

République Algérienne Démocratique et Populaire  
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen  
Faculté des Sciences  
Département de Physique

## MÉMOIRE

Pour l'obtention du diplôme de  
MASTER en Physique Médicale  
Option : Radioprotection et Imagerie Médicales

### THÈME

---

**Contrôle de qualité mécanique et dosimétrique  
de l'accélérateur linéaire d'électron**

---

Réalisé par

*SALLAI Nabahat*

Établissement d'accueil

*Centre Anticancéreux "Emir Abdelkader" d'ORAN (CAC)*

Soutenu en Décembre 2011 devant le Jury:

<b>Mr Kaouel MEGUENI</b>	Professeur (hospitalo-universitaire Tlemcen)	Président
<b>Mr M. BOUROUNA</b>	Physicien médicale (CAC d'Oran)	Encadreur
<b>Mr F. MERRAD</b>	Maitre de conférences (université Tlemcen)	Examineur
<b>Mr Bachir LIANI</b>	Professeur (université Tlemcen)	Examineur
<b>Mr B. TABETTI</b>	Doyen de la faculté des sciences Tlemcen	Invité
<b>Mr M. BENMOUNA</b>	Professeur (université Tlemcen)	Invité

## *Remerciement*

Ce travail à été effectué au service de radiothérapie du centre anticancéreux-ORAN

Je tiens à témoigner ma gratitude et mes remerciements à mon encadreur Monsieur **Bourouina Mourad** physicien médicale au centre anticancéreux- ORAN pour avoir proposé et suivi de près la réalisation de ce travail et ses précieux conseils.

Je tiens aussi à exprimer mes vifs remerciements au professeur **KAOUEL MEGUENI** pour avoir accepté de présider le jury d'évaluation de mon mémoire de fin d'études ainsi qu'a **Mr. B. LIANI, Mr MERRADE** pour avoir accepté d'être membres de ce jury.

Mes remerciements particuliers vont à monsieur **K.HATTALI** pour sa collaboration, son aide et ses précieux conseils durant la réalisation de mon travail expérimental au centre anti- cancéreux « Emir Abdelkader » d'ORAN,

Je n'oublierais pas de remercier le docteur **R.KERROUCHA.**, en biologie pour son aide dans la correction de document et ses précieux conseils durant la réalisation de mon travail. Je tiens également à remercier très chaleureusement toute la promo de « PHYSIQUE MEDICALE ». Et à 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

*A tous, merci infiniment*

# *Dédicaces*

*Je dédié ce travail à :*

*Mes chère Parents*

*SALLAI Abdkader*

*KARROUCHA Badra*

*Mon Frère*

*Feth Allah*

*Mes Secoures*

*Hanan*

*Hind*

*Nihal*

*ET à mes proche amies : Soueyla, Sara, Fouzia,  
Amina*

*Et à toute ma famille*

## Table de matières

- Liste des figures
- Liste des Tableaux
- Liste des abréviations
- Introduction générale

### **Chapitre I : la description des composants d'accélérateurs linéaire d'électron**

I.1. Définition.....	1
I.2. Historique des accélérateurs, et les grandes dates.....	1
I.3. les grandes dates.....	2
II.1.L'accélérateur : fonctionnement, types et conception.....	3
II. 1.A Composantes d'un accélérateur en général.....	3
1 - Source de particule.....	3
2- Champ électrique.....	3
3- Élément assurant la focalisation du faisceau.....	4
4- Déflecteurs qui déplacent le faisceau dans la direction voulue.....	4
5- Cavité résonante ou guide d'onde.....	4
6- Détecteurs.....	4
7- la cible.....	5
II.B Types d'accélérateurs.....	5
II.B.1. les accélérateurs linéaires.....	5
- Les accélérateurs électrostatiques.....	5
- les accélérateurs de type Wideröe.....	6
- Les accélérateurs linéaires à électrons.....	6
II.B.2 les accélérateurs circulaires.....	7
- les cyclotrons.....	8
- Les synchrotrons.....	8
- Les collisionneurs.....	8



II.C. Description physique de l'accélérateur linéaire.....	10
1- La voie de photon.....	10
2- La voie d'électron.....	12
II. C.A. Description générale.....	13
II.C.B. Description technique.....	14
• Le système d'injection.....	14
• La section accélératrice.....	14
• Le magnétron.....	16
• Le klystron.....	16
• Le modulateur.....	17
• La sélection d'énergie.....	18
• Le faisceau de sortie.....	18
III. Différence entre l'accélérateur linéaire et le cobalt 60 (ELDORADO 78).....	18
III.1. Description de l'unité de cobalt 60 LSED (ELDORADO78).....	19
IV. Conclusion.....	21

## **Chapitre II : les interactions rayonnements – matières, les grandeurs et les unités dosimétriques**

- Introduction.....	22
I. Classification des rayonnements.....	22
- Les rayonnements directement ionisants.....	22
- Les rayonnements indirectement ionisants.....	22
I.1. Interactions photon-matière.....	23
I.1.1. Effet photoélectrique .....	23
I.1.2. Effet Compton.....	24
I.1.3. Effet de création de paire (e, e+).....	25
I.2. Sections efficaces d'interactions.....	26
I.3.lois d'atténuation.....	27
- Le coefficient d'atténuation massique $\mu / \rho$ .....	27
I.4.la couche de demie d'atténuation : CDA.....	27

II. Interactions des particules chargées avec la matière.....	28
II.1. Interaction des électrons avec la matière.....	28
a). Phénomènes d'ionisation et d'excitation .....	28
b). phénomène de freinage.....	30
II.2. Transfert linéique d'énergie (TEL).....	30
II.3. Cas particulier des positrons.....	31
II.4. Interactions des particules chargées lourdes avec matière.....	32
II.4.2. cas des protons.....	33
II.4.3. interaction des neutrons avec la matière.....	33
III. GRANDEURS ET UNITES DOSIMETRIQUES.....	33
a) Distribution spectrale.....	34
b) Paramètres énergétiques.....	34
c) Distribution spatiale.....	35
III.2. Caractéristiques physiques d'un faisceau traversant un matériau.....	35
III.3. Transfert d'énergie par un faisceau de photons à la matière.....	36
• Exposition.....	36
• Kerma.....	36
• Dose absorbée.....	38
• Equilibre électronique.....	38

### **Chapitre III : Intérêt du contrôle de qualité**

- Introduction.....	39
1. Outils pour la mise en œuvre d'une démarche globale de maîtrise des risques en radiothérapie.....	39
a) Identification des risques .....	39
b) Analyse des risques en terme fréquence / gravité .....	40
2. Identification des causes d'incidents.....	40
3. Prise en charge médicale.....	42
4. Dose totale.....	43
5. Distribution de la dose.....	43

6. Vérification de la dose.....	45
7. Plan de traitement.....	46
8. Déroulement du traitement.....	47
9. Vérification du plan de traitement .....	47
10. Positionnement du patient.....	48
11. Vérification du positionnement du patient.....	49
12. Traitement du risque.....	49
13. Prévention et récupération.....	49
14. Intérêt du contrôle de qualité.....	51
Conclusion.....	53

## **VI. contrôle de qualité mécanique et dosimétrique**

- Introduction.....	54
I. vérification des systèmes de sécurité et des voyants.....	54
I. 1 contrôles voyants lumineux.....	54
I.1.1. appareil de traitement.....	54
I.1.2. Porte de la salle de traitement.....	54
I.1.3. Poste de commande de traitement.....	54
I. 2. sécurités mécanique et électriques .....	55
I.2.1. au niveau de la porte de la salle de traitement.....	55
I.2.2. arrêts d'urgence.....	55
I.2.3. système anti – collision.....	56
I.2.4. Arrêts de fin de course.....	56
I.2.5. vérification des accessoires.....	56
I.3. sécurités liées au faisceau de rayonnement.....	56
I.3.1. sélection de type de rayonnement.....	56
I.3.2. sélection de l'énergie.....	57
I.3.3. moniteur.....	57
I.3.4. système permettant la surveillance du patient.....	57
II. contrôle de qualité mécanique du PRIMUS.....	57
1. Contrôles généraux.....	57
- Equipement.....	57
A. Correspondance entre le champ lumineux et le champ irradié (photons).....	58
- Condition de mesure.....	58
- Description de la méthode.....	58
- Résultats.....	58
B. Rotation du collimateur (affichage de l'angle et axe).....	59
B.1. Vérification de l'angle 0° du collimateur.....	59
- condition de mesure.....	59

- Description de la méthode.....	59
- Résultat.....	59
B.2.Vérification des autres angles et de l'axe de rotation.....	60
- condition de mesure.....	60
- Description de la méthode.....	60
- Résultats.....	61
C. Isocentre pour la rotation du bras.....	61
- condition de mesure.....	61
- Description de la méthode.....	61
- Résultats.....	62
D. Angle du bras.....	62
- Condition de mesure.....	62
- Description de la méthode.....	62
- Résultats.....	63
E. Télémètre.....	63
- Condition de mesure.....	63
- Description de la méthode.....	63
- Résultats.....	64
F. lasers.....	64
- Condition de mesure.....	64
- Description de la méthode.....	64
- Résultats.....	64
G.linéarité du télémètre.....	64
- Condition de mesure.....	64
- Description de la méthode.....	65
- Résultats.....	65
H. Taille des champs.....	65
- Condition de mesure.....	65
- Description de la méthode.....	66
- Résultats.....	66

I .Affichage position asymétrique et retour en position symétrique.....	66
- Condition de mesure.....	66
- Description de la méthode.....	67
- Résultats.....	67
J. QC mécanique de la table (en charge).....	68
- Condition de mesure.....	68
- Description de la méthode.....	68
- Résultats.....	69
III. Le contrôle de collimateur multilame (contrôle des MLC).....	69
III.1.Exactitude et reproductibilité du positionnement des lames.....	70
- But du test.....	70
- Matériel de mesure.....	70
- Condition de mesure.....	70
- Résultats.....	70
III.2. Symétrie des bords des bancs de lames X1 et X2 par rapport à l'axe de rotation du collimateur.....	71
- But du test.....	71
- Matériel de mesure.....	71
- Condition de mesure.....	71
- Résultats.....	71
IV Contrôles de qualité dosimétriques du PRIMUS.....	71
1. Contrôle de l'output de l'accélérateur dans un fantôme.....	72
1.1. Etalonnage dans l'eau (dosimétrie de référence : (Etape 1).....	72
- Les photons.....	72
- Condition de mesure.....	72
1.2. calcul de la dose pour le champ ouvert.....	73
1.3. Mesure des débits.....	74
1.4. Mesure de la dose pour un champ avec coin.....	74
- Les Electron.....	75
- Condition de mesure.....	76

- Calcule de dose.....	76
1.5. Mesure de débits (pour les électrons).....	77
2. Dosimétrie de routine (Le top).....	78
2.1. Pour les photons.....	78
- Equipement.....	78
- Condition de mesure.....	78
- Calcule de dose.....	78
- Résultats.....	79
2.2. Pour les l'électron.....	79
- Equipement.....	80
- Condition de mesure.....	80
- Calcule de dose.....	80
- Résultats.....	82
3. Courbes de rendement en profondeur pour les photons (PDD).....	84
4. Le profile de dose.....	85
a) - Symétrie .....	87
b) - Planéité.....	87
c) - Taille de champ.....	87
d) - Pénombre des champs d'irradiation.....	88
4.1. Les profile pour les photons X6 et X18MV.....	88
5. Facteur de transmission des filtres en coin.....	90
- Résultats .....	91
- Les profile de filtre en coin.....	92
6. Rendements en profondeur et profils de doses pour les électrons.....	95
7. Matériels et Méthodes.....	102
• Préparations, Système de balayage (fantôme).....	102
• positionnement des Chambres d'ionisation.....	103

Conclusion .....104

- Conclusion générale
- Bibliographie (références)

## Liste des Figure :

Figure (1) : Accélérateur électrostatique de type (Cockcroft).....	6
Figure (2) : Schéma d'un accélérateur linéaire de type Wideröe.....	6
Figure (3) : Schéma d'accélérateur linéaire à électron.....	7
Figure (4) : Action d'un champ magnétique sur une particule chargée.....	7
Figure (5) : Schéma d'un cyclotron.....	8
Figure (6) : Schéma d'un synchrotron à protons.....	9
Figure (7) : Schéma d'un collisionneur.....	9
Figure (8) : Schéma simplifié le mode de photons X6 et X18 MV.....	11
Figure (9) : Schéma simplifié le mode d'électron.....	12
Figure (10) : Description générale de l'accélérateur linéaire d'électron.....	13
Figure (11) : Schéma simplifié le système d'injection (canon à électron).....	14
Figure (12) : Une cavité de section.....	15
Figure (13) : Schéma simplifié le principe de la section accélératrice.....	15
Figure (14) : Le magnétron.....	16
Figure (15) : Le klystron.....	16
Figure (16) : Le signale de sortie d'un klystron ou magnétron.....	17
Figure (17) : Schéma de principe simplifié d'un modulateur.....	17
Figure (18) : L'accélération des électrons.....	18
Figure (19) : Unité de Cobalt 60 ELDORADO78 et sa console de commande.....	20
Figure (20) : Classification des rayonnements.....	22
Figure (21) : Effet photoélectrique.....	24
Figure (22) : effet Compton.....	25
Figure (23) : création de paire.....	26
Figure (24) : Domaine des trois phénomènes d'interaction.....	26
Figure (25) : Phénomène d'ionisation.....	29



Figure (26) : Phénomène excitation.....	29
Figure (27) : phénomène de freinage.....	30
Figure (28) : après un temps court à l'état de positronium (a), la paire électron-positron s'annihile en une paire de photons ayant chacun une énergie de 511kev.....	31
Figure (29) : Comparaison des interactions des électrons et des particules alpha dans la matière.....	32
Figure (30) : caractéristiques physiques d'un faisceau traversant un matériau.....	35
Figure (31) : représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé.....	37
Figure (32) : l'équilibre électronique.....	39
Figure (33) : Le principe du volume cible prévisionnel et la définition des différentes marges nécessaires à sa détermination ont été établis par l'ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), L'évaluation de ces différentes marges reste variable selon la localisation anatomique et le patient.....	44
Figure (34) : rendement en profondeur pour les faisceaux RX de 6MV.....	84
Figure (35) : rendement en profondeur pour les faisceaux RX de 18MV.....	85
Figure (36) : Courbe de profile de dose.....	86
Figure (37) : Profile de dose de taille de champ 10X10 (6MV).....	88
Figure (38) : Profile de dose de taille de champ 20X20 pour X6MV.....	89
Figure (39) : Profile de dose de taille de champ 10X10 pour X18MV.....	89
Figure (40) : Profile de dose de taille de champ 20X20 pour X18MV.....	90
Figure (41) : Procédure de mesure du facteur de transmission du filtre en coin.....	91
Figure (42) : Profile de dose avec filtre en coin 15° (6MV).....	92
Figure (43) : Profile de dose avec filtre en coin 30° (6MV).....	92
Figure (44) : Profile de dose avec filtre en coin 45° (6MV).....	93
Figure (45) : Profile de dose avec filtre en coin 60° (6MV).....	93
Figure (46) : Profile de dose avec filtre en coin 30° (18MV).....	94

Figure (47) : Profile de dose avec filtre en coin 45° (18MV).....	94
Figure (48) : Profile de dose avec filtre en coin 60° (18MV).....	95
Figure (49) : Rendement en profondeur pour les faisceaux RX pour de 6MeV.....	95
Figure (50) : Rendement en profondeur pour les faisceaux RX de X9 MeV.....	96
Figure (51) : Rendement en profondeur pour les faisceaux RX de 12MeV.....	96
Figure (52) : Rendement en profondeur pour les faisceaux RX de 15MeV.....	97
Figure (53) : Rendement en profondeur pour les faisceaux RX de 18 MeV.....	97
Figure (54) : Rendement en profondeur pour les faisceaux RX de 21MeV.....	98
Figure (55) : Profile de dose applicateur 10X10 pour X6MeV.....	98
Figure (56) : Profile de dose applicateur 20X20 pour X6 MeV.....	99
Figure (57) : Profile de dose applicateur 25X25 pour X6 MeV.....	99
Figure (58) : Profile de dose applicateur 10X10 pour X9MeV.....	100
Figure (59) : Profile de dose applicateur 15X15 pour X9MeV.....	100
Figure (60) : Profile de dose applicateur 10X10 pour X12MeV.....	101
Figure (61) : Profile de dose applicateur 10X10 pour X12MeV.....	101
Figure (62) : Profile de dose applicateur 15X15 pour X12MeV.....	102
Les photons de condition de la mesure ont prise dans le centre Anti- Cancéreux d' ORAN	





## Liste Des Tableaux

- **TABLEAU (1) : exemple de mise en place de procédures écrites et concises pour toutes actions de communication critiques au plan de la sécurité des traitements.....51**
- **TABLEAU (2) : correspondance entre le champ lumineux et le champ irradié.....58**
- **TABLEAU (3) : vérification l'angle 0° du collimateur.....59**
- **TABLEAU (4) : vérification des autre angles du collimateur.....61**
- **TABLEAU (5) : Isocentre pour la rotation du bras.....62**
- **TABLEAU (6) : Angle du bras.....63**
- **TABLEAU (7) : vérification du télémètre.....64**
- **TABLEAU (8) : Vérification des lasers.....64**
- **TABLEAU (9) : linéarité du télémètre.....65**
- **TABLEAU(10) : taille des champs.....66**
- **TABLEAU(11) : Affichage position asymétrique et retour en position symétrique.....67**
- **TABLEAU(12) : QC mécanique de la table.....69**
- **TABLEAU(13) : Exactitude et reproductibilité du positionnement des lames...70**
- **TABLEAU(14) : vérification du centrage des bords des lames X1 et X2.....71**
- **TABLEAU(15) : Mesure des débits pour les photons.....74**
- **TABLEAU(16) : Mesure de dose avec coin.....75**
- **TABLEAU(17) : Mesure de débit pour les électrons.....77**
- **TABLEAU(18) : Dosimétrie de routine pour X6MV.....79**
- **TABLEAU(19) : Dosimétrie de routine pour X18MV.....79**
- **TABLEAU(20) : Dosimétrie de routine pour les électrons.....82**
- **TABLEAU(21) : Pour Les facteurs d'atténuation des coins.....91**

## **Abréviations :**

ICRU: International commission on radiation units and measurements.

L'IAEA: International Atomic Energy Agency.

MLC: multi leaf collimator (CML: colli multi lame).

MEPHYSTO: Medical physics control center.

PMMA: Poly M ethyl Meth Acrylat.

PDD:Percentage Depth Dose.

TPR: Tissus Percentage Ratio.

TEL : Transfert linéique d'énergie.

PTW: Physikalisch –Technische werkstätten

TPS : Treatment Planning System .

DICOM: Digitale International Communication.

KRMA: Kinetic Energy Released per unit Mass in the medium.

CDA: Couche Demi- Atténuation.

DSP : Distance Source Peau

GY: Gray.

KeV : Kilo Electron Volt

MV : Méga Volt.

MeV : Méga Electron Volt.

D : La Dose Absorbée

## **Introduction générale**

Seconde cause de mortalité après les maladies cardiovasculaires, le cancer représente chaque année environ 150000 décès et 280000 nouveaux cas diagnostiqués. Pour lutter contre celui-ci, de nombreuses techniques révolutionnent sans cesse le domaine des soins et, d'année en année, l'interdisciplinarité s'accroît afin de développer toujours plus les moyens de lutte. Alors que la médecine bénéficie des dernières innovations comme notamment de la Radiothérapie Conformationnelle.

Le traitement par radiothérapie implique un compromis entre la nécessité d'irradier suffisamment le tissu cancéreux pour permettre le contrôle local de la tumeur et la volonté d'irradier au minimum les tissus sains voisins afin de limiter la morbidité. Il est, donc, important de tout mettre en œuvre pour améliorer l'exactitude et la précision de la dose en radiothérapie afin de s'assurer le succès du traitement.

L'assurance de la qualité des activités médicales requérant des équipements médicaux est un concept global comprenant notamment les opérations de contrôle de qualité des équipements. Concernent ce contrôle de qualité, défini comme l'ensemble des opérations destinées à évaluer le maintien des performances des équipements, La réglementation concernant la qualité de la radiothérapie est en pleine refonte du fait notamment de la récente transcription de protection sanitaire des personnes contre les dangers des rayonnements ionisants lors d'exposition à des fins médicales. Cette directive comporte un volet justification et un volet optimisation. Ainsi toute exposition à des rayonnements ionisants à des fins médicales doit présenter un avantage net suffisant par rapport au préjudice individuel qui peut être provoqué. Le processus d'optimisation quant à lui comporte le choix de l'équipement, la production régulière de résultats thérapeutiques, la formation du personnel soignant ainsi que l'assurance qualité, y compris le contrôle qualité et l'évaluation des doses administrées au patient.

Le but recherché peut être atteint en mettant en place des programmes d'assurance de qualité qui couvrent toutes les étapes du traitement à partir de la prescription de la dose jusqu'au traitement proprement dit.

Le présent mémoire subdivise en quatre chapitres : le chapitre I est dédié à la présentation des accélérateurs linéaire d'électrons. Je présente leurs composants, leurs fonctionnements et leurs utilités. Dans ce chapitre nous présenterons également les paramètres qui caractérisent le faisceau de photon et d'électrons ; et on a conclu par une petite comparaison entre

l'accélérateur linéaire de particule et la cobalthérapie. Le second chapitre nous avons donné une description générale sur les interactions rayonnements – matière ainsi les grandeurs et les unités de la dosimétrie utilisée en radiothérapie. Le troisième chapitre est consacré sur les différents risques influx lors ; du déroulement du traitement ; leur type et leur identification, puis, les vérifications concernant la qualité du la machine et du traitement et après l'intérêt de ces contrôles et pourquoi en doit les effectuer. Le quatrième chapitre consiste a déterminé expérimentalement méthodes des mesures sur l'accélérateur linéaire d'électron, les tolérances adoptées, la fréquence des contrôles. A la fin de chacune des parties, un tableau résume les actions principales à mener sur l'accélérateur utilisé. Et à la fin, une conclusion générale sur la mise en œuvre et l'importance des protocoles des contrôles de qualité dans la radiothérapie conformationnel.

Enfin, la place de la radiothérapie dans la prise en charge globale des cancers pour chaque localisation nécessite une évaluation en termes d'efficacité, de tolérance et de qualité de vie.



*Chapitre 9 : la Description des  
composants de l'accélérateur linéaire  
d'électron*

## I. Définition :

Les accélérateurs de particule sont des installations souvent de grande taille, permettant de sonder les constituants ultimes de la matière, d'en explorer leurs propriétés, ainsi que leurs interactions mutuelle, et d'en tirer partie à des fins de recherche fondamentale, pour des applications industrielles ou médicale, ils permettent aussi d'étudier et d'utiliser les propriétés du rayonnement électromagnétique.

## L'historique :

C'est en **1919** que commence l'histoire des accélérateurs de particules grâce au physicien « **Ernest Rutherford** » (1871-1937) qui chercha à transformer des atomes d'azotes en isotopes d'atomes hydrogènes en les bombardant avec des particules alpha. Le concept de l'accélérateur de particules était né.

Cependant, l'étude de l'atome, et en particulier de son noyau, nécessite une forte quantité d'énergie, énergie inaccessible aux particules issues de radioéléments naturels qui sont trop peu nombreuses et trop peu énergétiques pour pénétrer la barrière du noyau.

- **En 1920** : il apparaît évident des faisceaux plus énergétiques et plus contrôlés de particules. La source des particules chargées était variée. Les décharges dans les gaz produisent des ions, alors que pour les électrons, il était possible d'utiliser l'émission par un fil chauffé ou d'autres systèmes.

$$E = q.U$$

L'énergie (E) d'une particule dans un champ électrique correspond au produit de sa charge (q) multiplié par la tension (U) du champ ; une solution possible était essentiellement d'accélérer les particules dans un tube à vide soumis à une très haute tension.

- **En 1930** : l'histoire des accélérateurs commence par les premiers appareils électrostatiques. Une série d'inventions techniques permet de repousser les limitations inhérentes à l'utilisation de hautes tensions et d'atteindre le mégaelectronvolt. En parallèle, le cyclotron fait son apparition.
- **En 1932** (Angleterre) : accomplirent la première désintégration réussie du noyau par des particules électriquement accélérées, utilisèrent un multiplicateur de tension à l'aide d'un montage compliqué de redresseurs et de condensateurs (montage Greinacher, 1919)

L'une des meilleures idées fut développée par:

« **Robert Jemison Van de Graaf** » ; qui choisit de développer une machine à partir de l'antique électrostatique, et « **Ernest Orlando Lawrence** » avec son cyclotron ; choisirent d'emprunter une voie totalement différente. Cette nouvelle option consiste à renoncer à obtenir en une seule fois les 10 ou 20 MeV nécessaires pour pénétrer un noyau et ainsi à chercher à atteindre ces énergies via des impulsions électriques alternatives successives. Néanmoins, cette succession d'impulsions suppose le maintien d'un synchronisme avec la particule accélérée. Avec l'emploi d'un puissant électro-aimant dans lequel les particules sont confinées sous l'emprise d'un fort champ magnétique, **Ernest Orlando Lawrence** résous le problème.

- **En 1937** : Le générateur **Cockcroft-Walton** était un multiplicateur de tension fait de condensateurs et de redresseurs. C'était un élément d'un accélérateur ; construit par **Philips** à Eindhoven.

Dans un premier temps, la Seconde Guerre mondiale freine l'effort entrepris. En revanche, elle donne une justification supplémentaire à la physique nucléaire dont les progrès sont essentiels pour la maîtrise de l'énergie nucléaire à des fins pacifiques ou militaires.

- **En 1950** : la course à la haute énergie reprend avec les premières machines circulaires du type synchrotron, pour accélérer des électrons, puis des protons, au-delà du giga électronvolt. C'est le début de l'ère des grands accélérateurs, avec la création de plusieurs laboratoires aux États-Unis (Berkeley, Brookhaven...).
- **Dans les années 1960** : le physicien spécialiste des accélérateurs de particules « **Stanley Livingston** » a établi un diagramme pour qu'il montre la croissance exponentielle de l'énergie des faisceaux accélérés  
Et pour tester la validité des modèles théorique.
- **Depuis 1980** : les tendances se confirment, La physique des particules élémentaires a déjà bénéficié de quatre **supercollisionneurs**: trois machines électrons-positrons, **le L.E.P** (Large Electron Positron Collider) au CERN, **le S.L.C.** (Stanford Linear Collider) à Stanford (États-Unis) et **Tristan** à Tsukuba (Japon), et une machine électrons-protons, Hera à Hambourg
- **En l'an 2000** : des projets encore plus gigantesques de collisionneurs protons-antiprotons à 10 ou 20 TeV par faisceau.

Ces très grandes machines des **XX<sup>e</sup>** et **XXI<sup>e</sup>** siècles peuvent être classées selon la géométrie des trajectoires de l'accélération : linéaire ou circulaire, Le caractère fondamental de nombreux accélérateurs modernes est la présence d'un champ magnétique enroulant les trajectoires sous forme de cercles ou de spirales. On peut les appeler « circulaires ». D'autres accélèrent en ligne droite, on les appelle « rectilignes ou linéaires ».

### LES GRANDES DATES :

- **En 1928** : « **R. Wideröe** », en utilisant une source de radiofréquences de 25 kV et de 1 MHz, accélère des ions de potassium jusqu'à 50 KeV.
- **En 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 accélèrent 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.

- **En 1931/1935** : « K. Kingdon » accélère des électrons de 28 KeV à 2.5 MeV. Comme les électrons sont moins massiques, il est plus facile de les accélérer.
- **En 1932** : « Cockcroft » et « Walton » construisent un appareil pouvant atteindre les 800 kV (accélérateur électrostatique).
- **En 1937** : « Les frères Varian » inventent le Klystron à Stanford.
- **En 1945** : « Alvarez » invente l'accélérateur avec une cavité résonante qui entoure les tubes de façon à retenir l'énergie électromagnétique à haute fréquence.
- **En 1945/1947** : « L. Alvarez, W.K.H. Panofsky, et al. » accélèrent des protons jusqu'à 32 MeV dans un accélérateur alimenté par une source de radiofréquence de 200 MHz.
- **En 1947/1948** : « Hansen et al » accélèrent des électrons sont accélérés jusqu'à 4.5 MeV par un klystron de 1MW et 2.856 GHz.
- **En 1973** : « Wilson, D. Farkas, H. Hogg » inventent le "RF energy compression scheme". Le SLAC (Stanford Linear Accelerator) atteint une énergie de 30 GeV.

## II - L'accélérateur : fonctionnement, types et conception :

### II.A Composantes d'un accélérateur en général

#### 1) Source de particule :

Ce sont en général des ions ou des électrons.

#### 2) Champ électrique :

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

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

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

Où ( $q$ ) est la charge de la particule et ( $\vec{E}$ ) le champ électrique.

### 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° assurera la focalisation comme effet total. En effet, nous savons que la force due à un champ magnétique est couramment donnée par

$$\vec{F} = q (\vec{v} \times \vec{B})$$

### 4) Défecteurs 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.

### 5) Cavités résonantes ou guide d'onde :

Ce sont des structures métalliques vides ou remplies de gaz de section circulaire ou rectangulaire utilisées dans la transmission des micro ondes. Ces cavités jouent deux rôles essentiels : coupler et distribuer la puissance entre les cavités adjacentes et fournir un champ électrique adéquat pour l'accélération des électrons.

Un système de refroidissement permet d'autre part de contrôler la température de la cible, de la section accélératrice et du générateur.

### 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 a alors détecté 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. Ces détecteurs sont placés aux endroits stratégiques dans l'accélérateur.

## 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 ( $10\mu\text{m}$ ) 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).

## II.B les types d'accélérateurs :

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**, ou les particules accélérées se déplacent selon une trajectoire rectiligne.

→ **Les accélérateurs à trajectoires circulaires**

### II.B.1 les accélérateurs linéaires :

Les accélérateurs linéaires (couramment appelés LINAC) sont les plus anciens des accélérateurs. Ils sont apparus dès 1928 avec l'accélérateur linéaire de Widerøe aux Etats-Unis.

- On trouve plusieurs techniques d'accélération, comme par exemple :

#### 1) Les accélérateurs électrostatiques (Cockcroft-Walton, Van de Graaff) Figure (II.B.1) :

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 ;

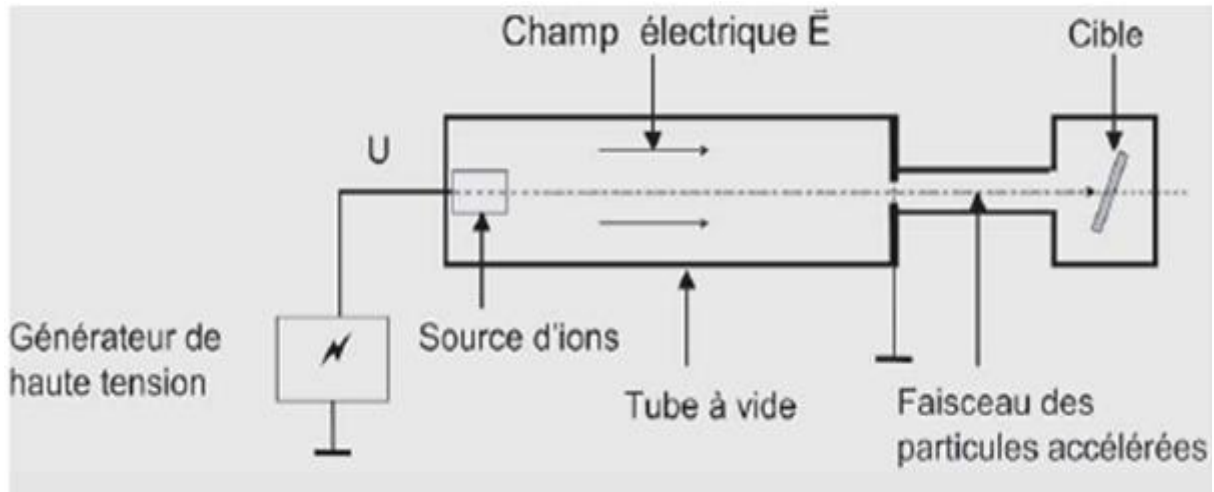


Figure (1) : Accélérateur électrostatique de type (Cockcroft)

## 2) accélérateurs de type Wideröe :

Le faisceau en passant dans une suite de cavités où règne un champ électrique alternatif va pouvoir atteindre une énergie de quelques centaines MeV.

La figure (2) représente le principe élémentaire d'un accélérateur Wideröe.

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.

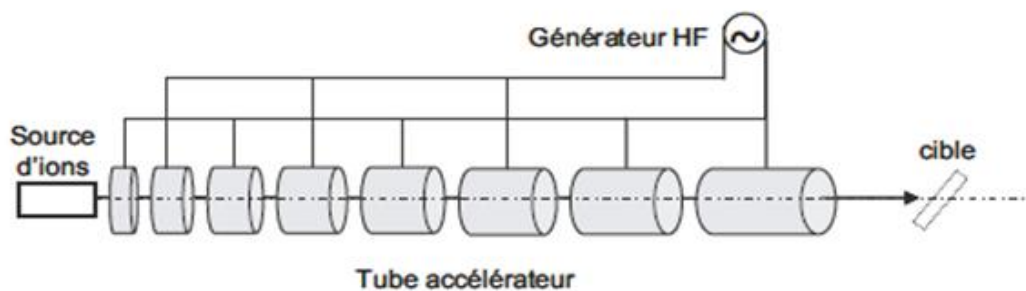


Figure (2) : Schéma d'un accélérateur linéaire de type Wideröe.

## 3) 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.

La figure (3) montre les principaux éléments constitutifs d'un accélérateur linéaire à électrons.

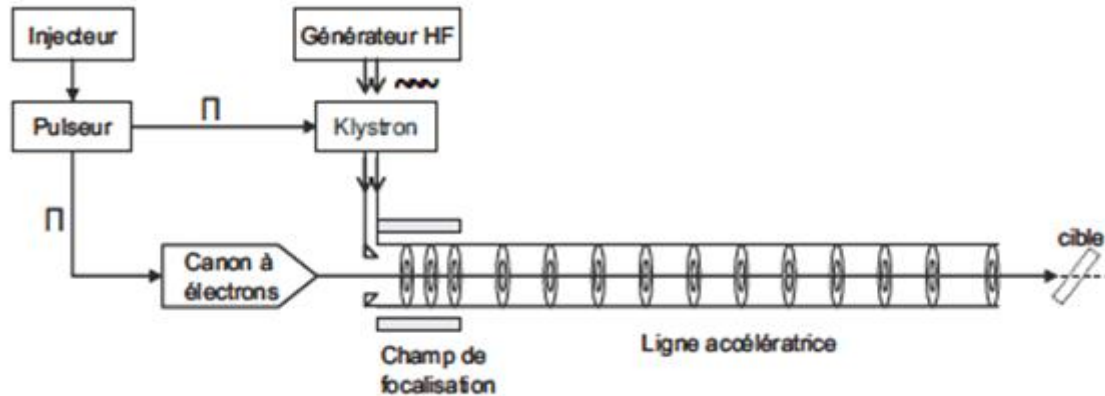


Figure (3): Schéma d'accélérateur linéaire à électron.

### II.B.2 les accélérateurs circulaires :

Lorsqu'une particule chargée est injectée dans un champ magnétique uniforme avec une vitesse perpendiculaire au champ, elle subit une trajectoire circulaire plane dans le plan perpendiculaire à ce champ.

- L'avantage d'un accélérateur circulaire sur un accélérateur linéaire réside dans le fait que les particules prennent à chaque tour un peu plus d'énergie cinétique. En contrepartie, une particule chargée accélérée émet de l'énergie sous forme de rayonnement lorsqu'elle change de direction. Figure (4).

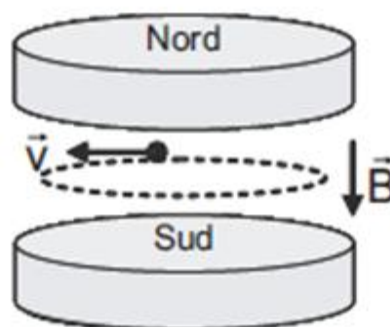


Figure (4): Action d'un champ magnétique sur une particule chargée.



Habituellement, trois types d'accélérateurs circulaires sont distingués:

- **les cyclotrons :**

Ils sont constitués d'un seul aimant de courbure dont le diamètre peut atteindre plusieurs mètres. Les trajectoires des particules sont des spirales.

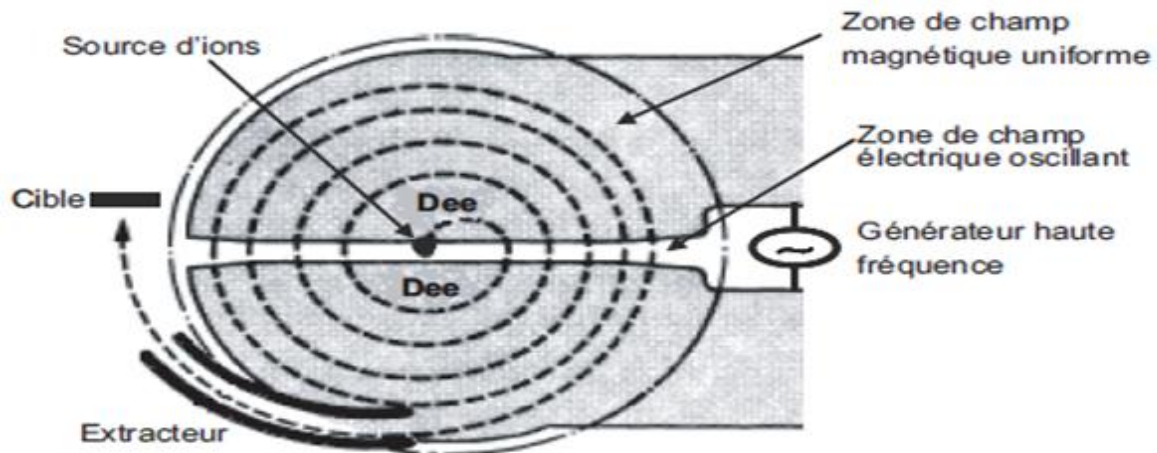


Figure (5) : Schéma d'un cyclotron.

A chaque passage dans le champ électrique, les particules sont accélérées, ce qui a pour effet d'augmenter le rayon de courbure  $R$  de leur trajectoire qui ressemble finalement à une spirale.

- **Les synchrotrons :**

Les particules circulent sur la même trajectoire presque circulaire à l'intérieur d'une série d'aimants de courbure.

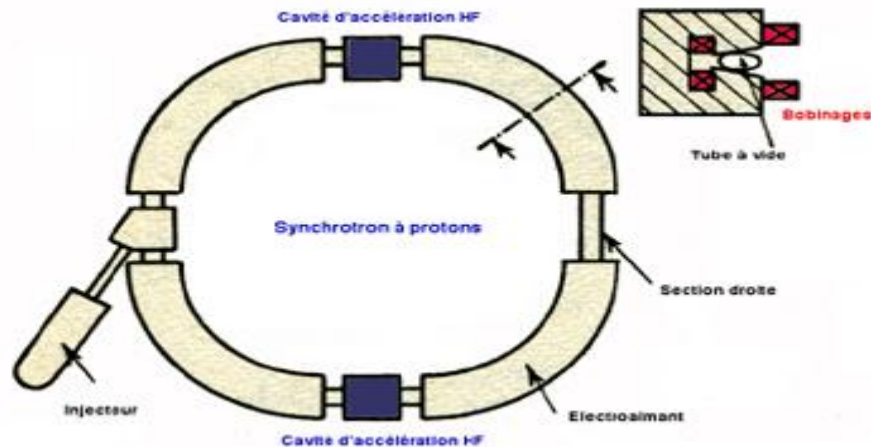


Figure (6): Schéma d'un synchrotron à protons.

Afin de maintenir les particules sur la même trajectoire, le champ magnétique croît au fur et à mesure que l'énergie des particules augmente.

- 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.

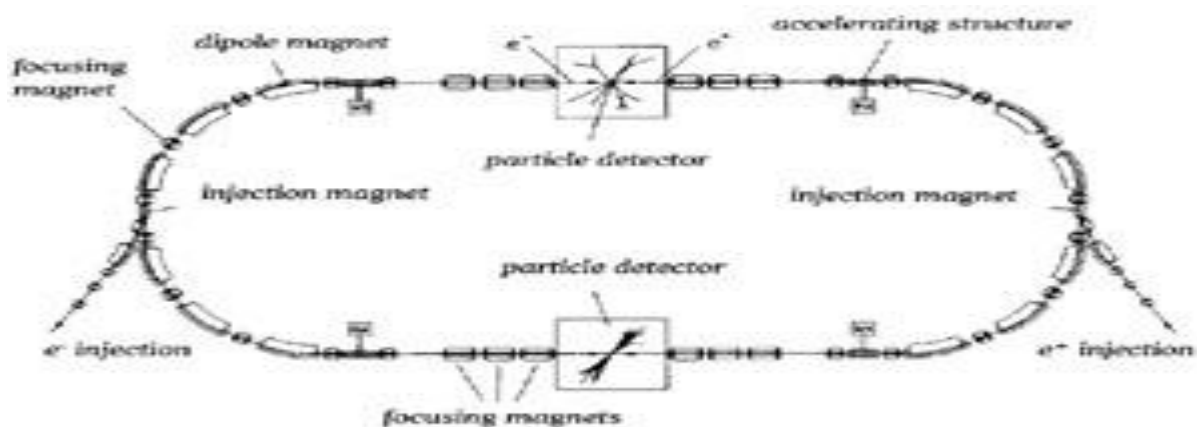


Figure (7): Schéma d'un collisionneur.

La différence est que les collisionneurs produisent des collisions directement entre deux faisceaux de particules accélérés en sens inverse et non plus sur une cible fixe.

## II.C Description physique de l'accélérateur linéaire :

C'est une machine dédiée à produire des électrons accélérés et des rayons X de haute énergie en les accélérant le long d'une trajectoire. Conçu pour le traitement en radiothérapie, il possède deux voies de faisceau d'irradiation.

### 1- La voie de photon :

Pour cette voie, l'accélérateur linéaire possède une seule cible identique pour les deux Énergies (6MV et 18MV). Celle-ci est constituée de trois couches successives d'épaisseurs différentes. La première est une couche d'or de quelques dixièmes de millimètres d'épaisseur. Elle est le siège de la création des photons par bremsstrahlung de par la section efficace élevée. Celle-ci est accolée à un système de refroidissement liquide géré par un simple Circuit d'eau placé directement au contact de l'or, choisie notamment pour sa Température de fusion élevée. La dernière couche est constituée de graphite et sert à atténuer au maximum les électrons primaires et ainsi éviter une contamination du faisceau. L'ensemble est logé dans un cylindre d'acier inoxydable ajouré aux extrémités évitant l'interaction avec le faisceau tout en limitant également la fuite d'électrons diffusés. Lorsque le faisceau sort de la cible il pénètre directement dans le collimateur primaire. Ce dernier est élaboré en tungstène afin d'éliminer le plus possible les photons dont la tendance est de s'éloigner de l'axe central. C'est lui qui définit le champ maximum d'irradiation par son ouverture supérieure et sa forme en cône. Dans les modes d'énergies les plus élevées, cette ouverture est obturée par un absorbeur en aluminium qui a pour rôle d'absorber les quelques électrons n'ayant pas été arrêtés par le graphite de la cible. La forme spécifique du collimateur permet l'insertion non jointive du cône égalisateur. Ce dernier est fait en acier inoxydable et a pour but de modifier la fluence du faisceau. Les pentes successives du cône sont déterminées par des mesures obtenues dans le champ d'irradiation selon un protocole strict.

Pour le mode **18MV**, il sera plus long et aigu, interagissant avec un faisceau plus intense et étroit; pour le mode **6MV**, il sera plus court et obtus face à un faisceau moins dur et plus diffusée.

Suite à cela, le faisceau passe dans une chambre moniteur qui mesure la fluence au cours du traitement. Elle est multi-segmentée de manière à s'assurer de la symétrie du faisceau d'irradiation. Elle est suivie d'un miroir semi-réfléchissant permettant de projeter un champ lumineux dans l'axe d'irradiation. Celui-ci présente deux intérêts : d'une part, il constitue une preuve visuelle pour le praticien concernant ce qu'il fait et d'autre part, il projette sur la table de traitement une échelle métrique donnant la distance à la source.

En place finale dans la voie de faisceau, on distingue la partie de collimation secondaire constituée par une paire de mâchoires et par le collimateur multilame. La première est constituée de deux mâchoires monoblocs parallélépipédiques de plusieurs centimètres d'épaisseur fabriquées en tungstène, Leur but est de limiter le champ dans le sens "in-plane": elles se déplacent donc parallèlement à l'axe du klystron. Egalement en tungstène, elles permettent de réaliser des conformations de champs complexes en étant totalement indépendantes dans leur mouvement.

Il est intéressant de noter que le collimateur multilame possède une double focalisation en regard du faisceau.

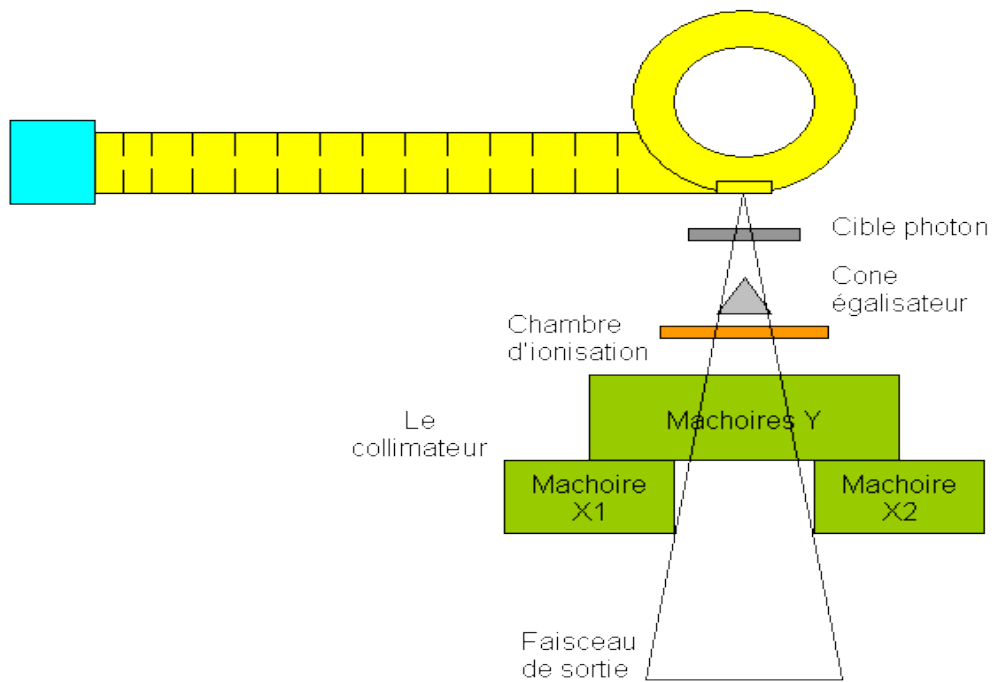
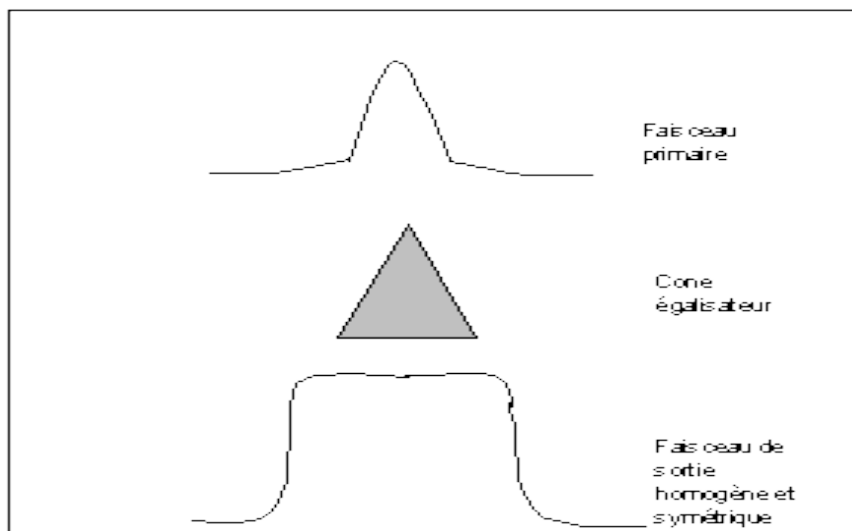


Figure (8): Schéma simplifié le mode de photons X6 et X18 MV



## 2- La voie d'électrons :

Afin d'obtenir un faisceau d'électrons de haute qualité pour la thérapie du cancer, le sens où le faisceau à la sortie de la chambre de déviation magnétique est déjà constitué par des particules d'intérêt, et on ne trouve plus sur le trajet de faisceau ni cible ni absorbeur.

Les composants majeurs dans la modification du faisceau sont des couches minces qualifiées de "feuilles de diffusion" qui sont deux :

- La feuille de diffusion primaire est placée, comme la cible, dans la voie de photons à quelques millimètres de la fenêtre de sortie de la déviation magnétique. Elle est constituée d'une feuille métallique de quelques dizaines de microns reposant sur un support creux en fer d'intérieur conique. Le métal et l'épaisseur dépendent de l'énergie utilisée et sont propres à chacune des énergies disponibles. Avec l'énergie croissante, la feuille primaire passe donc de l'acier inoxydable à l'or en voyant son épaisseur augmenter dans une gamme inférieure à la centaine de microns. Le rôle principal de cette partie est de diffuser le faisceau quasi mono-incident en sortie de la déviation magnétique. L'utilisation de métal dense se justifie par le besoin de diffuser les électrons sans pour autant entraîner une perte d'énergie conséquente.

La feuille secondaire et, juste dessous, la chambre moniteur spécifique aux électrons, se situent à peu près au même niveau que la chambre moniteur de la voie de photons. La première est composée de 3 couches minces d'aluminium de rayon croissant. En réalisant l'équivalent d'un cône, elle permet de finaliser l'homogénéisation du faisceau principalement par absorption. Cela permet notamment d'éliminer les électrons de faible énergie ayant participé au bremsstrahlung.

Concernant le système de collimation, les mâchoires et le multilame jouent le rôle de collimateur intermédiaire. Ce n'est donc pas ce système qui délimite l'irradiation, C'est l'applicateur qui agit vraiment dans ce sens sur le faisceau. On distingue trois parties principales, toutes étant ouvertes au centre de la forme du champ carré désiré : La première est un plateau situé sous le collimateur multilame qui permet de stopper sur une large section tous les électrons qui auraient pu échapper aux premières collimations. ensuite le corps de l'applicateur dont l'ouverture carrée se réduit tout en étant encore supérieure au champ voulu. Il collimate le faisceau sur plusieurs centimètres, évitant qu'il ne soit trop diffusé avant d'arriver à la dernière partie. Celle-ci que l'on nomme effectivement collimateur possède enfin la taille adéquate pour que le champ d'irradiation situé juste en-dessous ait la taille désirée.

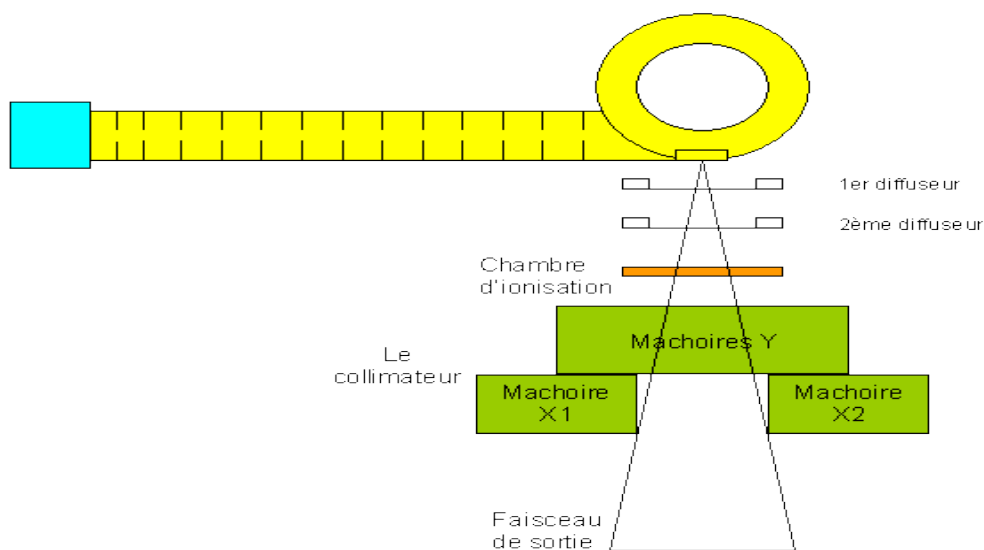
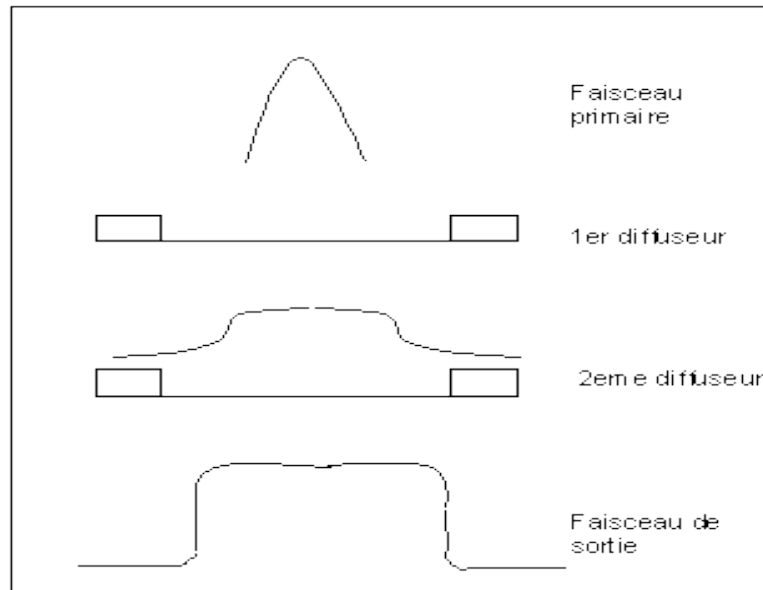


Figure (9) : Schéma simplifié le mode d'électron



### A- Description générale :

Cette machine dont le but est le traitement des tumeurs par bombardement de photons ou d'électrons accélérés se décompose en plusieurs parties :

- 1- La structure ou bâti,
- 2- Le bras pouvant effectuer une rotation de 360°,
- 3- Un collimateur constitué de mâchoire ou de fines lames,
- 4- Un imageur portale (option) permettant de faire des clichés radio,
- 5- La table de traitement.



Figure (10) : Description générale de l'accélérateur linéaire d'électron

## B - Description technique :

Plusieurs étapes sont nécessaires à l'accélération d'un faisceau énergétique.

- **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. 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.

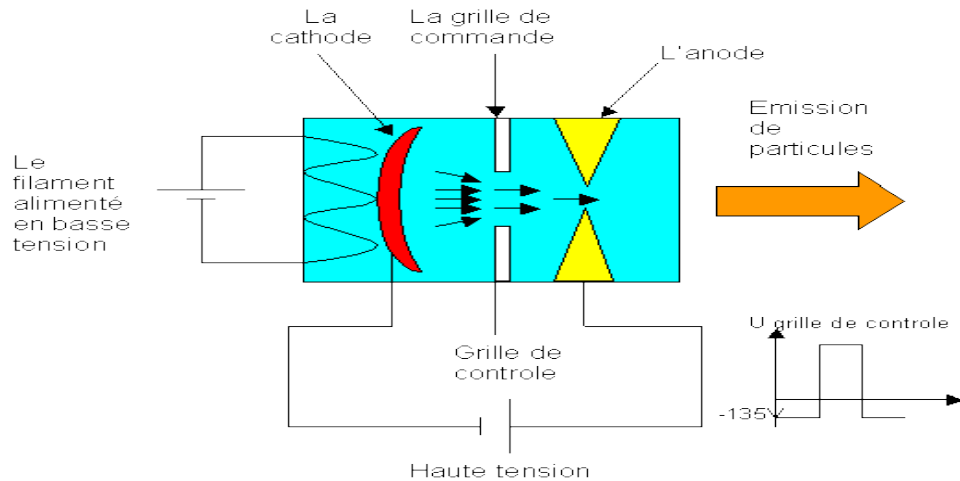
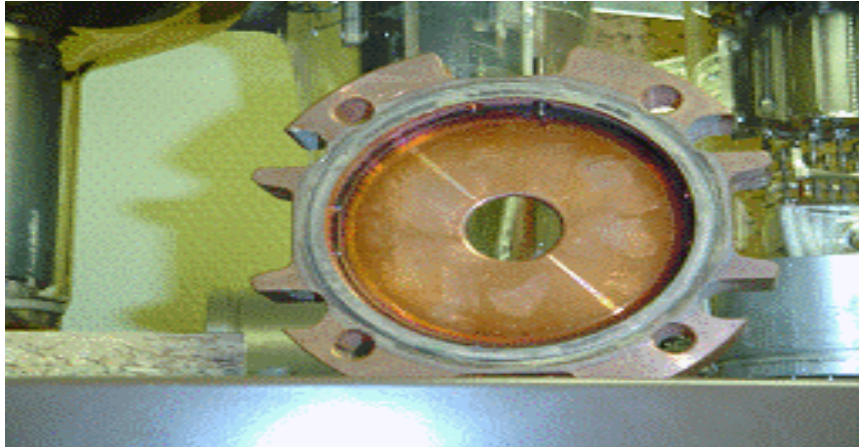


Figure (11) : Schéma simplifié le système d'injection (canon à électron)

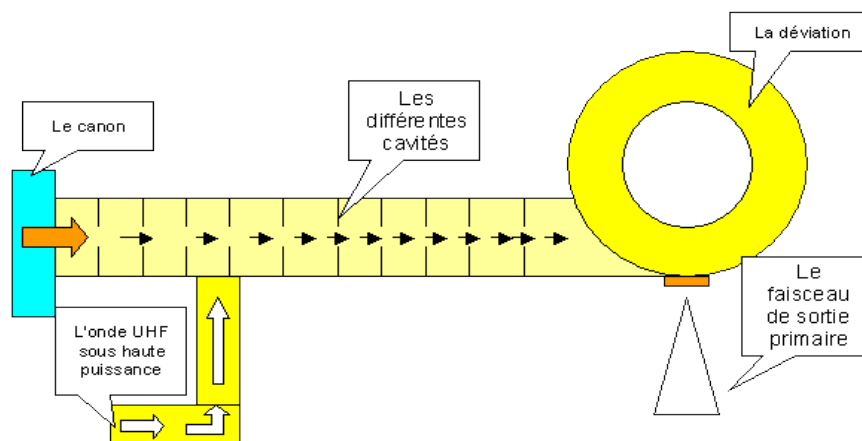
- **La section accélératrice :**

Le flux d'électrons sortant du canon, va rentrer dans une section cylindrique en cuivre formée de cavités, se terminant par une partie torique appelée « déviation » qui aura pour but de sélectionner l'énergie souhaitée.



**Figure (12) : Une cavité de section**

Cette section accélératrice pourra atteindre un peu plus d'un mètre pour une énergie X 25 MeV.



**Figure (13) : Schéma simplifié le principe de la section accélératrice**

Pour accélérer les particules, une onde radiofréquence UHF à haute puissance est nécessaire et doit être injectée dans la section.

La puissance UHF mise en jeu est impressionnante puisque on parle de quelque méga watt. Ce phénomène nécessitant une grande consommation d'énergie électrique, ne sera effective que durant quelques micro-secondes, il s'agit d'un fonctionnement en régime pulsé.

On crée cette puissance UHF par deux éléments, soit « le magnétron » ou « le klystron », Cela dépend de l'accélérateur utilisé:



**Le magnétron :**

C'est un tube électronique sous vide qui va permettre de créer et d'amplifier (2MW environ) une onde sinusoïdale : c'est un oscillateur, amplificateur.

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



**Figure (14) : Le magnétron**

**Le klystron :**

C'est un tube plus puissant que le magnétron (7.5MW) mais nécessite un apport d'UHF, un émetteur « pilote » de faible puissance (100W) qui sera nécessaire pour l'exciter correctement. Ce tube est donc un amplificateur.



**Figure (15) : Le klystron**

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

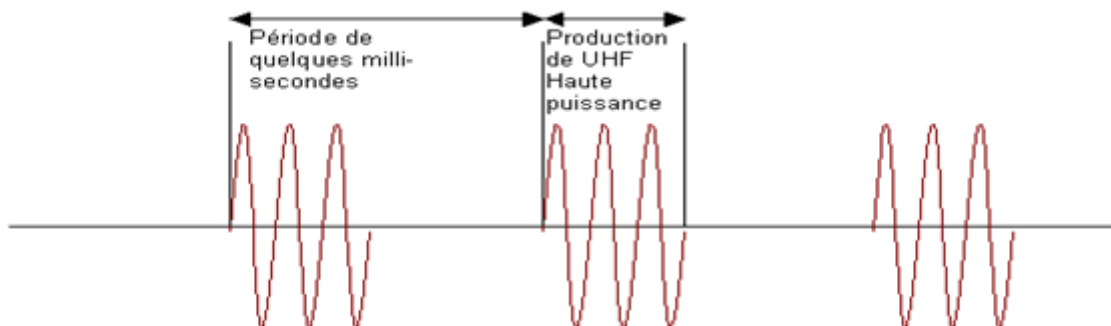
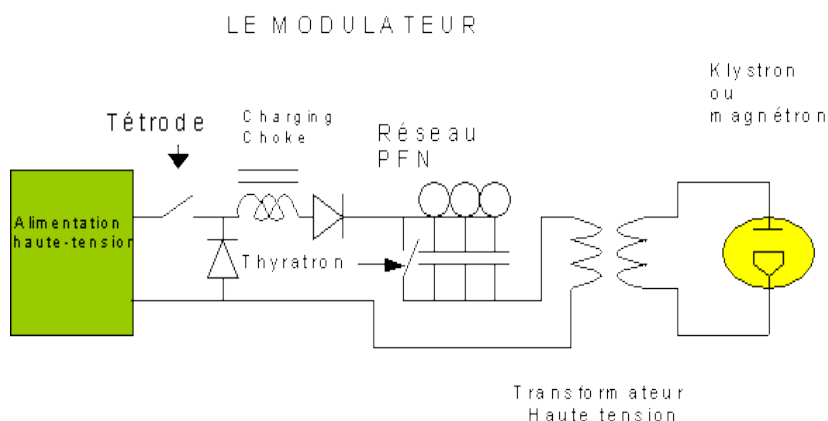


Figure (16) : Le signal de sortie d'un klystron ou magnétron

### Le modulateur :

Son rôle est d'alimenter le klystron ou le magnétron en très haute tension durant quelques microsecondes. Il fonctionne suivant le principe d'une charge et décharge d'un ensemble de capacité et de self appelé (PFN).



Figure(17) : Schéma de principe simplifié d'un modulateur

L'alimentation haute tension va fournir 20KV environ en continu à partir du secteur.

- La tétrode est un tube à vide, une fois polarisée, celle-ci va se comporter comme un interrupteur commandé. Il aura pour but de charger le réseau PFN à un instant (t).
- La « charging choke » est une self qui va emmagasiner une certaine énergie lorsqu'un courant la traversera.
- Le réseau PFN constitué de condensateurs et de selfs va stocker l'énergie.
- Le thyatron est aussi un tube à vide, joue aussi le rôle d'un interrupteur commandé mais plus rapide que la tétrode. Il sera utilisé ici dans le but de décharger le réseau PFN.

Donc le modulateur va fonctionner comme un réservoir qui emmagasine l'énergie, que l'on vient ouvrir subitement.

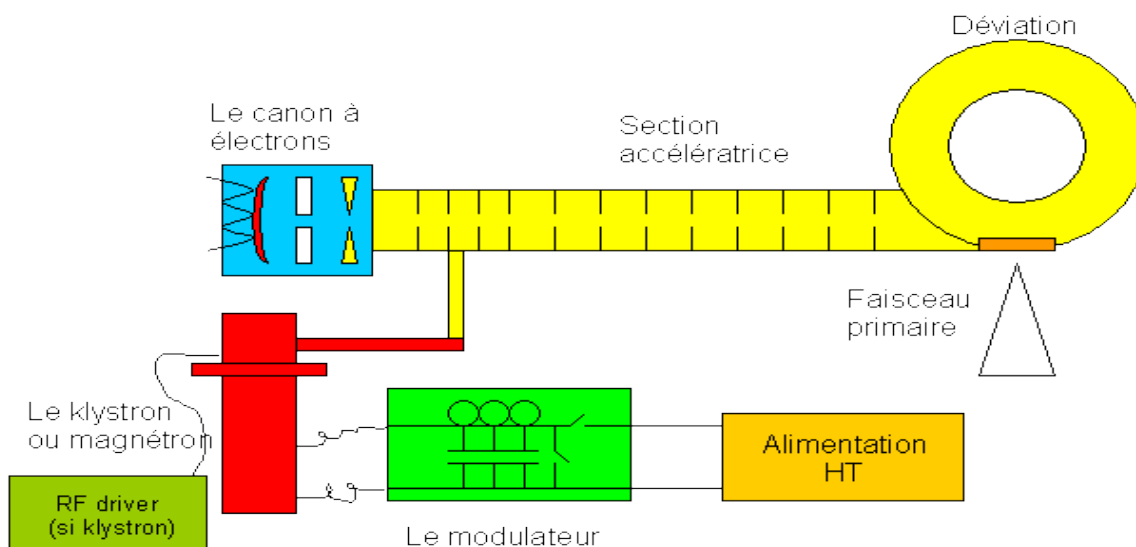


Figure (18) : L'accélération des électrons

- **La sélection d'énergie :**

Le but est d'obtenir un faisceau le plus homogène possible pour l'énergie sélectionnée souhaitée.

- La déviation à  $270^\circ$  va sélectionner et filtrer l'énergie grâce à un électro-aimant dont les pôles vont se situer de chaque côté de celle-ci. L'ampérage circulant dans les bobines va fixer l'énergie souhaitée et focaliser le faisceau en sortie.

- **le faisceau de sorti :**

Le faisceau électronique doit subir quelques transformations afin de répondre aux exigences de traitement en radiothérapie ; Il doit être symétrique et homogène.

L'aspect extérieur des accélérateurs est assez proche quelle que soit la marque Les accélérateurs modernes comprennent également une possibilité d'effectuer des contrôles d'imagerie portale. En clinique, sont utilisés des photons de 6 à 18 MV, et des électrons de 4 à 25 MeV.

### **III. La différence entre l'accélérateur linéaire et le $^{60}\text{Co}$ (ELDORADO 78) :**

La radiothérapie externe consiste en plusieurs méthodes de traitement et cela dépend de la profondeur et la taille de la tumeur ; soit on la traite par l'accélérateur linéaire si, c'est une tumeur très profonde ou par la cobalthérapie si la tumeur est superficielle.

Donc il existe une différence structurelle entre les deux machines.

### III.1. Description de l'unité de $^{60}\text{Co}$ LSED (ELDORADO 78) :

L'appareil de cobalthérapie du Laboratoire Secondaire d'Etalonnage pour la Dosimétrie (LSED) est relativement simple dans son installation. Eldorado 78 est une unité télé Thérapeutique de cobalt 60 ( $^{60}\text{Co}$ ).

On peut distinguer une colonne verticale servant de support et la tête dans laquelle se trouve, au repos, la capsule de cobalt. La source radioactive de  $^{60}\text{Co}$  de diamètre 2 cm et de longueur de 3 cm, est scellée dans une double capsule en acier inoxydable. L'ensemble est aménagé dans une enceinte de protection, réalisé en matériau lourd (Uranium appauvri). A l'intérieur de la tête, la pastille est mise en mouvement automatiquement à l'aide d'un bras horizontal piloté par un compresseur et est ramenée de la position de stockage en position d'irradiation.

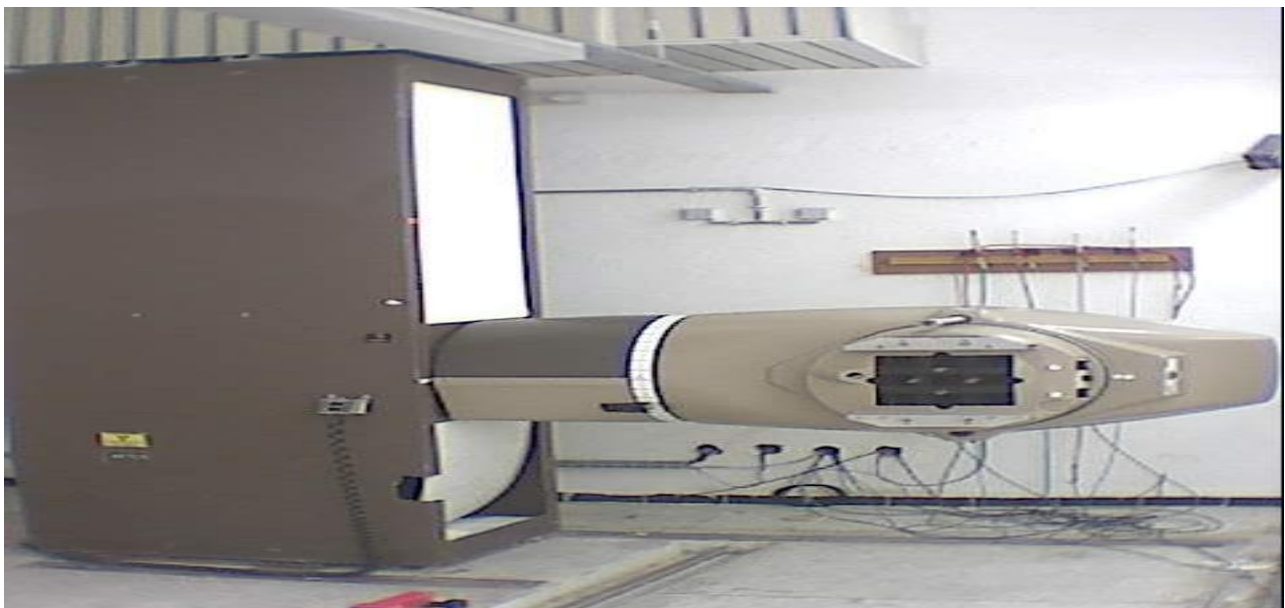
La tête de traitement contient aussi un collimateur ajustable manuellement dont le rôle est de délimiter le faisceau utile. Il est constitué par des barres ou des blocs de plomb ou même en Uranium appauvri, leurs faces internes forment une pyramide dont le sommet se trouve au niveau de la source. En déplaçant symétriquement ces barres ou ces blocs, on fait varier l'ouverture du collimateur.

Par définition, l'axe du faisceau est l'axe géométrique du collimateur sur lequel doit être aligné le centre de la source; la position de l'axe du faisceau est déterminée à l'aide d'un croisillon placé à la base du collimateur. La section du faisceau dans un plan perpendiculaire à son axe ou section droite du faisceau est carrée ou rectangulaire; elle est appelée en radiothérapie champ d'irradiation.

Les dimensions du champ d'irradiation qui peuvent varier de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  à  $35 \times 35 \text{ cm}^2$  sont définies à une distance source-détecteur 80 cm, mesurée sur l'axe du faisceau. Le collimateur peut tourner de  $360^\circ$  autour de son axe (**fig.19**). L'unité est également associée à un système de laser et à un télémètre qui servent à la mise en place et au contrôle de la position des instruments à étalonner.

A l'aide de la console de commande, on peut contrôler l'entrée et la sortie de la source ainsi que le temps d'irradiation. L'unité est dotée d'un système de commande permettant le mouvement vertical et la rotation sur  $360^\circ$  de la tête de traitement ainsi que la rotation du collimateur sur  $180^\circ$ .

L'unité est dotée d'un système de commande permettant le mouvement vertical et la rotation sur  $360^\circ$  de la tête de traitement ainsi que la rotation du collimateur sur  $180^\circ$ .



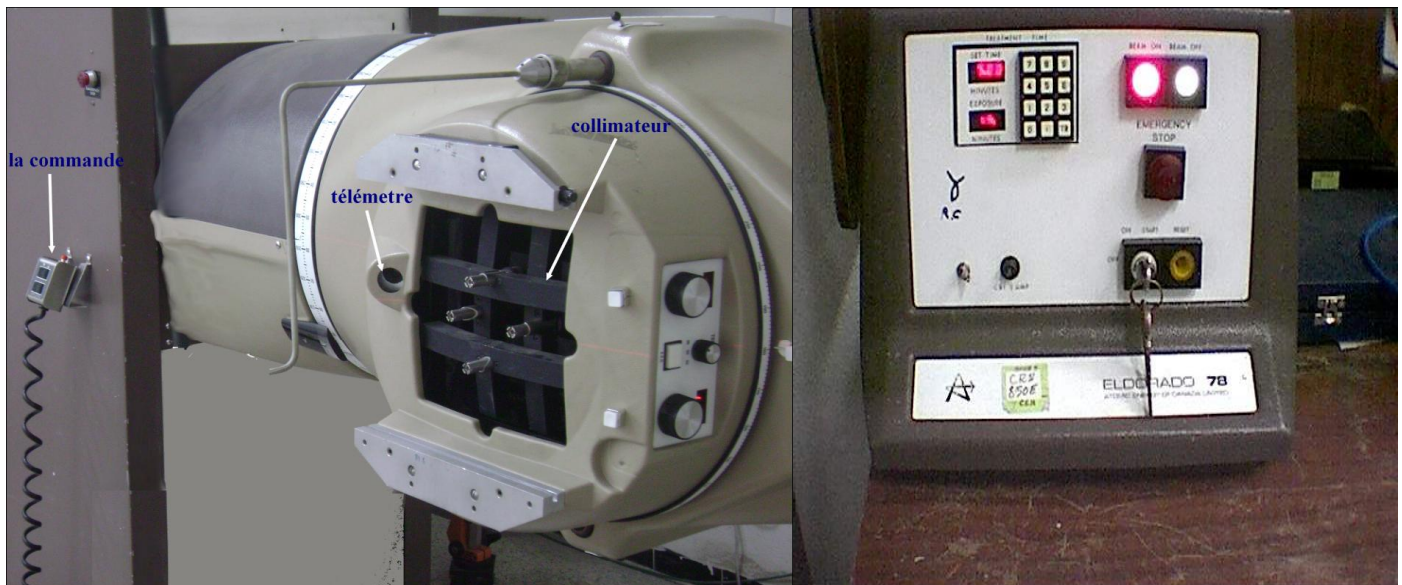
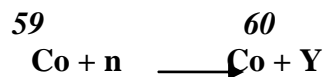


Figure (19) : Unité de Cobalt 60 ELDORADO78 et sa console de commande.

La différence entre l'unité de cobalt 60 et l'accélérateur linéaire est que l'unité de cobalt contient une source de cobalt -60 produite dans un réacteur nucléaire où le noyau de  $^{59}\text{Co}$  est bombardé par des neutrons.

Selon la réaction nucléaire suivante :



Le Cobalt-60 se désintègre en émettant deux photons et un électron  $\beta^-$  ( $E_{\text{Max}} = 0.32 \text{ MeV}$ ). Les électrons sont arrêtés par la capsule qui contient le  $^{60}\text{Co}$ . Les photons ont des énergies respectives de 1,17 MeV et de 1,33 MeV, soit une énergie moyenne de 1.25 MeV.

La période de désintégration est de 5,3 ans ce qui correspond à une décroissance d'activité de l'ordre de 1% par mois. Les sources de cobalt 60 ont une activité maximale de 555 TBq (15000 Ci) lorsqu'elles sont neuves et installées à l'intérieur de la tête de l'appareil. Le débit à  $D_{\text{max}}$  à l'isocentre est de l'ordre de 200 cGy/min. La source est à l'intérieur d'une capsule d'acier inoxydable soudée afin de la rendre étanche. La capsule la plus courante a un diamètre de 1,5 cm et une hauteur de 2,5 cm. Le diamètre de la capsule est relié directement à la pénombre observée.

La source est montée dans un cylindre de plomb. A l'autre extrémité de ce cylindre est placée une lampe projetant un faisceau lumineux simulant le faisceau d'irradiation.

Par contre l'accélérateur linéaire est un appareil qui permet d'obtenir des particules de plus en plus énergétiques en les accélérant le long d'une trajectoire rectiligne.

**Conclusion :**

A travers ce chapitre, nous avons développé les différentes évolutions technologiques des accélérateurs, leurs propriétés qui ont permis leur classification en famille (accélérateurs linéaire, accélérateurs circulaires...). Nous avons également réalisé la description générale des différents accélérateurs et celle des composants de l'accélérateur linéaire en détail et leurs rôles dans le fonctionnement de celui-ci. Pour obtenir un traitement efficace il faut des contrôles de qualité de chaque composante constituant l'accélérateur et comprendre l'intérêt de ce contrôle que nous aborderons dans les chapitres suivant. Pour obtenir ces énergies de photons on se base sur les interactions rayonnement- matières qui nous avons les détaillés dans le chapitre suivant.

*Chapitre 99 : les interactions  
rayonnement matière, grandeurs et les  
unités dosimétrique*



**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.

**I. Classification des rayonnements :**

On peut classer les rayonnements en deux catégories selon leur nature et selon leurs effets sur la matière.

La figure ci-dessous résume les différents types de rayonnements.

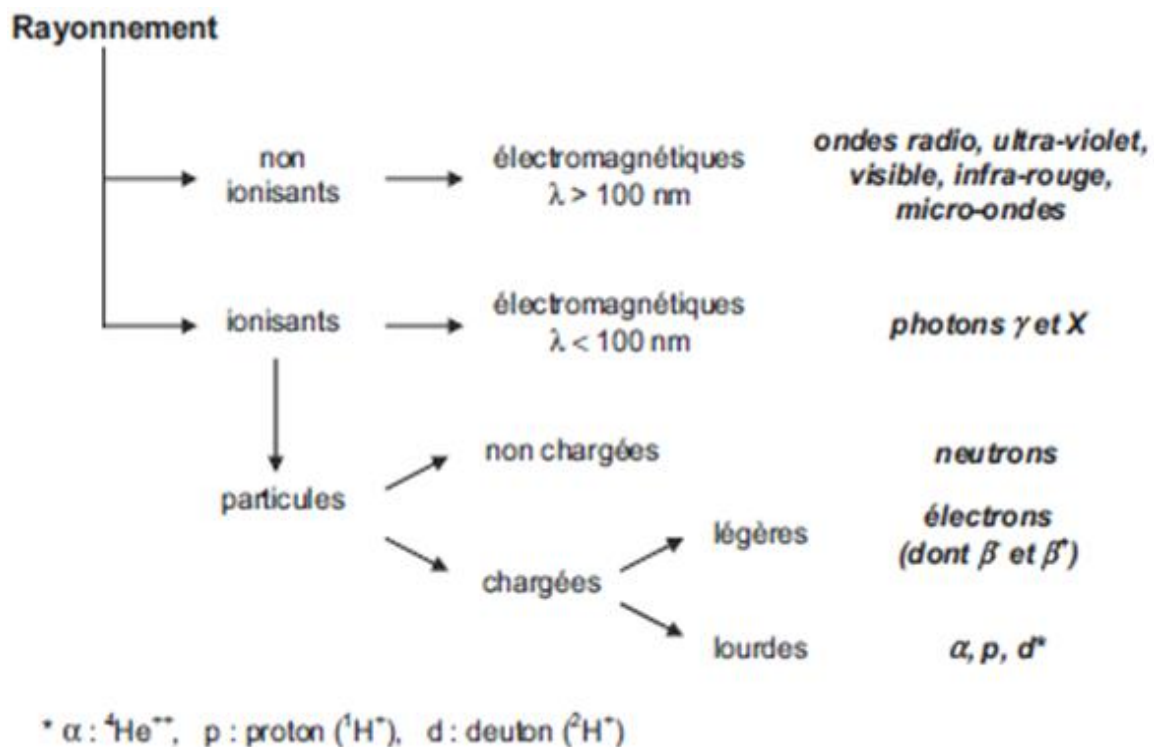


Figure (20): classification des rayonnements.



- **Les rayonnements directement ionisants** : sont des particules chargées qui délivrent leur énergie directement à la matière, par le jeu des forces coulombiennes s'exerçant avec les atomes du milieu. Les transferts d'énergie dépendent des masses des particules en mouvement et il y a lieu de distinguer les particules chargées lourdes (proton, deuton, alpha, ions lourds) des électrons.
- **Les rayonnements indirectement ionisants** : électriquement neutres, sont susceptibles de transférer une fraction ou la totalité de leur énergie en une seule interaction à des particules chargées. Ce sont ensuite ces particules secondaires qui ionisent le milieu. Dans ce cas, l'ionisation se fait en deux étapes. Les rayonnements électromagnétiques (X et  $\gamma$ ) et les neutrons entrent dans cette catégorie, mais leurs modes d'interaction sont différents.

L'étude quantitative de l'action des rayonnements ionisants entre dans le domaine de la radioprotection et de la dosimétrie. Elle est fondée sur la mesure de l'ionisation que ces rayonnements produisent dans le milieu traversé, par le biais de l'exposition, soit par la mesure de l'énergie qu'ils communiquent à la matière en la traversant soit par la dose absorbée. Si les rayonnements ionisants cèdent, en totalité ou en partie, leur énergie à la matière traversée, cette dernière subit en retour des modifications physiques, chimiques et thermiques.

### **I.1. Interactions photon-matière :**

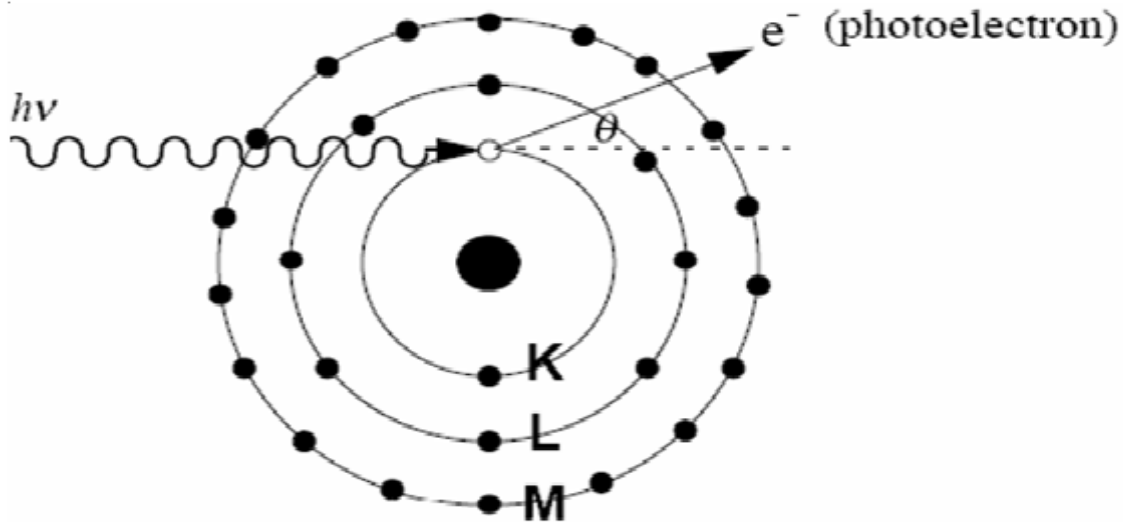
Le terme « photon » s'applique aux rayonnements électromagnétiques émis soit dans les transitions nucléaires « rayons  $\gamma$  », soit dans les transitions atomiques « rayons X ». Lors de la traversée d'un milieu matériel quelconque, tout photon a une certaine probabilité d'interagir avec ce milieu. Cette interaction peut être classée selon :

- la nature d'interaction : photon/électron ou photon/noyau,
- le type de l'événement produit : l'absorption, la diffusion ou la production des paires.

#### **1.1.1. L'effet photoélectrique :**

Le photon entre en collision avec un électron des couches internes de l'atome. L'énergie  $E$  du photon incident est transféré à l'électron qui est éjecté de sa couche. Une partie de cet énergie est utilisée pour "extraire" l'électron interne (énergie de liaison  $W$ ); l'excédent d'énergie se

retrouve sous forme d'énergie cinétique  $E_{\text{cin}}$  de l'électron éjecté ( $E = W + E_{\text{cin}}$ ) (figure 19). L'effet photoélectrique ne peut avoir lieu que si l'énergie du photon incident est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron. Le retour de l'atome à l'état fondamental s'accompagne d'une émission de photon de fluorescence ou d'un électron Auger.



Figure(21): effet photoélectrique.

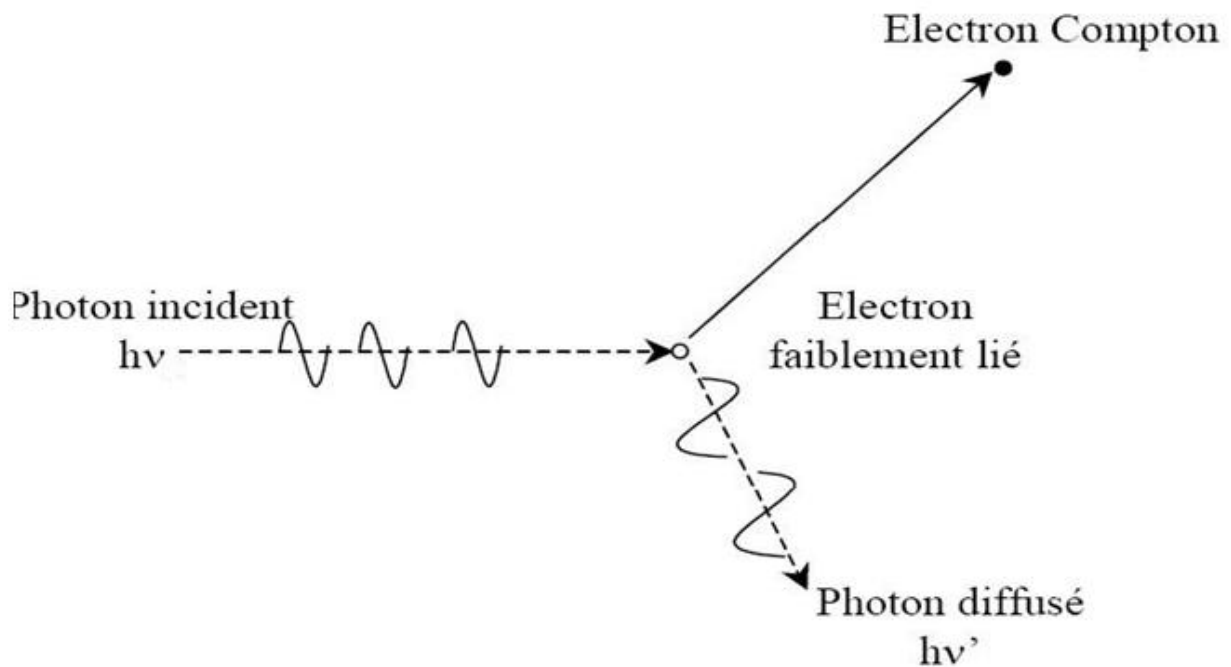
Le photon de fluorescence est émis lorsqu'un électron des couches supérieures prend la place de l'électron éjecté. Parfois, pour des milieux de  $Z$  petit, le photon de fluorescence produit un nouvel effet avec émission d'un électron: c'est l'effet Auger.

La probabilité d'avoir un effet photoélectrique entre le rayonnement électromagnétique et la matière est décrite par la section efficace de l'effet photoélectrique qui dépend fortement de l'énergie du photon incident et du numéro atomique  $Z$  du milieu absorbant.

### I.1.2. l'effet Compton :

Le photon incident interagit avec un électron, mais cet électron à une énergie de liaison beaucoup plus faible que celui impliqué dans l'effet photoélectrique. La diffusion Compton concerne donc des électrons moins liés, L'électron cible est expulsé dans une direction donnée, C'est l'électron Compton. Le photon incident est diffusé dans une direction qui fait un angle avec la direction de l'électron Compton (figure 20). Lorsque l'énergie du photon

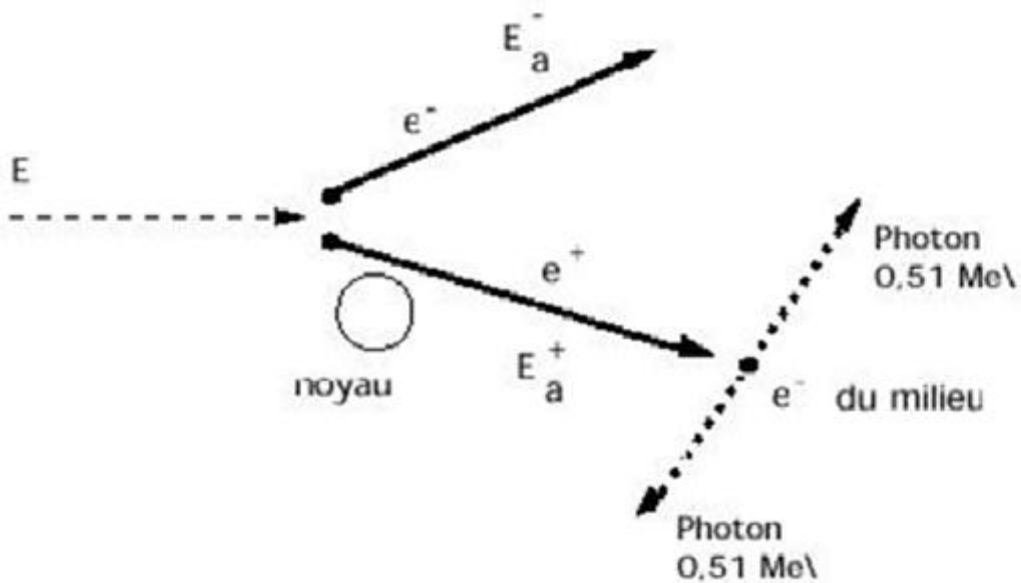
incident croît, l'énergie emportée par l'électron Compton devient de plus en plus importante par rapport à celle du photon diffusé.



Figure(22): effet Compton.

### **I.1.3. Effet de création de paire ( $e^-$ , $e^+$ ) :**

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

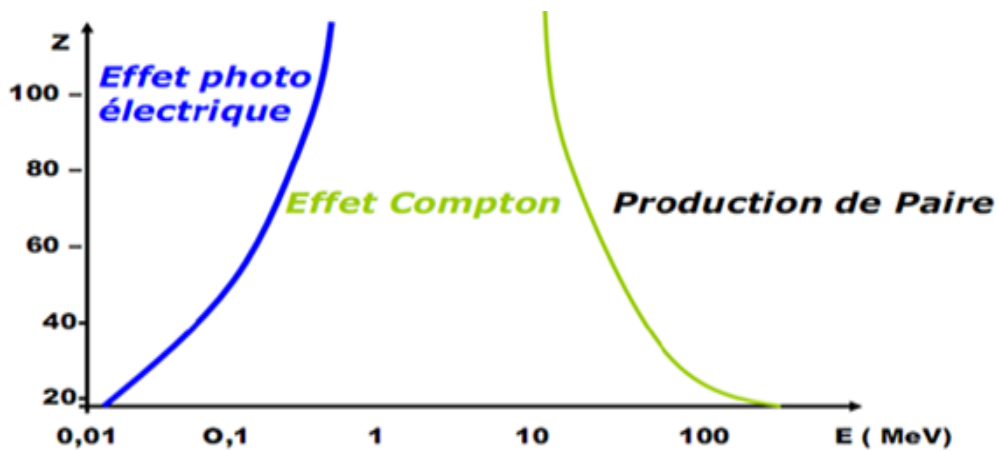


Figure(23) : création de paire.

**I.2. Sections efficaces d'interactions :**

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

L'importance relative de ces trois modes en fonction de E et Z est représentée sur la **figure (1.4)**, avec  $\sigma_{ph}$ ,  $\sigma_c$  et  $\sigma_{pair}$  les sections efficaces des effets photoélectrique, Comptons et création de paires respectivement.



Figure(24) : domaine des trois phénomènes d'interaction.

L'interaction des photons avec la matière a comme section efficace la somme de toutes les sections efficaces des différents processus. Elle est donnée par :

$$\sigma_{\text{tot}} = \sigma_{\text{ph}} + \sigma_{\text{c}} + \sigma_{\text{pair}}.$$

### I.3. loi d'atténuation :

L'absorption des photons dans la matière dépend de la nature du milieu ainsi que de l'énergie et de photons incidents. La loi d'atténuation d'un faisceau mono énergétique et parallèle dans un milieu homogène est donnée par la relation :

$$\Phi(x) = \Phi_0 e^{-\mu x}$$

$\Phi_0$  : le flux de photons du faisceau incident

$\Phi(x)$  : le flux de photons sortant d'un milieu absorbant d'épaisseur  $x$

$\mu$  : le coefficient d'atténuation linéaire qui est proportionnel à la section efficace d'interaction :

$$\mu = n \sigma_{\text{tot}}$$

$n$  est le nombre de noyaux ou d'électrons atomiques par  $\text{cm}^3$

### Le coefficient d'atténuation massique $\mu / \rho$ :

Le coefficient d'atténuation linéaire  $\mu$  dépend de la nature du matériau. Si on considère  $\mu_1$  de l'eau et  $\mu_2$  de l'air, les mesure montrent que  $\mu_1 > \mu_2$ . Il est alors apparu plus fructueux d'introduire la masse volumique  $\rho$  du milieu traversé pour avoir  $\mu/\rho$  représentant le coefficient d'atténuation massique

$\mu / \rho$  a sensiblement la même valeur pour un même corps quel que soit son état.

$$dN/N = \mu \cdot dx = (\mu/\rho) \cdot \rho dx$$

$$\text{Or } dN/N = -dp \longrightarrow \mu/\rho = dp/\rho dx$$

$\mu/\rho$  représente la probabilité d'interaction par unité de masse du milieu traversé. Elle s'exprime en  $\text{cm}^2/\text{g}$ .

### I.4. Couche de demie d'atténuation (CDA) :

C'est l'épaisseur nécessaire pour atténuer de moitié le nombre de photons incidents.

Pour une épaisseur  $x = 1$  CDA, on a :

$$N = N_0 / 2 \longrightarrow N / N_0 = 1/2 = e^{-\mu CDA}$$

$$\longrightarrow CDA = \ln 2 / \mu$$

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

## II. Interaction des particules chargées avec la matière :

Une particule chargée passant au voisinage d'un atome peut interagir avec l'un des électrons ou avec le noyau de l'atome ; Le transfert d'énergie s'accompagne d'une perte d'énergie cinétique  $\Delta E$  pour la particule incidente.

Cette énergie se retrouve sous la forme d'un éventuel changement d'état de l'atome (par exemple, ionisation, excitation ...) et de l'émission éventuelle de rayonnements électromagnétiques, assurant un bilan énergétique équilibré. Elles mettent en jeu des particules légères ( $e^-$ ,  $e^+$ ) ou lourdes (protons, particules  $\alpha^{++}$ ).

### II.1. Interaction des électrons avec la matière :

Les électrons sont des particules légères porteuses d'une charge électrique élémentaire, négative pour les « négatons » et positive pour les « positons ». Les électrons en mouvement dans un milieu matériel perdent leur énergie cinétique au cours d'interactions avec les atomes du milieu traversé ; ils peuvent agir soit avec les électrons des atomes constituant le milieu, soit avec leur noyau.

Dans le cas d'une interaction « électron-électron », on parlera de collision. Il en existe deux types : l'**ionisation** et l'**excitation**; dans le cas d'une interaction « électron-noyau », on parlera de « **freinage** ou autre mot dit *bremsstrahlung* ».

#### **a. Phénomènes d'ionisation et d'excitation :**

L'électron incident transfère une partie de son énergie cinétique à l'électron atomique ; selon la valeur de la quantité d'énergie transférée, l'une ou l'autre de ces réactions aura lieu.

Selon que  $\Delta E$  est suffisante ou non pour éjecter l'électron de son orbite, deux phénomènes peuvent se produire ;

- **Si  $\Delta E \geq W_L$**  : l'électron de la cible est éjecté de son orbite avec une énergie cinétique

( $\Delta E - W_L$ ), et il se produit une **ionisation** de l'atome cible. L'électron éjecté, dit électron secondaire, peut à son tour créer d'autres ionisations si son énergie cinétique est suffisante.

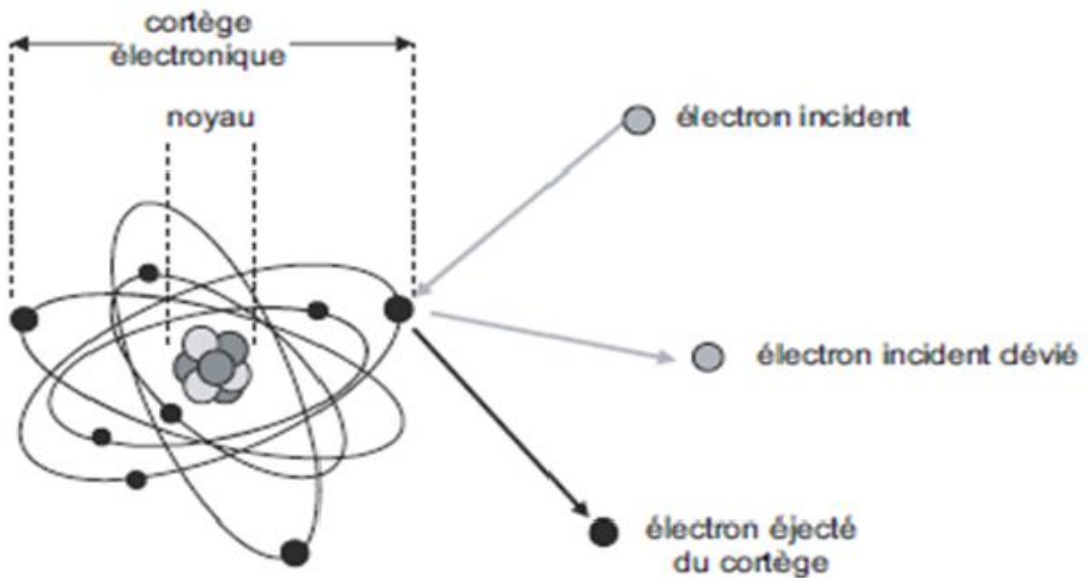


Figure (25) : phénomène d'ionisation.

- Si  $\Delta E < W_L$  : le transfert d'énergie  $\Delta E$  ne peut produire aucune ionisation mais peut porter l'électron cible à un niveau énergétique supérieur, avec **excitation** de l'atome cible.

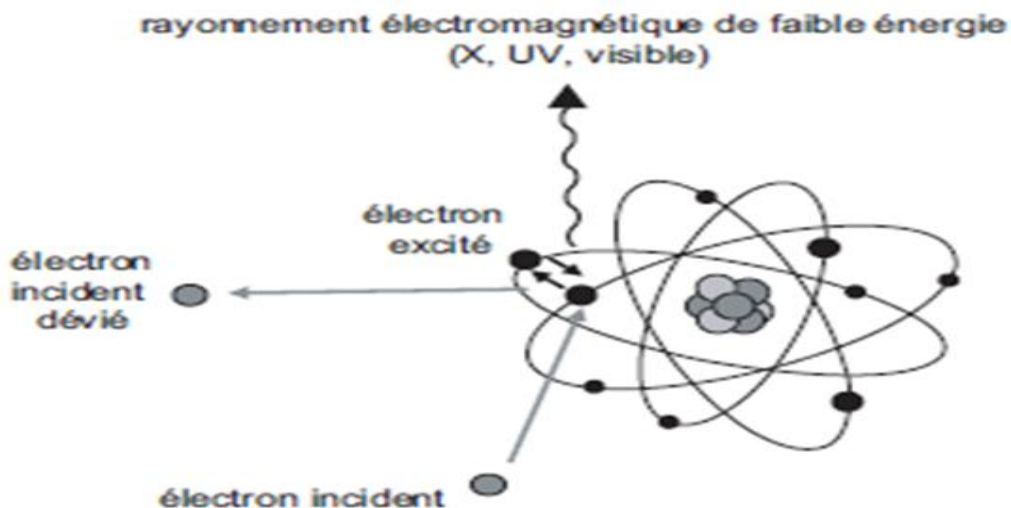


Figure (26): phénomène excitation.

- Si  $\Delta E \ll W_L$  : cette excitation aboutit à une dissipation thermique (par augmentation de l'énergie de translation, de rotation ou de vibration des molécules cibles).
- b) **Phénomène de freinage :**

Plus rarement, les électrons interagissent avec les noyaux des atomes constituant le milieu traversé.

L'électron incident est dévié dans le champ coulombien de l'atome cible et ce changement de trajectoire s'accompagne de l'émission d'un rayonnement de freinage. Ce phénomène ne concerne que les électrons de très fortes énergies et qui de plus traversent un milieu constitué d'atomes lourds (numéro atomique Z élevé).

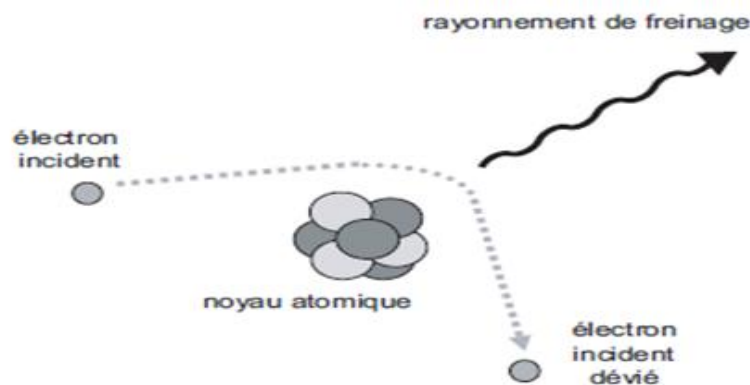


Figure (27): phénomène de freinage (*bremsstrahlung*).

## II.2. Transfert linéique d'énergie (TEL)

En traversant la matière, les particules chargées perdent leur énergie 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 la perte d'énergie, par unité de longueur de trajectoire des particules incidentes, consécutivement à leurs chocs avec les électrons.

L'expression de TLE en mécanique relativiste, est donnée par la formule de Bethe

$$\text{TLE} = \left| \frac{-dE}{dx} \right| = \frac{z^2 \cdot e^2}{4\pi\epsilon^2 m_e v^2} N Z \left[ \log\left(\frac{2m_e v^2}{I}\right) - \log\left(1 - \frac{v^2}{c^2}\right) - \frac{v^2}{c^2} - \frac{c_K}{Z} \right]$$

**Z** : la charge de la particule incidente ; **V** : la vitesse ;



$m_e$  : la masse au repos de l'électron ;

$e$  : la charge ;

$\epsilon_0$  : la permittivité du vide :  $8,854.10^{-10} \text{ F.cm}^{-1}$  ;

$c$  : la vitesse de lumière dans le vide :  $3.10^8 \text{ m/s}$

$N$  : le nombre des noyaux cibles par unité de volume du matériau absorbant de numéro atomique  $Z$  ;

$C_k$  : un terme de correction qui dépend de l'énergie et de  $Z$  lorsque l'on tient compte de la structure complète des noyaux de la matière ;

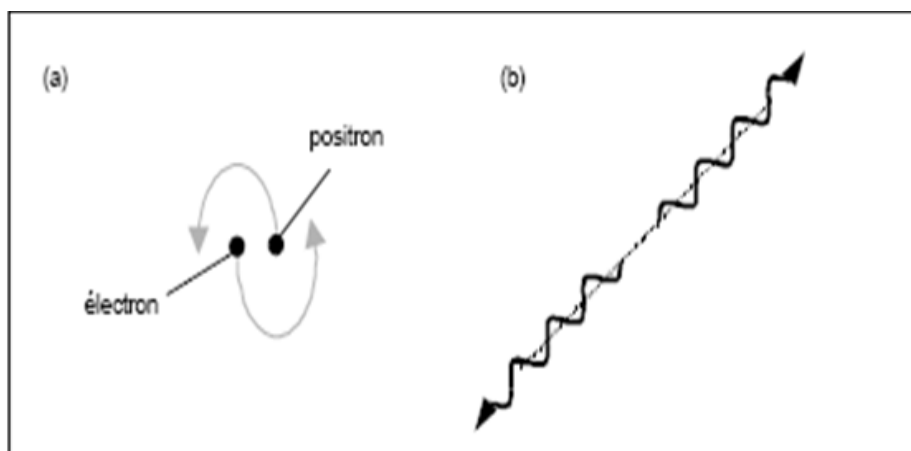
$I$  : la valeur moyenne du potentiel d'ionisation tenant compte de l'ionisation et de l'excitation des atomes ralentisseurs, donnée par la formule semi empirique (en eV) :

$$I = 9,1 \times Z (1 + 1,9 \times Z^{-2/3})$$

Bien que les effets biologiques varient d'un rayonnement à un autre, en règle générale, l'effet d'une particule chargée croît proportionnellement au TLE.

### Cas particulier des positons :

Quand le positon incident est au repos, c'est-à-dire quand il a perdu la totalité de son énergie initiale, il s'associe à un négaton et ces 2 particules se dématérialisent. C'est ce que l'on appelle l'annihilation. Cependant, les lois de la conservation de l'énergie montrent qu'il résulte de ce phénomène d'annihilation 2 rayonnements GAMMA (2 PHOTONS  $\square$ ) émis dans des directions opposées et chacun d'une énergie de 511 keV.

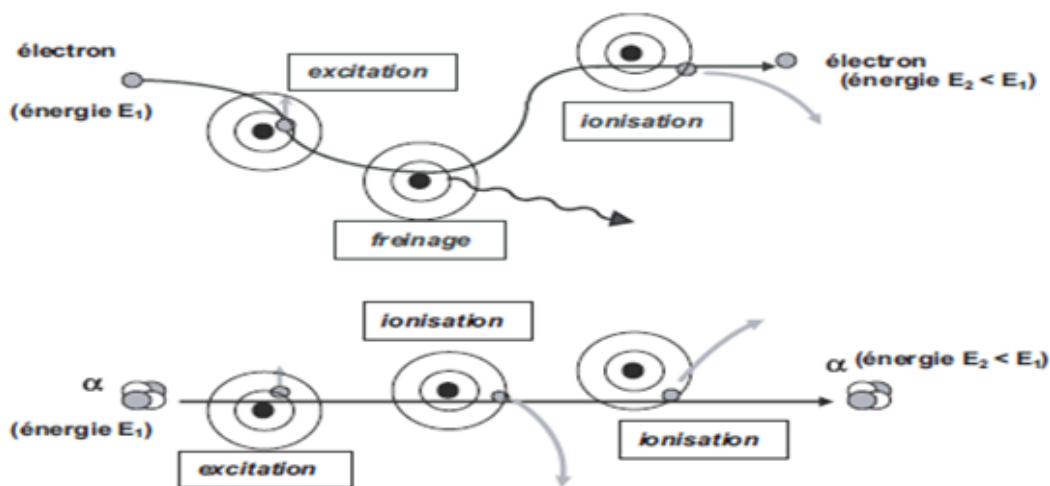


**Figure (28) : après un temps court à l'état de positronium (a), la paire électron-positron s'annihile en une paire de photons ayant chacun une énergie de 511keV**

### II.3. Interactions des particules chargées lourdes avec la matière :

#### II.3.1. Les particules alpha ( $\alpha$ ) :

Elles interagissent principalement avec les électrons des atomes cibles, engendrant une ionisation ou une excitation (les électrons mis en mouvement sont appelés rayons delta). Les interactions avec les noyaux sont secondaires. Les particules ( $\alpha$ ) ont une masse 4 x 1800 fois plus importantes que celle des électrons. En conséquence, étant beaucoup plus lourdes, elles ne sont pas sujettes au rayonnement de freinage.



**Figure (29) : comparaison des interactions des électrons et des particules alpha dans la matière.**

Les processus de ralentissement des particules ( $\alpha$ ) sont identiques à ceux des particules  $\beta$ . Cependant, leur charge électrique et leur masse sont plus élevées. En conséquence, les particules ( $\alpha$ ) ont une trajectoire presque rectiligne et très courte. Ainsi, on peut considérer que la longueur de leur trajectoire et leur parcours sont identiques.

Elles sont arrêtées par quelques centimètres d'air ou une feuille de papier.

Par ailleurs, les particules ( $\alpha$ ) ont une énergie courante élevée (quelques MeV) et puisqu'elles ont un parcours très court, elles sont caractérisées par un T.L.E. beaucoup plus élevé que celui des particules  $\beta$  (entre 200 et 500 fois plus élevées).

### II.3.2. cas des protons :

C'est une particule massive par rapport à l'électron et, aux énergies que nous considérons (autour du MeV), les transferts d'énergie ont peu d'influence sur la trajectoire. A énergie cinétique égale, ces particules sont beaucoup plus lentes que les électrons, et par conséquent leur TEL est beaucoup plus élevé que pour les électrons.

### II.3.3. Interaction des neutrons avec la matière :

Les interactions les plus communes des neutrons thermiques avec la matière sont les réactions de capture ( $n, \gamma$ ), la diffusion élastique ( $n, n$ ), les réactions nucléaires avec émission de particules chargées de type ( $n, p$ ) et ( $n, \alpha$ ) pour certains éléments légers et la fission. La section efficace d'interaction suit la loi connue de l'inverse du carré de la vitesse du neutron ( $1/v^2$ ), La perte d'énergie ou le ralentissement des neutrons rapides dans un matériau se fait principalement par diffusions élastiques sur les noyaux des atomes le constituant. Ce ralentissement peut également s'opérer à la suite de diffusions inélastiques ou de réactions nucléaires sur les noyaux du milieu ralentisseur. La perte d'énergie moyenne du neutron rapide par choc élastique est d'autant plus grande que le noyau cible léger. La perte d'énergie maximale est atteinte pour l'hydrogène qui représente le meilleur ralentisseur pour les neutrons rapides.

## III. GRANDEURS ET UNITES DOSIMETRIQUES :

La dosimétrie a pour but de déterminer l'énergie déposée dans la matière à irradier ; 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.

**III.1. Caractéristiques physiques d'un faisceau de photons dans le vide :**

Un faisceau de photons issu d'une source sera caractérisé par 3 types de grandeurs :

**a. Distribution spectrale :**

Cette distribution dépend de la source, le spectre correspondant est un spectre de raies dans le cas d'une source radioactive, un spectre continu dans le cas d'un tube de Coolidge.

**b. Paramètres énergétiques :**

*Le flux énergétique ( $\Phi$ )* est l'énergie totale transportée par le faisceau durant l'unité de temps. Il s'agit d'une puissance exprimée en Watts.

*Intensité énergétique  $I$  (SP)* dans une direction déterminée (SP) :

Soit  $d\Omega$  un angle solide élémentaire entourant la direction **SP** ; soit  $d\Phi$  le flux énergétique émis dans cet angle solide. L'intensité énergétique est définie par :

$$I(\mathbf{SP}) = \frac{d\Phi}{d\Omega}$$

Elle s'exprime en Watt/ Stéradian.

*Eclairement énergétique (E)* : Soit  $ds$  une aire élémentaire entourant **P**, normale à la direction de propagation **SP** du rayonnement et soit  $d\Phi$  le flux d'énergie qui traverse  $ds$ .

L'éclairement énergétique est défini par :

$$E(\mathbf{P}) = \frac{d\Phi}{ds}$$

Il s'exprime en watt/m<sup>2</sup> ; c'est une densité surfacique de puissance.

*Fluence énergétique ( $\Psi$ )* : Si  $dW$  est l'énergie totale qui traverse l'élément de surface  $ds$  pendant toute la durée de l'irradiation, on définit la fluence énergétique par :

$$\Psi(p) = \frac{dw}{ds}$$

La fluence énergétique s'exprime en Joule/m<sup>2</sup>.

c) **Distribution spatiale :**

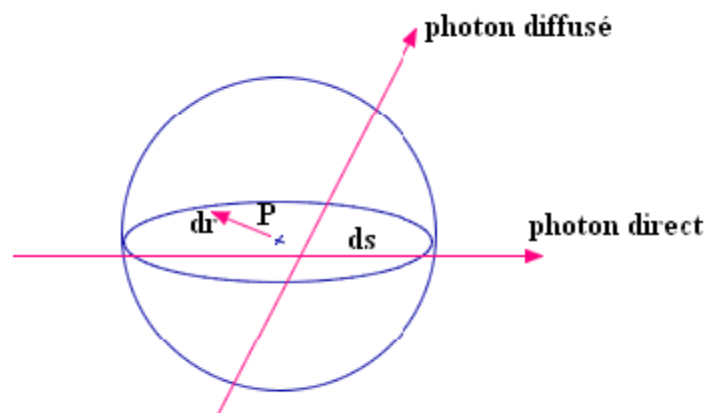
On caractérise la distribution spatiale d'un rayonnement par l'indicatrice d'intensité énergétique; si l'intensité énergétique **I** ne dépend pas de la direction d'observation, l'indicatrice d'intensité énergétique est une sphère et le faisceau est dit isotrope.

Donc on a: 
$$\mathbf{I} = \frac{\Phi}{4\pi}$$

C'est le cas d'une source radioactive de faibles dimensions.

**III.2. Caractéristiques physiques d'un faisceau traversant un matériau :**

Au voisinage d'un point **P** du matériau, on observe non seulement des photons provenant du faisceau initial, mais également des photons diffusés dont la direction de propagation et la distribution spectrale ne sont pas uniformes. **Figure (30)**



**Figure (30): caractéristiques physiques d'un faisceau traversant un matériau.**

Dans l'élément de sphère de rayon **dr**, la surface de section qui est perpendiculaire au

rayonnement diffusé est toujours  $\pi dr^2$ , quelle que soit la direction du rayonnement diffusé. Il convient donc d'adapter les définitions qui font intervenir une surface fixée  $dS$ , on aura donc :

L'éclairement énergétique : 
$$E = \frac{d\Phi}{\pi dr^2} \quad (\text{watt}/m^2)$$

La fluence énergétique : 
$$F = \frac{dw}{\pi dr^2} \quad (\text{joule}/m^2)$$

### III.3. Transfert d'énergie par un faisceau de photons et la matière :

- **Exposition :**

L'exposition au rayonnement est le rapport de charge totale  $dQ$  dans un volume d'air de masse  $dm$ , lorsque tous les électrons libérés par les photons dans cet élément de masse d'air sont complètement arrêtés dans l'air.

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

L'unité : C.Kg<sup>-1</sup>

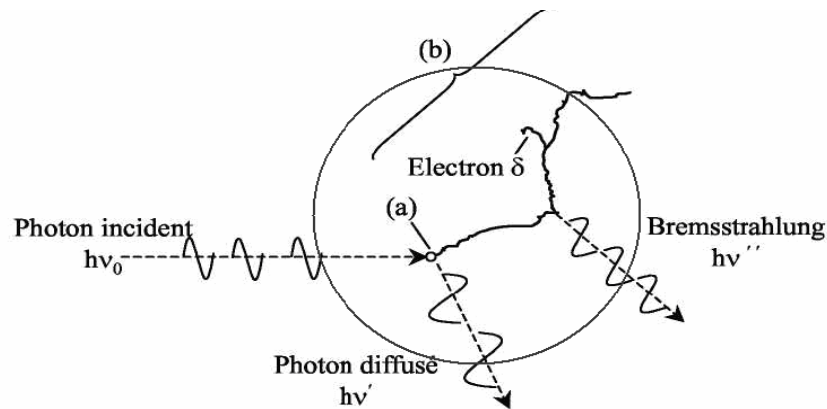
L'ancienne unité utilisée était le Roentgen (R)

$$1R = 2.58.10^{-4} \text{ C.Kg}^{-1}$$

- **Kerma :**

Le transfert d'énergie par un flux de photons à un milieu se fait en deux étapes :

- La première est l'interaction des photons avec les atomes du milieu mettant ainsi les électrons en mouvement par les interactions de photons (effet photoélectrique, Compton, création de paire, etc.).
- La deuxième étape concerne le transfert d'énergie qui se fait entre ces électrons de haute énergie et le milieu par excitations et ionisations.



**Figure(31): représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé.**

Kerma est l'abréviation de «*Kinetic Energy Released per unit Mass in the medium*», c'est une quantité non stochastique. Elle a été introduite par l'ICRU, pour décrire la première interaction.

$$\mathbf{K} = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

Ou  $dE_{tr}$  est l'énergie cinétique transférée aux électrons par les photons incidents dans un élément de volume de masse  $dm$ .

L'unité est le rad qui équivaut à  $10^{-2}$  J/kg ou le Gray,  $1\text{Gy}=1\text{J/kg}$

Elle ne s'applique qu'aux particules indirectement ionisantes (photons(X,  $\gamma$ ) et neutrons).

Le Kerma se divise en Kerma de collision  $K_{col}$  et Kerma radiatif  $K_{rad}$

Kerma de collision  $K_{col}$  est l'énergie transférée aux électrons secondaires qui est perdue lors des collisions.

Kerma radiatif  $K_{rad}$  est l'énergie transférée aux électrons qui est perdue par des processus radiatifs.

Donc, le kerma s'écrit :

$$\mathbf{K} = K_{col} + K_{rad}$$

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

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

$$K_{col} = \mathbf{k} (1 - \overline{g})$$

Le débit de Kerma est le quotient de la variation du Kerma  $\Delta k$  pendant un intervalle de temps  $\Delta t$ .

$$K = \frac{\Delta k}{\Delta t}$$

Son unité est le gray par minute

- **Dose absorbée :**

La dose absorbée (D) est l'énergie absorbée par unité de masse.

$$D = d \varepsilon / dm$$

Où  $d\varepsilon$  est l'énergie moyenne communiquée par le rayonnement à la matière, dans un élément de volume, et  $dm$  est la masse de la matière contenue dans cet élément de volume. Dans ce règlement, le terme « dose absorbée » désigne la dose moyenne reçue par un tissu ou un organe. L'unité de dose absorbée est le gray (Gy), un Gy équivaut à un joule par kilogramme:  $1\text{Gy} = 1.\text{J}/\text{kg}$

- **Equilibre électronique :**

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

Un rayonnement gamma interagit avec la matière pour donner des électrons secondaires qui cèdent leur énergie à la matière selon différents processus (excitation, ionisation).

Considérons un faisceau de photons pénétrant dans un milieu matériel ; les électrons mis en mouvement ont un certain parcours en fonction de leur énergie.

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

$$D = K_{col} = k (1 - g)$$



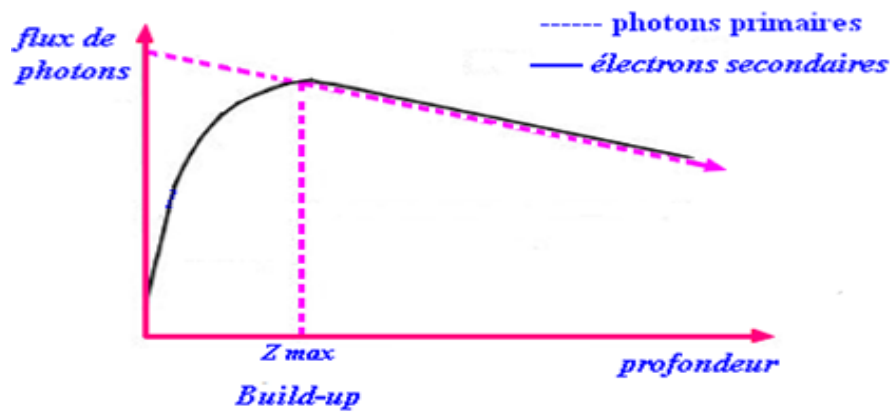


Figure (32): l'équilibre électronique.

*Chapitre 999 : l'intérêt de contrôle de  
qualité*

## **Introduction**

Il paraît important de chercher la place de la radiothérapie conformationnel dans la prise en Charge globale de chaque cancer. L'évaluation serait à mener selon 3 critères : efficacité, tolérance et qualité de vie. Donc ces critères là ; implique que la radiothérapie conformationnel se base sur nombreux contrôle de qualité qui sont réaliser pour s'assurer la précision inhérente au déroulement du traitement est paradoxalement une source de risque d'incertitudes élevé, en particulier la réduction des marges de sécurité aggrave les conséquences de l'incertitude de positionnement du patient et des mouvements des organes.

### **1. Outils pour la mise en œuvre d'une démarche globale de maîtrise des risques en radiothérapie :**

La démarche proposée visant à réduire les risques, comporte l'identification, l'analyse, et le traitement des risques. Il s'agit d'une démarche systématique à réaliser dans le même esprit que les études de poste. Elle consiste notamment à entreprendre la recherche la plus exhaustive possible des scénarios d'incidents ou d'accidents pouvant aboutir à des conséquences majeures. Les résultats permettent ensuite de définir des parades spécifiques.

### **2. Identification des risques :**

Identification des risques se réalise grâce à plusieurs approches complémentaires

Certaines activités critiques au plan de la sécurité des traitements doivent attirer l'attention des équipes dans les services de radiothérapie, notamment :

- Identification des patients ;
- Définition des volumes cible et des organes à risque
- Préparation du plan de traitement
- Formalisation de la prescription du plan de traitement
- simulation du traitement et mise en place des repères permettant d'assurer une bonne reproductibilité des traitements
- vérification et validation des contrôles réalisés lors de la première séance et au cours de traitement
- positionnement du patient et sélection des paramètres et accessoires de traitement
- enregistrement du cumul de doses dans le dossier du patient
- modification au cours d'un traitement.

- Contrôle de qualité de l'appareille de traitement (ici l'accélérateur)

### **3. l'analyse des risques :**

L'analyse des risques permet d'approfondir la connaissance des risques identifiés.

#### **a) En terme fréquence / gravité :**

Elle permet de caractériser les risques à partir des deux déterminants essentiels que sont la fréquence et la gravité. Cette première approche permet notamment la hiérarchisation des risques en vue de prioriser leur traitement.

#### **b) Identification des causes d'incidents :**

- Non transmission d'une information
- transmission d'information erronée
- communication avec un interlocuteur inapproprié
- résolution d'un problème par une personne non qualifiée sans aide ni supervision
- communication orale directe ou par téléphone, sans confirmation écrite, entraînant une incompréhension
- erreur de lecture ou lors du transfert d'information

La radiothérapie conformationnelle utilise un ensemble de matériels tel que : système de calcul de dose tridimensionnel, accélérateur avec un collimateur multilames.

Tous les paramètres nécessaires aux traitements sont déterminés et calculés au niveau de système de planification de traitement et cela implique que impossible de se faire manuellement ; donc il existe un standard de communication appelé **DICOM3** (digitale international communication) permettant le transfert d'image de n'importe quel système d'acquisition d'image (Scanner, IRM, TEP\_SCAN) vers n'importe quel système d'interprétation.

Dans le domaine de radiothérapie, pour le transfert d'image radiologiques vers les systèmes de planification du traitement, le standard DICOM 3 est largement utilisé et actuellement il ya peu de problème, même si quelquefois la liaison nécessite quelque adaptations.

Et pour le transfert des données de radiothérapie le standard de communication **DICOMRT**, mais actuellement il n'est pas encore opérationnel chaque constructeur a encore son propre standard de communication se qui ne pose pas de problème quand tous les composants sont

de même constructeur ; dans ce cas, la responsabilité de transfert de données est beaucoup plus facile à déterminer ; le seul problème pouvant exister est une incompatibilité des versions. Lorsque les systèmes sont hétérogènes, il est recommandé d'avoir un contrat avec les différents constructeurs afin que lors d'un changement de version du système de planification du traitement ou de l'informatique de l'accélérateur, le constructeur du système de contrôle et enregistrement de paramètres soit avisé avant le changement de version sur site afin de réaliser une opération globale et concertée.

La situation future devrait être l'utilisation du standard DICOMRT pour le transfert des données et des images de radiothérapie.

D'autres facteurs qui ne sont pas toujours cités explicitement dans les données sur les incidents mais qui peuvent souvent intervenir concernent les circonstances suivantes :

- difficultés relationnelles au sein des équipes ;
- travail dans une ambiance sonore bruyante, conduisant à la distraction et à la perte de concentration ;
- accès insuffisant ou indisponibilité de personnel en position de prendre les décisions à un moment critique d'un traitement ;
- Emploi de personnel remplaçant ou intérimaire, charge de travail excessive, fatigue, stress ou insuffisances de formation initiale ou continue.

D'autres facteurs qui ne sont pas toujours cités explicitement dans les données sur les incidents mais peuvent souvent intervenir concernent les circonstances suivantes :

- accès insuffisant ou indisponibilité de personnel en position de prendre les décisions à un moment critique d'un traitement ;
- Mauvaise compréhension d'un plan de traitement complexe communiqué oralement conduisant à une surexposition du patient de 40% ;
- mauvaise identification du patient bien que la fiche de traitement comprenne une photo ;

- confusion entre la dose totale et la dose par séance pour un traitement prévoyant uniquement 2 séances soit une exposition de 6 Gy au lieu de 3 Gy ;
- Mauvais positionnement du patient conduisant à réaliser une ou plusieurs séances de traitement en dehors du volume prévu ;
- traitement d'un patient par radiothérapie dynamique au lieu de champs fixes conduisant à l'exposition d'organes non prévus initialement ;
- non mise en place de filtres en coins entraînant une surexposition de 40% avec une distribution non conforme au plan de traitement.

#### **4. La prise en charge médicale :**

La prise en charge médicale comporte différentes consultations programmées : la consultation de mise en œuvre du traitement, une consultation hebdomadaire d'évaluation de tolérance du traitement, une consultation de bilan de fin de traitement et des consultations de suivi post traitement de bilan de fin de traitement. Ce suivi de post traitement n'est actuellement pas toujours effectué par le centre de radiothérapie lui-même. La consultation de mise en œuvre du traitement est toujours minutieuse et longue elle nécessite une étroite collaboration entre le radiothérapeute, le radio physicien et les manipulateurs.

Le radiothérapeute va définir et prescrire la dose à délivrer sur le site de voisinage dont surtout les organes à risque.

La dose prescrite dépend du type de la tumeur (grade histologique, volume .....), de l'objectif du traitement (curatif, palliatif ou symptomatique).

Le radiothérapeute valide le plan de traitement après la dosimétrie, la simulation et avant la mise en œuvre du traitement.

Si la radiothérapie permet de guérir ou d'améliorer la survie de la plupart des patients atteints de cancer, la guérison ou le prolongement de la survie peut se faire au prix d'une forte toxicité. Les risques et complication possibles sont en majorité connus et déterminés au moment du choix du protocole thérapeutique

### **5. Dose totale :**

La dose totale influe de manière très sensible sur la survenue de complications précoces ou tardives. Chaque tissu possède une dose d'irradiation définie au-delà de laquelle les complications apparaissent et augmentent avec la dose cumulée. Ainsi de faibles variations de dose totale peuvent accroître ou diminuer très significativement le risque de toxicité tardive.

L'unité de dose est le Gray (Gy). Un Gray (Gy) représente une énergie d'un joule (J) absorbé dans 1 kilogramme de matière.

L'ICRU a conclu qu'un écart de  $\pm 5\%$  entre la dose absorbée prescrite par le radiothérapeute et la dose effectivement délivrée au volume cible avait des conséquences néfastes sur les résultats du traitement radiothérapeutique.

### **6. Distribution de la dose :**

La détermination du volume cible et des organes à risque qu'il va falloir protéger. C'est l'étape du contourage réalisée par le médecin radiothérapeute.

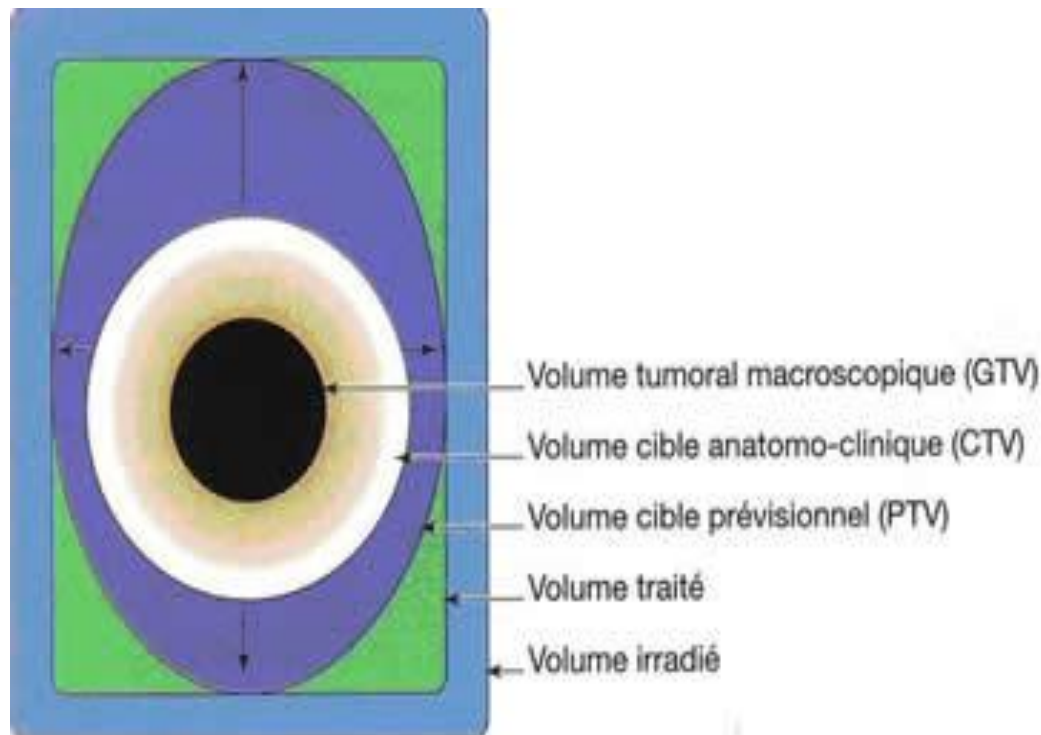
Ce volume cible est constitué des tissus dont l'irradiation est utile pour le contrôle local de la maladie, en tenant compte également de toutes les incertitudes liées aux mouvements des organes et du patient. C'est sur ce volume cible prévisionnel que va s'effectuer l'étude dosimétrique.

Les marges de sécurité nécessaires pour définir le volume cible :

GTV : l'ensemble des lésions mesurable ou visible avec les moyens actuels d'imagerie

CTV : volume tumoral macroscopique avec une marge correspondant à la maladie microscopie invisible avec les moyens d'imagerie

PTV : volume cible prévisionnel comprend au CTV avec une marge de sécurité correspondant aux incertitudes de positionnement du patient et à la mise en place sur l'appareil de traitement.



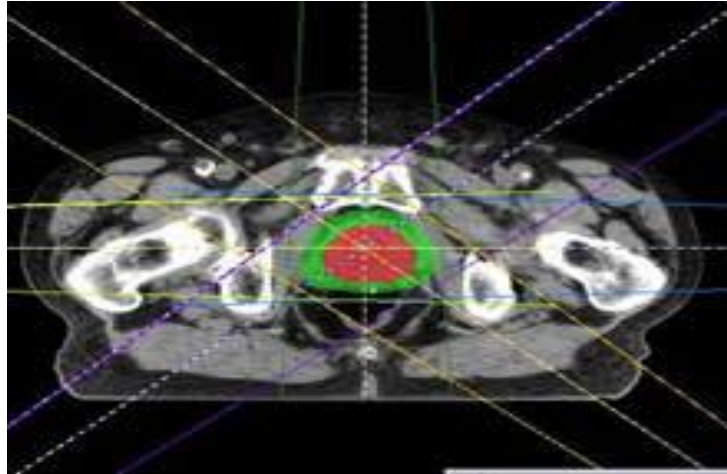
**Figure(33) : Le principe du volume cible prévisionnel et la définition des différentes marges nécessaires à sa détermination ont été établis par l'ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), L'évaluation de ces différentes marges reste variable selon la localisation anatomique et le patient**

Le physicien médical va déterminer la balistique du traitement de façon à respecter au mieux la prescription médicale :

- Type de rayonnements et énergie
- Nombre, orientation et géométrie de faisceau

Une fois la balistique d'irradiation déterminée, le calcul tridimensionnel des distributions de doses est effectué.





L'évaluation du plan de traitement se fait à partir des courbes isodoses et des histogrammes Dose Volume calculés. Plusieurs essais de balistique sont parfois nécessaires pour aboutir au meilleur résultat. Lorsque le plan de traitement a été adopté, les calculs sont vérifiés, puis sont transférés vers le poste de traitement par l'intermédiaire d'un Réseau Informatique (DICOM).

### **7. Vérification de la dose :**

La vérification de la dose totale délivrée par l'ensemble des faisceaux du traitement permet une appréciation plus réaliste de la dose reçue par le patient dans les conditions de traitement. Elle peut s'effectuer à l'aide de fantômes solide cylindrique ou de fantôme anthropomorphe en appliquant des méthodes dosimétrique identique aux vérifications faisceau par faisceau.

Un des intérêts de cette vérification est de pouvoir reproduire l'incidence des faisceaux utilisés lors du traitement et, en conséquence, prendre en compte la variation de la dose par unité moniteur et « effet de gravité » des lames selon l'orientation du bras de l'accélérateur. Cela peut entraîner une incertitude supplémentaire sur la dose pouvant atteindre 1 à 2% selon la technologie du collimateur multilame utilisé

Les distributions des doses caractérisées par des gradients de dose complexes en trois dimensions.

La vérification de ces distribution nécessite des méthodes et des moyens de mesures (détecteurs et fantômes) adaptés afin d'obtenir des résultats avec une bonne précision.

La démarche suivie pour réaliser la vérification dosimétrique de la radiothérapie s'effectue généralement en pratique clinique selon trois étapes :

- Choix du détecteur approprié aux mesures dosimétriques
- Etalonnage du détecteur choisi dans les faisceaux les conditions de référence

- Vérification de la dose délivrée utilisés pour chaque traitement avec ce détecteur dans des fantômes de géométrie simple.

Les mesures en dose absolue et en dose relative faite généralement avec des dosimètres différents nous fournissent des informations complémentaires sur la valeur de la dose.

Le contrôle de la dose absolue consiste à comparer le calcul de la dose avec les mesures en différents points dans le champ d'irradiation et à vérifier que le nombre d'unités moniteurs calculé par le système de planification du traitement est en accord avec la dose prescrite.

La vérification de la dose absolue soulève un certain nombre de problèmes dosimétrique (défaut d'équilibre électronique, gradient de dose, centrage critique du détecteur).ils sont à considérer lors du choix des dosimètres et des méthodes dosimétriques à mettre en œuvre pour la vérification des traitements délivrés par ces techniques.

Le contrôle de la dose relative consiste à vérifier la correspondance entre les isodose calculées à partir du plan de traitement du patient avec les isodoses mesurées de ce même plan. La superposition des isodoses mesurées- calculées et la quantification d'écart en termes de dose (régions de fort gradient de dose) et de distance (région de fort gradient de dose) nous permettent d'évaluer la précision du calcul dosimétrique du plan de traitement

Le choix de points de mesures en dose absolue doit être fait à l'aide de points de la cartographie des isodoses. Cela permet, en cas de désaccord, d'évaluer et d'expliquer les écarts en termes de dose (faible gradient) ou de distance.il est souhaitable également de choisir ces points dans des régions de faible gradient de dose car la mesure de la dose absolue y est plus précise.

En générale, la validation du calcul dosimétrique du plan de traitement par le système de planification du traitement doit se faire en combinant les mesures de la dose absolue avec celle de la dose relative.

Si les écarts entre la dose mesurée et la dose calculée dépassent le niveau de tolérance préalablement fixé, le plan de traitement doit être abandonné au profit d'un nouveau plan calculé ou d'un traitement conformationnelle non modulé.

## **8. Le plan de traitement :**

**Le TPS (Traitement Planning Système) :** est le processus qui permet aux radio physiciens et dosimétristes de reconstruire, modeler, prédire et optimiser la dose totale d'irradiation d'une tumeur et de minimiser les doses délivrés aux organes à risque en périphérie. Il sert à calculer le plan de traitement du patient.

Ces calculs sont basés sur des mesures de dose effectuées dans une cuve à eau pour chaque taille de faisceau et chaque énergie possible. Le physicien importe dans le TPS les coupes scanner au format DICOM3.

Le logiciel permet la conversion des valeurs de Hounsfield sur les coupes scanner en densité électronique. L'avantage résultant est le calcul d'hétérogénéité. Les calculs de la dose sont effectués par les algorithmes de superposition, de convolution, et kernel. Le logiciel calcule la dose en 3D en prenant compte des hétérogénéités. Le logiciel calcule la dose en 3D en prenant compte des hétérogénéités.

Le logiciel dispose des outils qui permettent de désigner les contours des différentes locations (GTV, organe à risque), des outils pour créer virtuellement des faisceaux et simuler des irradiations.

Le logiciel dispose également de toute sorte de statistique sur la distribution de la dose dans les différents volumes entourés. La distribution peut être visualisée en forme de ligne d'isodose dans les coupes scanner et affichée en forme de graphique de DVH (Dose Volume Histogramme). Ce sont surtout ces statistiques qui vont servir à juger la qualité du plan de traitement.

- **Déroulement du traitement :**

La dose planifiée ne sera pas délivrée en une seule fois mais appliquée à raison de 3 à 5 séances par semaine pendant 7 semaines environ. Au début de chaque séance de traitement, le patient est placé dans les mêmes conditions que celles employées lors du repérage de la tumeur et à la planification du traitement.

### **9. Vérification du plan de traitement :**

Consiste à vérifier d'une part la bonne correspondance entre les distributions de doses calculées et mesurées d'un plan de traitement, et d'autre part le bon accord entre le nombre des unités moniteur (UM) calculé par le système de planification du traitement et la dose mesurée) l'isocentre ainsi qu'à différents points à l'intérieur du champ d'irradiation.

En pratique le nombre d'UM doit être vérifié par des mesures directes de dose ou par un système de calcul du nombre d'unités moniteur (est une technique de validation attrayante mais son application suppose que le modèle de calcul utilisé ait été préalablement testé par comparaison avec des mesures pour s'assurer en particulier de la prise en compte dans le modèle des effets sur la dose du collimateur multilame (fuite, transmission, séquençage des lames, rayonnement diffusé, etc.).

La vérification du plan de traitement s'effectue avant le début du traitement et généralement de façon périodique au cours de traitement pendant la phase d'acquisition

### 10. Positionnement de patient :

La radiothérapie conformationnelle demande un positionnement précis et reproductible durant la totalité du traitement.

Des systèmes d'immobilisation existent, tels que les masques thermoplastique, et sont utilisés depuis quelques années pour réduire les incertitudes de positionnement durant ces traitements. Il est indispensable de s'assurer que le positionnement du patient sur la table de traitement sera strictement à celui de la planification et de la simulation. Des marques correspondant aux lasers (dans les directions transverse, sagittale et coronale) sont dessinées sur les masques thermoplastiques. Mais attention, une contention bien positionnée n'engendre pas nécessairement un patient bien placé ! En règle générale, la méthode de contrôle du positionnement du patient est fondée sur la prise de clichés sous forme de gammagraphies ou, le plus souvent, d'images portales.

Différentes méthodes sont utilisées et seront choisies par chaque centre en fonction de leur expérience et de la confiance acquise en leur matériel.

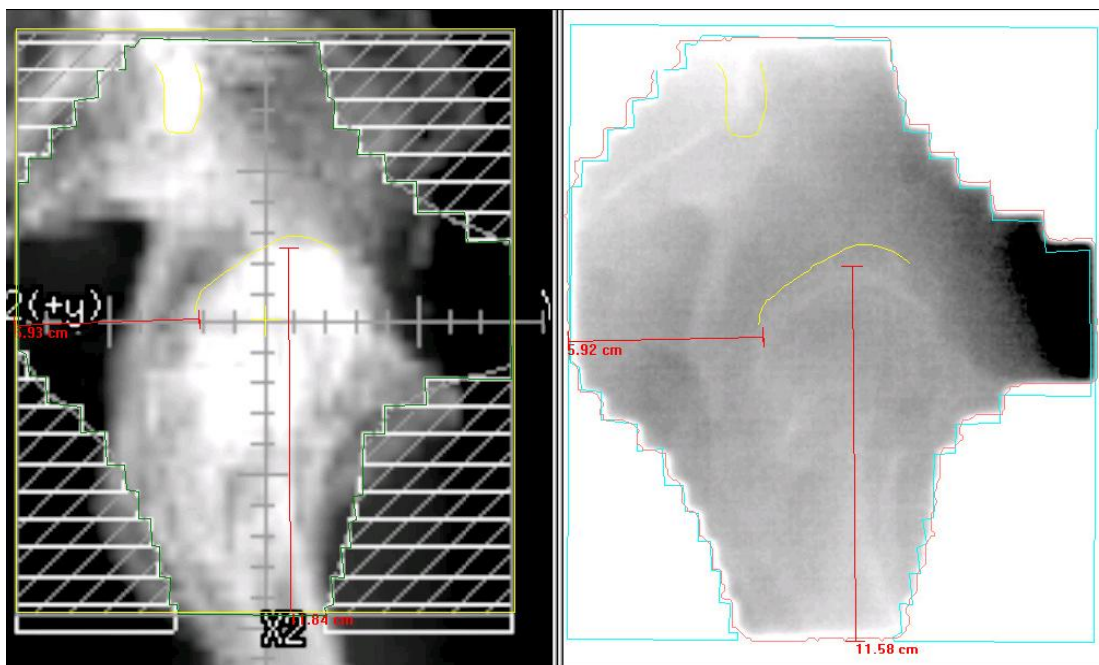


Figure (34) Exemple : DRR (à Gauche) et Image Portal (à Droite) du champ latéral droit.

En rouge les mesures pour la méthode manuelle. En jaune les contours osseux et en Vert/ turquoise les limites du champ du matching automatique.

La mise en œuvre d'une radiothérapie de qualité impose une organisation et une gestion au quotidien d'un programme complet d'assurance qualité. Le contrôle régulier des appareillages reste une des composantes essentielles de ce programme. Il nécessite l'implémentation permanente de procédures de tests sans cesse renouvelées au rythme de l'évolution de la technologie, des techniques de traitement et des exigences de sécurité des patients. Les modes opératoires associés à ces procédures doivent être rapides et sensibles à des variations inférieures aux seuils de tolérance fixés lors de la réception des appareils ; de cela à chaque phase de processus de traitement les contrôles indispensable à suivre sont :

### **11. Vérification du positionnement du patient :**

Afin d'évaluer les erreurs de positionnement, les déviations sont données en termes de déplacement en translation et de rotation de l'isocentre sur l'image portale par rapport à l'isocentre de référence.

Les erreurs de positionnement en radiothérapie ont, comme toutes les erreurs, une composante systématique et une composante aléatoire.

Les erreurs sont principalement dues aux erreurs de préparation du traitement (alignement du patient lors de l'examen scanographique, mouvement des organes durant l'examen scanographique, délimitation du volume cible sur les images scanographique).en outre, il existe des erreurs aléatoire présentes durant l'exécution du traitement à chaque séance.il est très souvent suffisant de ne considérer que les erreurs systématiques et d'accepter les erreurs aléatoire (de l'ordre de 1mm).Les erreurs de positionnement doivent être quantifiées trois jours consécutifs sur les images électroniques et le positionnement doit être modifié le jour même, si l'erreur excède 5mm.

En outre, le plan de traitement doit prendre en compte l'irradiation du patient par les images de contrôle du patient.

Les physiciens misent en commun leur expérience pour définir des recommandations pour un contrôle de qualité adapté à la technique de radiothérapie conformationnelle. Ces recommandations permettent d'avoir des pratiques communes et d'aider les équipes qui désirent mettre en œuvre cette technique.

### **12. Traitement de risque :**

Le traitement des risques repose sur la prévention, la récupération et l'atténuation ou protection. Le pré-requis commun à leur utilisation est la connaissance du risque. Ces mécanismes doivent être envisagés de façon globale et cohérente dans une stratégie d'ensemble comprenant des actions de prévention ou d'atténuation des conséquences d'un risque.

### **13. Prévention et récupération :**

La prévention et la récupération visent à réduire la fréquence du risque. Leur objectif est d'éviter la survenue d'un événement redouté. La prévention n'a pas d'effet sur la gravité d'un incident, lorsqu'il survient, malgré toutes les précautions prises. Plusieurs notions sont à distinguer :

- La suppression du risque : la prévention peut être obtenue soit par la suppression du risque, soit par la suppression de l'activité, soit par la modification du procédé en éliminant les étapes porteuses de risque ;
- la prévention (en dehors de la suppression et de la récupération) : elle a pour objectif d'éviter que ne se produisent les défaillances ;
- la récupération correspond au dépistage et au traitement d'une défaillance entre le moment où elle se produit et la réalisation de l'événement redouté auquel elle aurait pu conduire.

Parmi les mesures de prévention envisageables, les dispositions suivantes sont à considérer :

- l'identification et l'affichage des règles de communication critique pour la sécurité des traitements ;
- la définition précise des responsabilités de chacun au sein du service, incluant la rédaction de fiches de postes ;
- une organisation qui identifie clairement la « chaîne de commande », c'est à dire précisant « qui supervise qui ? », « qui travaille sous la responsabilité de qui ? », etc.
- l'établissement d'une liste de contrôles à effectuer décrivant aussi bien toutes les procédures de routine que les actions à réaliser en cas d'accident ;
- La mise en place de procédures écrites et concises pour toutes actions de communication critiques au plan de la sécurité des traitements. Le tableau ci-dessous présente des exemples de telles procédures ;
- signature des documents importants pour la sécurité des traitements. Par exemple, les prescriptions doivent être écrites et signées par le médecin. Les données de base, le plan de traitement et sa réalisation quotidienne doivent être visées par la/les personne(s) les réalisant ;
- prise en compte de l'ergonomie à la conception ou modification des installations : il s'agit d'analyser l'influence des différents facteurs de la performance humaine sur les performances attendues du système et d'en déduire les besoins et exigences utiles pour concevoir l'installation ou réaliser la modification.

**TABLEAU (1) : exemple de mise en place de procédures écrites et concises pour toutes actions de communication critiques au plan de la sécurité des traitements**

<b>Contenu de l'information</b>	<b>du</b>	<b>à</b>
Prescription du traitement	Radiothérapeute	Ensemble du personnel impliqué dans la planification du traitement et sa réalisation
Acquisition des données pour la préparation	manipulateur simulation	Manipulateur planification, dosimétriste
Validation du plan de traitement	Radiothérapeute, Physicien médical	Manipulateur
Vérification équipement et confirmation qu'il est prêt à être utilisé.	Physicien Médical	Manipulateur

### **13. Intérêt de contrôle de qualité :**

Le contrôle de qualité des appareils reste la priorité dans un programme complet d'assurance qualité en radiothérapie externe. Il s'agit essentiellement d'une évaluation permanente des caractéristiques de leurs performances fonctionnelles. En effet, à la fin du processus de



radiothérapie, ces caractéristiques influent directement sur la précision de la géométrie et de la dose délivrée aux patients.

Les performances fonctionnelles des appareils de radiothérapie peuvent évoluer lentement dans le temps du fait du vieillissement et de la détérioration des composants ou peuvent changer soudainement à cause de dysfonctions électroniques, de la rupture d'un composant ou d'une partie de la mécanique. De ce fait, Les mesures d'assurance qualité doivent être effectuées périodiquement sur tous les appareils.

Les contrôles sont à effectuer en trois étapes. Dans un premier temps, lors de la réception, de l'installation et avant la mise en service. Ils permettront de vérifier si l'équipement considéré répond aux normes en vigueur au moment de la livraison. De plus, les résultats seront conservés et serviront de valeur de base pour les contrôles routiniers de performance.

Dans un deuxième temps, les contrôles réguliers seront effectués à des intervalles définis à l'avance dans le programme d'assurance qualité, conformément aux règles et recommandations en vigueur.

Enfin, des contrôles doivent avoir lieu après chaque intervention de maintenance et/ou réparation effectuée par un des techniciens du fabricant, fournisseur ou son représentant, Ces derniers ne concernent cependant que la partie sur laquelle porte l'intervention. Si toutefois l'intervention implique un des organes responsables de la production des faisceaux, les caractéristiques des faisceaux seront vérifiées et de nouvelles valeurs de base seront déterminées.

Ce programme d'assurance qualité devrait être basé sur les standards établis lors de la réception et de la recette approfondie de l'appareil avant sa mise en service pour une utilisation clinique. Une fois les standards établis, les protocoles des tests périodiques à effectuer dans le cadre du programme d'assurance qualité peuvent être développés et basés sur ces valeurs de référence. Lors de l'élaboration de ces tests, il est important de considérer des techniques de mesures simples, rapides et reproductibles.

Les procédures de test doivent être capables d'identifier une variation d'un paramètre inférieure à la valeur de tolérance définie lors de la recette. Il faut insister également sur le fait que ces contrôles et tolérances appliqués aux appareils constitutifs de la chaîne de traitement sont liés. Il est par conséquent inutile de contrôler 10 fois par mois un des éléments de cette chaîne si l'élément suivant ne l'est jamais. De plus, il est sous-entendu que tout système de



mesure utilisé pour effectuer ces tests doit lui-même être contrôlé régulièrement et en parfait état de fonctionnement.

### **Conclusion :**

L'erreur humaine n'est pas une fatalité contre laquelle on ne peut rien, au même titre que la panne d'un matériel n'est pas une fatalité. Il y a lieu de dépasser un modèle traditionnel reposant sur l'infaillibilité technique et humaine. A fiabilité technique et professionnalisme constants, une approche de la gestion des risques se fondant sur la prise en compte des facteurs organisationnels et humains peut aider les professionnels de la radiothérapie à améliorer les interfaces des installations dès leur conception, évaluer les risques liés aux situations de travail, améliorer les conditions de réalisation du travail, renforcer les lignes de défense humaines et organisationnelles et tirer les enseignements liés au retour d'expérience de l'activité.

*Chapitre IV : contrôle mécanique et  
dosimétrique de l'accélérateur linéaire  
d'électron*

## **Introduction :**

La mise en œuvre d'une radiothérapie de qualité impose une organisation et une gestion au quotidien d'un programme complet d'assurance qualité. Le contrôle régulier des appareillages reste une des composantes essentielles de ce programme. Il nécessite l'implémentation permanente de procédures de tests sans cesse renouvelées au rythme de l'évolution de la technologie, des techniques de traitement et des exigences de sécurité des patients. Les modes opératoires associés à ces procédures doivent être rapides et sensibles à des variations inférieures aux seuils de tolérance fixés lors de la réception des appareils. L'analyse de ces variations au cours du temps constitue les critères objectifs d'évaluation de la qualité des appareils utilisés.

## **I.vérification des systèmes de sécurité et des voyants :**

Il s'agit de vérifier tous les systèmes de sécurité et voyants directement accessibles à l'utilisateur tel que : les sécurités et voyants participant de par leur fonctionnement correct à la protection du patient aussi bien que du personnel, De plus le temps nécessaire pour effectuer ces vérifications doit être bref, car leurs fréquences quotidiennes ne doit pas empêcher le service de fonctionner au mieux, ce sont donc essentiellement des examens visuels.

### **I. 1contrôles voyants lumineux :**

#### **I.1.1. appareil de traitement :**

On vérifier le bon fonctionnement des voyants lumineux au niveau de la tête de l'appareil quand ils existent.

#### **I.1.2.porte de la salle de traitement :**

On vérifier que les voyons au-dessus de la porte de la salle de traitement sont :

**Rouge** en cours d'irradiation, c'est-à- dire que l'accélérateur est dans l'état marche faisceau ;

**Vert** en fin d'irradiation, c'est – à- dire que l'accélérateur est dans l'état arrêt faisceau

#### **I.1.3.poste de commande de traitement :**

Les différents états doivent apparaître au poste de commande et, dans le cas ou ces états sont signalés par des voyants lumineux. Les couleurs des voyants doivent être en accord avec ce qui suit :

Intervention immédiate nécessaire pour faire cesser une situation imprévue dans le fonctionnement :

- Etat **marche faisceau**. rouge ; C'est-à-dire que l'irradiation est en cours ;;
- Etat **prêt, jaune** ou **orange** c'est –à- dire que toutes les conditions de fonctionnement ont été sélectionnées et tous les verrouillages ont été exécutés ;
- Etat **préparatoire, vert** ; on peut alors sélectionner tous les paramètres indispensables au fonctionnement .pour certains appareils, cet état peut être un cas spécial de l'état attente : **blanc**

**Photon de condition de la mesure :**



## **I.2.sécurités mécaniques et électriques :**

### **I.2.1.au niveau de la porte de la salle de traitement**

On vérifie que le contact électrique au niveau de la porte de la salle de traitement est tel que l'ouverture de la porte en cours d'irradiation interrompt immédiatement l'irradiation.

### **I.2.2.arrêts d'urgence :**

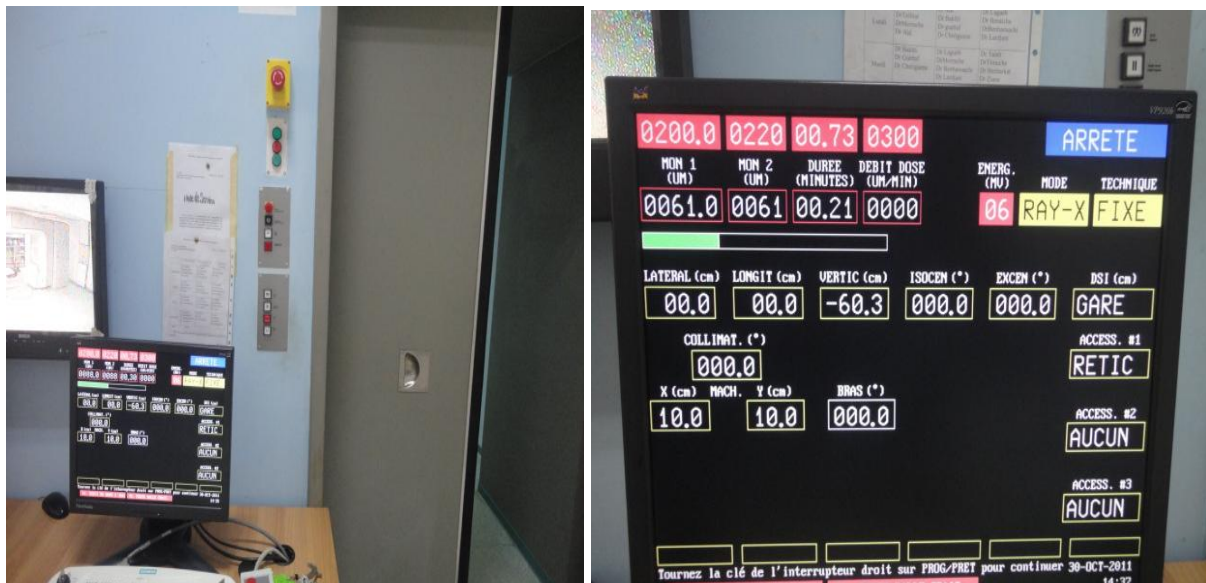
Deux types d'arrêt d'urgence doivent être prévus :

- Arrêt d'urgence type « coup poing »

Cette sécurité doit provoquer une coupure générale de toute l'alimentation électrique dans les locaux où est implanté l'accélérateur d'électrons : à l'intérieur de la salle de traitement dans les locaux techniques, au niveau du poste de commande et au niveau du modulateur.

- Autre types d'arrêt d'urgence.

Ils peuvent interrompre l'irradiation. Le dispositif de verrouillage doit être tel que le système doit revenir à l'état préparatoire et tous les mouvements doivent être interrompus. A la suite d'une interruption, il doit être possible de redémarrer l'irradiation sans la resélection des conditions de fonctionnement mais seulement du poste de commande de traitement.

**Photon de condition de la mesure :****I.2.3. système anti - collision :**

On vérifie que toute collision arrête les mouvements de l'équipement (bras, avec ou sans bouclier de radioprotection), on vérifie qu'un verrouillage est prévu pour arrêter tout mouvement lorsque la table de traitement est en position telle qu'une collision est possible.

**I.2.4. Arrêts de fin de course :**

Pour tous les mouvements du bras, du collimateur, de la table de traitement, etc. ....on vérifie l'arrêt des mouvements en position de fin de course et la possibilité de revenir à la position initiale en utilisant le mouvement inverse (**périodicité des contrôles : mensuelle**).

**I.2.5. vérification des accessoires :**

L'état mécanique de tous les accessoires utilisés pour le traitement des patients tels que les filtres en coin, applicateur de faisceau, porte caches, appui-bras, appui-tête, etc. doit être vérifié ainsi que les dispositifs de sécurité correspondant lorsqu'ils existent (codage, interdiction, etc.). (**Périodicité des contrôles mensuelle**)

**I.3. sécurités liées au faisceau de rayonnement :****I.3.1. sélection de type de rayonnement :**

Pour les appareils pouvant délivrer des rayonnements X et des faisceaux d'électrons, on vérifie que :

- L'irradiation n'est pas possible si les opérations de sélection effectuées dans la salle de traitement (radiothérapie cinétique, etc. ne concordent pas avec les opérations de sélection effectuées au poste de commande ;
- Un verrouillage est prévu pour empêcher l'irradiation par rayon X lorsque les accessoires pour l'irradiation par électrons sont en place, et vice-versa pour l'irradiation par électrons ;
- Le type de rayonnement, rayon X ou électrons, est affiché au poste de commande avant pendant et après l'irradiation. (**périodicité des contrôles quotidienne**)

**I.3.2. sélection de l'énergie :**

On vérifie que pour les appareils pouvant délivrer des faisceaux de différentes énergies, l'irradiation n'est pas possible tant que l'énergie n'a pas été sélectionnée au poste commande. L'énergie doit rester affichée pendant et après l'irradiation. **(Périodicité des contrôles quotidienne).**

**I.3.3. moniteur :**

Le moniteur doit être constitué de deux détecteurs de rayonnement situés à l'intérieure de la tête d'irradiation. Les deux systèmes d'affichage situés au poste de commande de traitement doivent être placés l'un près de l'autre et près du système servant à présélectionner le nombre d'unités- moniteur.

On vérifie que les affichages des deux systèmes décalés au maximum de 10 % l'un par rapport à l'autre conservent leur indications lorsque l'irradiation est interrompue ou finie.

Dans le cas d'une défaillance du réseau d'alimentation. L'information affichée à l'instant de la défaillance doit être conservée sous une forme accessible au moins pendant 20minute.

On vérifie que l'irradiation n'est pas possible avant qu'une nouvelle sélection d'un nombre d'unités-moniteur n'ait été faite au poste de commande. Le nombre sélectionné d'unités-moniteur doit rester affiché au poste de commande jusqu'à la remise à zéro des deux systèmes d'affichage pour l'irradiation suivante. **(Périodicité des contrôles : mensuelle)**

**I.3.4. système permettant la surveillance du patient :**

On vérifie le fonctionnement du système de télévision et des dispositifs permettant la communication avec le patient (interphone, sonnette, etc.). En particulier, il faut vérifier que, quelle que soit la position de l'équipement, le circuit de télévision permet de surveiller le patient. **(Périodicité des contrôles : quotidienne)**

**II. contrôle de qualité mécanique du PRIMUS :****1. Contrôles généraux :****Equipement :**

- Films Kodak X-omat TL
- Fantôme de polystyrène comme matériau de rétrodiffusion
- Plaques de 1cm de PMMA
- Papier millimétré
- Niveau d'eau
- Aiguille sur support
- Mètre

**A. Correspondance entre le champ lumineux et le champ irradié (photons)**

**Conditions de mesure**

- DSP : 100 cm ;
- Champ d'irradiation : 10cm x 10cm ;
- Le bras est à 0° (vérifié au niveau à eau) ;
- 1 autre angle de bras par mois (90°, 180° ou 270° vérifié au niveau à eau) ;
- Profondeur PMMA : 2cm pour les X6 et 3cm pour les X18

**Description de la méthode :**

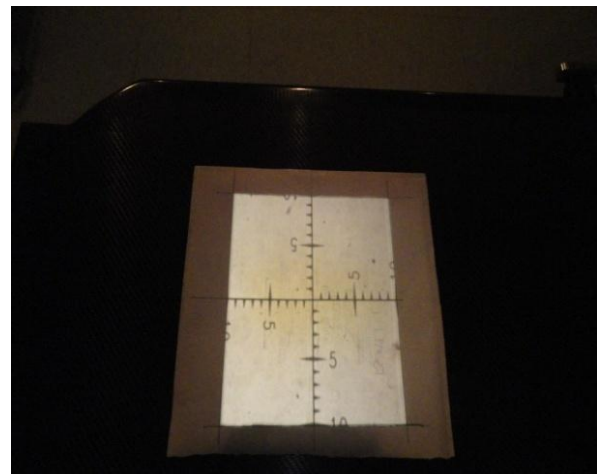
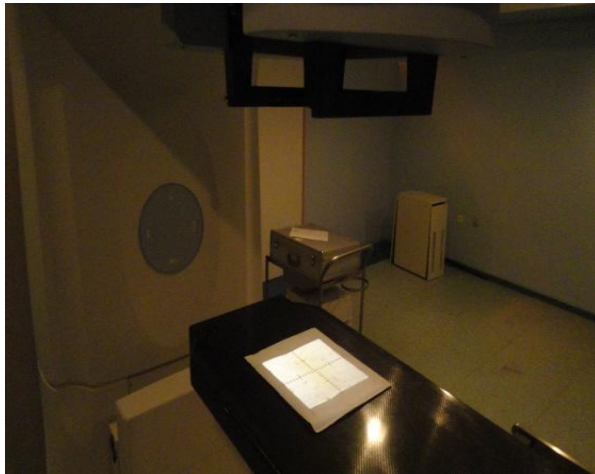
Le film X-omat TL est placé à DSP 100 sur un fantôme et sous deux plaques de PMMA pour assurer l'équilibre électronique. Le bras est à 0° et les bords d'un champ lumineux 10cmx10cm sont marqués par des perforations ou par pression. Le film est irradié avec 50 UM. Après développement, on vérifie qu'il y a une bonne correspondance entre les deux projections.

En plaçant un film en position verticalement contre un fantôme, on effectue ce contrôle pour les angles 90° et 270° du bras afin de s'assurer que la pesanteur ne provoque pas un déplacement du champ lumineux par rapport au champ irradié.

**Résultats /Tableau suivant (2) : correspondance entre le champ lumineux et champ irradié**

<b>Correspondance entre le champ lumineux et le champ irradié (résultats)</b>	<b>1mm pour les bords X1 et X2 et 0,5 mm pour Y1, Y2</b>
<b>tolérances</b>	<b>2mm sur chaque bord</b>
<b>Fréquence pour le bras à 0°</b>	<b>Mensuel (obligatoire)</b>
<b>Action : différences &gt;2mm</b>	<b>Réglage de la position du miroir du champ lumineux</b>
<b>Action immédiate: différences &gt;4mm</b>	

**Photo des conditions de mesures :**



**B. Rotation du collimateur (affichage de l'angle et axe) :**

**B1. Vérification de l'angle 0 du collimateur :**

**Conditions de mesure**

- Champ d'irradiation maximum
- Collimateur à 0°
- Bras à 90° ou à 270°

**Description de la méthode :**

On place le bras à 90° et le collimateur à 0° et on ouvre les mâchoires. On place le niveau à eau sur la table de manière à ce qu'il soit parfaitement horizontal. On vérifie que la projection du réticule est horizontale en s'assurant qu'elle tombe exactement sur la base du niveau (on fait de même avec le bras à 270°).

**Résultats /Tableau suivant (3) : vérification l'angle 0° du collimateur**

<b>Angle du Bras</b>	<b>90°</b>	<b>270°</b>
<b>Lecture Digital</b>	<b>0°</b>	<b>0°</b>
<b>Lecture Mécanique</b>	<b>0,2°</b>	<b>0,2°</b>
<b>tolérances</b>	<b>0,5°</b>	
<b>fréquences</b>	<b>Mensuel (obligatoire)</b>	
<b>action différence &gt; 0,5°</b>	<b>Réglage de l'affichage de l'angle du collimateur (mécanique et/ou digital)</b>	



**Photons de condition de mesure :****B.2.Vérification des autres angles et de l'axe de rotation :****Conditions de mesure :**

- DSP : 100cm et 120cm
- Champ d'irradiation maximum
- Bras à 0°
- Collimateur à 0°, 90°, 180° et 270°

**Description de la méthode :**

Après avoir vérifié l'angle 0° du collimateur, on ramène le bras à 0° et on place un papier millimétré à DSP 100cm de manière à faire correspondre le croisillon avec les lignes du papier. Ceci permet de vérifier l'orthogonalité des filaments du croisillon

On effectue des rotations de 90°, 180° et 270° du collimateur en se basant sur le papier millimétré et on note la valeur affichée de l'angle du collimateur (mécanique et digital) et de l'angle réel. On vérifie également le centrage du croisillon en s'assurant que lors d'une rotation complète le diamètre du cercle décrit par le centre du réticule reste dans les tolérances. On effectue la même opération pour une DSP de 120cm de manière à vérifier la coïncidence entre l'axe du collimateur et l'axe du champ.

**Résultats / Tableau suivant (4) : vérification des autres angles du collimateur**

Les angles du collimateur	Pour DSP 100cm		Pour DSP 120 cm	
	Lecture mécanique ou digitale	Lecture réel	Lecture mécanique ou digitale	Lecture réel
0°	0°	0,2°	0°	0,2°
90°	90°	90,3°	90°	90,4°
180°	180°	180,3°	180°	180,2°
270°	270°	270,3°	270°	270,3°
<b>Tolérances</b>	<b>0,5°</b>			
<b>fréquences</b>	<b>Mensuel (obligatoire)</b>			
<b>Action immédiate:</b>	<b>Réglage de l'affichage de l'angle de collimateur</b>			

**A. Isocentre pour la rotation du bras :****Conditions de mesure :**

- Champ d'irradiation maximum
- Bras à 0°, 90°, 180° et 270° (vérification avec un niveau)
- Collimateur à 0°

**Description de la méthode :**

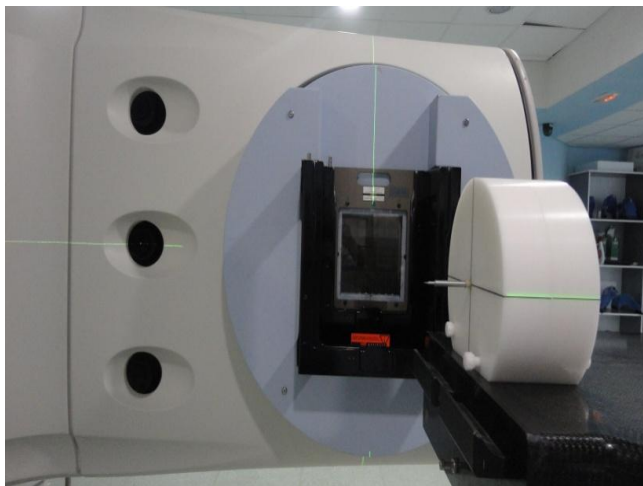
On repère l'isocentre grâce à la pointe d'une aiguille. On place la pointe au centre de la projection lumineuse du croisillon pour le bras à 0° puis on ajuste la hauteur de la table en plaçant la pointe au centre du réticule pour le bras à 90° ou à 270°. On vérifie que la pointe reste dans les tolérances pour les autres angles du bras.

Les tolérances portent sur le diamètre de la sphère décrite par le centre du croisillon autour de l'aiguille.

**Résultats / Tableau suivant (5) : Isocentre pour la rotation du bras**

Angle du bras	0°	90°	270°
Résultats	1mm	1mm	1mm
Tolérances sur le diamètre de la sphère	2mm		
Fréquences	Mensuel (obligatoire)		
Action : diamètre > 2mm	Réglage de l'isocentrisme du bras avec les ingénieurs SIEMENS		
Action immédiate: diamètre > 4mm			

**Photo des conditions de mesure :**



**D.Angle du bras:**

**Conditions de mesure :**

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

**Description de la méthode :**

Pendant l'opération précédente, on vérifie avec un niveau à bulle les angles du bras pour 0°, 90°, 180° et 270°.

**Résultats/ Tableau suivant (6) : Angle du bras**

<b>Angles du bras</b>	<b>0°</b>	<b>90°</b>	<b>180°</b>	<b>270°</b>
<b>Résultats</b>	<b>0,3°</b>	<b>90,3°</b>	<b>179,7°</b>	<b>270,2°</b>
<b>Tolérances</b>	<b>0.5°</b>			
<b>fréquences</b>	<b>Mensuel (obligatoire)</b>			
<b>Action : différences &gt; 0,5°</b>	<b>Réglage de l'affichage de l'angle du bras (mécanique et/ou digital)</b>			
<b>Action immédiate: différences &gt; 1°</b>				

**Photos des conditions de mesure :****E. Télémètre****Conditions de mesure :**

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

**Description de la méthode :**

On garde la pointe de l'aiguille à l'isocentre et on vérifie que la DSP sur la pointe de l'aiguille est bien égale à 100cm pour tous les angles testés.

**Résultats/ Tableau suivant (7) : vérification du télémètre**

Angles du bras	Distance source – colli(cm)	Distance colli- aiguille(cm)	Tolérances (mm)	fréquences
0°	49,5	50,4	±1,5mm	Mensuel (obligatoire)
90°	49,5	50,5	±1,5mm	
180°	49,5	50,6	±1,5mm	
270°	49,5	50,5	±1,5mm	

**F. lasers :**

**Condition de mesure :**

- Bras à 45° (par exemple)

**Description de la méthode :**

On garde toujours le positionnement de l'aiguille décrit dans le point **Erreur ! Source du renvoi introuvable..** et on vérifie que les lasers se croisent bien à l'isocentre. On vérifie également leur position par rapport aux marques murales.

**Résultats/ Tableau suivant (8) : Vérification des lasers**

<b>LASERS (résultats)</b>	<b>1mm</b>
<b>Tolérances</b>	<b>2mm</b>
<b>Fréquences</b>	<b>Mensuel (obligatoire)</b>
<b>Action : différence &gt;2mm</b>	<b>Réglage des lasers</b>
<b>Action immédiate: différence &gt;4mm</b>	

**G.linéarité du télémètre:**

**Conditions de mesure :**

- Bras à 0° (vérification avec un niveau)
- Collimateur à 0°

**Description de la méthode :**

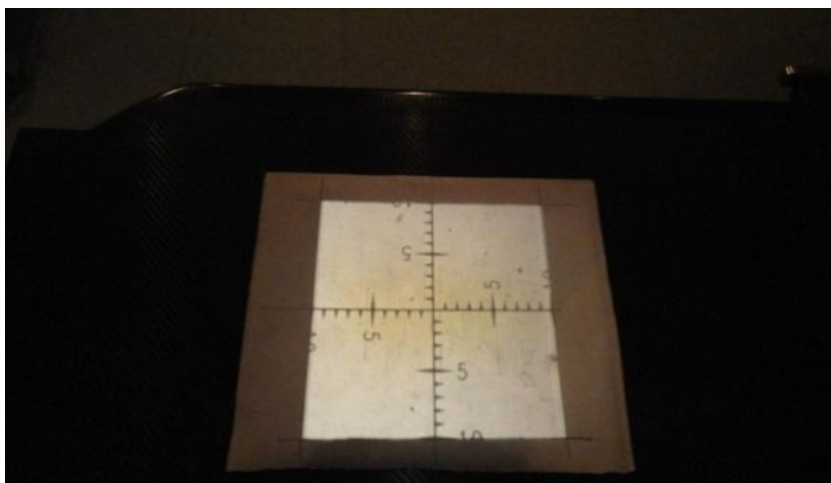
On place un papier millimétré à DSP100 et on mesure la distance table-collimateur. On va ensuite à DSP120 puis à DSP80 et on note pour ces deux DSP les nouvelles distances.

table-collimateur. Les déplacements lus avec le télémètre ainsi que la différence de hauteur table doivent correspondre aux déplacements mesurés.

**Résultats/ Tableau suivant (9) : linéarité du télémètre**

DSP	DSP 100cm	DSP 80cm	DSP 120cm
Distance source – collimateur(cm)	49,5	49,5	49,5
Distance collimateur-table (cm)	50,5	30,4	70,4
Tolérances sur distance table-colli	1,5mm		
Fréquences	Mensuel (obligatoire)		
Action : différence>1.5mm	Réglage du télémètre		
Action immédiate: différence>3mm			

**Photo des conditions de mesure :**



**H. Taille des champs :**

**Conditions de mesure :**

- Champs d'irradiation proposés

- Bras à 0°, 90°, 180°, 270° (vérification avec un niveau)
- DSP : 100cm

**Description de la méthode :**

Avec le bras à 0°, on place une feuille de papier millimétré à DSP100, on appelle le champ avec la fonction auto setup 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.

La taille dosimétrique des champs 10cmx10cm et 30cmx30cm est également vérifiée lors des mesures de dosimétrie relative.

**Résultats/Tableau suivant (10) : taille des champs**

taille de champs	Résultats	Tolérances	fréquences
X= 5, Y= 5	X=5, y= 4,9	1mm	Mensuel (obligatoire)
X= 10, y= 10	X= 9,9, y= 10,1	1% avec maximum 2mm	
X= 20, y=20	X= 19, 9, y= 20	1% avec maximum	
40*40	X= 40, y= 39 ,9	2mm	
Action : différences>aux tolérances	Réglage du la taille de champ		
perpendicularité et parallélisme	0,4°	0.5°	Mensuel (obligatoire)
symétrie suivant x	1mm	1mm	
symétrie suivant y	1mm	1mm	
Action : différences >1mm	Réglage du champ		

**I.Affichage position asymétrique et retour en position symétrique :**

**Conditions de mesure :**

- Champs d’irradiation asymétriques proposés (appelés par la fonction auto-setup)

- Bras à 0° (vérification avec un niveau)
- DSP = 100cm

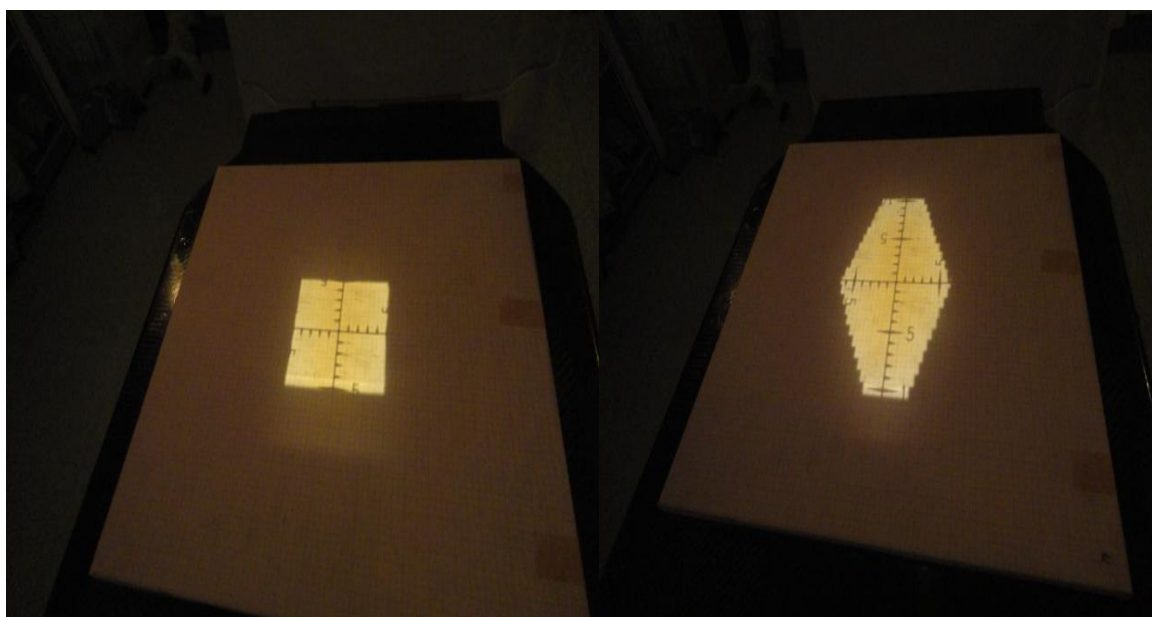
**Description de la méthode**

En utilisant le papier millimétré placé à DSP100, on vérifie la correspondance entre la position programmée ou affichée des mâchoires et leur position réelle pour les différents champs asymétriques proposé. On teste également le retour en position symétrique. Les tolérances sont données sur la position de chaque mâchoire.

**Résultats /Tableau suivant (11) : Affichage position asymétrique et retour en position symétrique**

Taille des champs asymétrique	2X11	15,4X6, 6	10,5X25
Taille des champs symétrique	10X10	12X12	20X20
Résultats	10X10	12X12	20X20
Tolérances	1mm		
fréquences	Mensuel (obligatoire)		
Action : différence>1mm	Réglage de la position des mâchoires		

Photon de condition de mesure :





**J. QC mécanique de la table (en charge) :****Conditions de mesure**

- Bras à 0° (vérification avec un niveau)
- Table en différentes positions

**Description de la méthode**

On place une feuille de papier millimétré à DSP100 et, en partant d'une position moyenne de la table, on teste la correspondance entre la valeur affichée et le déplacement réel pour tous les types de déplacement (rotations socle et plateau, déplacements verticaux et horizontaux de la table).

On vérifie également que la rotation du socle se fait de manière isocentrique et que le déplacement vertical se fait parallèlement à l'axe du faisceau en surveillant le déplacement du papier millimétré par rapport au centre du croisillon lors de ces mouvements. Les tolérances portent sur le diamètre du cercle décrit par le centre du croisillon sur le papier millimétré.

Pour les déplacements longitudinaux, on vérifie également la rigidité du plateau en mesurant l'écart table-collimateur au niveau de l'axe du faisceau pour une position moyenne de la table (On peut aussi se référer aux lasers muraux). On déplace le plateau longitudinalement sur toute sa course. Au niveau de l'axe, l'écart entre les hauteurs de plateau de table ne doit pas excéder 5mm. Pour les déplacements latéraux, on déplace le plateau sur toute sa course pour

Des extensions longitudinales maximale et minimale. Au niveau de l'axe, l'écart entre les hauteurs de plateau de table ne doit pas excéder 2mm

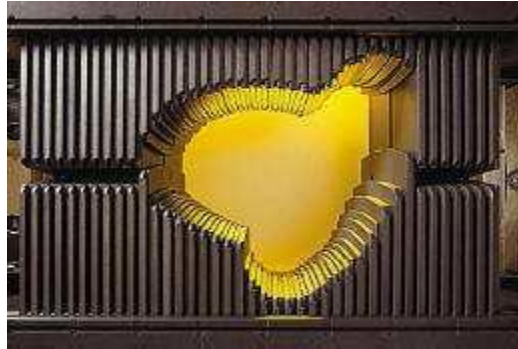
**Résultats/ Tableau suivant (12) : QC mécanique de la table**

Déplacement de la table	DSP 100cm	résultats	tolérances
Déplacement horizontale	5 cm	5,2	5 mm
	10 cm	5,2	5 mm
	15 cm	5,2	5 mm
Déplacement longitudinale	5 cm	5,1	1 mm
	10 cm	5,1	1 mm
	15 cm	5,1	1 mm
Déplacement Verticale (Distance Table-Colli) (cm)	5 cm	5,1	2 mm
	10 cm	5,1	2 mm
	15 cm	5,1	2 mm

**III. Le contrôle de collimateur multilame (contrôle des MLC) :**

Pour un contrôle des lames en mode statique, une exposition de film hebdomadaire permet de s'assurer de la constance du positionnement des lames. Le film test possède l'avantage de fournir rapidement une information visuelle du calibrage des lames ainsi que des problèmes de moteur donnant lieu à des erreurs de positionnement (à partir de 0,5 mm). Une analyse densitométrique plus fine permet ensuite de quantifier de manière assez précise les erreurs liées aux problèmes de positionnement des lames défectueuses.

Concernant le mode dynamique, des tests supplémentaires doivent être effectués dans cette configuration d'irradiation. Par exemple, la mesure régulière de la constance de dose (rapportée à la valeur référence) lors de l'irradiation d'une bande dynamique de 1 cm de large pour obtenir un champ de 20 cm de côté permet de vérifier les dérives de positionnement et de déplacement dans ce mode d'irradiation particulier.



### **III.1.Exactitude et reproductibilité du positionnement des lames :**

**But du test :** Evaluer la reproductibilité du positionnement des lames avant et après la mise en place d'un champ complexe plusieurs fois dans une série de champs

**Matériel de mesure :** Papier millimétré

**Conditions :** Bras et collimateur à  $0^\circ$ , champ spécifique créé dans lantis, DSP = 100cm.

- Un des bancs de lames est positionné successivement à  $-19, -9, 0, 9$  cm de l'axe, et le banc de lames opposé à  $19, 9, 0, -9$  cm de l'axe (chaque champ spécifique est créé dans lantis).
- A l'isocentre, sur du papier millimétré, vérifier que la distance entre l'axe et la position des lames ne s'écarte pas de plus de 1mm de la position prescrite.
- Relever les numéros de lames présentant le plus d'écart par rapport à la position prescrite.
- Ces valeurs seront reportées dans un tableau comme indiqué ci-dessous.
- Ces tests sont effectués dans le sens de l'ouverture et de la fermeture. (pour le sens de l'ouverture, mettre les lames à 0 avant de charger les champs spécifiques dans lantis, et pour le sens de la fermeture, mettre les lames à 20).

**Résultats / Tableau suivant (13) : Exactitude et reproductibilité du positionnement des lames**

- Bras à  $0^\circ$
- Banc de lame x1

MLC BLOC	Position de lame	Numéro de lame	tolérances
Bloc 1	0,5	8	1mm
Bloc 1	5	6	1,5 mm
Bloc 1	-0,5	5	2 mm
Bloc 2	-0,5	23	-1 mm
Bloc 2	10	16	1mm

**III.2. Symétrie des bords des bancs de lames X1 et X2 par rapport à l'axe de rotation du collimateur**

**But du test :** Vérifier que les bords de chaque lame des bancs X1 et X2 sont correctement centrés par rapport à l'axe de rotation du collimateur.

**Matériel de mesure :** Papier millimétré

**Conditions :** bras et collimateur à 0°, champ de dimension max x ,DSP = 100cm

- A l'isocentre, sur du papier millimétré, vérifier que la différence des distance qui sépare l'axe mécanique du faisceau, des bords de chaque lame mesurée le long de chaque axe principal reste  $\leq 1\text{mm}$ .

**Résultats/ Tableau suivant (14) : vérification du centrage des bords des lames X1 et X2**

Numéro de lame	Position de lame programmée (cm)	Position de lame atteinte	Déviaton mm
23, 25, 27,28, 31, 34,36	9	9.1	1mm
20, 23, 25,28, 31, 33	5	4,9	1mm
11, 12, 16, 20,25, 30, 32	0,5	0,5	1mm
22, 25,27, 32, 35,36	19	19,1	1mm

Numéro de lame	Position de lame programmée (cm)	Position de lame atteinte	Déviaton mm
1,2, 5, 7, 8, 11, 9, 13,16	-9	9,1	1mm
1, 4, 9, 12, 14, 16,20	-5	5,1	1mm
1, 3, 5, 8, 9, 12, 16, 20,21	-0,5	0,5	1mm
1, 2, 4, 6, 7, 9, 11,16	-19	19,1	1mm

**IV Contrôles de qualité dosimétriques du PRIMUS :**

Les contrôles à effectuer concernant les sécurités, les caractéristiques mécaniques et géométriques des faisceaux. Les deux premiers points ont déjà été traités, il nous reste donc à nous intéresser aux faisceaux. Pour cela Les contrôles de qualité dosimétriques consistent tout d'abord en la mesure de l'output (débit de dose par UM) de l'accélérateur. Ceci se fait dans l'eau (mensuellement) à l'aide d'une chambre d'ionisation de référence locale calibrée dans un faisceau de Co-60 dans un laboratoire de dosimétrie de référence. Le facteur de calibration de dose dans l'eau ( $N_{D,w}$ ) n'est valable que pour une chambre associée à un électromètre particulier. Dans le cas des photons, on utilise une chambre cylindrique type Farmer et la

mesure se fait à la profondeur de référence de 10cm. Dans le cas des électrons, il est préférable d'utiliser une chambre plate vu le gradient important du rendement en profondeur sur l'axe du faisceau. La mesure se fait à la profondeur de référence déterminée à partir du  $r_{50}$ . le facteur d'étalonnage de cette chambre plate (Roos) est obtenu par 'cross calibration' à partir de la chambre Farmer dans un faisceau d'électrons de 18MeV. La mesure de l'output se fait pour chaque énergie photon et électron. La dose absorbée à la profondeur de référence et à la profondeur du maximum (photons et électrons) sont calculées et à partir de cela on vérifie si le facteur d'étalonnage de l'accélérateur ( $A = UM/D_{w,max}$ ) est celui désiré, dans le cas contraire on effectue un réglage de l'accélérateur.

Cette mesure de l'output de l'accélérateur ne s'arrête pas là. Il peut en effet survenir plusieurs types d'erreurs lors de la détermination appelée de référence, comme par exemple un mauvais positionnement de la chambre, l'électromètre ou la chambre qui peuvent avoir un problème, une erreur dans le calcul de la dose, ... De manière à éviter cela, il est impératif de vérifier la mesure de référence à l'aide d'une chaîne dosimétrique secondaire, c'est-à-dire composée d'une chambre et d'un électromètre différents ou encore d'un fantôme différent. Ceci permet d'éviter une déviation possible dans la mesure de l'output. Dans le cas des photons, une vérification est faite à l'aide d'une chambre de routine dans l'eau et/ou dans le polystyrène avec un autre électromètre. Un facteur de calibration de la dose dans l'eau (ou dans le polystyrène) pour un faisceau particulier ( $N_{w,u}$  ;  $N_{p,u}$  respectivement), qui relie la dose de référence à la lecture avec la chambre de routine, est alors calculé et on compare la valeur obtenue avec celle de référence. Dans le cas des électrons, La vérification se fait à l'aide de la chambre de routine type Farmer dont la position est reproductible dans le polystyrène.

Enfin, la dosimétrie journalière est réalisée chaque matin avec la chambre de routine dans le polystyrène (mesure du débit), et les profils sont mesurés à l'aide du 2DARRAY.

Les rendements en profondeurs sont mesurés de manière à détecter des changements possibles dans l'énergie du faisceau considéré tandis que les mesures des profils (vérification de l'homogénéité, de la symétrie, de la pénombre,...) sont réalisées de manière à toujours être en accord avec les paramètres introduits dans le système de planification de traitement

## **1. Contrôle de l'output de l'accélérateur dans un fantôme :**

### **1.1. Etalonnage dans l'eau (dosimétrie de référence : Etape 1)**

#### **Les photons :**

Des faisceaux sont réalisés suivant le protocole TRS398

#### **Conditions de mesure :**

- DSP : 100cm
- 200 UM
- Champ d'irradiation : 10cm x 10cm

- Le bras est à 0° (vérification avec un niveau d'eau)
- Profondeur : profondeur de référence,  $z_{réf}$  : 10cm
- Positionnement de la chambre : le milieu de la cavité de la chambre est placé sur l'axe du faisceau avec l'axe de la chambre à la profondeur de référence. Le fantôme est positionné horizontalement (vérifié avec un niveau d'eau).

**1.2 Calcul de la dose pour le champ ouvert :**

La dose à  $z_{réf}$ ,  $D_{w, zréf}$ , est calculée à partir de la mesure de l'ionisation par la formule

suivante :

$$D_{w, zréf} = L \times k_{t,p} \times N_{Dw} \times k_Q \times k_{ion} \times k_{pol} \quad \text{Ou}$$

- L est la moyenne des lectures
- $k_{t,p}$  est la correction en pression et température
- $N_{Dw}$  est le facteur d'étalonnage en dose dans l'eau de la chambre
- $k_Q$  est le facteur de correction de la qualité du faisceau pour la différence de coefficient de calibration de dose absorbée dans l'eau entre un faisceau de Cobalt60 et un faisceau de qualité Q.
- $k_{ion}$  est le facteur de correction de recombinaison
- $k_{pol}$  est le facteur de correction de polarité.

La dose à  $z_{réf}$ ,  $D_{w, zréf}$ , est ramenée à la dose au maximum,  $D_{w,max}$ , en divisant  $D_{w,zréf}$  par la valeur du rendement en profondeur pour la profondeur de référence utilisée.

Le facteur d'étalonnage du faisceau est  $A = UM / D_{w,max}$  où UM est le nombre d'unités moniteurs prescrit

A doit être égal à 1 pour les faisceaux de photons sans coin. Un réglage de l'accélérateur s'impose à partir d'une déviation plus grande que 2 %.

**Tolérances et fréquences :**

<b>Tolérances sur A</b>	<b>± 2 %</b>
<b>Fréquences</b>	<b>Mensuel (obligatoire)</b>
<b>Action :</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>différences supérieur à 2 % : réglage du débit de dose de l'accélérateur</b></li> </ul>

### 1.3 Mesure des Débits :

Pour les Photons : Tableau suivant (15) : Mesure des débits pour les photons :

E(MV)	TPR <sub>20,10</sub>	T(C <sup>0</sup> )	P(kPa)	k <sub>t,p</sub>	L(nC)à V=400v	L(nC)àV= -400v	L(nc)à V=100 v	M <sub>Q</sub>	D <sub>w,Q</sub> (GY/UM)
6	0,681	22,3	995,7	1,026	24,78	-24,80	24,60	0,152	0,0081
18	0,772	22,2	995,7	1,026	28,86	-28,92	28,61	0,180	0,0093

$$\text{Ou : } M_Q = L * k_{t,p} * k_{pol} * k_{rec}$$

$$D_{w,Q} = M_Q * N_{D,w,Q0} * k_{Q,Q0}$$

$$N_{D,w,Q0} = 0.0536 \text{ Gy/Nc}$$

### 1.4 Mesure de la dose pour un champ avec coin :

La mesure de la dose  $D_{w,zref}$  se fait dans les mêmes conditions que la mesure sans coin avec quelques conditions supplémentaires

*Conditions supplémentaires pour le positionnement :*

- les mesures sont faites pour deux orientations du coin (le collimateur à 0° et à 180°).
- l'axe de la chambre est positionné dans la direction crossplane.

Cette mesure permet de vérifier la position de la chambre (l'axe du faisceau) par rapport au centre du coin.

La dose  $D_{w,max}$  avec coin doit être égale à la dose  $D_{w,max}$  sans coin multipliée par le facteur d'atténuation du coin (avec une tolérance de  $\pm 1$  %).

**Tolérances et fréquences avec coin /Tableau suivant (16) : Mesure de dose avec coin**

	Filtres en Coin	Débit de dose pour 6 MV	Débit de dose pour 18 MV
<b>Dose avec coin</b>	<b>1RW15</b>	<b>0,3434 cGy/UM</b>	<b>0,3023 cGy/UM</b>
	<b>1RW30</b>	<b>0,3005 cGy/UM</b>	<b>0,2678 cGy/UM</b>
	<b>1RW45</b>	<b>0,2754 cGy/UM</b>	<b>0,2539 cGy/UM</b>
	<b>1RW60</b>	<b>0,2835 cGy/UM</b>	<b>0,2585 cGy/UM</b>
<b>Tolérances sur <math>D_{w,ref}</math> avec coin</b>	<b>1 %</b>		
<b>Fréquences</b>	<b>MENSUEL (obligatoire)</b>		
<b>Action pour différence &gt;1%</b>	<b>Vérification coin</b>		

**Photon de condition de mesure :****.Electrons :**

L'étalonnage des faisceaux est réalisé suivant le protocole TRS 398.

**Equipement :**

- Chambre d'ionisation : ROOS (SN 1180)



- Electromètre : UNIDOS (SN 11646)
- Fantôme : eau

**Conditions de mesure :**

- DSP : 100cm
- Champ d'irradiation : applicateur 10cm x 10cm
- Le bras est à 0° (vérification avec un niveau d'eau)

Profondeur : profondeur de référence,  $z_{ref}$ , : cette profondeur est celle de référence donnée par le protocole TRS 398 pour un champ 10cm x 10cm, calculée à partir du  $r_{50}$ .

$$Z_{ref,w} = 0.6R_{50}-0.1$$

- 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 : 0.6 mm plus profond que la face d'entrée extérieure de la chambre. Le fantôme est positionné horizontalement (vérifié avec un niveau d'eau).

**Calcul de la dose :**

La dose à  $z_{max}$ ,  $D_{w,max}$ , est calculée à partir de la mesure de l'ionisation par la formule suivante :

$$D_{w,max} = L \times k_{t,p} \times N_{Dw,Qcross} \times k_{Q,Qcross} \times k_{ion} \times k_{pol}$$

- L est la moyenne des lectures
- $k_{t,p}$  est la correction en pression et température

$$k_{t,p} = \frac{(273+T)P_0}{(273+T^\circ)P}$$

Les conditions normale :  $T^\circ = 20^\circ$ ,  $P_0 = 101,325$  KPa

- $N_{Dw,Qcross}$  est le coefficient de calibration en dose dans l'eau pour une chambre d'ionisation dans le faisceau de référence, obtenu par cross calibration à partir de la chambre Farmer dans un faisceau d'électrons de 18 MeV.
- $k_{Q,Qcross}$  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

$$k_{Q,Q0} = \frac{ND_{w,Q0}}{ND_{w,Q}}$$

- $k_{ion}$  est le facteur de correction de recombinaison.
- $k_{pol}$  est le facteur de correction de polarité.

$$K_{pol} = \frac{|M+|+|M-|}{2M}$$

M+ : signal de la chambre pour une polarité positive de la chambre.

M- : signale de la chambre pour une polarité négative de la chambre.

Le facteur d'étalonnage du faisceau est  $A = UM / D_{w,max}$  où UM est le nombre d'unités moniteurs prescrit.

A doit être égal à 1 pour tous les faisceaux d'électrons. Un réglage de l'accélérateur s'impose à partir d'une déviation plus grande que 2 %. Pour des déviations plus grandes que 3% un autre physicien doit obligatoirement confirmer la mesure avant de régler l'accélérateur.

Tolérances et fréquences :

<b>Tolérance sur A =1</b>	<b>± 1%</b>
<b>Fréquence</b>	<b>Mensuel (obligatoire)</b>
<b>Action :</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• différences supérieur à 2% : réglage du débit de dose de l'accélérateur</li> </ul>

1.5. Mesure de débits :

Pour les Electrons / Tableau suivant (17) : Mesure de débit pour les électrons

E (MeV)	Beam Quality (Q,R <sub>50,w</sub> )	R <sub>50</sub> Gcm <sup>-2</sup>	Z <sub>ref,w</sub> g cm <sup>-2</sup>	T(C°)	P (kPa)	K <sub>t,p</sub>	L(nc) V= 100 v	L(n) V= - 100v	L(nc) à V=50 v	M <sub>Q</sub>	D <sub>w,Q</sub> (Z <sub>re</sub> ) (Gy/MU)	D <sub>w,Q</sub> (Z <sub>max</sub> ) (cGy/M)
6	2,230	2,230	1,2	20,6	99,9	1,0167	11,37	11,37	11,25	0,1170	0,0092	0,922
9	3,450	3,450	2,0	20,5	99,9	1,0165	11,84	11,83	11,68	0,1219	0,00945	0,945
12	4,640	4,640	2,7	20,6	99,8	1,0170	11,91	11,91	11,75	0,1228	0,00941	0,941
15	5,600	5,600	3,3	20,6	99,8	1,0172	11,69	11,7	11,55	0,1204	0,00915	0,920
18	7,450	7,450	4,4	20,6	99,8	1,0174	10,95	10,95	10,77	0,1133	0,00849	0,878
21	8,400	8,400	4,9	20,5	99,8	1,0168	11,2	11,22	11,02	0,1158	0,00863	0,913

Ou :  $Z_{ref,w} = 0.6R_{50}-0.1$

$$M_Q = L * k_{t,p} * k_{elec} * k_{pol} * k_s$$

$$D_{W,Q}(Z_{ref}) = M_Q * N_{D,W,Q0} * k_{Q,Q0}$$

$$D_{W,Q}(Z_{max}) = 100 * D_{W,Q}(Z_{ref}) / PDD(Z_{ref})$$

$$N_{D,W,Q0} = 0.08375 \text{ Gy/nC}$$

## **2. Dosimétrie de routine(Le Top) :**

Le protocole de mesure des TOP est identique à celui utilisé lors de la mesure de la dose dans les conditions de référence : champ 10x10 DSP = 100.

Permet de contrôler la stabilité de la dose délivrée par l'accélérateur, c'est -à-dire que pour un nombre d'unité moniteur, l'accélérateur délivre toujours la même dose (à 2% près).

Cette mesure est réalisée quotidiennement pour toutes les énergies de faisceau, avant le traitement des patients.

### **2.1. Pour les photons :**

Les mesures doivent se faire pour les deux énergies 6 et 18 MV

#### ***Equipement :***

- Chambre d'ionisation : Type Farmer (SN2912) , Electromètre : Unidos (SN11646)
- Fantôme : polystyrène

#### ***Conditions de mesure :***

- DSP : 100cm
- 200 UM
- Champ d'irradiation : 10cm x 10cm
- Le bras est à 0° (vérification avec un niveau d'eau)
- Positionnement de la chambre : la chambre est positionnée sous 5 plaques de plexiglas
- Profondeur : 5cm

### **Calcul de la dose :**

La dose  $D_{solide}$  est calculée par :

$$D_{solide} = L_{solide} \times N_{D,S} \times K_{t,p}$$

Avec:  $N_{D,w} \approx N_{D,s}$

Où :

- $L_{solide}$  est la moyenne des lectures

- $k_{t,p}$  est le facteur de correction pour la température et la pression

**Tolérances et fréquences:**

<b>Tolérance sur <math>D_{solide}</math></b>	<b><math>\pm 2\%</math></b>
<b>Fréquence</b>	<b>Journalière (obligatoire)</b>
<b>Action : déviation <math>&gt;2\%</math></b>	<b>réglage des UM de l'accélérateur</b>

La valeur de référence pour  $E = 6MV$  est mesurée le jour ou on a fait la dosimétrie absolue. Elle est égale à 32.24

Et tous les matins, on mesure les débits de dose, et on vérifiait la déviation par rapport aux valeurs de références.

Ce tableau donne les valeurs de la charge collecté par la chambre Farmer corrigé par la température et pression, et enfin la déviation calculer.

**Résultats / Tableau suivant (18) : Dosimétrie de routine pour X6MV**

<b>E(MV)</b>	<b>L1</b>	<b>L2</b>	<b>L3</b>	<b>T(C°)</b>	<b>P(kPa)</b>	<b>L moy corrigé</b>	<b><math>K_{t,p}</math></b>	<b>Déviat(%)</b>
<b>6</b>	<b>31,18</b>	<b>31,18</b>	<b>31,18</b>	<b>21,8</b>	<b>986,2</b>	<b>32, 24</b>	<b>1,03</b>	<b>0,01</b>

La valeur de référence pour  $E = 18MV$  est mesurée le jour ou on a fait la dosimétrie absolue. Elle est égale à 34.63

Et tous les matins, on mesure les débits de dose, et on vérifiait la déviation par rapport aux valeurs de références.

Ce tableau donne les valeurs de la charge collecté par la chambre Farmer corrigé par la température et pression, et enfin la déviation calculer.

**Résultats/ Tableau suivant (19) : Dosimétrie de routine pour X18MV**

<b>E(MV)</b>	<b>L1</b>	<b>L2</b>	<b>L3</b>	<b>T(C°)</b>	<b>P(kPa)</b>	<b>L moy corrigé</b>	<b><math>K_{t,p}</math></b>	<b>Déviat(%)</b>
<b>18</b>	<b>33,49</b>	<b>33,49</b>	<b>33,47</b>	<b>21,8</b>	<b>986</b>	<b>34,63</b>	<b>1,0341</b>	<b>- 0,01</b>

**2.2. Pour les électrons :**

Les mesures doivent se faire pour chacune des énergies électron.

**Equipement :**

- Chambre d'ionisation : Type Farmer (SN2912) , Electromètre : Unidos (SN11646)
- Fantôme : polystyrène

**Conditions de mesure :**

- DSP : 100cm
- 100 UM
- Champ d'irradiation : applicateur 10cm x 10cm
- Le bras est à 0° (vérification avec un niveau d'eau)
- Positionnement de la chambre : la chambre est positionnée sous 2 plaques de plexiglas
- Profondeur : 2cm.

**Calcul de la dose :**

La dose  $D_{solide}$  est calculée par :

$$D_{solide} = L_{solide} \times N_{D,S} \times K_{t,p}$$

Avec :  $N_{D,W} \approx N_{D,S}$

Où :

- $L_{solide}$  est la moyenne des lectures
- $k_{t,p}$  est le facteur de correction pour la température et la pression

**Tolérances et fréquences :**

<b>Tolérance sur <math>D_{solide}</math></b>	<b><math>\pm 2\%</math></b>
<b>fréquences</b>	<b>Journalière (obligatoire)</b>
<b>Action : déviation <math>&gt; 2\%</math></b>	<b>réglage des UM de l'accélérateur</b>

Les valeurs de références pour tous les énergies Electrons sont :

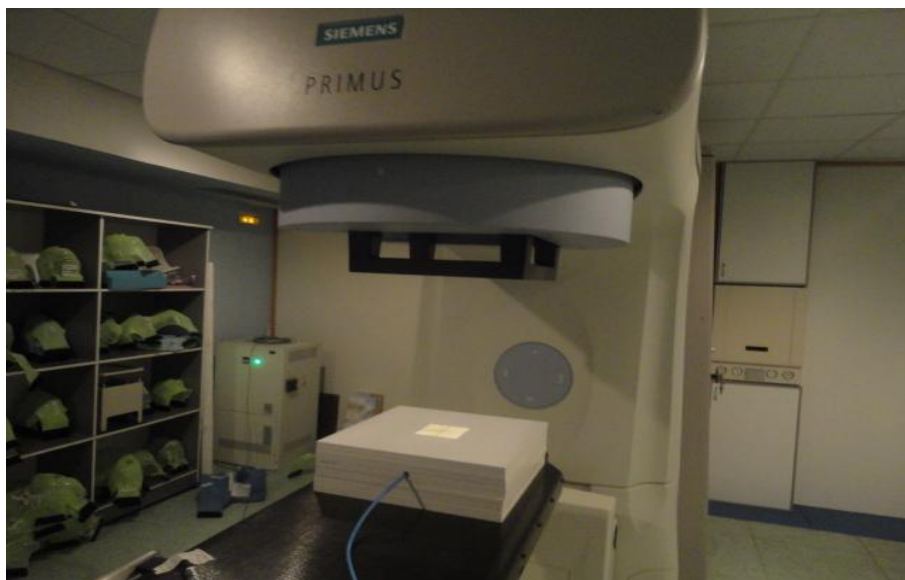
<b>Energie (MeV)</b>	<b>Valeurs de référence</b>
<b>E6</b>	<b>5,02</b>
<b>E9</b>	<b>17,43</b>
<b>E12</b>	<b>18,82</b>
<b>E15</b>	<b>18,72</b>
<b>E18</b>	<b>18,83</b>
<b>E21</b>	<b>19,02</b>

Ces valeurs de références sont mesurées le jour ou on à fait la dosimétrie absolue.

Et tous les matins, on mesure les débits de dose, et on vérifiait la déviation par rapport aux valeurs de références.

Ce tableau donne les valeurs de la charge collecté par la chambre Farmer corrigé par la température et pression, et enfin la déviation calculer.

**Photon de condition de la mesure (les photons) :**



**Résultats/ Tableau suivant(20) : Dosimétrie de routine pour les électrons**

E(MeV)	L1	L 2	L 3	T(c°)	P(kPa)	L moy corrigé	$K_{t,p}$	Déviatiion(%)
6	4,85	4,85	4,85	22,6	996	4,98	1,0262	-0,86%
9	16,96	16,96	16,96	21,8	992	17,43	1,0276	-0,01%
12	18,21	18,21	18,17	21,8	986	18,82	1,0341	-0,01%
15	18,15	18,18	18,15	22,5	991	18,72	1,0307	-0,01%
18	18,27	18,28	18,27	22,5	991	18,83	1,0307	0,02%
21	18,43	18,46	18,48	22,5	991	19,02	1,0307	0,02%

**Photon de condition de mesure d'électrons :**

Les mesures des courbes de rendements en profondeur et des profils de doses ont été effectuées à l'aide d'un fantôme automatique de type PTW MP3. Connecté à un micro-ordinateur PC. Le système est piloté, pour l'acquisition des données dosimétriques, par un software MEPHYSTO mc2. Les mesures dosimétriques sont effectuées à l'aide d'une chambre d'ionisation semiflex, de  $0.125 \text{ cm}^3$  de volume sensible de type PTW 31010. La chambre utilisée pour l'acquisition peut se déplacer dans les trois directions. Les données ont été obtenue en différentes sessions de mesures. Les facteurs d'output (CF, RDF) et les facteurs coin ainsi que les dose absolues ont été mesurés avec une chambre d'ionisation cylindrique de

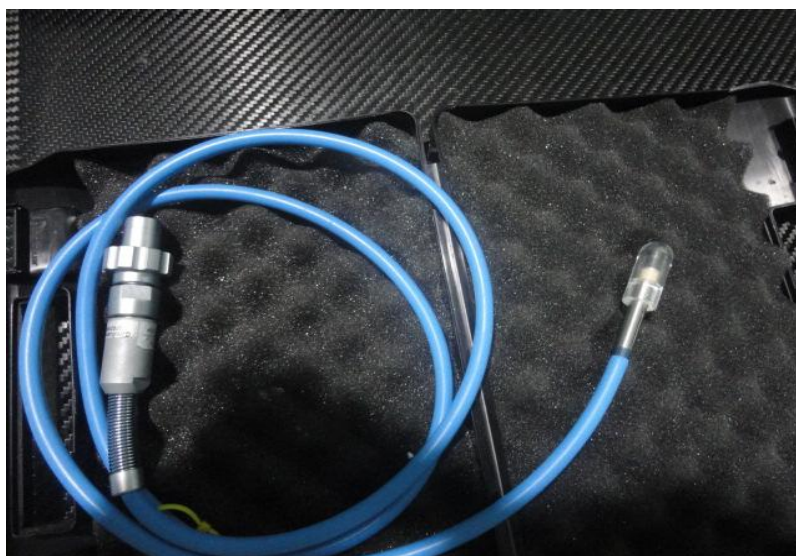


type FARMER de volume sensible  $0,6 \text{ cm}^3$ , placée à une profondeur de  $5\text{g/cm}^2$  dans un fantôme solide de type PMMA, associé à un électromètre de type UNIDOS. Au début de chaque nouvelle série de mesure, le fantôme automatique est placé dans la salle de traitement en respectant les mêmes orientations 2 heures avant l'irradiation afin d'atteindre la stabilité thermique.

**Photon de condition de la mesure :**



**Fantôme automatique de type PTW MP3 avec l'électromètre associé**



**Chambre d'ionisation semiflex**



### 3. Courbes de rendement en profondeur pour les photons (PDD) :

Les courbes de rendement en profondeur pour les photons ont été mesurées pour une taille de champs (10\*10) cm<sup>2</sup>. Les courbes de rendement en profondeur ont été mesurées à partir de la surface jusqu'à une profondeur de 40 cm pour les deux faisceaux de photons. Les figures (35) et (36) montrent les courbes de rendement en profondeur pour les faisceaux RX 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, est appelée courbe de rendement en profondeur : (PDD)

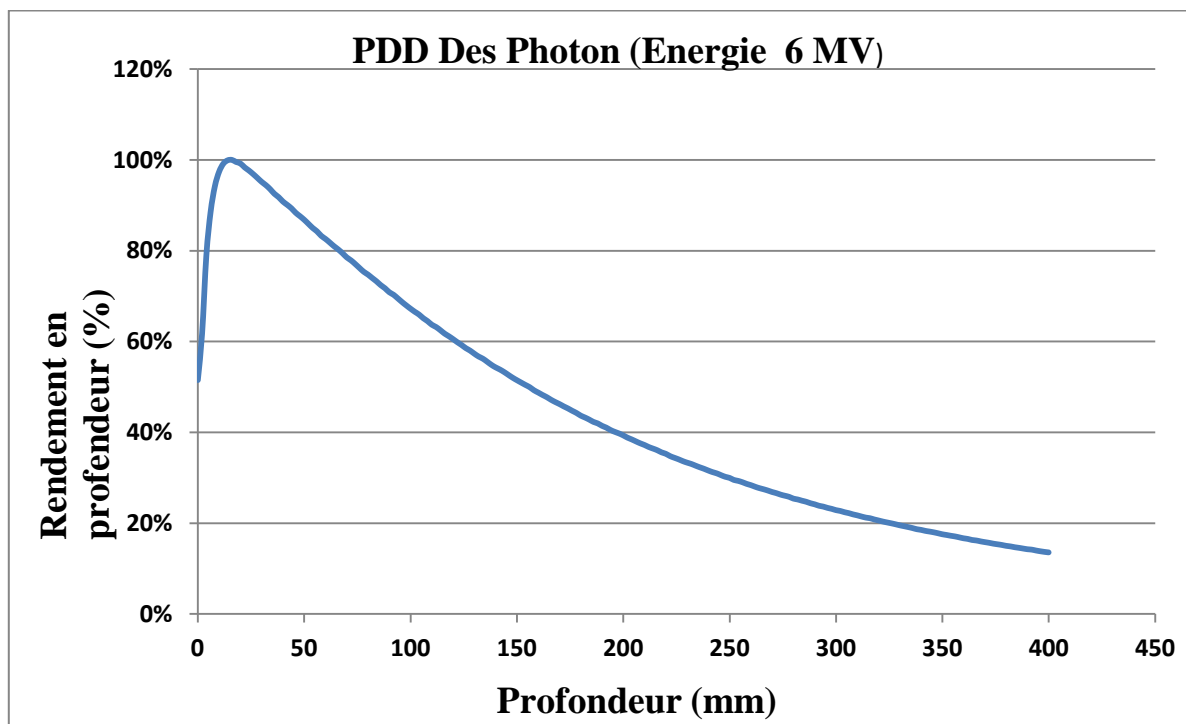


Figure (34) : rendement en profondeur pour les faisceaux RX de 6MV

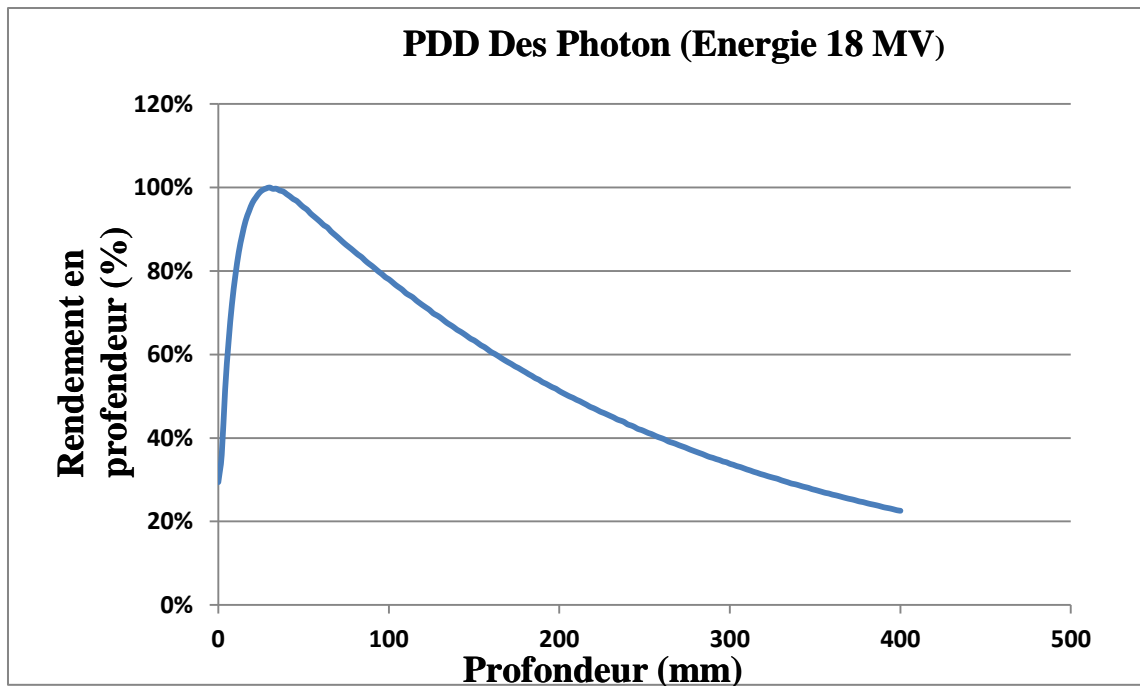


Figure (35) : rendement en profondeur pour les faisceaux RX de 18MV

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):  $Z_{max}$ .

#### 4. Le profil de dose :

La variation de la dose absorbée dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau et à une profondeur donnée est **appelée profil latéral de dose**.

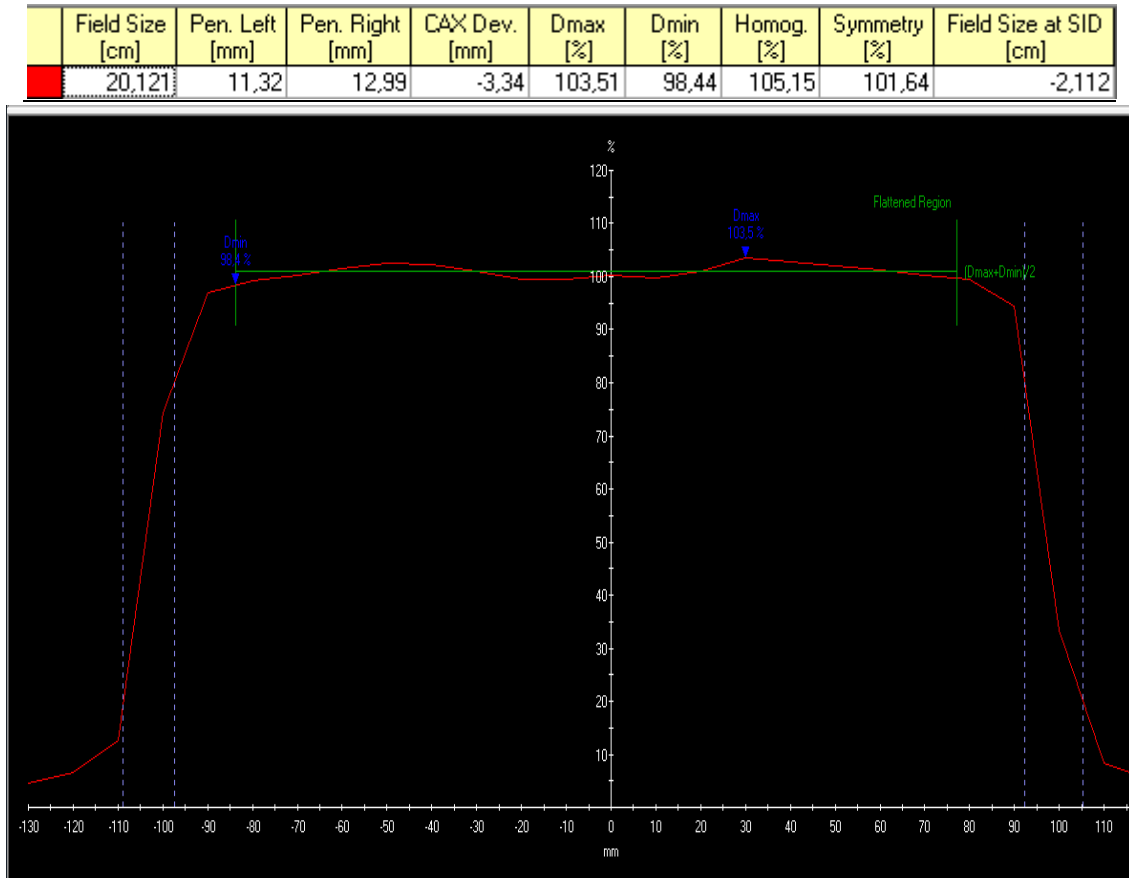


Figure (36) : Courbe de profile de dose

On peut définir à partir de la courbe de profile de dose : la pénombre, la taille du champ, l'homogénéité et la symétrie.

De cette courbe on sort un paramètre très important, qui caractérise la qualité des faisceau utilisé, c'est le  $TPR_{20,10}$  :

$$Q = TPR = (1,2661 \times PDD_{20,10}) - 0,0595$$

ET :

$$PDD_{20,10} = \frac{D_{20}}{D_{10}} = \frac{39,4}{67} = 0,588$$

Donc : pour le RX 6MV et 18MV :

$$TPR_{20,10}(6MV) = 0,685$$

$$TPR_{20,10}(18MV) = 0,772$$

Le paramètre  $TPR_{20,10}$  est défini comme le rapport des doses sur l'axe centrale de faisceau aux profondeurs de 20cm et de 10cm dans l'eau obtenue avec une constante distance source détecteur de 100cm et d'une taille de champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  au position du détecteur.

Le  $TPR_{20,10}$  est la mesure du coefficient d'atténuation effective, décrivant approximativement la décroissance exponentiel de la courbe de dose en profondeur des photons au dessous de la profondeur de dose maximum  $Z_{max}$

et d'une manière primordiale, c'est indépendant de la contamination de faisceau d'électrons.

- a) **Symétrie** : les spécifications typique de la symétrie font que deux points, quelconque du dose sur un profile de faisceau équipédistant du patient centrale de l'axe doit être moins de 2% de l'un de l'autre.

Alternativement, l'air sous le profile de faisceau de  $Z_{max}$  de chaque coté (gauche et droite) de l'axe centrale jusqu'à le niveau de 50% de dose (normalisé à 100% au point centrale du l'axe) sont déterminé, et la symétrie est alors calculé à partir :

$$S = 100\% \times \frac{area_{left} + area_{right}}{area_{left} - area_{right}}$$

- b) **planéité** : la planéité du faisceau F est évaluer on déterminant les valeurs des points de dose maximum  $D_{max}$  et minimum  $D_{min}$  sur le profile du faisceau dans le 80% de la partie centrale de la largeur du faisceau, et c'est le rapport de :

$$F = 100\% \times \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{min} + D_{min}}$$

Les caractéristiques standard de LINAC (accélérateur linéaire) exigent généralement que F soient inférieur à 3%.

Mesuré dans un fantôme à eau à une profondeur de 10cm et SSD= 100cm pour les plus grandes tailles de champs disponible (habituellement  $40 \times 40$ ).

- c) **Taille de champ** : Pour une taille de champs de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  et une profondeur de 10cm dans l'eau on réalise des scannes suivant la direction de X et Y. A partir de système MEPHYSTO on déduire la taille du champ d'irradiation.

On comparant entre la taille vue sur le télémètre (champs lumineux) et la taille de champs mesuré (champs d'irradiation), S'il y a un écart plus de 2 mm, on doit la corriger.

Xio accepte des données qui sont étiquetés, par exemple pour un champ de "10x10" il doit être "10.0x10.0", mais pas "9.7x10.2".

Pour être sûr des mesures on répète ce processus pour la taille des champs de 3x3, 5x5, 20x20, 30x30, et la taille maximale du champ carré 40x40.

d) **Pénombre des champs d'irradiation** : La pénombre est mesurée pour chaque énergie à partir des profils de dose réalisés pour l'étude de l'homogénéité et de la symétrie. Elle est caractérisée par la distance latérale entre le 80% et le 20% de la dose sur l'axe du faisceau, appelée **pénombre physique** mesurée sur les axes principaux des champs carrés.

#### 4.1. Les profils pour les photons X6 et X18MV :

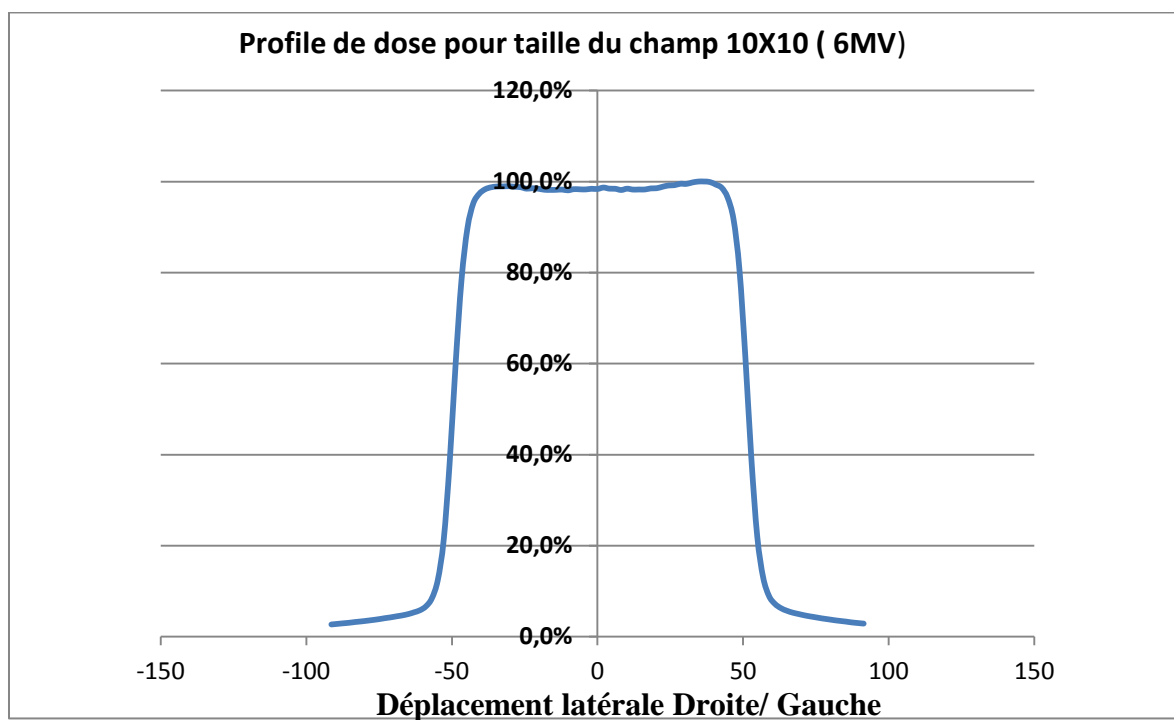


Figure (37) : Profil de dose de taille de champ 10X10 (6MV)

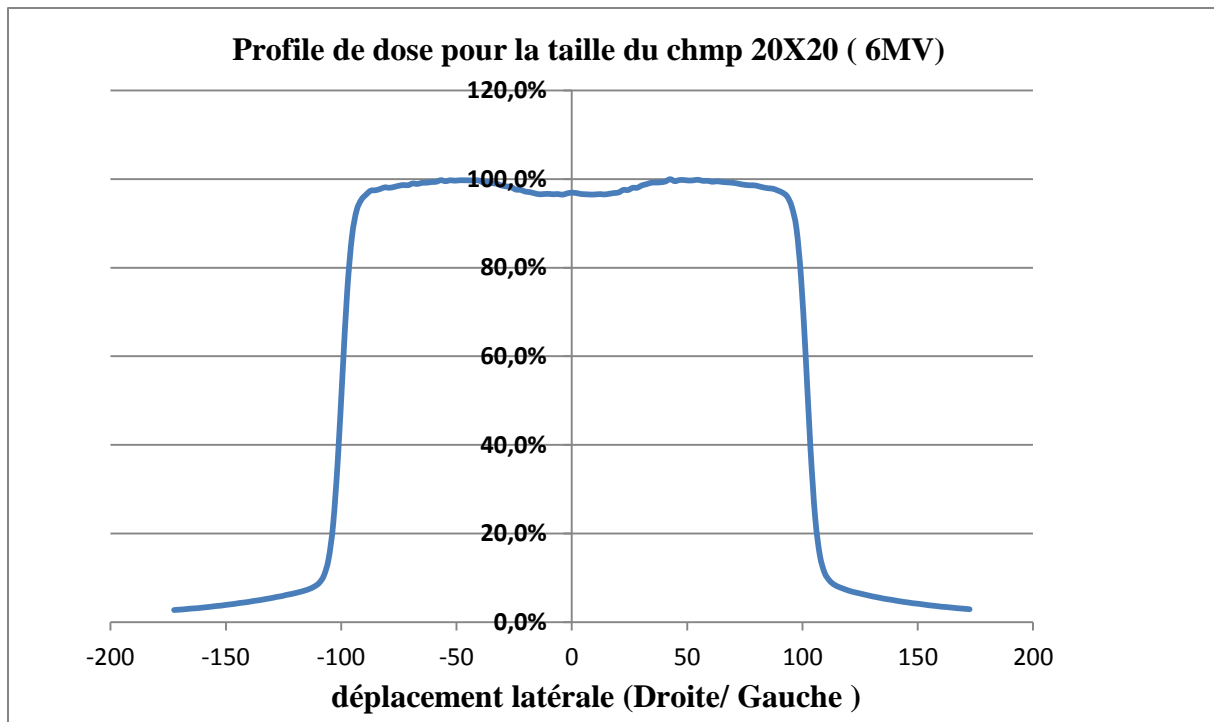


Figure (38) : Profile de dose de taille de champ 20X20 pour X6MV

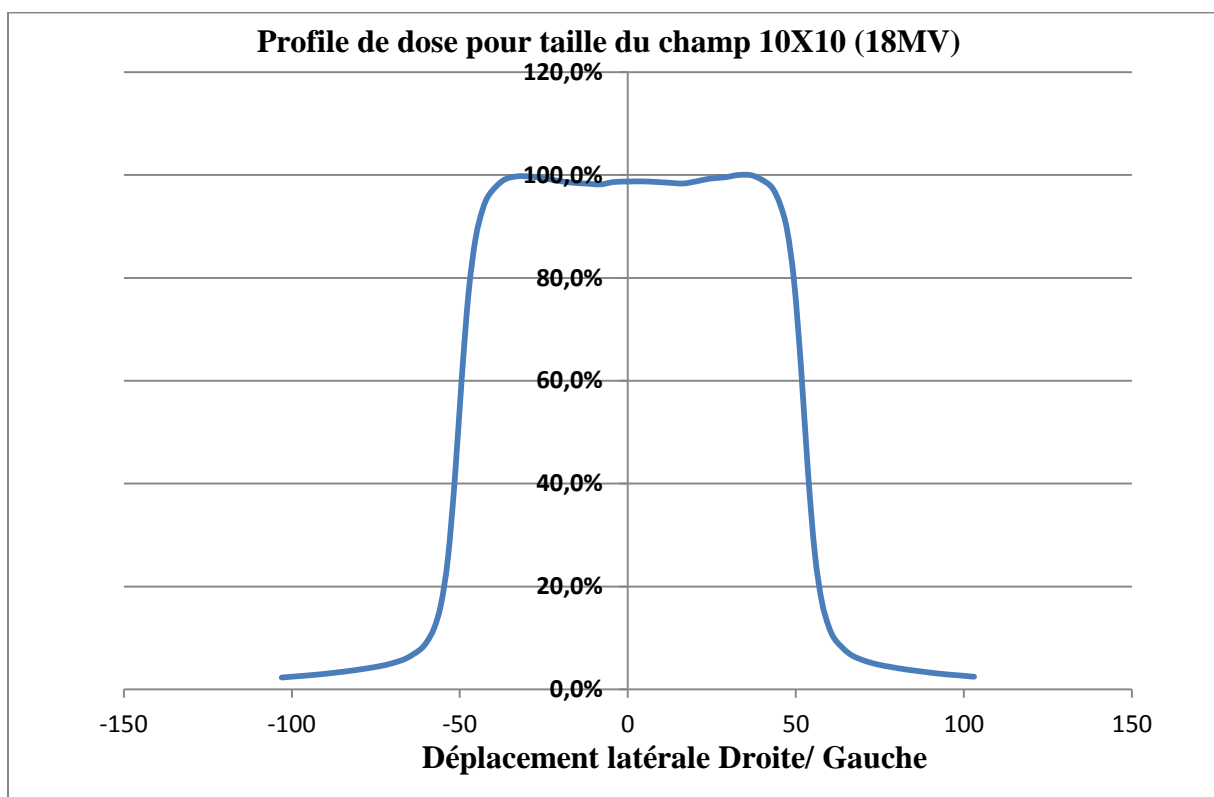
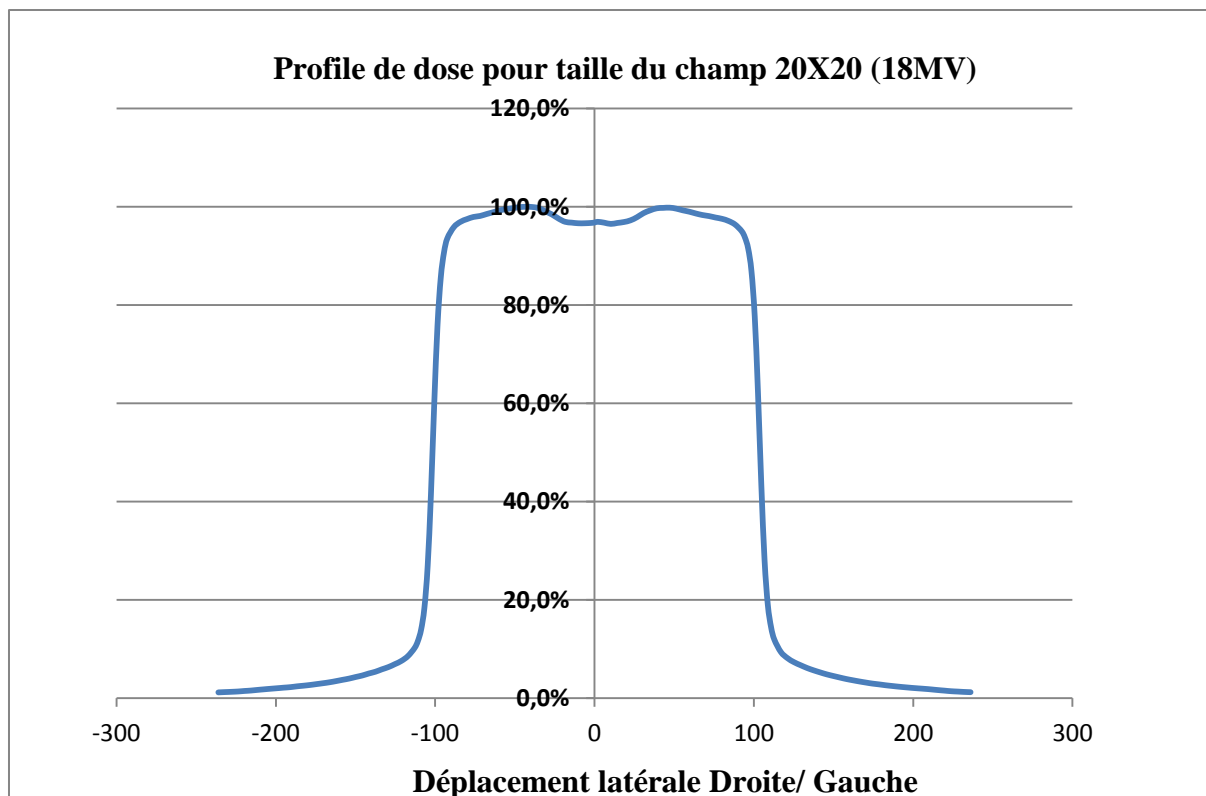


Figure (39) : Profile de dose de taille de champ 10X10 pour X18MV



**Figure (40) : Profil de dose de taille de champ 20X20 pour X18MV**

### **5. Facteur de transmission des filtres en coin :**

Les mesures des facteurs de transmission des filtres en coin (W) ont été effectuées pour les faisceaux des photons RX de 6 et 18 MV.

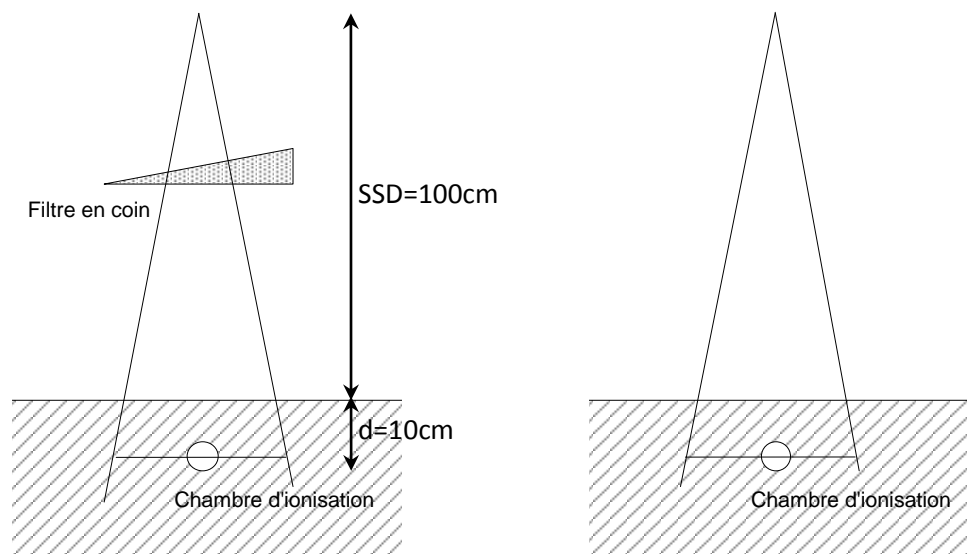
L'accélérateur PRIMUS possède quatre filtres en coin d'angle 15°, 30°, 45° et 60°. La taille du champ maximale permise pour les trois premiers filtres (15°, 30° et 45°) est égale à 40 × 25 cm<sup>2</sup>, et celle pour le filtre de 60° est de 40 × 20 cm<sup>2</sup>. Pour chaque angle de filtre, le facteur de transmission est déterminé pour une variété de taille de champs (5×5, 10×10, 15×15, 20×20 et 25×25 cm<sup>2</sup>) à la profondeur de référence de 10 cm, la distance source-surface est de 100 cm. Les mesures ont été effectuées dans un fantôme de Plexiglas avec une chambre cylindrique du type flexible de 0.6 cm<sup>3</sup> de volume sensible relié à un électromètre de type UNIDOS (PTW).

Ce Facteur W et donner par cette équation :

$$W = \frac{\text{Lecture avec un champ ouvert}}{\text{Lecture avec filtre en coin}}$$

**Résultats : TABLEAU SUIVANT (21) : pour Les facteurs d'atténuation des coins :**

Les filtres en coin	Les facteurs d'atténuation Pour 6 MV	Les facteurs d'atténuation pour 18 MV
<b>1RW15</b>	<b>0,4240</b>	<b>0,3250</b>
<b>1RW30</b>	<b>0,3710</b>	<b>0,2880</b>
<b>1RW45</b>	<b>0,3400</b>	<b>0,2730</b>
<b>1RW60</b>	<b>0,3500</b>	<b>0,2780</b>



**Figure (41) : Procédure de mesure du facteur de transmission du filtre en coin**



Profile avec filtre en coin :

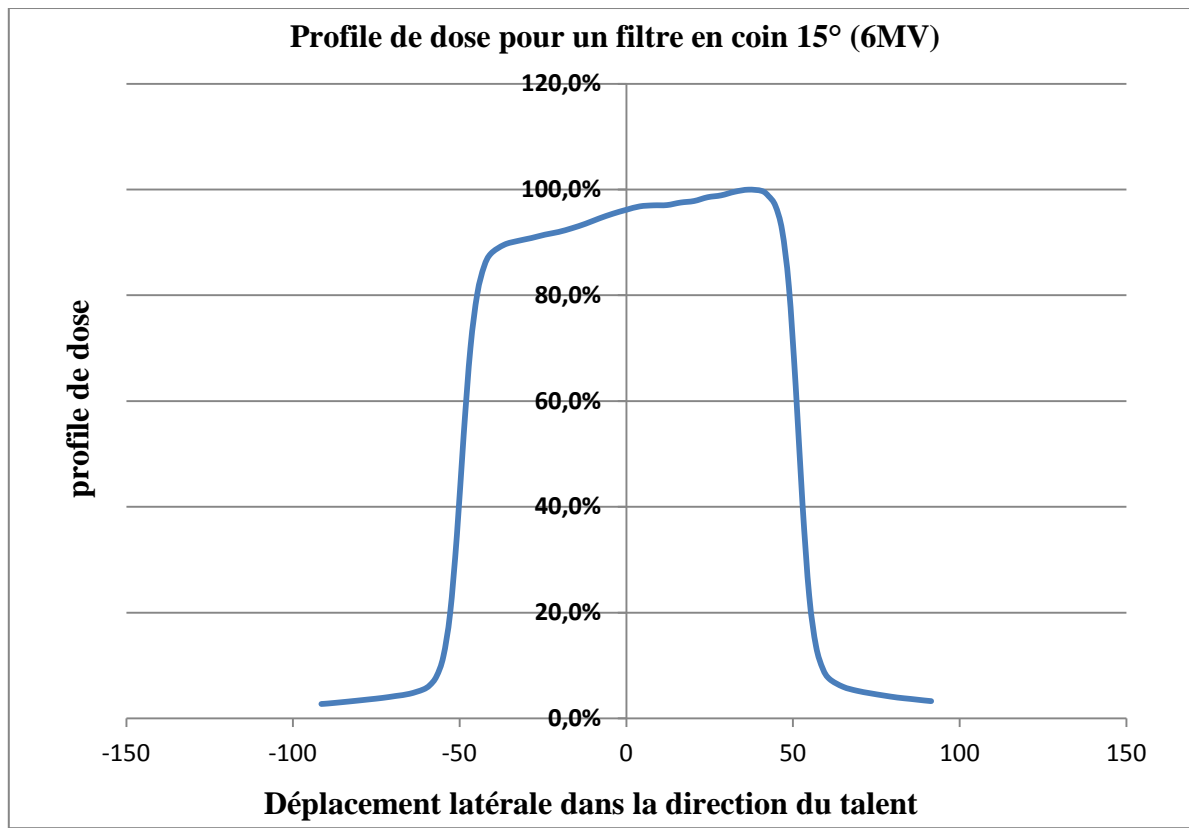


Figure (42) : profile de dose avec filtre en coin 15° (6MV)

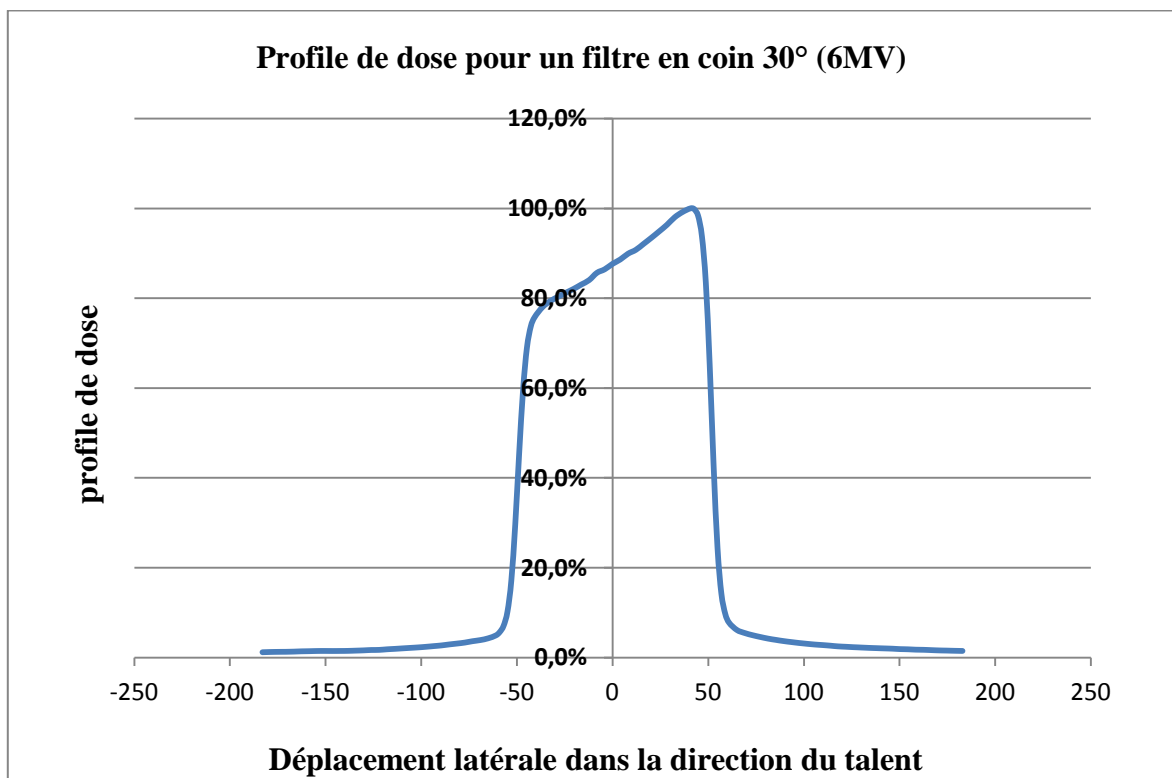


Figure (43) : Profile de dose avec filtre en coin 30° (6MV)

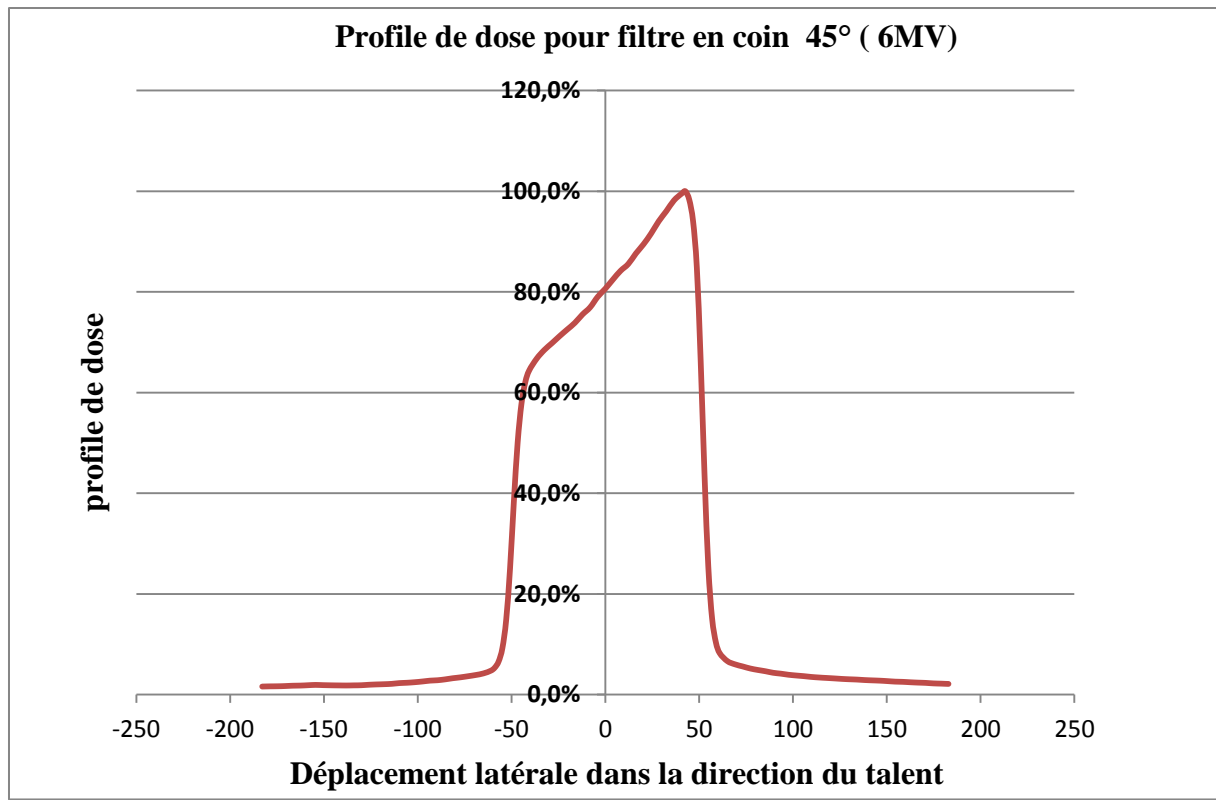


Figure (44) : Profil de dose avec filtre en coin 45° (6MV)

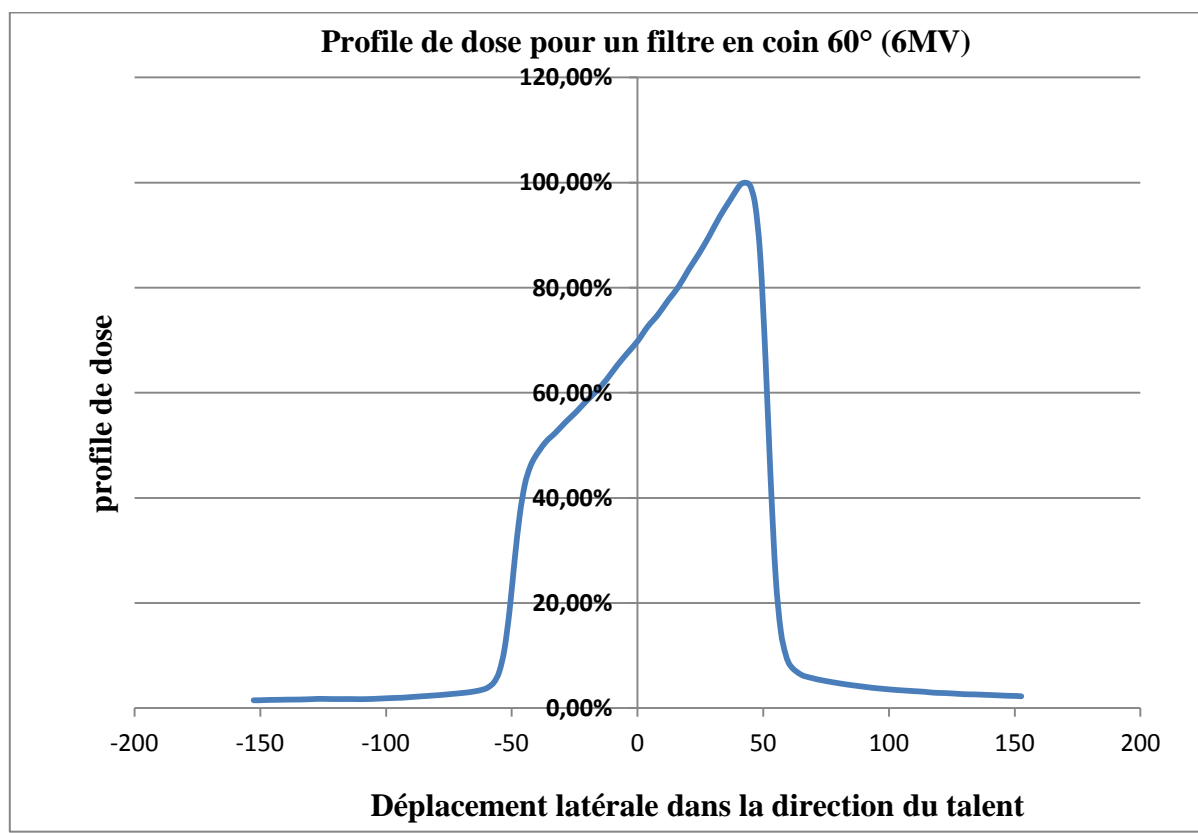


Figure (45) : Profil de dose avec filtre en coin 60° (6MV)

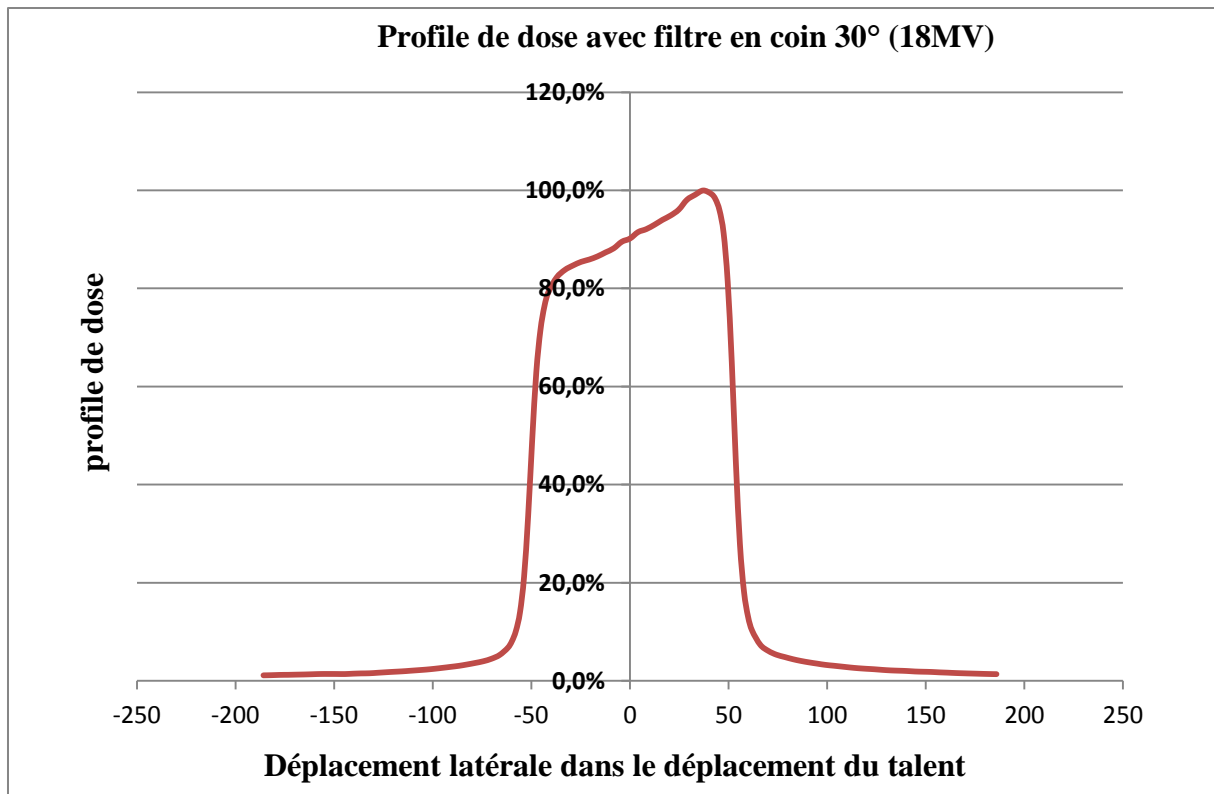


Figure (46) : Profile de dose avec filtre en coin 30° (18MV)

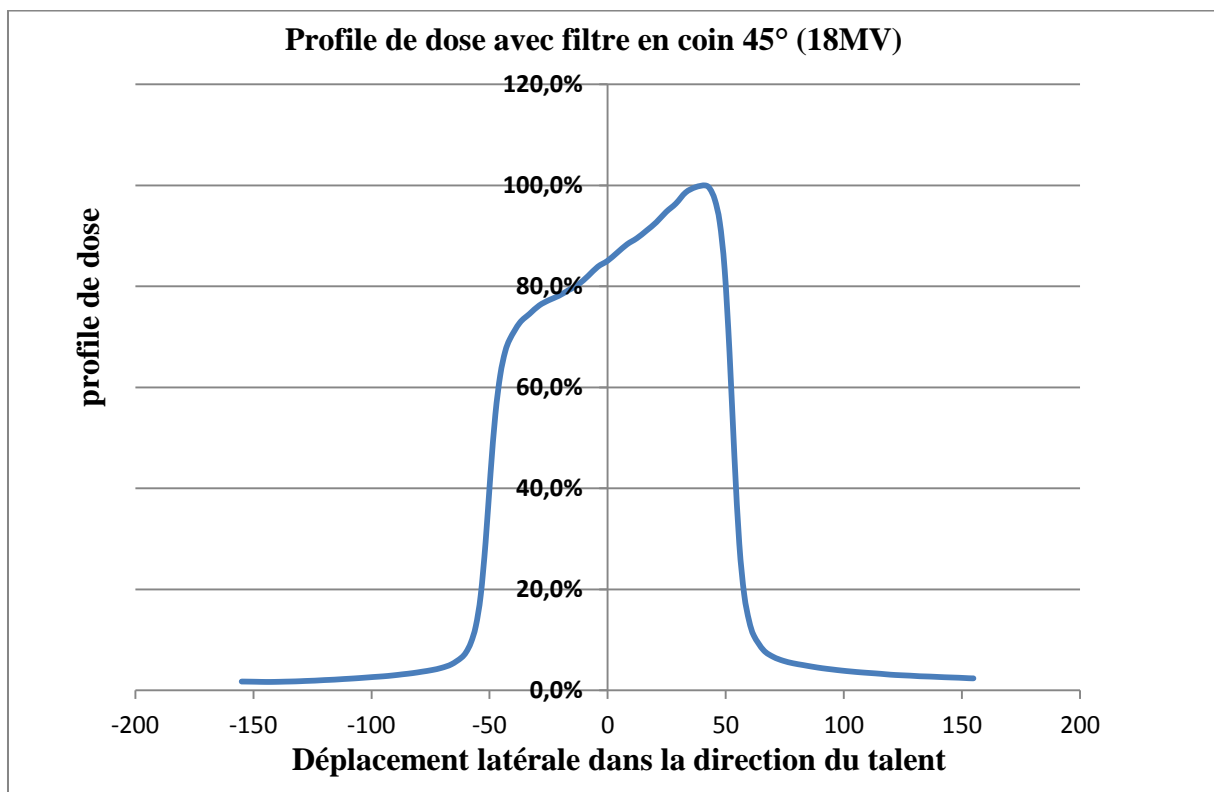


Figure (47) : Profile de dose avec filtre en coin 45° (18MV)

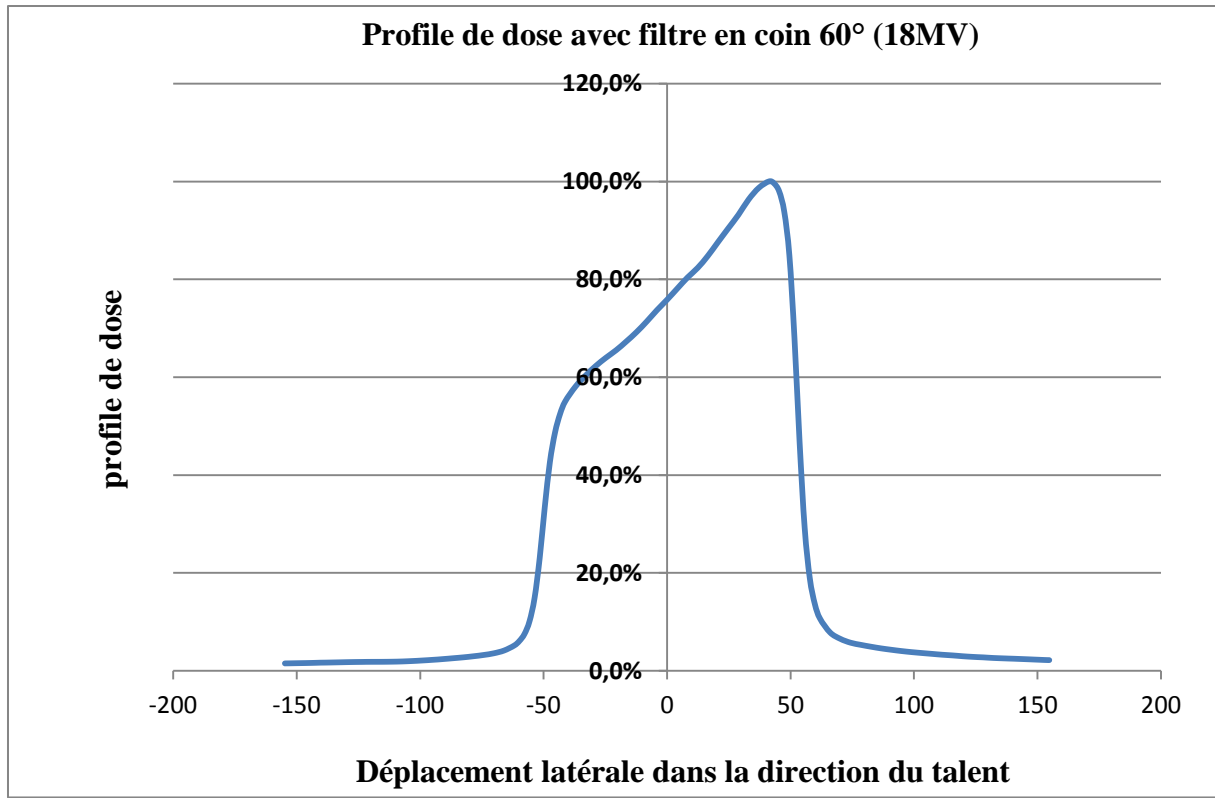


Figure (48) : Profile de dose avec filtre en coin 60° (18MV)

6. Rendements en profondeur et profils de doses pour les électrons :

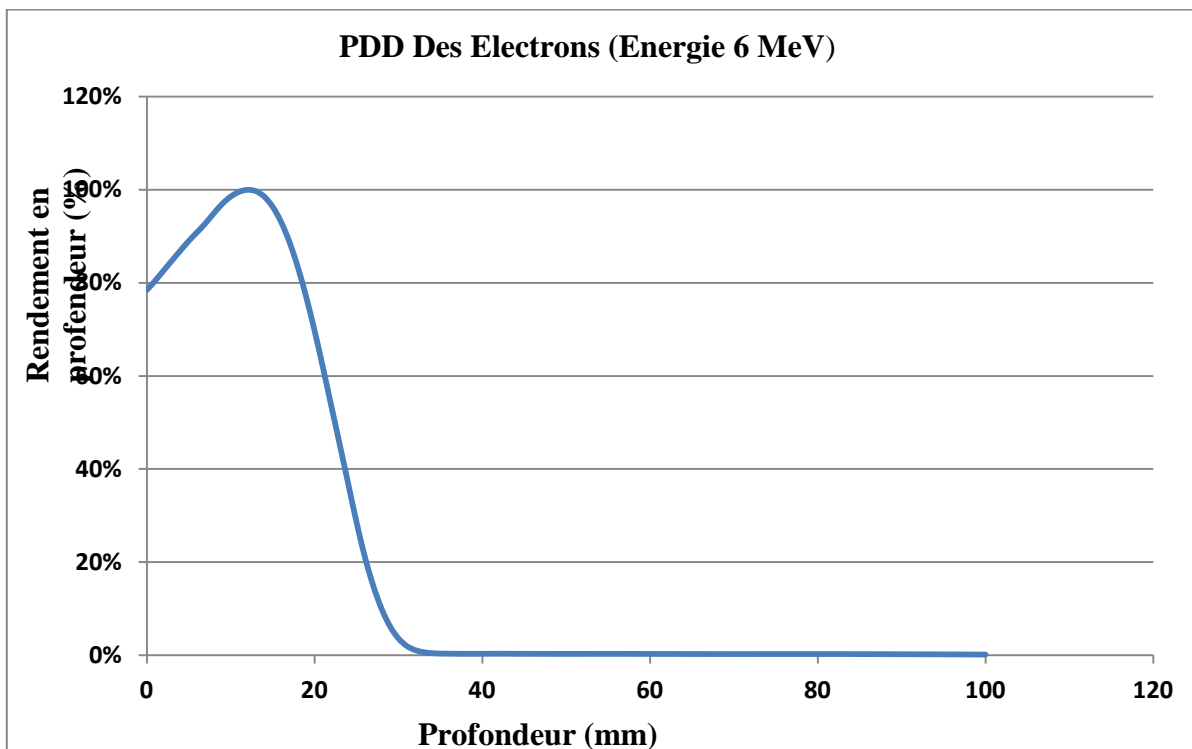


Figure (49) : Rendement en profondeur pour les faisceaux RX pour de 6MV

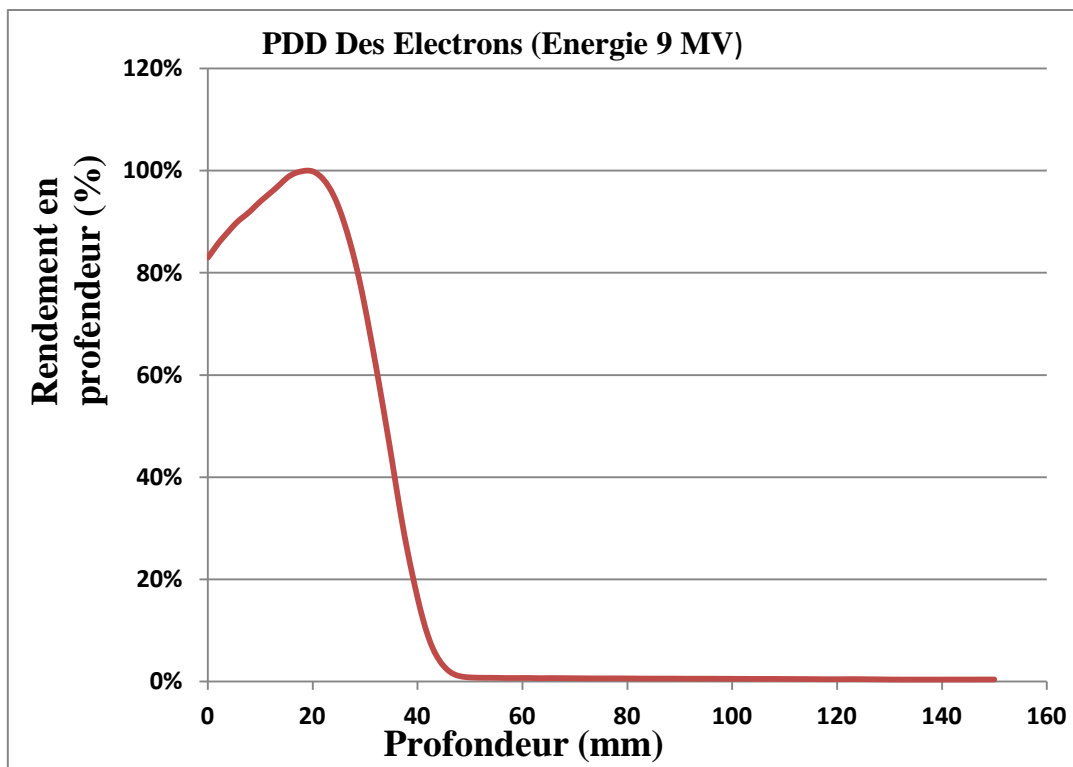


Figure (50) : Rendement en profondeur pour les faisceaux RX de X9 MV

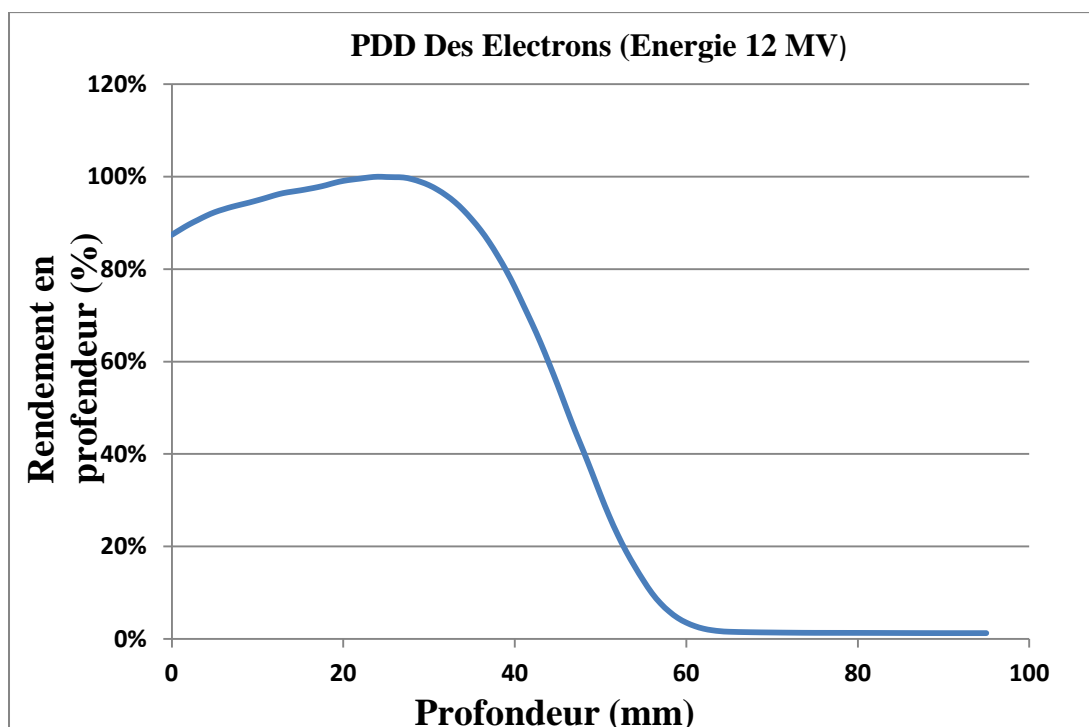


Figure (51) : Rendement en profondeur pour les faisceaux RX de 12MV

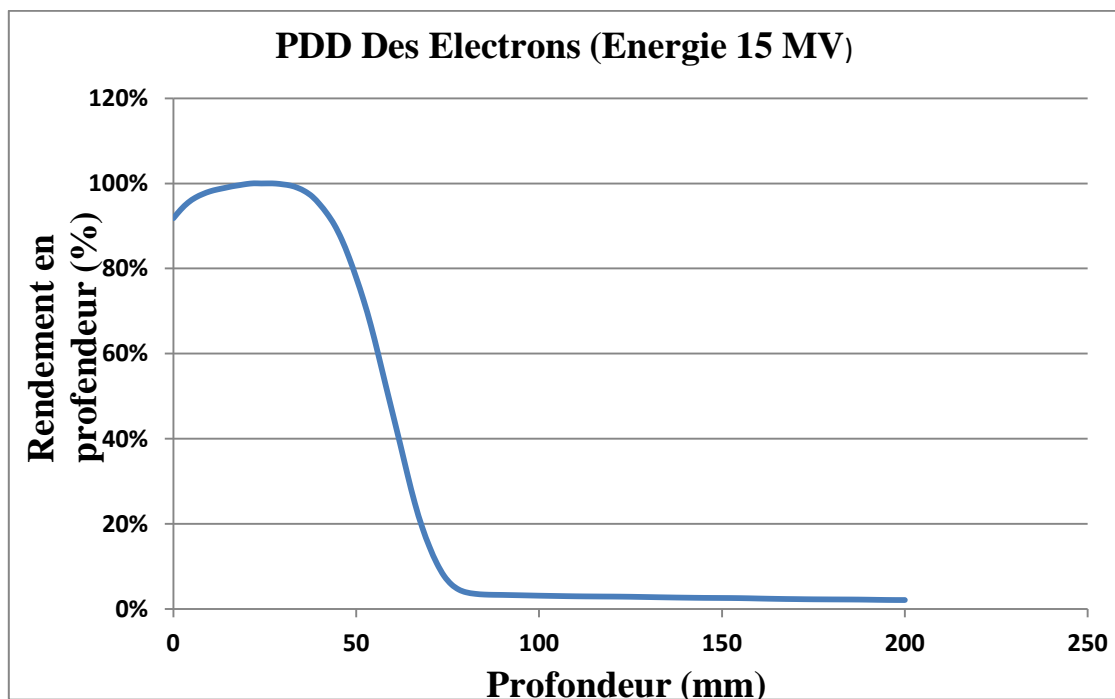


Figure (52) : Rendement en profondeur pour les faisceaux RX de 15MV

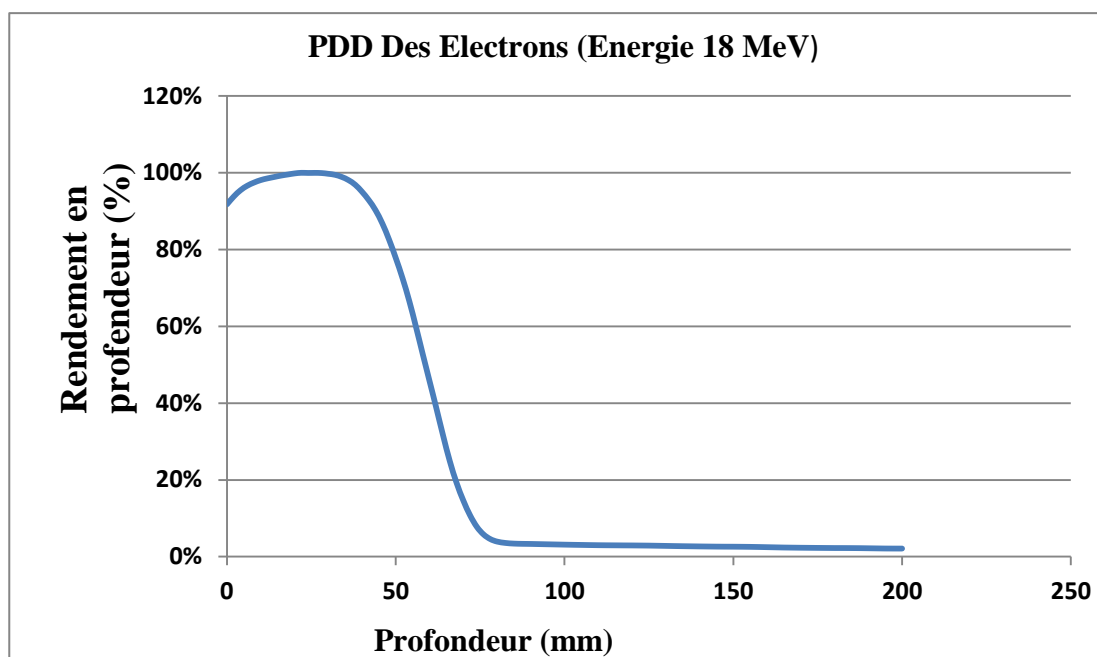


Figure (53) : Rendement en profondeur pour les faisceaux RX de 18 MV

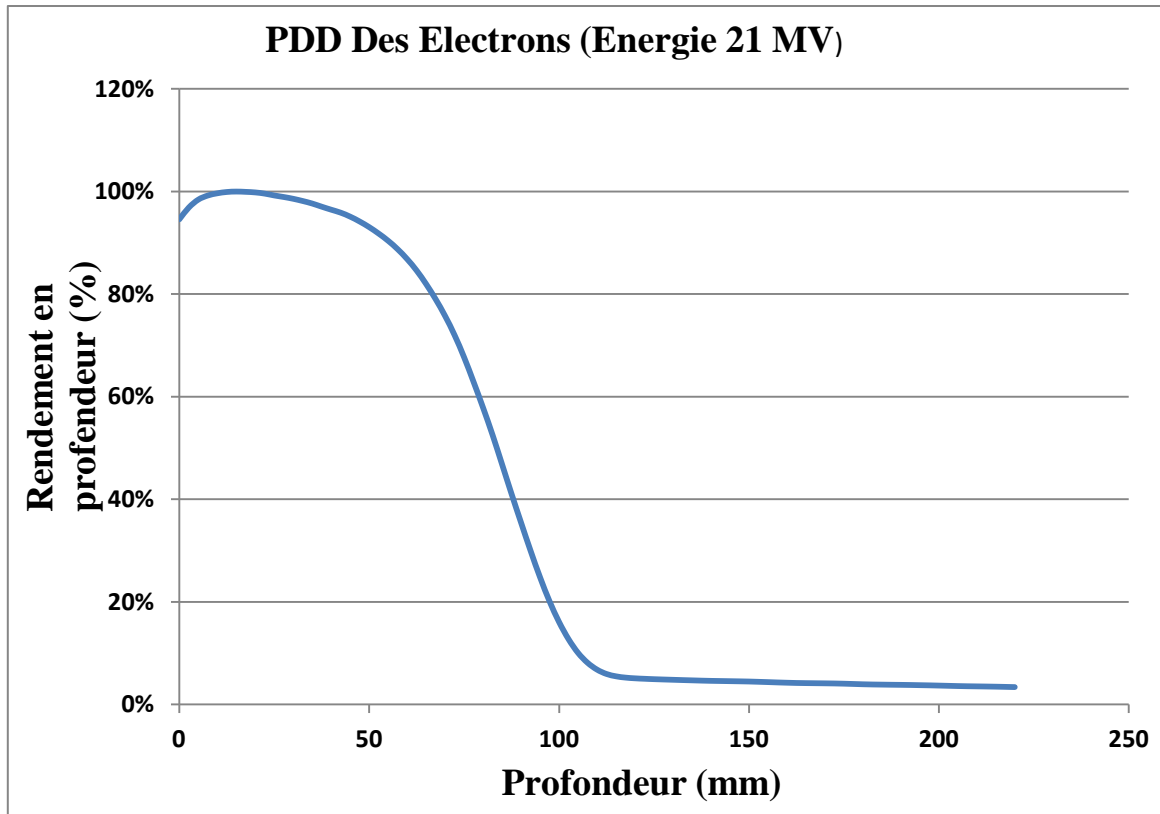


Figure (54) : Rendement en profondeur pour les faisceaux RX de 21MV

Profile de dose :

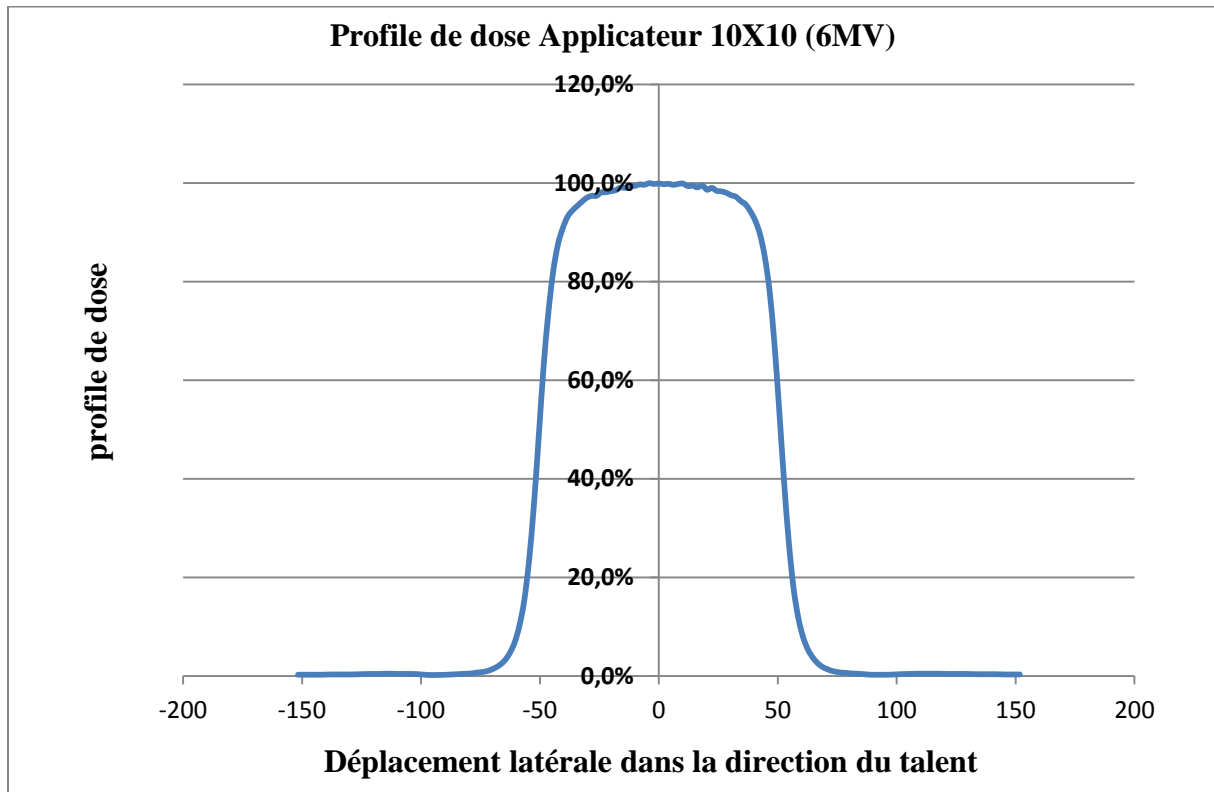


Figure (55) : Profile de dose applicateur 10X10 pour X6MV

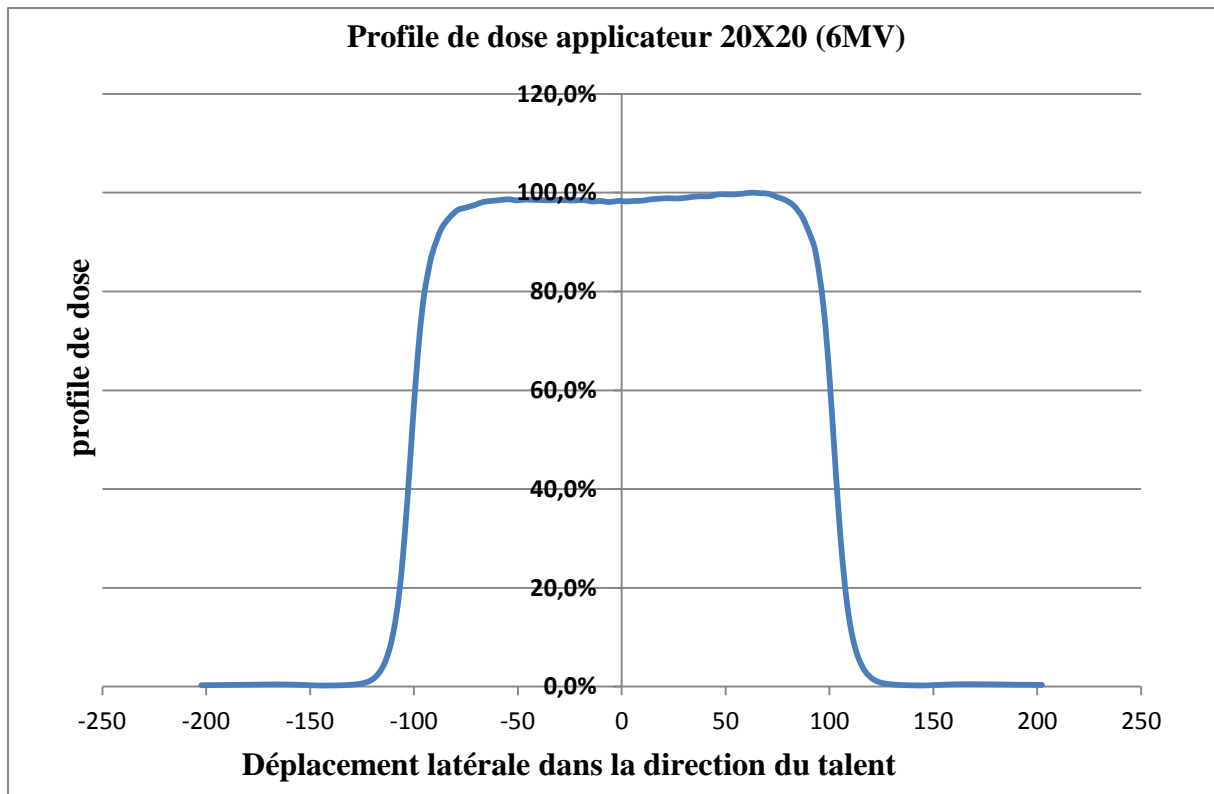


Figure (56) : Profile de dose applicateur 20X20 pour X6 MV

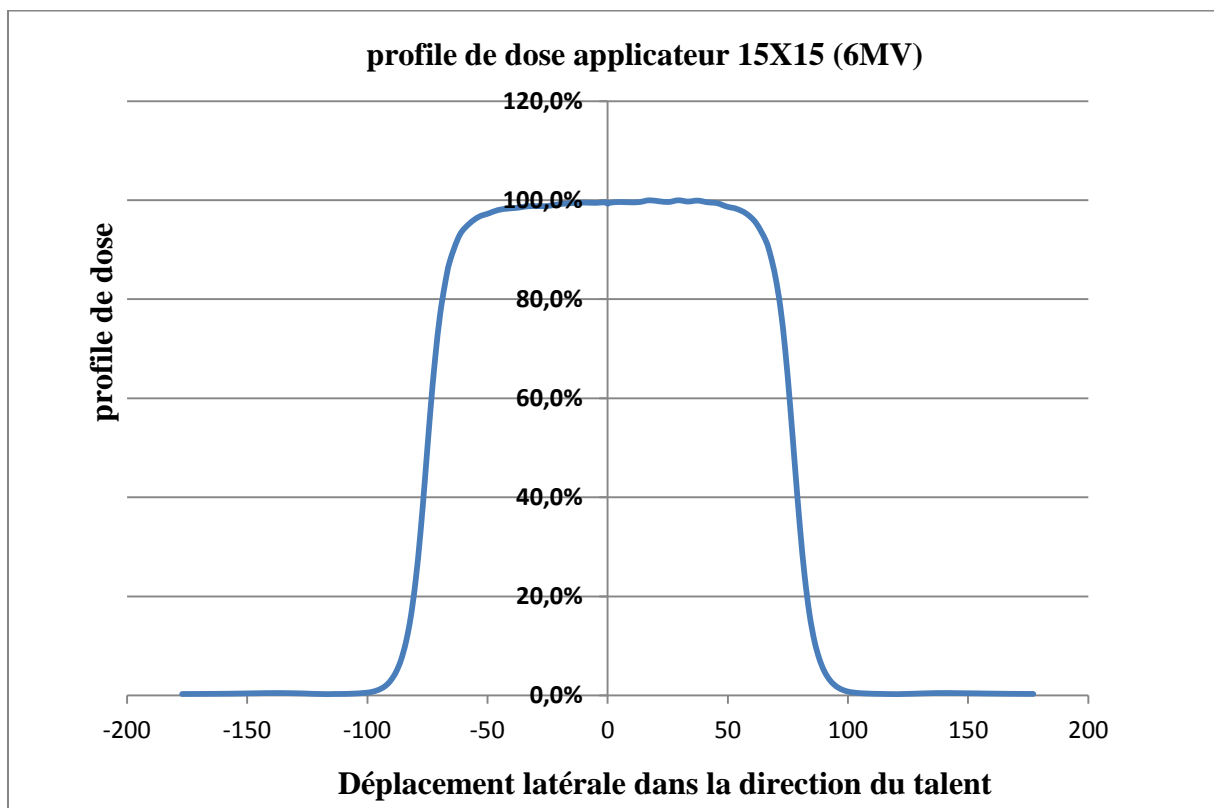


Figure (57) : Profile de dose applicateur 25X25 pour X6 MV



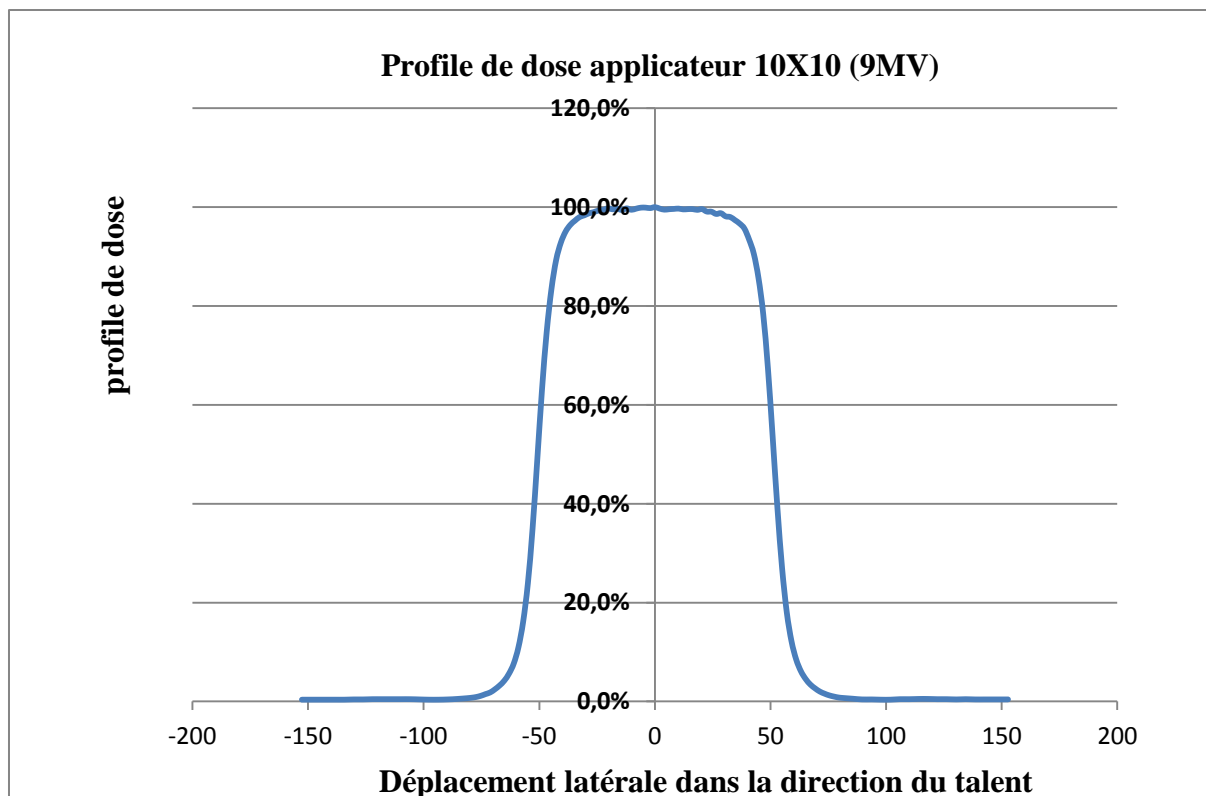


Figure (58) : Profile de dose applicateur 10X10 pour X9MV

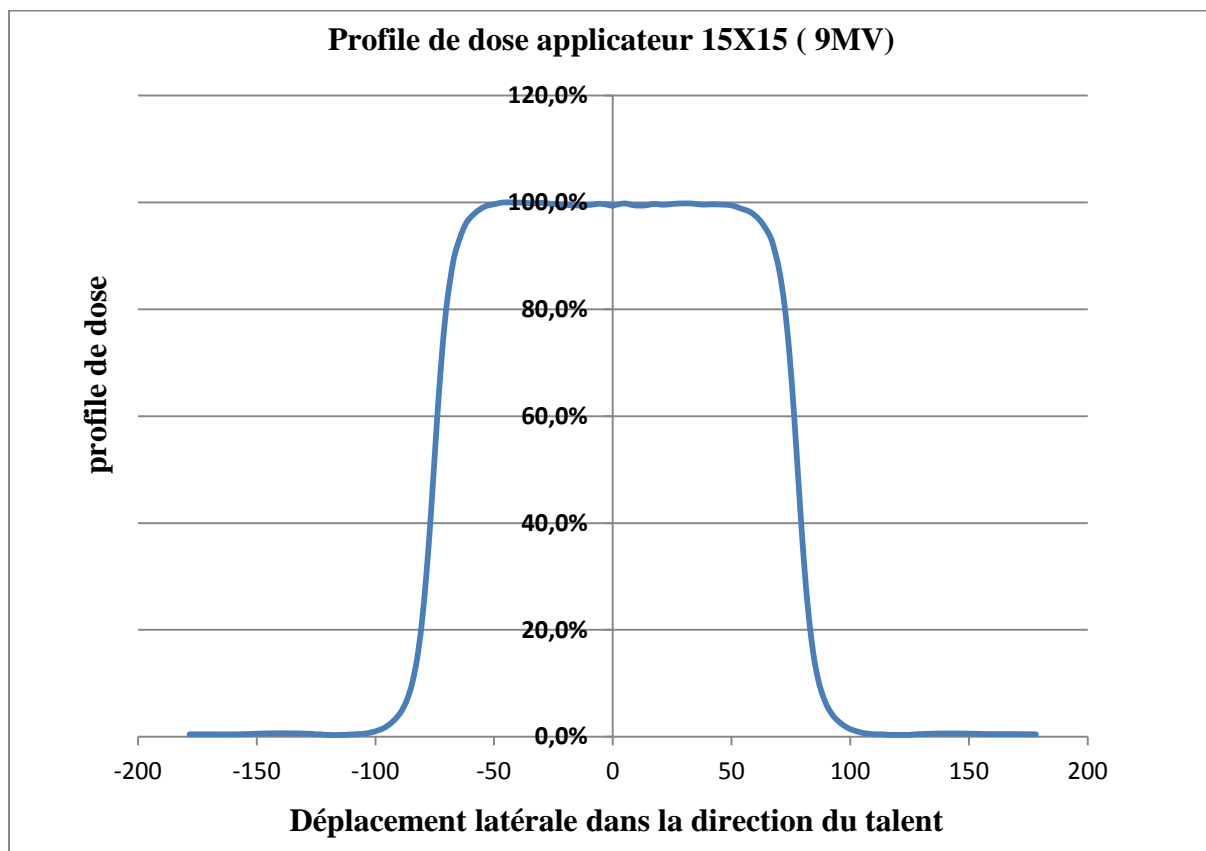


Figure (59) : Profile de dose applicateur 15X15 pour X9MV

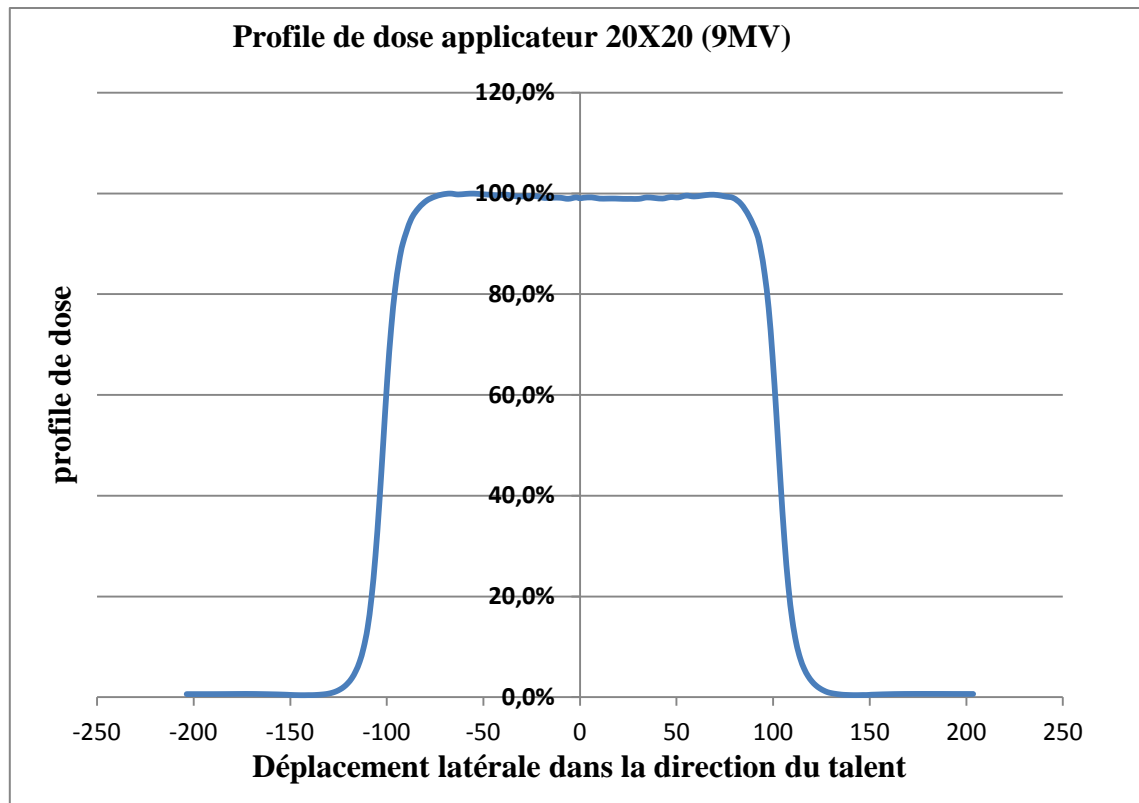


Figure (60) : Profile de dose applicateur 10X10 pour X12MV

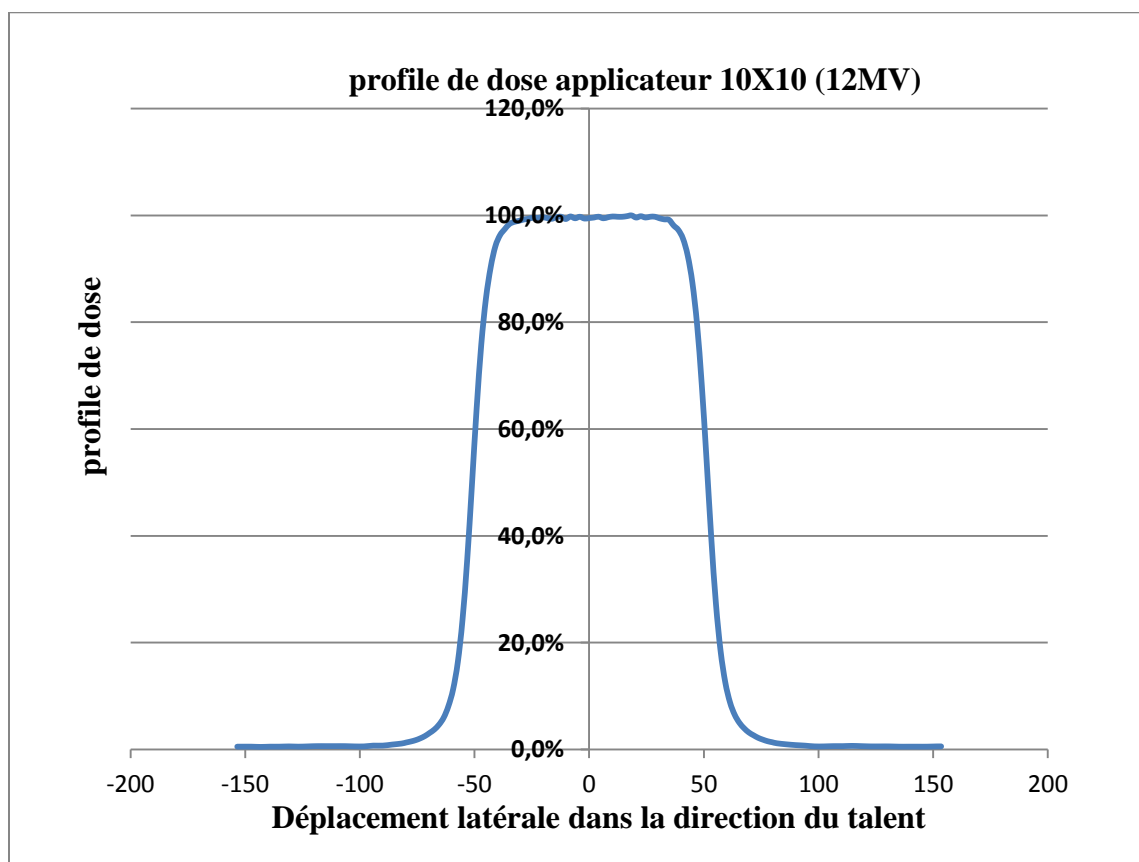


Figure (61) : Profile de dose applicateur 10X10 pour X12MV

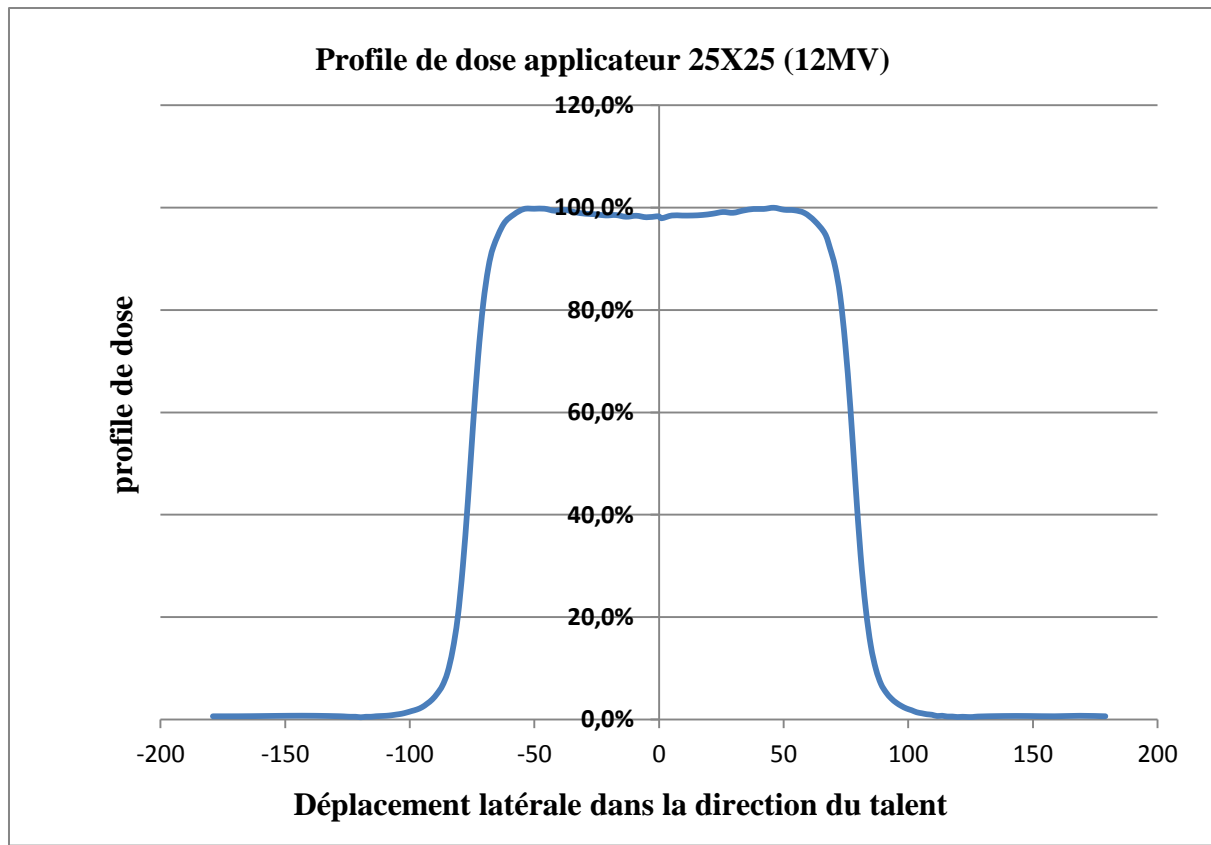


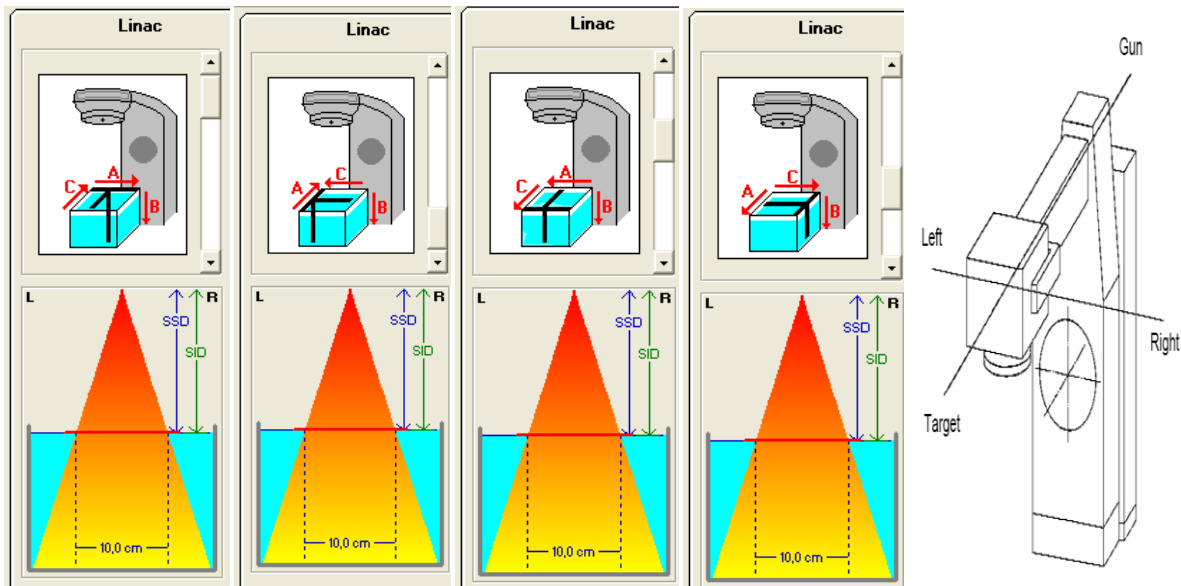
Figure (62) : Profil de dose applicateur 25X25 pour X12MV

## 7. Matériels et Méthodes :

### Préparations :

- Système de balayage (fantôme) :

La qualité des traitements au niveau des accélérateurs ne dépend pas seulement de modélisation au niveau des TPS, mais il dépend fortement de la manière ou les données sont collectées. Avant de commencer les mesures au niveau des accélérateurs il faut préparer le terrain. Un fantôme PTW MP3 a été utilisé pour le commissioning. Il faut la vérification de l'alignement de la cuve. Cette vérification sera faite en utilisant le croisillon de l'accélérateur. Cela assume que l'accélérateur, la lampe de centrage et le croisillon sont correctement ajustés. Après on doit ajuster le niveau de la cuve dans les deux directions avec un bon niveau à bulle. Une dernière vérification plus importante c'est les axes, le positionnement de fantôme pour faire des bonnes mesures (voir figure1).



**Figure (64) : Différent positionnement de fantôme MP3**

Effectuant toutes les QA sur le fantôme MP3 (limite des moteur, l'alignement avec les lasers, le croisements et le bras de l'accélérateur...) et sur le système d'acquisition (MEPHYSTO) avant de commencer la collecte des données.

- **positionnement des Chambres d'ionisation :**

La chambre d'ionisation utilisée pour les mesures relatives des photons c'est la SemiFlex 0.125cc, pour les électrons on a utilisé la chambre Roos. Cette étape de positionnement est très importante pour les mesures, le positionnement ce fait on respectant les étapes suivant.

- 1- La chambre doit être verticale dans le fantôme, environ 0.6 cm en dessous de la hauteur maximale de l'eau. La profondeur minimum d'analyse pour la chambre est de 40cm.
- 2- Fixer le système d'acquisition utilisé, Si on prend des données à une SSD =100 cm, la chambre sera fixé a une profondeur de 10cm, donc les lasers ce coïncide avec la surface de l'eau (Technique SSD). Si on prend les données à une SSD= 90 cm la position de la chambre est de 10 cm dans l'eau, la projection des lasers sera dans la chambre de mesure (Technique SAD).
- 3- Utilisation du champ lumineux et le croisements, la chambre est centrée approximativement sur l'axe central du faisceau. le balayage de la chambre doit être horizontal et verticale dans le fantôme

- 4- Utilisant le système de verrouillage pour limiter le déplacement des moteurs dans chaque direction XYZ pour éviter une collision de la chambre avec la paroi de la cuve.



**Moyen de positionnements des chambres d'ionisation PTW.**

**Conclusion :**

Le présent travail contient la description des procédures des contrôles très complètes à réaliser au moment de la recette du matériel ainsi que les procédures simplifiées à effectuer périodiquement pour maintenir le matériel en bon état de fonctionnement et garantir l'efficacité du traitement.

## Conclusion générale

L'objectif du travail effectué dans le cadre du présent mémoire de fin d'étude était de déterminer l'importance de la radiothérapie dans le traitement des cancers, met en œuvre des appareillages et des techniques complexes. La précision des doses à délivrer pour éviter complications ou récurrences impose un choix et un contrôle très strict des équipements. Pour aider les utilisateurs dans ces tâches.

Un travail préliminaire concernant le contrôle de qualité de l'accélérateur linéaire d'électron ainsi que celui des équipements de mesure a été réalisé pour garantir la fiabilité des résultats obtenus. A cet effet, nous avons conclu dans cette première partie de notre travail que le contrôle mécanique consiste à :

- Vérification de bon fonctionnement des différents voyons lumineux, consiste dans un premier temps à ouvrir la porte durant l'irradiation pour vérifier que le faisceau s'interrompt. Ensuite de s'assurer que lorsque les « coups de poing » sont enclenchés, l'alimentation électrique est coupée, provoquant un arrêt du faisceau. L'arrêt de faisceau doit aussi être prévu sur le poste de commande. Il faut aussi être certain du bon fonctionnement du système anticollision : tout choc doit entraîner l'immobilisation immédiate des équipements.

À l'issue de cette série de tests, l'accélérateur n'a bien évidemment aucun problème majeur de fonctionnalité ou de sécurité.

- Il faut s'assurer que l'axe de symétrie du collimateur passe par le croisillon défini par le champ lumineux, Les mesures que l'on obtient sont très inférieures à la limite fixée par la AIEA, on peut donc dire que l'axe mécanique coïncide avec l'axe lumineux.
- Réglage de l'isocentre L'axe du faisceau lumineux et l'axe du collimateur étant confondus, on utilise la simulation lumineuse pour déterminer l'isocentre.

Les valeurs de rayon de la sphère contenant l'isocentre reste millimétrique (~1mm), tout est donc aux normes.

- Réglage du télémètre : Le télémètre permet de connaître la distance source-table, il suffit avec un mètre de vérifier que la valeur mesurée correspond à la valeur affichée.

On remarque que l'écart des valeurs n'excède pas 1mm, alors que la limite est de 1,5 mm. Le problème ne vient peut être pas que du télémètre, car, comme on le verra ultérieurement la table a peut être un rôle à jouer dans la valeur problématique.

- Champ d'irradiation : L'étude consiste à comparer les champs théoriques et réels. On se place en DSA et la tolérance d'écart de mesure doit se situer dans une fourchette de 1cm, et vérifié aussi la symétrie des champs, et leur perpendicularités et parallélisme.

On a constaté que l'état des collimateurs se répercute sur les valeurs, il faut donc les régler afin que les mesures soient cohérentes.

- Contrôle de la table de traitement : Il faut tout d'abord s'assurer que la table ne possède pas de défauts majeurs. On vérifie que l'écart dans les déplacements horizontale et verticale et longitudinale à la limite de la norme.

Lors de ces tests aucun problème majeur n'a été soulevé. Il faut juste vérifier l'état de la table, que ce soit le mécanisme d'entraînement, l'inclinaison ou l'horizontalité.

Dans la seconde partie, nous avons déterminé le contrôle dosimétrique qui constitue par 2 étapes :

- Mesure de l'output (débit de dose par UM) de l'accélérateur : déterminé la dose délivrée par le faisceau de photon et d'électron ;
- Mesure de la dose avec coin : La mesure de la dose  $D_{w,zref}$  se fait dans les mêmes conditions que la mesure sans coin avec quelques conditions supplémentaires.

#### **Conditions supplémentaires pour le positionnement :**

- les mesures sont faites pour deux orientations du coin (le collimateur à 0° et à 180°).
- l'axe de la chambre est positionné dans la direction crossplane.

Cette mesure permet de vérifier la position de la chambre (l'axe du faisceau) par rapport au centre du coin.

La dose  $D_{w,max}$  avec coin doit être égale à la dose  $D_{w,max}$  sans coin multipliée par le facteur d'atténuation du coin (avec une tolérance de  $\pm 1$  %).

- Mesure de la dosimétrie journalière est réalisée chaque matin avec la chambre de routine dans le polystyrène (mesure du débit), et les profils sont mesurés à l'aide du 2DARRAY Mesure de
- Les rendements en profondeur (PDD) : sont mesurés de manière à détecter des changements possibles dans l'énergie du faisceau considéré.

En sort d'après le PDD l'indice de qualité du faisceau de photon  $TPR_{20,10}$  qui nous montre l'énergie et la qualité du faisceau de photon à  $Z_{max}$  ( 6MV : 1,5 cm et 18MV : 3,5 cm).

Et en sort d'après le PDD de faisceau d'électron le  $R_{50}$  pour nous déterminés aussi la qualité du faisceau à  $Z_{max} = 2cm$ .

- Les profils : (vérification de l'homogénéité, de la symétrie, de la pénombre,...) sont réalisées de manière à toujours être en accord avec les paramètres introduits dans le système de planification de traitement.

Pour les photons et les électrons, l'homogénéité et la symétrie que l'on a obtenue sont très satisfaisants.

Ce travail est très intéressant de point de vue de contrôle mécanique qui nous permet la vérification mensuel des différents mouvements des composant de l'accélérateur, et celles ne déplacent pas les tolérances.

Pour l'étude dosimétrique peut se rapprocher de son homologue en qualité de photon. En effet l'augmentation du champ va amplifier la dose déposée par les photons et les électrons de contamination induits par le collimateur et le milieu diffusant. La dose à l'entrée (absolue) va croître avec l'augmentation du champ.

Pour le rendement, le phénomène n'est pas aussi simple à décrire, il faut tenir compte de la dose au maximum. Plus celle-ci est faible et plus le rendement est élevé. La dimension de champ va influencer sur un autre paramètre, plus il y a du diffusé (milieu et collimateur), plus le maximum se situe en profondeur.





## **Bibliographie (Références)**

- [1]. Ben Kheder Rihab et Ben Taghalline inès : « Etude du groupement longitudinal d'un paquet d'électrons dans un accélérateur linéaire » ,thèse 2009/2010 TUNIS.
- [2]. Myriam COULIBALY & Boris GEYNET, 2000/2001, DESS TBH.
- [3]. J.-M. OrtegaNDEA « Grands Instruments ».
- [4]. Chamberlain Francis DJOUMESSI ZAMO : «MODELISATION PAR METHODES MONTE CARLO DE L'ESPACE DES PHASES D'UN FAISCEAU DE PHOTONS EN RADIOTHERAPIE », 2006.
- [4]. Un article de Wikipédia, l'encyclopédie libre « L'historique des accélérateurs en physique des particules ».
- [5]. Ervin B. Podgorsak, Ph.D «Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students».
- [6]. Dounia MOUHSSINE « Étude d'une nouvelle génération de dosimètre basée sur les détecteurs photo stimulables type BaFBr(Eu) : caractérisation et application à la dosimétrie environnementale et personnelle », 2004, IReS 05-007.
- [7]. Le Directeur général de la sûreté nucléaire et de la radioprotection : « lettre DGSNR/SD9/n°0578/2005 : prévention des incidents graves en radiothérapie par une approche sur les facteurs organisationnels et humains », 2006, Paris.
- [8]. Emillie chazelle « le système de vigilance en radiothérapie Français », Septembre 2008.
- [9]. David BENOIT « Mise au point et évaluation d'un système fibré de dosimétrie en ligne utilisant des matériaux phosphorescents stimulables optiquement application à la mesure de dose en radiothérapie et au monitoring de faisceaux », 2008, DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE.
- [10]. P. François « Quality assurance of radiation therapy machines », Institut Claudius-Regaud, 20-24, rue du Pont-Saint-Pierre, 31052 Toulouse, France.
- [11]. S.Zefkili, M.Tomsoej,P.Aletti, F.Bidault , V. Marchesi : « recommandation for a head and neck IMRT quality assurance protocol, cancer / radiothérapie 8 (2004)364- 379.
- [12].Alain COULOMB : « ÉVALUATION DE LA RADIOTHERAPIE CONFORMATIONNELLE 3D », 2003, Anaes (Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé).
- [13]. Mesures des données dosimétriques et physiques des faisceaux de photons et d'électrons de l'accélérateur linéaire Siemens Primus du CAC Oran.
- [14]. Contrôle de qualité mécanique et dosimétrique de PRIMUS SIEMENS.



## Résumé

La radiothérapie conformationnelle est un compromis entre la nécessité d'irradier suffisamment le volume cible pour obtenir un effet curatif et celle de limiter l'irradiation des tissus voisins pour diminuer les effets secondaires ; donc pour un traitement de qualité, la radiothérapie conformationnelle nécessite des contrôles de la qualité plus fréquents et plus précis afin de juger la conformité de la machine (l'accélérateur linéaire d'électron) et de s'assurer que celle-ci ne s'altère pas au cours du temps.

Le présent travail a pour but de définir les procédures de contrôle, les tolérances admises et périodicités des tests. Il s'agit d'un contrôle mécanique qui se fait sous forme de tests, tels les différents degrés de liberté de la table de traitement, du bras et du statif de l'accélérateur et le contrôle dosimétrique du faisceau de photons et d'électrons, afin de vérifier les caractéristiques (rendement en profondeur(PDD) et profil des doses du faisceau) dans un fantôme d'eau placée à une distance source- surface, une vérification nécessaire pour une concordance avec les paramètres introduites dans le système de planification de traitement de l'accélérateur linéaire de particule : PRIMUS( SIEMENS) du service de radiothérapie du centre anticancéreux Emir Abdelkader, ORAN .

**Mot-clé :** radiothérapie conformationnelle, accélérateur linéaire de particule, contrôle mécanique, contrôle dosimétrique (PDD, profil de dose).

### **ABSTRACT :**

Radiotherapy conformationnel is a compromise between the need to irradiate the target volume sufficient to obtain a curative effect and reduce the irradiation of surrounding tissue to reduce side effects, so for quality treatment, radiotherapy requires conformationnel controls quality more frequent and more accurate to judge the conformity of the machine (linear accelerator electron) and to ensure that it does not deteriorate over time.

This work aims to define the control procedures, the tolerances permitted and periods of tests, it is a mechanical control will take the form of the treatment table, arm and the gantry and dosimetric control beam photon and electron to verify the characteristics(in depth and return profile of the beam dose) in a water phantom placed at a distance source- surface, checking to ensure we always in accordance with the parameters introduced into the treatment planning system of the linear accelerator particle: PRIMUS (SIEMENS) of the radiotherapy department of the cancer center- ORAN

**Keywords:** conformationnel radiotherapy, linear accelerator particle, mechanical control, dosimetric control (PDD, profile of dose).