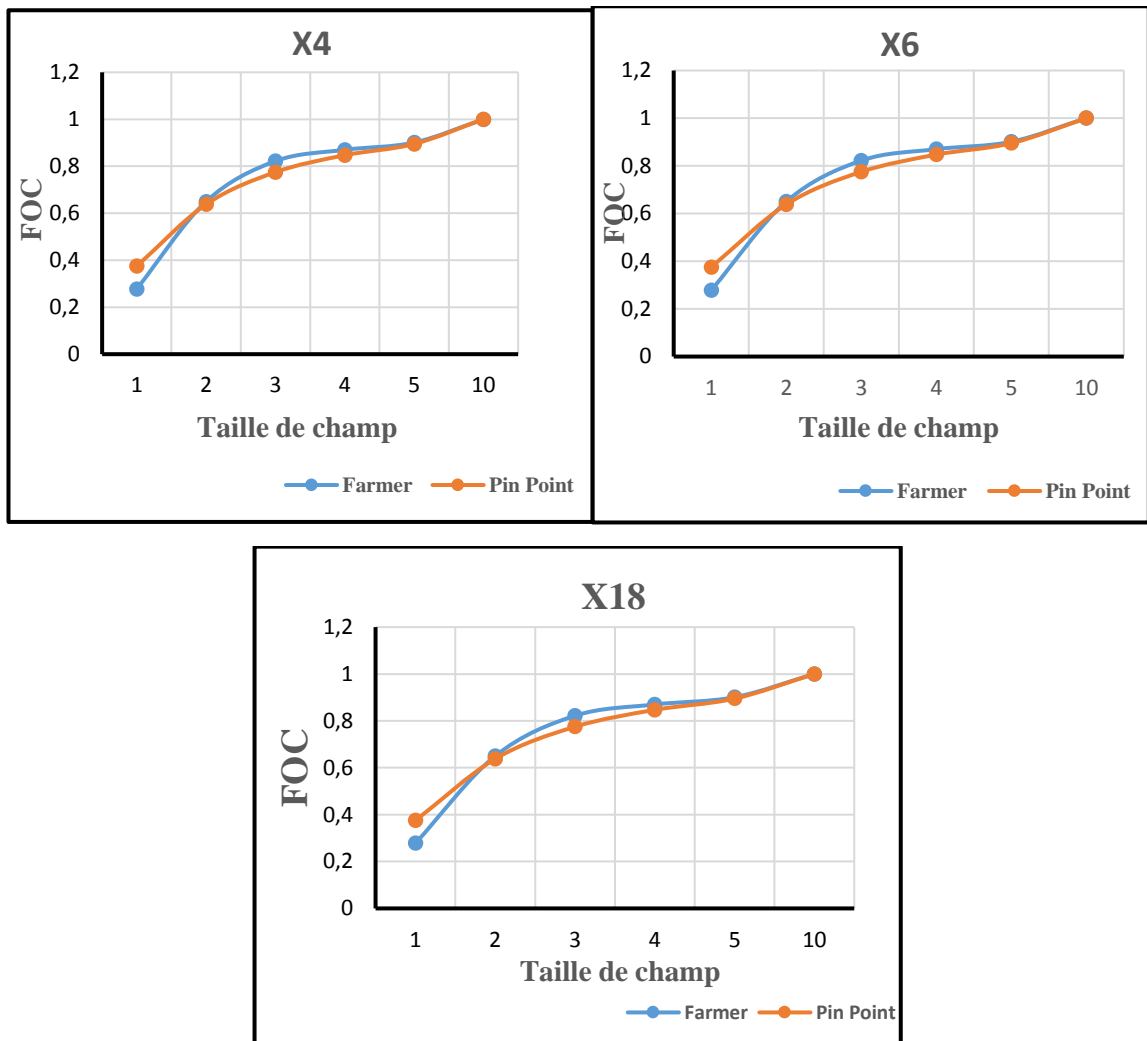
**Tableau (IV.6) :** Les résultats de la pénombre dans les profondeurs 5, 10 et 20 cm pour les tailles de champ (3x3), (4x4), avec deux détecteurs pour les énergies X6 et X18

- D'après le **tableau (IV.6)** on observe que les valeurs de pénombres des profils mesurées avec le pin point sont plus larges que celles mesurées avec la diode.

#### IV.2.1.3 Résultats de FOC :

La **figure (IV.20)** représente les courbes du FOC (facteur ouverture collimateur) en fonction de taille de champ (1x1), (2x2), (3x3), (4x4), (5x5) (cm x cm) pour les énergies X4, X6 et X18 avec les deux chambres d'ionisation Farmer et Pin Point.

- Toutes les mesures du FOC sont affichées sur les tableaux 4, 5 et 6 de l'ANNEXE (1).



**Figure (IV.20) :** Résultats de mesure des FOC pour les tailles du champ (1x1), (2x2), (3x3), (4x4), (5x5) (10x10) mesurée pour l'énergie X4, X6 et X18 avec les deux chambres d'ionisation Farmer et Pin Point [Centre Anti Cancer CHU de Constantine]

- En observe sur la figure (IV.20) que les valeurs du FOC sont en croissance en fonction de la taille du champ. Pour les tailles de champs inférieures à  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ , les FOC obtenues par la chambre d'ionisation Pin Point sont supérieures que celles de la chambre Farmer.

#### IV.2.2 Discussions des résultats :

Pour les courbes de rendements en profondeur correspondant à la variation de la dose absorbée en profondeur, permettent de déterminer et comparer les valeurs de la dose à la surface entre deux tailles de champ. L'analyse des résultats montre que : la valeur de la dose à la surface est d'autant plus élevée que l'énergie du faisceau est plus faible, et on observe aussi une augmentation de la dose pour les valeurs obtenues à partir de la chambre d'ionisation de type Pin

Point par rapport à les valeurs obtenues par la diode à cause de la sensibilité de sa grande taille. Les résultats mettent en évidence les incertitudes très importantes liées aux caractéristiques du détecteur.

La valeur de la profondeur du maximum de dose sur l'axe de symétrie du faisceau augmente quand l'énergie augmente, plus l'énergie du faisceau de photons est élevée plus le parcours des électrons secondaires est grand et diminue quand la taille de champ diminue. Ce phénomène n'est pas du à un problème de contamination de faisceau, mais au manque d'équilibre électronique latéral.

Le profil de dose permet de contrôler la planéité, la symétrie ainsi que la pénombre des faisceaux de photons.

A travers les résultats de la planéité et la symétrie obtenus, on observe que la diode meilleure pour la détection que la chambre d'ionisation pin point. Ainsi, les chambres d'ionisation ne sont pas utilisées pour ce type de mesures, mais les diodes sont privilégiées car ils permettant d'obtenir une excellente résolution spatiale, lorsque la surface frontale de détection des détecteurs est trop grande par rapport au diamètre du faisceau, le profil mesure à une pénombre élargie à cause de l'effet de moyen-âge volumique de la dose dans le volume sensible du détecteur. La pénombre reste en principe stable pour les différentes tailles de champs, tandis que les valeurs de la symétrie et celles de la planéité varient avec l'augmentation de la taille de champ.

La mesure du FOC est le point le plus critique concernant la caractérisation des faisceaux en radiothérapie car ce sont les facteurs qui permettent de calculer le débit de dose sur l'axe des mini faisceaux à partir du débit de référence.

Les résultats de FOC obtenus montrent que les valeurs de FOC augmentent avec la taille de champs quand l'énergie diminue et ceci pour les deux détecteurs. Concernant la chambre Farmer on obtient une sous-estimation du FOC pour les champs de taille inférieure à (2x2) (cm x cm) à cause de la taille du volume actif, mais surtout à cause du manque d'EEL qui est augmenté avec la présence de la cavité d'air qui diminue la fluence électronique sur l'axe du mini-faisceau en augmentant le parcours latéral maximal des électrons et entrainer une mesure de dose erronée. Et pour la chambre pin point on voit que les valeurs de pin point inférieure de celles obtenues par Farmer pour les tailles de champ supérieur à (2x2) (cm x cm) parce que les dimensions du pin point sont proches de celles du faisceau, il y a une sous-estimation de la dose car la mesure correspond à la moyenne de la dose sur tout le volume sensible avec une valeur limite proche de 1 pour les champs élevés.

**Conclusion :**

Au cours de notre étude, on peut conclure que les résultats de rendements en profondeur et les profils de dose sont en bon accord avec ceux mesurés par la diode par rapport la chambre Pin Point. La chambre d'ionisation Farmer ne permette pas de mesurer les FOC en mini-faisceaux avec une précision meilleure que celle d'une chambre d'ionisation Pin Point, du fait de leur large surface de détection. Ces travaux montrent que l'utilisation des dosimètres disponibles pour la dosimétrie des mini faisceaux de photons est limitée, et ils ne sont pas adaptés pour réaliser une dosimétrie fiable de ce type de faisceaux.

# *Conclusion Générale*

# *Conclusion Générale*

L'objectif du travail effectué dans le cadre du présent mémoire de fin d'étude était de déterminer la dosimétrie des faisceaux de photons de faibles dimensions utilisés en radiothérapie pour le traitement des petites tumeurs situées à proximité de structures radiosensibles.

La réalisation de nos mesures pratiques issues de l'accélérateur de la société « Varian Medical System » du Centre Anti Cancer CHU de Constantine qui contient deux types « Clinac DHX 2300 » et « Clinac C600 », cet accélérateur consiste à mesurer les données dosimétriques de base : les rendements en profondeur les profils de dose et le facteur d'ouverture de collimateur afin de comparer la repense des dosimètres à la modélisation, les mesures ont été faites dans un milieu de référence (des fantômes).

Notre travail s'est intéressé principalement d'identifier les risques importants apparaissent liés aux problèmes de dosimétrie des faisceaux de faible dimension. Les détecteurs ne permettent pas de réaliser toutes les mesures de caractérisation des mini-faisceaux avec une haute précision, principalement à cause de :

- L'utilisation de détecteurs non équivalents-eau qui perturbent le niveau de déséquilibre électronique, pour cela on a utilisé les différents détecteurs (les chambres d'ionisation : Farmer PTW\_310011, Pin Point PTW\_31014 et une diode Sun Nuclear EDGE).
- L'utilisation de détecteurs ayant un large volume sensible de détection par rapport aux tailles des faisceaux de faible dimension, Les chambres d'ionisation entraînent des erreurs de mesures sur les rendements en profondeur du fait de leur large volume de détection. Ainsi, les chambres d'ionisation ne sont pas utilisées pour ce type de mesures, mais les diodes sont privilégiées.
- Le manque d'équilibre électronique latéral qui n'est plus atteint sur l'axe du faisceau, lorsque le rayon du champ d'irradiation devient inférieur au parcours latéral maximal des électrons, ce qui est à peu près équivalent à la profondeur du maximum de dose  $Z_{max}$ .

Les mini-faisceaux utilisés en radiothérapie sont caractérisés par de forts gradients de dose et un manque d'équilibre électronique latéral ; les techniques et les

## ***Conclusion Générale***

---

protocoles de dosimétrie actuels ne sont pas adaptés pour réaliser une dosimétrie fiable de ce type de faisceaux.

Après avoir terminé notre projet, on a acquis plusieurs compétences en physique des rayonnements, en dosimétrie, et en méthodologie de travail qui nous permettent d'aller plus loin dans le domaine de la recherche en physique médicale.

# **Bibliographie**

- [1] Elodie MINTET, Implication de la transition endothélium-mésenchyme dans le développement des complications digestives des radiothérapies, Thèse de Doctorat, Université PIERRE et MARIE CURIE -SORBONNE-, 2015.
- [2] Luc SCHIOCHET, Répercussion de la radiothérapie des voies aérodigestives supérieures dans la prise en charge odontologique, Diplôme de d'état de docteur en chirurgie dentaire, Université HENRI POINCARÉ-NANCY, 2010.
- [3] Bruno CHAUVET et Jean-Jacques MAZERON, Livre blanc de la radiothérapie, La Société Française de Radiothérapie Oncologique (SFRO), France, 2013.
- [4] L'Institut National du Cancer (INCa), Comprendre la radiothérapie, GUIDRAD09, France, 2009.
- [5] Fondation Cancer , La radiothérapie (Brochures pour patients), La société canadienne du cancer, guide pratique, 2016.
- [6] J. Van DYK, Overview of advanced techniques in radiation therapy, in *Proceedings of International Atomic Energy Agency IAEA, International Conference on Advances in Radiation Oncology*, Vienna, Austria, 2009.
- [7] Colin G. ORTON and William R. HENDEE, Controversies in Medical Physics:a Compendium of Point/Counterpoint Debates Volume 2, American Association of Physicists in Medicine One Physics Ellipse College Park, Maryland, 2012.
- [8] Simon PELOQUIN, Radiothérapie asservie à la respiration en combinaison avec l'utilisation d'un faisceau sans filtre égalisateur, Mémoire du grade de Maître ès sciences, Université de Montréal, 2015.
- [9] Sonia Roux-PALOBART, Cours de Nouvelles techniques en Radiothérapie, Service de Cancérologie, Polyclinique de Limoges, 2015.
- [10] Avi ASSOULINE, Hilaire HUET, Arc thérapie volumétrique modulée (VMAT) : Dernière évolution de la radiothérapie, Article par centre clinique de la porte de SAINS-CLOUD, 2014.
- [11] D. VERELLEN et G.STORME, La tomothérapie à l'Hôpital Universitaire de la VUB : intégration de l'IMRT et de l'IGRT, Article par l'université de BRUSSEL, 2014.
- [12] Vandœuvre-lès-Nancy, Tomothérapie : nouvelle arme contre le cancer en Lorraine, Dossier de presse par L'Institut de Cancérologie de Lorraine (ICL), 2014.
- [13] Jeffrey ESHLEMAN, M.D, A New Tool to Help Fight Cancer – Tomotherapy, Article in The Journal of Lancaster General Hospital Vol. 4 – No. 3, 2009.
- [14] J. THARIAT et autres, La radiothérapie stéréotaxique avec Cyberknife : aspects pratiques et développements technologiques récents, Bulletin du Cancer vol. 97 -N° 7, La société Française du cancer, 2010.

## ***Bibliographie***

---

- [15] Myriam COULIBALY et Boris GEYNET, Evolutions technologiques en Radiothérapie externe, Rapport de l'Université Technologie Compiègne, 2001.
- [16] Mathias VAUTRIN, Planification de traitement en radiothérapie stéréotaxique par rayonnement synchrotron-Développement et validation d'un module de calcul de dose par simulations Monte Carlo-, Thèse de Doctorat, université Grenoble, 2011.
- [17] Yuji KAMIO, Développement d'un nouveau critère pour déterminer les limites d'utilisation des détecteurs en dosimétrie non standard, Mémoire du grade de Maître ès sciences, Université de Montréal, 2013.
- [18] Contrôle de qualité d'une installation de simulation virtuelle, Rapport de la Société Française de Physique Médicale (SFPM) N° 25, 2009.
- [19] Contrôle de qualité et mesure des performances en tomographie d'émission de positons, Rapport de la société française de physique médicale (SFPM) N° 24, 2008.
- [20] Recommandations pour la mise en service et l'utilisation d'un système de planification de traitement en radiothérapie (TPS), Rapport de la société française de physique médicale (SFPM) N° 27, 2010.
- [21] Pierre CLEMENT, L'imagerie biomédicale : définition d'une typologie et proposition d'activités pédagogiques, recherche en éducation, ASTER N° 22.
- [22] Nadia OCTAVE, La radiothérapie adaptative et guidée par imagerie avec la technologie Cone-Beam CT : mise en oeuvre en vue du traitement de la prostate, Thèse de Doctorat, Université de TOULOUSE, 2015.
- [23] Cadre de référence pour l'allocation des ressources matérielles : appareils de planification en radio-oncologie, Article par LE MINISTERE DE LA SANTE ET DES SERVICES SOCIAUX, gouvernement du Québec, 2017.
- [24] CHAKOURI, Cours de la radiothérapie-sous forme de PDF, 2018-2019.
- [25] Jean-Noël BADEL, Contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation Monte Carlo de l'image de dose portale transmise, Thèse de Doctorat, L'Institut National des Sciences Appliquées, Lyon, 2009.
- [26] Jean-Marc BORDY, La dosimétrie externe des rayonnements ionisants de la référence nationale aux utilisateurs en radiothérapie et en radioprotection, Rapport de Commissariat à L'Energie Atomique (CEA)-R-6214, 2009.
- [27] L.DONADILLE et autres, Réalisation des études dosimétriques de poste de travail présentant un risque d'exposition aux rayonnements ionisants (version 2), Guide pratique de l'institut de Radioprotection et La Sécurité Nucléaire, 2010.
- [28] Cyril MOIGNIER, Dosimétrie des faisceaux de photons de petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique, Thèse de Doctorat, Université PARIS SUD, 2014.

## ***Bibliographie***

---

- [29] Fanny MARSOLAT, Développement d'un Dosimètre Diamant pour une Mesure de la Dose absorbée dans les Mini-Faisceaux utilisés en Radiothérapie Stéréotaxique, Thèse de Doctorat, L'université PIERRE et MARIE CURIE, 2014.
- [30] Cheick Oumar THIAM, Dosimétrie en radiothérapie et curiethérapie par simulation Monte-Carlo GATE sur grille informatique, Thèse de Doctorat, Université Blaise Pascal, 2007.
- [31] Abdel-Mjid NOURREDDINE, Cours de Métrologie des rayonnements ionisants et mesures environnementales, l'Institut Pluridisciplinaire Hubert Curien (IPHC).
- [32] J.G.WEBSTER, The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology, series in medical physics and biomedical engineering, Taylor and Francis group.
- [33] Sara BEILLA, Modélisation Monte-Carlo d'un accélérateur linéaire pour la prise en compte des densités pulmonaires dans le calcul de la dose absorbée en Radiothérapie Stéréotaxique, Thèse de Doctorat, L'Université de Toulouse, 2017.
- [34] Mesure de la dose absorbée dans les faisceaux de photons de très petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique, Rapport de la société française de physique médicale (SFPM) N° 18, 2008.
- [35] T.C.DOS SANTOS and others, Characterization of miniature RAD-HARD silicon diodes as dosimeters for small fields of photon beams used in radiotherapy, Artical in press, ELSEVIER, 2014.
- [36] A. J. D. SCOTT and others , Using a Monte Carlo model to predict dosimetric properties of small radiotherapy photon fields, Artical of the American Association of Physicists in Medicine, 2008.
- [37] J.L. HORTON, Acceptance tests and commissioning measurments, chapter 10, university of Texas MD Anderson Cancer Center.

## ANNEXE 1 : Mesures détaillées

### 1- Résultats des mesures de rendements en profondeur pour les différentes tailles du champ avec les faisceaux de X-6MV et X-18MV :

Energie	$D_s$ (%)				$D_{max}$ (cm)			
	X6		X18		X6		X18	
Détecteur	Pin Point	Diode	Pin Point	Diode	Pin Point	Diode	Pin Point	Diode
2x2	45.60	39.07	20.44	18.04	1.70	1.60	3.10	3.01
3x3	46.80	41.45	22.44	19.75	1.65	1.60	3.50	3.25
4x4	47.73	45.22	25.09	22.92	1.50	1.33	3.55	3.40
5x5	48.64	46.73	26.87	25.65	1.70	1.50	3.55	3.20

**Tableau 1 :** Les valeurs de la dose à la surface et les valeurs de la profondeur du maximum de dose mesuré pour les tailles de champ (2×2), (3×3), (4×4), (5×5), avec deux détecteurs pour les énergies X6 et X18.

Energie	$D_{10}$ (%)				$D_{20}$ (%)			
	X6		X18		X6		X18	
Détecteur	PIN POINT	Diode	PIN POINT	Diode	PIN POINT	Diode	PIN POINT	Diode
2x2	59.85	58.20	76.89	74.50	31.85	30.31	48.78	46.63
3x3	60.05	59.60	77.94	76.99	32.47	31.41	49.61	48.49
4x4	62.21	61.23	78.16	77.18	33.40	32.89	50.48	48.95
5x5	63.45	62.17	78.98	77.57	34.69	33.44	51.03	49.30

**Tableau 2 :** Les valeurs de la dose mesuré dans les profondeurs 10 et 20 cm pour les tailles de champ (2×2), (3×3), (4×4), (5×5), avec deux détecteurs pour les énergies X6 et X18.

## ANNEXE

### 2- Résultats des mesures des profils de dose pour les différentes tailles du champ avec les faisceaux de X-6MV et X-18MV :

		<i>Symétrie (%)</i>				<i>La planéité (%)</i>				<i>Pénombre + (cm)</i>			
<i>Détecteur</i>		<i>Pin point</i>		<i>Diode</i>		<i>Pin point</i>		<i>Diode</i>		<i>Pin point</i>		<i>Diode</i>	
<i>Energie</i>		<i>X6</i>	<i>X18</i>	<i>X6</i>	<i>X18</i>	<i>X6</i>	<i>X18</i>	<i>X6</i>	<i>X18</i>	<i>X6</i>	<i>X18</i>	<i>X6</i>	<i>X18</i>
<b>2x2</b>	<b>5</b>	<b>0.89</b>	<b>0.57</b>	<b>0.32</b>	<b>0.62</b>	<b>13.26</b>	<b>11.72</b>	<b>8.12</b>	<b>10.22</b>	<b>0.62</b>	<b>0.43</b>	<b>0.29</b>	<b>0.49</b>
	<b>10</b>	<b>2.09</b>	<b>1.68</b>	<b>1.45</b>	<b>0.87</b>	<b>13.30</b>	<b>12.60</b>	<b>8.09</b>	<b>10.66</b>	<b>0.45</b>	<b>0.49</b>	<b>0.34</b>	<b>0.42</b>
	<b>20</b>	<b>1.27</b>	<b>0.80</b>	<b>1.05</b>	<b>1.20</b>	<b>12.17</b>	<b>11.02</b>	<b>8.07</b>	<b>10.40</b>	<b>0.49</b>	<b>0.51</b>	<b>0.37</b>	<b>0.46</b>
<b>3x3</b>	<b>5</b>	<b>1.52</b>	<b>1.42</b>	<b>0.68</b>	<b>1.05</b>	<b>9.30</b>	<b>10.28</b>	<b>4.06</b>	<b>7.72</b>	<b>0.57</b>	<b>0.60</b>	<b>0.37</b>	<b>0.49</b>
	<b>10</b>	<b>1.12</b>	<b>1.98</b>	<b>0.44</b>	<b>1.25</b>	<b>9.01</b>	<b>10.55</b>	<b>4.19</b>	<b>7.68</b>	<b>0.59</b>	<b>0.75</b>	<b>0.39</b>	<b>0.53</b>
	<b>20</b>	<b>1.20</b>	<b>1.17</b>	<b>0.72</b>	<b>0.80</b>	<b>8.66</b>	<b>10.11</b>	<b>4.01</b>	<b>7.30</b>	<b>0.61</b>	<b>0.80</b>	<b>0.41</b>	<b>0.57</b>
<b>4x4</b>	<b>5</b>	<b>1.28</b>	<b>0.62</b>	<b>0.59</b>	<b>1.07</b>	<b>6.29</b>	<b>10.67</b>	<b>2.34</b>	<b>5.65</b>	<b>0.58</b>	<b>0.74</b>	<b>0.38</b>	<b>0.51</b>
	<b>10</b>	<b>1.03</b>	<b>0.46</b>	<b>0.80</b>	<b>1.58</b>	<b>6.43</b>	<b>10.77</b>	<b>2.62</b>	<b>5.89</b>	<b>0.62</b>	<b>0.68</b>	<b>0.41</b>	<b>0.55</b>
	<b>20</b>	<b>1.12</b>	<b>0.67</b>	<b>0.87</b>	<b>1.26</b>	<b>5.38</b>	<b>10.24</b>	<b>2.77</b>	<b>6.10</b>	<b>0.59</b>	<b>0.94</b>	<b>0.45</b>	<b>0.67</b>
<b>5x5</b>	<b>5</b>	<b>1.05</b>	<b>1.45</b>	<b>0.81</b>	<b>1.43</b>	<b>3.45</b>	<b>5.76</b>	<b>2.02</b>	<b>4.65</b>	<b>0.55</b>	<b>0.54</b>	<b>0.35</b>	<b>0.46</b>
	<b>10</b>	<b>1.37</b>	<b>1.88</b>	<b>0.74</b>	<b>1.47</b>	<b>3.49</b>	<b>5.89</b>	<b>2.17</b>	<b>4.71</b>	<b>0.56</b>	<b>0.62</b>	<b>0.37</b>	<b>0.51</b>
	<b>20</b>	<b>1.77</b>	<b>1.73</b>	<b>0.68</b>	<b>1.22</b>	<b>3.52</b>	<b>5.92</b>	<b>2.35</b>	<b>4.89</b>	<b>0.67</b>	<b>0.72</b>	<b>0.42</b>	<b>0.58</b>

**Tableau 3 :** Les résultats de la symétrie, la planéité et la pénombre dans les profondeurs 5, 10 et 20 cm pour les tailles de champ (2× 2), (3× 3), (4× 4), (5× 5), avec deux détecteurs pour les énergies X6 et X18.

## ANNEXE

### 3- Résultats des mesures des Facteurs d'ouverture collimateur pour les différentes tailles du champ avec trois faisceaux de X-6, X-4 et X-18MV :

<i>X4</i>				
	<i>M</i>		<i>FOC</i>	
<i>A</i>	<i>Farmer</i>	<i>Pin point</i>	<i>Farmer</i>	<i>Pin point</i>
<i>10x10</i>	<b>26.63</b>	<b>0.93</b>	<b>1</b>	<b>1</b>
<i>5x5</i>	<b>23.73</b>	<b>0.81</b>	<b>0.89</b>	<b>0.87</b>
<i>4x4</i>	<b>22.78</b>	<b>0.76</b>	<b>0.87</b>	<b>0.82</b>
<i>3x3</i>	<b>21.47</b>	<b>0.67</b>	<b>0.80</b>	<b>0.72</b>
<i>2x2</i>	<b>16.99</b>	<b>0.51</b>	<b>0.64</b>	<b>0.55</b>
<i>1x1</i>	<b>7.95</b>	<b>0.29</b>	<b>0.30</b>	<b>0.31</b>

**Tableau 4 :** Résultats de mesure des FOC pour les tailles du champ (1x1), (2x2), (3x3), (4x4), (5x5), (10x10) mesurée pour l'énergie X4 avec les deux chambres d'ionisation Farmer et Pin Point

<i>X6</i>				
	<i>M</i>		<i>FOC</i>	
<i>A</i>	<i>Farmer</i>	<i>Pin point</i>	<i>Farmer</i>	<i>Pin point</i>
<i>10x10</i>	<b>15.90</b>	<b>0.570</b>	<b>1</b>	<b>1</b>
<i>5x5</i>	<b>14.33</b>	<b>0.510</b>	<b>0.901</b>	<b>0.895</b>
<i>4x4</i>	<b>13.84</b>	<b>0.483</b>	<b>0.870</b>	<b>0.847</b>
<i>3x3</i>	<b>13.08</b>	<b>0.442</b>	<b>0.822</b>	<b>0.775</b>
<i>2x2</i>	<b>10.33</b>	<b>0.364</b>	<b>0.650</b>	<b>0.638</b>
<i>1x1</i>	<b>4.42</b>	<b>0.214</b>	<b>0.278</b>	<b>0.375</b>

**Tableau 5 :** Résultats de mesure des FOC pour les tailles du champ (1x1), (2x2), (3x3), (4x4), (5x5), (10x10) mesurée pour l'énergie X6 avec les deux chambres d'ionisation Farmer et Pin Point

<i>X18</i>				
	<i>M</i>		<i>FOC</i>	
<i>A</i>	<i>Farmer</i>	<i>Pin point</i>	<i>Farmer</i>	<i>Pin point</i>
<i>10x10</i>	<b>18.28</b>	<b>0.688</b>	<b>1</b>	<b>1</b>
<i>5x5</i>	<b>16.88</b>	<b>0.604</b>	<b>0.923</b>	<b>0.877</b>
<i>4x4</i>	<b>16.23</b>	<b>0.571</b>	<b>0.887</b>	<b>0.829</b>
<i>3x3</i>	<b>14.93</b>	<b>0.514</b>	<b>0.817</b>	<b>0.747</b>
<i>2x2</i>	<b>11.35</b>	<b>0.403</b>	<b>0.620</b>	<b>0.586</b>

**Tableau 6 :** Résultats de mesure des FOC pour les tailles du champ (1x1), (2x2), (3x3), (4x4), (5x5), (10x10) mesurée pour l'énergie X18 avec les deux chambres d'ionisation Farmer et Pin Point

# *Résumé*

Les techniques de la radiothérapie externe ont évolué durant les dernières décennies, ces techniques basées sur l'utilisation de mini-faisceaux de photons permettant d'augmenter la dose délivrée précisément aux petits volumes de tumeurs et d'épargner les tissus sains.

L'objectif principal de ce projet est de permettre une meilleure évaluation de la dose délivrée aux patients et d'identifier les risques critiques importants liés notamment à la caractérisation dosimétrique des mini-faisceaux. Ce travail consiste à mesurer Les données dosimétriques de base : les courbes de rendements en profondeur, les courbes de profils de doses et le facteur d'ouverture collimateur qui sont effectuées au moyen d'accélérateurs linéaires pour trois faisceaux de photons d'énergies X4, X6 et X18 MV, ces mesures seront être faites dans l'eau avec un fantôme et à l'aide de divers détecteurs pour différentes tailles de champs et profondeurs.

**Mots clés :** La radiothérapie, Dosimétrie, mini faisceaux, Rendement en profondeur, Profil de dose, Facteur d'ouverture collimateur.

# *Abstract*

The techniques of external radiotherapy have evolved during the last decades, these techniques based on the use of mini-beams of photons to increase the dose delivered precisely to small volumes of tumors and to spare healthy tissue.

The main objective of this project is to allow a better evaluation of the dose delivered to the patients and to identify the important critical risks related in particular to the dosimetric characterization of the mini-beams. This work consists in measuring the basic dosimetric data: the depth yield curves, the dose profile curves and the collimating aperture factor which are carried out by means of linear accelerators for three X4 energy photon beams, X6 and X18 MV, these measurements will be made in water with a phantom and using various detectors for different sizes of fields and depths.

**Key Words:** Radiation Therapy, Dosimetry, Mini Beams, Depth Performance, Dose Profile, Collimator Aperture Factor

# ملخص

تطورت تقنيات العلاج الإشعاعي الخارجي خلال العقود الماضية، حيث تستند هذه التقنيات إلى استخدام حزم مصغرة من الفوتونات لزيادة الجرعة المقدمة بدقة إلى كميات صغيرة من الأورام مع تجنب الأنسجة السليمة. الهدف الرئيسي من هذا العمل هو السماح بإجراء تقييم أفضل للجرعة المقدمة للمرضى وتحديد المخاطر الحرجة الهامة خاصة المتعلقة بخصائص الجرعات للحزم المصغرة. يتكون هذا العمل من قياس بيانات قياس الجرعات الأساسية: منحنيات المردود في العمق، منحنيات المظهر الجانبي للجرعة ومعامل فتحة تلسكوب الموازية التي يتم تنفيذها عن طريق المعجلات الخطية لثلاث أشعة فوتون للطاقة X4 ، X6 ، و MV 18X، سيتم إجراء هذه القياسات في الماء مع الفانتوم واستخدام أجهزة الكشف المختلفة من أجل مختلف أحجام الحقول والأعماق.

**الكلمات المفتاحية:** العلاج الإشعاعي، قياس الجرعات، الحزم المصغرة، المردود في العمق، ملف تعريف الجرعات، معامل فتحة تلسكوب الموازية.