

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCH SCIENTIFIQUE

جامعة عمار التليجي - الاغواط

UNIVERSITE AMAR TELIDJI LAGHOUAT



كلية العلوم

FACULTE DES SCIENCES

قسم علوم المادة

Département Sciences de la Matière

**Mémoire de Master**

**Domaine :** Sciences de la matière

**Filière :** Physique

**Option :** Physique médicale

**Présenté par :**

FALI Imane.

**THEME :**

---

## Les tests d'acceptation d'un accélérateur linéaire type Varian 2100C

---

*Soutenu publiquement devant le jury composé de :*

M.LEFKAIR IBN KHALDOUN	<b>Professeur</b>	Président.
M.ZERGUINI HOUCINE	<b>MAA</b>	Examineur.
M.RDJEM FETHI	<b>MAB</b>	Examineur.
Mme.AISSOUS BASMA	<b>MAA</b>	Co-encadreuse.
KOUADRI MOSTFAOUI ABDLKADER	<b>Physicien détaché de recherche C.R.N.A</b>	Encadreur.

**Année Universitaire : 2018-2019.**



## **Remerciement :**

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

*Je tiens à exprimer mes profonds remerciements à mon encadreur Monsieur KOUADRI MOSTFAOUI ABDLKADER, physicien détaché du centre de recherche nucléaire d'Alger, qui m'a proposé le thème de ce mémoire et m'a guidé avec ses précieux conseils et suggestions. Il était confiant en ce qu'il fait et patient avec nous tout au long du stage. Sa foi se manifeste dans son travail et se répand pour nous influencer tous.*

*Je tiens à remercier aussi ma Co-encadreuse Madame AISSOUS BASMA, maître assistante à l'université de Laghouat, pour suivre de près la réalisation de ce travail et ses précieux conseils ainsi pour son engagement et son soutien.*

*Merci également à Dr. DEBAA radiothérapeute au centre anticancéreux OUARGLA qu'est répondit avec patience et passion à nos questions et l'équipe des manipulateurs pour leur aide et leur gentillesse.*

*Nous tenons également à remercier très chaleureusement :*

*Monsieur LEFKAIR IBN KHALDOUN maitre de conférences à l'université de LAGHOUAT pour son aide et de nous faire l'honneur de présider le jury de la soutenance.*

*Monsieur ZERRGUINI HOCINE maitre-assistant et chef de spécialité de la physique médicale à l'université de LAGHOUAT pour leurs efforts déployés pour la réussite de notre spécialité. Monsieur RJAM FATHI maitre-assistant a l'université de LAGHOUAT pour ses conseils précieux et ses encouragements.*

*J'exprime toute ma reconnaissance et gratitude à l'administration et à l'ensemble du corps enseignant de l'Université de AMAR TELIDJI LAGHOUAT pour leurs efforts à nous garantir la continuité et l'aboutissement de ce programme de Master. Je tiens également à remercier très chaleureusement toute la promo de « PHYSIQUE MEDICALE », et tous mes amies.*

*Enfin, je tiens à exprimer ma gratitude pour tous ceux que je n'ai pas cités et qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce mémoire et à l'accomplissement de ce projet.*

## **Dédicace :**

*Je dédie ce modeste travail à :*

*À ma très chère mère, tu m'as donné la vie, la tendresse et le courage pour réussir. Tout ce que je peux t'offrir ne pourra exprimer l'amour et la reconnaissance que je te porte. En témoignage, je t'offre ce modeste travail pour te remercier pour tes sacrifices et pour l'affection dont tu m'as toujours entourée.*

*À la mémoire de mon père qui nous a quittés trop tôt. J'espère que, d'où il est maintenant, il apprécie cet humble geste comme preuve de reconnaissance de la part d'une fille qui a toujours prié pour le salut de son âme. Puisse Dieu, le tout puissant, l'avoir en sa sainte miséricorde.*

*À mon grand Père, l'épaulé solide, l'œil attentif compréhensif et la personne la plus digne de mon estime et de mon respect. Aucune dédicace ne saurait exprimer mes sentiments, que Dieu te Préserve et te procure la santé et une longue vie.*

*À la mémoire de ma grande mère, j'aurais tant aimé que tu sois présente. Que Dieu ait votre âme dans sa sainte miséricorde.*

*À ma chère sœur, son mari, et ses enfants MUATASSIM BILLAH et AYHAM, qui n'ont pas cessé de me conseiller, encourager et soutenir tout au long de mes études. Que Dieu les protège et leur offre de la chance et le bonheur.*

*À mon frère, mon conseiller et ami fidèle, qui m'a soutenue dans les moments difficiles et m'a pris doucement par la main pour traverser ensemble des épreuves pénibles... Je te suis très reconnaissante, et je ne te remercierai jamais assez pour ton amabilité, ta générosité, ton aide précieuse.*

*À mes chers oncles, tantes, et ses enfants. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de mon respect le plus profond et mon affection la plus sincère.*

*À mes amis de toujours : KAOUTHÈR, CHERIFA, AICHA, qui ont partagé avec moi tous les émotions lors de la réalisation de ce travail. Elles m'ont chaleureusement supporté et encouragé tout au long de mon parcours. En souvenir de notre sincère et profonde amitié et des moments agréables que nous avons passés ensemble.*

*À mes amis : HOUDA, NOUREDDINE, AMINE, BELGACEM qui m'ont toujours encouragé, et à qui je souhaite plus de succès. À tous ceux que j'aime et ceux qui m'aiment.*

---

# Table des matières

---

Liste des figures

Liste des tableaux

Abréviations

Introduction générale

## **Chapitre I : Interaction rayonnement-matière.**

I.1 Introduction.....	1
I.2 Interaction photon-matière.....	5
I.2.1 L'effet Thomson.....	5
I.2.2 L'effet photo-électrique.....	6
I.2.3 L'effet Compton.....	6
I.2.4 Création de paires ou matérialisation.....	7
I.3 Domaine de prédominance de ces différents effets.....	8
I.4 Transfert linéique d'énergie (TEL) .....	9
I.5 Loi d'atténuation des rayonnements électromagnétiques.....	9
I.6 Interaction électrons-matière.....	10
I.7 La dosimétrie.....	11
I.7.1 Les grandeurs fondamentales en dosimétrie.....	11
I.7.1.1 L'exposition.....	11
I.7.1.2 Le kerma.....	12
I.7.1.3 Le débit de kerma.....	13
I.7.1.4 Dose absorbée.....	13
I.7.1.5 Le débit de Dose absorbée .....	14
I.7.2 Paramètres de caractérisation des faisceaux.....	14
I.7.2.1 Conditions géométriques de référence.....	14
I.7.2.2 Rapport tissu-fantôme .....	15
I.7.2.3 Facteur d'ouverture du collimateur.....	16

I.7.2.4 Le rendement en profondeur.....	17
I.7.2.5 Profil de dose.....	19
I.7.2.5.1 La région centrale.....	20
I.7.2.5.2 La pénombre physique.....	20
I.7.2.5.3 L'ombre.....	20
I.7.2.5.4 La planéité de faisceau.....	20
I.7.2.5.5 La symétrie.....	20
Conclusion.....	21

## **Chapitre II: La description des composants d'accélérateurs linéaire d'électron**

II.1 Introduction.....	23
II.2. L'historique .....	23
II.3. L'accélérateur : fonctionnement, types et conception.....	25
II.3.1 Composantes d'un accélérateur en général.....	25
II.3.1.1 Source de particules.....	25
II.3.1.2 Champ électrique.....	25
II.3.1.3 Élément assurant la focalisation du faisceau.....	25
II.3.1.4 Déflecteurs qui déplacent le faisceau dans la direction voulue.....	26
II.3.1.5 Cavités résonante ou guide d'onde.....	26
II.3.1.6 Détecteurs.....	26
II.3.1.7 Cible.....	27
II.3.2 Les types d'accélérateur.....	27
II.3.2.1 Accélérateurs linéaires.....	27
II.3.2.2 Accélérateur circulaire.....	30
II.3.2.2.1 Les cyclotrons.....	30
II.3.2.2.2 Les synchrotrons.....	30
II.3.2.2.3 Les collisionneurs.....	31
II.4 La description générale de l'accélérateur linéaire.....	31
II.4.1 Le système d'injection.....	33
II.4.2 La section accélératrice.....	34
II.4.2.1 Le magnétron.....	34
II.4.2.3 Le modulateur.....	35
II.4.3 Tête de traitement du linac.....	35

II.4.3.1 Cible productrice de photons.....	36
II.4.3.2 Collimateur primaire.....	37
II.4.3.3 Le cône égalisateur.....	38
II.4.3.4 Chambre d'ionisation.....	38
II.4.3.5 Collimateurs secondaires.....	39
II.4.4 Table de traitement.....	40
Conclusion.....	40

### **Chapitre III : Les tests d'acceptation et les équipements de mesures.**

III.1. Introduction.....	42
III.2. Tests d'acceptation.....	42
III.2.1 Vérification des systèmes sécurités et voyants.....	42
III.2.1.1 Contrôles visuels.....	42
III.2.1.2 Tests sécurités.....	43
III.2.2 Contrôle mécanique du Varian 2100C.....	43
Equipement de mesures.....	43
III.2.2.1 Vérification de la projection du réticule avec la rotation de collimateur et de bras.....	43
▪ <i>Condition de mesures</i>	
▪ <i>Procédure</i>	
▪ <i>Résultat</i>	
III.2.2.2 Vérification de la rotation isocentrique de la table.....	45
▪ <i>Condition de mesures</i>	
▪ <i>Procédure</i>	
▪ <i>Résultat</i>	
III.2.2.3 Affichage des dimensions du champ lumineux.....	46
▪ <i>Condition de mesures</i>	
▪ <i>Procédure</i>	
▪ <i>Résultat</i>	
III.2.2.4 Télémètre et hauteur table.....	48
▪ <i>Condition de mesures</i>	
▪ <i>Procédure</i>	
▪ <i>Résultat</i>	
III.2.2.5 Vérification à l'échelle angulaire.....	49

III.2.2.5.1 Collimateur.....	49
▪ <i>Condition de mesures</i>	
▪ <i>Procédure</i>	
▪ <i>Résultat</i>	
III.2.2.5.2 Bras.....	50
▪ <i>Condition de mesures</i>	
▪ <i>Procédure</i>	
▪ <i>Résultat</i>	
III.2.2.6 Table de traitement.....	51
▪ <i>Condition de mesures</i>	
III.2.2.6.1 Déplacement vertical.....	52
▪ <i>Procédure</i>	
▪ <i>Résultat</i>	
III.2.2.6.2 Vérification des graduations de la table du traitement.....	52
▪ <i>Procédure</i>	
▪ <i>Résultat</i>	
III.2.2.6.3 Vérification de la table et de son horizontalité de la rigidité..	53
▪ <i>Procédure</i>	
▪ <i>Résultat</i>	
III.2.2.7 Correspondance du champ physique et du champ lumineux.....	54
III.2.2.7.1 En régime de photon .....	55
▪ <i>Condition de mesures :</i>	
▪ <i>Procédure</i>	
▪ <i>Résultat</i>	
III.2.2.7.2 En régime d'électron.....	56
▪ <i>Condition de mesures</i>	
▪ <i>Procédure</i>	
▪ <i>Résultat</i>	
III.2.2.8 Vérification de l'isocentre radiatif pour rotation de bras ( Spoke Shot)..	57
▪ <i>Condition de mesures</i>	
▪ <i>Procédure</i>	
▪ <i>Résultat</i>	
III.2.2 Contrôle dosimétrique du Varian 2100C.....	57

III.2.2.1 Equipement de mesures.....	57
III.2.2.1.1 Les chambres d'ionisations.....	58
III.2.2.1.2 Cuve à eau.....	59
III.2.2.1.3 Electromètres.....	59
III.2.2.1.4 L'appareil de commande MP3.....	61
III.2.2.1.5 Logiciel d'acquisition des données Mephysto.....	62
III.2.2.1.6 Thermomètre et baromètre.....	63
III.2.2.1.7 Montage expérimental de la cuve à eau.....	63
III.2.2.2 Contrôle de l'énergie.....	66
III.2.2.2.1 En mode de photon.....	66
III.2.2.2.2 PDD d'ionisation pour faisceaux d'électron.....	68
III.2.2.3 Planéité et symétrie des champs d'irradiation .....	71
III.2.2.3.1 En mode de photon.....	71
III.2.2.3.1 En mode d'électron.....	73
III.2.2.4 Ajustement des débits de dose.....	76
III.2.2.4.1 Les photons.....	76
▪ <i>Conditions de mesure</i>	
▪ <i>Mesure des Débits</i>	
▪ <i>Procédure</i>	
▪ <i>Résultat</i>	
III.2.2.4.2 Les électrons.....	79
▪ <i>Conditions de mesure</i>	
▪ <i>Mesure des Débits</i>	
▪ <i>Résultat</i>	
III.2.2.5 Les tests de reproductibilité.....	81
▪ Equipement de mesure	
▪ <i>Conditions de mesure</i>	
III.2.2.5.1 Reproductibilité à court terme.....	82
III.2.2.5.2 Reproductibilité de débit de dose.....	83
III.2.2.5.4 Reproductibilité et l'angle de bras.....	84
Conclusion.....	85
Conclusion générale.....	86
Références.....	88

---

## *Liste des figures :*

---

### *Chapitre I :*

<b>Figure I.1:</b> Classification de rayonnement.....	5
<b>Figure I.2 :</b> L'effet photo-électrique.....	6
<b>Figure I.3 :</b> L'effet compton.....	7
<b>Figure I.4 :</b> Création de paires.....	8
<b>Figure I.5 :</b> Prédominance des interactions photon – matière en fonction de l'énergie du photon incident ( $h\nu$ ) et du numéro atomique ( $Z$ ).....	9
<b>Figure I.6 :</b> Présentation schématique des interactions électron matière : à gauche émission de photons de freinage, à droite émission de photons caractéristiques.....	10
<b>Figure I.7 :</b> Représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé.	12
<b>Figure I.8 :</b> <b>Figure I.7 :</b> L'énergie communiquée à la matière.....	13
<b>Figure I.9 :</b> Conditions de référence.....	15
<b>Figure I.10 :</b> Définition du rapport tissu-fantôme.....	15
<b>Figure I.11 :</b> Définition du facteur d'ouverture du collimateur en condition isocentrique.....	16
<b>Figure I.12 :</b> Exemple de valeurs de FOC.....	17
<b>Figure I.13:</b> Définition du rendement en profondeur.....	17
<b>Figure I.14 :</b> Allure de la variation du rendement en profondeur de la dose (PDD) dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale de 12 MV et une taille de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$	18
<b>Figure I.15 :</b> Allure du profil de la dose de faisceau de photons.....	19

### *Chapitre II :*

<b>Figure II.1 :</b> Les régimes d'énergies de différents accélérateurs en fonction de leur époque...	23
<b>Figure II.2 :</b> Schéma de l'accélérateur tandem Van de Graaff.....	28
<b>Figure II.3 :</b> Schéma d'un accélérateur électrostatique type cockroft.....	28

<b>Figure II.4</b> : Schéma d'un accélérateur linéaire de type Wideroë.....	29
<b>Figure II.5</b> : Schéma d'un accélérateur linéaire à électron.....	29
<b>Figure II.6</b> : Action d'un champ magnétique sur une particule chargée.....	30
<b>Figure II.7</b> : Structure basique du synchrotron à protons.....	31
<b>Figure II.8</b> : Schéma de collisionneurs.....	31
<b>Figure II.9</b> : Schéma typique d'un linac présentant les éléments de la section accélératrice et la tête de traitement.....	32
<b>Figure II.10</b> : Accélérateur d'électron.....	32
<b>Figure II.11</b> : Accélérateur linéaire du service CAC d'Ouargla, type Varian 2100C.....	33
<b>Figure II.12</b> : Synoptique d'un canon d'électrons.....	33
<b>Figure II.13</b> : Schéma du tube accélérateur des électrons du linac Varian 600c.....	34
<b>Figure II.14</b> : Le magnétron .....	34
<b>Figure II.15</b> : Coupe transversale d'un magnétron.....	34
<b>Figure II.16</b> : Le klystron.....	35
<b>Figure II.17</b> : Schéma typique simplifié de la tête du linac et ses différents constituants.....	36
<b>Figure II.18</b> : Schéma de la tête d'un accélérateur. A gauche, production de photons; à droite, production d'électrons.....	36
<b>Figure II.19</b> : Phénomène de freinage.....	37
<b>Figure II.20</b> : Collimateur primaire d'un linac construit à base de tungstène.....	37
<b>Figure II.21</b> : Cône égalisateur d'un linac Varian 18 X.....	38
<b>Figure II.22</b> : Chambre d'ionisation.....	39
<b>Figure II.23</b> : Collimateur secondaire.....	39
<b>Chapitre III :</b>	
<b>Figure III-1</b> : Schéma d'une unité de traitement.....	44
<b>Figure III-2</b> : Condition de mesure de télémètre et hauteur table.....	48
<b>Figure III-3</b> : Condition de mesure de contrôle d'angle du collimateur.....	50
<b>Figure III-4</b> : Condition de mesure de contrôle d'angle du bras.....	51
<b>Figure III-5</b> : Correspondances entre les deux champs lumineux et irradiations en mode photons.....	55

<b>Figure III-6:</b> Correspondances entre les deux champs lumineux et irradiations en mode électrons.....	56
<b>Figure III-7:</b> condition de mesure de test spoke shot.....	57
<b>Figure III-8:</b> Chambre d'ionisation ROOS (CAC Ouargla).....	58
<b>Figure III-9:</b> Schéma d'une chambre d'ionisation Farmer.....	58
<b>Figure III-10:</b> Cuve à eau de type MP3.....	59
<b>Figure III-11:</b> Moteur piloté pour le déplacement de la chambre d'ionisation.....	59
<b>Figure III-12:</b> Electromètre de type UNIDOS (PTW) (CAC Ouargla).....	60
<b>Figure III-13:</b> Electromètre TANDEM (CAC Ouargla).....	60
<b>Figure III-14:</b> Contrôleur PTW (CAC Ouargla).....	61
<b>Figure III-15 :</b> L'appareil de commande MP3 avec affichage des coordonnées et touche de commande (CAC Ouargla).....	62
<b>Figure III-16 :</b> Logiciel d'acquisition des données Mephysto .....	63
<b>Figure III-17 :</b> Thermomètre et baromètre (CAC Ouargla).....	63
<b>Figure III-18 :</b> Cuve à eau en cours de montage (CAC Ouargla).....	64
<b>Figure III-19:</b> Position de la chambre relative (CAC Ouargla).....	65
<b>Figure III-20 :</b> Position de la chambre de référence (CAC Ouargla).....	65
<b>Figure III-21:</b> Mesure de $TPR_{20,10}$ à 20cm et 10cm pour une distance source collimateur fixé pour un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .....	66
<b>Figure III-22:</b> Rendement en profondeur pour faisceau de photon d'énergie 6MV.....	67
<b>Figure III-23:</b> Rendement en profondeur pour faisceau de photon d'énergie 18MV.....	68
<b>Figure III-24:</b> Rendement en profondeur pour faisceau d'électron d'énergie 6MeV.....	69
<b>Figure III-25:</b> Rendement en profondeur pour faisceau d'électron d'énergie 9MeV.....	70
<b>Figure III-26:</b> Rendement en profondeur pour faisceau d'électron d'énergie 12MeV.....	70
<b>Figure III-27:</b> Rendement en profondeur pour faisceau d'électron d'énergie 15MeV.....	71
<b>Figure III-28:</b> Rendement en profondeur pour faisceau d'électron d'énergie 18MeV.....	71
<b>Figure III-29:</b> Profil de dose de taille du champ $10 \times 10$ pour l'énergie 6MV.....	72
<b>Figure III-30:</b> Profil de dose de taille du champ $10 \times 10$ pour l'énergie 18MV.....	72
<b>Figure III-31:</b> Profil de dose de taille du champ $10 \times 10$ pour l'énergie 6MeV.....	74
<b>Figure III-32:</b> Profil de dose de taille du champ $10 \times 10$ pour l'énergie 9MeV.....	74
<b>Figure III-33:</b> Profil de dose de taille du champ $10 \times 10$ pour l'énergie 12MeV.....	75
<b>Figure III-34:</b> Profil de dose de taille du champ $10 \times 10$ pour l'énergie 15MeV.....	75

<b>Figure III-35:</b> Profil de dose de taille du champ 10X10 pour l'énergie 15MeV.....	76
<b>Figure III-36:</b> Worksheet for the determination of the absorbed dose to water in a high-energy photon-beam.....	81
<b>Figure III-37:</b> Condition de mesure des tests de reproductibilité.....	82

---

## *Liste des tableaux :*

---

<b>Tableau (III1):</b> Vérification de la projection du réticule avec la rotation de collimateur.....	44
<b>Tableau (III2) :</b> Vérification de la projection du réticule avec la rotation de bras.....	45
<b>Tableau (III3) :</b> Vérification de la rotation isocentrique de la table.....	45
<b>Tableau (III4) :</b> Affichage des dimensions du champ lumineux avec le bras à 0°.....	46
<b>Tableau (III5) :</b> Affichage des dimensions du champ lumineux avec le bras à 90°.....	47
<b>Tableau (III6) :</b> Télémètre et hauteur table.....	49
<b>Tableau (III.7) :</b> Contrôle d'angle du collimateur.....	50
<b>Tableau (III.8) :</b> Contrôle d'angle du bras.....	51
<b>Tableau (III.9) :</b> Vérification des graduations de la table du traitement.....	53
<b>Tableau III.10) :</b> Contrôle Déplacement latérale et longitudinal de la table.....	54
<b>Tableau (III.11) :</b> Correspondance du champ physique et du champ lumineux en mode de photon.....	55
<b>Tableau (III.12) :</b> Correspondance du champ physique et du champ lumineux en mode d'électron.....	56
<b>Tableau (III.13):</b> Mesure de $TPR_{20,10}$ pour un champ 10x10.....	67
<b>Tableau (III.14) :</b> $D_{max}$ et le PDD à 10cm.....	68
<b>Tableau (III.15) :</b> Le contrôle d'énergie en mode d'électron et niveau de la contamination...	69
<b>Tableau (III.16):</b> Planéité et symétrie des champs d'irradiation en mode de photon.....	72
<b>Tableau (III.17) :</b> Planéité et symétrie des champs d'irradiation en mode d'électron.....	76
<b>Tableau (III.18) :</b> Mesure des Débits pour les photons.....	78
<b>Tableau (III.19) :</b> Mesure des Débits pour les électrons.....	81

<b>Tableau (III.20) :</b> Reproductibilité à court terme.....	83
<b>Tableau (III.21) :</b> Reproductibilité de débit de dose .....	83
<b>Tableau (III.22) :</b> Reproductibilité et l'angle de bras.....	84

---

## *Abréviation :*

---

<b>CAC</b>	Centre Anti Cancer.
<b>CEI</b>	Commission électrotechnique internationale.
<b>CP</b>	CroosPlane.
$\dot{D}$	Débit de dose absorbée.
$\dot{K}$	Débit de Kerma.
<b>D</b>	Dose absorbée.
<b>DSA</b>	Distance source-axe.
<b>DSP</b>	Distance source-peau.
<b>SSD</b>	Distance source surface.
<b>FOC</b>	Facteur d'ouverture du collimateur .
<b>GY</b>	Gray.
<b>IP</b>	InPlane.
<b>ICRU</b>	International commission on radiation units and measurements.
$K_{col}$	Kerma de collision.
$K_{rad}$	Kerma radiatif.
<b>KeV</b>	Kilo Electron Volt.
<b>Kerma</b>	Kinetic Energy Released per unit Mass in the medium.
<b>RTF</b>	Le rapport tissu-fantôme.
<b>RP</b>	Le rendement en profondeur.

<b>MeV</b>	Méga Electron Volt.
<b>MV</b>	Méga Volt.
<b>MEPHYSTO</b>	Medical Physics Tool.
<b>OAR</b>	Off-axis ratio.
<b>PDD</b>	Percentage depth dose.
<b>PTW</b>	Physikalisch –Technische werkstätten
<b>PMMA</b>	Polyméthacrylate de méthyle.
<b>RTM</b>	Rapport tissu-maximum.
<b>RR</b>	Rep rate.
<b>TPR</b>	Tissue phantom ratio.
<b>TLE</b>	Transfert linéique d'énergie.
<b>UM</b>	Unité moniteur.
<b>Unidos</b>	Universelle Dosimètre

## Introduction générale :

Les traitements des cancers par radiothérapie atteignent de nouveaux sommets grâce aux progrès continus des technologies de contrôle des accélérateurs et des ordinateurs. Les accélérateurs linéaires (linacs) contrôlés par ordinateur sont de plus en plus utilisés en clinique. Le paradigme du processus d'administration du traitement a complètement changé.

Historiquement, les accélérateurs linéaires ont été utilisés pour délivrer un rayonnement d'intensité uniforme à travers des ouvertures de champ façonnées par des mâchoires. Maintenant, l'accent est mis sur la mise en forme des ouvertures de champ avec un système de collimateur à plusieurs lames et sur la variation de l'intensité du rayonnement avec le mouvement dynamique du système de collimateur afin de délivrer un rayonnement conforme au volume cible (imrt vmat stéréotaxie).

Le principe fondamental est que le volume de dose élevée est limité à la forme du tissu cancéreux tout en excluant au maximum les tissus normaux du volume de dose élevée. Par conséquent, les tests d'acceptation et la mise en service d'un accélérateur linéaire peuvent être assez complexes et peuvent varier d'un établissement à l'autre, en fonction de la complexité de la technique utilisée.

L'objectif principal est que les spécifications de l'accélérateur doivent répondre aux besoins clairement définis de l'installation sur la durée de vie prévue de l'accélérateur, qui peut aller jusqu'à 10 ans. Il est très important que le processus de sélection de l'équipement comprenne les informations fournies par les radio-oncologues, les physiciens, les thérapeutes et les ingénieurs des installations. [1]

La sélection, les tests d'acceptation et la mise en service d'un linac impliquent:

- Evaluation des besoins cliniques.
- Examen du cahier des charges et du contrat d'achat.
- Conception et construction de l'installation destinée à accueillir la nouvelle machine.
- Installation de la machine, contrôles de sécurité et contrôle radiologique initial.
- Test de réception de la machine.
- Mise en service de la machine pour une utilisation clinique.

- Rapport final et documentation.
- Formation du personnel à l'utilisation sûre et efficace de l'accélérateur.
- Etablissement des paramètres et du calendrier d'assurance qualité de base.

L'objet d'étude de notre mémoire de fin d'étude repose sur l'accélérateur linéaire médical. Notre travail consiste à étudier les accélérateurs de particule et à faire une description générale de ces accélérateurs. En effet, nous allons étudier la géométrie et les matériaux des modificateurs du faisceau de photons et leur impact sur les distributions de la dose pour développer les technologies associées, ainsi d'optimiser la dosimétrie délivrée en radiothérapie.

Dans cette perspective, nous pouvons formuler la problématique suivante : Comment se rassurer que ces accélérateurs linéaires type varian2100C sont prêts à l'utilisation et quels procédures et applications suivent-ils les tests d'acceptation ?

Pour tenter de trouver des éléments de réponse à cette problématique nous proposons nos hypothèses qui restent à vérifier tout au long de notre travail :

- Après les tests d'acceptation, est-ce que les spécifications mécaniques et dosimétriques, sécurités décrites dans le bon de commande sont remplies ou pas ?.
- est-ce que les équipements ne présentent aucun danger électrique ni de radiation pour le personnel et les patients ?.

Pour suivre notre étude, nous avons effectué notre stage au niveau de service de radiothérapie, plus précisément au niveau de Centre anti-Cancer à l'hôpital Mohammed Boudiaf de Ouargla. Nous avons pu vérifier les hypothèses déjà proposées grâce à ce que nous avons remarqué et expérimenté pendant la pratique sous la direction de Monsieur KOUADRI MOSTEFAOUI Abd Elkader physicien détaché du centre de recherche nucléaire d'Alger.

Ce mémoire se compose en trois chapitres. Le premier chapitre consiste à présenter les différents paramètres physiques et dosimétriques de la radiothérapie externe tels que les interactions rayonnement avec la matière et les grandeurs fondamentales en dosimétrie et Paramètres de caractérisation des faisceaux.

Dans le deuxième chapitre, nous avons développé les différentes évolutions technologiques des accélérateurs, leurs propriétés qui permettent leur classification en famille (accélérateurs linéaires, accélérateurs circulaires, etc.). Nous avons également réalisé la

description générale des différents accélérateurs. Ainsi, nous avons entamé une description détaillée de l'accélérateur linéaire médical en présentant ses constituants, principalement, les éléments de la tête de l'accélérateur.

Le troisième chapitre est consacré pour déterminer expérimentalement les méthodes des mesures sur l'accélérateur linéaire type Varian 2100C, les tolérances adoptées, l'action immédiate. A la fin de chacune des parties, nous avons ajouté un tableau qui résume les actions principales à mener sur l'accélérateur utilisé.

A la fin, nous clôturons notre travail de recherche par une conclusion générale sur la mise en œuvre et l'importance des protocoles des tests d'acceptation mécaniques et dosimétriques dans un service de radiothérapie.

---

**Chapitre I :**

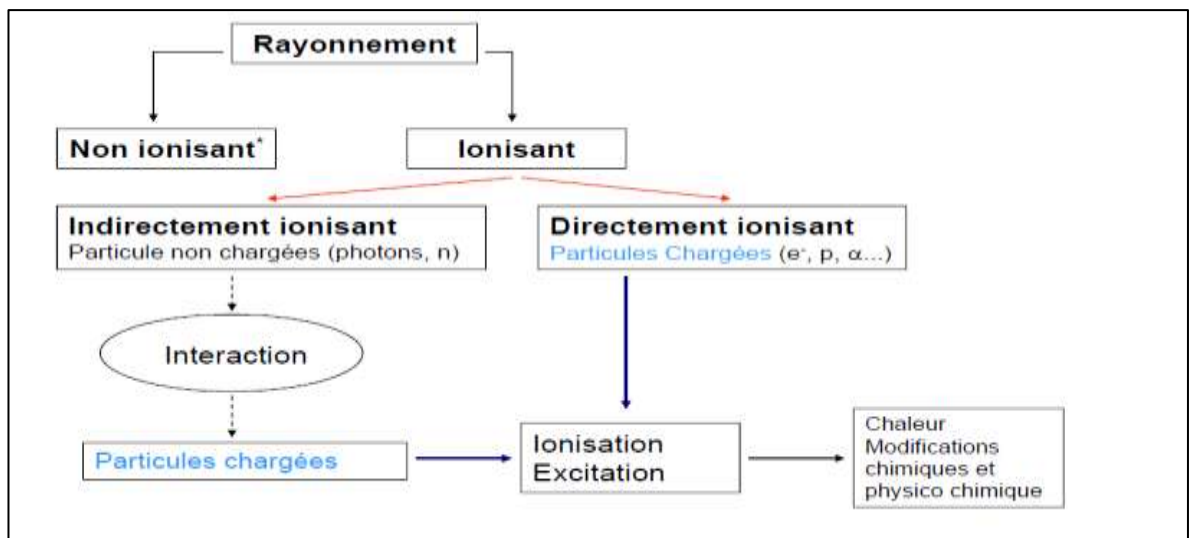
**Interactions rayonnements-matière**

---

## I.1 Introduction :

On peut définir un rayonnement comme un mode de propagation de l'énergie dans l'espace, sous forme de particules ou de photons. Les rayonnements ne peuvent être caractérisés et détectés qu'à travers leurs interactions avec la matière dans laquelle ils se propagent. Ils peuvent céder au milieu traversé, une partie ou la totalité de leur énergie. Le milieu absorbant subit donc des modifications dues à l'absorption des rayonnements.

On peut classer les rayonnements en deux catégories selon leurs natures et selon leurs effets sur la matière (**Figure I.1**). [2]



**Figure I.1:** Classification de rayonnement. [3]

## I.2 Interaction photon-matière :

Les photons peuvent interagir avec la matière par effet d'absorption (toute l'énergie est libérée), par diffusion inélastique (une partie de l'énergie est absorbée) ou par diffusion élastique (l'énergie n'est pas absorbée). Ces interactions peuvent avoir lieu avec les électrons de la matière, avec le noyau ou avec le champ électromagnétique du noyau. [4]

### I.2.1 L'effet Thomson :

La diffusion d'un photon de faible énergie s'effectue sur un électron, assez fortement lié à l'atome pour que ce soit l'ensemble de l'atome qui absorbe le recul. Le transfert d'énergie à l'atome est alors négligeable : le photon est diffusé sans perte d'énergie. [3] La mécanique

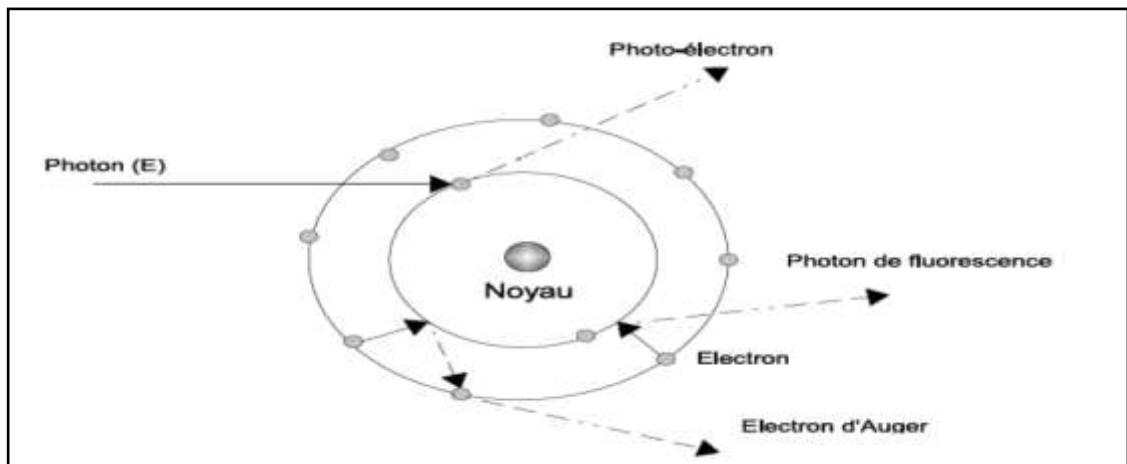
quantique prouve que la diffusion Thomson est une extrémité de la diffusion de Compton lorsque l'énergie photonique incidente est ramenée à zéro. [5]

### I.2.2 L'effet photo-électrique :

L'effet photoélectrique est un phénomène dans lequel des électrons sont émis par la matière après l'absorption d'énergie par un rayonnement électromagnétique tel que les rayons X ou la lumière visible. Les électrons émis peuvent être appelés photoélectrons. L'énergie des électrons émis ne dépend pas de l'intensité du rayonnement incident, mais est liée à la longueur d'onde du rayonnement. Lorsque la longueur d'onde est plus courte, les électrons ayant une énergie plus grande sont émis. Pour élucider ces résultats expérimentaux, Einstein a proposé que le rayonnement incident soit un quantum (photon) ayant l'énergie de  $E = h\nu$  et il a supposé que le photoélectron est produit lorsqu'un électron dans la matière absorbe complètement un photon (**Figure I.2**). Le photon incident disparaît donc. L'énergie cinétique d'un photoélectron,  $T$ , est représentée :

$$T = h\nu - B \quad (\text{I-1}).$$

Où  $B$  est l'énergie de liaison d'une orbite à électrons. [4]



**Figure I.2** :L'effet photo-électrique [3]

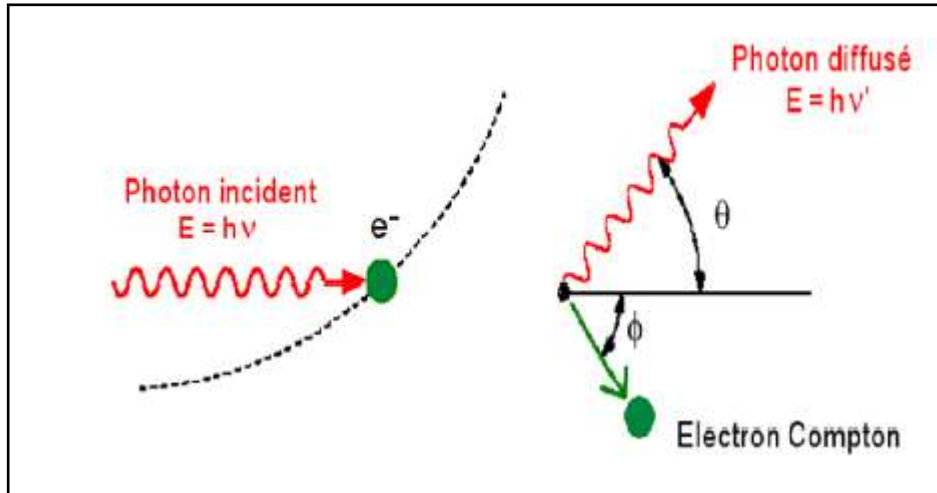
### I.2.3 L'effet Compton :

L'effet Compton, illustré par la **figure I.3**, résulte de l'interaction d'un photon incident d'énergie  $E_\nu$  et un électron libre ou faiblement lié de la cible, dont l'énergie de liaison et l'énergie cinétique sont négligeables devant  $E_\nu$ . Au cours de cette interaction qui peut être décrite comme une collision, l'électron, dit électron Compton, acquiert une énergie cinétique  $E_e$  et un

photon diffusé, dit photon de recul, est émis avec l'énergie  $h\nu$  dans une direction faisant un angle  $\theta$  avec la direction du photon incident. La conservation de l'énergie entraîne que :

$$h\nu = h\nu' + E_e \quad (\text{I-2}).$$

Les énergies  $E_e$  (emportée par l'électron Compton) et  $h\nu'$  (emportée par le photon diffusé) obéissent aux relations suivantes, dites formules de Compton :



**Figure I.3 :** L'effet compton [6]

$$E_e = h\nu_0 \frac{\frac{h\nu_0}{m_0c^2}(1 - \cos \theta)}{1 + \frac{h\nu_0}{m_0c^2}(1 - \cos \theta)} \quad (\text{I-3}).$$

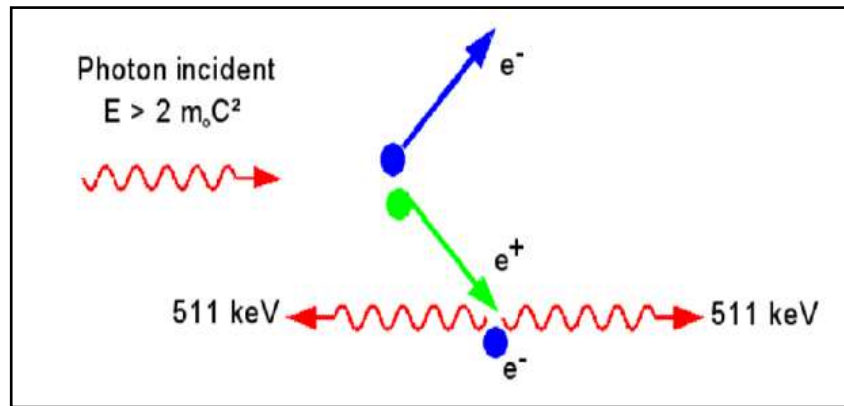
$$h\nu' = h\nu_0 \frac{h\nu_0}{1 + \frac{h\nu_0}{m_0c^2}(1 - \cos \theta)} \quad (\text{I-4}).$$

#### I.2.4 Création de paires ou matérialisation :

Lorsque l'énergie des photons est au moins deux fois supérieure à la masse au repos des électrons ( $h\nu \geq 2 mc^2$ ), le photon est converti en une paire d'électrons-positrons au voisinage d'un noyau (**Figure I.4**). La création de paires se produit dans le domaine de l'électron atomique pour le photon énergie supérieure à  $4 mc^2$ ; Cependant, sa probabilité est très faible. Ce processus est appelée création de paires de triplets, car un autre électron reculé est produit. Dans la création de paires photon-noyau, l'énergie récupérée d'un noyau lourd est négligeable. Par conséquent, l'énergie du photon est convertie en :

$$h\nu = 2mc^2 + T_+ + T_- \quad (\text{I-5}).$$

Où  $T_+$  et  $T_-$  représentent les énergies cinétiques du positron et de l'électron, respectivement. La distribution d'énergie de l'électron et du positron en continu varie dans la plage entre 0 et  $h\nu - 2mc^2$ . Ces spectres d'énergie sont presque les mêmes. L'énergie de seuil est de 1,022 MeV. [3]



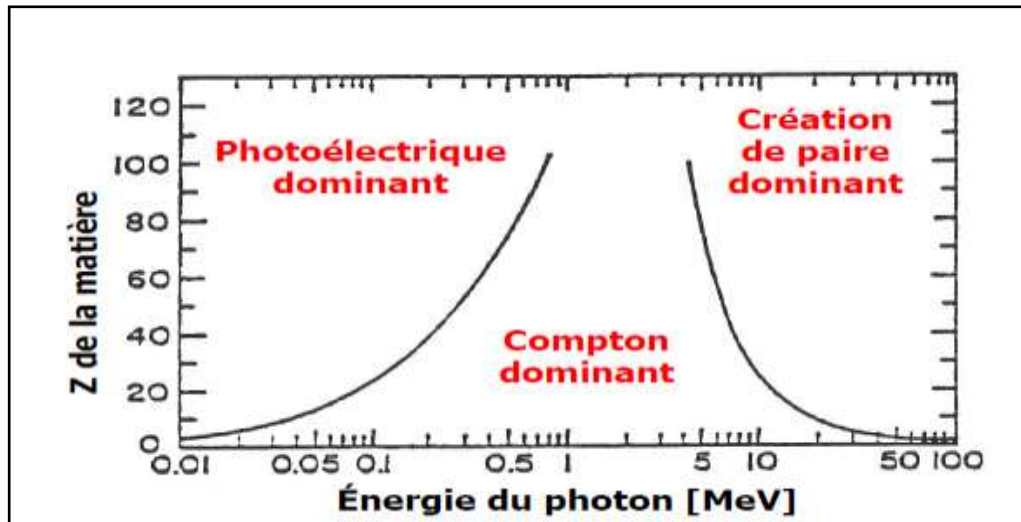
**Figure I.4 :** Création de paires [5]

### I.3 Domaine de prédominance de ces différents effets :

La figure I.5 suivante représente les domaines de prédominance des différents effets. La probabilité d'interaction par effet Compton est à peu près indépendante du numéro atomique de la cible. En revanche, celles par effets photoélectrique et production de paires lui sont proportionnelles.

Donc le domaine d'énergie dans lequel l'effet Compton est dominant est d'autant plus important que le numéro atomique de la cible est plus faible.

Ainsi, dans les applications usuelles des rayons X et des radionucléides émetteurs  $\gamma$  (dont les énergies se situent entre 50 keV et quelques MeV) l'effet Compton est prédominant. Pour les énergies plus basses, l'effet Compton prédomine seulement pour les matériaux légers (tissus biologique) laissant la place à l'effet photoélectrique pour les matériaux plus lourds.



**Figure I.5 :** Prédominance des interactions photon – matière en fonction de l'énergie du photon incident ( $h\nu$ ) et du numéro atomique ( $Z$ ). [4]

#### I.4 Transfert linéique d'énergie (TEL) :

En traversant la matière, les particules chargées perdent leurs énergies selon différents types d'interactions : les interactions élastiques et inélastiques se font avec les électrons orbitaux et les noyaux atomiques du milieu ralentisseur. Pour mesurer le ralentissement des particules chargées, on utilise la grandeur TLE qui représente Transfert d'énergie linéaire : la quantité d'énergie transférée au milieu cible par la particule incidente, par le processus de collision, par unité de longueur de parcours. Le TEL s'exprime en  $\text{KeV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$  [7].

#### I.5 Loi d'atténuation des rayonnements électromagnétiques :

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

$$N = N_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (\text{I-6}).$$

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

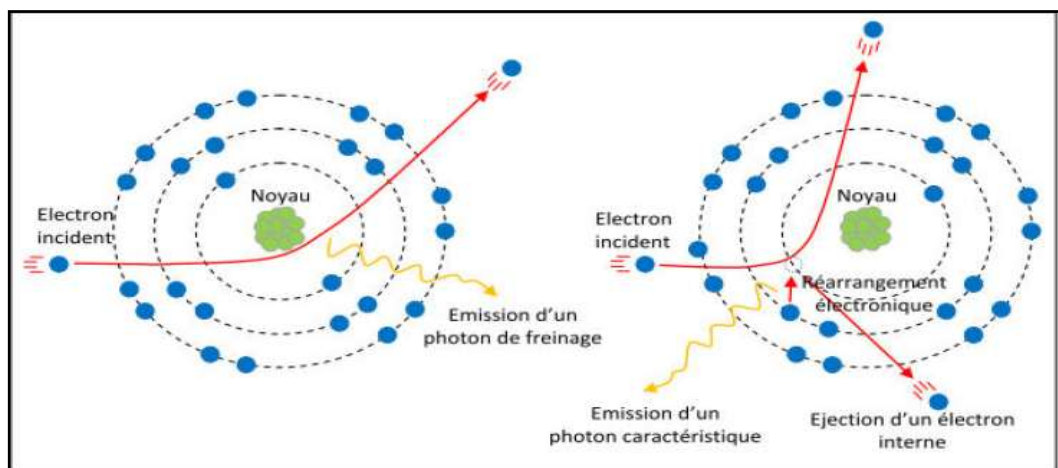
Sur papier semi-logarithmique, la représentation graphique de cette loi d'atténuation est une droite de pente  $-\mu$ .

Il est important de noter que cette loi ne permet de calculer que le nombre de rayonnements électromagnétiques sortant de l'écran avec l'énergie initiale (qui ne subissent aucune interaction). Ceux-ci ne représentent qu'une partie des rayonnements électromagnétiques émergents, ils ne prennent pas en compte, en particulier, les rayonnements diffusés Compton. [3]

## I.6 Interaction électrons-matière :

Les principales interactions des électrons avec la matière (**La figure I.6**) sont :

- La diffusion élastique : simple déviation de l'électron incident.
- La diffusion inélastique (rayonnement caractéristique) : qui provoque l'éjection d'un électron de l'atome, au prix d'une perte d'énergie de l'électron incident.
- Le rayonnement de freinage : l'électron est freiné et dévié par son passage près d'un noyau atomique. L'énergie perdue par l'électron est emportée par un photon, dit secondaire, qui pourra interagir avec la matière plus loin. Ce processus bien que faible n'est pas négligeable dans les calculs et explique que l'on observe un dépôt de dose non nul à l'extérieur du faisceau, à une distance bien supérieure à la portée des électrons. [8]



**Figure I.6** : Présentation schématique des interactions électron matière : à gauche émission de photons de freinage, à droite émission de photons caractéristiques [8].

## **I.7 La dosimétrie :**

L'hétérogénéité de l'émission de la source de rayonnements, les caractéristiques du rayonnement utilisent, les distances de la source par rapport aux différentes parties du volume des produits traité et la structure du produit ne permettent pas d'obtenir une dose identique dans tout le volume du produit. D'où la nécessité de procéder à la dosimétrie [9].

L'effet biologique obtenu lors de l'irradiation de la matière vivante par un rayonnement dépend, essentiellement de la nature du rayonnement et de l'énergie absorbée par la matière irradiée.

La dosimétrie a pour but de déterminer cette énergie absorbée. Cette détermination est essentielle:

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

La dosimétrie est un moyen de mesure de la dose des rayonnements, absorbée par la matière et de contrôle du bon fonctionnement de l'installation. Comme elle représente une assurance de résultats et de qualité pour les produits traités et une maintenance des performances des mesures acceptables. [10]

### **I.7.1 les grandeurs fondamentales en dosimétrie :**

Ces définitions montrent l'outil nécessaire pour corréler des mesures physiques aux effets des irradiations, qui est les grandeurs macroscopiques. Ces derniers se rapportent aux effets dans un milieu et peuvent être utilisés pour prévoir les conséquences d'une irradiation.

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

#### **I.7.1.1 L'exposition :**

L'exposition est définie exclusivement pour les rayonnements électromagnétiques ( $\gamma$  et  $\chi$ ) dans un milieu constitué d'air. C'est le rapport de la totalité des charges électriques de même

signe créés dans une unité de volume lorsque tous les électrons et positrons libérés sont complètement arrêtés par la masse d'air contenue dans ce volume.

$$x = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad (\text{I-8}).$$

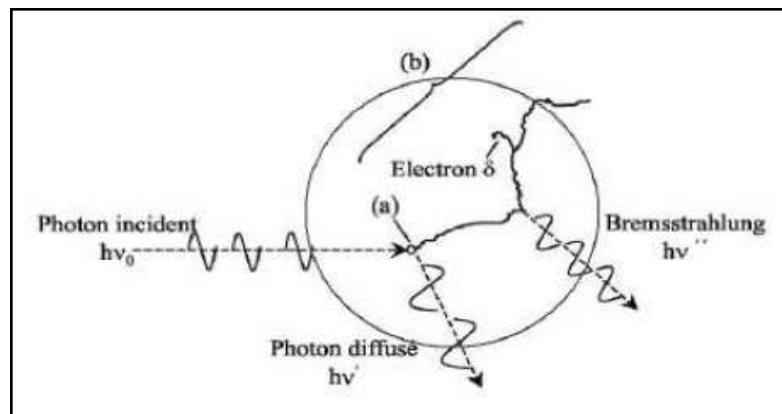
L'exposition s'exprime en ROENTGEN (R). [11]

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

### I.7.1.2 Le kerma :

Le Kerma représente la quantité d'énergie cinétique transférée aux particules chargées qui sont mises en mouvement suite aux interactions des rayonnements indirectement ionisants dans un volume élémentaire au sein d'un matériau uniformément irradié (**Figure I.8**) :[13]

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad \text{En J.Kg}^{-1} \text{ ou Gray (Gy)}. \quad (\text{I-11}).$$



**Figure I.7 :** Représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé [12]

La grandeur appelée Kerma (*Kinetic Energy Released per unit Mass in the medium*).

Bien que son usage ne soit plus autorisé depuis 1er janvier 1986, une ancienne unité est encore souvent employée le rad (1 rad = 10<sup>-2</sup> Gy).

Le Kerma se divise en Kerma de collision Kcol et Kerma radiatif Krad.

Kerma de collision est l'énergie transférée aux électrons secondaires qui est perdue lors des collisions.

Kerma radiatif est l'énergie transférée aux électrons qui est perdue par des processus radiatifs.

Donc, le kerma s'écrit :

$$k = k_{col} + k_{rad} \quad (I-12).$$

### I.7.1.3 Le débit de Kerma :

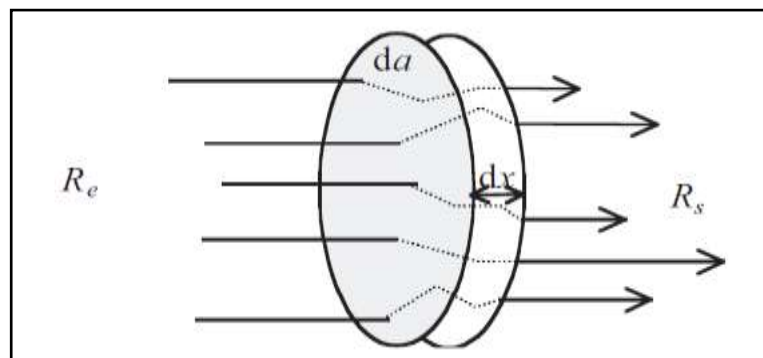
Le débit de Kerma est l'incrément de Kerma par unité de temps. Il s'exprime en Gray par seconde.

$$k = \frac{dK}{dt} \quad (I-13).$$

### I.7.1.4 Dose absorbée :

Par définition, l'énergie déposée (**Figure I.7**) à un volume élémentaire de matière est égale à :

$$\varepsilon = R_e - R_s + \sum Q_i \quad (I-7).$$



**Figure I.8 :** L'énergie communiquée à la matière. [12]

Avec :

$R_e$  : énergie radiante entrant dans le volume élémentaire.

$R_s$  : énergie radiante sortant du volume de matière.

$Q_i$  : somme de toutes les modifications de l'énergie interne résultant des transformations qui se produisent dans le volume.

L'énergie délivrée  $\varepsilon$  n'est pas identique d'un élément de volume à l'autre. On définit donc la dose absorbée comme le quotient de l'énergie moyenne déposée localement par des particules chargées dans un volume élémentaire sur la masse de cet élément de matière :

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad \text{En J.Kg}^{-1} \text{ ou Gray (Gy)} \quad (\text{I-9}).$$

L'ancienne unité de la dose absorbée est le rad :  $1\text{rad} = 10^{-2} \text{ Gy}$ . [13]

### **I.7.1.5 Le débit de dose absorbée :**

Le débit de dose absorbée est la dose absorbée par unité de temps. Il s'exprime en Gray par Seconde.

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (\text{I-10}).$$

### **I.7.2 Paramètres de caractérisation des faisceaux :**

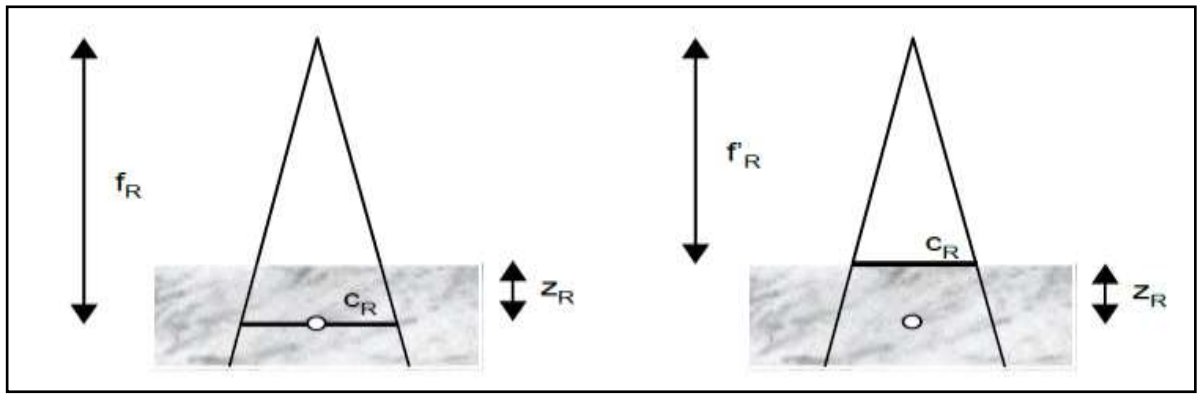
La caractérisation de la distribution de la dose dans le patient est un aspect fondamental de physique de la radiothérapie.

Le principe de base de la caractérisation des faisceaux consiste à définir des valeurs relatives par rapport à des conditions de référence. Ensuite, seule la dose absolue au point de référence est nécessaire pour déterminer la dose en n'importe quel point du volume irradié pour n'importe quelle condition d'irradiation.

#### **I.7.2.1 Conditions géométriques de référence :**

En condition isocentrique, le point de mesure pour les quantités de base est l'isocentre et la distance de référence appelée  $f_R$  (en général 100cm) est la distance entre la source et l'isocentre de la machine.

On définit en général la profondeur de référence par  $Z_R = 10 \text{ cm}$  et la taille du champ de référence par  $C_R = 10 \times 10 \text{ cm}^2$  à l'isocentre. En condition à distance source-peau (DSP) fixe, la distance de référence est la DSP, notée  $f_R$ . La taille du champ au point de mesure, qui se trouve à la distance  $f = f_R + Z_R$ , vaut  $C_R f / f_R$ . **(Figure I.9)** Les valeurs de paramètres utilisés en condition à DSP fixe sont en général mentionnées à l'aide du symbole prime. [14]



a) Condition isocentrique

b) Condition à DSP fixe

**Figure I.9** : Conditions de référence [14].

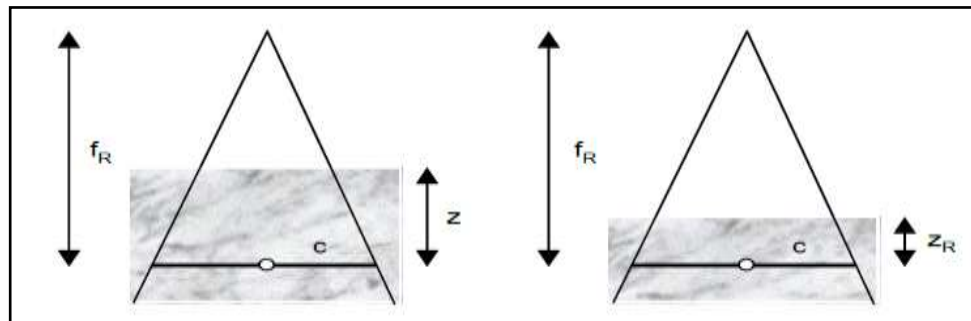
Les paramètres caractérisant les faisceaux sont mesurés avec un fantôme d'eau et une incidence normale du faisceau sur le fantôme.

### I.7.2.2 Rapport tissu-fantôme :

Le rapport tissu-fantôme RTF ou TPR (*tissue phantom ratio* en anglais) est défini comme étant le rapport de la dose à la profondeur  $Z$  sur la dose à la profondeur de référence  $Z_R$  pour la même taille de champ et la même distance source-axe de rotation (DSA) (**Figure I.10**).

Le TPR caractérise la dose sur l'axe du faisceau dans la condition isocentrique.

$$TPR = \frac{D(z)}{D(z_R)} \quad (I-14).$$



a) Numérateur

b) Dénominateur.

**Figure I.10** : Définition du rapport tissu-fantôme. [14]

Un TPR spécial est défini lorsque la profondeur ( $Z_R$ ) est égale à la profondeur de maximum de dose ( $Z_{max}$ ), et il est référé comme le rapport tissu-maximum RTM. [2][14]

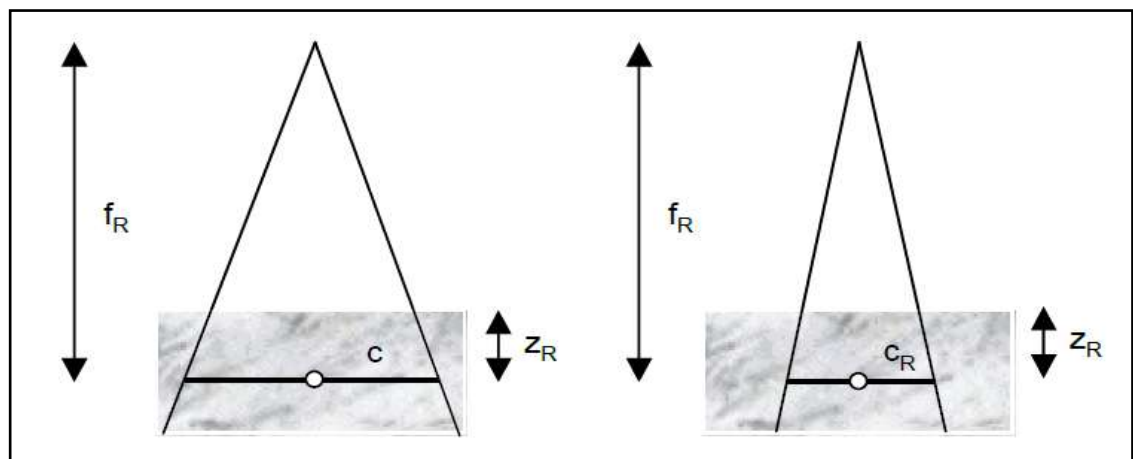
$$RTM = \frac{D(z)}{D(z_{max})} \quad (I-15).$$

### I.7.2.3 Facteur d'ouverture du collimateur :

Le facteur d'ouverture du collimateur (FOC) (**Figure I.11**) est le rapport de la dose absorbée à la profondeur  $Z_R$  pour un champ de taille  $c$  sur la dose à la même profondeur pour un champ de taille de référence  $C_R$ , et  $C$  et  $C_R$  sont définis à la distance de référence  $f_R$  dans la condition isocentrique:

$$FOC = \frac{D(z_R, c)}{D(z_R, c_R)} \quad (I-16).$$

Le FOC caractérise l'effet de la taille du champ sur la dose délivrée. [14]

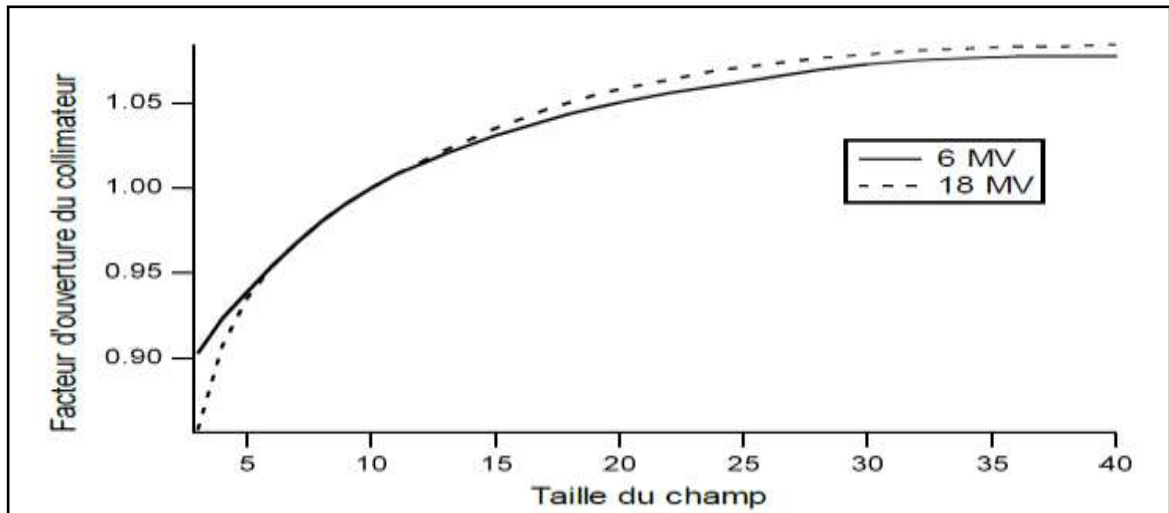


a) Numérateur.

b) Dénominateur.

**Figure I.11** : Présentation du facteur d'ouverture du collimateur en condition isocentrique. [14]

**Figure I.12** présente un exemple de valeurs de FOC pour des faisceaux d'énergie 6 et 18 MV.



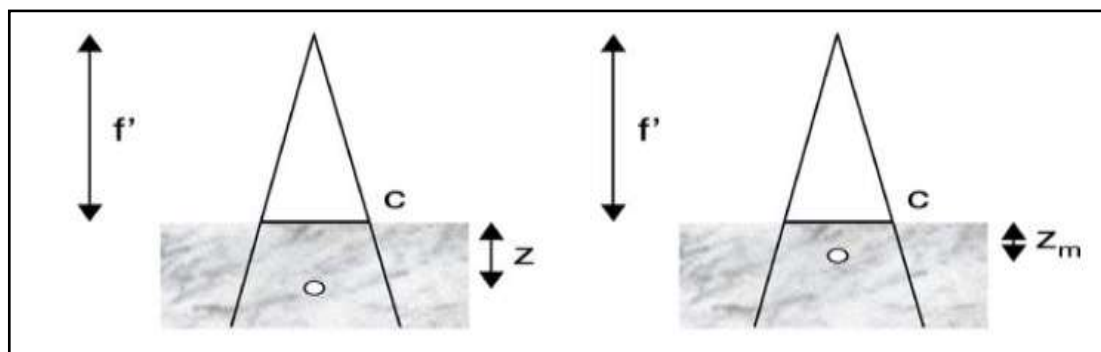
**Figure I.12 :** Exemple de valeurs de FOC. [13]

#### I.7.2.4 Le rendement en profondeur :

Le rendement en profondeur sur l'axe du faisceau RP ou PDD (*percentage depth dose* en anglais). Le PDD est défini comme le rapport en pourcentage la dose à la profondeur  $z$  sur la dose à la profondeur du maximum de la dose,  $Z_{max}$ . Ces doses sont déterminées à une DSP et une taille de champ fixe (La Figure I.13).

$$PDD = \frac{D'(z)}{D'(z_m)} \times 100 \quad (I-17).$$

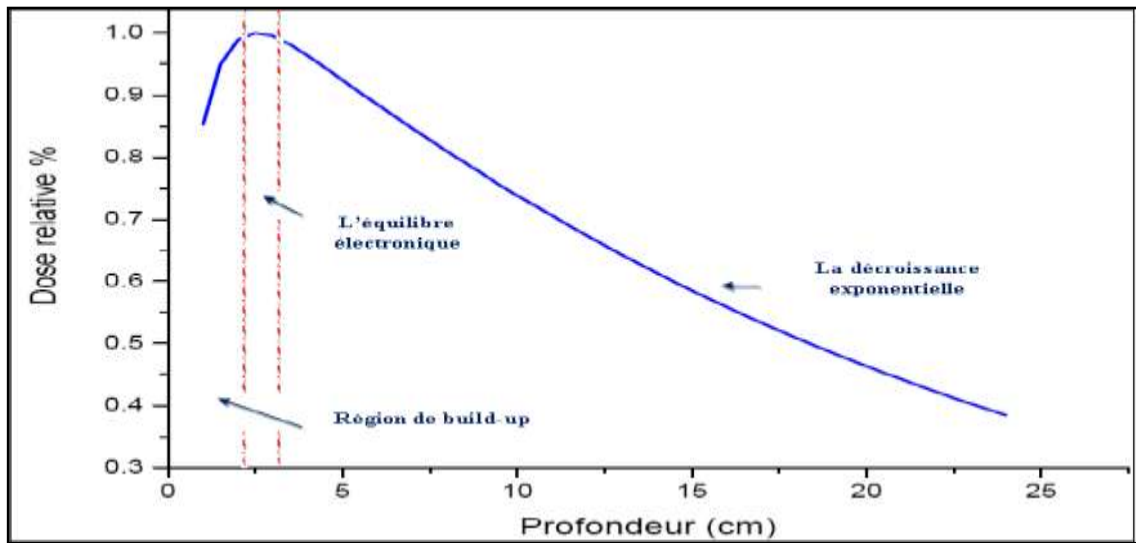
Où  $D'(Z)$  (respectivement  $D'(Z_m)$ ) est la dose à la profondeur  $Z$  (respectivement à la profondeur du maximum de la dose  $Z_m$ ) sur l'axe central du faisceau pour une taille de champ  $S$  et une DSP. [14]



a) Numérateur

b) Dénominateur

**Figure I.13:** Définition du rendement en profondeur. [14]



**Figure I.14 :** Allure de la variation du rendement en profondeur de la dose (PDD) dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale de 12 MV et une taille de champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

[15]

L'allure de la variation du rendement en profondeur de la dose (PDD) est formée de trois régions (**La figure I.14**): région de build-up de la dose, région de l'équilibre électronique et région de la décroissance exponentielle. [15]

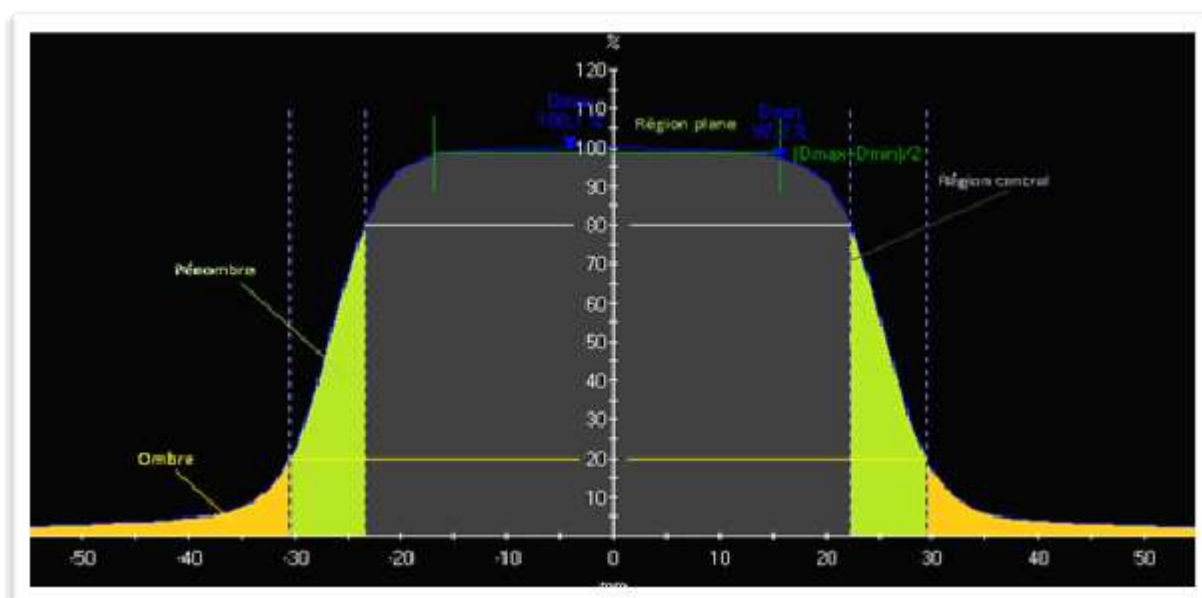
- Région de build-up : Dans cette région, nous avons un accroissement de la dose à cause de l'augmentation du flux des électrons secondaires entraînés par les photons, cette région est caractérisée aussi par le dépôt de l'énergie des électrons de contamination et les photons secondaires émergents de la tête du linac. La surface de la dose est incluse dans cette région.
- L'équilibre électronique : En chaque point de la matière traversée, des électrons secondaires sont créés et d'autres sont arrêtés. Lorsqu'il y a autant d'électrons créés que d'électrons arrêtés, l'équilibre électronique est atteint. En ces points, la dose déposée dans le milieu est maximale.
- La décroissance exponentielle : Après l'équilibre électronique, la dose décroît car le flux des électrons secondaires et les photons secondaires diminuent rapidement en parallèle au flux de photons qui s'atténue en profondeur.

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

### I.7.2.5 Profil de dose :

Le profil de la dose ou la dose latérale (*dose profile* ou *off-axis ratio(OAR)* en anglais) (**Figure I.15**) est la distribution de la dose absorbée dans un plan perpendiculaire ou latéral à l'axe du faisceau et à une profondeur donnée, exprimé en pourcent normalisé au point de l'axe de faisceau. [15]

Pour les rayons X de mégavoltage, on distingue trois régions, dans le profil de dose : région centrale, région de pénombre et celle de l'ombre. [3]



**Figure I.15** : Allure du profil de la dose de faisceau de photons. [3]

#### I.7.2.5.1 La région centrale :

Elle représente la portion centrale du profil, et s'étend de l'axe central jusqu'à 1–1.5 cm, avant les bords du champ géométrique de faisceau (la taille de champ géométrique est indiquée par celle du champ de la lumière optique). [3]

### **I.7.2.5.2 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. [3][15]

### **I.7.2.5.3 L'ombre :**

La zone d'ombre (ou la zone hors champ en anglais *out-of-field*) c'est une queue en dehors de champ d'irradiation correspondant à la transmission à travers le collimateur. [15]

### **I.7.2.5.4 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. [16]

$$Flatness = \frac{D_{\max} - D_{\min}}{2} \times 100 \quad (I-18).$$

### **I.7.2.5.5 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. [16]

$$\text{Symmetry} = \frac{D_{(x)} - D_{(-x)}}{2} \times 100 \quad (\text{I-19}).$$

### **Conclusion :**

À travers ce chapitre, nous avons jeté un coup d'œil sur quelques notions fondamentales de la physique médicale dans le domaine de la radiothérapie. Les photons sont des rayonnements ionisants qui créent des particules chargées (électrons et positrons) dans un milieu ; ces particules chargées vont, à leur tour, ioniser le milieu. Les interactions prépondérantes des photons de hautes énergies utilisés en radiothérapie avec le tissu sont : effet Compton et création de paires. Toutes ces interactions conduisent à la production d'électrons de hautes énergies. Nous avons défini, dans un premier temps, la dosimétrie et puis nous avons traité les grandeurs fondamentales en ceci. En dernier lieu, nous avons décrit les paramètres qui caractérisent les faisceaux de photons pour l'application clinique.

---

## **Chapitre II :**

# **La description des composants d'accélérateurs linéaire d'électron.**

---

## 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 nombres 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 électrique et magnétique, statiques ou variables.

## II.2. L'historique :

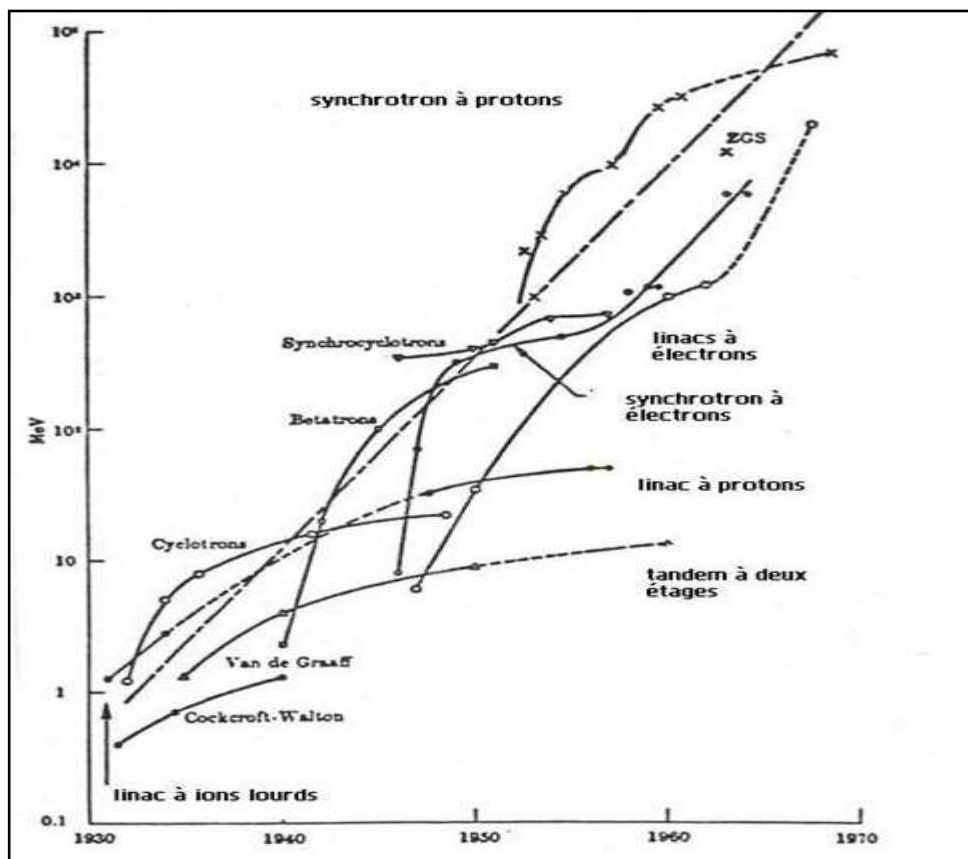


Figure II.1 : Les régimes d'énergies de différents accélérateurs en fonction de leur époque.

## Quelques dates importantes

- 1924 : **G. Ising** applique un champ électrique variable à une série de tubes servant à la dérive d'un faisceau d'ions. Il remarque l'accélération de ces ions.
- 1928 : **R. Wideröe**, en utilisant une source de radiofréquences de 25 kV et de 1 MHz, il accélère des ions de potassium jusqu'à 50 KeV (figure 2)
- 1931-1934 : **E.O. Lawrence, D. Sloan et al.** Construisent un accélérateur sous la forme de celui de Wideröe (avec une source de radiofréquence de 7 MHz) et accélère des ions de mercure jusqu'à 1.26 MeV. Évidemment, plus l'histoire avance, plus on veut obtenir des énergies importantes. On voit également que plus on augmente la fréquence, plus l'énergie est importante.
- 1931-1935 : **K. Kingdon**, des électrons sont accélérés de 28 KeV à 2.5 MeV. Comme les électrons sont moins massiques, il est plus facile de les accélérer.
- 1932 : **Cockcroft et Walton** construisent un appareil pouvant atteindre les 800 kV. (Accélérateur électrostatique).
- 1937 : **Les frères Varian** invention du Klystron à Stanford
- 1945 : **Alvarez** invention de l'accélérateur avec une cavité résonante qui entoure les tubes de façon à retenir l'énergie électromagnétique à haute fréquence. (figure 4)
- 1945-1947: **L. Alvarez, W.K.H. Panofsky, et al.** Des protons sont accélérés jusqu'à 32 MeV dans un accélérateur alimenté par une source de radiofréquences de 200 MHz.
- 1947-1948 : **Hansen et al.** des électrons sont accélérés jusqu'à 4.5 MeV par un klystron de 1MW et 2.856 GHz.
- 1973 : **Wilson, D. Farkas, H. Hogg** invention du "rf energy compression scheme". Le SLAC (Stanford Linear Accelerator) atteint une énergie de 30 GeV.

Aujourd'hui, on atteint 50 GeV au SLAC (3km). Le SLAC est utilisé comme injecteur dans le projet du SLC. On voulait effectuer des collisions avec des particules de 50 GeV contre d'autres de 50 GeV. [17]

## II.3. L'accélérateur : fonctionnement, types et conception :

### II.3.1 Composantes d'un accélérateur en général :

#### II.3.1.1 Source de particules :

Ce sont en général des ions ou des électrons.

#### II.3.1.2 Champ électrique :

Il sert à accélérer les particules chargées. Il est de l'ordre de  $10^7$  V habituellement. On relie l'accélération au champ de la manière suivante :

$$\vec{F} = q\vec{E} = m\vec{a} \quad (\text{II-1})$$

Donc

$$\vec{a} = \frac{q\vec{E}}{m} \quad (\text{II-2})$$

Où  $q$  est la charge de la particule et  $\vec{E}$  le champ électrique. [17]

#### II.3.1.3 Élément assurant la focalisation du faisceau :

L'accélérateur comporte également un élément pour empêcher le faisceau de diverger. On sait que la combinaison d'une lentille convergente et d'une autre divergente en optique permet un effet focalisateur dans les deux sens. Ici, une combinaison de champs magnétiques en  $x$  et en  $y$  constituera le dispositif normalement appelé une lentille quadripolaire. Une combinaison de deux de ces lentilles à  $90^\circ$  assurera la focalisation comme effet total. En effet, nous savons que la force due à un champ magnétique est couramment donnée par [18]

$$\vec{F} = q(\vec{v} \times \vec{B}) \quad (\text{II-3}).$$

### **II.3.1.4 Déflecteurs qui déplacent le faisceau dans la direction voulue :**

Il s'agit en fait d'aimants séparateurs. En effet, le rayon de courbure associé à la trajectoire d'une particule chargée dans un champ magnétique dépend de sa quantité de mouvement et donc de sa masse. [19]

### **II.3.1.5 Cavités résonante ou guide d'onde :**

C'est là que réside le principe de l'accélérateur linéaire et ce sera expliqué un peu plus loin dans la description des accélérateurs utilisant les sources de radiofréquences. Pour le moment, limitons-nous à indiquer que les dimensions sont généralement inférieures à 1 m et que pour contenir les oscillations électromagnétiques, on opère dans le régime micro-onde (>300 MHz). [17]

### **II.3.1.6 Détecteurs :**

Les détecteurs sont primordiaux pour « voir » les particules produites. On en distingue plusieurs sortes. Sans les décrire exhaustivement ici, on notera qu'il existe ceux qui ont la forme d'un cylindre rempli de gaz. Ces derniers possèdent un fil métallique sur leur axe central. Ainsi, on peut appliquer une différence de potentiel  $V$  entre ce fil et le cylindre. En présence de particules chargées, le gaz s'ionisera tout simplement. Les particules de charge négative se dirigent dans le sens contraire au champ (ils atteignent le fil ou la paroi du cylindre) et une impulsion électronique en résulte. On détecte alors la particule chargée. Si, la hauteur du signal électronique recueilli est proportionnelle à l'énergie des particules et que ce sont les ions primaires qui sont recueillis, on parlera d'une chambre à ionisation. Si les ions ont assez d'énergie pour ioniser d'autres atomes, phénomène connu sous le nom d'avalanche d'électrons (puisque des électrons secondaires sont créés et ainsi de suite), on parlera d'un compteur proportionnel. Le signal est amplifié, mais sa hauteur est encore proportionnelle à l'énergie des particules considérées. Pour sa part, dans le cas du compteur Geiger-Müller, la tension est tellement haute que le gaz s'ionise complètement. On sait alors qu'il y a une particule sans connaître son énergie, puisqu'il n'y a aucune corrélation entre le signal et l'énergie dans ce cas.

Il existe aussi, une multitude d'autres types de détecteurs : la chambre à fils, la chambre à streamer, la chambre à flash, la chambre à dérive, les semi-conducteurs servant de détecteurs, la chambre de Wilson, la chambre à bulle, l'émulsion photographique, les scintillateurs, le compteur Tcherenkov, les compteurs à gerbes et le calorimètre. Il serait trop long de tous les décrire et ce n'est pas le but de ce travail. Ces détecteurs sont placés aux endroits stratégiques dans l'accélérateur. [19]

### **II.3.1.7 Cible :**

C'est la cible que le faisceau de particules frappe. On a le choix entre des cibles épaisses et minces. En général, on optera pour une cible mince (10 $\mu$ m) si l'on souhaite avoir peu de perturbations dans le faisceau. Ce sera utile, entre autres, si l'on souhaite étudier un état excité spécifique, par exemple en physique nucléaire. Par contre, si le but est d'arrêter le faisceau pour créer des particules secondaires, un choix judicieux sera alors une cible épaisse (dizaines de cm). La cible doit souvent être refroidie puisqu'elle se réchauffe sous l'effet des particules qui arrivent avec une grande énergie dessus. L'épaisseur de la cible peut aussi dépendre de la portée de la particule. En effet, une particule  $\gamma$  (interaction électromagnétique) aura une portée supérieure à une particule  $\beta$  (interaction faible) qui elle-même aura une portée supérieure aux particules  $\alpha$  (interaction forte). [18]

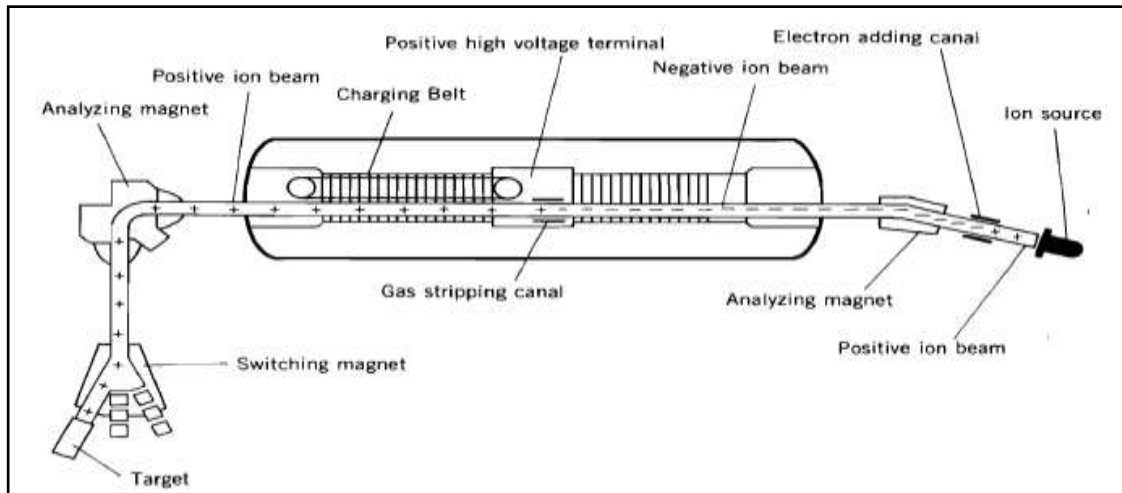
### **II.3.2 Les types d'accélérateur :**

Les accélérateurs sont classés en deux familles selon le principe mis en jeu : générateur à haute tension ou générateur à impulsions synchronisées. On distingue alors les accélérateurs linéaires, où les particules accélérées se déplacent selon une trajectoire rectiligne et les accélérateurs à trajectoires circulaires.

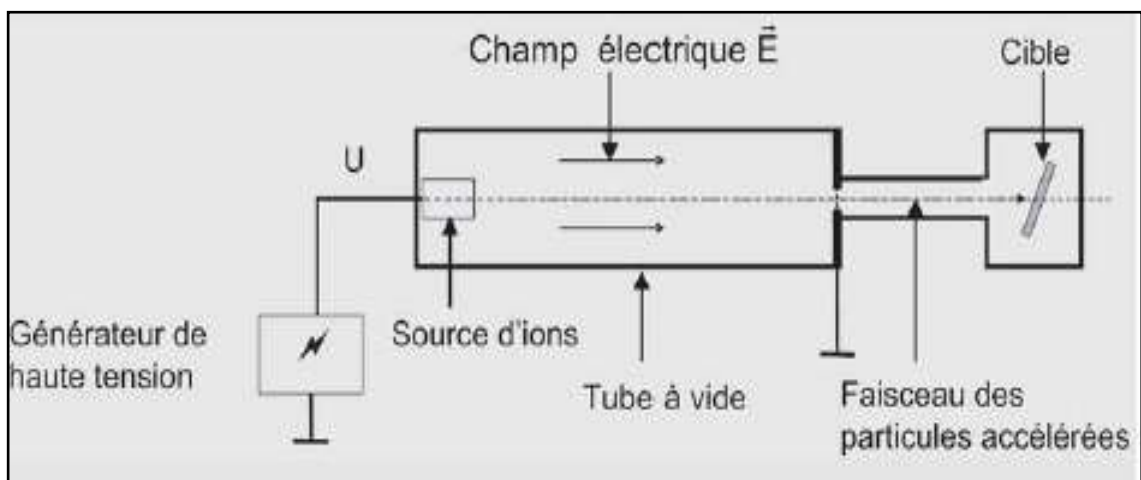
#### **II.3.2.1 Accélérateurs linéaires : [2]**

Les accélérateurs linéaires (couramment appelés LINAC) sont les plus anciens des accélérateurs. Ils sont apparus dès 1928 avec l'accélérateur linéaire de Wideröe aux États-Unis. On trouve plusieurs techniques d'accélération, comme par exemple :

- Les accélérateurs électrostatiques (Cockcroft-Walton, Van de Graaff) (**Figure II.2**) : une haute tension statique est appliquée entre deux électrodes produisant ainsi un champ électrique, l'énergie cinétique acquise par les particules est égale, en électronvolts, à la différence de potentiel.

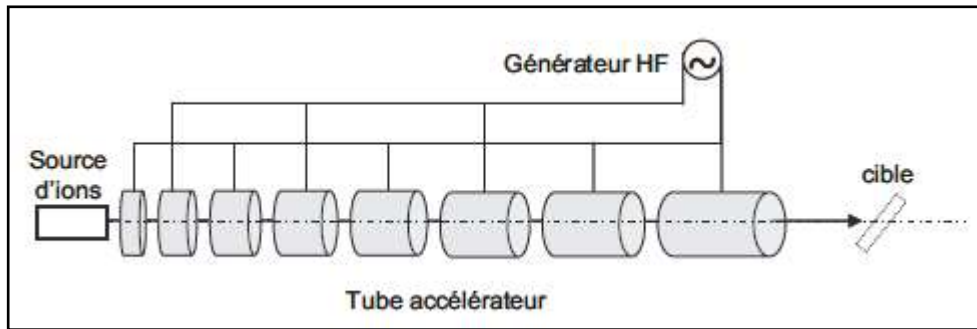


**Figure II.2** : Schéma de l'accélérateur tandem Van de Graaff.



**Figure II.3** : Schéma d'un accélérateur électrostatique type Cockcroft.

- Les accélérateurs de type Wideröë : le faisceau en passant dans une suite de cavités ou règne un champ électrique alternatif va pouvoir atteindre une énergie de quelques centaines de MeV. La **figure II.4** représente le principe élémentaire d'un tel accélérateur. Des électrodes cylindriques sont reliées alternativement aux pôles du générateur de hautes fréquences. Leur longueur va en croissant de la source d'ions vers la cible.

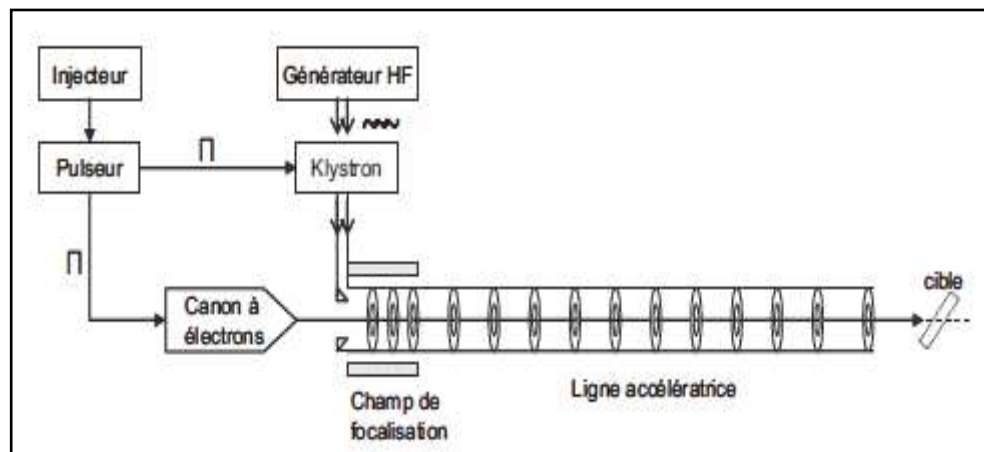


**Figure II.4** : Schéma d'un accélérateur linéaire de type Wideroë.

➤ *Les accélérateurs linéaires à électrons :*

Les électrons sont des particules chargées, le principe de leur accélération est donc semblable à celui des ions, à travers l'utilisation d'un champ électromagnétique. En accélérant des électrons, ils atteignent très rapidement des vitesses constantes. À partir de 2 MeV d'énergie cinétique, la vitesse d'un électron représente plus de 98 % de la célérité de la lumière.

Les accélérateurs linéaires d'électrons sont constitués d'un canon à électrons et d'un électro-aimant dont le champ électromagnétique accélère les électrons dans un tube à vide à l'aide de cavités résonantes, alimentées par des tubes haute fréquence amplificateurs, ou klystrons. Ces cavités peuvent fournir aux électrons un champ électrique accélérateur de 10 à 20 MV/m. **La figure II.4** Montre les principaux éléments constitutifs d'un accélérateur linéaire à électrons.



**Figure II.5** : Schéma d'un accélérateur linéaire à électron. [14]

### II.3.2.2 Accélérateur circulaire :

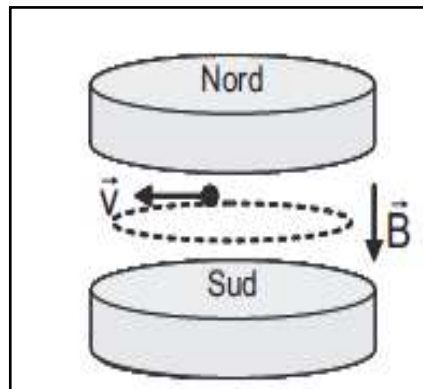
Cette catégorie peut être grandement miniaturisée à l'instar de la précédente. L'accélération se fait grâce à un unique champ électrique alternatif et un champ magnétique qui permet de garder la particule en rotation dans l'appareil.

Habituellement, trois types d'accélérateurs circulaires sont distingués:

- Cyclotron dont l'électron accéléré aura une trajectoire ressemblant à une spirale.
- Synchrotron est semblable au cyclotron mais dont la trajectoire est circulaire. [15]
- Collisionneurs.

#### II.3.2.2.1 Les cyclotrons :

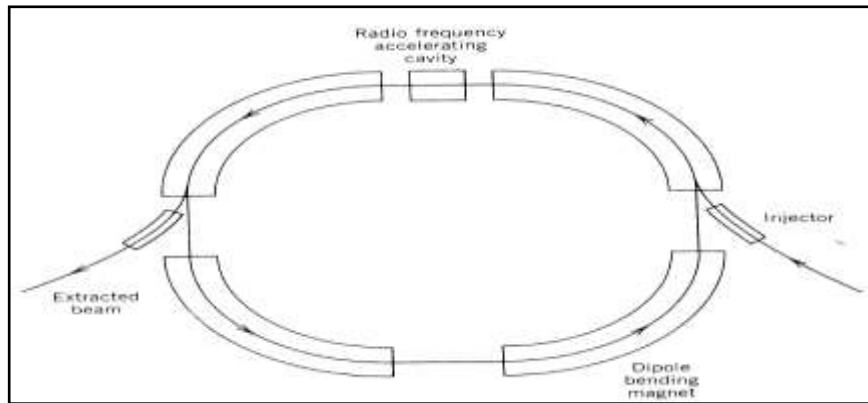
Le cyclotron est un accélérateur circulaire à champ magnétique uniforme qui peut accélérer des protons et des ions lourds. Son principe provient d'Ernest Lawrence qui, en 1929, élaborait le concept théorique de cette machine et dont le premier prototype expérimental a fonctionné deux ans après [2]



**Figure II.6 :** Action d'un champ magnétique sur une particule chargée. [2]

#### II.3.2.2.2 Les synchrotrons :

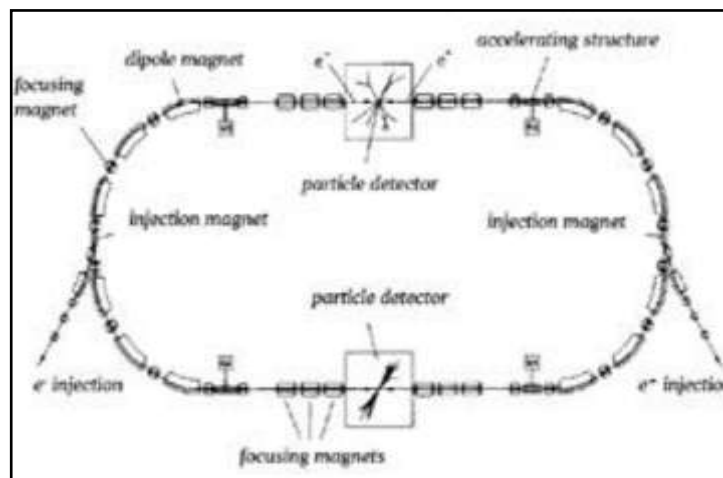
Les particules circulent sur la même trajectoire presque circulaire à l'intérieur d'une série d'aimants de courbure. Afin de maintenir les particules sur la même trajectoire, le champ magnétique croît au fur et à mesure que l'énergie des particules augmente. [2]



**Figure II.7 :** Structure basique du synchrotron à protons.

### II.3.2.2.3 Les collisionneurs :

Ces machines sont semblables aux synchrotrons dans le sens où les particules circulent également le long d'une trajectoire circulaire de rayon invariant. La différence est que les collisionneurs (**Figure II.7**) produisent des collisions directement entre deux faisceaux de particules accélérés en sens inverse et non plus sur une cible fixe. [2]

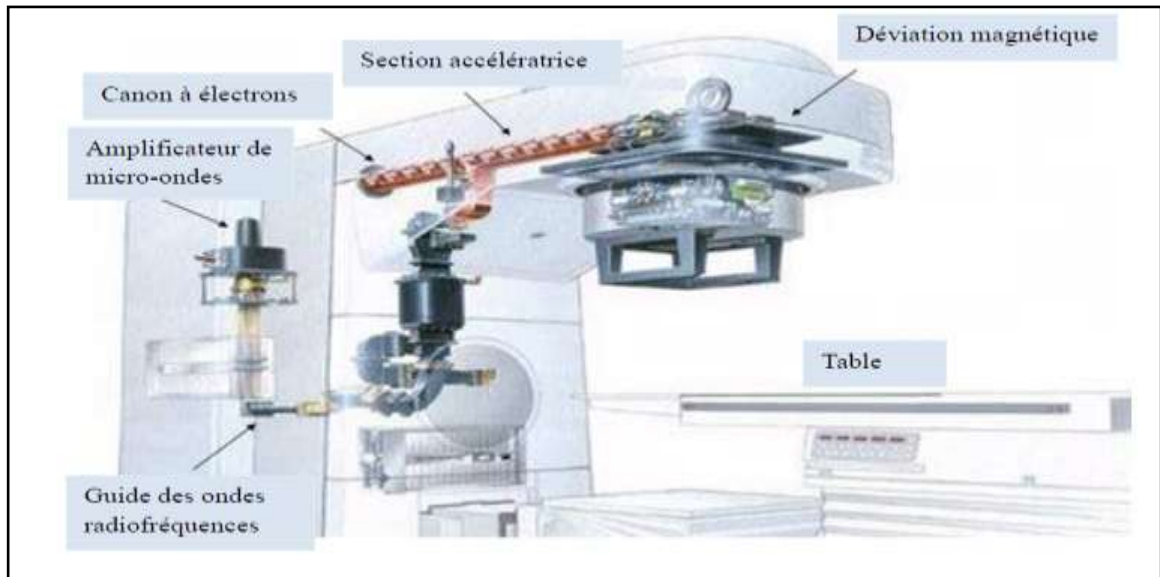


**Figure II.8 :** Schéma de collisionneurs. [25]

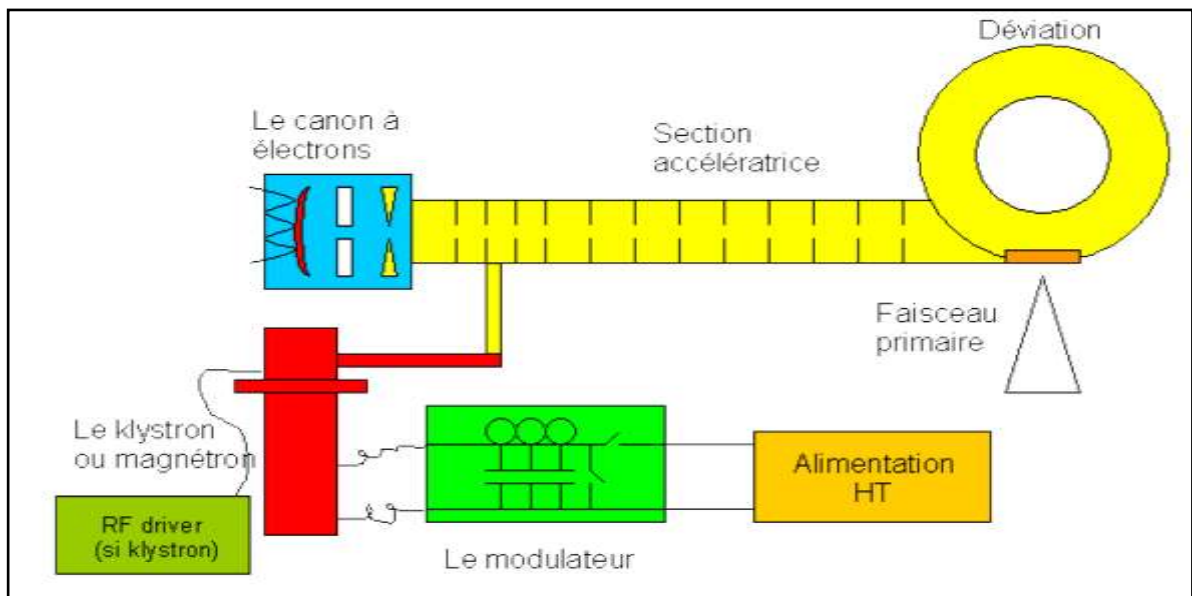
## II.4 La description générale de l'accélérateur linéaire :

Les accélérateurs linéaires médicaux sont des machines de traitement du cancer dans la radiothérapie externe en mode photon ou en mode électron, ils ont connus une grande évolution physique et technologique. Les accélérateurs linéaires (son abréviation courante linac pour linear accelerator) à usage médical accélèrent des particules qui sont des électrons produits par

effet thermoélectronique à partir d'un filament de tungstène et accélérés dans une cavité linéaire (section accélératrice) afin d'acquérir suffisamment d'énergie (**Figure II.8**). [15]



**Figure II.9** : Schéma typique d'un linac présentant les éléments de la section accélératrice et la tête de traitement. [15]



**Figure II.10** : Accélérateur d'électron. [24]

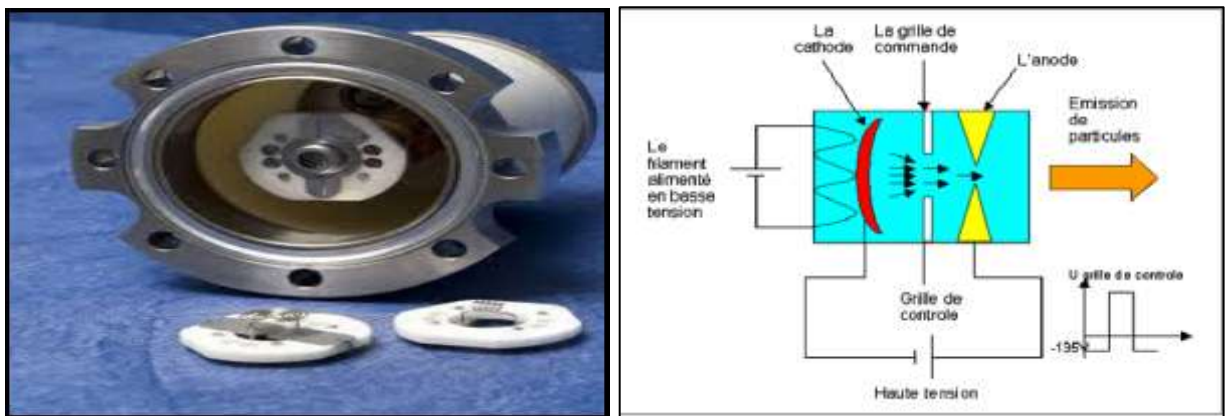
Le linac est constitué de deux parties principales : une section accélératrice pour l'accélération des électrons qui viennent de frapper une cible pour produire les photons et une tête pour la production, la collimation et la filtration du faisceau de photons pour l'usage clinique.



**Figure II.11 :** Accélérateur linéaire du service CAC d’Ouargla, type Varian 2100C.

#### II.4.1 Le système d’injection :

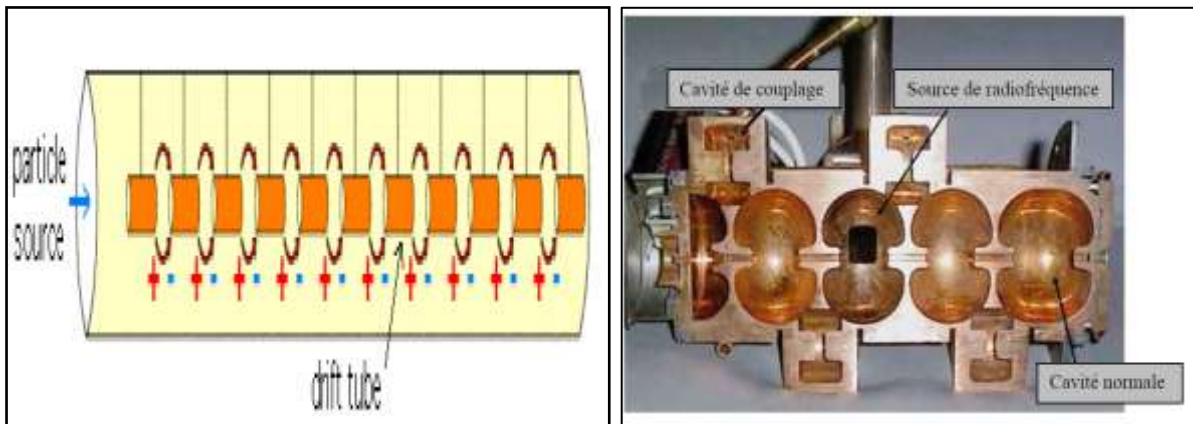
C’est un système électrostatique appelé « canon à électrons » permet le chauffage d’une plaque de cathode par un filament, dans une cavité bien étudiée, sous vide va permettre d’expulser des électrons. Il suffit d’inclure une grille de focalisation, une de contrôle et terminer par une anode. L’anode est reliée au pôle positif de la haute-tension, la cathode au négatif (**Figure II.12**). Lorsqu’une impulsion positive sera appliquée à la grille de commande, la barrière constituée par celle-ci s’ouvrira et laissera passer le flux d’électrons. [17]



**Figure II.12 :** Synoptique d’un canon d’électrons. [17]

## II.4.2 La section accélératrice :

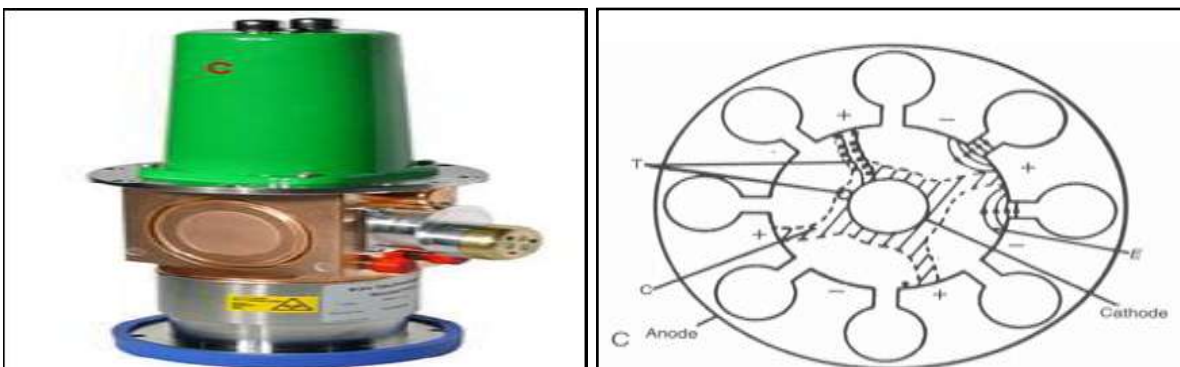
Le faisceau d'électron ainsi créé, s'échappe du canon pour s'introduire dans la section accélératrice formée de plusieurs cavités où il va subir une succession d'accélération jusqu'à obtenir l'énergie cinétique désirée (**Figure II.13**). Ces accélérations sont produites par des ondes électromagnétiques de haute fréquence ou micro-ondes ( $\approx 3$  GHz) fournies par un klystron ou un magnétron selon le modèle d'accélérateur. [20]



**Figure II.13** : Schéma du tube accélérateur des électrons du linac Varian 600c [15].

### II.4.2.1 Le magnétron :

Le magnétron fonctionne comme un oscillateur de grande puissance générant des impulsions hyperfréquences de plusieurs microsecondes et avec un taux de répétition de plusieurs centaines d'impulsions par seconde. La fréquence des micro-ondes dans chaque impulsion est d'environ 3000 Hz. Le magnétron a une construction cylindrique comportant une cathode centrale et une anode externe avec des cavités résonantes usinées dans une pièce de cuivre pleine, comme illustré sur la **figure II.15**. [20]



**Figure II.14** : Le magnétron

**Figure II.15** : Coupe transversale d'un magnétron. [21]

### II.4.2.2 Le klystron :

Le klystron n'est pas un générateur de micro-ondes mais plutôt un amplificateur à micro-ondes. Un oscillateur hyperfréquence à faible puissance est utilisé pour alimenter la première cavité d'un tube de klystron appelé buncher (**Figure II.16**). [14]



**Figure II.16** : Le klystron. [14]

Le klystron ou le magnétron sera donc alimenté par une source de haute-tension pulsée, générée par le modulateur. [17]

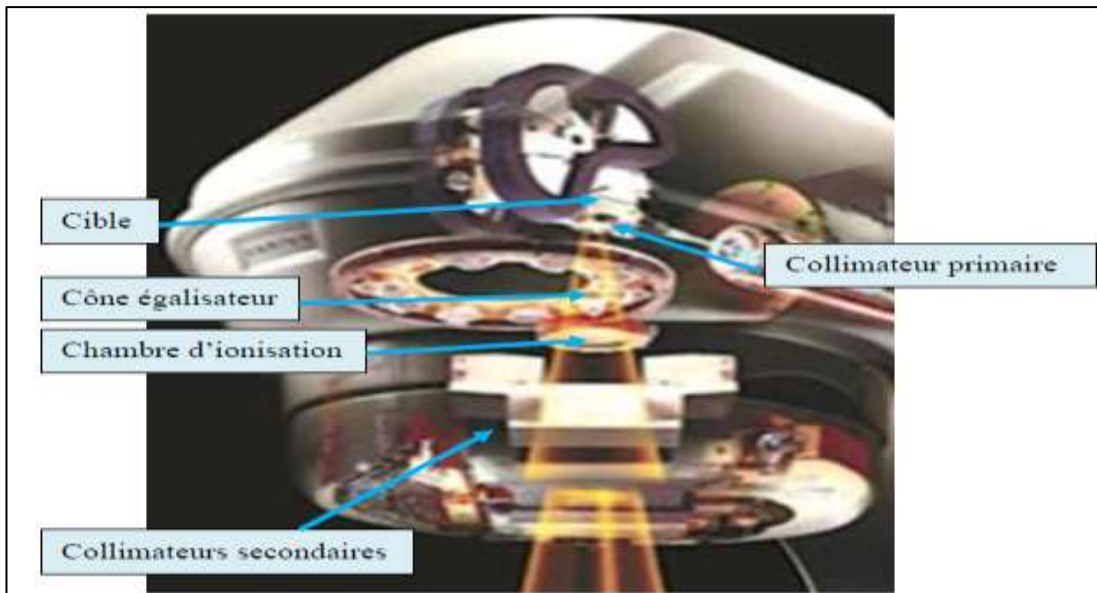
### II.4.2.3 Le modulateur :

Il fournit la haute tension, le haut courant, et les pulsations courtes requis pour la source de radiofréquences et le système d'injection des électrons.

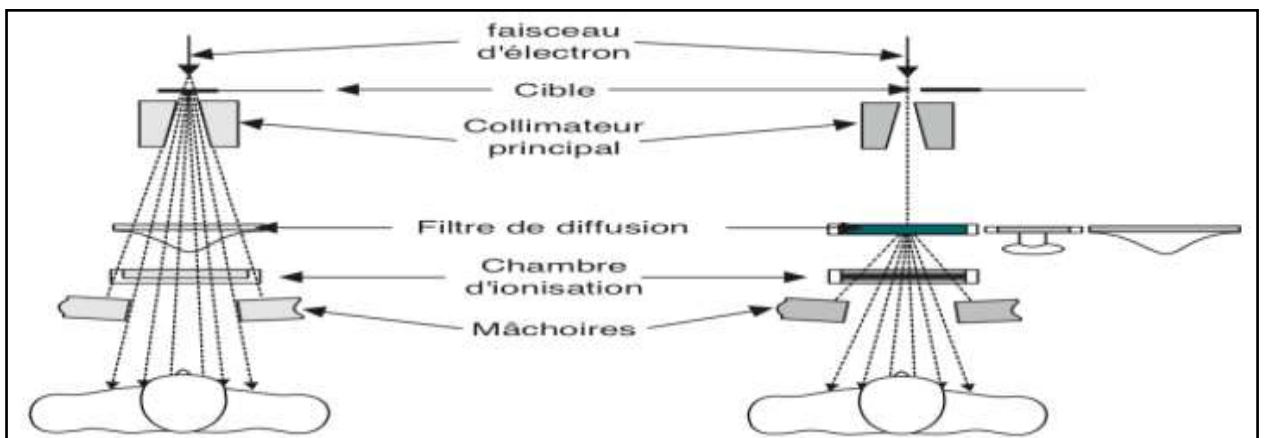
Les électrons accélérés ont une énergie élevée, ils peuvent être utilisés directement dans le traitement de la radiothérapie en mode électron. Dans la radiothérapie en mode photon, les électrons énergétiques frappent un matériau de nombre atomique  $Z$  élevé constituant la cible (généralement tungstène) pour produire le faisceau de photons par rayonnement de freinage ou bremsstrahlung. [17][20]

### II.4.3 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 multilame) et le système de localisation lumineux du faisceau (**Figure II.17**).



**Figure II.17 :** Schéma typique simplifié de la tête du linac et ses différents constituants. [20]

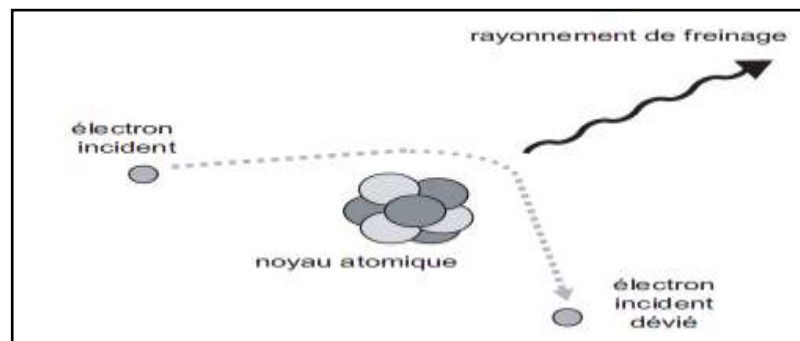


**Figure II.18 :** Schéma de la tête d'un accélérateur. A gauche, production de photons ; à droite, production d'électrons. [14]

#### II.4.3.1 Cible productrice de photons :

Dans la radiothérapie par photons où le linac est utilisé en mode photon, les photons sont produits principalement par bremsstrahlung (rayonnement de freinage). Le bremsstrahlung qui vient de l'allemand *bremsen* signifiant freiné et *strahlen* rayonner résulte de l'interaction coulombienne entre un électron incident et un noyau atomique de la cible. Cette interaction est une diffusion inélastique qui conduit à une perte d'énergie pour l'électron incident. La force coulombienne entraîne une accélération de l'électron ce qui incurve sa trajectoire. Or, toute

particule chargée qui subit une accélération émet un rayonnement électromagnétique qui aboutit à une perte d'énergie de la particule. Il en résulte donc pour l'électron une perte d'énergie qui se traduit par un freinage d'où le nom rayonnement de freinage (**Figure II.19**). Les énergies des photons produits prennent leur valeur entre zéro et l'énergie cinétique de l'électron incident ce qui donne au rayonnement de Bremsstrahlung un spectre continu en énergie. [14]



**Figure II.19** : Phénomène de freinage. [2]

#### II.4.3.2 Collimateur primaire :

Le collimateur primaire, situé à la sortie de la cible productrice de photons (**Figure II.9**), limite la section du faisceau pour des raisons de radioprotection du patient. Il se matérialise par une ouverture conique dans un bloc de tungstène et définit ainsi le plus large champ circulaire disponible (**Figure II.20**). Il arrête en amont le maximum de rayonnements diffusés qui pourraient irradier inutilement le patient, et ne laisse passer qu'une section de faisceau utile au traitement du patient. [20]



**Figure II.20** : Collimateur primaire d'un linac construit à base de tungstène. [20]

### II.4.3.3 Cône égalisateur :

Le faisceau de photons produit par bremsstrahlung doit être filtré de photons de basse énergie. Le cône égalisateur se retrouve directement après le collimateur primaire, il porte ce nom en raison de sa forme conique, il est uniquement présent dans la tête du linac utilisé en mode photon (**Figure II.17**). Le cône égalisateur peut être en acier, en tungstène ou en cuivre et il peut prendre différentes formes géométriques suivant l'énergie nominale du faisceau (**Figure II.20**). Lorsque le faisceau de photons sort de collimateur primaire, tous les photons vont dans un angle solide bien déterminé et ils sont dirigés vers le cône égalisateur (**La figure II.21**). Ce dernier va alors permettre au patient de recevoir une dose plus aplatie avec un faisceau de photons bien adoucis pour une taille de champ d'irradiation maximale de  $40 \times 40 \text{cm}^2$ . Il va également permettre d'avoir un faisceau homogène, car après le collimateur primaire, le centre du faisceau est plus énergétique donc il va alors filtrer davantage à cette place (la zone épaisse du cône), c'est la fonction d'adoucissement du faisceau de photons du cône égalisateur. [15]

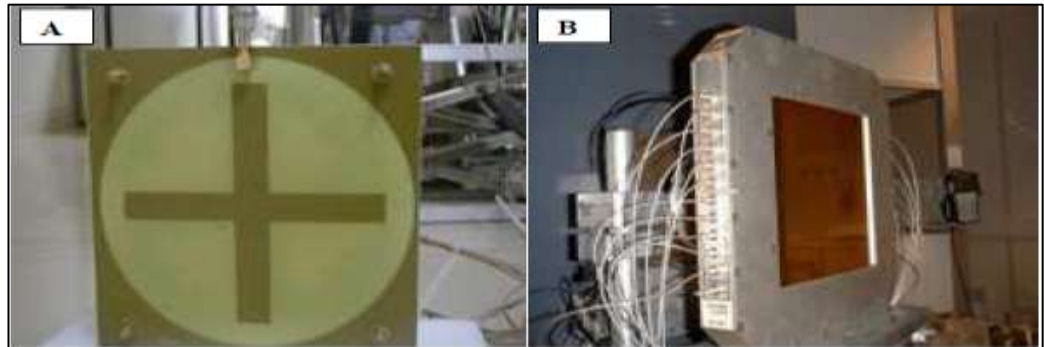


**Figure II.21:** Cône égalisateur d'un linac Varian 18 X. [22]

### II.4.3.4 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 radiothérapeutique 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

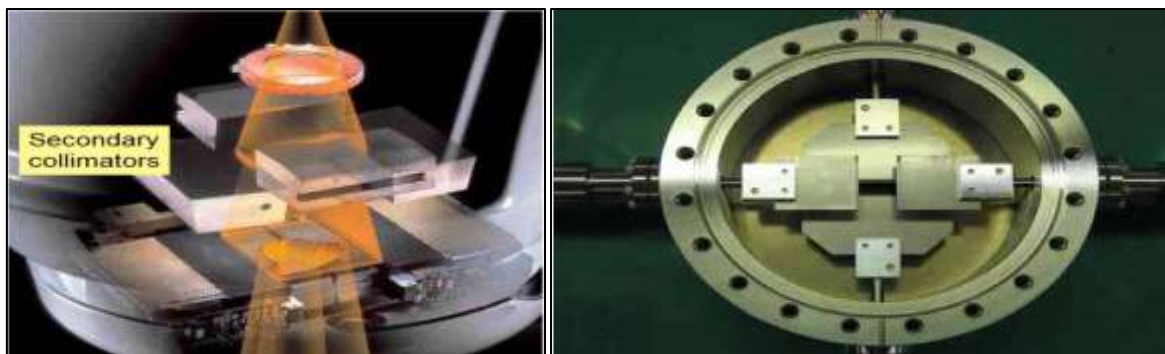
photons. On peut alors savoir la dose reçue par le patient à tout moment du traitement de la tumeur elle permet un contrôle instantané du faisceau de photons. Il s'agit de deux chambres d'ionisation dans la tête du linac puisqu'elles peuvent se vérifier l'une avec l'autre pour ne pas perdre le contrôle dosimétrique lors du traitement ainsi que d'éviter toute panne survenue de cet organe. [15][20]



**Figure II.22:** Chambre d'ionisation. [15]

#### II.4.3.5 Collimateurs secondaires :

Les collimateurs secondaires ou les mâchoires permettent de définir la taille de champ d'irradiation. Ils sont formés généralement de matériau de numéro atomique  $Z$  élevé pour éviter les fuites de rayonnement. Les collimateurs secondaires sont composés de quatre blocs généralement de tungstène placés de façon orthogonale, ce qui crée deux paires de mâchoires, X et Y (**Figure II.23**). Les grandeurs ou les dimensions de champ d'irradiation sont déterminées par les mâchoires (en anglais *jaws*) de collimateurs secondaires. Les mâchoires permettent de définir des tailles de champ d'irradiation jusqu'à  $40 \times 40$  cm<sup>2</sup>. [15]



**Figure II.23 :** Collimateur secondaire. [20]

#### **II.4.4 Table de traitement :**

Pour permettre n'importe quelle configuration d'irradiation, il faut, en plus de la rotation du bras et du diaphragme secondaire, permettre à la table de faire une rotation de 180°. Cette rotation doit s'effectuer autour de l'isocentre de manière à ce que le point de référence dans le patient (qui est en général le centre de la tumeur) ne bouge pas. Ce type de table est ainsi appelé isocentrique. [2]

#### **Conclusion:**

Dans ce chapitre, nous avons développé les différentes évolutions technologiques des accélérateurs, leurs propriétés qui permettent leur classification en famille (accélérateurs linéaires, accélérateurs circulaires, etc.). Nous avons également réalisé la description générale des différents accélérateurs. Ainsi, nous avons fait une description détaillée du linac et présenté les éléments principaux de la tête de ce dernier et leurs fonctions dans la production de faisceau de photons en radiothérapie externe.

---

## **Chapitre III :**

# **Les tests d'acceptations et les équipements de mesures**

---

### **III.1. Introduction :**

Après l'installation d'un appareil de thérapie, qu'il s'agisse d'un appareil à rayons X à orthovoltage, d'un appareil à cobalt, d'un linac ou d'un appareil de curiethérapie, le physicien médical doit effectuer une série de mesures et effectuer des tâches avant la mise en service de l'appareil. Ces tâches comprennent les essais d'acceptation et la mise en service.

### **III.2. Tests d'acceptation :**

Les tests d'acceptation permettent de vérifier si les spécifications contenues dans le bon de commande sont remplies et si l'environnement est exempt de radiations et de risques électriques pour le personnel et les patients. Les tests sont effectués en présence d'un représentant du fabricant. Une fois les essais de réception terminés, le physicien signe un document certifiant que ces conditions sont remplies. Lorsque le physicien accepte l'unité, le paiement final est effectué pour l'unité, la propriété de l'unité est transférée à l'établissement et la période de garantie commence. Ces conditions font peser une lourde responsabilité sur les physiciens pour la bonne exécution de ces tests.

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

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

Il y a un certain nombre de protocoles nationaux et internationaux qui existent pour guider le physicien dans l'exécution de ces tests. [23]

#### **III.2.1 Vérification des systèmes sécurités et voyants :**

##### **III.2.1.1 Contrôles visuels :**

➤ Enable :

Tester le bon fonctionnement de "Enable" sur chacun des boîtiers de commande ainsi que sur les panneaux latéraux de la table.

➤ Sécurité porte :

Beam-on impossible si la porte est ouverte.

➤ Voyant lumineux :

Les voyants rouge/vert témoins de faisceau fonctionnent.

➤ Vidéo + audio :

Vérifier le bon fonctionnement des caméras de surveillance, ainsi que de l'interphone.

### III.2.1.2 Tests sécurités :

- Contrôles visuel et manuel des fixations et des caractéristiques mécaniques des filtres en coin, de la porte.
- Accessoires et des applicateurs utilisés pour les faisceaux d'électrons.
- Pas de désinsertion acceptable des accessoires.
- Pas de déformation physique acceptable des accessoires.
- Si la remise en conformité est impossible, les accessoires défectueux ne doivent plus être utilisés et doivent être remplacés.

### III.2.2 contrôle mécanique du Varian 2100C :

#### Equipement de mesures :

- Un morceau de papier collant.
- Une feuille de papier millimétré.
- Niveau à bulle.
- Le film gafchromic.
- Plaques de 1cm de PMMA.
- Frontpointer.

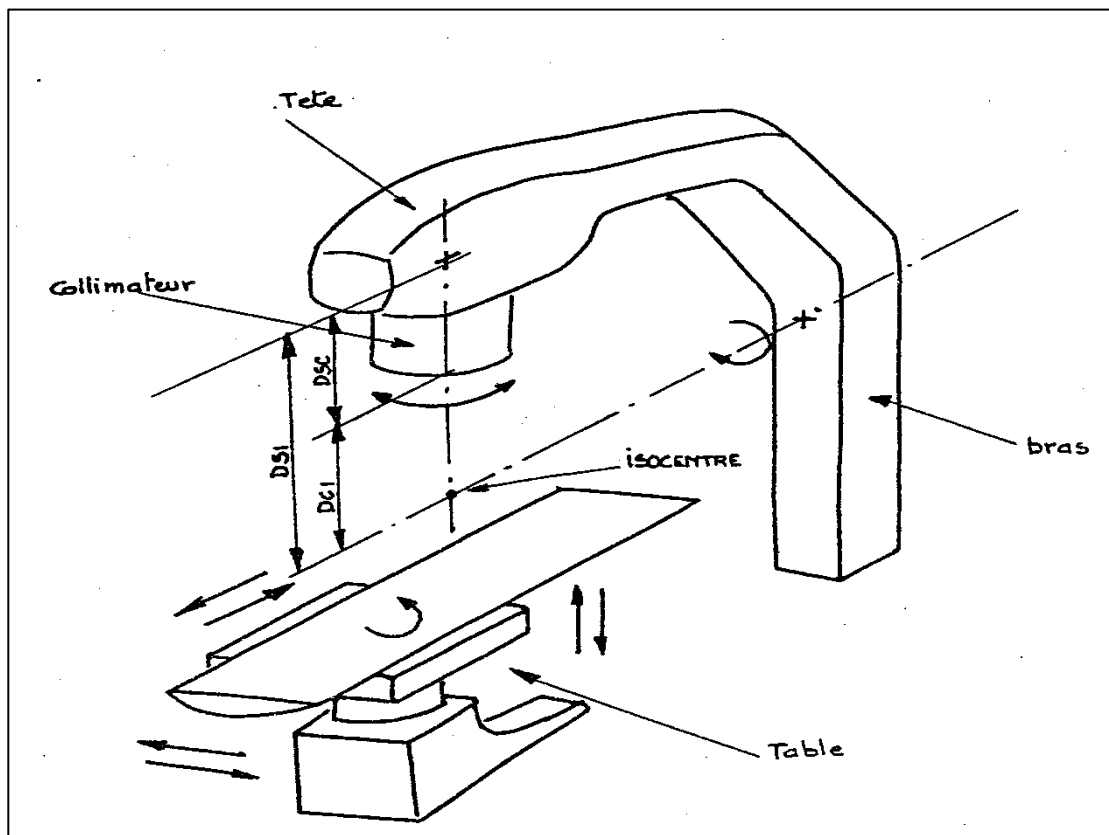
#### III.2.2.1 vérification de la projection du réticule avec la rotation de collimateur et bras :

##### *Condition de mesures :*

- Bras à 0°.
- DSP 100cm.
- Collimateur à 0°.

##### *Procédure :*

On Positionne un morceau de papier collant sur le centre du réticule puis on relève la position de la projection du centre du réticule pour des rotations de collimateur de 90°, 270°, 165° et 195, on vérifier que L'ensemble des points trouvés qui doit rester à l'intérieur d'un cercle de diamètre inférieur à 2 mm.



**Figure III-1** : Schéma d'une unité de traitement

**Tableau (III-1)**: Vérification de la projection du réticule avec la rotation de collimateur

collimateur	90°	165°	195°	270°
Diamètre de la sphère			0.5 mm	
Tolérances			<2 mm	
Action immédiate			> 2 mm	

On Positionne un morceau de papier collant sur le centre du réticule puis on relève la position de la projection du centre du réticule pour des rotations de bras de 0°, 90°, 180° et 270, on vérifie que L'ensemble des points trouvés qui doit rester à l'intérieur d'un cercle de diamètre inférieur à 2 mm.

**Tableau (III-2) : Vérification de la projection du réticule avec la rotation de bras.**

Angle de bras	0°	90°	180°	270°
Décalage tête	0.5 mm	0.5 mm	1 mm	0.5 mm
Diamètre de la sphère	1 mm			
Tolérances	2 mm			
Action immédiate	2 mm			

### III.2.2.2 Vérification de la rotation isocentrique de la table :

**Condition de mesures :**

- Axe du faisceau de rayonnement vertical
- Rotation du plateau et rotation isocentrique à 0°
- Surface du plateau à l'isocentre
- Plateau avec une charge de 50 kg placée à l'extrémité en direction du bras.

**Procédure :**

Le plateau de la table étant placé à l'isocentre on repère sur celui-ci la projection lumineuse du croisillon. Ensuite on tourne la table sur toute sa course circulaire puis on vérifie que la projection lumineuse du croisillon qui doit rester bien dans un cercle de diamètre inférieur à 2mm.

On fait la même vérification avec le plateau de table situé 20 cm sous l'isocentre, dans ce cas le diamètre du cercle contenant les points doit être inférieur à 2 mm.

**Tableau (III-3) : Vérification de la rotation isocentrique de la table.**

Rotation isocentrique	Plateau à l'isocentre	Plateau situé 20cm sous l'isocentre
Diamètre de la sphère	0.5 mm	1.5 mm
Tolérance	2 mm	2 mm
Action immédiate	2 mm	

### III.2.2.3 Affichage des dimensions du champ lumineux :

#### *Condition de mesures :*

- Champs d'irradiation proposée.
- Bras à 0°, 90° ou 270°.
- DSP 100 cm.

#### *Procédure :*

Avec le bras à 0°, on place une feuille de papier millimétré à DSP100, on définit les différentes tailles du champ 5x5 cm ,10x10 cm ,20x20 cm, 30x30, 40x40 cm et on vérifie sur le papier millimétré la taille de champ ainsi que l'affichage sur l'écran de celle-ci.

Lors de ce contrôle, on vérifie également sur le papier millimétré la perpendicularité des bords adjacents et le parallélisme des bords du champ. On s'assure aussi de la symétrie du champ en vérifiant que le centre du réticule correspond au centre du champ lumineux et que la distance entre la réticule et le bord du champ soit identique de part et d'autre.

On vérifie que pour les dimensions des champs que la correspondance entre l'affichage et la mesure.

On vérifie que les dimensions des deux demi-champs situés de part et autre du réticule ont la même dimension à 1 mm près. Ceci est vérifié dans la direction IP (InPlane) et CP (CroosPlane) au niveau des bords de champ et de l'axe central du faisceau.

**Tableau (III-4) :** Affichage des dimensions du champ lumineux avec le bras à 0°.

Bras à 0°	Tête			Pieds		
	X1	A l'axe	X2	Y1	A l'axe	Y2
<b>5x5</b>	2.5 cm	0 cm	2.5cm	2.5 cm	0 cm	2.5 cm
<b>10x10</b>	5 cm	0 cm	5 cm	5 cm	0 cm	5 cm
<b>20x20</b>	10 cm	0 cm	10 cm	10 cm	0 cm	10 cm

<b>30x30</b>	15 cm	0 cm	15 cm	15 cm	0 cm	15 cm
<b>40x40</b>	20 cm	0 cm	20 cm	20 cm	0 cm	20 cm
<b>Tolérance</b>	$< 1 \text{ mm}$ si le champ est $\leq$ à 10cm x10 cm ou $<$ au 1% $< 2 \text{ mm}$ pour les autres dimensions de champs					
<b>Action immédiate</b>	$>1.5\text{mm}$ ou plus de 1.5%					
<b>symétrie</b>	$\leq 1 \text{ mm}$					
<b>Parallélisme</b>	$< 1 \text{ mm}$					

On effectue ces vérifications également pour une autre rotation du bras ( $90^\circ$  ou  $270^\circ$ ) à alterner de mois en mois.

Cette vérification est réalisée à l'aide de l'iso-align et pour les champs 5x5 cm ; 10x10 cm ; 15x15 cm ; 20x20 cm.

**Tableau (III-5) : Affichage des dimensions du champ lumineux avec le bras à  $90^\circ$ .**

<b>Bras à <math>90^\circ</math></b>	<b>Tête</b>	<b>Pieds</b>	<b>FS IP</b>	<b>Droite</b>	<b>Gauche</b>	<b>FS CP</b>
<b>5x5</b>	5 cm	5 cm	5 cm	5 cm	5 cm	5 cm
<b>10x10</b>	10 cm	10 cm	10 cm	10 cm	10 cm	10 cm
<b>15x15</b>	15 cm	15 cm	15 cm	15 cm	15 cm	15 cm
<b>20x20</b>	20 cm	20 cm	20 cm	20cm	20 cm	20 cm
<b>Tolérance</b>	$< 1 \text{ mm}$ si le champ est $\leq$ à 10cm x10 cm ou $<$ au 1% $< 2 \text{ mm}$ pour les autres dimensions de champs					
<b>Action immédiate</b>	$>1.5\text{mm}$ ou plus de 1.5%					

### III.2.2.4 Télémètre et hauteur table :

#### *Condition de mesures :*

- Bras à 0°.
- Collimateur à 0°.
- DSP 90, 95, 100, 105, 110.

#### *Procédure :*

Pour vérifier les valeurs données par le télémètre, On place frontpointer de niveau sur la table de l'accélérateur.

On déplace la table verticalement afin que le frontpointer indique exactement une distance de 100cm et on compare cette distance avec la distance indiquée par le télémètre

On place un petit cube de plexi par-dessus frontpointer cette fois la DSP attendue est de 95 cm ou 90cm en fonction du côté du plexi utilisé, on compare cette distance avec la distance indiquée par le télémètre.

Avec le grand coté du plexi en place déplacer la table verticalement afin que le frontpointer indique exactement une distance de 100cm et ensuite on placer le petit côté du cube de plexi puis retirer le, cette fois la DSP attendue est de 105 et 110 cm.



**Figure III-2 :** Condition de mesure de télémètre et hauteur table.

**Tableau (III-6) : Télémètre et hauteur table.**

<b>DSP au frontpointer</b>	<b>DSP affichée</b>	<b>Différence</b>
<b>90 cm</b>	90 cm	0 mm
<b>95 cm</b>	95 cm	0 mm
<b>100 cm</b>	100 cm	0 mm
<b>105 cm</b>	105.05 cm	0.5 mm
<b>110 cm</b>	110.05 cm	0.5 mm
<b>Tolérance</b>	<1.5mm	
<b>Action immédiate</b>	>1.5mm	

### **III.2.2.5 Vérification à l'échelle angulaire :**

#### **III.2.2.5.1 Collimateur :**

**Condition de mesures :**

- Champ d'irradiation maximum.
- Collimateur à 0°.
- Bras 35°,350°.
- DSP 120 cm.

**Procédure :**

Pour vérifier l'exactitude des affichages numérique et mécanique, on place une feuille de papier blanc sur la table et ensuite on place le bras à un angle de 35° et marquer sur la feuille la projection du réticule puis on place le bras à un angle de 325° et marquer sur la feuille la projection du réticule. Relier les deux points obtenus, ceux-ci définissent la droite de référence pour l'alignement du collimateur et aligner le réticule sur cette droite et vérifier que les indications mécaniques et électroniques sont correctes.

On fait de même pour les angles 90°, et 270° du collimateur.



**Figure III-3 :** Condition de mesure de contrôle d'angle du collimateur.

*Tableau (III-7) : Contrôle d'angle du collimateur.*

Collimateur	0°	90°	270°
Digital	359.7°	89.8°	270.1°
Mécanique	0.2°	89.5°	271°
Tolérance	<0.5°		
Action immédiate	>1°		

### III.2.2.5.2 Bras :

#### *Condition de mesures :*

- Bras à 0°, 90°, 180° et 270° (vérification avec un niveau).
- Collimateur à 0°.

#### *Procédure :*

Le bras est consécutivement positionné aux angles repris ci-dessous. La vérification est réalisée à l'aide du niveau à bulle qui met en contact avec le niveau inférieur du collimateur. La différence entre l'angle vrai déterminé au niveau à bulle et l'affichage doit être inférieure à 0.5°.



**Figure III-4 :** Condition de mesure de contrôle d'angle du bras.

*Tableau (III-8) : Contrôle d'angle du bras.*

Bras	180° CW	90°	0°	270°	180° CCW
Digital	180.3°	90°	0.4°	270.1°	180.1°
mécanique	181°	90.8°	1°	271°	181°
Tolérance	<0.5°				
Action immédiate	>1°				

### III.2.2.6 Table de traitement :

*Condition de mesures :*

- Axe du faisceau de rayonnement vertical.
- Rotation du plateau et rotation isocentrique à 0°.
- Surface du plateau à l'isocentre.
- Plateau avec une charge de 50 kg placée à l'extrémité en direction du bras.

### III.2.2.6.1 Déplacement vertical :

#### *Procédure :*

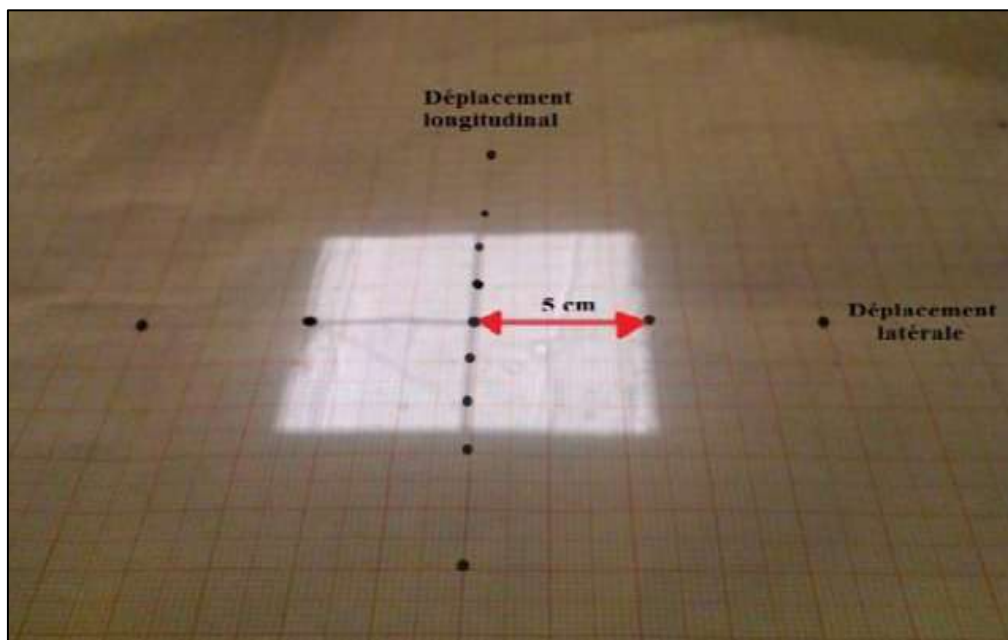
On vérifie ici que le déplacement vertical de la table est bien parallèle à l'axe vertical du faisceau.

On place une feuille de papier millimétré à DSP100, On repère l'axe du faisceau vertical à l'aide de la projection lumineuse du croisillon. On fait ensuite varier la hauteur de la table de +20 cm et -20 cm par rapport à l'isocentre.

### III.2.2.6.2 Vérification des graduations de la table du traitement :

#### *Procédure :*

On place une feuille de papier millimétré à DSP100. Le plateau de la table étant placé à l'isocentre on repère sur celui-ci la projection lumineuse du croisillon. On repère la valeur de l'indicateur digitale de la position de la table. On déplace la table dans la direction longitudinale d'une distance de 40 cm. On vérifie que l'indicateur digitale à bien enregistré un déplacement de 40 cm. On fait la même vérification pour le déplacement latéral.



Condition de mesure de vérification des graduations de la table du traitement.

**Tableau (III-9) : Vérification des graduations de la table du traitement.**

<b>Mouvement</b>	<b>Mesure effective à la table pour un déplacement attendu</b>
<b>Latéral (40cm)</b>	Valeur de l'index initial = 22,8 Valeur de l'index final = 982,9 Déplacement = 39,9 cm Différence = 01 mm
<b>Longitudinal (30 cm)</b>	Valeur de l'index initial= 128,4 Valeur de l'index final= 158,2 Déplacement= 29,8 cm Difference= 02 mm
<b>Tolérance</b>	< 2 mm
<b>Action immédiate</b>	>2 mm

### **III.2.2.6.3 vérification de la table et de son horizontalité de la rigidité :**

#### **Procédure :**

On vérifie que dans son déplacement longitudinal et transversal, le plateau reste horizontal.

Le plateau étant en charge, on place sa surface à l'isocentre et on repère sa position au niveau de l'axe du faisceau par la distance plateau sortie du collimateur. On déplace le plateau longitudinalement sur toute sa course. On procède de la même façon pour le déplacement latéral.

**Tableau (III-10) : Contrôle Déplacement latérale et longitudinal de la table.**

<b>Distance plateau sortie collimateur pour :</b>	<b>Déplacement longitudinal</b>	<b>Déplacement latéral</b>
<b>Une élévation minimale</b>	100 cm	100 cm
<b>Une élévation maximale</b>	100,4 cm	100,2
<b>Différence</b>	4 mm	2 mm
<b>Tolérance</b>	<5mm	<2mm
<b>Action immédiate</b>	>5mm	>2mm

### **III.2.2.7 Correspondance du champ physique et du champ lumineux :**

Pour faire se contrôle on utilise le film gafchromic qui caractérise d'une couche active entre deux couches de polyester. C'est un film auto développement offre de nombreux avantages par rapport à un film de vérification radiographique classique

#### **III.2.2.7.1 En régime de photon :**

##### **Condition de mesures :**

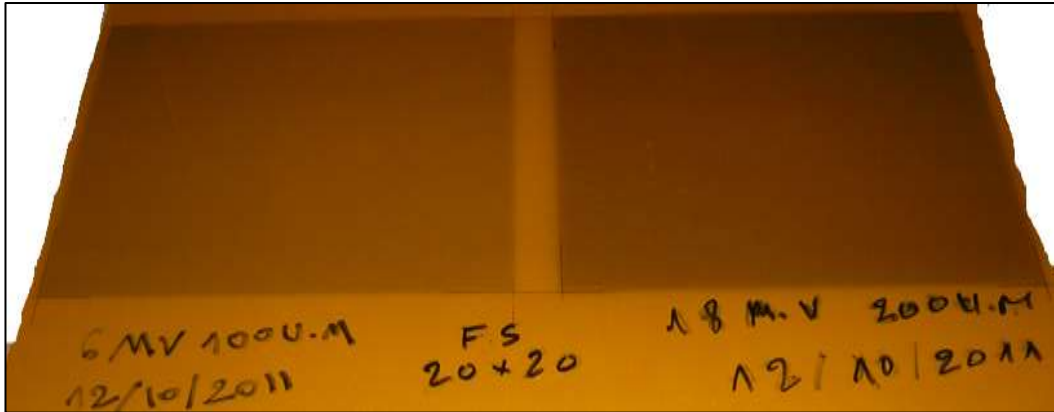
- Bras à 0°.
- DSP 100 cm.
- Champ 20x20 cm.
- X 6 Mv (100UM).
- X 18 Mv (200UM).

##### **Procédure :**

Le film gafchromic est placé à DSP 100 sur table. Le bras est à 0° et les bords d'un champ lumineux 20x20 cm sont marqués ainsi que le réticule par une forte pression au stylo à bille. Le

film est irradié avec 100 UM, et on vérifie qu'il y a une bonne correspondance entre les deux projections. La correspondance entre le champ d'irradiation et les bords du champ lumineux doit être meilleur que 2mm. L'analyse se fera à l'œil.

On fait de même pour l'irradiation avec 200 UM.



**Figure III-5 :** Correspondances entre les deux champs lumineux et irradiations en mode photons

**Tableau (III-11) :** Correspondance du champ physique et du champ lumineux en mode de photon.

	Bord X1 et X2	Bord Y1 et Y2
<b>Coïncidence champ lumineux/champ d'irradiation</b>	0.5 mm	0.5 mm
<b>Tolérance</b>	<2mm	
<b>Action immédiate</b>	>2 mm	

### III.2.2.7.2 En régime d'électron:

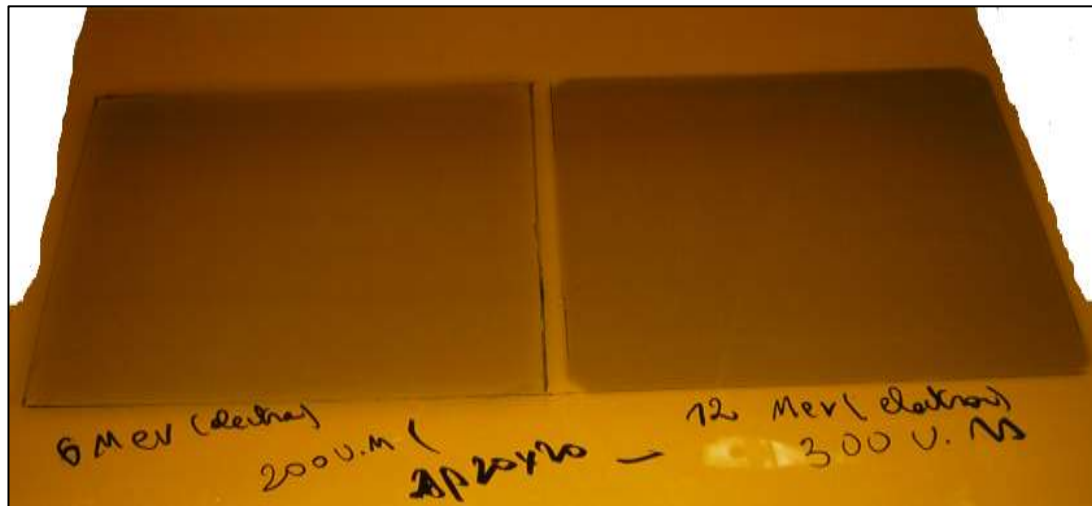
#### Condition de mesures :

- Bras à 0°.
- DSP 100 cm.
- Champ 20x20 cm.
- E06MeV a profondeur 15 mm (200UM).
- E12MeV a profondeur 28 mm (300UM).

**Procédure :**

Le film gafchromic est placé à DSP 100 sur table. Le bras est à 0° et les bords d'un champ lumineux 20x20 cm sont marqués ainsi que le réticule par une forte pression au stylo à bille. Le film est irradié avec 200 UM, et on vérifie qu'il y a une bonne correspondance entre les deux projections. La correspondance entre le champ d'irradiation et les bords du champ lumineux doit être meilleur que 2 mm. L'analyse se fera à l'œil.

On fait de même pour l'irradiation avec 300 UM.



**Figure III-6:** Correspondances entre les deux champs lumineux et irradiations en mode électrons.

**Tableau (III-12) :** Correspondance du champ physique et du champ lumineux en mode d'électron.

	<b>Bord X1 et X2</b>	<b>Bord Y1 et Y2</b>
<b>Coïncidence champ lumineux/champ d'irradiation</b>	1.5 mm	1.5 mm
<b>Tolérance</b>	<2mm	
<b>Action immédiate</b>	>2 mm	

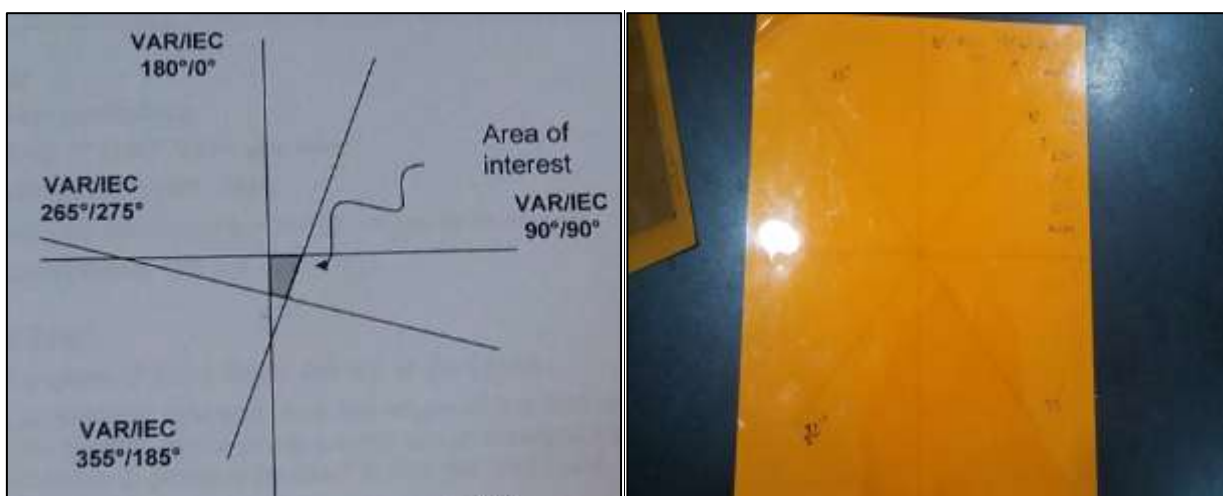
### III.2.2.8 Vérification de l'isocentre radiatif pour rotation de bras ( Spoke Shot):

#### *Condition de mesures :*

- Collimateur à  $0^\circ$ .
- Champ d'irradiation :  $0.1 \times 40 \text{ cm}^2$ .
- DSP 100 cm.
- 400 UM.
- Bras à  $90^\circ$ ,  $0^\circ$  ( $180^\circ \text{ VAR}$ ),  $275^\circ$  ( $265^\circ \text{ VAR}$ ), et  $185^\circ$  ( $\text{VAR } 355^\circ$ ).

#### *Procédure :*

Pour une collimation de  $0^\circ$ , on colle un film sur la table, puis on relève la position de la projection du centre du réticule pour des rotations de bras de  $90^\circ$ ,  $0^\circ$  ( $180^\circ \text{ VAR}$ ),  $275^\circ$  ( $265^\circ \text{ VAR}$ ), et  $185^\circ$  ( $\text{VAR } 355^\circ$ ). On irradie le film qui se trouve sous 2 cm de PMMA, et pour un champ de  $0.1 \times 40 \text{ cm}$ . On trace après les lignes qui représente le milieu des traces d'irradiation, la forme délimitée par l'intersection de ces points doit être incluse dans un cercle de diamètre inférieure a 2 mm



**Figure III-7:** condition de mesure de test spoke shot

### III.2.2 Contrôle dosimétrique du Varian 2100C :

#### III.2.2.1 Equipement de mesures :

Lors de la réalisation de mon étude, des outils de mesure ont été utilisés. Ces outils et logiciels sont :

- Les chambres d'ionisation.

- La cuve à eau.
- Les électromètres.
- Le logiciel d'acquisition des données Mephysto.

### III.2.2.1.1 Les chambres d'ionisations :

Les chambres d'ionisation sont utilisées en radiothérapie et en radiologie diagnostique pour la détermination de la dose absorbée. La détermination de la dose dans les conditions d'irradiation de référence est également appelée calibration du faisceau.

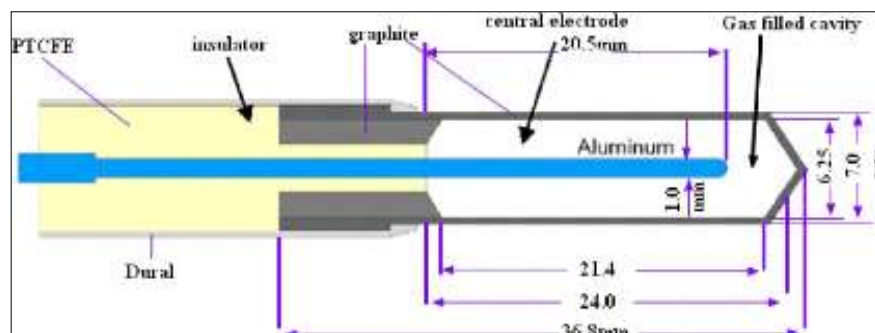
Deux types de chambre d'ionisation sont utilisés dans l'étalonnage de faisceau en radiothérapie:

- Chambres cylindriques (Farmer, semiflex);
- Chambres plates (Roos, Markus).

Les chambres d'ionisation utilisées pour les différentes mesures sont une chambre ROOS, Semiflex, Farmer, Markus.



**Figure III-8:** Chambre d'ionisation ROOS (CAC Ouargla).



**Figure III-9:** Schéma d'une chambre d'ionisation Farmer. [23]

### III.2.2.1.2 cuve à eau :

Cuve à eau (PTW MP3) est un fantôme d'eau motorisé pour permettre la mesure automatique de distributions de dose d'un faisceau de radiation.

L'incidence des rayons peut être verticale, horizontale ou oblique. Horizontalement, le détecteur peut être déplacé dans une plage de 600 mm x 500 mm et verticalement de 407,5 cm.

Les moteurs de déplacement de la chambre d'ionisation sont pilotés par le logiciel MEPHYSTO mc<sup>2</sup> avec une précision élevée de positionnement.



**Figure III-10:** Cuve à eau de type PTW MP3. **Figure III-11:** Moteur piloté pour le déplacement de la Chambre d'ionisation (CAC Ouargla).

### III.2.2.1.3 Electromètres :

Une chambre d'ionisation est essentiellement un condensateur dans lequel un courant ou une charge collectée est induite par l'action du faisceau de rayonnement. La charge ou le courant induit dans la chambre est très petit et doit être mesuré avec un appareil de mesure de charge ou de courant très sensible (électromètre). [25]



**Figure III-12:** Electromètre de type UNIDOS (PTW) (CAC Ouargla).

Lors de cette étude, Nous avons utilisé l'électromètre TANDEM.

*Electromètre TANDEM :*

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

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



**Figure III-13:** Electromètre TANDEM (CAC Ouargla).

#### III.2.2.1.4 l'appareil de commande MP3 :

Le MP3 est un appareil de commande destiné à un système de mesure servant à déterminer des répartitions de dose et de propriétés de rayonnement en radiothérapie.

Les données peuvent être transférées vers le PC.

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

Il se commande via le logiciel MEPHYSTO et est compatible avec tous les appareils auxiliaires mécaniques et fantôme de mesure. [26]



**Figure III-14:** contrôleur PTW (CAC Ouargla).



**Figure III-15 :** L'appareil de commande MP3 avec affichage des coordonnées et touche de commande (CAC Ouargla).

#### III.2.2.1.5 Logiciel d'acquisition des données Mephysto :

MEPHYSTO mc<sup>2</sup> (**M**edical **P**hysics **T**ool) avec le Medical Physics Control Center est un progiciel servant à enregistrer et à évaluer automatiquement des répartitions de doses relatives et absolues d'installations de radiothérapie.

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. [27]



**Figure III-16 :** Logiciel d’acquisition des données Mephysto .

### III.2.2.1.6 Thermomètre et baromètre :

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



**Figure III-17 :** Thermomètre et baromètre (CAC Ouargla).

### III.2.2.1.7 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.



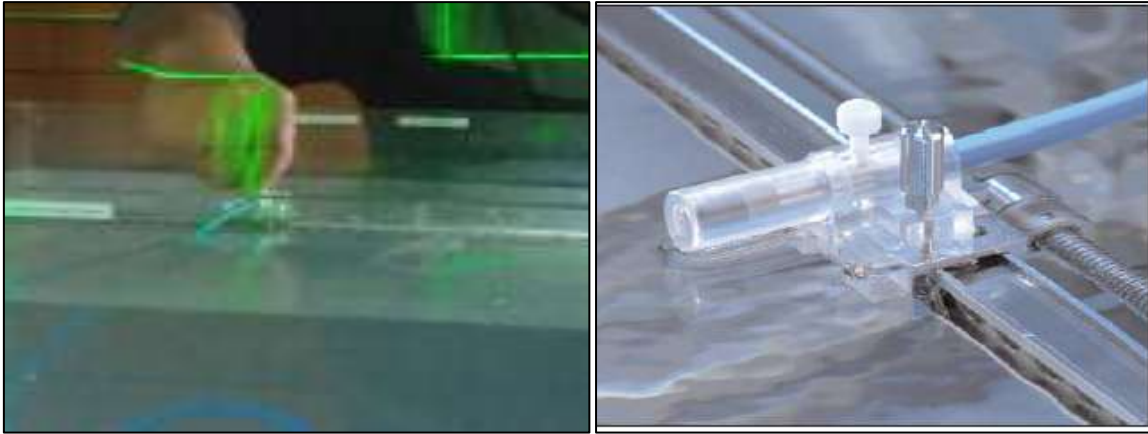
**Figure III-18** : Cuve à eau en cours de montage (CAC Ouargla).

L'inclinaison verticale et horizontale de la cuve doit être vérifiée avec un niveau de bulle.

La dernière étape de l'installation de la cuve est la mise en place des chambres d'ionisation :

**La dose relative (Rendement en profondeur et profil de dose) :**

La chambre de mesure PTW Semiflex  $0.3 \text{ cm}^2$  est branchée sur les bras mobiles de la cuve afin de pouvoir être déplacée. Il faut faire correspondre la zone sensible de la chambre d'ionisation avec l'isocentre de l'accélérateur de particules. Pour cela, on se sert d'un dé positionné sur la tête de la chambre. Le dé est muni de rainures sur lesquelles il faut faire correspondre les axes du réticule, et le niveau de l'eau.



**Figure III-19:** Position de la chambre relative (CAC Ouargla).

La chambre de référence semiflex  $0.125 \text{ cm}^2$  qui sert à contrôler la linéarité des UM est placée sur un support au-dessus de la cuve. Elle doit être placée au bord du champ lumineux. Les deux chambres sont ensuite reliées à l'électromètre MP3, celui-ci étant relié lui-même au logiciel Méphysto.



**Figure III-20 :** Position de la chambre de référence (CAC Ouargla).

#### **Dose absolue :**

Pour ces mesures ,la chambre Farmer est placée sur un support au-dessus de la cuve pour les photons et chambre ROOS pour les électron.

La chambre est ensuite connectée à l'électromètre UNIDOS qui permet la lecture de la charge.

Lorsque la cuve est installée, il est possible de commencer l'irradiation et de recueillir les mesures.

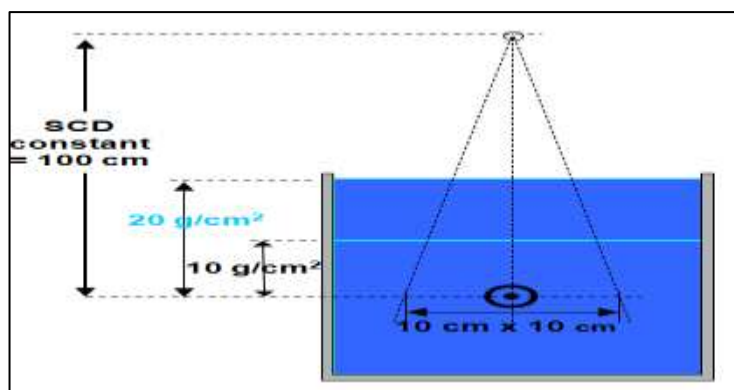
Afin de s'affranchir d'une éventuelle erreur de positionnement du détecteur, les valeurs de dose absolue seront toutes ramenées au champ  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

### III.2.2.2 Contrôle de l'énergie :

#### III.2.2.2.1 En mode de photon :

La détermination de la dose absorbée dans le milieu à partir des mesures d'ionisation nécessite l'emploi de coefficients (rapports des pouvoirs de ralentissement moyens, facteur de correction de perturbation, etc.) dont la valeur est fonction du spectre énergétique des électrons au point de mesure. Ce spectre est lui-même fonction du spectre énergétique du faisceau de photons incident délivrée par l'accélérateur, difficile à mesurer en pratique. Il est usage, pour caractériser un faisceau de photons, de spécifier l'énergie maximale du spectre. Par analogie avec les faisceaux de rayons X de basse et moyenne énergie, on exprime cette valeur en MV. Pour les accélérateurs, on exprime l'énergie nominale en MV. Cette valeur est habituellement celle affichée au poste de commande de l'accélérateur. Toutefois, le choix correct des coefficients est fortement relié à l'énergie moyenne du faisceau plutôt qu'à l'énergie maximale. En conséquence, on recommande la détermination d'un indice de qualité à partir de mesures d'ionisation dans un fantôme. La qualité du rayonnement I est le rapport tissu-fantôme  $\text{TPR}_{20, 10}$ . Il définit comme le rapport des deux lectures de l'instrument en plaçant la chambre à 20 et 10 cm de profondeur dans le fantôme d'eau avec un champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  au centre géométrique de la chambre et une distance source-chambre constante de 100 cm (**Figure III-21**).

D'où  $I = \text{TPR}_{20,10}$ .



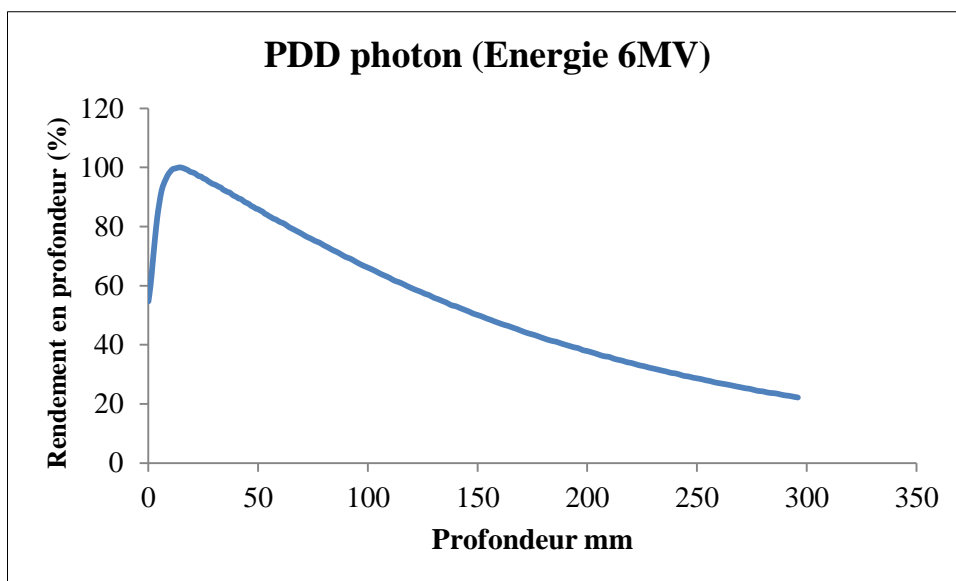
**Figure III-21:** Mesure de  $\text{TPR}_{20, 10}$  à 20cm et 10cm pour une distance source collimateur fixé pour un champ  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

**Tableau (III-13):** Mesure de  $TPR_{20,10}$  pour un champ 10X10.

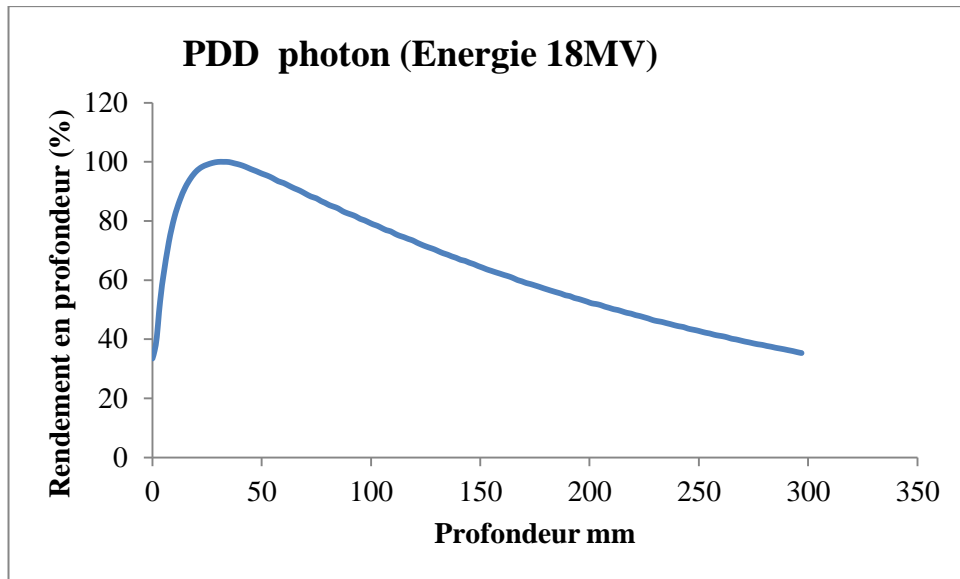
Energie	Champ	D20/D10	I (ref)	Ecart	Tolérance
X6	10X10	0,66656	0,6633	+ 0,5%	±1%
X18	10X10	0,7789	0,7787	+0,03%	±1%

Les courbes de rendement en profondeur pour les photons ont été mesurées pour une taille de champs (10x10) cm<sup>2</sup>. Les figures (III-22 et III-23) montrent les courbes de rendement en profondeur pour les faisceaux R<sub>X</sub> de 6 et 18 MV. Les courbes 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.

*Les courbes de Rendements en profondeur pour les photons :*



**Figure III-22:** Rendement en profondeur pour faisceau de photon d'énergie 6MV.



**Figure III-23:** Rendement en profondeur pour faisceau de photon d'énergie 18MV.

**Tableau (III-14) :**  $D_{max}$  et le PDD à 10cm.

Energie	$D_{max}$	Le PDD à 10cm
6MV	1.402(1.6±0.2cm)	66.11(67±2%)
18MV	3.23 (3.3±0.2cm)	79.18(80±1%)

Le rendement en profondeur correspond à la variation de la dose absorbée le long de l'axe du faisceau. Il est exprimé en pourcentage de la dose maximum absorbée. 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 (profondeur de l'équilibre électronique):  $Z_{max}$ .

#### III.2.2.2.2 PDD d'ionisation pour faisceaux d'électron:

Spécifiées selon les recommandations de L'ICRU-35.

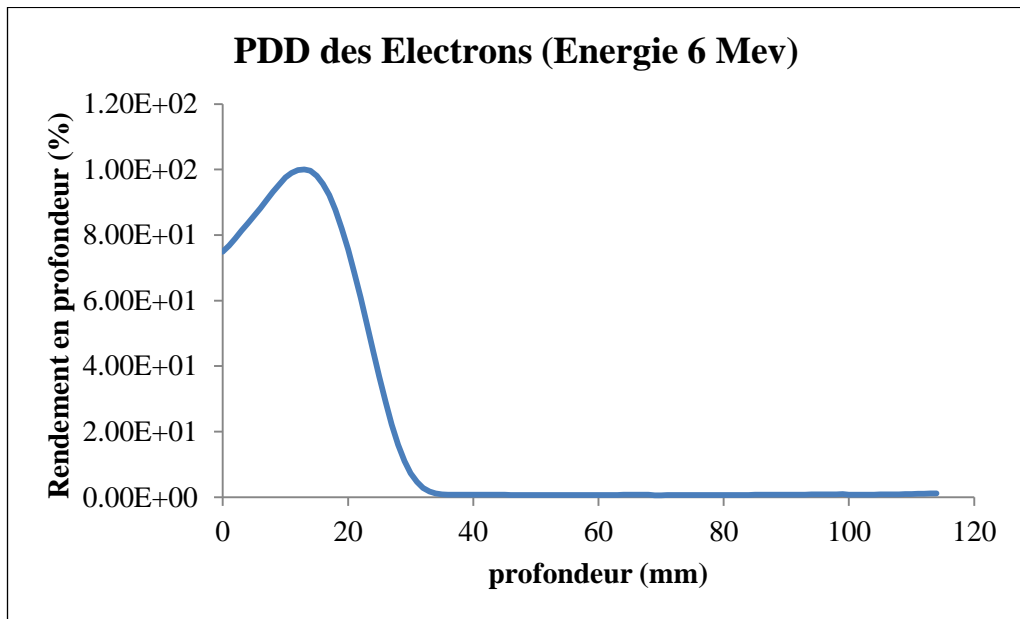
- Une variation de la profondeur d'ionisation du 80% ne doit pas dépasser 1mm avec un applicateur
- La profondeur d'ionisation du 30% ne doit pas excéder la valeur spécifiée avec un applicateur
- A la profondeur  $R_p$  le niveau de contamination ne doit pas dépasser 5%
- En utilisant l'applicateur 15x 15 [28]

Afin de d'assurer la stabilité des énergies, lors de la recette on détermine la valeur du rapport  $J_2/J_1$  des ionisations mesurées sur l'axe du faisceau, à deux profondeurs différentes.

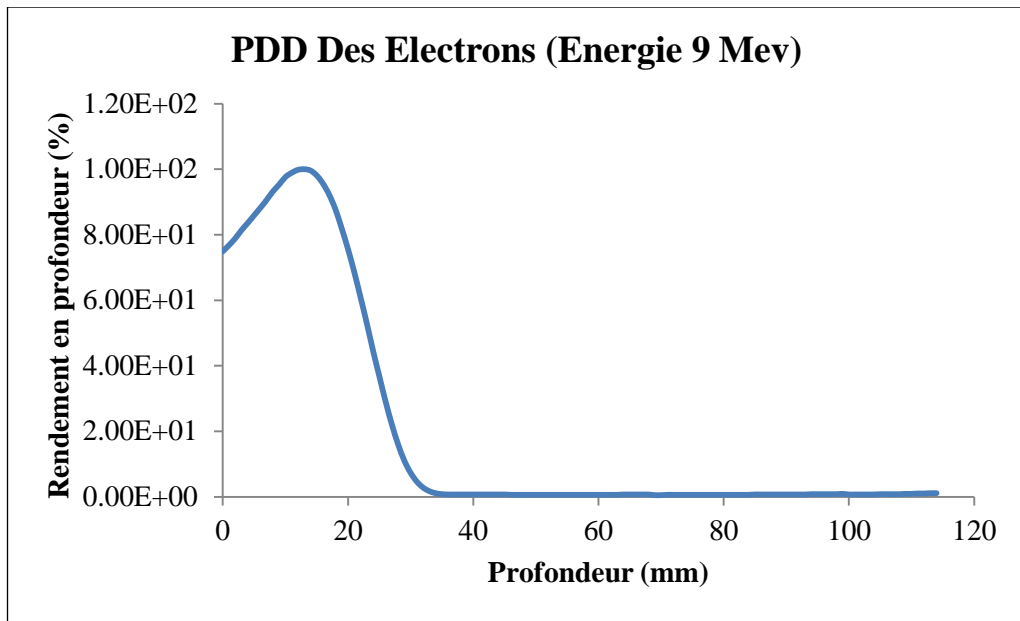
**Tableau (III-15) : Le contrôle d'énergie en mode d'électron et niveau de la contamination.**

Energie (Mev)	Profondeur du 80% (cm)	Profondeur du 30% (cm)	Niveau du contamination
06	1.903 (1.9±0.1cm)	2.570 (2.6cm±0.1cm)	0.61%
09	3.000 (2.95±0.1cm)	3.903 (3.9cm±0.1cm)	1.09%
12	4.228 (4.15±0.1cm)	5.439 (5.4cm±0.1cm)	1.94%
15	5.284 (5.2±0.1cm)	6.854 (6.8cm±0.1cm)	3.01%
18	6.089 (6.1±0.1cm)	8.170 (8.15cm±0.1cm)	4.25%

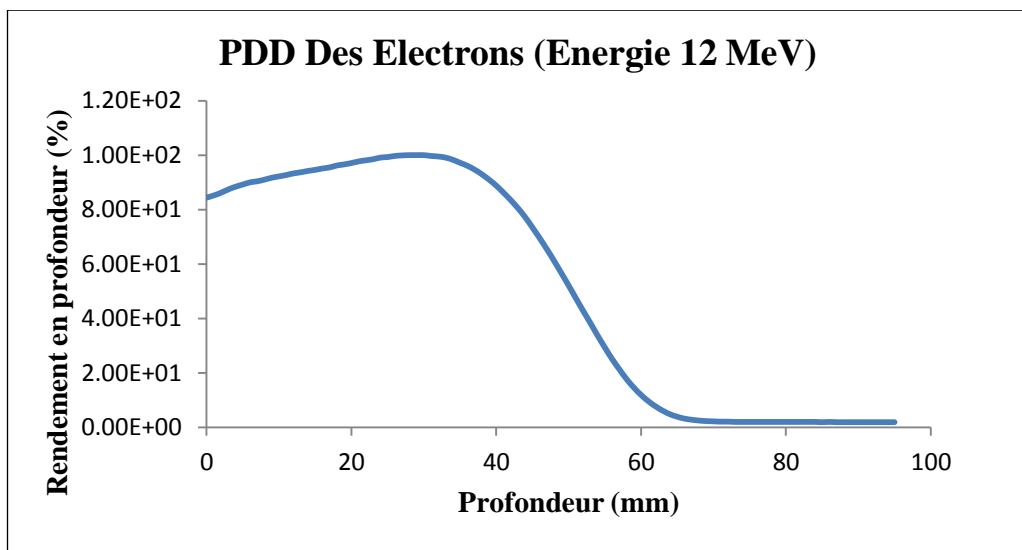
Les courbes de Rendements en profondeur pour les électrons :



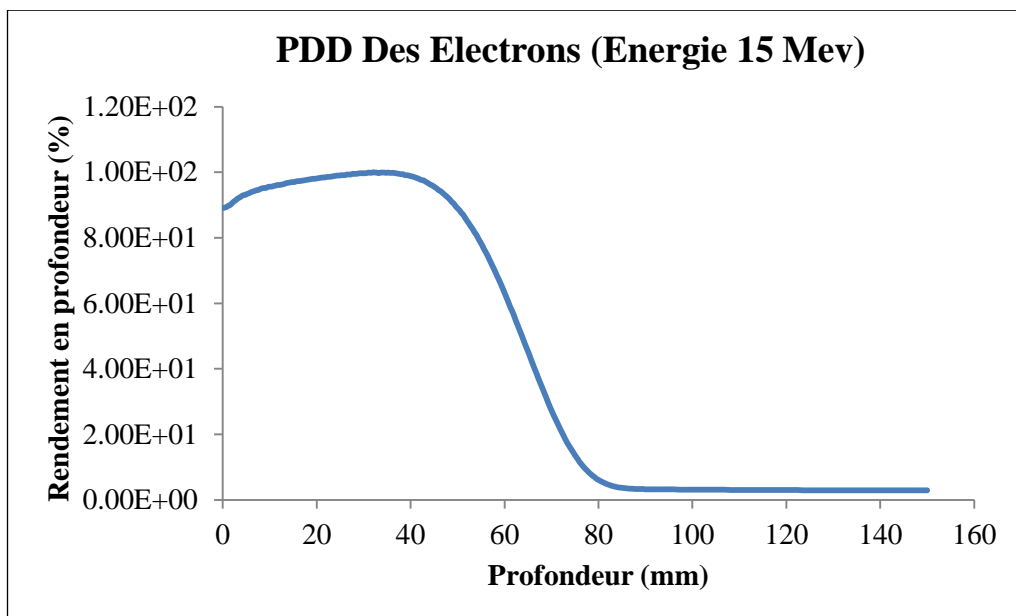
**Figure III-24:** Rendement en profondeur pour faisceau d'électron d'énergie 6MeV.



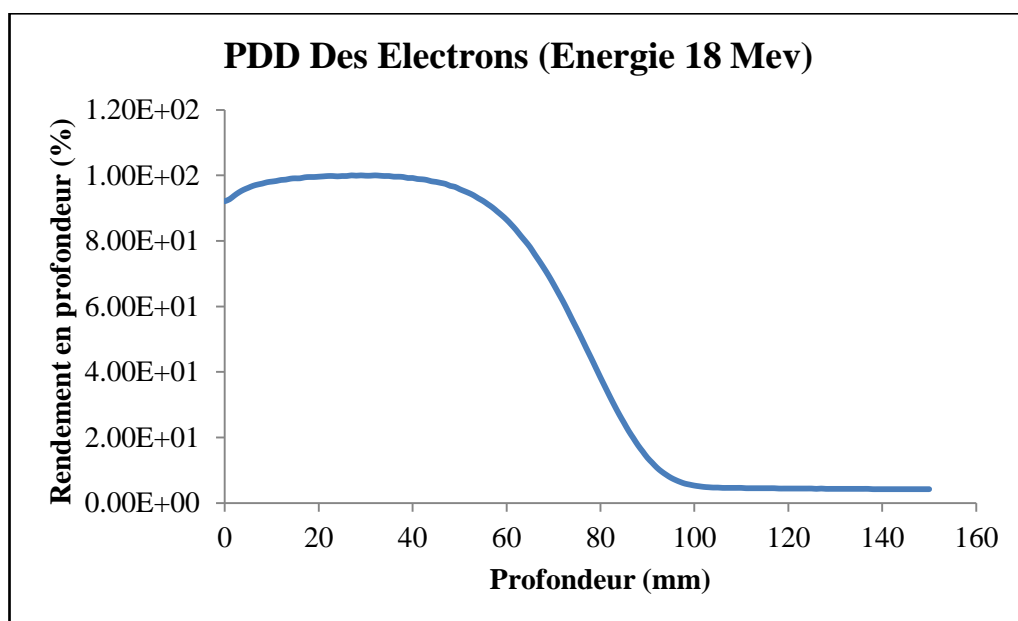
**Figure III-25:** Rendement en profondeur pour faisceau d'électron d'énergie 9MeV.



**Figure III-26:** Rendement en profondeur pour faisceau d'électron d'énergie 12MeV.



**Figure III-27:** Rendement en profondeur pour faisceau d'électron d'énergie 15MeV.



**Figure III-28:** Rendement en profondeur pour faisceau d'électron d'énergie 18MeV.

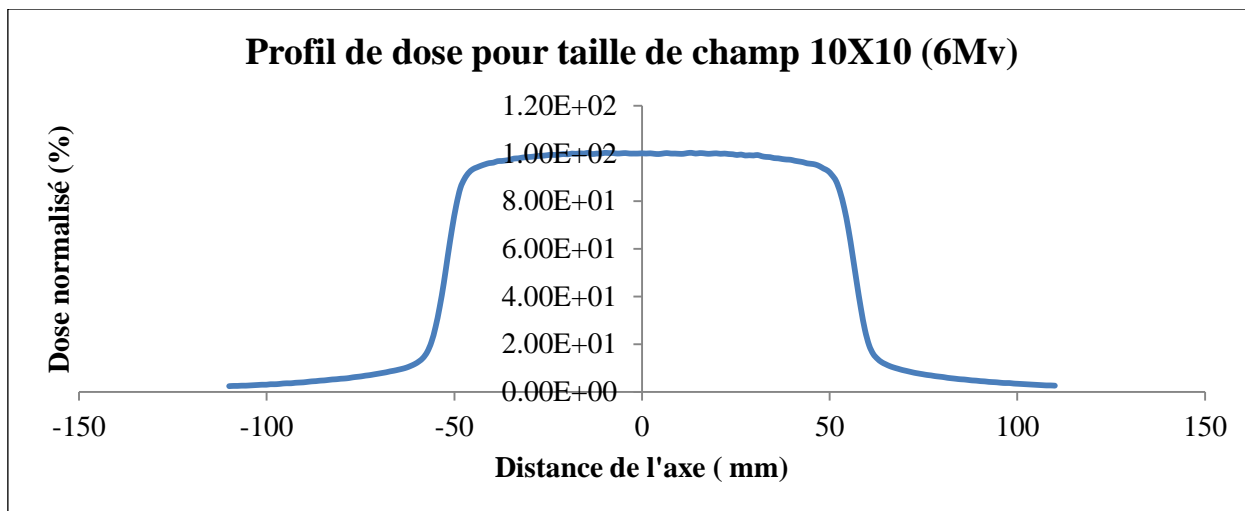
### III.2.2.3 Planéité et symétrie des champs d'irradiation :

#### III.2.2.3.1 En mode de photon :

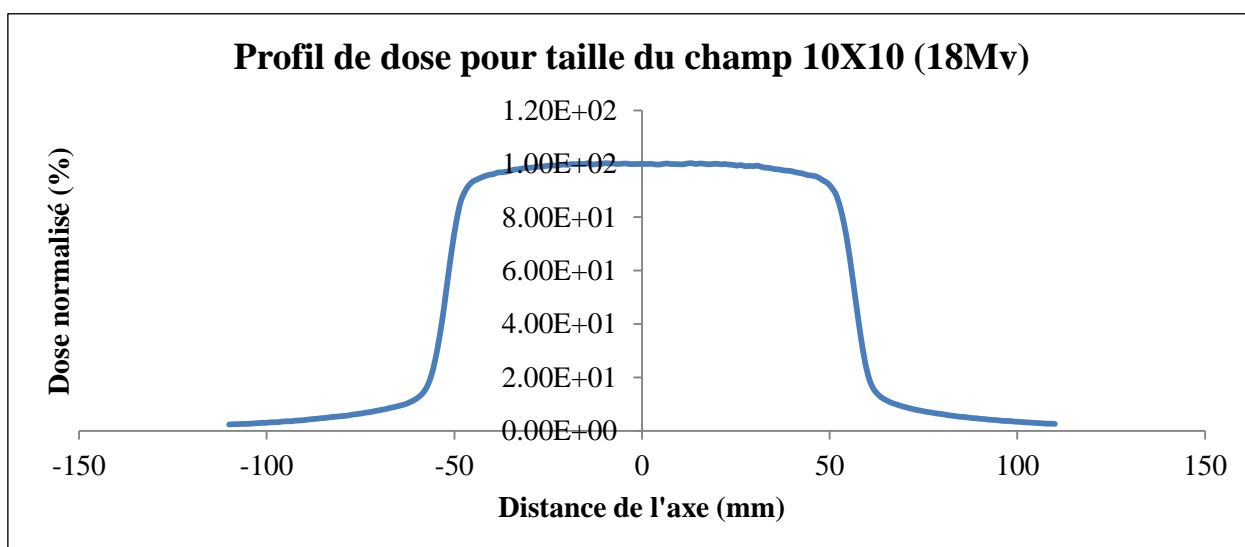
Lectures des deux déviations en % planéité et symétrie , à l'intérieur de la surface plane selon deux directions (radial et transverse) représentée 80 % de la taille du champ de la courbe

de profil relevée par l'explorateur fantôme PTW 3D et analysée par le logiciel MEPHYSTO en utilisant protocole Varian à la profondeur 10 cm pour les deux champs 10 x 10 et 40 x 40.

*Les profils pour les photons:*



**Figure III-29:** Profil de dose de taille du champ 10X10 pour l'énergie 6MV.



**Figure III-30:** Profil de dose de taille du champ 10X10 pour l'énergie 18MV.

**Tableau (III-16): Planéité et symétrie des champs d'irradiation en mode de photon.**

		Radial		Transverse		Radial		Transverse	
Energie	profondeur	planéité	Symétrie	planéité	Symétrie	planéité	Symétrie	planéité	Symétrie
		10 x 10				40 x 40			
<b>18MV</b>	100mm	2.87%	1.25%	2.57%	0.91%	2.03%	0.88%	2.27%	1.18%
<b>6MV</b>	100mm	2.34%	0.55%	2.45%	0.40%	1.85%	0.70%	1.73%	0.56%
<b>Tolérance planéité</b>		$\pm 3\%$							
<b>Tolérance Symétrie</b>		$\leq 2\%$							

### III.2.2.3.1 En mode d'électron :

Lectures des deux déviations en % planéité et symétrie, à l'intérieur de la surface plane selon deux directions (radial et Transverse) représentée 80 % de la taille du champ de la courbe de profil relevée par l'explorateur fantôme PTW 3D et analysée par le logiciel MEPHYSTO en utilisant protocole Varian à la profondeur  $d_{\max}$  pour les deux applicateurs 10x 10 et 25x 25.

Les profils pour les électrons:

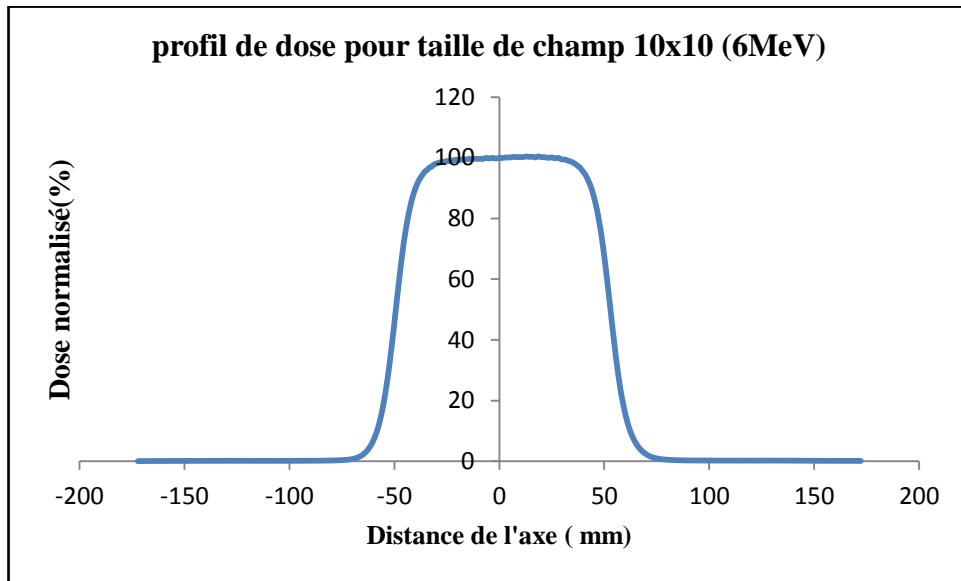


Figure III-31: Profil de dose de taille du champ 10X10 pour l'énergie 6MeV.

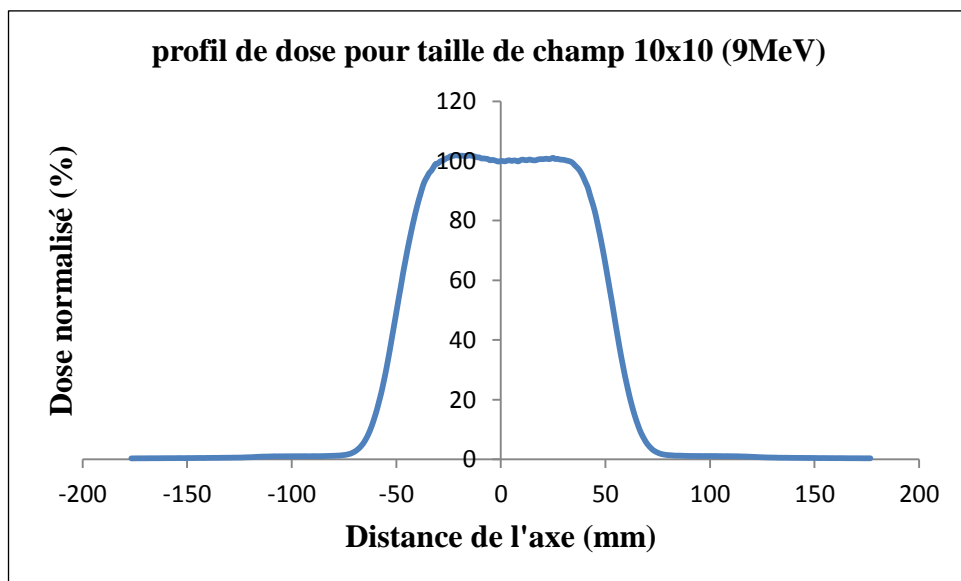
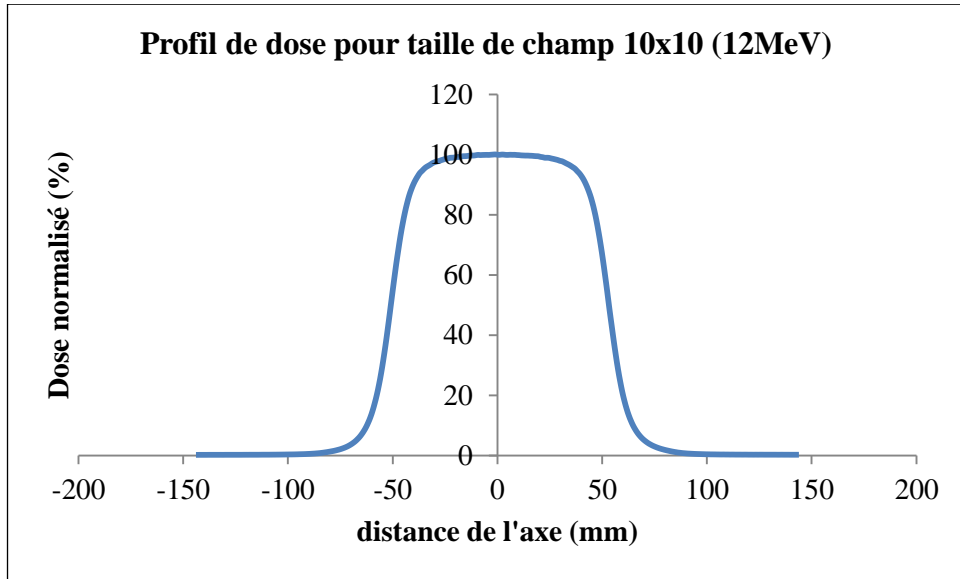
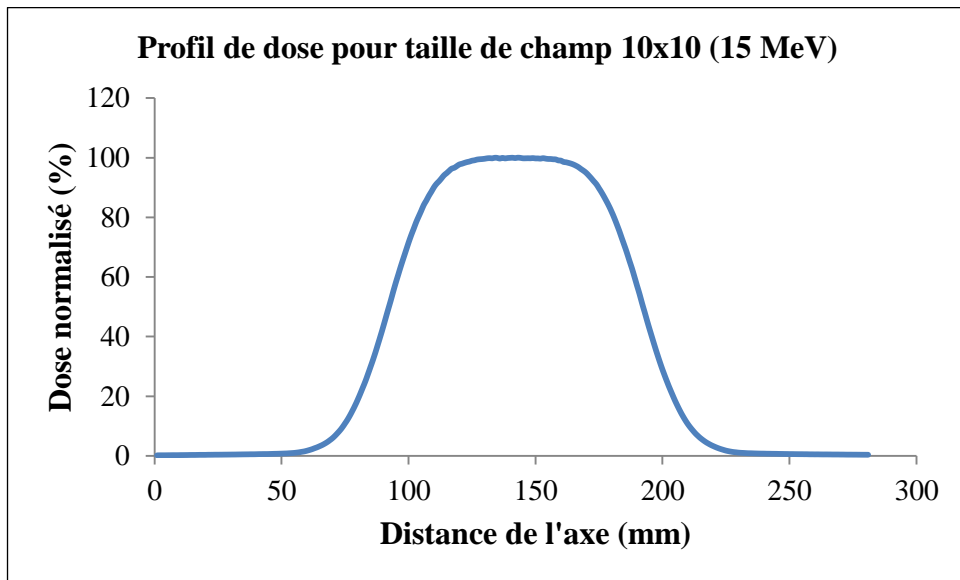


Figure III-32: Profil de dose de taille du champ 10X10 pour l'énergie 9MeV.



**Figure III-33:** Profil de dose de taille du champ 10X10 pour l'énergie 12MeV.



**Figure III-34:** Profil de dose de taille du champ 10X10 pour l'énergie 15MeV.

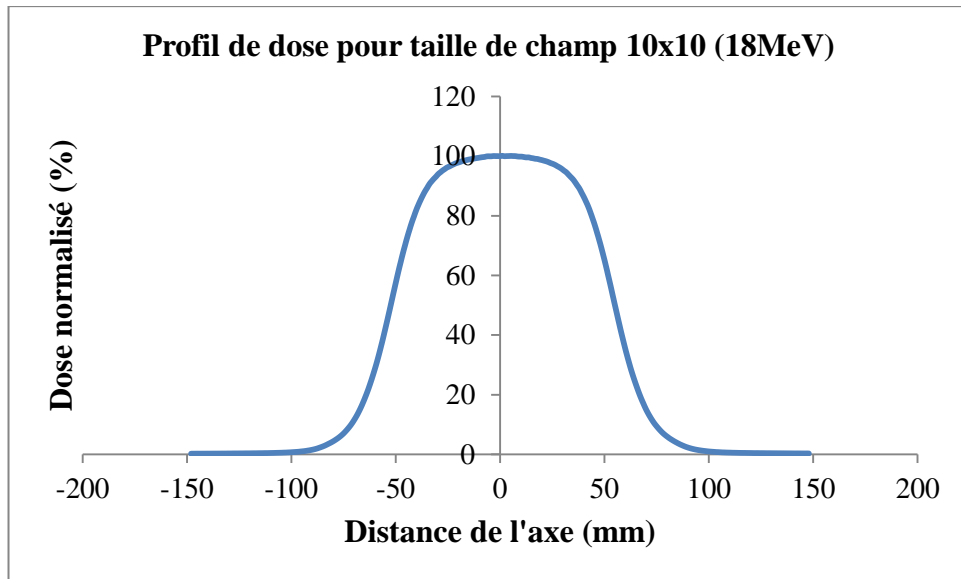


Figure III-35: Profil de dose de taille du champ 10X10 pour l'énergie 15MeV.

Tableau (III-17) : Planéité et symétrie des champs d'irradiation en mode d'électron.

		Radial		Transverse		Radial		Transverse	
Energie	profondeur	planéité	Symmétrie	planéité	Symmétrie	planéité	Symmétrie	planéité	Symmétrie
		10 x 10 applicator				25 x 25 applicator			
6MeV	10mm	3.42%	1.22%	3.04%	1.69%	1.33%	1.47%	0.86%	1.08%
9MeV	14mm	1.91%	1.45%	1.5%	1.15%	1.30%	0.70%	0.90%	0.76%
12MeV	20mm	3.21%	1.89%	2.02%	1.18%	0.81%	0.56%	0.44%	0.51%
15MeV	26mm	3%	1.84%	1.81%	1.01%	0.73%	0.46%	1.06%	0.37%
18MeV	30mm	3.03%	1.25%	2.05%	1.16%	1.46%	1.12%	0.98%	0.72%
Tolérance planéité		± 5%							
Tolérance Symmétrie		≤ 2%							

### III.2.2.4 Ajustement des débits de dose:

Pendant l'acceptation et avant de commencer le commissioning le débit doit être ajusté à 1cGy/UM (approximativement à  $D_{\max}$  pour toutes les énergies, c'est une recommandation Varian. La chambre est placée à  $Z_{\text{réf}}$  (on déduit par la suite le débit à  $Z_{\max}$  on utilisant le PDD de  $Z_{\text{réf}}$ )

- PDD (6MV à  $Z_{\text{réf}}=10$  cm) =66.11%
- PDD (18 MV à  $Z_{\text{réf}}=10$  cm) =79.18%.
- PDD (6MeV à  $Z_{\text{réf}}=13$  mm)=100%.
- PDD (9MeV à  $Z_{\text{réf}}=21$  mm)=99.9%.
- PDD (12MeV à  $Z_{\text{réf}}=30$  mm)= 100%.
- PDD (15MeV à  $Z_{\text{réf}}=38$  mm)= 99.5%.
- PDD (18MeV à  $Z_{\text{réf}}=46$  mm)= 97.7%.

#### III.2.2.4.1 Les photons :

##### *Conditions de mesure :*

- DSP : 100 cm
- 100 UM
- Champ d'irradiation : 10 cm x 10 cm
- Le bras est à  $0^\circ$
- Positionnement de la chambre farmer : le point effectif de la chambre est placé sur l'axe du faisceau à la profondeur de référence (10 cm). Le fantôme est ajusté à  $0^\circ$  grâce à niveau à bulle.

##### *Mesure des Débits :*

La dose à  $z_{\text{réf}}$ ,  $D_{w,Q}(Z_{\text{réf}})$ , est calculée à partir de la mesure de l'ionisation par la formule

Suivante :

$$D_{w,Q}(Z_{\text{réf}}) = M_1 \cdot K_{\text{elec}} \cdot K_{T,P} \cdot K_{\text{pol}} \cdot K_s \cdot N_{D,w,Q0} \cdot K_{Q,Q0} \quad (\text{III-1})$$

Avec :

- $M_1$  : est la moyenne de la lecture.
- $K_{\text{elec}}$  : est le facteur de calibration de l'électromètre.

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

$$K_{T,P} = \frac{(273.2+T)p_0}{(273.2+T_0)P} \quad (III - 2)$$

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

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

$$K_{pol} = \frac{|M_+|+|M_-|}{2M} \quad (III - 3)$$

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

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

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

$$K_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (III - 4)$$

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

➤  $N_{D, w, Q_0}$  : est le facteur de calibration de la chambre en terme de dose absorbée.

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

### Procédure :

Pour faire la dosimétrie absolue on utilise la chambre Farmer type 30013 on mesure les charges collectées dans la chambre. Cette chambre est liée par la suite à un électromètre qui nous permet de changer le voltage entre +400V,-400V et 100V.

**Résultat /Tableau suivant (III-18) : Mesure des Débits pour les photons.**

Energie	P(Pka)	T(°C)	TPR <sub>20,10</sub>	M <sub>+</sub> (+400)	M <sub>-</sub> (-400)	M <sub>+</sub> (+100)	$K_{T,P}$	$K_{pol}$	$K_s$	$K_{Q,Q_0}$
6MV	100.7	22.9	0.663	12,00667nc	12,03 nc	11,92333nc	1.016	1.001	1.002	0,9923
18MV	100.2	20.3	0.779	14.80 nc	14.83nc	14,60667nc	1.012	1.001	1.004	0,9684

Energie	M <sub>Q</sub>	D <sub>w,Q</sub> ( zréf)	Z <sub>max</sub>	PDD(Z <sub>réf</sub> )	D <sub>w,Q</sub> (Z <sub>max</sub> )
6MV	1,2241E-01	6,6223E-03	1,40	66,11%	1,0017E-02
18MV	1,5062E-01	7,9521E-03	3,23	79,18%	1,0043E-02

Ou :

$$M_Q = M_I \cdot K_{elec} \cdot K_{T,P} \cdot K_{pol} \cdot K_s \quad (III-5)$$

$$D_{w,Q}(Z_{max}) = 100 D_{w,Q}( zréf) / PDD(Z_{réf}). \quad (III-6)$$

$$N_{D, w, Q0} = 0, 05452 \text{ Gy/nc.}$$

### III.2.2.4.2 Les électrons :

#### *Conditions de mesure :*

- SSD : 100cm
- Champ d'irradiation : applicateur 10cm x 10cm
- Le bras est à 0°.
- 100 UM.
- Profondeur de référence (z<sub>réf</sub>): cette profondeur est celle de référence donnée par le Protocole TRS 398 pour un champ 10cm x 10 cm, calculée à partir du R<sub>50</sub>. [28]

$$Z_{réf,w} = 0.6R_{50} - 0.1$$

- Positionnement de la chambre : le point de mesure effectif de la chambre ROOS se trouve à la face intérieure de la feuille d'entrée de la chambre. Le fantôme est positionné horizontalement.

#### *Mesure des Débits :*

La dose à z<sub>réf</sub> , D<sub>w,Q</sub>( Z<sub>réf</sub>), est calculée à partir de la mesure de l'ionisation par la formule

Suivante :

$$D_{w,Q}( Z_{réf})= M_I \cdot h_{pl} \cdot K_{elec} \cdot K_{T,P} \cdot K_{pol} \cdot K_s \cdot N_{D,w,Q0} \cdot K_{Q,Q0}. \quad (III-7)$$

Avec :

- $M_1$  : est la moyenne de la lecture.
- $h_{pl}$  : est le facteur d'échelle de profondeur ( $h_{pl}=1$  pour l'eau) .
- $K_{elec}$  :est le facteur de calibration de l'électromètre.
- $K_{T,P}$  : est la correction pour la pression et température

$$K_{T,P} = \frac{(273.2 + T)p_0}{(273.2 + T_0)P} \quad (III - 8)$$

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

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

$$K_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (III - 9)$$

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

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

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

$$K_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (III - 10)$$

$$a_0 = 2.3370, a_1 = -3.6360, a_2 = 2.2990.$$

- $N_{D, w, Q_0}$  : est le facteur de calibration de la chambre en terme de dose absorbée
- $K_{Q, Q_0}$  : est le facteur de correction de qualité du faisceau pour la différence dans la dose absorbée dans l'eau entre le faisceau de référence et le faisceau de qualité Q.

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

User: **kouadri khoudri cherragui** Date: **10/13/11**

**Radiation treatment unit and reference conditions for  $D_{w,Q}$  determination**

Accelerator: **Clinac2100C H294791** Nominal Acc Potential: **6** MV

Nominal dose rate: **400.0** MU min<sup>-1</sup> Beam quality,  $Q$  ( $TPR_{20,10}$ ): **0.663**

Reference phantom: **water** Set up:  SSD  SAD

Reference field size: cm x cm Reference distance: cm

Reference depth  $z_{ref}$ : g cm<sup>-2</sup>

**Ionization chamber and electrometer**

Ion. chamber model: PTW 30006 / 30013 Serial No.: **3940**

Chamber wall material: **PMMA** thickness: **0.057** g cm<sup>-2</sup>

Waterproof sleeve material: thickness: g cm<sup>-2</sup>

Phantom window material: thickness: g cm<sup>-2</sup>

Abs. dose-to-water calibration factor <sup>a</sup>  $N_{D,w,Q_0}$  = **0.05452**  Gy/nC  Gy/rdg

Calibration quality  $Q_0$ :  Co-60  photon beam Calibration depth: **5** g cm<sup>-2</sup>

If  $Q_0$  is photons, give  $TPR_{20,10}$ :

**Figure III-36:** Worksheet for the determination of the absorbed dose to water in a high-energy photon-beam (CAC Ouargla).

**Tableau (III-19) :** Mesure des Débits pour les électrons.

Energie	P(Pka)	T(°C)	R <sub>50</sub>	M <sub>+</sub> (+200)	M <sub>-</sub> (-200)	M <sub>+</sub> (+100)	K <sub>T,P</sub>	K <sub>pol</sub>	K <sub>s</sub>	K <sub>Q,Q0</sub>
6MeV	99,4	20,3	2,321	12,66nc	12,68667nc	12,54333nc	1,0204	1,0011	1,0091	0,939
9MeV	99,5	20,3	3,610	12,83333nc	12,83nc	12,70333nc	1,0199	0,9999	1,0101	0,923
12MeV	99,5	20,3	5,072	13,00333nc	12,99667nc	12,86667nc	1,0199	0,9997	1,0105	0,911
15MeV	99,6	20,3	6,386	13,05333nc	13,04667nc	12,92 nc	1,0184	0,9997	1,0102	0,901
18MeV	99,6	20,3	7,599	12,95667nc	12,95 nc	12,83 nc	1,0184	0,9997	1,0097	0,893

Energie	M <sub>Q</sub>	Z <sub>réf</sub>	D <sub>w,Q</sub> ( zréf)	Z <sub>max</sub>	PDD(Z <sub>réf</sub> )	D <sub>w,Q</sub> (Z <sub>max</sub> )
6MeV	1,3050E-01	1,3	1,0042E-02	13,00	100,00%	1,0042E-02
9MeV	1,3219E-01	2,1	9,9988E-03	2,00	99,9%	1,0009E-02
12MeV	1,3398E-01	3	9,9943E-03	3,00	100,00%	9,9943E-03
15MeV	1,3425E-01	3,8	9,9069E-03	3,36	99,50%	9,9567E-03
18MeV	1,3319E-01	4,6	9,7474E-03	2,80	97,70	9,9769E-03

### III.2.2.5 Les tests de reproductibilité :

#### Equipement de mesure :

- Plaques de PMMA.
- Chambre d'ionisation Semiflex 0.125 cm<sup>3</sup>.
- Électromètre UNIDOS.

#### Conditions de mesure :

- DSP 100 cm.
- Le bras 0°.
- Champ d'irradiation : 40x40.
- La chambre d'ionisation Semiflex 0.125 cm<sup>3</sup> est placée à une profondeur de 3 g/cm<sup>2</sup> dans un fantôme solide de type PMMA, associé à un électromètre de type UNIDOS.



**Figure III-37:** Condition de mesure des tests de reproductibilité.

#### III.2.2.5.1 Reproductibilité à court terme :

Le but de cette manipulation c'est voir la répétabilité de mesure charge collectées pour plusieurs valeur de UM

**Tableau (III-20) : Reproductibilité à court terme.**

			intégration				Déviation	
Energie	RR	UM	#1	#2	#3	Moy	EQ1	EQ2
<b>6MV</b>	RR(mid)	50	1.840	1.840	1.840	1.840	0.00%	0.00%
	RR(mid)	100	3.679	3.679	3.680	3.679	0.00%	-0.03%
	RR(mid)	300	11.030	11.030	11.030	11.030	0.00%	0.00%
<b>18MV</b>	RR(mid)	50	1.669	1.669	1.669	1.669	0.00%	0.00%
	RR(mid)	100	3.336	3.338	3.339	3.338	-0.06%	-0.03%
	RR(mid)	300	10.010	10.010	10.010	10.010	0.00%	0.00%
<b>6MeV</b>	RR(mid)	100	3.489	3.491	3.490	3.490	-0.06%	0.03%
<b>9 MeV</b>	RR(mid)	100	3.400	3.400	3.400	3.400	0.00%	0.00%
<b>12 MeV</b>	RR(mid)	100	3.493	3.493	3.496	3.494	0.00%	-0.09%
<b>15 MeV</b>	RR(mid)	100	3.479	3.481	3.481	3.480	-0.06%	0.00%
<b>18 MeV</b>	RR(mid)	50	1.742	1.744	1.743	1.743	-0.11%	0.06%
	RR(mid)	100	3.484	3.484	3.483	3.484	0.00%	0.03%
	RR(mid)	300	10.450	10.450	10.450	10.453	0.00%	-0.10%
<b>Tolérance</b>	$\pm 1$							

### III.2.2.5.2 Reproductibilité de débit de dose :

On mesure série des charges pour 100 UM pour débit de dose différents.

**Tableau (III-21) : Reproductibilité de débit de dose.**

Energie	UM	Int	Débit de dose			Déviation	
			RR1	RR(mid)	RR(max)	RR1	RR(max)
<b>6MV</b>	100UM	#1	3.693	3.679	3.679	0.35%	0.00%
	100UM	#2	3.692	3.679	3.680		
	100UM	#3	3.692	3.680	3.679		
<b>18MV</b>	100UM	#1	3.349	3.336	3.333	0.34%	-0.16%
	100UM	#2	3.349	3.338	3.332		
	100UM	#3	3.349	3.339	3.332		
<b>Les électrons</b>	100UM	#1	3.502	3.484	3.484	0.52%	0.00%
	100UM	#2	3.501	3.484	3.483		
	100UM	#3	3.502	3.483	3.484		
<b>Tolérance</b>	$\pm 1\%$						

### III.2.2.5.4 Reproductibilité et l'angle de bras :

Le but de cette manipulation c'est voir la répétabilité de mesures en fonction de l'angulation de bras 0°, 90°, 270° pour les mêmes des conditions de mesures (taille de champ, distance source détecteur, profondeur dans PMMA) ont irradié par le même nombre de UM pour des angulations différentes.

*Tableau (III-22) : Reproductibilité et l'angle de bras.*

Energie	RR	UM	Int	Angle de bras			Déviation	
				90°	270°	0°(180°VAR)	90°	270°
6MV	RR(mid)	100UM	#1	3.664	3.668	3.679	-0.44%	-0.25%
	RR(mid)	100UM	#2	3.662	3.671	3.679		
	RR(mid)	100UM	#3	3.663	3.671	3.680		
18MV	RR(mid)	100UM	#1	3.323	3.326	3.336	-0.43%	-0.34%
	RR(mid)	100UM	#2	3.323	3.327	3.338		
	RR(mid)	100UM	#3	3.324	3.326	3.339		
<b>Tolérance</b>	$\pm 1$							

## **Conclusion :**

Nous avons opté pour décrire les procédures des tests d'acceptation qui sont en somme : le test de sécurité, les tests mécaniques et les tests dosimétriques pour lesquels nous avons préparé des équipements de mesure avant de les commencer.

Nous avons fait pour chaque test des conditions de mesure, des procédures adaptés et des tableaux dans lesquels nous avons tracé les résultats, la tolérance et l'action immédiate. Ces tests assurent que les machines décrits soient dans le cahier de charge.

L'objectif initial de la radiothérapie est de délivrer une dose de radiation suffisamment élevée aux tissus cancéreux, tout en épargnant au mieux les organes à risques avoisinants.

## Conclusion générale :

Au cours des dernières décennies, les accélérateurs linéaires médicaux (linacs) sont devenus la machine prédominante dans le traitement du cancer par rayonnement ionisant. Contrairement aux linacs utilisés pour la recherche en physique des hautes énergies, les linacs médicaux sont des machines compactes montées de manière isocentrique, de manière à permettre une radiothérapie pratique qui dirige le faisceau vers le patient depuis différentes directions.

Lors que notre stage pratique, nous avons remarqué que l'installation de l'accélérateur linéaire est suivie de tests d'acceptation effectués par le physicien en présence de l'ingénieur de maintenance de service, ainsi que le technicien qui représente la société qui a délivré l'accélérateur de s'assurer, que la machine est conforme aux spécifications du produit et au contrat d'achat.

Ces tests sont généralement divisés en contrôles mécaniques, mesures dosimétriques et contrôles de sécurité, et sont effectués conformément à la procédure de test d'acceptation convenue entre le représentant du fabricant et le physicien de l'installation.

Nous nous sommes intéressés, principalement dans ce travail, à la détermination des différents modes des tests d'acceptations adaptés et complets, et leurs procédures, les tolérances admises, et action immédiate des tests effectués sur l'accélérateur linéaire.

Les résultats expérimentales obtenus sur les tests d'acceptation des équipements de l'accélérateur linéaire type Varian 2100 C assurent que les spécifications sécurités et mécaniques, dosimétriques décrites dans le bon de commande sont remplies et que les équipements étaient valables et ne présentent aucun danger électrique ni de radiation pour le personnel et les patients.

Dans la première partie de ce travail, nous avons déterminé les différents tests mécaniques qui permettent la vérification des différents mouvements des composants de l'accélérateur, et celles qui ne dépassent pas les tolérances.

Dans la deuxième partie, nous avons déterminé les différents tests dosimétriques qui sont recommandés et nécessitent l'utilisation de dispositifs expérimentaux complexes pour obtenir les données de référence.

Après avoir évalué les résultats de tous les tests, nous n'avons pas détecté un problème majeur dans l'accélérateur linéaire Varian 2100 C, on peut dire donc que l'accélérateur est conforme à celui décrit dans le cahier de charge.

Enfin, l'utilisation clinique ne peut commencer que lorsque le physicien responsable des essais d'acceptation et de la mise en service est satisfait de tous les aspects nécessaires à un traitement sans danger des patients, cette dernière impose au physicien médical une lourde responsabilité pour conduire ces tests dans le bon et le correcte champ de déroulement.

---

## Référence :

---

- [1] **Jatinder R. Palta, Ph.D**, «Modern-Day Linear Accelerator Acceptance Testing and Commissioning».
- [2] **Christine Jimonet et Henri Métivier**, « coordonnateurs Personne compétente en radioprotection Principes de radioprotection – réglementation».
- [3] **DAHI el hadj et MEHERCHI Lamia** : « Sujet Système de double calcul dosimétrique » , thèse 2010/2011, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen.
- [4] Institut de radiophysique « cours de radiophysique médicale, Bases de la radiophysique et Mesure des radiations » IRA/ HESAV TRM Décembre 2008.
- [5] **Emfietzoglou, Dimitris, Nikjoo, Hooshang/ Uehara, Shuzo** « Interaction of Radiation with Matter» (2012, CRC Press).
- [6] **A. Pluquet**« Interactions rayonnement-matière. Direction de la Recherche Technologique ; Département des Technologies du Capteur et du Signal» (2007).
- [7] **DANIEL BLANC, GUY PORTAL, JEAN BARTHE** «Les rayonnements ionisants : détection, dosimétrie, spectrométrie» édition Dunod.
- [8] **Dr David Azria, Pr Jean-Bernard DUBOIS**, «Notions radiobiologiques; Principaux effets secondaires», MIB – Cancerologie ,2007.
- [9] **CHRISTOPHE CHAMPION**. « Interaction des ondes et des particules avec la matière biologique». Laboratoire de physique moléculaire et des collisions ; Institut de physique de Metz Université de Metz, Technopôle 2000, Doc.
- [10] **ERVIN. B.PODGORSAK** "Radiation Physics for Medical Physicists". Edition: Springer, 2ème édition (2010), ISBN 978-3-642-00874-0.
- [11] **M.A.MISDAQ** «introduction à la physique et aux technique nucléaire et aux techniques nucléaires » .

- [12] **Henri Métivier**, coordinateur «Radioprotection et ingénierie nucléaire » collection génie Atomique .
- [13] **Henri Metivier, Bruno Lauwers, Didier Paul, Isabelle Aubineau-laniece, Collectif** « Radioprotection et ingenierie nucleaire» (2006, EDP SCIENCES).
- [14] Institut de radiophysique « cours de radiophysque médicale, Radiothérapie » IRA/ HESAV TRM Décembre 2008.
- [15] **Bencheikh Mohamed**, «Simulation Monte Carlo d'un accélérateur linéaire pour l'optimisation de la dosimétrie en radiothérapie» thèse 2016/2017, Université Sidi Mohammed Ben Abdella –Maroc-
- [16] **Bulgarian Chemical Communications**, Volume 47, Special Issue B (pp. 458–463) 2015 «Dosimetry acceptance test of linear accelerator Varian Clinac iX scienceDirect»
- [17] **SALLAI Nabahat**, « Contrôle de qualité mécanique et dosimétrique de l'accélérateur linéaire d'électron» thèse 2010/2011, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen.
- [18] **Vincent de Coulon Gymnase Auguste Piccard**, «Simulation d'un accélérateur de particules à l'aide de Mathematica Travail de maturité par Axel Angel 3M7 » thèse 2009.
- [19] **S.Y.Lee**, «Accelerator Physics», World Scientific, 1999, ISBN 981-02-3709-X
- [10] **Jean-Noel BADEL**, «Contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation Monte Carlo de l'image de dose portale transmise» thèse 2009.
- [21] **Cheng B, SAW, PhD**, «Therapeutic Radiological Physics» April 17, 2002.
- [22] VARIAN, Monté Carlo Data Package, High Energy Accelerator.
- [23] **E.B.Podgorsak**, «Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students.
- [24] **Marwa AISSANI et Imene YAHOUNI**, «Dosimétrie des photons de haute energie », 2011, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen.
- [25] Catalogue «Instructions d'utilisation TANDEM Electromètre à deux canaux» [D562.175.00/02] 2007-07.
- [26] Catalogue «Instructions d'utilisation Appareil de commande MP3 T4103» [D561.175.00/00] 2007-06.

[27] Catalogue « Instructions d'utilisation MEPHYSTO mc<sup>2</sup> à partir de la version 1.6»  
[D800.175.00/06] 2007-12.

[28] Les recommandations de L'ICRU-35 «International Commission on Radiation Units and measurements».

[29] Protocole AIEA TRS 398 Absorbed dose determination in external beam radiotherapy«  
Agence Internationale de l'Energie Atomique».

**Résumé :**

Nous nous sommes intéressées, dans notre mémoire, aux accélérateurs linéaires de particules qui se sont utilisés pour le traitement des tumeurs. Ces appareils produisent, en radiothérapie externe, des rayons qui se sont dirigés au départ avec grande précision jusqu'à la partie du corps à traiter. Ces rayons vont traverser la peau et les tissus sains pour atteindre la tumeur. Après l'installation d'un appareil de l'accélérateur linéaire, le physicien médical doit effectuer une série de mesures et des tâches avant la mise en service de l'appareil. Ces tâches comprennent les essais d'acceptation. L'objectif de ce travail de recherche est de réaliser les différentes étapes du test d'acceptation d'un linac Varian2100C à savoir le contrôle mécanique et contrôle dosimétrique, à partir notre stage effectué au niveau du service de radiothérapie au centre anticancéreux de l'hôpital Mohammed Boudiaf à Ouargla.

**Mot clés :** accélérateur linéaire, radiothérapie, l'installation, test d'acceptation.

**Abstract :**

We have been interested in our memory in linear particle accelerators that have been used for the treatment of tumors. These devices produce, in external radiotherapy, rays that are initially directed with great precision to the part of the body to be treated. These rays will cross the skin and healthy tissue to reach the tumor. After installing a linear accelerator device, the medical physicist must perform a series of measurements and tasks before commissioning the device. These tasks include acceptance testing. The objective of this research work is to realize the different steps of the acceptance test of a Varian2100C linac namely the mechanical control and dosimetric control, from our internship done at the level of the radiotherapy department at the cancer center of the Mohammed Boudiaf hospital in Ouargla.

**Key words:** linear accelerator, radiotherapy, installation, acceptance test.

**تلخيص:**

تتمحور مذكرتنا حول مسرعات جسيمات خطية التي يتم استخدامها في علاج الأورام. تستخدم هذه الأجهزة في العلاج الإشعاعي الخارجي، أشعة يتم توجيهها بدقة عالية لجزء من الجسم المراد علاجه لتعبر هذه الأشعة عبر الجلد والأنسجة السليمة وصولاً إلى الورم. بعد تثبيت جهاز التسريع الخطي، يجب على الفيزيائي الطبي إجراء سلسلة من القياسات والمهام قبل بدء تشغيل الجهاز. وتشمل هذه المهام اختبار القبول. الهدف من هذا العمل هو وضع مختلف مراحل اختبارات القبول للمسرّع الخطي من نوع Varian 2100C والتي تشمل على اختبارات الحماية، الاختبارات الميكانيكية والتحكم في قياس الجرعة على مستوى مصلحة العلاج الإشعاعي في مستشفى محمد بوضياف - ورقلة.

**الكلمات المفتاحية:** المسرع الخطي، العلاج الإشعاعي، التثبيت، اختبار القبول