

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE
UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF - M'SILA

FACULTE DES SCIENCES
DEPARTEMENT PHYSIQUE
N° : PH/MED/01/2025



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

Mémoire présenté pour l'obtention
Du diplôme de Master Professionnalisant
Par Dehache Warda

Intitulé

Etude et évaluation d'un dosimètre en radiothérapie
la diode E de type 60017

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

Bouchelaghem Fouzia	Université de M'sila	Président
Khoudri Saad	EHS CAC de Sétif	Rapporteur
Ben Kahila karim	EHS CAC de Sétif	Co-Rapporteur
Nehaoua Samra	Université de M'sila	Examineur

Année universitaire : 2024/2025

Remerciements

Louange à Dieu qui m'a donné la force d'accomplir ce travail modeste.

*Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à mon encadrant, **M. Khoudri Saad**, pour ses conseils judicieux et ses remarques précieuses qui ont grandement contribué à la réalisation de ce mémoire.*

*J'adresse également mes sincères remerciements à **M. Benkahla Karim**, encadrant adjoint, pour son accompagnement constant, ses efforts considérables et son soutien tout au long de ce travail. Il a été un véritable appui à chaque étape.*

Je remercie chaleureusement la direction et l'équipe du centre CAC Sétif, qui m'ont accueilli avec beaucoup de bienveillance et ont mis à ma disposition les conditions favorables nécessaires à mon stage. Que Dieu les récompense pour leur collaboration et leur accueil.

*J'exprime aussi ma profonde reconnaissance à mon amie et sœur **Wafaa**, qui a été une source de soutien et d'encouragement à chaque étape. Toujours présente avec ses mots bienveillants et son aide sincère, elle mérite toute ma gratitude.*

*Mes remerciements vont également à la Faculté de Physique, et en particulier aux enseignants de physique médicale, notamment **Mme Bounab Sabrina**, à qui j'adresse toute ma reconnaissance pour son engagement et ses efforts constants dans l'encadrement des étudiants.*

*Je tiens à remercier les membres du jury, Mme **Bouchelaghem Fouzia** présidente du jury, et Mme **Nehaoua Samra**, examinatrice. Je leur témoigne mon plus profond respect. Enfin, je n'oublie pas d'exprimer ma considération à mes collègues qui ont partagé avec moi ce parcours riche en défis et en accomplissements.*

Dédicace

*À ceux qui ont toujours été mon soutien et ma force, À ceux qui m'ont transmis les valeurs de persévérance et de patience, À mes chers parents : **Dehache Nasreddine** et **R.Ghania**, je dédie ce travail en reconnaissance pour tout ce que vous avez accompli pour moi.*

*À ma chère sœur **D. Amira**, qui a toujours été une source de tendresse et de réconfort, merci pour ton amour, ton soutien et ton encouragement constant.*

*À son époux, **Ch. Abdellah**, un grand merci pour son soutien et sa gentillesse.*

À leurs enfants bien-aimés :

***Ch. Aya**, **Ch. Abdelraouf**, **Ch. Sami** et **Ch. Rami**, véritables rayons de bonheur dans ma vie.*

*À mes chers frères : **D. Abdelfattah** et **D.Youssef**, pour leur présence constante à mes côtés.*

*À mon amie chère **B. Wafa**, compagne de route et de moments difficiles, qui a toujours été une sœur et un soutien inestimable.*

Et enfin... À moi-même, À ce cœur qui a lutté, patienté, cru et persévéré, Je dédie ce succès avec fierté et gratitude, un rêve devenu réalité.

Résumé :

Ce mémoire porte sur l'étude et l'évaluation de la diode E type 60017 en dosimétrie relative dans le cadre de la radiothérapie externe. Grâce à sa haute sensibilité et sa rapidité de réponse, elle est particulièrement adaptée aux petits champs et aux gradients de dose élevés. Des essais expérimentaux ont été menés dans diverses conditions (énergie, température, angle) pour valider ses performances. La diode E s'est révélée être un détecteur fiable contribuant à la qualité et à la sécurité des traitements.

ملخص:

تهدف هذه المذكرة إلى دراسة وتقييم أداء الديود E من النوع 60017 في القياس الجرعي النسبي المستخدم في العلاج الإشعاعي الخارجي. يُعد هذا النوع من الكواشف فعالاً بفضل دقته المكانية العالية وسرعته في الاستجابة، مما يجعله مثاليًا للقياسات في الحقول الصغيرة والمناطق ذات تدرج الجرعة الحاد. تم اختبار أدائه في ظروف مختلفة مثل تغيير الطاقة، الزاوية، ودرجة الحرارة. وتبين أن الديود E يمثل أداة موثوقة تسهم في تحسين جودة العلاج وضمان سلامة المرضى.

Abstract:

This thesis focuses on the study and evaluation of the E diode type 60017 in relative dosimetry for external radiotherapy. Due to its high sensitivity and fast response, it is well suited for small fields and high dose gradient areas. Experimental tests under different conditions (energy, angle, temperature) were performed to assess its performance. The E diode proved to be a reliable detector that enhances treatment quality and patient safety in modern radiotherapy practices.

Table des matières

Introduction générale.....	1
----------------------------	---

Les différents dosimètres utilisés en

Radiothérapie

I.1. Introduction.....	2
I.2. La chambre d'ionisation	2
I.2.1. Détecteurs fondés sur l'ionisation dans les Gaz	2
1. Principe de détection	2
2. Mode de fonctionnement	2
I.3. Chambres d'ionisation.....	4
I.3.1. Mesure de la dose à l'aide d'une chambre d'ionisation - Principe de Bragg-Gray	4
I.3.2. Caractéristiques générales des chambres d'ionisation	5
a. Chambres cylindriques.....	5
b. Chambres plates – électrons.....	5
c. Chambres plates RX basses énergies	5
I.3.3. Avantages et Inconvénients des chambres d'ionisation	5
I.4. LES Semi-conducteurs	6
I.4.1 Dopage des semi-conducteurs	6
I.4.2 Jonction PN	7
I.4.3 Polarisation d'une diode à semi-conducteurs	7
I.4.4 Les dosimètres à semi-conducteurs	9
1. Principe de détection des radiations ionisantes	9
2. Détecteurs à semi-conducteurs de type N.....	10

Accélérateur Linéaire Médical et Dosimétrie en Radiothérapie

II.1. Introduction.....	12
II.2. Accélérateur Linéaire Médical (LINAC) – Description générale	12
II.2.1. Définition d'un accélérateur linéaire	12
II.2.2. Description générale d'un accélérateur linéaire :.....	13
II.2.3. Les composants d'accélérateur linéaire:	13

II.2.3.1. Le modulateur	13
II.2.3.2. Le canon à électrons	13
II.2.3.3. Le générateur d'onde électromagnétique klystron ou magnétron : .	14
II.2.3.4. Le contrôle automatique de fréquence (CAF) :.....	14
II.2.3.5. Le système de guide d'onde :	14
II.2.3.6. La section accélératrice :.....	14
II.2.4. Principe de fonctionnement d'un accélérateur linéaire	16
II. 3. Les grandeurs dosimétriques en Radiothérapie.....	17
II.3.1. La Dosimétrie	17
II.3.2. Les paramètres énergétiques :	18
II.3.3. La distribution spatiale	19
II.3.4. Lois fondamentales de l'atténuation des faisceaux de photons	19
II.3.5. Caractéristiques physiques d'un faisceau traversant un matériau	19
II.4. Paramètres de traitement.....	20
II.4.1. La taille du champ du faisceau de rayonnement.....	20
II.4.2. Facteur de collimateur.....	20
II.4.3. Le facteur de diffusions au pic (PSF) :.....	21
II.4.4. Le débit de la machine relative (output) :	22
II.5 Courbes de distribution de doses.....	23
II.5.1 Le rendement en profondeur :	23
II.5.2 Profile de dose :	24
II.5.3 La pénombre géométrique :	24
II.5.4 La pénombre physique :	25
II.5.5 La planéité de faisceau :	25
II.5.6 La symétrie:.....	26
II.6 Dosimètre à semi-conducteur	26
II.6.1 Définition :	26
II.6.2 Principe de fonctionnement :.....	26
II.6.3 Types de Dosimètre à Semi-conducteur :.....	27
II.7 Comparaison : Diode E vs Chambre d'ionisation	28
II.8 Conclusion	29

Partie Pratique

III.1 Introduction.....	30
III.2 Matériels utilisés	30
III.2.1 L'accélérateur linéaire :	30

III.2.2 Cuve à eau automatique 3D MP3 PTW.....	31
III.2.3 Electromètre MP3.....	32
III.2.4 Electromètre UNIDOS Weblin.....	33
III.2.5 Appareil Unité de contrôle de position (Position Control Unit) :	33
III.2.6 La diode E type 60017.....	34
III.2.7 Chambre d'ionisation:.....	35
III.2.8 Logiciel d'acquisition de données Méphysto.....	36
III.3 Montage expérimental de la cuve à eau.....	37
III.4 Dispositif expérimental	37
III.5 Analyse de résultat :	46
III.6 Conclusion	58
Conclusion générale	58
Références Bibliographiques	59

Table des figures

Figure I.1 principe d'un détecteur à Gas.....	2
Figure I.2. Mode de fonctionnement d'un détecteur à gas.....	3
Figure I.3 Equilibre de la jonction PN	7
Figure I.4 Polarisation on d'une diode en direct.....	8
Figure I.5 Polarisation d'une diode en inverse	8
Figure I.6 Caractéristique Courant-Tension d'une diode à semi-conducteurs polarisée en direct et en inverse	8
Figure I.7 Le volume d'ionisation comprend toute la région depuis laquelle les porteurs minoritaires créés par l'irradiation peuvent franchir la jonction	9
Figure I.8 Principe de détection d'une diode à Semi-conducteur	10
Figure I.9 variation de la sensibilité d'un Semi-conducteur de type P et type N en fonction de la dose cumulée pour un faisceau d'électrons de 20MeV et un faisceau de photons de 8MV	10
Figure II.1 Accélérateur linéaire service radiothérapie CAC de SETIF.....	12
Figure II.2 Schéma typique d'un linac présentant les éléments de la section accélératrice et la tête de traitement	13
Figure II.3 image de canon d'électron.....	13
Figure II.4 image de klystron- Le magnétron.	14
Figure II.5 Section accélératrice électrostatique.....	14
Figure II.6 Schéma typique simplifié de la tête du linac et ses différents constituants	15
Figure II.7 Schéma simplifie les composants d'accélérateur linéaire.....	15
Figure II.8 accélérateur d'électron.....	17
Figure II.9 Caractéristiques physiques d'un faisceau traversant un matériau.....	19
Figure II.10 Mesure du PSF. La mesure dans l'air s'effectue avec un capuchon de build-up.....	21
Figure II.11 Mesure du (HSF) et du (RDF).....	23
Figure II.12 Courbe de rendement en profondeur.....	24
Figure III.13 PDD pour une taille de champ 10×10 cm ² energie 18 MV obtenus successivement par les différents détecteurs (dodeE, PinPoint, CI0, 125, CI0, 3 CC	25
Figure II.14 Formation de la jonction PN et apparition de la zone de déplétion.....	27

Figure III.1 L'accélérateur linéaire.....	30
Figure III.2 Cuve à eau automatique.....	31
Figure III.3 Electromètre MP3.....	32
Figure III.4 Electromètre UNIDOS Weblin.....	33
Figure III.5 Appareil de commande portatif.....	34
Figure III.6 Diode E type 60017 de la marque PTW utilisée pour la dosimétrie en radiothérapie	34
Figure III.7 Chambre d'ionisation.....	35
Figure III.8 accélérateur d'électron	37
Figure III.9 Caractéristiques physiques d'un faisceau traversant un matériau.....	38
Figure III.10 Mesure du PSF. La mesure dans l'air s'effectue avec un capuchon de build-up ...	39
Figure III.11 Mesure du (HSF) et du (RDF)	39
Figure III.12 Courbe de rendement en profondeur.....	39
Figure III.13 Profil latéral de dose et leur régions (la partie centrale >80%, la partie de pénombre entre 20% et 80%, la partie de transmission >20%).....	40
Figure III.14 Formation de la jonction PN et apparition de la zone de déplétion	40
Figure III.15 Paramètres caractéristiques de la courbe de profils mesuré à l'aide de la diode E à la profondeur 10 cm.	41
Figure III.16 Paramètres caractéristiques de la courbe de profils mesurés à l'aide de la diode E à la profondeur 15 cm.	41
Figure III.17 Paramètres caractéristiques de la courbe de profils mesuré à l'aide de la chambre d'ionisation 0.125 cc à la profondeur 05 cm.....	42
Figure III.18 Paramètres caractéristiques de la courbe de profils mesuré à l'aide de la chambre d'ionisation 0.125 cc à la profondeur 10 cm.	42
Figure III.19 Paramètres caractéristiques de la courbe de profils mesuré à l'aide de la chambre d'ionisation 0.125 cc à la profondeur 15 cm.	44
Figure III.20 Paramètres caractéristiques de la courbe de profils mesuré à l'aide de la chambre d'ionisation 0.3 cc à la profondeur 10 cm.	44
Figure III.21 Paramètres caractéristiques de la courbe de profils mesuré à l'aide de la chambre d'ionisation 0.3 cc à la profondeur 15 cm.	45
Figure III.22 paramètres caractéristiques de la courbe de profil mesuré à l'aide PintPoint à la profondeur 5 cm.....	45
Figure III.23 paramètres caractéristiques de la courbe de profil mesuré à l'aide PintPoint à la profondeur 10 cm.....	45

Table des tableaux

Tableau II.1 tableau comparatif.....	28
Tableau III.1 Spécifications techniques des chambres d'ionisation cylindriques PTW.....	36

Table des abréviations

LINAC	Linear Accelerator (Accélérateur Linéaire)
CTV	Clinical Target Volume (Volume Cible Clinique)
TPS	Treatment Planning System (Système de planification de traitement)
IMRT	Intensity Modulated Radiation Therapy (Radiothérapie à modulation d'intensité)
VMAT	Volumetric Modulated Arc Therapy (Radiothérapie par arc à modulation volumique)
IGRT	Image-Guided Radiation Therapy (Radiothérapie guidée par l'image)
PDD	Percentage Depth Dose (Pourcentage de dose en profondeur)
PSF	Peak Scatter Factor (Facteur de diffusion au pic)
FOC	Facteur d'Ouverture de Collimation
RDF	Relative Dose Factor (Facteur de dose relative)
HSF	Head Scatter Factor (Facteur de diffusion dans la tête)
Si	Silicium
MOSFET	Metal-Oxide Semiconductor Field Effect Transistor
RADFET	Radiation-sensitive Field Effect Transistor

Introduction générale

La radiothérapie est une méthode de traitement locorégionale des cancers, consiste à utiliser des rayonnements ionisants de haute énergie permettant de détruire les cellules cancéreuses en bloquant leur capacité à se multiplier. Cette stratégie peut être administrée selon deux types de modalité : en interne et en externe. La radiothérapie interne (curiethérapie ou brachythérapie) se fonde sur l'utilisation de sources radioactives placées à l'intérieur du malade pendant une période déterminée. Elles peuvent être placées soit directement dans la tumeur (curiethérapie interstitielle) soit dans une cavité naturelle à son contact (curiethérapie endo-cavitaire). La radiothérapie externe est une technique la plus courante pour le traitement de la tumeur. Les rayonnements ionisants sont produits sous forme de faisceaux de dimensions et d'énergie variables par un accélérateur linéaire de particules situé à distance du patient. Le faisceau de rayonnement atteint la tumeur en traversant la peau du patient afin de déposer la dose nécessaire à la destruction des cellules tumorales.

Avant d'exercer le traitement, le radiothérapeute réalise la délimitation du(es) volume(s) cible(s) CTV(s), une balistique est calculée/proposée par le dosimétriste et/ou le radiophysicien à l'aide d'un système informatique de planification de traitement (TPS), puis validée par le radiothérapeute pour être administrée au cours de plusieurs séances. Aujourd'hui la radiothérapie conformationnelle 3D est la technique la plus fréquente qui permet d'irradier de façon homogène le volume cible tumoral en épargnant au maximum les tissus sains environnants (Mazeron et al, 2008). D'autres techniques : IMRT, arc thérapie dynamique, et VMAT permettent d'optimiser mieux l'irradiation de volumes aux formes complexes. L'IMRT permet l'irradiation en espace de volumes partiels du CTV couplé de modulation d'intensité. La radiothérapie VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) est une nouvelle technique de la radiothérapie qui consiste en l'irradiation avec modulation d'intensité volumétrique couplé avec l'arc thérapie. Elle offre la possibilité d'irradier les tissus cancéreux avec plus de modulation en espace que la radiothérapie conventionnelle, grâce à un contrôle (modulation) des faisceaux d'irradiation sur un arc complet de 360°. Les organes sains sont préservés lors de l'irradiation de tumeurs voisines. Le VMAT associe donc l'irradiation guidée par l'image (IGRT) à la modulation d'intensité. [1]

Chapitre I :
Les différents dosimètres utilisés en
radiothérapie

I.1. Introduction

Nous essaierons dans cette partie de rappeler le principe et les propriétés des différents dosimètres utilisés en radiothérapie et destinés pour des applications de dosimétrie relative. Il s'agit naturellement de la chambre d'ionisation

I.2. La chambre d'ionisation

I.2.1. Détecteurs fondés sur l'ionisation dans les Gaz

1. Principe de détection

Dans un volume gazeux (air) placé entre 2 électrodes portées à des potentiels différents règne un champ électrique, tel que :

$$E = V/L \quad (\text{I.1})$$

- V différence de potentiel.
- L distance entre les électrodes.

Une radiation ionisante traverse le volume gazeux, elle crée sur son passage une suite d'ions positifs et d'électrons. Si le champ électrique appliqué est suffisant, les électrons seront attirés jusqu'à l'armature positive et les ions migreront vers l'armature négative (Figure I.1). Les charges collectées seront proportionnelles à l'énergie cédée par les particules dans le gaz. [2]

2. Mode de fonctionnement

Selon la différence de tension appliquée aux électrodes, un détecteur à gaz présente plusieurs régimes de fonctionnement (Figure I.2). [3]

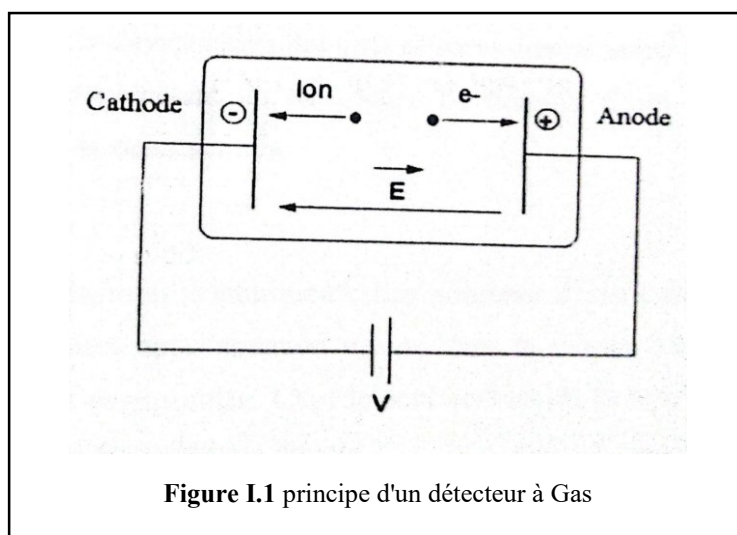
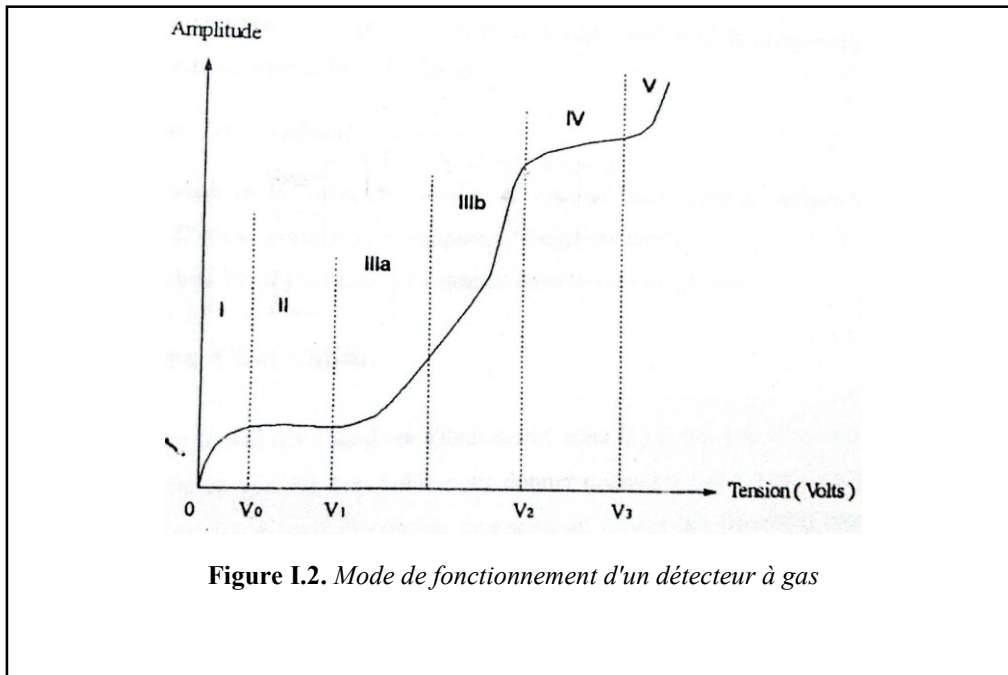


Figure I.1 principe d'un détecteur à Gas



- **Zone I. Recombinaison :**

V est faible, une certaine fraction des ions se recombine avant d'avoir été collectés car ils n'ont pas atteint assez rapidement les électrodes. Le nombre d'ions recueillis est inférieur au nombre d'ions créés par le rayonnement.

- **Zone II. Saturation :**

Zone dite des "chambres d'ionisation". Les nombres d'ions collectés et le nombre d'ions primaires sont en première approximation égaux, dans la mesure où les recombinaisons sont devenues complètement négligeables. C'est le seul endroit de la courbe où la charge mesurée possède une signification dosimétrique directe.

- **Zone III.**

a. Proportionnalité :

L'ionisation primaire est amplifiée par un facteur d'autant plus important que le champ électrique est élevé, mais la quantité d'électricité mesurée lui est proportionnelle. C'est la région des "compteurs proportionnels".

b. Proportionnalité Limitée :

L'amplification du phénomène primitif continue à augmenter mais la proportionnalité se perd. Cette zone est dite de proportionnalité limitée

- Zone IV. Compteurs Geiger-Mull

La quantité d'électricité recueillie augmente encore mais devient indépendante de l'ionisation primaire. C'est le domaine des compteurs "Geiger-Muller". A partir de la zone IV, il y a décharge continue dans le volume gazeux.

I.3. Chambres d'ionisation

Dans la zone de travail des chambres d'ionisation (zone II) le nombre d'ions produits par une seule particule est en général trop faible pour donner naissance à une quantité d'électricité détectable. Cependant, les charges électriques accumulées au niveau des électrodes peuvent être totalisées, et donc le nombre total d'ionisations dans le détecteur, si on sait que chaque paire d'ions formée correspond à une certaine énergie moyenne W qui vaut par exemple 34 eV pour l'air, alors l'énergie E_d déposée par le rayonnement dans le volume sensible de la chambre sera donc

$$E_d = W \cdot Q/e \quad (I.2)$$

- Q/e = nombre total d'ionisations
- e = charge de l'électron

I.3.1. Mesure de la dose à l'aide d'une chambre d'ionisation - Principe de Bragg-Gray

Une cavité remplie d'un gaz est placée dans un milieu homogène. L'ionisation produite dans la cavité de la chambre J , est directement liée à l'énergie perdue E_g dans le gaz qui la remplit.

$$E_g/m = J_g \cdot W/e \quad (I.3)$$

- E_g/m : Energie déposée dans le gaz par unité de masse [$J \cdot kg^{-1}$]
- J_g : Ionisation par unité de masse du gaz [$C \cdot kg^{-1}$]
- W : Énergie moyenne nécessaire à la création d'une paire d'ions dans le gaz [J]
- e : Charge de l'électron [C]

L'énergie cédée au milieu s'exprime par :

$$E_m/m = J_g \cdot S_{m,g} \cdot W/e \quad (I.4)$$

- E_m/m : Energie déposée dans le milieu par unité de masse [$J \cdot kg^{-1}$]
- $S_{m,g}$: Rapport moyen des pouvoirs de ralentissement du milieu au gaz pour le spectre d'énergie des électrons traversant la cavité.

L'énergie absorbée par le milieu dans un élément de volume dm correspond à la dose absorbée par cet élément de volume :

$$D_{abs} = dE/dm \quad (I.5)$$

$$D_{abs,m} = J_g.S_{m,g}.W/e \quad (I.6)$$

En assimilant la chambre d'ionisation à une cavité de Bragg-Gray parfaite, on admet que la mesure du courant d'ionisation, collecté sous forme de charges électriques d'un même signe dans le volume d'air de la cavité de la chambre, permet d'exprimer la dose absorbée par le milieu suivant l'expression :

$$D_{abs,m} = J_{air}.S_{m,air}.W/e \quad (I.7)$$

➤ $J_{air} = Q/m$ Ionisation par unité de masse d'air [$C.kg^{-1}$]

I.3.2. Caractéristiques générales des chambres d'ionisation

a. Chambres cylindriques

Robustes, les chambres cylindriques sont faciles à utiliser. Leur volume est compris entre 0.1 et 1 cm^3 ce qui assure une assez bonne sensibilité et permet de mesurer la dose en un point. Ces chambres ne sont pas scellées de façon à ce que l'air contenu dans leur cavité gagne rapidement les conditions de pression et de température du milieu ambiant.

b. Chambres plates – électrons

Ce sont des chambres délicates. La fenêtre d'entrée est fine (inférieure à 1 mm), le matériau entourant la cavité est équivalent eau de sorte que les pouvoirs de ralentissement massiques par collisions et les pouvoirs de diffusions linéiques soient identiques à ceux du milieu.

c. Chambres plates RX basses énergies

Les chambres d'ionisation servant à mesurer des RX de basse énergie possèdent une fenêtre d'entrée constituée d'une fine membrane à travers laquelle le rayonnement pénètre dans le volume sensible.

I.3.3. Avantages et Inconvénients des chambres d'ionisation

Les principaux avantages de la chambre d'ionisation sont :

Possibilité de mesure directe de la dose absorbée,

- Large gamme de doses explorable : 10^{-2} à 10 Gy,
- Réponse en fonction de la dose linéaire,
- Réponse instantanée,
- Utilisation de longue durée.

Et ses inconvénients majeurs sont :

- Faible Sensibilité due au potentiel d'ionisation assez élevé comparé à celui des détecteurs solides.
- Résolution spatiale limitée.
- Influence du milieu ambiant.
- Possibilité de mesure directe de la dose absorbée,
- Large gamme de doses explorable : 10^{-2} à 10 Gy,
- Réponse en fonction de la dose linéaire,
- Réponse instantanée,

I.4. LES Semi-conductors

Les semi-conducteurs sont des matériaux intermédiaires entre les métaux et les isolants. Le réseau cristallin des semi-conducteurs est constitué généralement d'atomes de silicium tétravalent. Ces atomes établissent, entre eux, des liaisons covalentes par l'intermédiaire des électrons célibataires de leurs couches externes.

Les semi-conducteurs purs sont caractérisés par une conduction électronique intrinsèque due à l'agitation thermique et à la faible largeur de leur bande interdite (< 1 eV). Cette conduction peut être profondément modifiée par l'introduction d'impuretés (atomes) convenablement choisies.

I.4.1 Dopage des semi-conducteurs

Le dopage se fait à partir d'un semi-conducteur pur en introduisant, en très faibles proportions, des impuretés. Ces impuretés peuvent être divisées en deux classes:

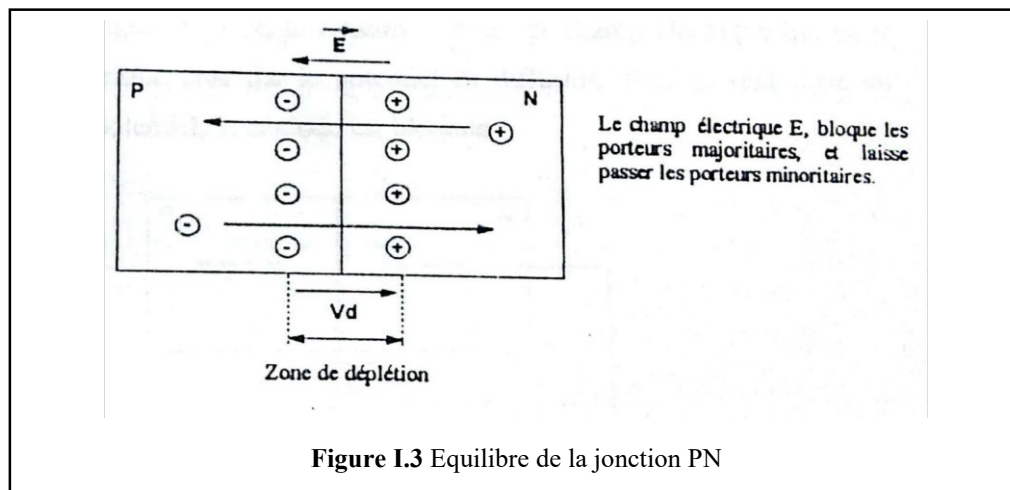
La première concerne les atomes appartenant au groupe III du tableau périodique des éléments chimiques (éléments ayant trois électrons sur leur couche externe) généralement le bore, le dopage avec ce type d'atomes donne naissance à des semi-conducteurs de type P. La seconde concerne les atomes appartenant au groupe IV du tableau périodique des éléments chimiques (éléments comportant cinq électrons sur leur couche externe) souvent le phosphore, le dopage avec ce genre d'atomes donne naissance à des semi-conducteurs de type

I.4.2 Jonction PN

On obtient généralement une jonction PN à partir d'un semi-conducteur de type P qu'on dope par diffusion avec un matériau de type N, comme résultat de cette opération une double diffusion a lieu pendant un instant. Les trous (majoritaires dans la région P) vont avoir tendance à diffuser vers la région N, et les électrons (majoritaires dans la région N) vont avoir tendance à diffuser vers la région P.

Après recombinaison de charges, il s'établit au niveau du plan de jonction une zone dépeuplée de charges libres qu'on appelle zone de déplétion. Dans cette zone règne un champ électrique E qui bloque les porteurs majoritaires, et permet aux porteurs minoritaires (trous dans la région N, et électrons dans la région P) de diffuser à travers la jonction. [4]

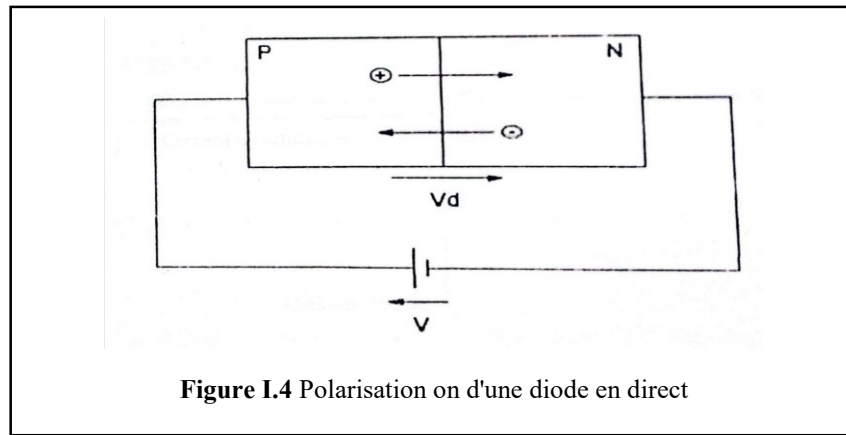
Les diodes à semi-conducteurs sont fabriquées à partir de ces jonctions PN.



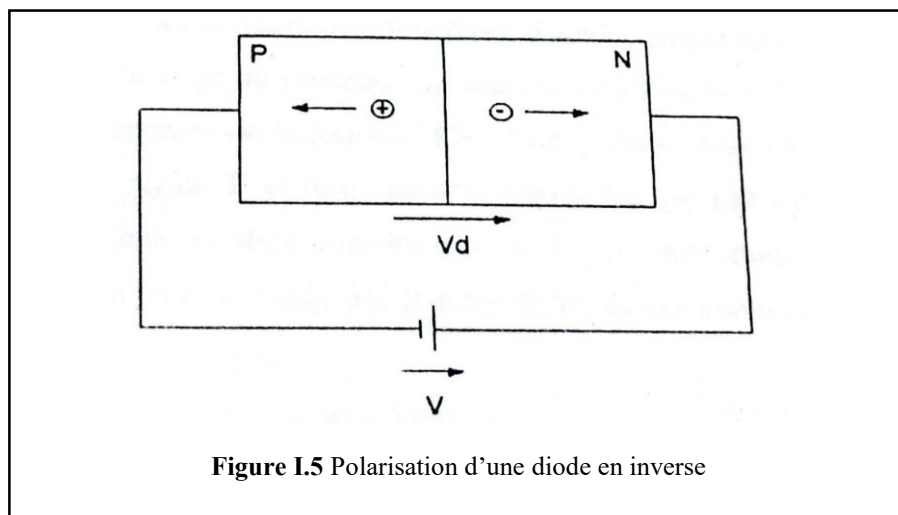
I.4.3 Polarisation d'une diode à semi-conducteurs

On polarise une diode à semi-conducteurs à l'aide d'un générateur de tension continue, en établissant entre ses bornes P et N une différence de potentiel V .

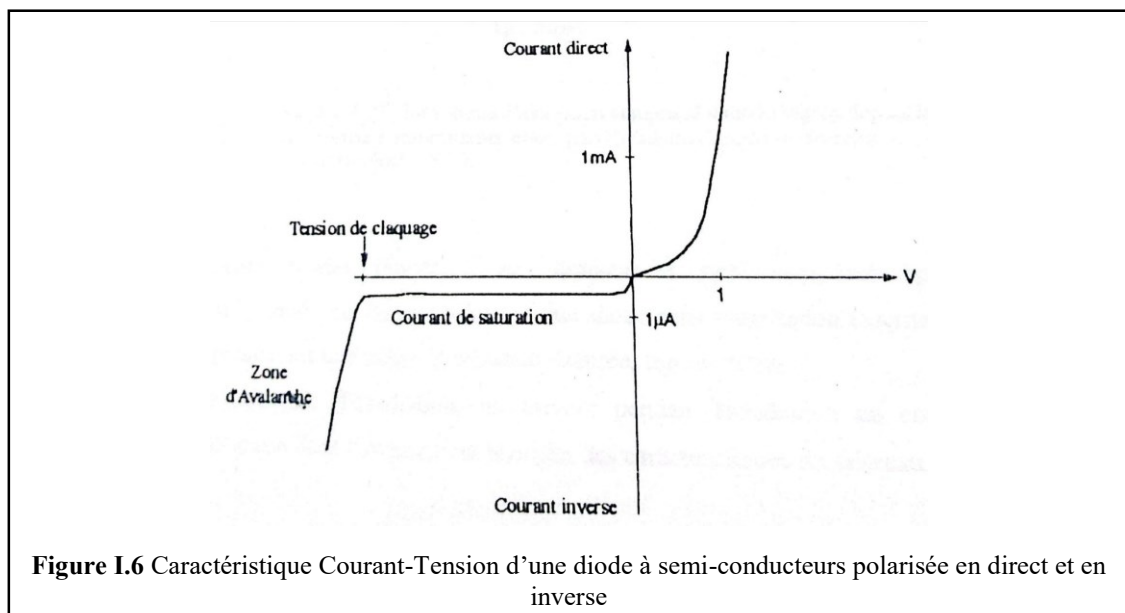
En polarisation directe [5], la différence de potentiel V crée un champ électrique qui s'oppose au potentiel de diffusion V_d . Si le champ électrique dû à l'alimentation externe est plus faible que le potentiel de diffusion la diode reste bloquée ; Quand il devient supérieur, le potentiel résultant au niveau de la jonction change de sens, ce qui permet de faire redémarrer le courant de diffusion des porteurs majoritaires. La diode devient alors passante et un courant électrique la traverse.



En polarisation inverse [5], la tension V crée un champ électrique qui vient s'ajouter à au champ électrique créé par le potentiel de diffusion. Il se produit donc un renforcement de la barrière de potentiel, et la diode est bloquée.



En réalité, il y a toujours un courant qui traverse la diode, ce très faible courant, appelé courant de saturation, résulte de la circulation des porteurs minoritaires [6]. C'est ce courant qu'on exploite dans les applications dosimétriques



I.4.4 Les dosimètres à semi-conducteurs

1. Principe de détection des radiations ionisantes

En présence d'un faisceau de particules, une diode à semi-conducteurs détecte un courant qui dépend du débit et de l'énergie du faisceau. Ce courant résulte de la création de porteurs de charges dans la zone de déplétion de la jonction PN et des porteurs minoritaires dans les deux régions (électrons dans la région P et trous dans la région N) qui parviennent à franchir la jonction [7]. Cette dernière contribution est la plus importante, et l'épaisseur du volume effectif de détection est déterminée par la durée de vie de ces porteurs minoritaires.

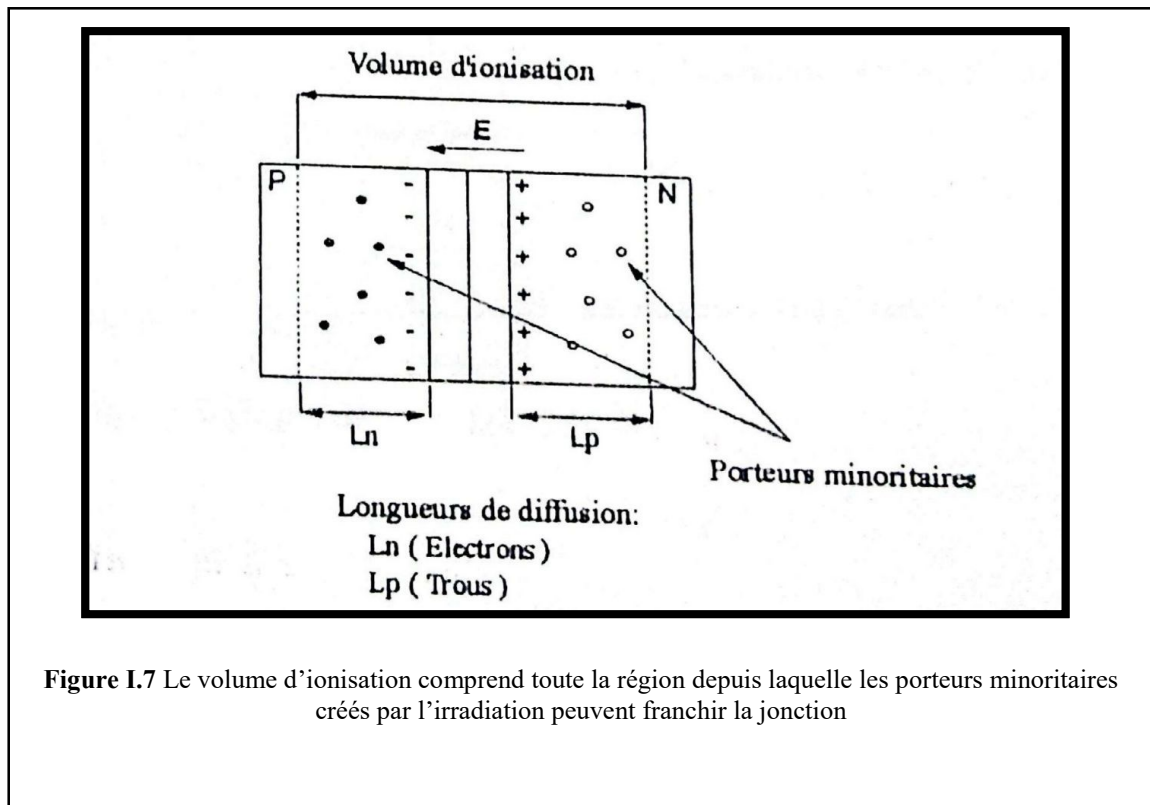


Figure I.7 Le volume d'ionisation comprend toute la région depuis laquelle les porteurs minoritaires créés par l'irradiation peuvent franchir la jonction

En dosimétrie des faisceaux, un détecteur à semi-conducteur opère en mode photovoltaïque (Diode en court-circuit). Cette diode sans polarisation externe est reliée à un électromètre présentant une faible impédance d'entrée. [7]

Nul en l'absence d'irradiation, on mesure pendant l'irradiation un courant électrique traversant la jonction dont l'intensité est fonction des caractéristiques du faisceau.

2. Détecteurs à semi-conducteurs de type N

Dans ce type de détecteurs, la région P est plus fortement dopée que la région N, entraînant une longueur de diffusion pour les électrons, minoritaires dans la région P, beaucoup

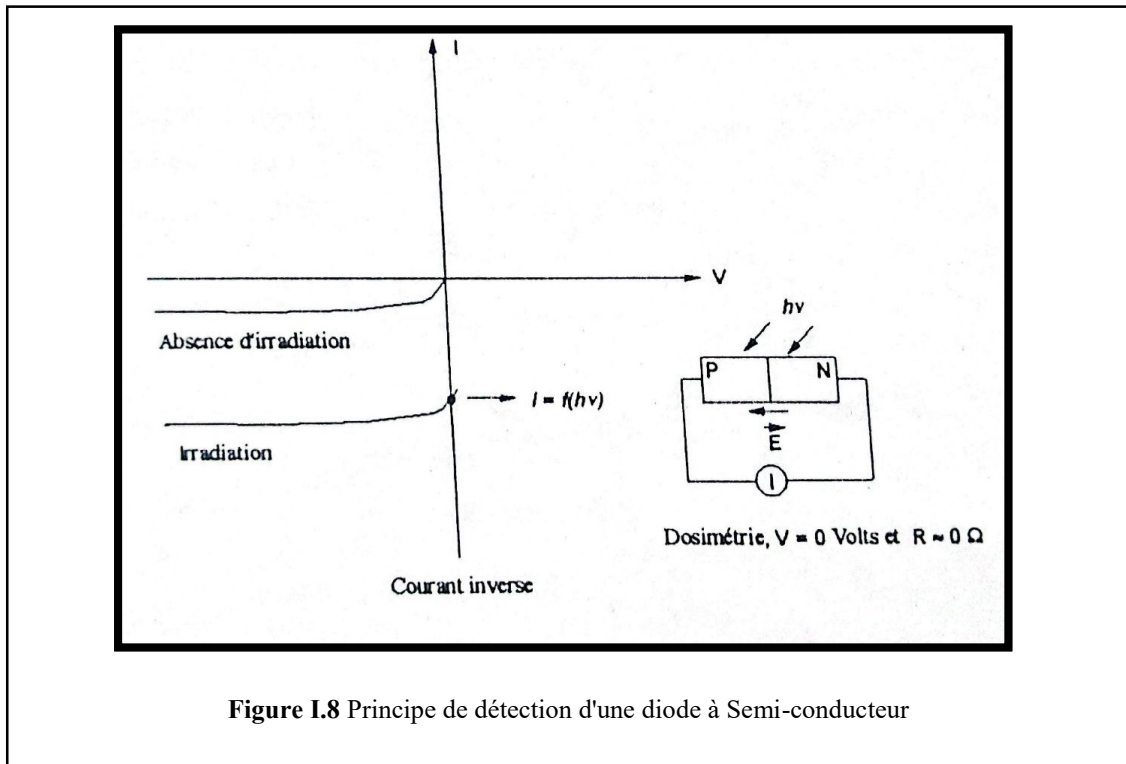


Figure I.8 Principe de détection d'une diode à Semi-conducteur

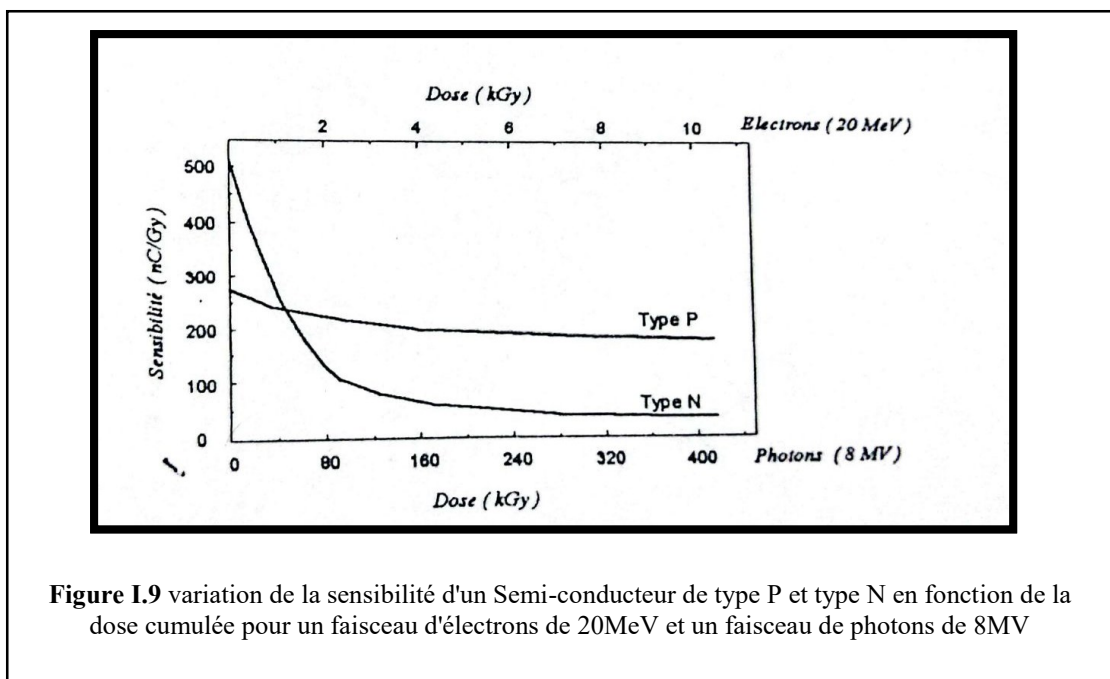


Figure I.9 variation de la sensibilité d'un Semi-conducteur de type P et type N en fonction de la dose cumulée pour un faisceau d'électrons de 20MeV et un faisceau de photons de 8MV

Plus faible que la longueur de diffusion des trous minoritaires qui s'étend dans la région N. En conséquence, le volume d'ionisation, est presque entièrement contenu dans la région N et le signal recueilli sera celui fourni par les trous (porteurs minoritaires) (figure I.9). **[8]**

Chapitre II :
Accélérateur Linéaire Médical et Dosimétrie en
Radiothérapie

II.1. Introduction

Les accélérateurs de particules sont utilisés dans de nombreuses applications, comme l'industrie ou le milieu médical qui en sont les principaux usagers en nombre de machines. Ses accélérateurs de particules sont largement utilisés dans les hôpitaux. Ils permettent de traiter certains types de cancers par radiothérapie, le milieu industriel se sert aussi d'accélérateurs pour réaliser des soudures par faisceau d'électrons sur des pièces métalliques.

L'accélérateur de particules est un appareil permettant d'augmenter l'énergie de particules chargées. Afin d'augmenter l'énergie de ces particules, on les fait traverser des structures dans lesquelles sont établis des champs électriques et magnétiques, statiques ou variables. [9]

II.2. Accélérateur Linéaire Médical (LINAC) – Description générale

II.2.1. Définition d'un accélérateur linéaire

Les accélérateurs linéaires utilisés en radiothérapie pour le traitement des cancers 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 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.)[10].



Figure II.1 Accélérateur linéaire service radiothérapie CAC de SETIF

II.2.2. Description générale d'un accélérateur linéaire :

Le linac est constitué de deux parties principales : une section accélératrice pour l'accélération des électrons qui viennent de frapper une cible pour produire les photons et une tête pour la production, la collimation et la filtration du faisceau de photons pour l'usage clinique.

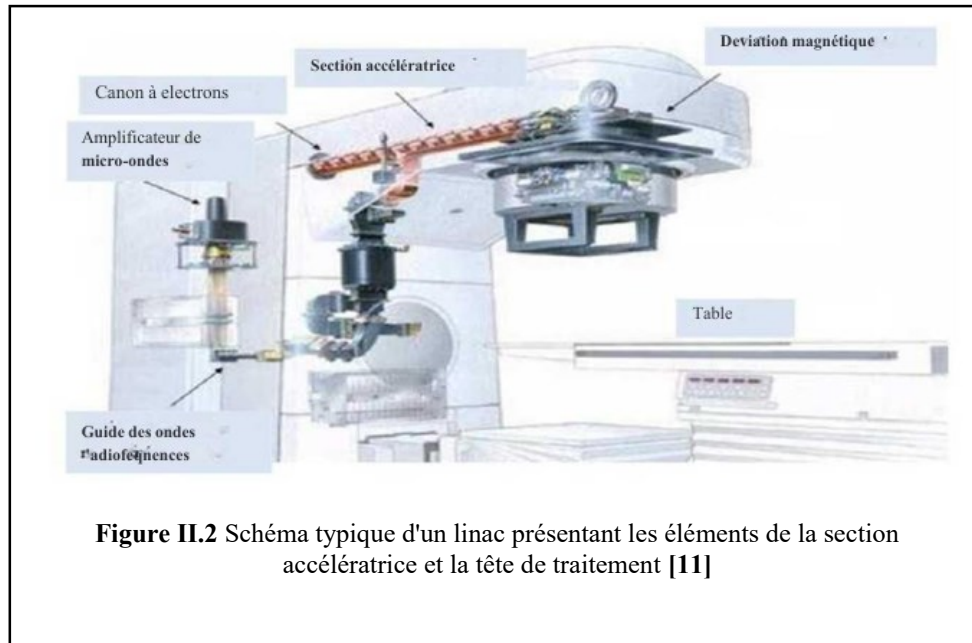


Figure II.2 Schéma typique d'un linac présentant les éléments de la section accélératrice et la tête de traitement [11]

II.2.3. Les composants d'accélérateur linéaire:

II.2.3.1. Le modulateur

Fournissant l'énergie électrique. Il génère des impulsions haute tension à intervalles réguliers (fréquence de 50 à 200 Hz). On a ainsi des pulses d'énergie de quelques microsecondes qui sont envoyés vers la source hyperfréquence, et vers un canon à électrons pour les injecter dans la section accélératrice.

II.2.3.2. Le canon à électrons

Sorte de tube à rayons X dont l'anode serait creuse. Ainsi les électrons accélérés sous une tension de quelques dizaines de kilovolts sont focalisés par une électrode (Wehnelt) et passent à travers l'anode pour pénétrer dans la section accélératrice.

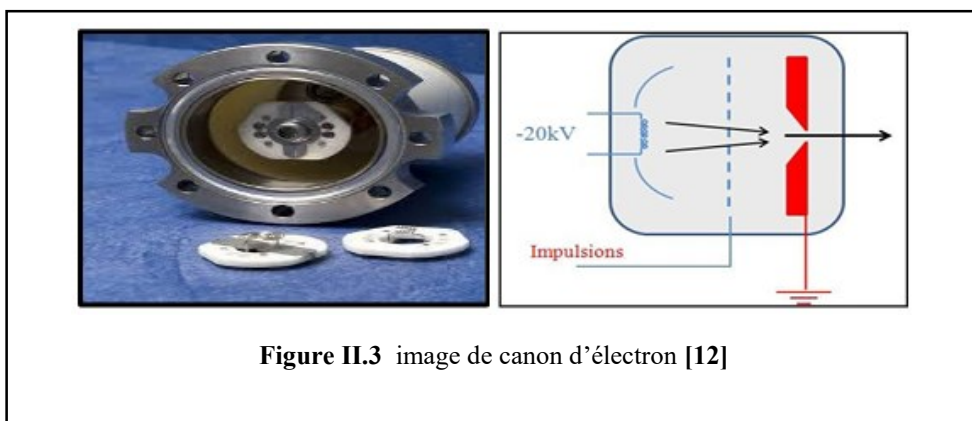
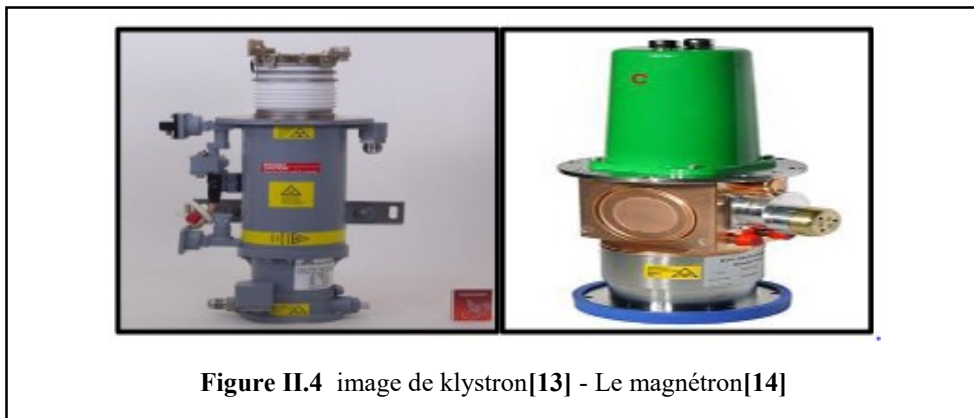


Figure II.3 image de canon d'électron [12]

3.3. Le générateur d'onde électromagnétique klystron ou magnétron :

Ce sont deux technologies différentes de production d'onde mais le principe reste le même à savoir une conversion d'une impulsion haute tension en une impulsion haute fréquence (3 GHz). Le klystron est un tube amplificateur qui convient aux accélérateurs d'énergie supérieure à 15 MV et nécessite un pilote. Le magnétron est tube électronique sous vide qui va permettre de créer et d'amplifier (2MW environ) une onde sinusoïdale : c'est un oscillateur, amplificateur

Il a juste besoin d'une tension importante, fournie par un modulateur, pour fonctionner.



II.2.3.4. Le contrôle automatique de fréquence (CAF) :

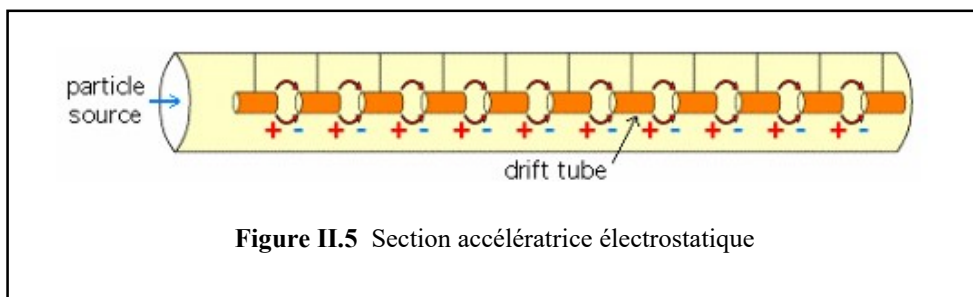
Permet de maintenir la fréquence de résonance de la structure

II.2.3.5. Le système de guide d'onde :

Transporte l'onde hyperfréquence depuis la source vers la section accélératrice.

II.2.3.6. La section accélératrice :

Dans laquelle règne un vide poussé, est constituée d'un assemblage de cylindres creux à parois de cuivre, appelés cavités résonantes. Elle peut être comparée à un circuit RLC, ayant donc sa propre fréquence de résonance. Une cavité est généralement constituée de deux cellules, ses parois forment l'iris. Les différentes caractéristiques géométriques des cavités seront déterminantes à la fois pour les conditions de propagation de l'onde hyperfréquence et pour l'efficacité de l'accélération.[11]



II.2.3.7. L'élément porte cible :

Dont la cible sera nécessaire pour l'obtention d'un faisceau de photons X. Elle est généralement en tungstène et d'épaisseurs différentes en fonction de l'énergie pour limiter les pertes. Pour le traitement en électrons l'élément porte cible contient des «Pré diffuseurs» permettant la première étape de la mise en forme du faisceau d'électrons sur le patient ainsi qu'un dispositif lumineux de simulation de faisceau [15].

II.2.3.8. Tête de traitement du linac :

La tête du linac ou la tête de traitement est l'élément le plus important du linac, elle est blindée pour éviter et diminuer le rayonnement de fuite, elle contient la cible pour la production des photons, les filtres d'aplatissement, les chambres d'ionisation, les collimateurs primaires (fixes), les mâchoires (ou le collimateur multilames) et le système de localisation lumineux du faisceau (Figure II.6).

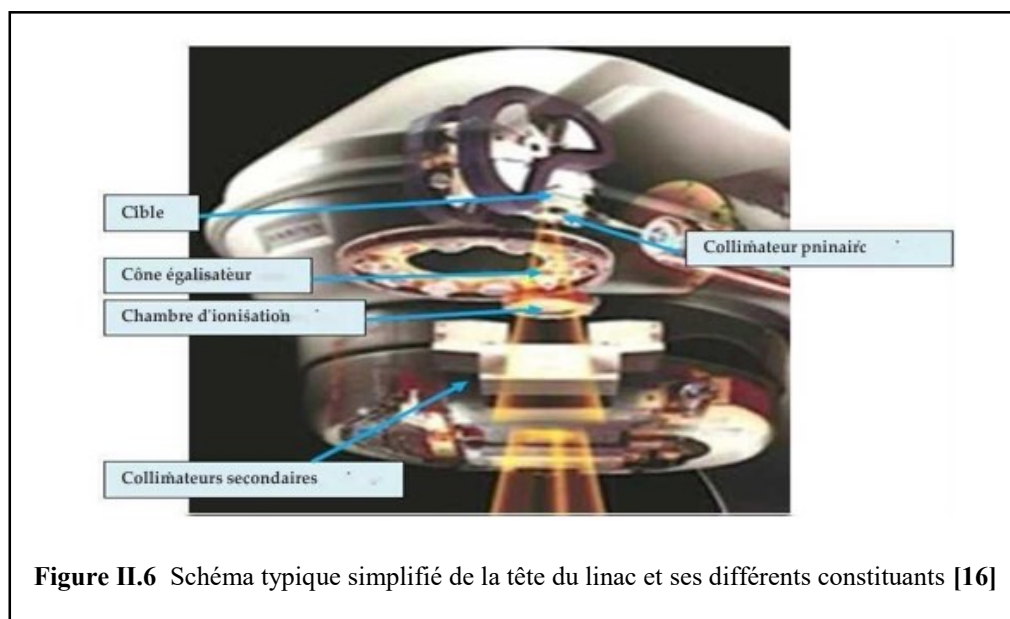


Figure II.6 Schéma typique simplifié de la tête du linac et ses différents constituants [16]

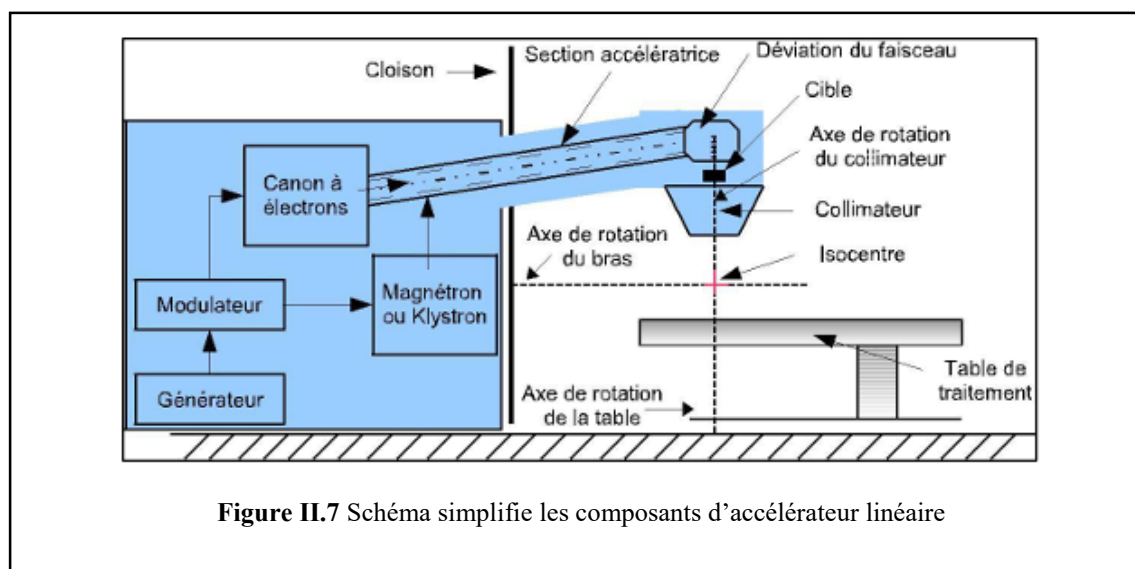


Figure II.7 Schéma simplifié des composants d'accélérateur linéaire

II.2.4. Principe de fonctionnement d'un accélérateur linéaire

Le bloc d'alimentation fournit la tension au modulateur qui réalise la formation de l'onde électromagnétique. Le magnétron ou klystron a pour but d'amplifier l'onde électromagnétique qui est ensuite envoyée dans le guide d'onde. Le modulateur permet également la synchronisation entre l'onde électromagnétique et les électrons qui sont produits par le canon à électrons. Les électrons doivent être en phase avec l'onde électromagnétique pour être portés tout au long du tube d'accélération. Celui-ci est constitué de plusieurs cavités accélératrices qui permettent aux électrons et à l'onde électromagnétique d'être en phase. C'est dans ce tube que les électrons vont acquérir leur vitesse, déterminant ainsi l'énergie du faisceau de.

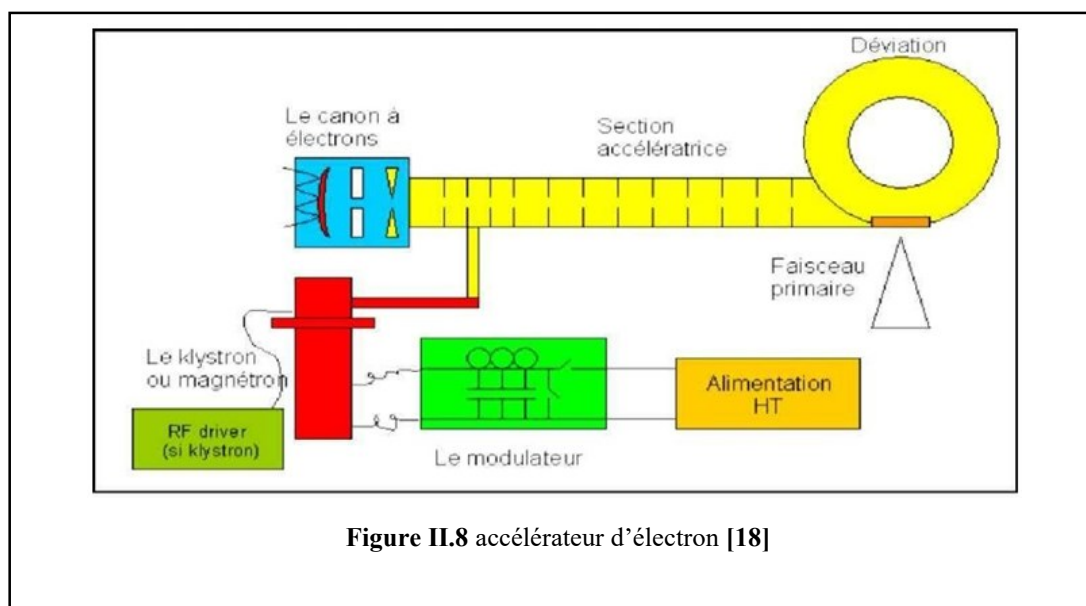
Les électrons accélérés sont soit utilisés directement pour le traitement, soit utilisés pour créer des faisceaux des photons de haute énergie.

Pour créer les photons de haute énergie, le faisceau d'électron entre en collision avec une cible en Tungstène qui se trouve dans la tête de l'accélérateur de particules. L'interaction des électrons avec la cible va produire deux types de rayonnements, le Bremsstrahlung (rayonnement de freinage) et le rayonnement X caractéristique (réarrangement électronique). Le Bremsstrahlung est le résultat d'une collision entre un électron de haute énergie et un noyau d'atome. L'électron est dévié en raison de l'attraction du noyau, il perd de l'énergie qui est émise sous forme de photons. La probabilité que le Bremsstrahlung se produise est proportionnelle au carré du numéro atomique de l'atome (d'où l'intérêt d'une cible de type Tungstène $Z = 74$).

Les rayonnements X caractéristiques sont créés par l'éjection d'un électron de couche orbitale interne (K, L ou M). Pour combler ce manque, un électron de couche orbitale supérieure va descendre sur une couche inférieure (réarrangement électronique), l'énergie restante de cette descente va produire un rayonnement électromagnétique (photon). Le rayonnement de freinage possède un spectre continu, alors que le réarrangement électronique possède un spectre de raie. En radiothérapie externe on utilise le spectre continu [17].

- **Le collimateur primaire** : Délimitant un faisceau de section conique et fixant la dimension maximale du faisceau d'irradiation.
- **La fenêtre de sortie** : Assurant l'interface entre la cible et le collimateur primaire situés dans le vide et le reste des éléments de la tête d'irradiation situés dans l'air.
- **Le cône égalisateur permettant** : D'uniformiser la dose au niveau du champ d'irradiation.

- **Les chambres « moniteur »** : Assurant le « monitoring » du faisceau d'irradiation : elles permettent de mesurer en continu le débit de dose en sortie de l'appareil de traitement ainsi que l'homogénéité et la symétrie du faisceau. Concernant le débit de dose, la chambre d'ionisation est doublée pour disposer par sécurité de deux lectures indépendantes de la dose délivrée au patient.
- **Le miroir** : Dont le rôle est de refléter la lumière produite par une ampoule pour réaliser une simulation lumineuse du champ d'irradiation dans une direction perpendiculaire à la direction du faisceau.
- **Un système de collimation** : Composé de deux paires de mâchoires mobiles et d'un collimateur multilames pour conformer le faisceau d'irradiation à la forme du volume tumoral à traiter et protéger les tissus sains,
- **Le réticule** : Complétant la simulation lumineuse en matérialisant l'axe du faisceau,



- compenser les obliquités de surface pour faire en sorte que le volume cible soit irradié de façon homogène, comme par exemple dans le traitement du cancer du sein.

II. 3. Les grandeurs dosimétriques en Radiothérapie

II.3.1. La Dosimétrie

La dosimétrie est la science qui étudie la mesure des doses de rayonnements ionisants absorbées par la matière, en particulier les tissus biologiques.

Elle joue un rôle essentiel en radioprotection, en radiothérapie et en médecine nucléaire, car elle permet de garantir que les doses administrées sont suffisantes pour être efficaces tout en étant aussi faibles que possible pour limiter les effets secondaires.

La dosimétrie repose sur l'utilisation de différents types de détecteurs (dosimètres), et peut être réalisée de manière personnelle, clinique, ou expérimentale, selon le contexte d'application.

II.3.2. Les paramètres énergétiques :

a. Flux énergétique (Φ):

C'est l'énergie totale transportée par le faisceau par unité de temps. Ce qui nous intéresse plus particulièrement est le flux qui va entrer en interaction avec la matière dont la taille est finie, donc le flux transporté dans l'angle solide qui voit la matière à partir de la source

$$\Phi = \frac{dE}{dt} \quad (\text{II.1})$$

- dE : quantité d'énergie transférée (en joules J)
- dt : intervalle de temps (en secondes s)

b. Intensité énergétique (I) : dans une direction donnée

$$I = \frac{d\Phi}{d\Omega} \quad (\text{II.2})$$

Unité : Watt/stéradian

$d\Omega$ est pris suffisamment petit pour que $d\Phi$ soit homogène dans cet angle solide.

c. L'énergie totale (W) : L'énergie totale transportée par le faisceau pendant un temps T est

$$W = \int_0^T \Phi(t) \cdot dt \quad (\text{II.3})$$

Unité : Joules

d. Fluence énergétique (Ψ) :

Cette quantité de densité de puissance peut être cumulée dans le temps pour aboutir à l'énergie totale qui a traversé dS pendant le temps d'irradiation, on parle de fluence énergétique.

$$\Psi = \frac{dW}{dS} \quad (\text{II.4})$$

➤ Unité : Joules/m²

II.3.3. La distribution spatiale

On caractérise la distribution spatiale d'un rayonnement par l'indicatrice d'intensité énergétique ; si l'intensité énergétique **I** ne dépend pas de la direction d'observation, l'indicatrice d'intensité énergétique est une sphère et le faisceau est dit isotrope.

$$I = \Phi / 4\pi \quad (\text{II.5})$$

C'est le cas d'une source radioactive de faibles dimensions [19]

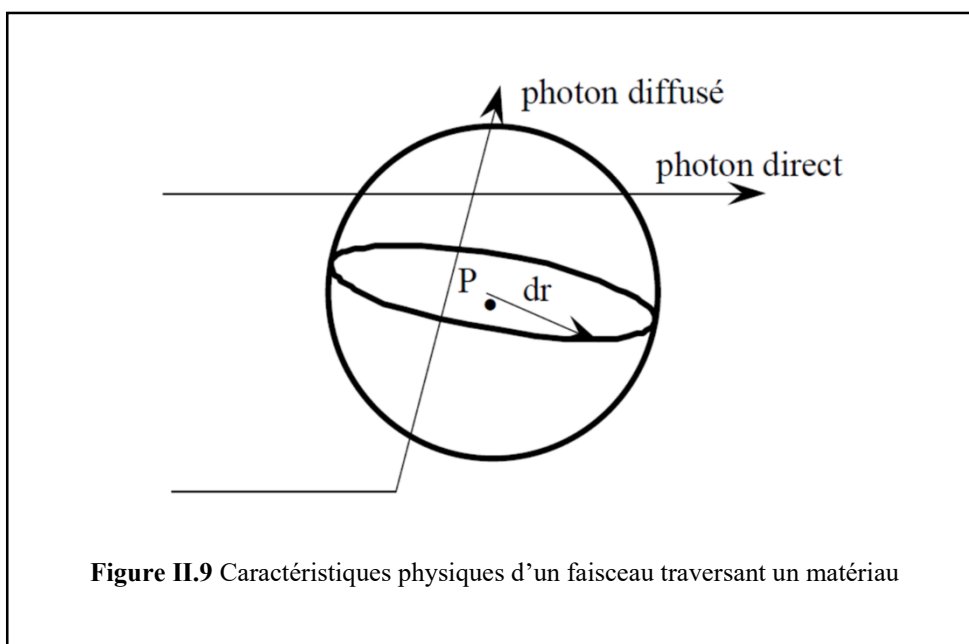
II.3.4. Lois fondamentales de l'atténuation des faisceaux de photons

Considérons un faisceau mince issu d'une source ponctuelle **S** et se propageant dans le vide. Quand on s'éloigne de la source, la surface traversée par ce flux augmente. La fluence énergétique **Ψ** est proportionnels à $1/d^2$.

Par contre, l'intensité énergétique **I** ne varie pas quand on s'éloigne de la source [19]

II.3.5. Caractéristiques physiques d'un faisceau traversant un matériau

Au voisinage d'un point **P** du matériau, on observe non seulement des photons provenant du faisceau initial, mais également des photons diffusés dont la direction de propagation et la distribution spectrale ne sont pas uniformes (**figure II.9**) [19].



Dans l'élément de sphère de rayon dr , la surface de section qui est perpendiculaire au rayonnement diffusé est toujours $\pi \cdot (dr)^2$ quelle que soit la direction du rayonnement diffusé.

Il convient donc d'adapter les définitions qui font intervenir une surface fixée dS , donc on aura :
[20]

- la fluence énergétique

$$F = \frac{dW}{\pi \cdot (dr)^2} \quad (\text{II.6})$$

II.4. Paramètres de traitement

II.4.1. La taille du champ du faisceau de rayonnement

Les Faisceaux utilisés pour la radiothérapie ont des formes différentes que représentent habituellement un compromis entre la forme de la cible réelle et le besoin de simplicité et d'efficacité dans le faisceau de façonnage. Généralement les formes utilisées : carrée, rectangulaire, circulaire et irrégulières.

Les champs circulaires avec collimateurs spéciaux attachés à la machine de traitement, et les champs irréguliers qui ceux faits avec des blocs de blindage ou avec des collimateurs mutilâmes attaché à une machine de traitement.

Un champ arbitraire rectangulaire avec des côtés a et b sera à peu près équivalente à un champ carré avec des côtés a_{eq} lorsque les deux champs ont la même aire / périmètre (règle de la journée), c'est-à-dire,

$$a_{eq} = \frac{2ab}{a+b} \quad (\text{II.7})$$

Un champ arbitraire carré avec des côtés a_{eq} sera équivalent à un champ circulaire avec un rayon r_{eq} lorsque les deux champs ont la même zone, à savoir

$$r_{eq} = \frac{a_{eq}}{\sqrt{\pi}} \quad (\text{II.8})$$

II.4.2. Facteur de collimateur

Lorsque l'ouverture du collimateur augmente, le Build-up (profondeur où la dose est maximale) se rapproche de la surface. Ceci est dû à l'augmentation du flux des électrons secondaires et des photons diffusés par le collimateur lorsque sa surface interne croît.

L'augmentation de la section du faisceau entraîne celle du volume diffusant ; il en résulte un accroissement du flux des électrons secondaires et donc de la dose sur l'axe. Ainsi, on détermine un facteur correctif (Facteur d'Ouverture de Collimation "F.O.C") pour tenir compte de l'influence de l'ouverture du champ.

Le facteur de collimation (F.O.C) est défini dans l'ICRU24 comme le rapport du débit d'exposition ou débit de dose d'un champ donné à celui d'un champ de référence. Il s'obtient en mesurant les doses reçues (D) par une chambre d'ionisation placée à une distance de référence d_0 , à la profondeur de référence Z_0 , pour un champ de dimension C , à la dose (D_0) mesurée à la même distance et à la même profondeur pour le champ de référence, C_0 : [2,29]

$$FOC = \frac{D}{D_0} \quad (\text{II.9})$$

Les détecteurs habituellement recommandés pour ce type de mesures en radiothérapie conventionnelle sont une chambre d'ionisation de type Farmer (cylindrique de 0,6 cm³).

II.4.3. Le facteur de diffusions au pic (PSF) :

C'est le facteur PSF défini à la profondeur de maximum de dose (figure II.10). Il représente le rapport entre la dose absorbée totale et la dose des photons primaires à la profondeur de maximum de dose.

D'après cette définition, le PSF tend vers 1 si la taille du champ tend vers 0. [30,13]

$$PSF(A) = \frac{D(A, Z_{max})}{D_{capuchon}(A, Z_{max})} \quad (\text{II.10})$$

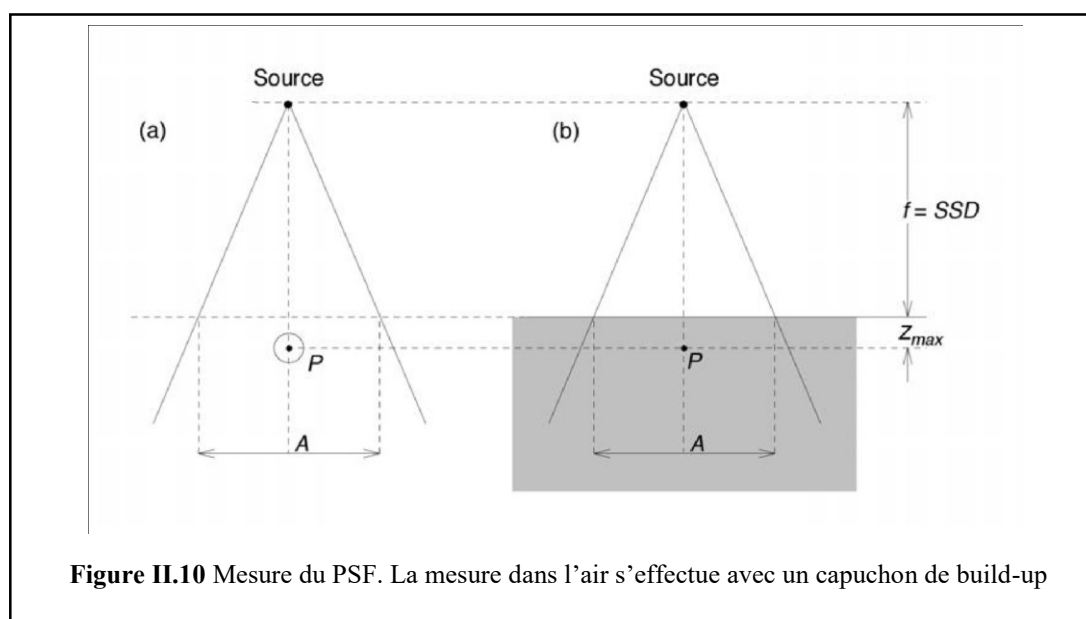


Figure II.10 Mesure du PSF. La mesure dans l'air s'effectue avec un capuchon de build-up

II.4.4. Le débit de la machine relative (output) :

Le facteur d'output d'un appareil de traitement est défini dans l'ICRU24 (ICRU, 1976) comme le rapport du débit d'exposition ou du débit de dose d'un champ donné à celui d'un champ de référence ($C_{réf}, Z_{réf}$). Il est noté RDF (facteur de dose relative) S_{cp} (figure II.11).

$$S_{cp}(A) = \frac{D(A, Z_{réf})}{D(A_{réf}, Z_{réf})} \quad (\text{II.11})$$

La séparation d'output total ('output dans l'eau') en facteur de diffusion dans la tête d'irradiation S_c , et le facteur de diffusion dans le fantôme S_p , a été proposée par Holt (1970).

Dans ce cas, le facteur d'output S_{cp} , est égale à :

$$S_{cp} = S_c * S_p \quad (\text{II.12})$$

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

$$S_c(A) = \frac{d_{mini-fantome}(A, Z_{réf})}{D(A_{mini-fantome}, Z_{réf})} \quad (\text{II.13})$$

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

$$S_p = \frac{S_{cp}}{S_c} \quad (\text{II.14})$$

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

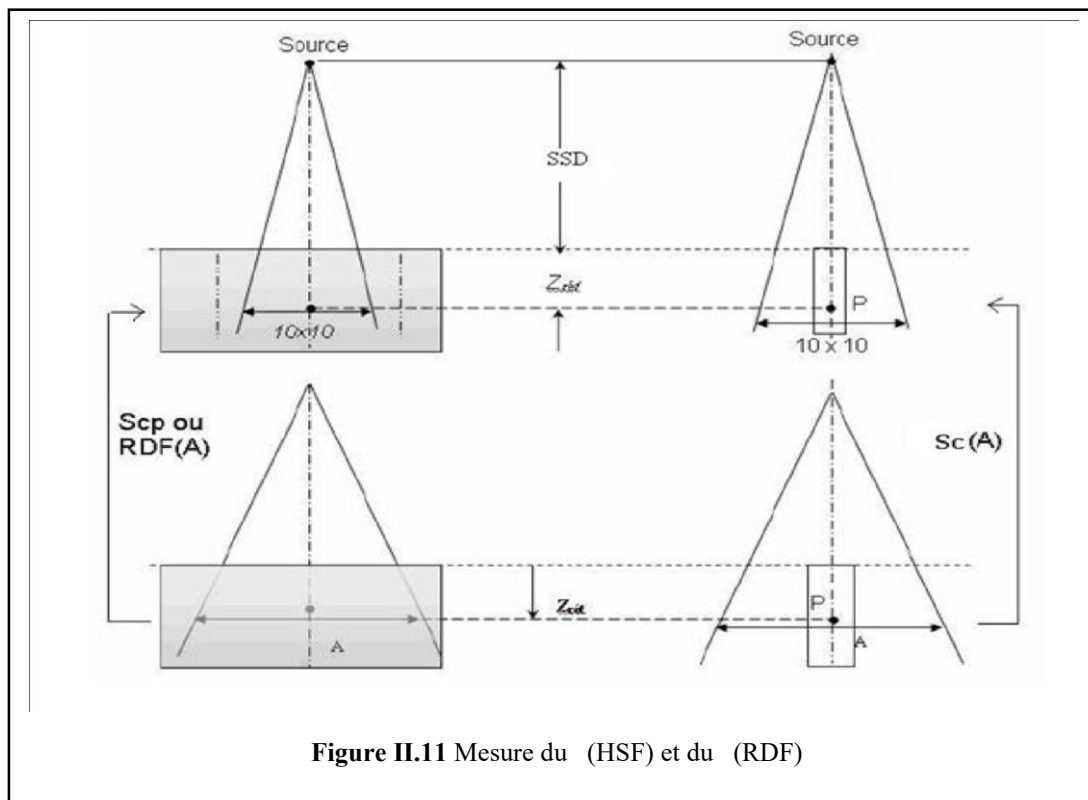


Figure II.11 Mesure du (HSF) et du (RDF)

II.5 Courbes de distribution de doses

II.5.1 Le rendement en profondeur :

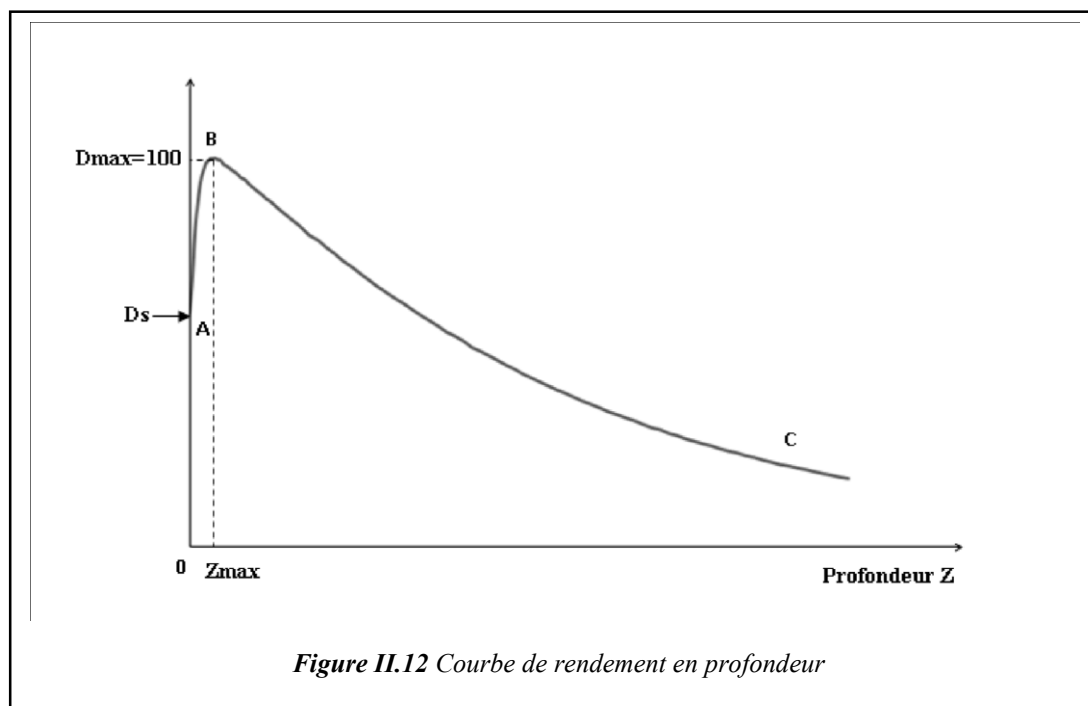
La courbe donnant la variation de la dose absorbée en fonction de la profondeur dans l'eau sur l'axe du faisceau d'irradiation à une distance source-surface du fantôme fixe, est appelée courbe de rendement en profondeur : PDD(z) (figure II.12).

Le rendement en profondeur (PDD) correspond à la variation de la dose absorbée le long de l'axe du faisceau en fonction de la profondeur du point de mesure, pour différentes tailles de champ.

La distance source-surface du fantôme est constante et la distance source détecteur varie avec la profondeur du point de mesure ; ces courbes sont normalisées au point du maximum de dose.

Certaines grandeurs dosimétriques peuvent être définies à partir de la courbe de rendement en profondeur : la dose à la surface, la dose de sortie et la profondeur de maximum de dose [20]

(profondeur de l'équilibre électronique): Z_{max}



La région d'accroissement de dose, AB, correspondant d'une part, à la mise en mouvement des électrons secondaires dans le milieu par les photons primaires et, d'autre part, à l'effet des rayonnements diffusés provenant de la tête d'irradiation et des éventuels accessoires placés sur le trajet du faisceau. Elle est caractérisée par la dose à la surface D_s .

La région du maximum, B, correspondant à un équilibre électronique, est d'autant plus plate que l'énergie est plus élevée et est caractérisée par la profondeur du maximum Z_{max} .

La région de la décroissance de dose en profondeur, BC, est pratiquement exponentielle. Le rendement en profondeur dépend de la distance séparant la source de photons à la surface du milieu équivalent-tissu.

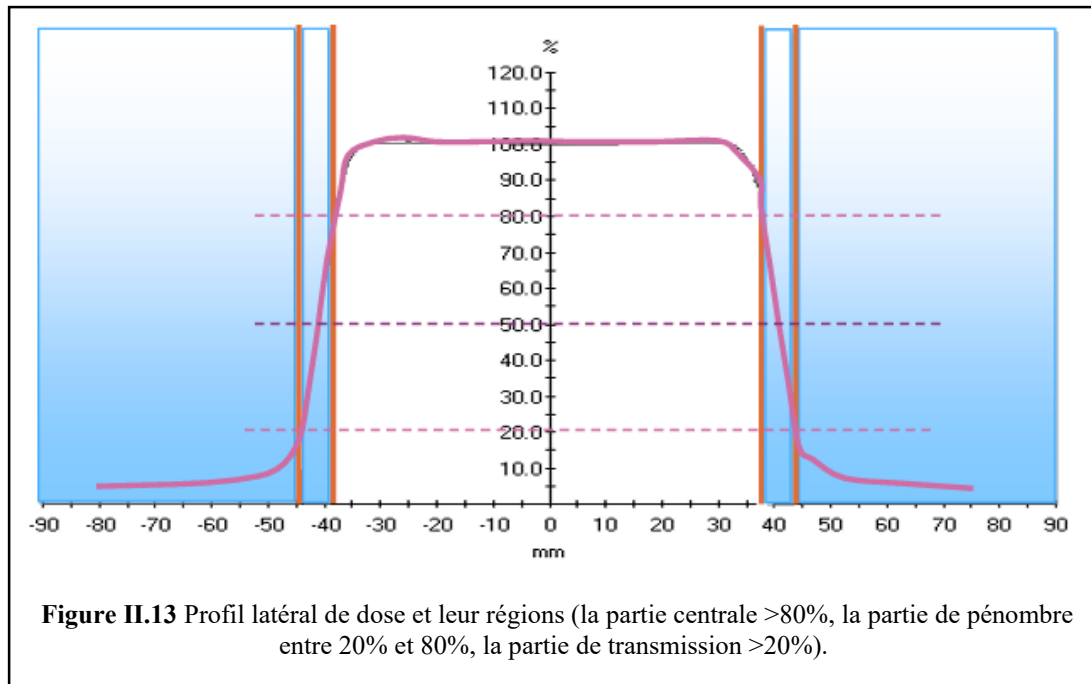
II.5.2 Profil de dose :

Les courbes décrivant la variation de la dose absorbée en fonction de la distance dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau et à différentes profondeurs et pour différentes tailles de champ est appelée profil latéral de dose. [11]

II.5.3 La pénombre géométrique :

Physiquement, la pénombre est la région en bordure de champ où la dose change rapidement en fonction de la distance de l'axe centrale. Géométriquement, la pénombre est la différence entre le faisceau tracé à partir du centre de la source et le faisceau tracé à partir des extrémités de la source. La pénombre géométrique est mesurable sur la courbe de profil de dose. La pénombre

physique inclut de plus les diffusions dans les collimateurs et leur contribution aux extrémités du champ d'irradiation (Figure II.13). [21]



II.5.4 La pénombre physique :

La zone de la pénombre physique correspond à la zone où les valeurs de la dose changent rapidement (le gradient de la dose est plus grand). La dose décroît quand on s'écarte de l'axe central du faisceau. Cette variation est due notamment à l'augmentation de la distance à l'axe et à la rupture de l'équilibre électronique latéral. Elle est constituée de trois composantes :

- La pénombre de transmission, est due aux rayonnements transmis à travers les bords du collimateur.
- La pénombre géométrique, est due à la divergence du faisceau de photons.
- La pénombre de diffusion, est due aux photons diffusés qui sortent de la limite géométrique du faisceau d'irradiation. Elle augmente avec la taille de champ, la profondeur ainsi que la perte d'énergie de photons. [22][11]

II.5.5 La planéité de faisceau :

La spécification de la planéité est la variation maximale de la dose intégrée entre les points minimum et maximum avec la largeur centrale à 80% du champ central (dans le plan) et transversal (plan croisé) sur un axe SSD de 100 cm. [23]

$$flatness = \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \times 100 \% \quad (\text{II.15})$$

II.5.6 La symétrie:

La spécification de la symétrie est la variation maximale de la dose intégrée entre deux points quelconques correspondants à la ligne médiane du faisceau dans la largeur de champ centrale de 80% du diamètre central (dans le plan) et transversal (dans le plan transversal) à SSD 100 cm.

[23]

$$\text{Symmetry} = \frac{|D(x)| - |D(-x)|}{|D(x)| + |D(-x)|} \times 100 \% \quad (\text{II.16})$$

II.6 Dosimètre à semi-conducteur

II.6.1 Définition :

Les diodes sont des détecteurs à semi-conducteur largement utilisés en dosimétrie clinique, en particulier pour la dosimétrie in vivo et les contrôles de qualité en radiothérapie. Une diode fonctionne en créant une jonction PN dans un matériau semi-conducteur (souvent du silicium), où l'exposition aux rayonnements ionisants induit la formation de paires électron-trou. Ces charges mobiles, sous l'effet d'un champ électrique interne, génèrent un courant électrique mesurable, proportionnel à la dose absorbée.

Les diodes offrent plusieurs avantages en dosimétrie : temps de réponse très court, grande sensibilité, bonne résolution spatiale et compacité. Elles permettent des mesures directes et en temps réel de la dose délivrée, ce qui les rend idéales pour la surveillance de la dose pendant le traitement, notamment pour les zones critiques proches de la peau ou des organes à risque.

Toutefois, leur réponse peut dépendre de l'énergie, de l'angle d'incidence du faisceau, et de la température. Une calibration spécifique pour chaque faisceau est donc indispensable pour garantir la précision des mesures [24].

II.6.2 Principe de fonctionnement :

Le fonctionnement d'un dosimètre à semi-conducteur repose sur la création de paires électron-trou dans le matériau semi-conducteur (souvent du silicium) lorsqu'il est exposé à un rayonnement ionisant.

Lorsque le rayonnement traverse la jonction P-N de la diode, il libère de l'énergie qui arrache des électrons à leurs atomes, générant ainsi des porteurs de charge (électrons et trous).

En présence d'un champ électrique (déjà présent dans la zone de déplétion de la jonction), ces charges sont collectées, produisant un courant proportionnel à la dose absorbée.

L'intensité de ce courant ou de la tension mesurée est ensuite interprétée par un électromètre pour déterminer la dose de rayonnement reçue. Ce mécanisme permet une lecture instantanée et précise, essentielle en radiothérapie. [25]

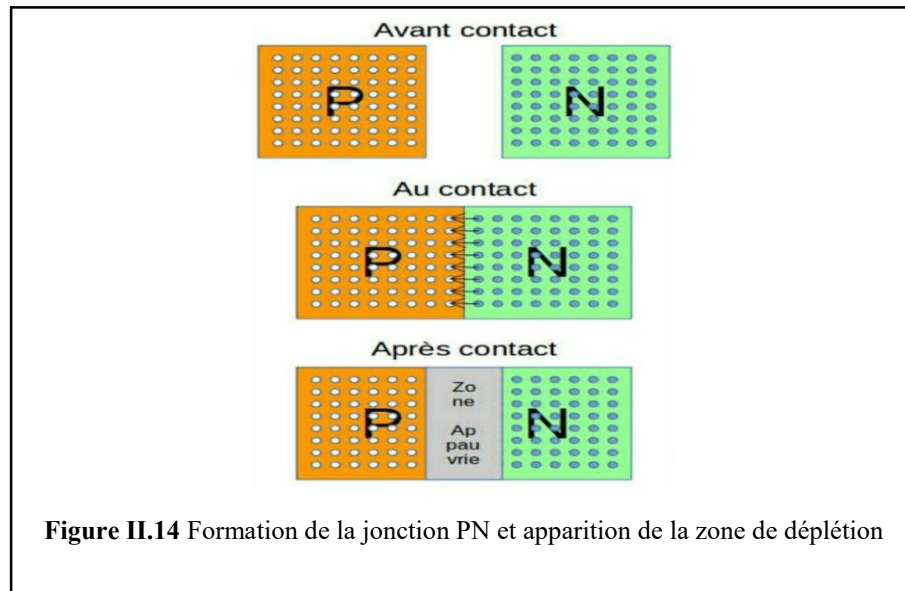


Figure II.14 Formation de la jonction PN et apparition de la zone de déplétion

II.6.3 Types de Dosimètre à Semi-conducteur :

Les dosimètres à semi-conducteur se déclinent en plusieurs types, selon la technologie utilisée et leur application clinique. Voici les principaux types :

a. Diodes en silicium (Si)

Ce sont les plus couramment utilisés. Elles offrent une grande sensibilité, une bonne résolution spatiale et une réponse rapide. Elles sont largement utilisées pour la dosimétrie relative, la dosimétrie in vivo, et la caractérisation des champs de radiations.

b. Dosimètres à diamant synthétique

Le diamant, étant un matériau semi-conducteur très stable et proche de la composition du tissu humain, offre une excellente précision dosimétrique. Ces détecteurs sont très résistants au rayonnement, à faible dépendance énergétique, et adaptés aux champs de petite taille.

c. Dosimètres MOSFET (Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor)

Ces détecteurs enregistrent les variations de tension dues à l'irradiation. Ils sont compacts, portables, et utilisés en dosimétrie in vivo. Toutefois, ils ont une durée de vie limitée et une réponse dépendante de l'énergie.

d. Dosimètres RADFET (Radiation-sensitive Field-Effect Transistor)

Similaires aux MOSFET, mais conçus spécialement pour les environnements de forte dose. Ils sont utilisés dans des contextes où une mesure cumulative est nécessaire (comme en environnement spatial ou militaire). [25]

II.7 Comparaison : Diode E vs Chambre d'ionisation

Tableau II.1 tableau comparatif :

Critère	Diode E	Chambre d'ionisation
<input type="checkbox"/> Principe	Détecteur semi-conducteur (courant induit)	Ionisation du gaz → courant mesuré
<input type="checkbox"/> Temps de réponse	Très rapide (< 1 ms)	Lent (ms à s)
<input type="checkbox"/> Précision (référence)	Bonne (nécessite calibration)	Très bonne (standard de référence)
<input type="checkbox"/> Taille	Très petite	Moyenne à grande
<input type="checkbox"/> Réutilisable	Oui	Oui
<input type="checkbox"/> Utilisation principale	Dosimétrie in vivo, QA dynamique, traitement IMRT	Études dosimétriques, calibrations, QA de base
<input type="checkbox"/> Sensibilité à la température	Oui (doit être corrigée)	Faible à modérée
<input type="checkbox"/> Dépendance à l'énergie	Modérée à forte	Faible à modérée
<input type="checkbox"/> Lecture en temps réel	<input type="checkbox"/> Oui	<input type="checkbox"/> Non
<input type="checkbox"/> Coût	Moyen à élevé	Élevé

II.8 Conclusion

La diode E est un outil de choix en dosimétrie relative, notamment pour le commissionne, grâce à sa réactivité, sa résolution spatiale, et sa capacité à bien représenter les profils de dose, en particulier dans les petits champs et les zones à forte variation de dose.

Chapitre III :
Partie pratique

III.1 Introduction

Dans le cadre de ce travail, nous avons utilisé un accélérateur linéaire afin de réaliser une étude expérimentale visant à évaluer les caractéristiques dosimétriques du dosimètre à semi-conducteur de type Diode E. Cette évaluation s'est appuyée sur l'analyse des profils de dose latéraux (Profiles) ainsi que des courbes de profondeur (PDD). Elle s'inscrit dans une perspective d'amélioration de la précision du contrôle dosimétrique en radiothérapie, soulignant ainsi l'importance de ce type de dosimètre dans les applications cliniques.

Dans ce travail nous avons utilisé comme matériels :

III.2 Matériels utilisés

III.2.1 L'accélérateur linéaire :

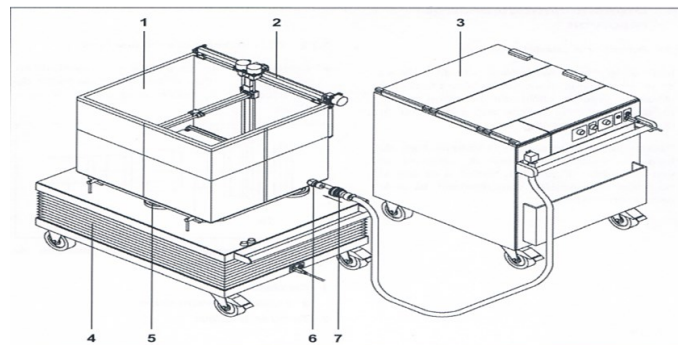
- Nom de L'appareil : Clinac iX SN5820
- Fabricant : Varian Medical Systems (Etats-Unis)
- Énergies des photons : 6 MV et 18 MV
- Énergies des électrons : de 6, 9, 12,16, 20 MeV



Figure III.1 L'accélérateur linéaire

III.2.2 Cuve à eau automatique 3D MP3 PTW

La cuve à eau représente un des éléments de mesure important en radiothérapie. Les mesures qui peuvent être réalisées sont : rendement en profondeur, profil de dose, dose absolue, ... L'eau utilisée, est une eau distillée, permettant ainsi de représenter au mieux le tissu humain. C'est pour cette raison que la majorité des mesures sont effectuées dans l'eau. La cuve à eau est composée de trois moteurs et trois potentiomètres (déplacement individuel) permettant le déplacement de la chambre d'ionisation dans les trois plans de l'espace. Ainsi on peut par exemple réaliser une dose absolue au centre du champ à 10 cm de profondeur, des mesures de rendement en profondeur et de profils de dose. La cuve à eau forme un cube d'une contenance totale de 0.148 m³ (longueur : 59.4 cm, largeur : 49.6 cm, profondeur : 50.25 cm). L'installation doit être la plus minutieuse possible pour ne pas fausser les mesures.

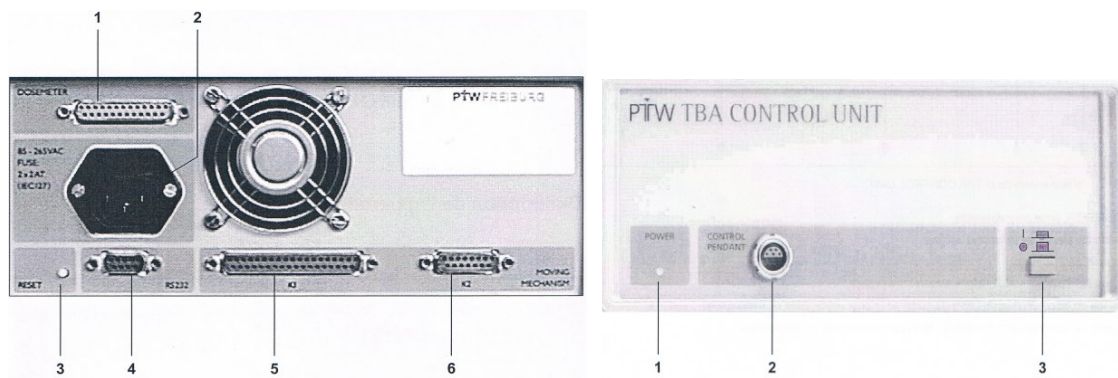


- | | |
|--------------------------------|-------------------------|
| 1 Récipient en verre acrylique | 5 Dispositif d'ajustage |
| 2 Mécanisme de mouvement | 6 Raccord enfichable |
| 3 Réservoir d'eau | 7 Couplage |
| 4 Chariot élévateur | |

Figure III.2 Cuve à eau automatique

III.2.3 Electromètre MP3

L'électromètre MP3S de la société PTW FREIBURG a été utilisé avec les chambres d'ionisation M 31010 PTW et M 31013 PTW. Il a servi à réaliser des mesures de rendement en profondeur ainsi que des profils de dose. L'électromètre a recueilli les charges collectées par la chambre d'ionisation puis a retransmis les informations au logiciel Méphysto par l'intermédiaire du contrôleur.



Face arrière de la TBA CONTROL UNIT

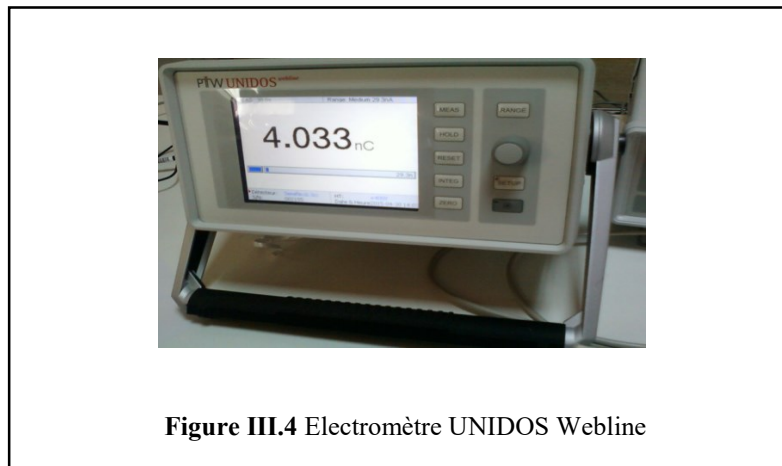
- 1 DOSEMETER, prise pour dosimètre
- 2 Alimentation électrique et fusibles secteur
- 3 Touche RESET
- 4 Interface RS-232
- 5 K1 : prise de raccordement du câble de commande pour mécanisme de mouvement
- 6 K2 : prise de raccordement du câble moteur pour mécanisme de mouvement

- 1 DEL de mise en service (alimentation électrique)
- 2 Prise de raccordement pour le TBA CONTROL PENDANT (appareil de commande portatif)
- 3 Interrupteur Marche/Arrêt

Figure III.3 Electromètre MP3

III.2.4 Electromètre UNIDOS Webline

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



III.2.5 Appareil Unité de contrôle de position (Position Control Unit) :

L'unité de contrôle de position constitue un élément essentiel du système de fantôme à eau utilisé pour les mesures de distribution de dose en radiothérapie. Sa fonction principale est de permettre le déplacement précis de la sonde de détection (telle qu'une diode ou une chambre d'ionisation) à l'intérieur du fantôme à eau tridimensionnel (3D Water Phantom), selon les trois axes : X (longueur), Y (largeur) et Z (profondeur).

Cette unité permet de déplacer automatiquement la sonde vers des positions spécifiques dans le volume d'eau, ce qui permet d'obtenir des mesures de dose précises à différentes profondeurs et orientations. Elle est équipée d'un clavier et d'un écran numérique affichant les coordonnées instantanées de la sonde, et peut être programmée pour suivre des trajectoires prédéfinies selon des protocoles de mesure reconnus (comme l'AIEA TRS 398 ou l'AAPM TG-51).



Figure III.5 Appareil de commande portatif

III.2.6 La diode E type 60017

La diode E type 60017, fabriquée par la société allemande PTW, est un détecteur à semi-conducteur conçu pour la dosimétrie en radiothérapie, notamment pour la mesure de la dose absorbée dans les petits champs de rayonnement. Elle utilise les propriétés du silicium pour convertir le rayonnement ionisant en signal électrique. Grâce à sa grande sensibilité, sa réponse rapide, et sa taille réduite, cette diode est particulièrement adaptée aux mesures de haute précision dans des conditions cliniques complexes.

Utilisation principale :

Dosimétrie des petits champs (stéréotaxie, IMRT, SBRT).

Contrôle qualité des faisceaux

Elle est souvent connectée à un électromètre (comme le PTW UNIDOS) pour permettre la lecture des signaux générés pendant l'exposition au faisceau de photons.

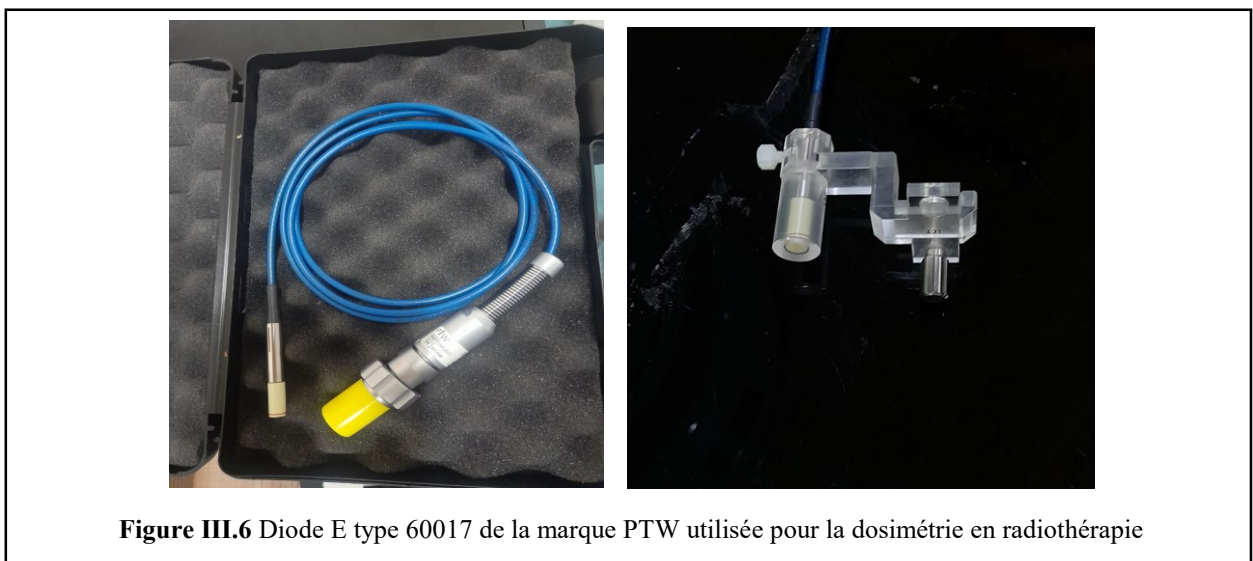


Figure III.6 Diode E type 60017 de la marque PTW utilisée pour la dosimétrie en radiothérapie

III.2.7 Chambre d'ionisation :

Le faisceau produit doit être contrôlé en intensité et en énergie. La chambre d'ionisation permet de surveiller le faisceau de photons utilisé dans le traitement radio- thérapeutique en qualité et en quantité. La chambre d'ionisation (Figure II.22) est placée juste avant les collimateurs secondaires ou les mâchoires, elle est essentielle pour mesurer le débit de la dose, réguler la distribution de la dose et contrôler l'homogénéité et la symétrie du faisceau de photons. On peut alors savoir la dose reçue par le patient à tout moment du traitement de la tumeur elle permet un contrôle instantané du faisceau de photons. Il s'agit deux chambres d'ionisation dans la tête du linac puisqu'elles peuvent se vérifier l'une avec l'autre pour ne pas perdre le contrôle dosimétrique lors du traitement ainsi que d'éviter tout panne survenue de cet organe. [14][19].

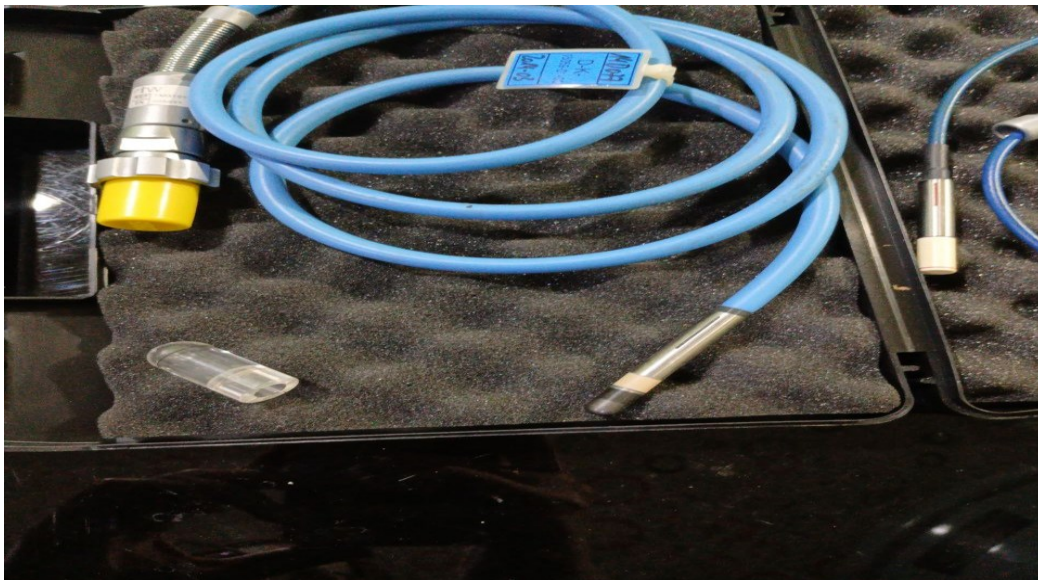


Figure III.7 Chambre d'ionisation

Tableau III.1 Spécifications techniques des chambres d'ionisation cylindriques PTW

Caractéristiques	Semi flexible TM 31013	Semi flexible TM 31010	Diode E type 60017 PTW
Volume	0.3 cm ³	0.125 cm ³	— (pas applicable)
Réponse	10 nC/Gy	3.3 nC/Gy	~ 200 nC/Gy
Courant de fuite	≤ ±4	≤ ±4	≤ ±1 nA
Tension de polarisation	Max. ±500 V	Max. ±500 V	Pas de polarisation (auto-alimentée)
Irradiation des câbles	≤1 pC/(Gy·cm)	≤1 pC/(Gy·cm)	négligeable
Matériau des parois	PMMA ± 0.15 mm de graphite	PMMA ± 0.15 mm de graphite	Plastique renforcé (époxy ou PMMA)
Capuchon d'accumulation	PMMA	PMMA	PMMA ou plastique équivalent
Densité de surface	78 mg/cm ²	78 mg/cm ²	—
Matériau des électrodes	Al 99.98 %	Al 99.98 %	Si dopé / métal
δ	0.35	0.35	—
Gamme de température	(-10...+40) °C	(-10...+40) °C	(0...+50) °C
Gamme d'humidité	(10...80) %	(10...80) %	(10...90) %
Temps de collection d'ions	121 μs	121 μs	< 1 μs (réponse quasi instantanée)

III.2.8 Logiciel d'acquisition de données Méphysto

Ce logiciel permet de recueillir les données après une irradiation. Le déplacement de la chambre d'ionisation via le contrôleur et les moteurs de déplacement s'effectue à partir de ce logiciel. Après avoir défini la taille de champ, l'énergie, la distance source/surface eau (SSD,

Skin Source distance), on peut réaliser nos mesures. Pour cette étude, Méphysto sera utilisé afin de réaliser des mesures de rendement en profondeur, profil de dose et dose absolue

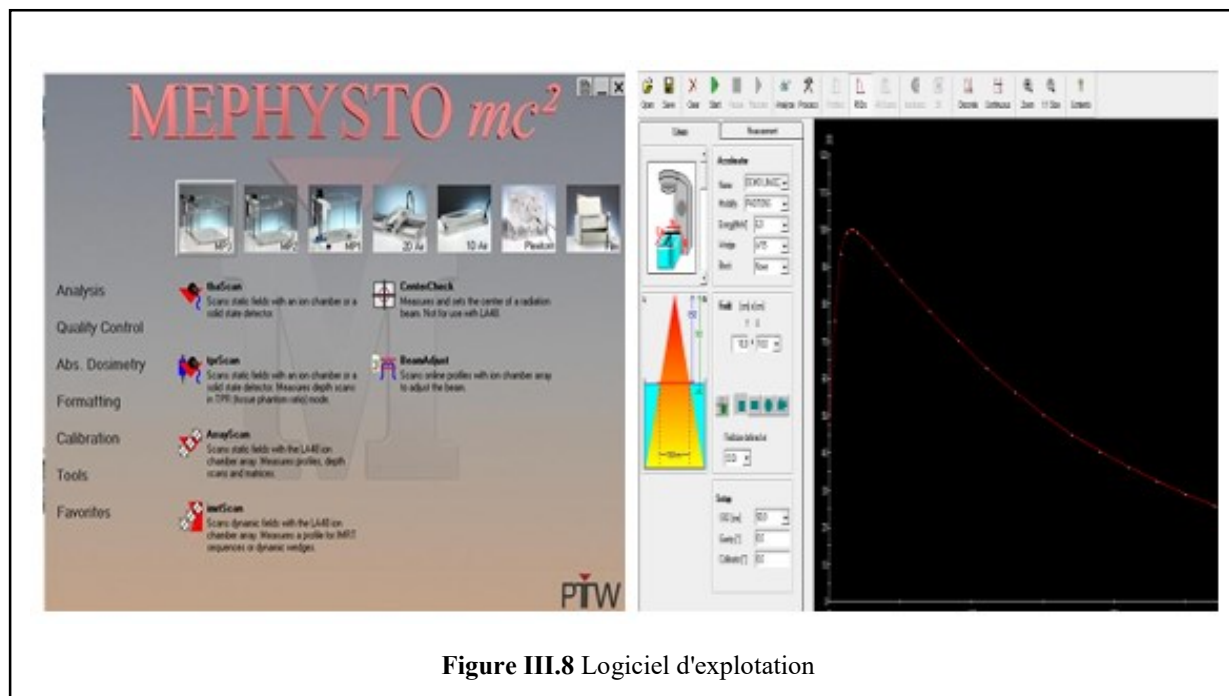


Figure III.8 Logiciel d'exploitation

III.3 Montage expérimental de la cuve à eau

L'installation de la cuve à eau est une étape très importante pour le recueil de données. Son installation doit être la plus juste possible afin d'optimiser la précision des mesures effectuées. Tout d'abord, il faut faire coïncider le centre de la cuve avec celui du faisceau directeur de l'accélérateur de particules. Il suffit d'utiliser le réticule situé dans la tête de l'accélérateur et de le superposer sur la croix au fond de la cuve. Afin de faciliter la mise en place, il est possible d'utiliser les lasers de repositionnement. La cuve est ensuite remplie d'eau distillée qui se trouve dans le compartiment sous-jacent. La distance source/surface eau (SSD) doit être réglée à 100 cm grâce au télémètre afin de positionner la chambre d'ionisation à l'isocentre de l'accélérateur de particules.

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

Le but de cette manipulation est d'évaluer les performances dosimétriques de la diode E de type 60017 (PTW Freiburg) en le comparant à des détecteurs de référence

III.4 Dispositif expérimental

La diode E a été connectée à un électromètre de type UNIDOS (PTW), assurant une lecture précise du signal.

Le détecteur a été placé à l'aide d'un support adapté dans un fantôme solide de type RW3 (matériau équivalent à l'eau), permettant de simuler les conditions d'irradiation in vivo.

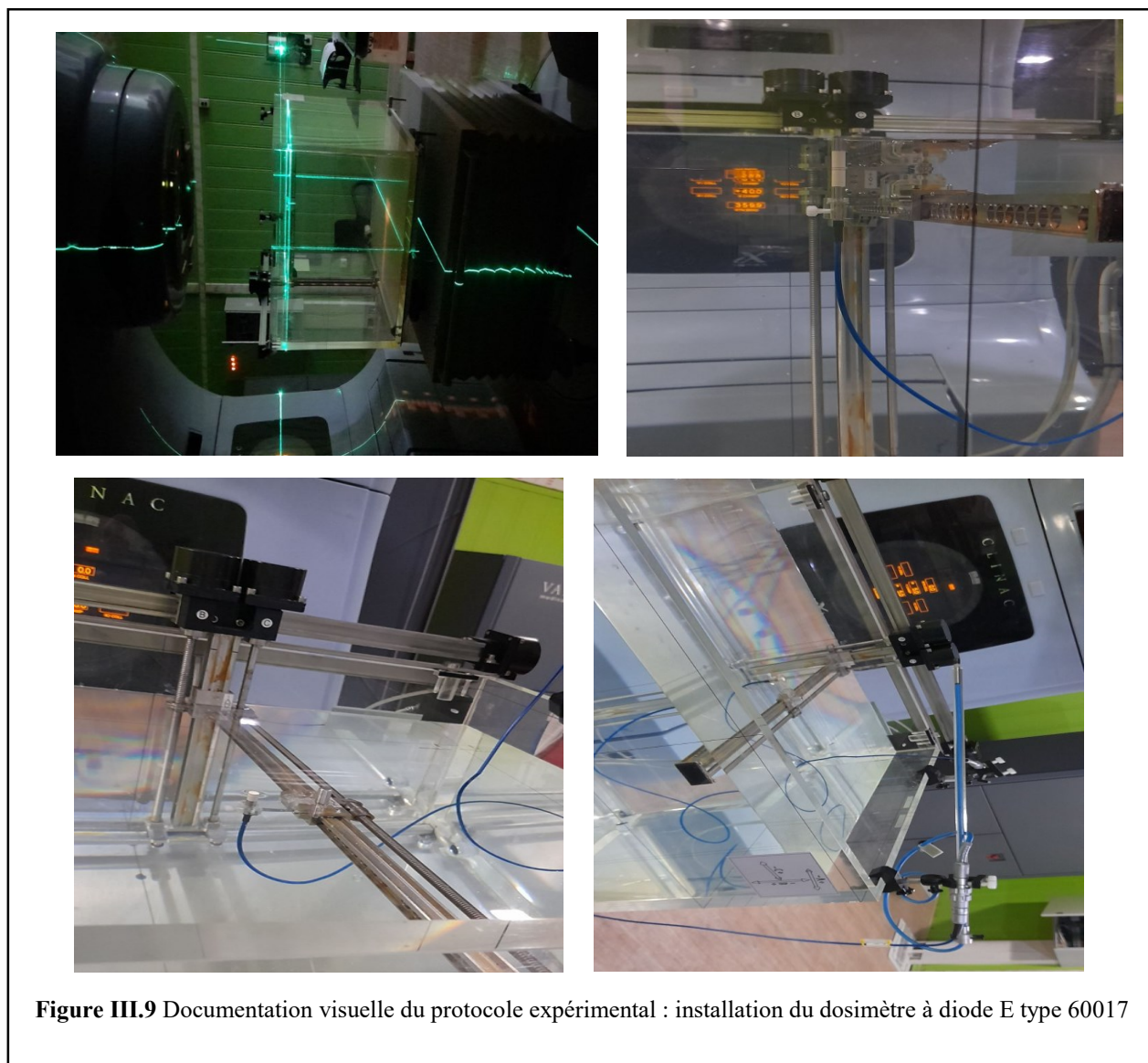
Des mesures ont été effectuées à différentes profondeurs (par exemple : d_{max} , 5 cm, 10 cm, 20 cm, etc.) selon le protocole établi, en insérant la diode dans des fentes dédiées du fantôme.

Le champ d'irradiation a été défini à l'aide de collimateurs à des tailles standards ($4 \times 4 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$...).

La distance source-surface (SSD) a été fixée à 100 cm pour toutes les mesures.

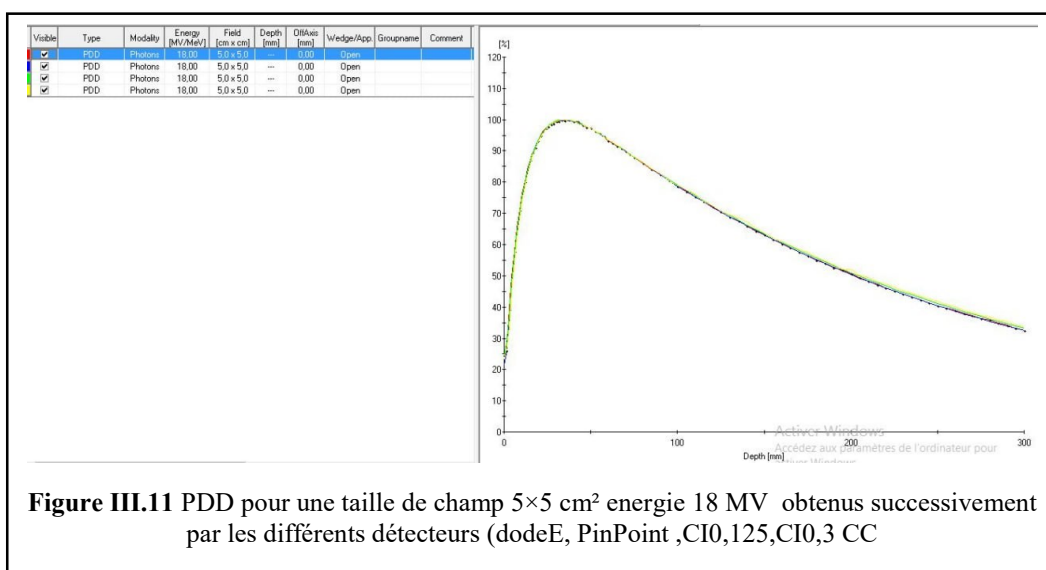
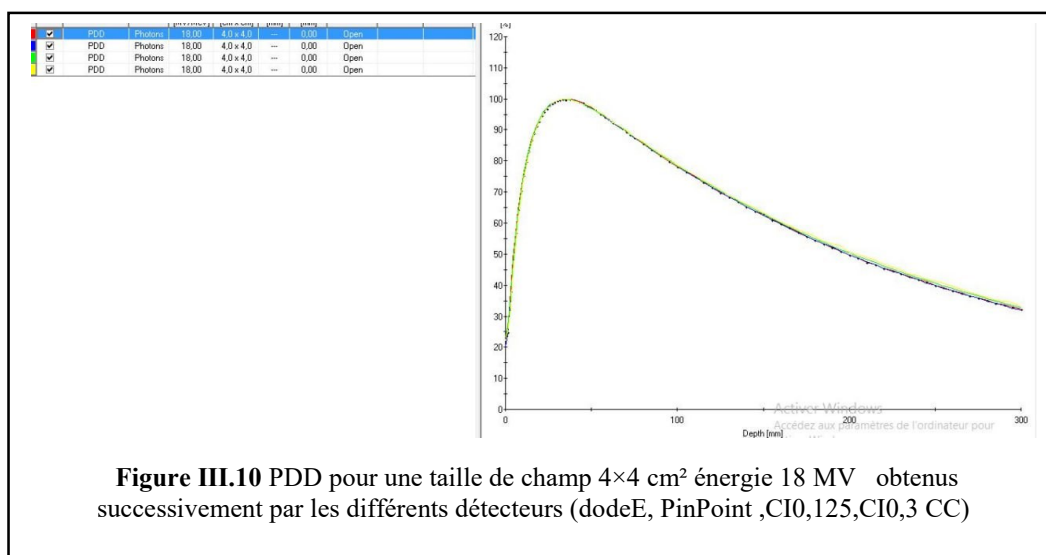
Un positionnement précis a été assuré par des lasers de centrage et un contrôle par imagerie avant l'irradiation

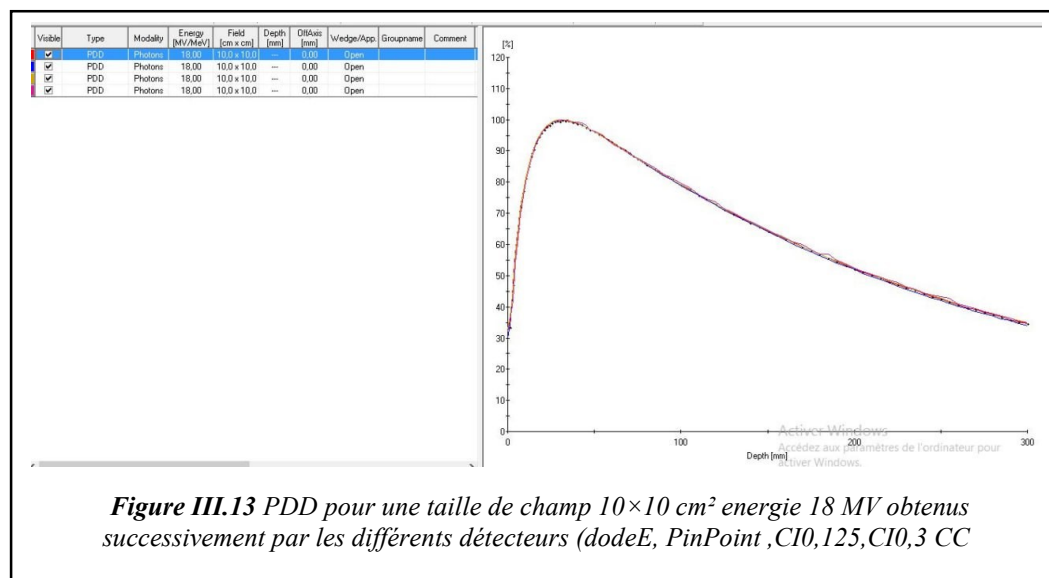
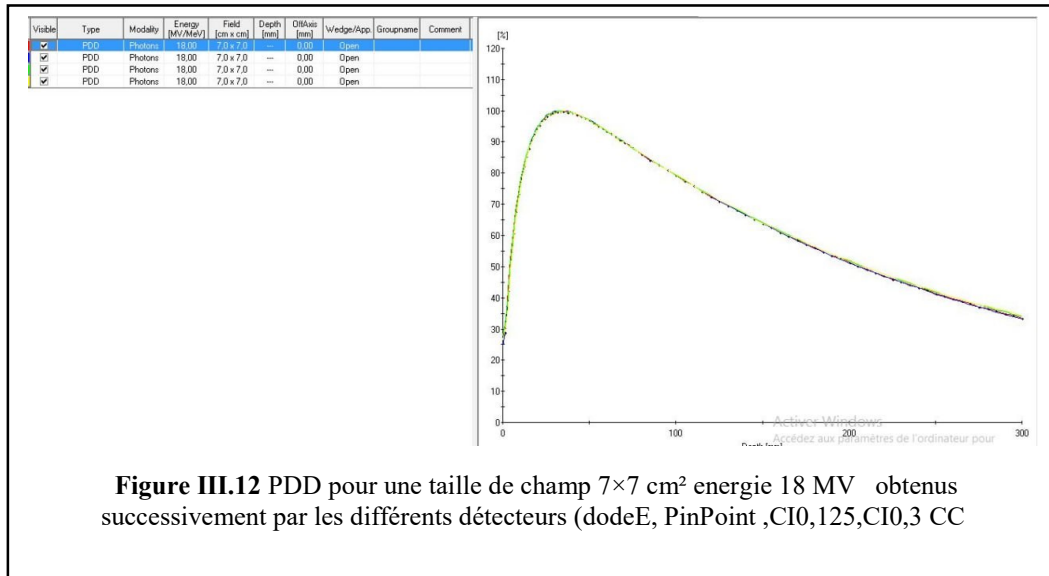
Les données recueillies ont ensuite été comparées à celles mesurées avec des chambres d'ionisation (0.125 cc) dans des conditions identiques.



Après le montage expérimental les données sont présentées dans les ci-dessous :

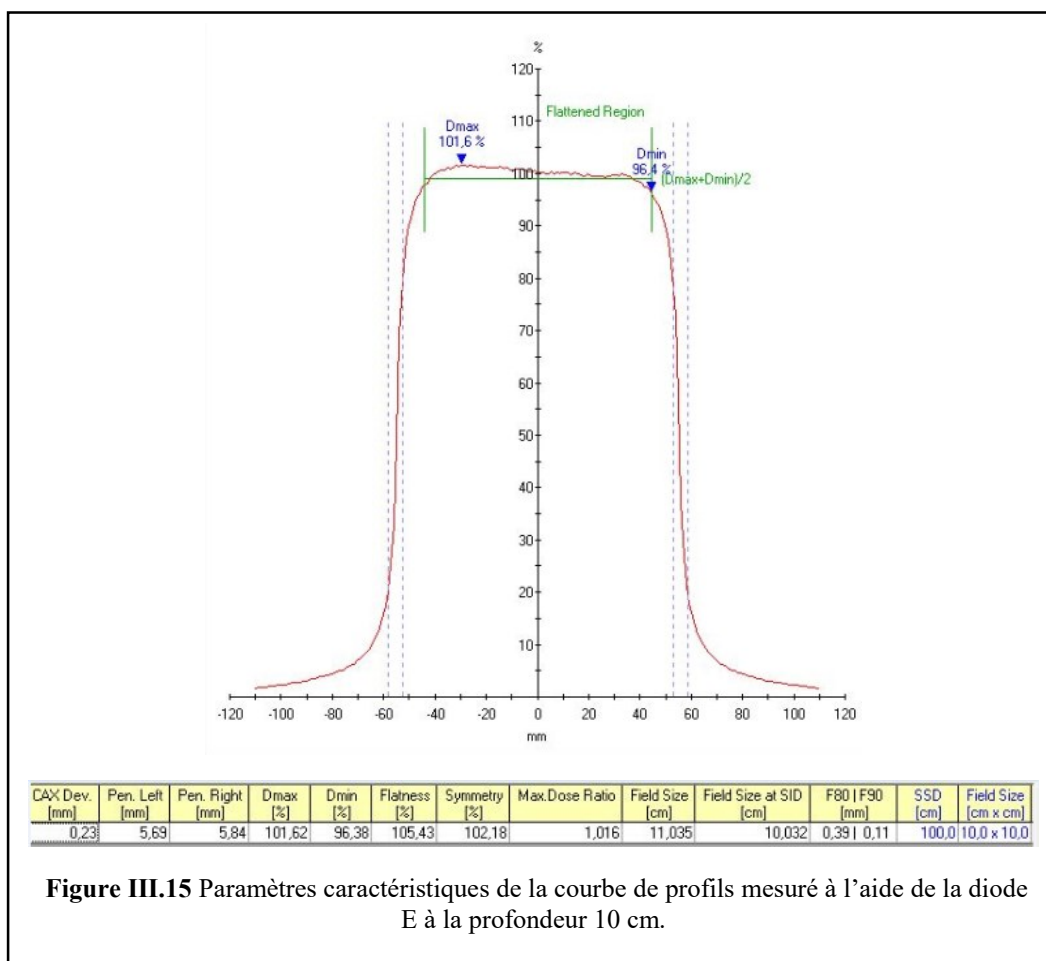
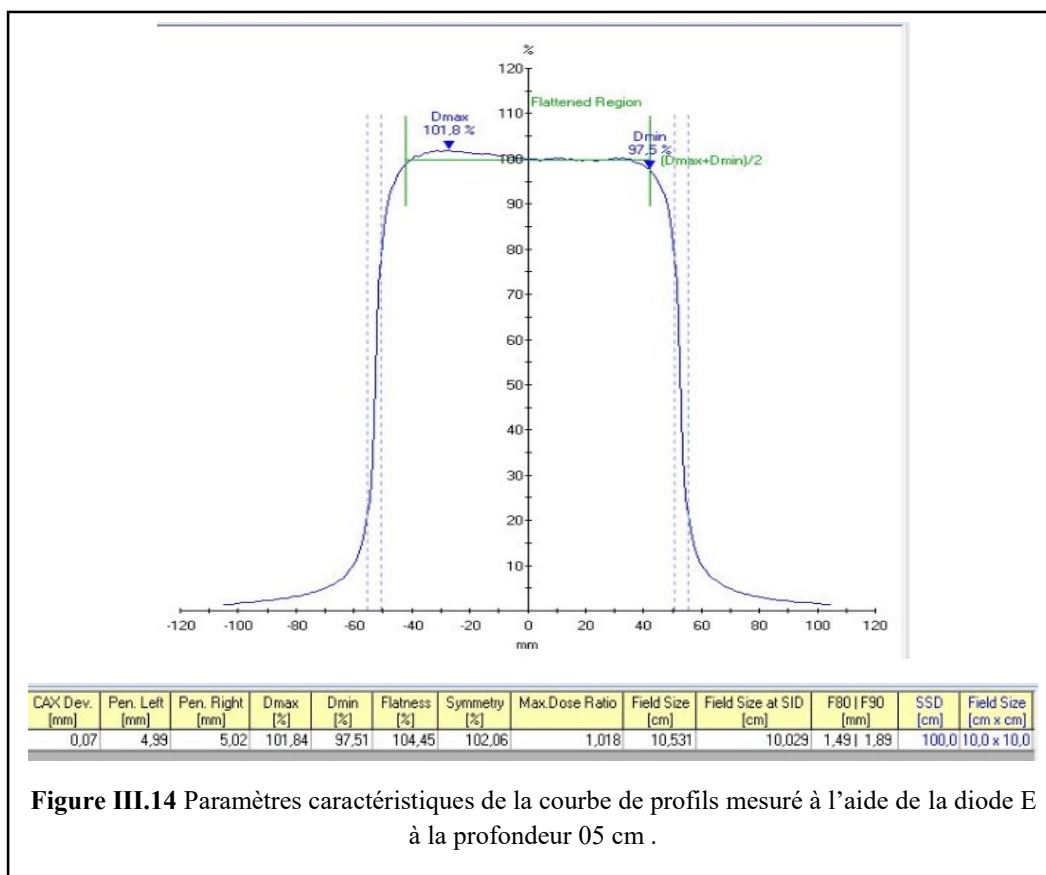
- Zone de build-up : Le dosimètre E a enregistré une dose plus élevée (jusqu'à +5.2 % en surface) que les chambres d'ionisation, en raison de sa petite taille et de sa sensibilité accrue aux électrons secondaires.
- Profondeur du maximum (Z_{max}) : Les différences entre les dispositifs sont faibles (≤ 2 mm), ce qui est cliniquement acceptable.
- Zone de décroissance : Les écarts sont très faibles (± 0.4 à ± 1.6 %), ce qui prouve la fiabilité du dosimètre E dans les grandes profondeurs.





- Profils

- Pénombre : Le dosimètre E montre une pénombre plus fine (~6.8 mm) que les chambres d'ionisation (>7.5 mm), indiquant une meilleure résolution spatiale.
- Platitude : Variation dans la zone centrale dans $\pm 2\%$, prouvant une bonne uniformité du faisceau.
- Symétrie : Écarts inférieurs à $\pm 1\%$, preuve d'une bonne homogénéité du faisceau



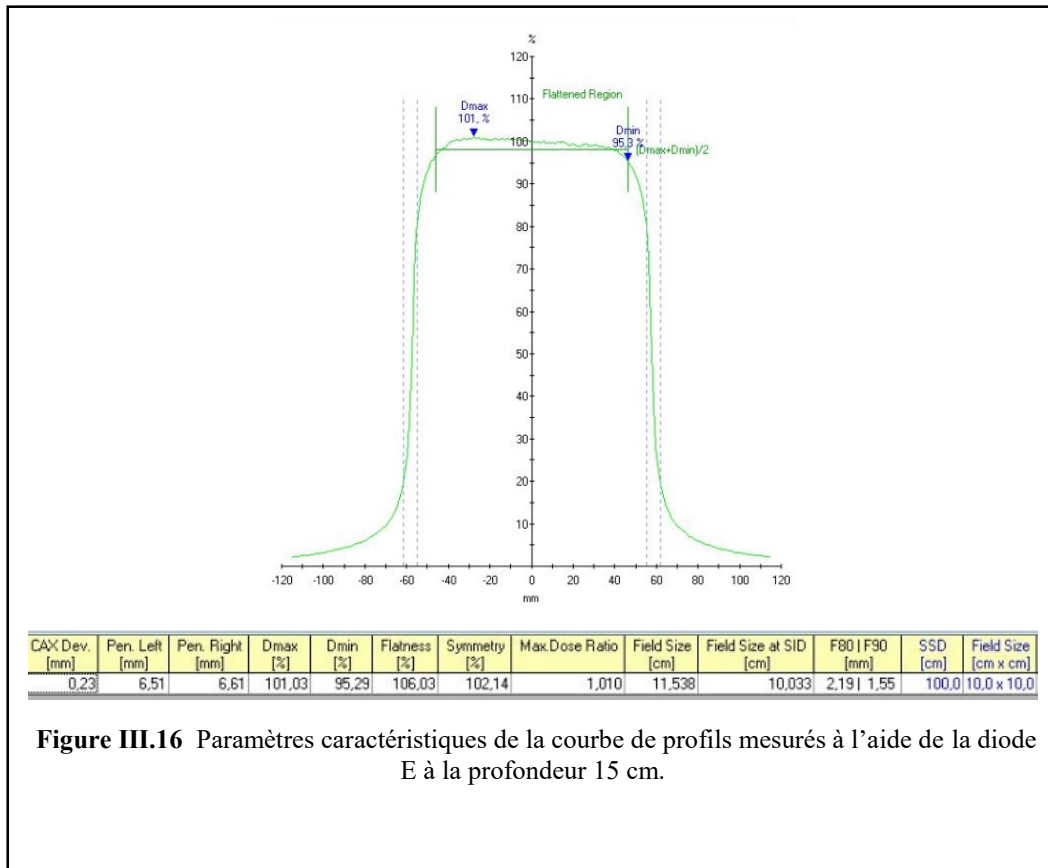


Figure III.16 Paramètres caractéristiques de la courbe de profils mesurés à l'aide de la diode E à la profondeur 15 cm.

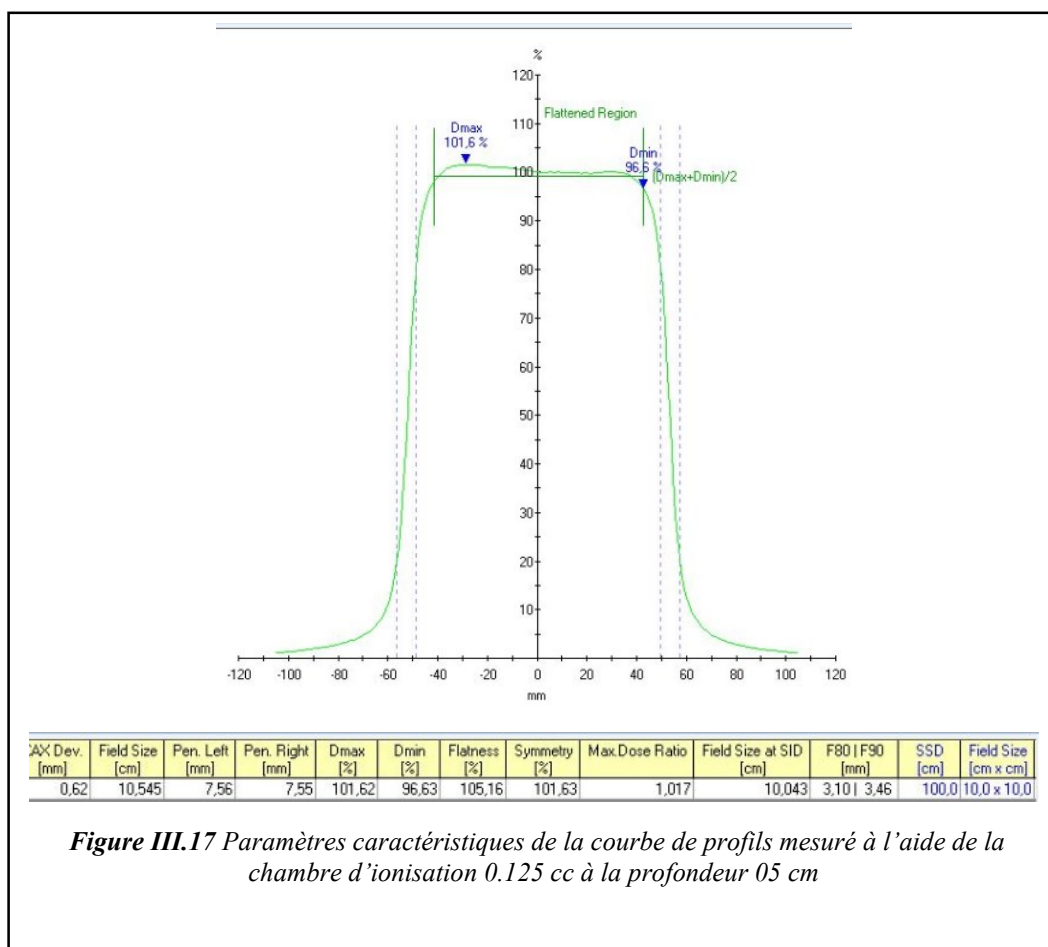
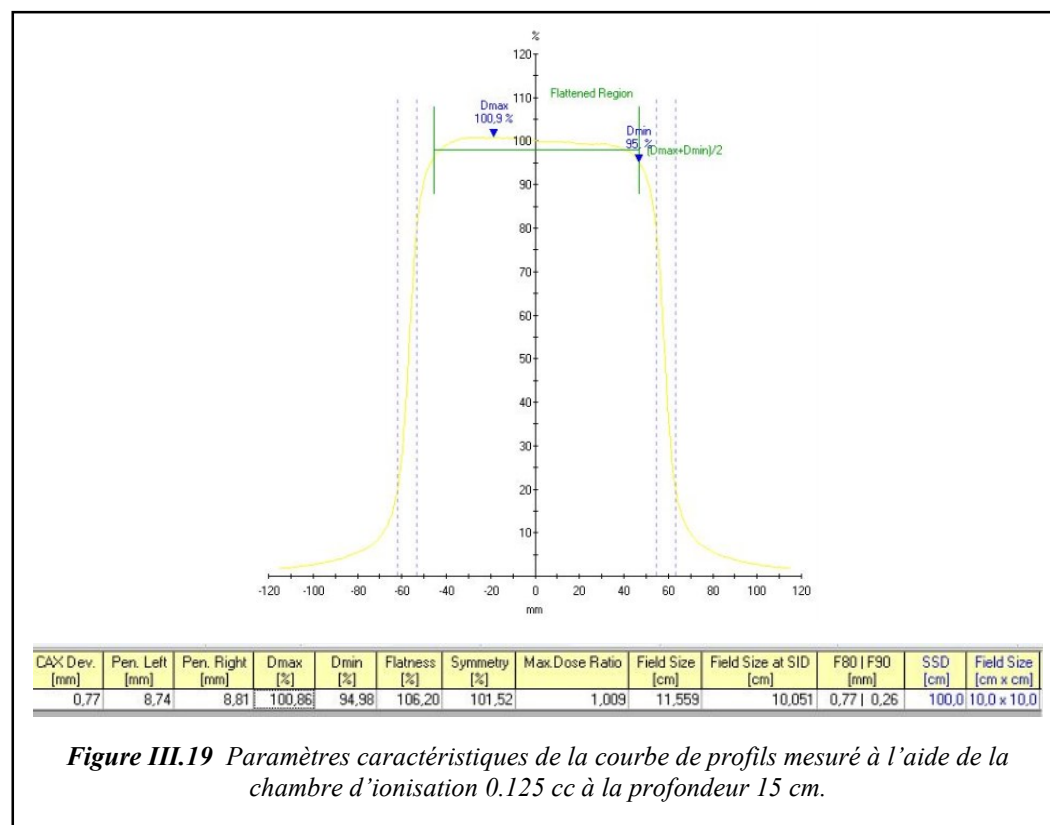
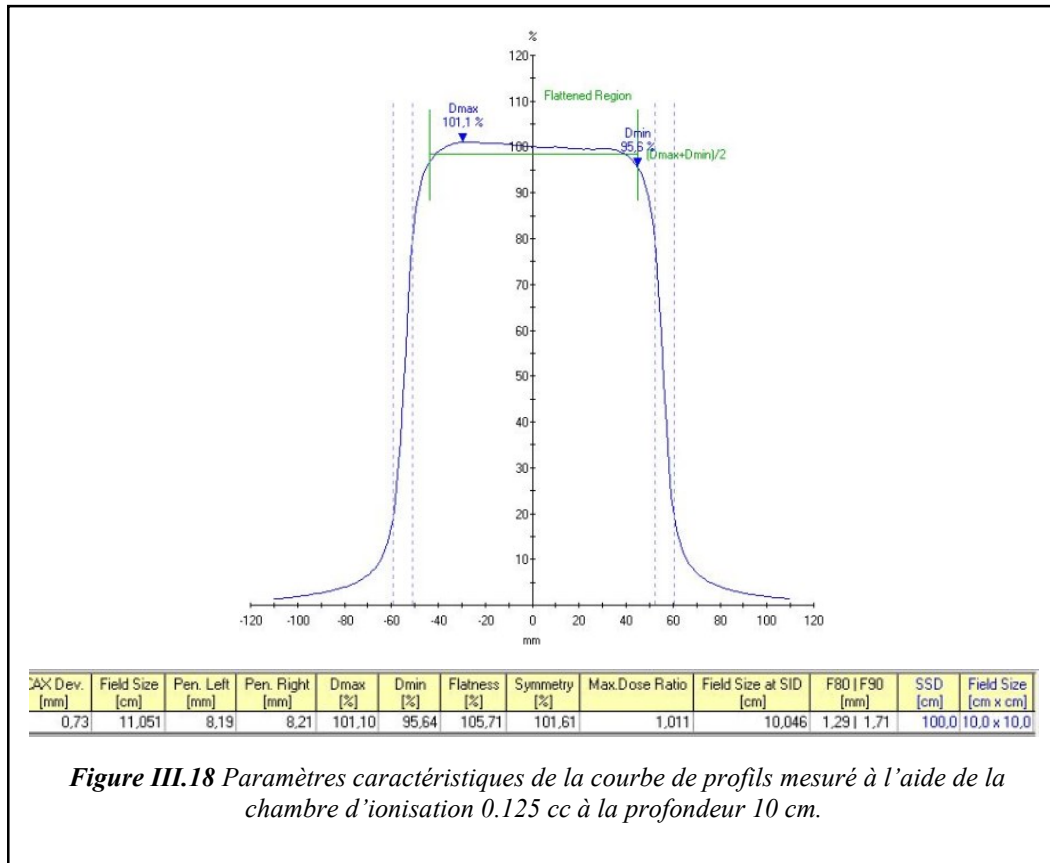
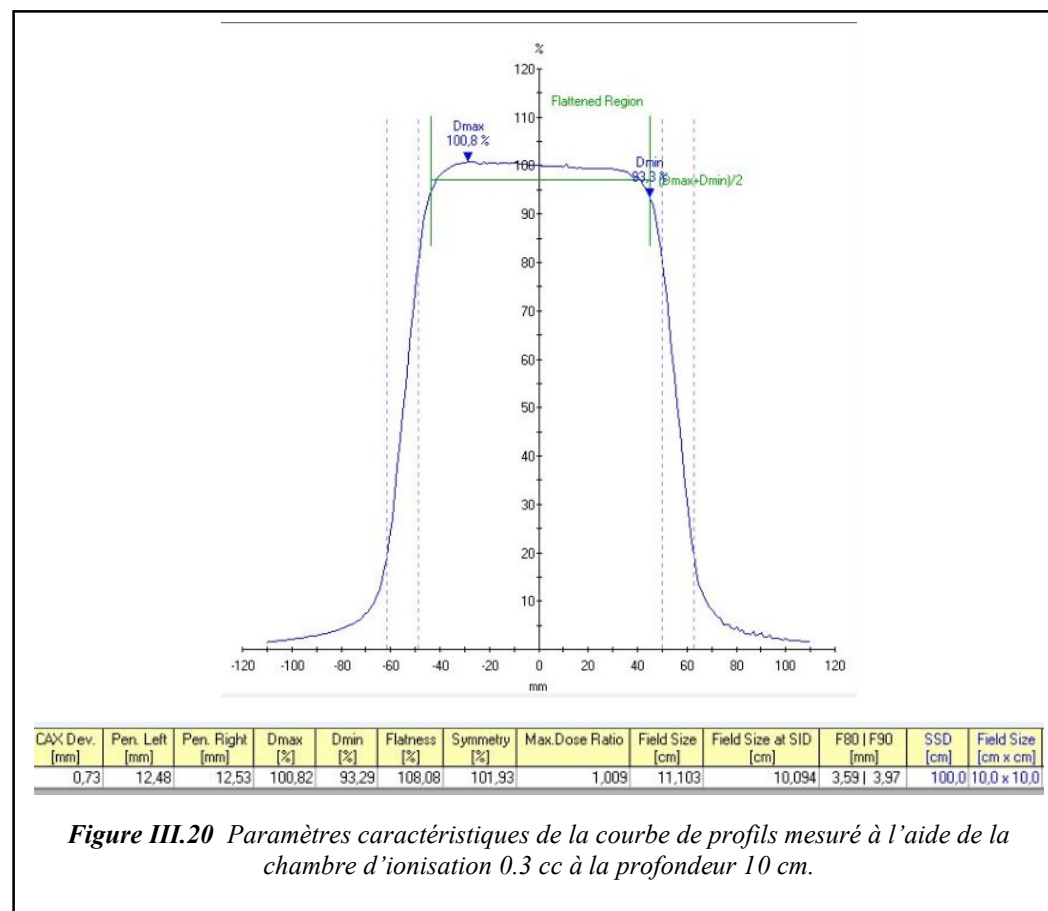
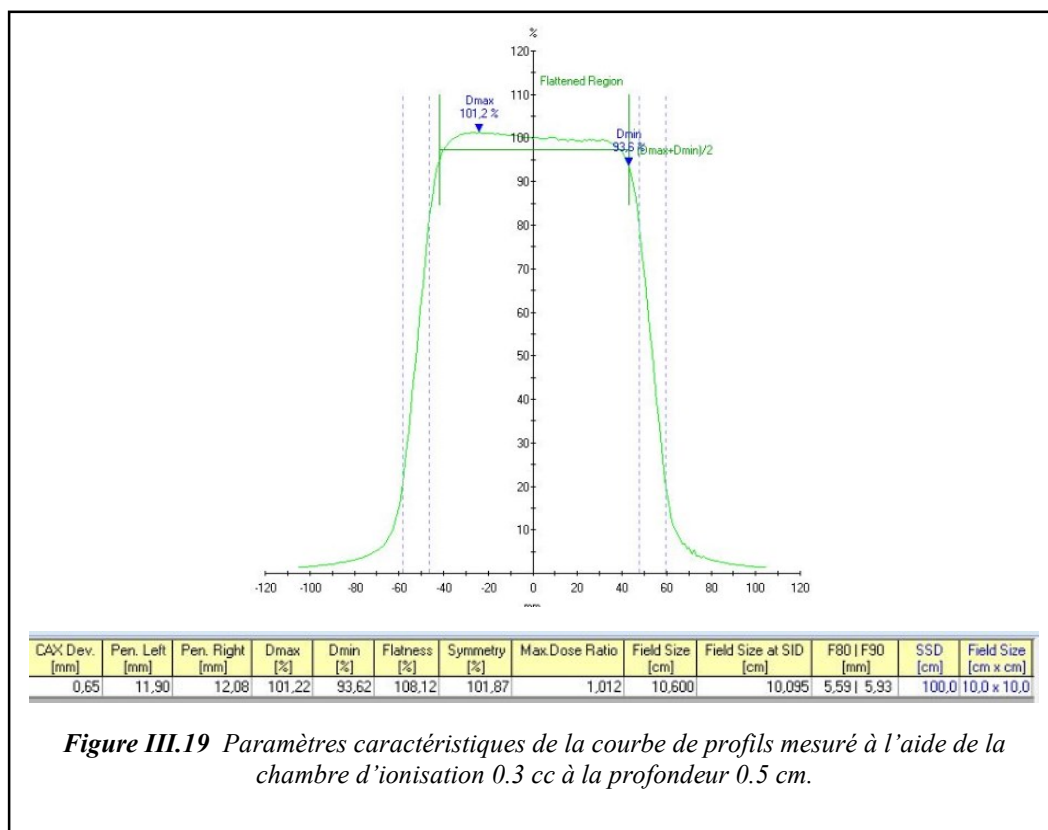
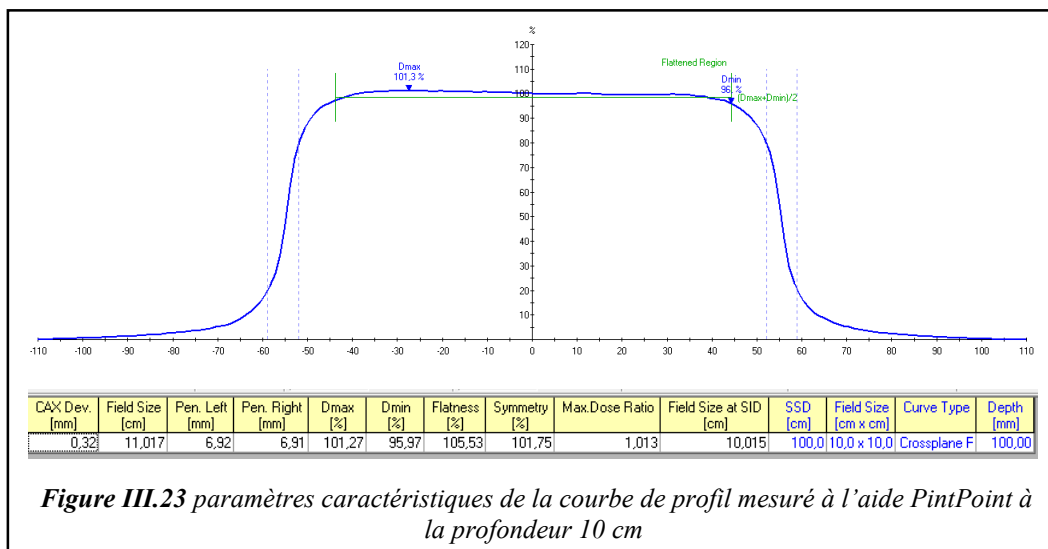
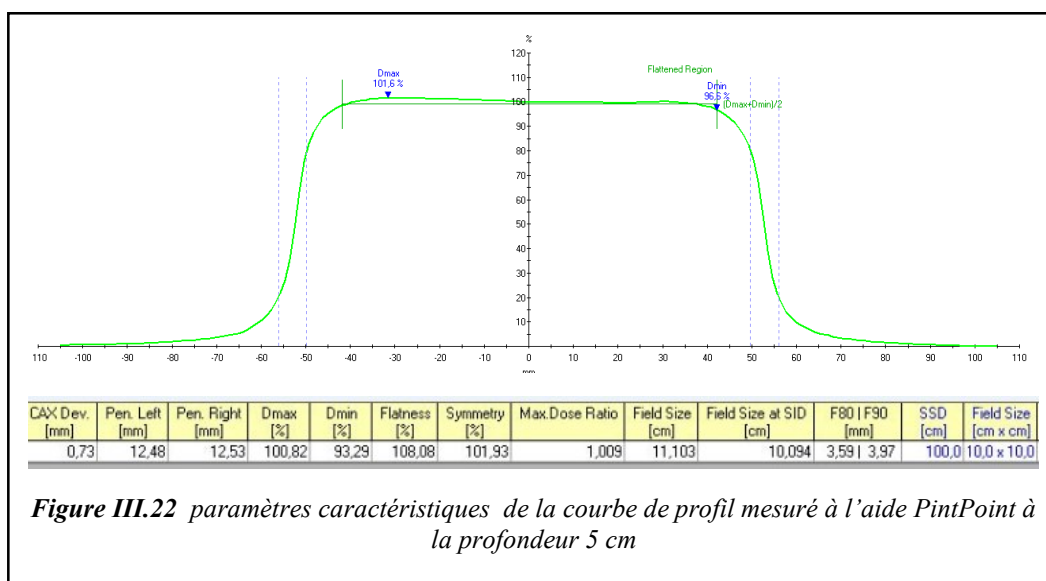
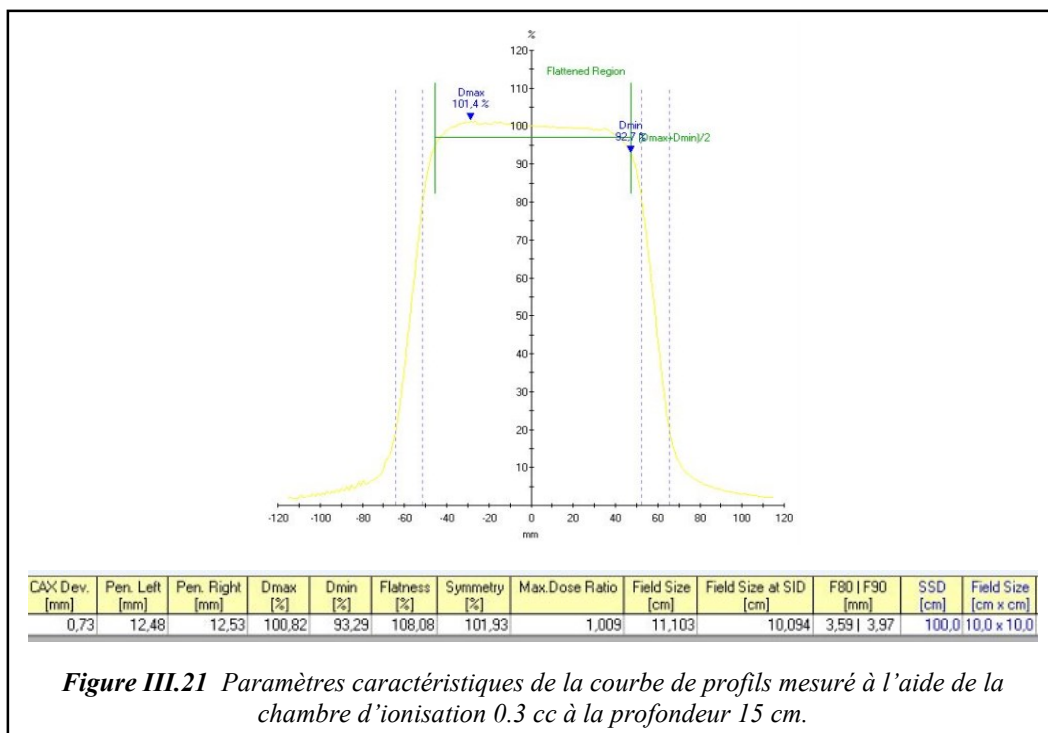


Figure III.17 Paramètres caractéristiques de la courbe de profils mesuré à l'aide de la chambre d'ionisation 0.125 cc à la profondeur 05 cm







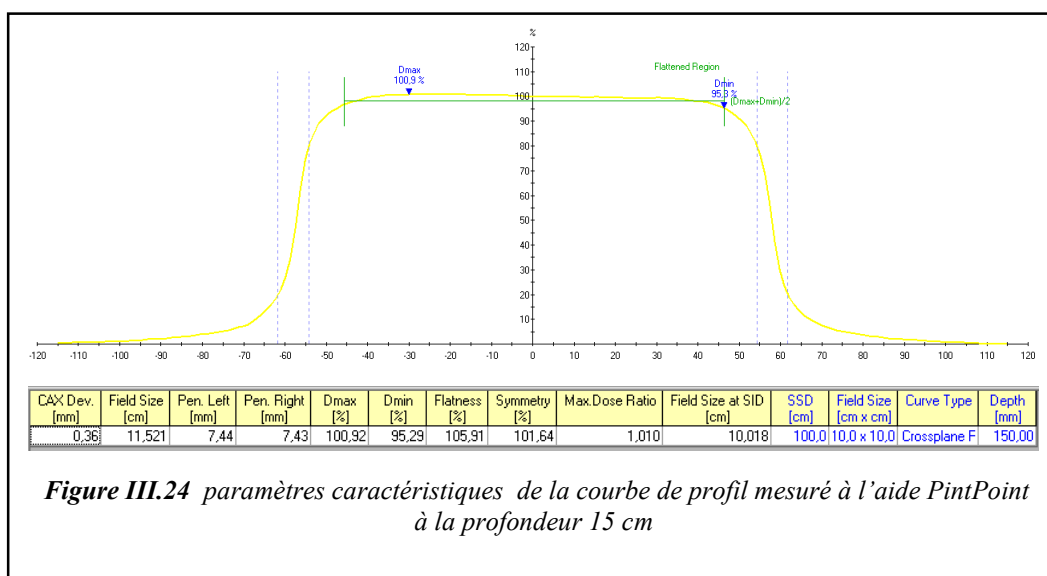
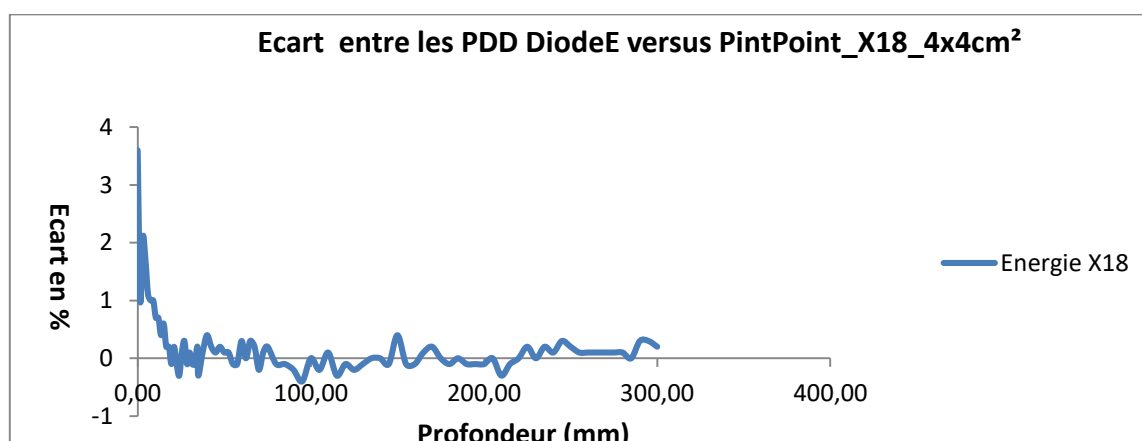


Figure III.24 paramètres caractéristiques de la courbe de profil mesurée à l'aide PintPoint à la profondeur 15 cm

III.5 Analyse de résultat :



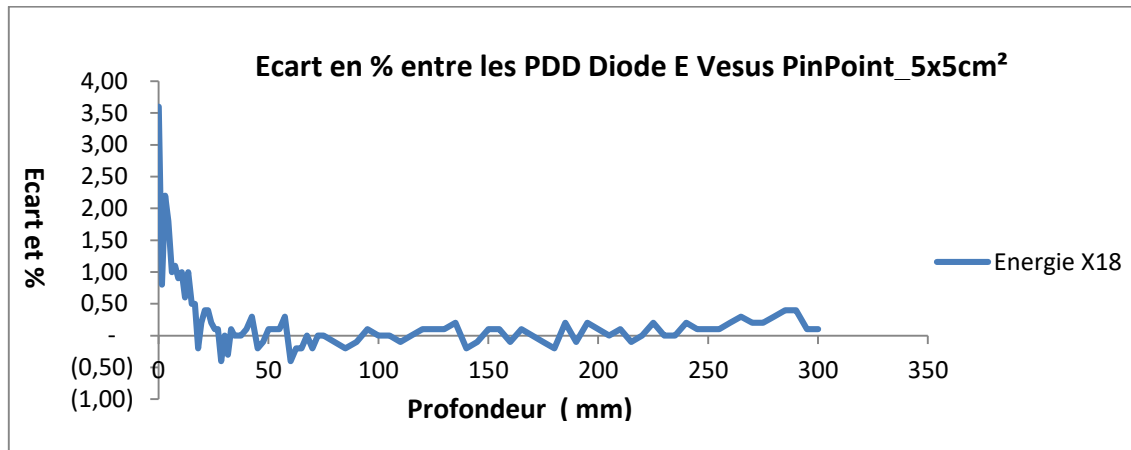
➤ Discussion (PDD diode E versus PintPoint) Energie X18 taille de champ 4x4 cm² :

- Au niveau de la zone de build up (aussi appelé zone d'accumulation) : région entre $Z=0$ et $Z = Z_{max}$

L'écart en % maximale entre les deux PDD est **3,6%** (profondeur zéro)

- Après le build up, on est dans les conditions d'équilibre électronique caractérisé par la profondeur du maximum (Z_{max}), la différence en mm entre les Z_{max} est de **0.5mm**

- Au niveau de la zone de décroissance de la dose pratiquement exponentielle nous constatons un écart max de **-0,4% à la profondeur 95 mm** et **0.4% à la profondeur 150mm**



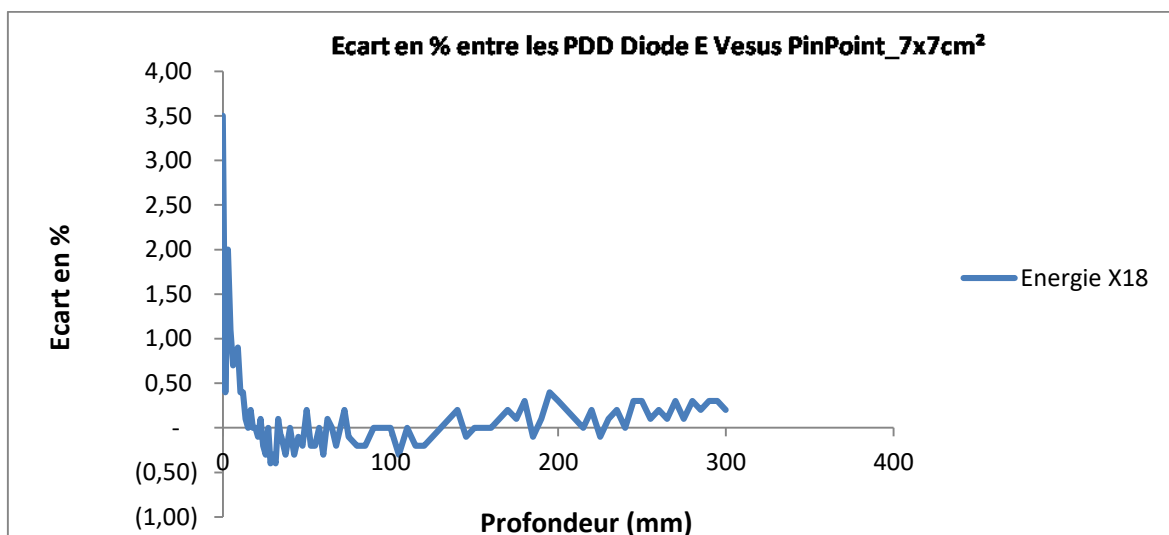
➤ **Discussion (PDD diode E versus PintPoint) Energie X18 taille de champ 5x5 cm² :**

- Au niveau de la zone de build up (aussi appelé zone d'accumulation) : région entre $Z=0$ et $Z = Z_{max}$

L'écart en % maximale entre les deux PDD est **3,6%** à la surface (profondeur zéro)

- Après le up, on est dans les conditions d'équilibre électronique caractérisé par la profondeur du maximum (), **on enregistre aucune différence entre les Z_{max}**

- Au niveau de la zone de décroissance de la dose pratiquement exponentielle nous constatons un écart max de **+0,4% aux deux profondeurs successives 285 mm et 290mm**



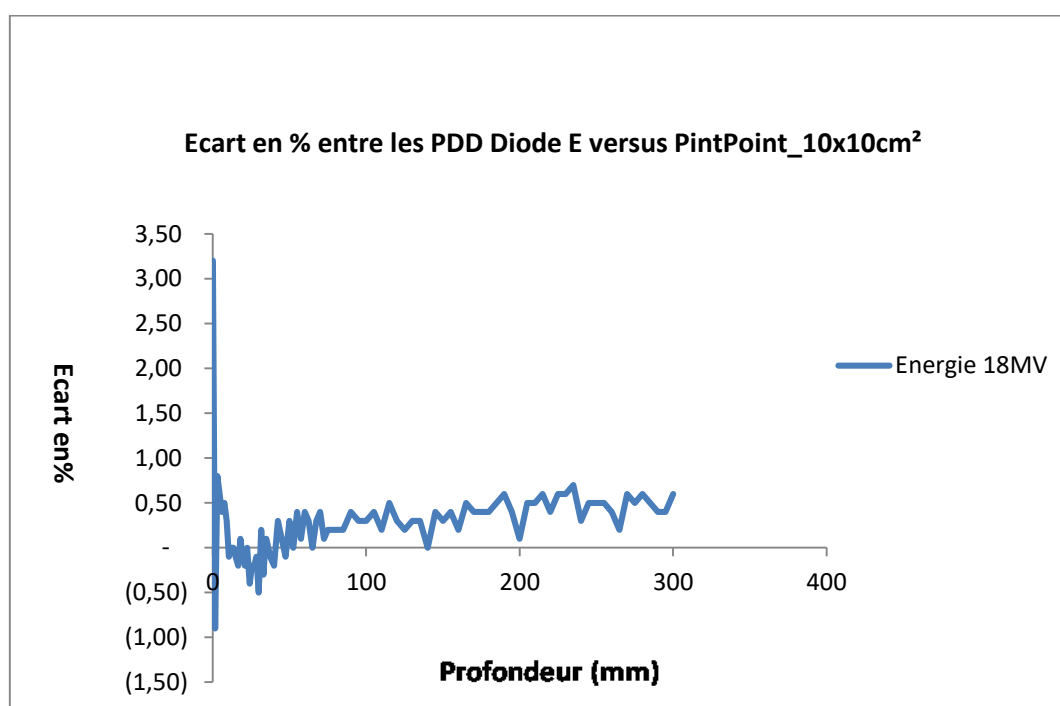
➤ **Discussion (PDD diode E versus PintPoint) Energie X18 taille de champ 7x7 cm² :**

- Au niveau de la zone de build up (aussi appelé zone d'accumulation) : région entre $Z=0$ et $Z = Z_{max}$

L'écart en % maximale entre les deux PDD est **3,5%** à la surface (profondeur zéro)

- Après le build up, on est dans les conditions d'équilibre électronique caractérisé par la profondeur du maximum (Z_{max}), on enregistre une différence entre **les Z_{max} 1,5 mm**

- Au niveau de la zone de décroissance de la dose pratiquement exponentielle nous constatons un écart max de **+0,4% à la profondeur 195 mm**



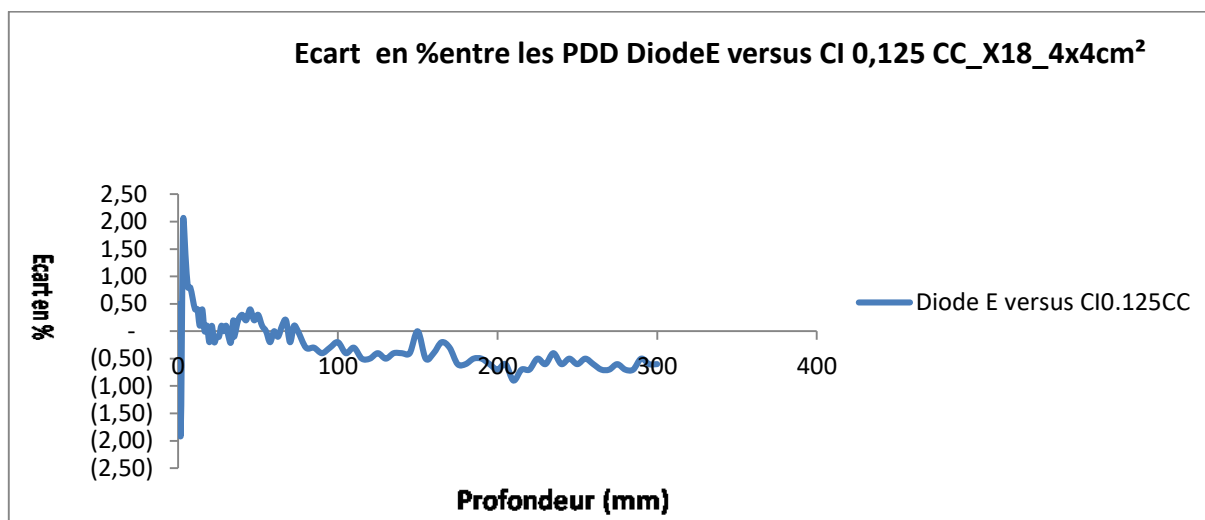
➤ **Discussion (PDD diode E versus PintPoint) Energie X18 taille de champ 10x10 cm² :**

- Au niveau de la zone de build up (aussi appelé zone d'accumulation) : région entre $Z=0$ et $Z = Z_{max}$

L'écart en % maximale entre les deux PDD est **3,2%** à la surface (profondeur zéro)

- Après le build up, on est dans les conditions d'équilibre électronique caractérisé par la profondeur du maximum (Z_{max}), on enregistre une différence entre **les Z_{max} 1,5 mm**

- Au niveau de la zone de décroissance de la dose pratiquement exponentielle nous constatons un écart max de **+0,7% à la profondeur 235 mm**



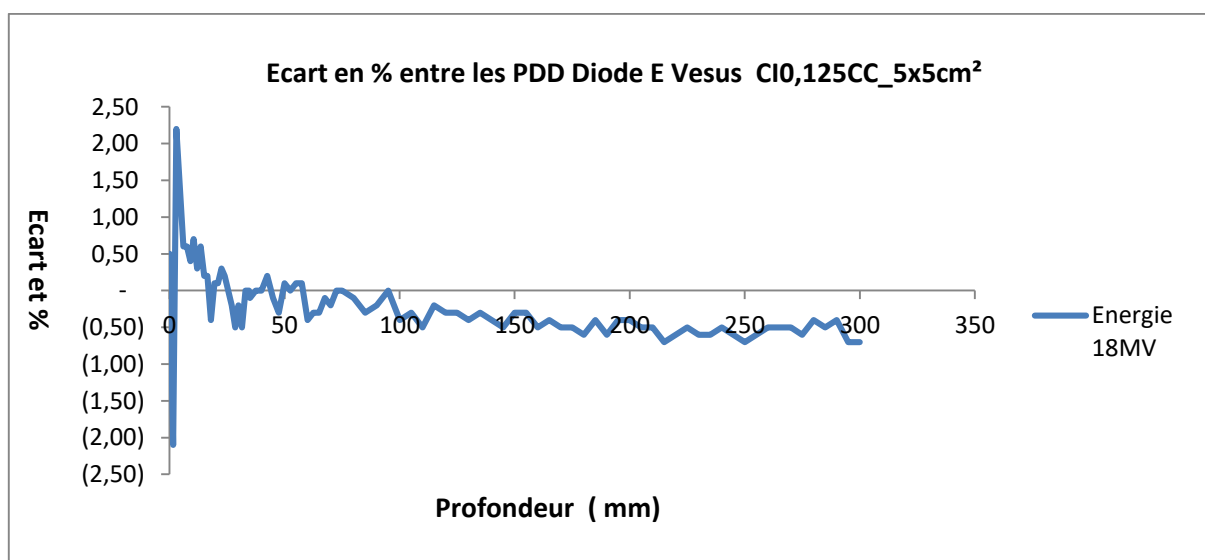
➤ **Discussion (PDD diode E versus CI 0.125cc) Energie X18 taille de champ 4x4 cm² :**

- Au niveau de la zone de build up (aussi appelé zone d'accumulation) : région entre $Z=0$ et $Z = Z_{max}$

L'écart en % maximale entre les deux PDD est **2%** (profondeur zéro)

- Après le build up, on est dans les conditions d'équilibre électronique caractérisé par la profondeur du maximum (Z_{max}), la différence en mm entre **les Z_{max} est de 1.5mm**

- Au niveau de la zone de décroissance de la dose pratiquement exponentielle nous constatons un écart max **0.9 % à la profondeur 210 mm**



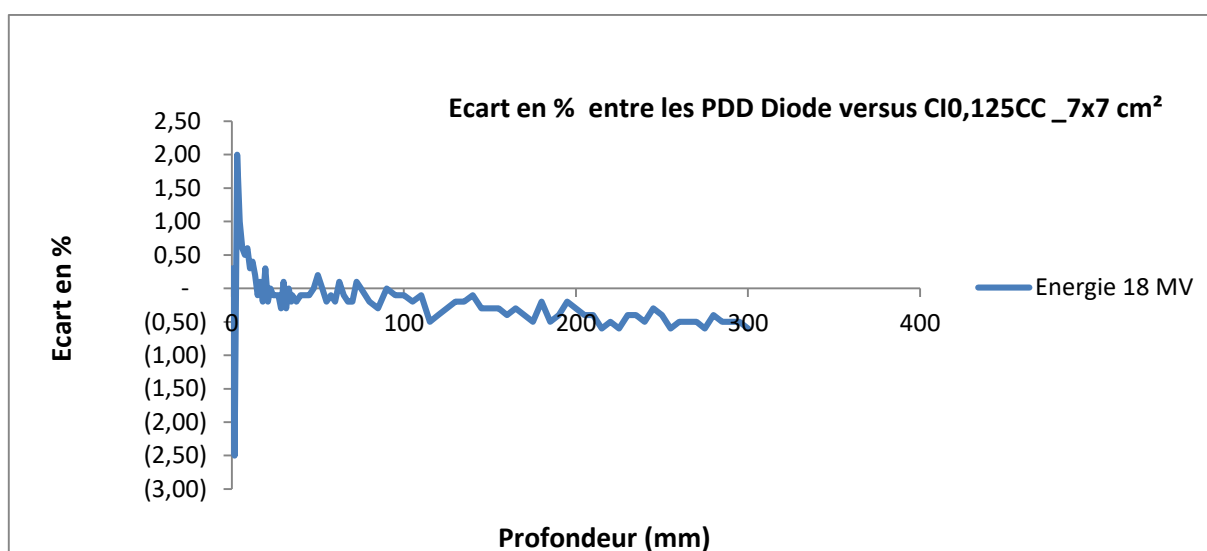
➤ **Discussion (PDD diode E versus CI 0.125cc) Energie X18 taille de champ 5x5 cm² :**

- Au niveau de la zone de build up (aussi appelé zone d'accumulation) : région entre $Z=0$ et $Z = Z_{max}$

L'ecart en % maximale entre les deux PDD est **2,20%** (profondeur zéro)

- Après le build up, on est dans les conditions d'équilibre électronique caractérisé par la profondeur du maximum (Z_{max}), la différence en mm entre **les Z_{max} est de 0 mm**

- Au niveau de la zone de décroissance de la dose pratiquement exponentielle nous constatons un écart max **0.7 % à des profondeurs suivants : 215 mm, 250 mm, 295mm et 300mm**



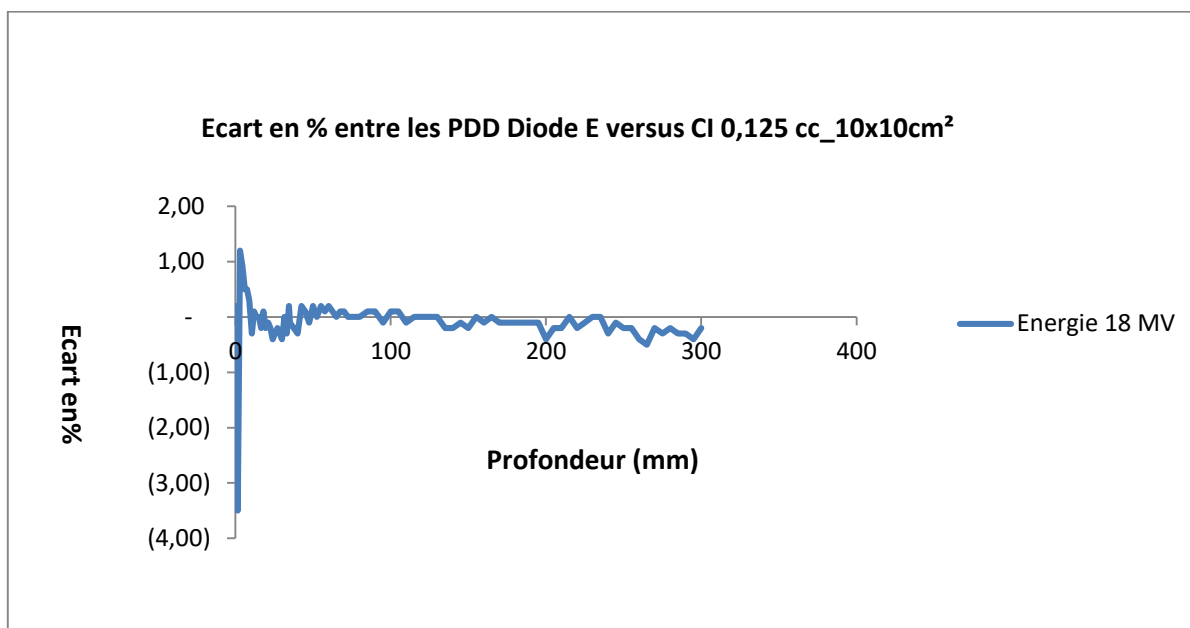
➤ **Discussion (PDD diode E versus CI 0.125cc) Energie X18 taille de champ 7x7 cm² :**

- Au niveau de la zone de build up (aussi appelé zone d'accumulation) : région entre $Z=0$ et $Z = Z_{max}$

L'ecart en % maximale entre les deux PDD est **-2,5 %** (profondeur zéro)

- Après le build up, on est dans les conditions d'équilibre électronique caractérisé par la profondeur du maximum (Z_{max}), la différence en mm entre les **Z_{max} est de 2 mm**

- Au niveau de la zone de décroissance de la dose pratiquement exponentielle nous constatons un écart max **- 0.6 % à des profondeurs suivants : 215 mm, 225 mm, 255mm, 275mm et 300mm.**



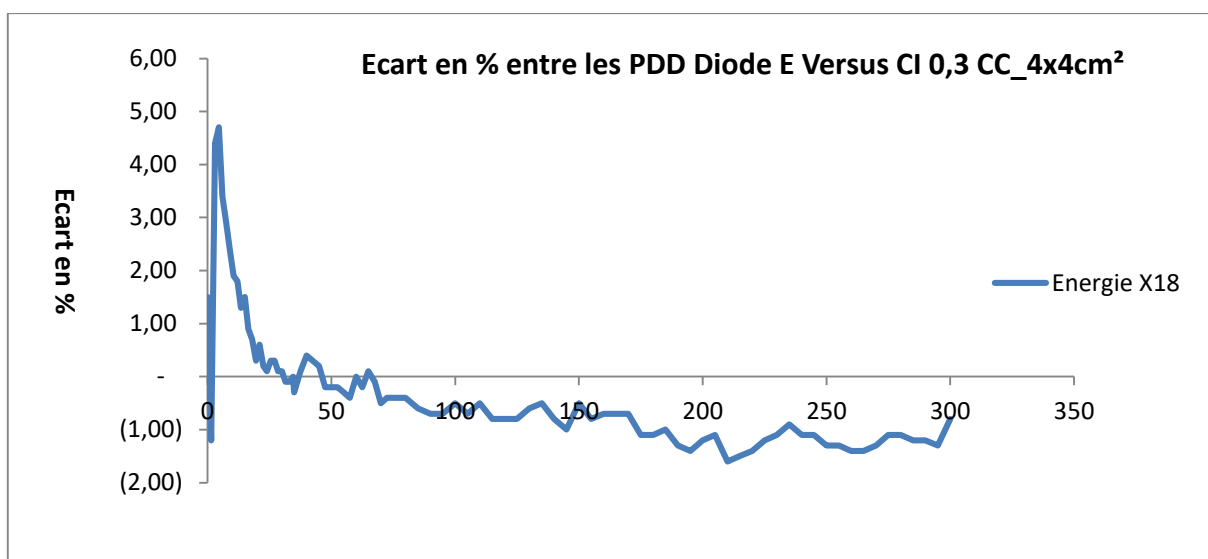
➤ **Discussion (PDD diode E versus CI 0.125cc) Energie X18 taille de champ 10x10 cm² :**

- Au niveau de la zone de build up (aussi appelé zone d'accumulation) : région entre $Z=0$ et $Z = Z_{max}$

L'écart en % maximale entre les deux PDD est **-3,5 %** (profondeur zéro)

- Après le build up, on est dans les conditions d'équilibre électronique caractérisé par la profondeur du maximum (Z_{max}), **la différence en mm entre les Z_{max} est de 1,5 mm**

- Au niveau de la zone de décroissance de la dose pratiquement exponentielle nous constatons un écart max **- 0,5 % à la profondeur 265 mm.**



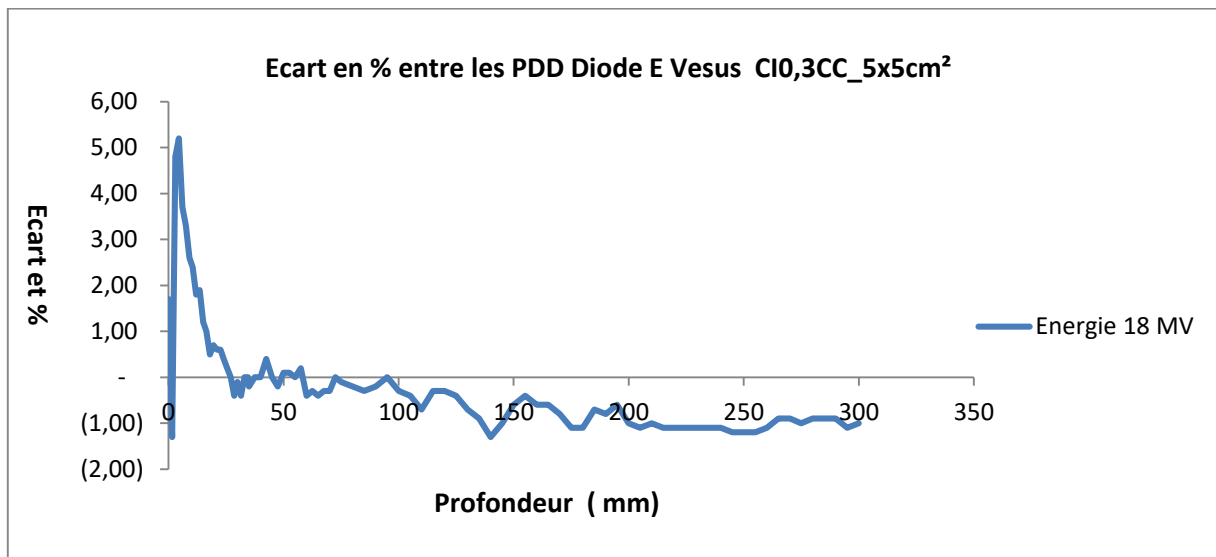
➤ **Discussion (PDD diode E versus CI 0.3 cc) Energie X18 tailles de champ 4x4 cm² :**

- Au niveau de la zone de build up (aussi appelé zone d'accumulation) : région entre $Z=0$ et $Z = Z_{max}$

L'écart en % maximale entre les deux PDD est **4,7 %** (profondeur zéro)

- Après le build up, on est dans les conditions d'équilibre électronique caractérisé par la profondeur du maximum (Max), la différence en mm entre **les Max est de 0,5 mm**

- Au niveau de la zone de décroissance de la dose pratiquement exponentielle nous constatons un écart max **- 1,6 % à la profondeur 210 MM.**



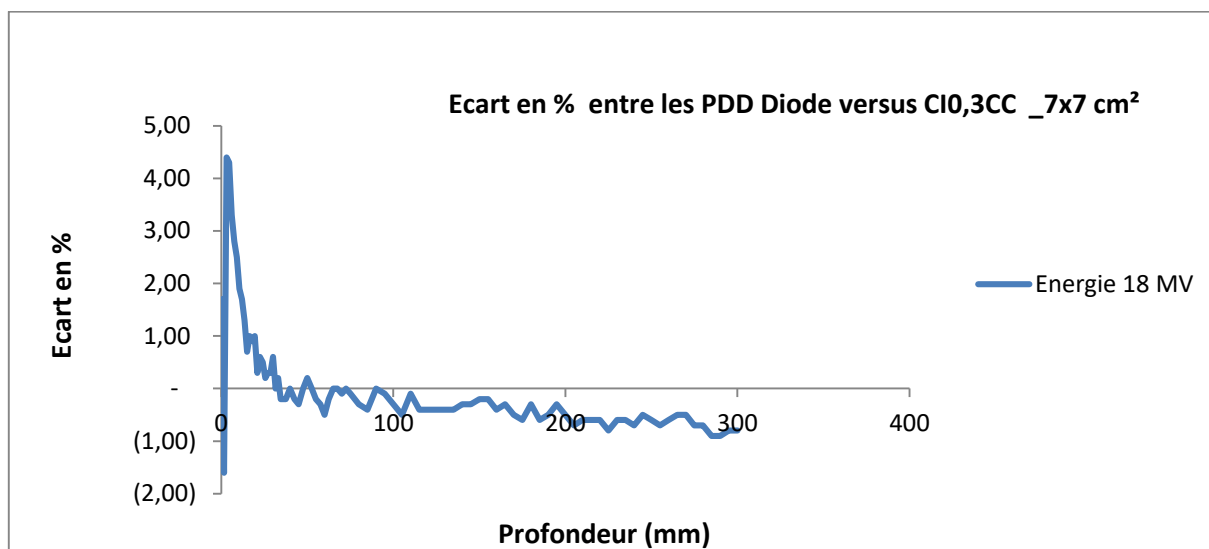
➤ **Discussion (PDD diode E versus CI 0.3 cc) Energie X18 tailles de champ 5x5 cm² :**

- Au niveau de la zone de build up (aussi appelé zone d'accumulation) : région entre $Z=0$ et $Z = Z_{max}$

L'écart en % maximale entre les deux PDD est **5,2 %** (profondeur zéro)

- Après le build up, on est dans les conditions d'équilibre électronique caractérisé par la profondeur du maximum (Z_{max}), la différence en mm entre les **Z_{max} est de 0,5 mm**

- Au niveau de la zone de décroissance de la dose pratiquement exponentielle nous constatons un écart max **- 1,3 % à la profondeur 140 mm.**



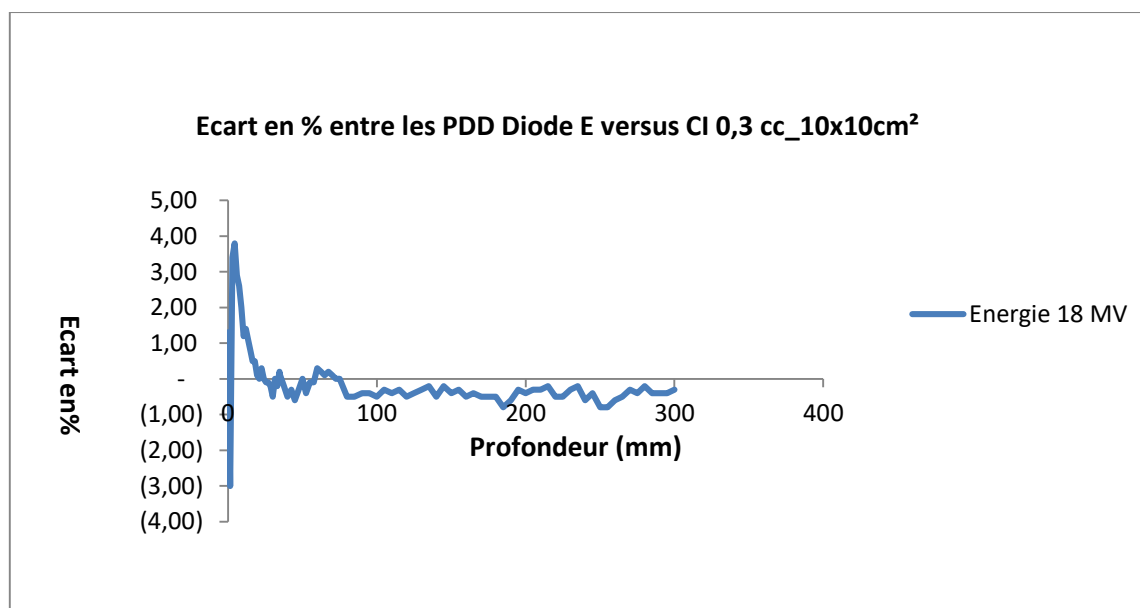
➤ **Discussion (PDD diode E versus CI 0.3 cc) Energie X18 taille de champ 7x7 cm² :**

- Au niveau de la zone de build up (aussi appelé zone d'accumulation) : région entre $Z=0$ et $Z = \text{Max}$

L'écart en % maximale entre les deux PDD est **4,4 %** (profondeur zéro)

- Après le build up, on est dans les conditions d'équilibre électronique caractérisé par la profondeur du maximum (Z_{max}), la différence en mm entre **les Z_{max} est de 2 mm**

- Au niveau de la zone de décroissance de la dose pratiquement exponentielle nous constatons un écart max **- 0,9 % à des profondeurs suivants : 285 mm, et 290 mm.**



➤ **Discussion (PDD diode E versus CI 0.3 cc) Energie X18 tailles de champ 10x10 cm² :**

- Au niveau de la zone de build up (aussi appelé zone d'accumulation) : région entre $Z=0$ et $Z = Z_{max}$

L'écart en % maximale entre les deux PDD est **3,8 %** (profondeur zéro)

- Après le build up, on est dans les conditions d'équilibre électronique caractérisé par la profondeur du maximum (Z_{max}), la différence en mm entre **les Z_{max} est de 0,5 mm**

- Au niveau de la zone de décroissance de la dose pratiquement exponentielle nous constatons un écart max **- 0,8 % à la profondeur 250 mm**

➤ **Discussion (profils diode E versus PintPoint, CI0.125cc etCI 0.3 cc) Energie X18 taille de champ 10x10 cm² à des profondeurs 5,10 et 15 cm :**

E (M V)	Taille de champ à l'iso centre	Donnés	profond eur (cm)	Diode E	PintPoint	CI 0,125 cc	CI 0,3 cc	Ecart max par rapport à La Diode E
18	10x10 cm ²	Plan transverse Homogénéité faisceaux(%)	5	2,17 %	2,50%	2,50%	3,80%	1,63%
			10	2,62 %	2,65%	2,73%	3,77%	1,15%
			15	2,87 %	2,81%	2,94%	4,34%	1,47%
		Plan transverse Symétrie faisceaux (%)	5	2,05 %	1,84%	1,62%	1,77%	-0,28%
			10	2,17 %	1,74%	1,60%	1,88%	-0,29%
			15	2,12 %	1,61%	1,51%	2,30%	0,18%

	Largeur de la Pénombre Droite (mm)	5	5,02	6,23	7,55	12,08	7,06 mm
		10	5,84	6,91	8,21	12,53	6,69 mm
		15	6,61	7,43	8,81	13,07	6,46 mm
	Largeur de la Pénombre (mm) gauche	5	4,99	6,33	7,56	11,90	6,91 mm
		10	5,69	6,92	8,19	12,48	6,79 mm
		15	6,51	7,44	8,74	12,75	6,24 mm
	Taille de champ à différentes profondeur	5	10,53 1	10,511	10,545	10,6	0,69 mm
		10	11,03 5	11,017	11,051	11,103	0,68 mm
		15	11,53 8	11,521	11,559	11,633	0,95 mm
	Taille de champ à l'iso centre	5	10,02 9	10,011	10,043	10,095	0,66 mm
		10	10,03 2	10,015	10,046	10,094	0,62 mm
		15	10,03 3	10,018	10,051	10,116	0,83 MM.

D'après le tableau ci-dessus nous constatons que diode E c'est un détecteur de choix en dosimétrie relative, grâce à sa très petite taille bon pour les mesures en surface, sa résolution spatiale, et sa capacité à bien représenter les profils de dose en particulier dans les zones à forte variation de dose. L'inconvénient la diode E dosimétrie relative limitée à une taille de champ carré qui ne dépasse pas $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en mode photons

- **Discussion : Résultats PPD Diode comparé aux différents détecteurs (PintPoint, CI0, 125, CI0.3CC) :**

Donnés	Taille de champ (cm2)	DIOD E E	PintPo int	CI 0,125 CC	CI 0,3 CC	Ecart maxpar rapport à la diode
d_{max} (cm)	4x4	3,45	3,5	3,3	3,5	1,5 mm
	5x5	3,45	3,45	3,45	3,5	0,5 mm
	7x7	3,3	3,15	3,45	3,5	2,0 mm
	10x10	3,15	3,3	3,3	3,15	1,5 mm
PDD5(%)	4x4	97,20	97,10	96,90	97,40	0,3%
	5x5	97,20	97,10	97,10	97,10	0,1%
	7x7	97,10	96,90	96,90	96,90	0,2%
	10x10	96,30	96,00	96,10	96,30	0,3%
PDD10(%)	4x4	78,30	78,30	78,50	78,80	0,5%
	5x5	78,70	78,70	79,10	79,00	0,3%
	7x7	79,30	79,30	79,40	79,60	0,3%
	10x10	79,20	78,90	79,10	79,70	0,5%
PDD20(%)	4x4	49,70	49,80	50,40	50,90	1,2%
	5x5	50,60	50,50	51,00	51,60	1,0%
	7x7	51,50	51,20	51,80	52,00	0,5%
	10x10					
PDD25(%)	4x4	40,00	39,80	40,60	41,30	1,3%
	5x5	40,50	40,40	41,20	41,70	1,2%
	7x7	41,50	41,20	41,90	42,10	0,6%
	10x10					

PDD30(%)	4x4	32,20	32,00	32,80	33,00	0,8%
	5x5	32,60	32,50	33,30	33,60	1,0%
	7x7	33,50	33,30	34,10	34,30	0,8%
	10x10					
TPR20/10	10x10	0,7740	0,7752	0,7799	0,7749	0,76%

Globalement, on observe une bonne concordance entre la diode et les autres détecteurs, avec des écarts maximaux relativement faibles, ne dépassant pas 1 mm pour la profondeur de dose maximale (d_{max}) et moins de 1 % pour la plupart des autres paramètres, ce qui témoigne de la fiabilité de la diode PPD pour les mesures dosimétriques en radiothérapie.

Concernant le d_{max} , les différences restent inférieures à 0,5 mm pour la majorité des champs étudiés, sauf pour le champ 4×4 cm² avec le détecteur CI 0,125 CC, où un écart de 1,5 mm est observé. Cela peut s'expliquer par la taille sensitive plus grande de cette chambre, qui peut influencer la précision dans les petits champs.

Pour les mesures de PDD (Percentage Depth Dose), les écarts restent inférieurs à 0,5 %, ce qui indique une bonne reproductibilité des profils de dose entre les différents détecteurs, malgré leurs caractéristiques distinctes (volume actif, géométrie).

Les résultats de TPR20/10 montrent également une bonne corrélation, avec un écart maximal de 0,76 %, ce qui reste dans les tolérances cliniques acceptées. Ces observations confirment que la diode PPD peut être utilisée avec confiance dans les mesures de TPR.

Enfin, pour les petites tailles de champ (inférieures à 5×5 cm²), la diode semble présenter une meilleure précision spatiale, ce qui est attendu vu sa très petite taille sensible, contrairement aux chambres d'ionisation qui sont plus sujettes aux effets de volume.

III.6 Conclusion

Les résultats démontrent que la diode PPD E est un détecteur fiable et précis, notamment pour les petits champs et les mesures de haute résolution. Les écarts observés par rapport aux autres détecteurs restent dans des limites cliniquement acceptables, ce qui confirme sa pertinence pour l'évaluation dosimétrique en radiothérapie.

Conclusion générale

Le présent travail avait principalement pour objet l'étude comparative entre la diode E et les trois chambres d'ionisation (Pintpoint, 0.125cc, 0.3cc). La réponse de la diode E et les trois détecteurs en fonction des différents paramètres dosimétriques (PDD, Profils) ont été analysées. Il ressort de cette étude que le détecteur diode E est très favorable pour la dosimétrie relative des faisceaux de photons de haute énergie (18MV), particulièrement dans des applications dosimétriques où la résolution spatiale est requise notamment pour les profils de doses. Les principaux avantages ce détecteur diode E peuvent être résumés comme suit :

- Elle assure des mesures précises de rendements de dose (PDD) au niveau de la zone de build up surtout au niveau de la profondeur zéro (à la surface d'eau)
- Les performances de ce détecteur ont été également analysées par comparaison avec les trois types de chambres d'ionisation, un bon accord observé entre les différentes courbes en rendement en profondeur qui ne dépasse $\pm 2\%$ au niveau de la zone de décroissance pratiquement exponentielle.
- A cause de sa petite taille et sa sensibilité, la diode E a montré une meilleure résolution spatiale dans les mesures de profils de doses

Toutefois, on note quelques inconvénients :

- La taille du champ pour les faisceaux de photons de hautes énergies est limitée à un champ carré de dimension $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- Sa fragilité mécanique plus fragile comparativement aux chambres d'ionisation

Enfin la diode E s'est révélée être un détecteur particulièrement adapté au commissionné des accélérateurs linéaires médicaux (LINAC), grâce à sa haute résolution spatiale, sa rapidité de réponse et sa capacité à effectuer des mesures fiables même dans des champs de petite taille ($1 \times 1 \text{ cm}^2$) ou à fort gradient de dose

Références Bibliographiques

- [1] Talla Abdul Hadi, "La mesure et la modélisation des faisceaux de photons de petite taille pour l'IMRT et la radiochirurgie", Université Paul Sabatier-Toulouse, 2017. Français
- [2] VALINTA D, "Les Chambres d'Ionisation", SFPH - Session d'Enseignement Post-Universitaire, TOURS, 6-7 et 8 Avril 1992.
- [3] TUBIANA M, DUTREIX J, DUTREIX A, JOCKY P, "Bases Physiques de la Radiothérapie et de la Radiobiologie", pp 250-319, Editeurs Masson et C°, Paris 1963.
- [4] MORUCCI J.P, LANSIART A, MORETTI J.L, DANET B, GUIRAUD R, LEBLANC A, "La détection et la Visualisation des Rayonnements en Médecine Nucléaire", Edit. Masson 1982.
- MYERS T, "Radiation Dosimetry", vol.1, pp317-330, Ed. F.H. ATTIX and W.C. ROESCH (New York - Academic Press), 1966.
- [5] VANDEN B P, "Technologie des Semi-Conducteurs et des Circuits Intégrés", McGraw-Hill 1986.
- VAN HEERDEN P J (1945), D'après CURTISS L.F et BROWN B.W dans leur article "Diamond as a Gamma-ray Counter", Physical Review, 72, p.643, August 1947.
- [6] IACCONI P et LAPRAZ D, "Semi-Conducteurs et Jonctions - Principes de Base et Théorie", Séminaire de Radiophysique Médicale, NICE - 23/24 Février 1989.
- [7] NOEL A, "Les Semi-Conducteurs", SFPH - Session d'Enseignement Post-Universitaire, TOURS, 6-7 et 8 Avril 1992.
- [8]RIKNER G, "Silicon Diodes as Detectors In Relative Dosimetry of Photon, Electron and Proton Radiation Fields", Doctoral Thesis, UPPSALA University, 1983.
- [9] <https://accel-link.ca/particle-accelerator/particle-accelerator-applications/accelerators-for-medicine/>
- [10] Jean-Noël BADEL. « Contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation Monte Carlo de l'image de dose portale transmise ». L'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon. 2009

- [11] Bencheikh Mohamed, « Simulation Monte Carlo d'un accélérateur linéaire pour l'optimisation de la dosimétrie en radiothérapie » thèse 2016/2017, Université Sidi Mohammed 87 Ben Abdella -Maroc-
- [12] <http://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:http://www.pmbalcen.com/fr/produits/composants-rf>
- [13] Jean-Noël BADEL. « Contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation Monte Carlo de l'image de dose portale transmise ». L'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon. 2009
- [14] <http://www.ostron.de/Bauelemente/Roehren/Klystrons/Klystron-Type-NSN-662-5861.html>
- [15] « Myriam COULIBALY & Boris GEYNET ,évolution technologique en radiothérapie externe », université de technologie compiègne , Année 2000 – 2001
- [16] Jean-Noel BADEL, « Contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation Monte Carlo de l'image de dose portale transmise » thèse 2009.
- [17] SIMEON Sébastien. « MODELISATION ET VALIDATION DE LA VERSION 7.4F DU TPS (Treatment Planning System) PINNACLE » ,UNIVERSITE BLAISE PASCAL. 2006
- [18] Marwa AISSANI et Imene YAHOUNI, « Dosimétrie des photons de haute energie », 2011, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen.
- [19] MELLE. BERKOK HOURIA, MR. FARSI ABDELSAMAD. " Détermination de la qualité des faisceaux de photons de haute énergie utilisés en radiothérapie à l'aide des différents fantômes". Physique médicale. Université de Science et de la Technologie Mohamed Boudiaf. Oran : s. n, 2009. Projet de Fin d'Etudes.
- [20] Institut de radio physique « cours de radiophysique médicale, Radiothérapie » IRA/HESAVTRM Décembre 2008.
- [21] DOSIMETRIE. <http://www.adacuser.free.fr/modules/archives/download.php?id=2>
- [22] DAHI el hadj et MEHERCHI Lamia : « Sujet Système de double calcul dosimétrique », thèse 2010/2011, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen.
- [23] Bulgarian Chemical Communications,«Dosimetry acceptance test of linear accelerator Varian Clinac iX scienceDirect», Volume 47, Special Issue B (pp. 458-463) 2015

[24] "Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice", Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna, 2007.

[25] "Semiconductor dosimetry in modern external-beam radiation therapy", Anatoly B Rosenfeld et al. Phys Med Biol. 2020