

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

UNIVERSITE de TLEMCEM
Faculté des Sciences
Faculté de médecine



Département de physique

Établissement d'accueil
Centre Anticancéreux "Emir Abdelkader" d'ORAN (CAC)

MEMOIRE

Présenté par :

Benseddik Med El Amine et Oumansour Med El Amine

En vue de l'obtention du

Diplôme de MASTER
En
Physique Médicale

Thème

**Contrôle de qualité des accélérateurs linéaires et des scanner
simulateur –procédure et application**

Soutenu le 29 septembre 2016, devant le jury composé de :

Président	Mme. Khaldi	Professeur Univ-Oran1
Examineur	Mr. Addi	Maitre de conférence B USTMB Oran
Encadreur	Mr. A.Boukerche	Professeur Univ-Oran1
Co-Encadreur	Mr. I.Zergoug	Physicien médicale (CAC d'Oran)

Remerciement

On tient tout d'abord à remercier vivement le bon dieu, de nous avoir donné la force pour suivre ainsi que l'audace pour dépasser toutes les difficultés, grâce à son aide que nous avons réalisées ce modeste travail.

On présente nos premiers remerciements à notre encadreur Monsieur

***A. Boukerche** radiothérapeute-oncologue et notre co-encadreur **Monseur I. Zergoug** Physicien médicale au centre anticancéreux- ORAN pour avoir proposé et suivi de près la réalisation de ce travail et ses précieux conseils.*

*Nos remerciements les plus sincères sont adressés à Monsieur **B. Bengella** le doyen de la faculté des sciences, ainsi à Monsieur **M. Benmouna** pour ses soutiens moral inconditionnel durant ces deux ans, ses conseils précieux et ses encouragements.*

Nous tenons également à remercier très chaleureusement :

***Madame Khaldi** médecin radiothérapeute au centre anti cancer d'Oran.*

***Monsieur Addi** Physicien médicale.*

À avoir participé à notre nombre de jury.

On remercie encore nos enseignant de master de la faculté de médecine et la faculté des sciences.

*Comme nous tenons à exprimer également nos remerciements à tous les membres de l'équipe de physique surtout Monsieur **E. Dahi** ,Mademoiselle **N. Sallai** et l'équipe des manipulateurs pour leur aide et leur gentillesse.*

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

Dédicace

Je dédie ce travail à ma famille, facteur clé de la réussite, sans elle je ne pourrai vous dire où je me trouverai maintenant, mes parents et ma tante et ma grand-mère pour leur soutien à moi

A toute l'équipe de formation de la physique médicale ainsi qu'à tous les professeurs qui m'ont formé, aidé à acquérir mes connaissances pour devenir ce que je suis.

Les remerciements ne seront pas complets si je n'y mets pas mes amis(e), un soutien morale incomparable, ayant les mots qu'il faut quand il le faut, toujours présents aux bons et mauvais moments.

Oumansour Med El Amine

Dédicace

Je dédie ce modeste travail

A Allah le tout puissant, le clément le très miséricordieux qui a guidé mes pas depuis l'aube de ma vie, loué soit Allah

A mes très chers parents, aucun remerciement ne serait exprimer mon respect, mon amour éternel et ma reconnaissance pour les sacrifices que vous avez consenti pour mon instruction et mon bien être.

Je vous remercie pour tout le soutien et l'amour que vous me portez depuis mon enfance et j'espère que votre bénédiction m'accompagne toujours.

À mes très chères sœurs

*Merci de m'avoir encouragé et soutenu pour réaliser ce mémoire
À ma famille, mes amis et à ceux qui m'aiment et qui attendent avec impatience ma réussite. En espérant être toujours à la hauteur de leurs attentes et de leurs espérances.*

Benseddik med el amine

Table de Matière

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

Chapitre 1 : généralité en radiothérapie et base physique

I. Définition de la radiothérapie	1
I.1. La radiothérapie interne	1
I.1.1. La curiethérapie.....	1
I.1.2. La radiothérapie métabolique	1
I.2. La radiothérapie externe	1
I.2.1. La radiothérapie conformationnelle	2
II. La Chaîne de traitement en radiothérapie	2
II. 1. Simulation virtuelle.....	3
II. 2. Planification de traitement	3
II. 3. Positionnement du patient	4
III. La précision en radiothérapie	4
IV. Principe de la radiothérapie	5
IV.1. Effet physique	5
IV.1.1 Interaction photons-matière	5
IV.1.1.1. Les trois processus ionisants principaux	5
- L'effet photoélectrique	5
- L'effet Compton	6
- L'effet matérialisation (création de pair)	6
IV.1.1.2. Prédominance des effets	7
IV.1.1.3. Transfer linéique d'énergie (TLE)	7
IV.1.2. Interaction électrons-matière	8
- La diffusion élastique	8
- La diffusion inélastique (rayonnement caractéristique)	8
- Rayonnement de freinage	8
IV.2. Effets biologiques des rayonnements ionisants	8
IV.2.1. L'effet direct	9
IV.2.1. Les effets indirects	9
V. La dosimétrie en radiothérapie externe	9
V.1 Quelques grandeurs fondamentales en dosimétrie	10

V .1 .1. L'exposition	10
V .1 .2. Le Kerma	10
V .1 .3 La dose absorbée	12
V .1 .4 Le débit de dose absorbée	13
V .1 .5 L'équilibre électronique	13
V .1 .6 L'unité Moniteur (UM)	14
V .2 Données dosimétriques de base	14
V .2 .1 Débit de référence	15
V .2 .2 Rapport tissu-fantôme	16
V .2 .3 Facteur d'ouverture du collimateur.....	16
V .3 distribution spatiale de la dose en radiothérapie externe	17
V .3.1 .Le rendement en profondeur	17
V .3 .2. Le profil de dose	18

Chapitre 2 : description des accélérateurs linéaires (Linac) et des scanner simulateurs (CT-SIM)

I. Description générale des accélérateurs linéaires	20
I. 1. Définition des accélérateurs linéaires	20
I. 2 .Généralités des accélérateurs linéaires	20
I. 3. Les composants d'accélérateur linéaire	21
I. 3. 1. Le modulateur	21
I. 3. 2. Le générateur d'onde électromagnétique klystron ou magnétron	21
I. 3. 3. Le canon à électrons	22
I. 3. 4. Le contrôle automatique de fréquence (CAF)	22
I. 3. 5. Le système de guide d'onde	22
I. 3. 6. La section accélératrice	23
I. 3. 7. L'élément porte cible	23
I. 4. Principe général de l'accélération linéaire d'électrons	23
II. Description générale des scanners simulateur (CT-SIM)	26
II.1 .Définition de scanner	26
II.2.Historique	27
II.3 .Les composants de scanner simulateur	27
II.3 .1.Source de rayons X	28
II.3.2 .Le système de détection	29
II.3 .3 .La Table de patient	31
II.3.4 .La console	31

II.4 .Principe de générale de fonctionnement de scanner	32
II.5 .place de scanner simulateur dans la radiothérapie	32
II.6 .Paramètres influant sur la qualité des images	33

Chapitre 03 : notion générale sur le contrôle de qualité en radiothérapie

I. Introduction	35
II. Définition	35
II.1. Assurance de la qualité	35
II.2.L'Assurance Qualité en radiothérapie	35
II.3.Contrôle Qualité	36
III. Besoin d'assurance qualité en radiothérapie	36
IV. Recommandations et réglementations	37
V. Contrôle de la qualité de l'équipement	37
V. 1.Contrôle qualité des accélérateurs	38
V .2.Contrôle qualité des équipements d'imagerie utilisés en radiothérapie	39
V.2.1.Simulateurs	39
V.2.2.Simuloscanographes	39
VI. Périodicité des contrôles	40
VII. Objectifs et critères relatifs à la performance	40
VII. 1.Fonctionnalité	40
VII. 2. Reproductibilité	40
VII. 3. Exactitude	41
VII. 4. Caractérisation et documentation	41
VII. 5.Complétude	41
VII. 6. Seuil de tolérance	41
VII. 7. Seuil d'intervention	41
VIII.8. Les accidents radiologiques dans le monde	42
VIII.1 .Quelque accident en radiothérapie.....	42

Chapitre 4 : contrôle de qualité du scanner simulateur GE OPTIMA 580W et du l'accélérateur linéaire Varian DHX 2100

I. Control qualité de scanner simulateur GE OPTIMA 580W	44
I.1. Contrôle de qualité d'image	44
I.1.1. introduction	44

I.1.2. Description des objets tests utilisés	44
I.1.3. Positionnement de fantôme Catphan 600	46
I.1.3.1. Vérification de la position de fantôme	47
I.1.4 les différents tests effectués pour vérifier la qualité d'image	47
I.1.4. 1. Le bruit	47
I.1.4.2.L' uniformité	48
I.1.4.3.La résolution spatial	50
I.1.4.3.1. La résolution à haut contraste	50
I.1.4.3.2. La résolution a bas contraste	51
I.1.4.4. L'épaisseur de coupe	52
I.1.4.5.La distorsion géométrique	53
I.1.4.6. La linéarité	54
I.5. Contrôle de qualité mécanique	54
I.1.5. Contrôle de déplacement de la table	56
I.1.6.Contrôle de qualité des systèmes lasers	57
II. Contrôle de qualité mécanique et dosimétrique de l'accélérateur linéaire Varian DHX 2100	58
II .1 .vérification des systèmes de sécurité et des voyants	58
II.1. 1 .Contrôle des voyants lumineux	58
II.1.2. Contrôle des sécurités mécaniques et électriques	59
II.1.2.1. Verrouillage de porte	59
II.1.2. 2. Arrêt d'urgence	59
II.1.2. 3. Arrêt de l'irradiation	60
II.1.2. 4. Détecteur anti collision	60
II.1.2. 5 Contrôle des accessoires	60
II.1.2. 6. Surveillance audiovisuel	61
II.2.contrôle de qualité mécanique du Varian DHX 2100	61
II.2.1. Contrôle d'angle du bras	62
II.2.2. Contrôle d'angle du collimateur	63
II.2.3. Contrôle de télémètre	64
II.2.4. Contrôle de la Taille des champs	65
II.2.5. contrôle mécanique de la table	66
II.2.6. Contrôle de Position des mâchoires	69
II.2.7.Contrôle de la Correspondance entre le champ lumineux et le champ irradié (photons) ..	70
II.2.8. Contrôle des Lasers	71
II.3.Contrôle de qualité dosimétrique de l'accélérateur linéaire Varian DHX 2100.....	73
II.3.1.Introduction	73

II.3.2. Les outils utilisés	73
II.3.2.1.La chambre d'ionisation	73
II.3.2.2. La cuve à eau	74
II.3.2.3. Logiciel d'acquisition de données Mephisto	75
II.3.2.4.Le contrôleur	75
II.3.2.5. Les électromètres	76
II.3.2.6. Thermomètre et baromètre	77
II.3.3 Etalonnage dans l'eau (dosimétrie de référence)	78
II.3.3.1. Montage expérimental de la cuve eau	78
II.3.3.2.Conditions de mesure	79
II.3.3.3. Positionnement de la chambre de mesure	79
II.3.3 .4. Les photons	80
II.3.3.4.1.Mesure de profil	80
II.3.3.4.2.Mesure de PDD	84
II.3.3.5. Les électrons	86
II.3.3 .5. 1. Mesure de profil	86
II.3.3 .5. 2. Mesure des PDD	89
II.3.4. Mesure des Débits (Calcul de débit de dose)	92
II.3.4. 1. Les photons	92
II.3.4. 1.1. Equipement	92
II.3.4. 1.2. Conditions de mesure	92
II.3.4. 1.3. Positionnement de la chambre	92
II.3.4. 1.4. Mesure des Débits	92
II.3.4. 2. Les électrons	93
II.3.4. 2.1.Equipement	93
II.3.4. 2.2. Conditions de mesure	93
II.3.4. 2.3. Positionnement de la chambre	94
II .3.4.2.4.Mesure des Débits	94
II.3.5. Dosimétrie de routine (Le Top)	96
II.3.5.1. Conditions de mesure avec DailyQA	96
II.3.5.2. Conditions de mesure avec plaque PMMA	97
II.3.5.3. Tolérances et fréquences	98
II.3 conclusion	98

Liste des Figure

Figure (1.1) : Chronologie des étapes d'un traitement par radiothérapie	2
Figure (1.2) : Représentation schématique de l'effet photo-électrique	6
Figure (1.3) : Représentation schématique de la diffusion Compton	6
Figure (1.4) : Représentation schématique du phénomène de production de paires	7
Figure (1.5) Représentation de la prédominance des effets	7
Figure (1.6): présentation schématique des interactions électron matière : à gauche émission de photons de freinage, à droite émission de photons caractéristiques	8
Figure (1.7) : Action direct	9
Figure (1.8) : Action indirect	9
Figure (1.9) : Représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu travers	11
Figure (1.10) : L'équilibre électronique	14
Figure (1.11) : Schéma représentant les différentes distances entre le faisceau, le fantôme d'eau et le détecteur	15
Figure (1.12). Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale 6 MV et de taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$	18
Figure (1.13) : Profil de dose d'un champ de photons de 6 MV et de dimensions $10 \times 10 \text{ cm}^2$ mesuré dans l'eau selon l'axe médian crossplane à une profondeur de 10 cm et à une distance source surface de l'eau de 90 cm	19
Figure (2.1) : accélérateur linéaire varian	20
Figure (2.2) : Schéma simplifié les composants d'accélérateur linéaire	21
Figure (2.3) : image de klystron	22
Figure (2.4) : Le magnétron	22
Figure (2.5) : image de canon d'électron	22
Figure (2.6) : Section accélératrice électrostatique	23
Figure (2.7) : les composants de la tête de l'accélérateur linéaire	25
Figure (2.8) : dispositif d'imagerie scanner (CT)	26
Figure (2.9) : les principes composant de scanner	28
Figure (2.10) : Tube à rayon X avec une anode tournante	28
Figure (2.11) : Schématisation du nombre de rangées des capteurs à rayons X présents sur les CT mono-barrette (SDCT) et multi-barrettes (MDCT)	30
Figure (2.12) : console de la salle de scanner	31
Figure (4.1) : fantômes Catphan ®600	45
Figure (4.2) : l'emplacement des modules de Catphan 600	45
Figure (4.3) : représentation schématique de positionner le Catphan®600	46
Figure (4.4) : les rampes centrées indiquent l'alignement du fantôme	47

Figure (4.5) : Evaluation de Bruit de scanner simulateur « GE OPTIMA 580W »	48
Figure (4.6) : Evaluation d'Uniformité	49
Figure (4.7): Image axiale du module CTP528 du fantôme Catphan® 600	50
Figure (4.8): Evaluation de la Résolution à haut Contraste	50
Figure (4.9): Dimension et % de contraste des tiges cylindriques présentes dans le module CTP515	51
Figure (4.10): Evaluation de la Résolution à bas contraste	51
Figure (4.11) : Le module CTP 591	52
Figure (4.12) : Evaluation d'épaisseur de coupe	52
Figure (4.13) : évaluation de distorsion géométrique	53
Figure (4.14) : Le module CTP404	54
Figure (4.15) : vérification de la linéarité des nombres UH	54
Figure (4.16) : Courbes d'UH en fonction de densité électronique	55
Figure (4.17) : chambre d'ionisation semiflex	74
Figure (4.18) : Photographie de la cuve à eau	75
Figure (4.19) : contrôleur PTW	76
Figure (4.20): électromètre de type UNIDOS (PTW)	76
Figure (4.21) : Electromètre TANDEM	77
Figure (4.22) Thermomètre et baromètre	78
Figure (4.23) : Schéma. Cuve à eau en cours de montage	78
Figure (4.24) : condition de mesure pour le contrôle qualité dosimétrique des photons	79
Figure (4.25) : Schéma Chambre relative sur les bras (G), chambre de référence en bord de champ(D)	80
Figure (4.26): courbe de profil de dose d'un faisceau d'électron d'énergie 16 MeV avec taille de champ 20x20cm. Obtenu par software MEPHYSTO mc2	80
Figure (4.27) : Profile de dose de taille du champ 10X10 pour l'énergie 6MV	82
Figure (4.28) : Profile de dose de taille de champ 10X10 pour l'énergie 18MV	83
Figure (4.29) : géométrie correspondant la mesure de PDD	85
Figure (4.30) : Rendement en profondeur pour le faisceau de RX pour l'énergie 6MV	85
Figure (4.31) : Rendement en profondeur pour le faisceau de RX pour l'énergie 18MV	86
Figure (4.32) : Profile de dose pour faisceau d'électron - applicateur 20X20 d'énergie 6MeV	86
Figure (4.33) : Profile de dose pour faisceau d'électron - applicateur 20X20 d'énergie 9MeV	87
Figure (4.34) : Profile de dose pour faisceau d'électron - applicateur 20X20 d'énergie 12MeV	87
Figure (4.35) : Profile de dose pour faisceau d'électron - applicateur 20X20 d'énergie 16MeV	88
Figure (4.36) : Profile de dose pour faisceau d'électron - applicateur 20X20 d'énergie 20MeV	88
Figure (4.37) : Rendement en profondeur pour faisceau d'électron d'énergie 6MeV	89
Figure (4.38) : Rendement en profondeur pour faisceau d'électron d'énergie 9MeV	90
Figure (4.39) : Rendement en profondeur pour faisceau d'électron d'énergie 12MeV	90

Figure (4.40) : Rendement en profondeur pour faisceau d'électron d'énergie 16MeV	91
Figure (4.41) : Rendement en profondeur pour faisceau d'électron d'énergie 20 MeV	91
Figure (4.42) : positionnement de l'applicateur et de chambre Roos	94

Liste Des Tableaux

Tableau (4.1) : Contrôle de bruit	48
Tableau (4.2) : Contrôle de l'uniformité	49
Tableau (4.3) : Contrôle de la Résolution à haut Contraste	50
Tableau (4.4) : Contrôle de la Résolution à bas Contraste	51
Tableau (4.5) : Contrôle de l'épaisseur de coupe	52
Tableau (4.6) : Contrôle de la Distorsion géométrique	53
Tableau (4.7) : les mesures de nombre UH et les densités électronique dans l'examen de scanner GE OPTIMA 580W	55
Tableau (4.8) : Contrôle de déplacement de la table	57
Tableau (4.9) : Contrôle des systèmes lasers	58
Tableau (4.10) : Contrôle d'angle du bras	63
Tableau (4.11) : Contrôle d'angle du collimateur	64
Tableau (4.12) : Contrôle télémètre	65
Tableau (4.13) : contrôle de la Taille des champs	66
Tableau (4.14) : Contrôle de déplacement vertical de la table	67
Tableau (4.15) : Contrôle Déplacement latérale et longitudinal de la table	68
Tableau (4.16) : Contrôle de Rotation de la table	69
Tableau (4.17) : Contrôle de Position des mâchoires	70
Tableau (4.18) : Contrôle de la Correspondance entre le champ lumineux et le champ irradié	71
Tableau (4.19) : Contrôle des Lasers	72
Tableau (4.20) : Contrôle d'homogénéité, la symétrie, le Pénombre et la taille de champ pour les photons	83
Tableau (4.21) : Contrôle d'homogénéité, la symétrie, le Pénombre et la taille de champ pour les électrons.....	89
Tableau (4.22) : mesure de la polarité pour les photons	93
Tableau (4.23) : Mesure des débits pour les photons	93
Tableau (4.24) : mesure de la polarité pour les électrons	95
Tableau (4.25) : Mesure de débit pour les électrons	96
Tableau (4.26) : Tolérances et fréquences de contrôle qualité quotidien par DailyQA	98

Abréviations :

GY : Gray

ADN : Acide désoxyribonucléique

VC : Volume cible

MV : Méga volts

RCMI : Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité

3D : Trois dimensions

CT : Computerized tomography

TEP : Tomographie par Émission de Positrons

TPS: Treatment Planning System

IRM: Imagerie par résonance magnétique

IPEM: Institute of Physics and Engineering in Medicine

ICRE: International Commission on Radiation Units and Measurements

Kev: Kilo Electron Volt

MeV : Méga Electron Volt

TLE : Transfert linéique d'énergie

UM : Unité Moniteur

SDD : Source-to-Detector Distance (distance source-détecteur)

SSD : Skin Source Distance (\equiv DSP)

TPR : Tissue Phantom Ratio (rapport tissu fantôme)

TMR : Tissue Maximum Ratio (rapport tissu maximum)

OF : Output Factor (facteur d'ouverture du collimateur)

PDD : Percentage Depth Dose

EPID : Dispositif d'imagerie portail électronique

GHz : Giga hertz

CAF : Contrôle automatique de fréquence (automatic frequency control)

RLC : Circuit électrique formé d'une résistance, d'une bobine et d'un condensateur

Z : Numéro atomique de l'atome

mA : Méga ampère

DAS : Système d'acquisition des données

KW: Kilowatt

RX: Rayon x

SDCT: Single Detector Computed Tomography

SDCT: Scanner mono-barrette

MDCT: Scanner multi-barrettes

AIEA: International Atomic Energy Agency.

ALARA: As Low As Reasonably Achievable

PTV : Planning Target Volume.

IRSN : Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire

HDPE : Polyéthylène de haute densité

LDPE : Polyéthylène de basse densité

PMP: Poly méthyl pentene

UH: Unité Hounsfield

PMMA : Polyméthacrylate de méthyle

DSP : Distance Source Peau

PTW: Physikalisch-Technische Werkstätten

UNIDOS: Universelle Dosimètre

Introduction générale :

En Algérie, on estime à 40000 le nombre de nouveaux cas de cancer détectés par an. Plus de la moitié des patients ont besoin de traitement par radiothérapie, exclusif ou associé à une autre modalité de traitement telle que la chirurgie ou la chimiothérapie. Le principe de la radiothérapie consiste à traiter les tumeurs par l'utilisation de Rayonnements ionisants (photons ou électrons) de hautes énergies dont les effets Biologiques conduisent à la mort des cellules cancéreuses. Ces applications médicales des rayonnements ionisants sont considérées parmi les facteurs essentiels du progrès dans le domaine de la santé.

L'objectif de cette arme thérapeutique est de délivrer une dose de radiation suffisamment élevée aux tissus cancéreux afin de permettre le contrôle local de la tumeur, tout en épargnant au mieux les organes à risques avoisinants, afin de limiter le risque de complications.

Dans cette perspective, la radiothérapie externe a bénéficié ces dernières années d'importants développements technologiques. Ces améliorations ont abouti à des modifications dans la conception du traitement de radiothérapie, imposant notamment la technique conformationnelle et la précision qu'elle implique.

Cela a été possible, grâce aux accélérateurs linéaire (linac) qui étés devenus capable de délivrer une dose à haut énergie peut atteindre 25 MeV et des scanner – simulateurs (CT- SIM) qui sont très important dans l'identification précise des volumes cibles et dans la planification de traitement.

Dans la radiothérapie Le résultat thérapeutique est liée à la qualité des matérielle et au contrôle de la réalisation du traitement.

L'objectif de ce manuscrit consiste à déterminer les procédures et les applications du contrôle qualité pour les accélérateurs linéaires et les scanners simulateur.

Les procédures de contrôle qualité exigent que ces données sont contrôlées périodiquement selon le protocole. S'il y a des changements important entre les nouvelles valeurs et les anciennes valeurs le physicien doit intervenir et rectifier les données.

Dans ce projet, nous avons procédé l'organisation suivante :

Le premier chapitre sera consacré à une description de radiothérapie et son principe Il s'attache aussi à la description de l'interaction des rayonnements avec la matière et l'effet biologique des rayonnements ionisants ainsi une description générale sur les grandeurs et les unités dosimétriques utilisés en radiothérapie.

Dans le second chapitre nous avons donné une Description des accélérateurs linéaires et des scanner simulateurs, leurs composants et leurs fonctionnements.

Le troisième chapitre est consacré à des notions générales sur le contrôle de qualité ainsi les Besoin d'assurance qualité puis en citons quelque accident en radiothérapie.

Le quatrième chapitre est réservé à la partie expérimentale de notre travaille et à l'interprétation des résultats obtenus, pour les accélérateurs linéaires Varian DHX 2100et pour les scanners simulateur GE OPTIMA 580W dans le centre anti cancer d'Oran.

Et à la fin, une conclusion générale sur la mise en œuvre et l'importance des protocoles des contrôles de qualité mécanique et dosimétrique dans le service de radiothérapie.

Chapitre 1 :
Généralité en radiothérapie
et base physique

I. Définition de la radiothérapie

La radiothérapie est l'un des trois traitements majeurs du cancer, à côtés de la chirurgie et de la chimiothérapie. La radiothérapie consiste à utiliser des rayonnements ionisants pour détruire les cellules cancéreuses. Son principe a été découvert dès la fin du XIX^{ème} siècle (1896): les rayonnements dits ionisants, délivrés à une certaine dose mesurée en Grays (Gy) endommagent l'ADN des cellules cancéreuses.

La radiothérapie est un traitement très efficace, réalisé soit à visée curative, pour guérir, soit à visée palliative pour soulager quand il n'y a plus espoir de guérison, soit à visée symptomatique, pour supprimer un symptôme. Elle a une place essentielle dans l'arsenal thérapeutique du cancer [1].

Il existe deux types de radiothérapie : La radiothérapie interne et la radiothérapie externe

I.1. La radiothérapie interne

I.1.1. La curiethérapie

Utilise des sources radioactives implantées à l'intérieur du corps du patient au contact direct de la zone à traiter. Ces sources émettent des rayonnements qui détruisent les cellules cancéreuses [40].

I.1.2. La radiothérapie métabolique

Utilise une substance radioactive administrée par voie orale (boisson ou capsule) ou par injection intraveineuse, une substance radioactive, qui se fixe préférentiellement sur les cellules cancéreuses pour les détruire. La radiothérapie métabolique est utilisée pour traiter certains cancers de la thyroïde, la maladie de Vaquez et certaines métastases osseuses [41].

I.2. La radiothérapie externe

La radiothérapie externe utilise des sources de rayonnements ionisants externes au patient pour traiter de manière ciblée le volume cible (VC) [2]. Les rayonnements utilisés, majoritairement des photons de rayons X de haute énergie (plusieurs mégavolts) sont produits par des accélérateurs de particules.

L'accélérateur peut tourner sur 360° autour du patient allongé sur une table de traitement, afin de donner au faisceau de rayons X l'orientation adéquate [1].

Il existe différentes techniques de radiothérapie externe : Radiothérapie conventionnelle, Radiothérapie conformationnelle, Cyber – Knife, Tomothérapie, Radiothérapie

conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI), Dans le centre anti cancer Emir Abdelkader d'Oran, la radiothérapie conformationnelle 3D est utilisée.

I.2.1. La radiothérapie conformationnelle

La radiothérapie «conformationnelle» 3D constitue une étape importante dans l'évolution de la radiothérapie puisqu'elle permet une meilleure adaptation du faisceau au volume tumoral et une limitation de l'exposition des organes sains. Le volume d'irradiation étant mieux défini, il est possible d'augmenter la dose délivrée à l'intérieur de celui-ci et ainsi d'accroître l'efficacité de la radiothérapie. Avec la radiothérapie « classique », les doses totales généralement administrées sont de l'ordre de 65 Gy ; avec la radiothérapie conformationnelle, il est désormais possible d'aller au-delà sans augmenter la toxicité. [3] La mise en œuvre d'un traitement de radiothérapie s'effectue en trois grandes étapes : l'acquisition des données anatomiques du patient, la planification dosimétrique du traitement et la délivrance de la dose [2].

II. Chaîne de traitement en radiothérapie

Pour réaliser un traitement dans son ensemble, de nombreuses étapes sont nécessaires et indispensables

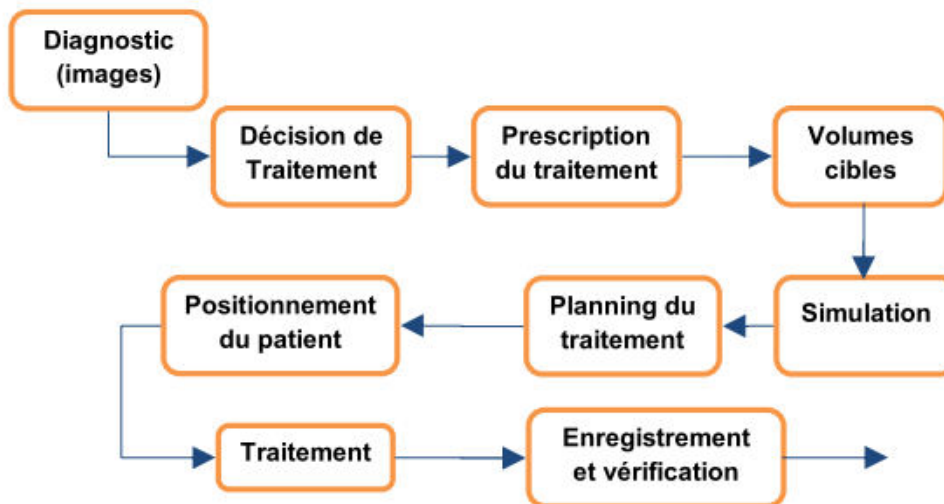


Figure (1.1) : Chronologie des étapes d'un traitement par radiothérapie.

II. 1. Simulation virtuelle

L'étape de simulation est réalisée avec les manipulateurs et le médecin. Cette étape consiste à positionner le malade dans une salle où se situe un appareil de radiodiagnostic spécialisé, appelé simulateur. Avec cet appareil, la région du corps à traiter et les régions de voisinage qu'il faut protéger seront déterminées. Les repères sont dessinés sur la peau du patient avec une teinture spéciale. Il est souvent nécessaire de procéder à un examen au CT-scanner ou PET-CT afin de déterminer, avec d'avantage de précision, la région à traiter. Lors de cet examen, on prend des clichés extrêmement précis de la région à traiter, dans une position identique à celle du traitement.

Il est important de garder jusqu'à la première séance de traitement, le marquage au feutre réalisé sur la peau et qui délimite la zone à traiter. Parfois ce traçage ne se fait pas sur la peau mais sur les moyens de contention appelés masques qui sont utilisés dans certaines localisations (tête et cou) pour éviter au patient de bouger et permettre de garder toujours la même position.

II. 2. Planification de traitement

En clinique, la planification des traitements est très complexe et nécessite plusieurs étapes. Le processus commence d'abord par un diagnostic, suivi d'un choix thérapeutique et d'une prescription de dose et de la planification du traitement (selon un protocole défini), puis la délivrance du traitement avec les différents contrôles recommandés.

La préparation du traitement est donc réalisée grâce à un système de planification de Traitement TPS pour déterminer la distribution de dose dans la tumeur et les zones Avoisinentes. Cette distribution de dose doit être optimum de manière à ce que les tissus normaux autour reçoivent le minimum de dose. Ils intègrent quasiment tous des algorithmes de calcul de la distribution de dose, des outils de traitements des images médicales et de "contourage" de tumeur. Quatre points fondamentaux sont nécessaires pour une planification précise :

- L'utilisation d'image scanner de qualité reproduisant de manière fiable le patient en position de traitement, pour l'identification des structures tumorales et des organes à risque. Ce type d'imagerie, grâce à des techniques de recalage d'images.
- Combiné à d'autres modalités comme l'imagerie par résonance magnétique (IRM) ou l'imagerie TEP (Tomographie par Emission de Positons).

- La simulation précise des interactions des rayonnements ionisants avec les tissus humains.
- Le calcul de dose en fonction des paramètres physiques et géométriques de l'appareil de traitement et du patient.

II. 3. Positionnement du patient

Consiste à positionner le patient comme lors de la simulation grâce aux repères et aux Systèmes de lasers. Ceci permet de contrôler que la balistique choisie est compatible avec le patient. Un contrôle de la zone irradiée peut être effectué grâce à des clichés radiologiques ou par une imagerie portale.

La reproductibilité du positionnement du patient à quelques millimètres près est essentielle afin de dispenser un traitement efficace et sûr. Le patient doit évidemment demeurer parfaitement immobile durant l'irradiation [4].

III. La précision en radiothérapie

L'effet biologique des radiations ionisantes sur la tumeur et sur le tissu sain peut être modélisé par une relation dose-réponse non linéaire. Les courbes cliniques (dose-réponse) sont très raides, avec une variation de 5 % dans la dose délivrée, le résultat est un changement de 10 à 30 % dans la réponse cellulaire [5]. Selon le rapport IPEM [6], une différence D'environs 10 % dans la dose absorbée est détectable dans le contrôle local de la tumeur, un écart de 7 % au niveau de la dose absorbée peut induire des réactions au niveau des tissus sains. Brahme et al. [7] ont conclu à partir d'une série de courbes dose-réponse qu'un contrôle local avec un niveau de tolérance de 5 % nécessite une dose moyenne associée à un écart type inférieure ou égale à 3 %. Ceci est en accord avec une recommandation donnée par Mijnheer et al. [8] basée sur l'examen de la pente des courbes dose-réponse [9], l'erreur maximale sur la dose délivrée doit rester inférieure à 5 % Enfin le rapport de l'ICRU-42 [10] indique que la connaissance de la dose en un point donné est l'aboutissement de trois étapes :

1. la détermination de la dose absorbée au point de référence dans les conditions de référence.
2. le calcul de la dose, par le TPS, en un point du patient relative à la dose au point de référence.
3. la mise en place du patient.

L'incertitude sur la dose délivrée est la combinaison des incertitudes inhérentes à chacune des étapes citées ci-dessus. Par conséquent, il est couramment et cliniquement admis 2,5 %

d'incertitude sur le réglage du faisceau (symétrie, homogénéité, pénombre...) ,3 % sur le calcul de la dose relative par le TPS et enfin 3 à 4 % d'incertitude lors de la délivrance du traitement (positionnement du patient, moyens de contentions, centrage, mouvements internes et externes, amaigrissement...) [8, 9, 10].

Des erreurs dans ces différents processus peuvent conduire à des changements majeurs dans les résultats espérés : une dose délivrée supérieure à la dose prescrite induira des complications au niveau des organes sains voisins et à l'inverse, une dose délivrée plus faible que celle prévue réduira les chances de contrôle local. Il faut donc mettre en place un programme d'assurance de qualité qui assure que chaque patient reçoive la dose prescrite au niveau des volumes à traiter et prédite au niveau des tissus sains avec une incertitude globale maximale de 5 % qui correspond à une incertitude maximale de 2,5 % d'incertitude sur le réglage du faisceau sur l'accélérateur [11].

IV. Principe de radiothérapie

La radiothérapie, comme nous l'avons dit précédemment, est un traitement utilisant les rayonnements ionisants. Nous définirons donc dans cette partie les différents rayonnements utilisés ainsi que leurs interactions avec la matière et leurs effets sur la matière vivante.

Les rayonnements ionisants les plus utilisés en radiothérapie sont les photons et les électrons. Leur interaction avec la matière passe par différentes étapes.

IV.1. Effet physique

IV.1.1 Interaction photons-matière

Les faisceaux de photons en radiothérapie sont des rayonnements indirectement ionisants qui mettent en mouvement des particules chargées (électrons et positrons) dans le milieu; ces particules chargées, à leur tour, vont interagir avec le milieu ce qui aboutit aux effets biologiques [42]

IV.1.1.1. Les trois processus ionisants principaux

- L'effet photoélectrique

L'effet photoélectrique est le principal effet existant quand on parle de l'interaction entre photons et un matériau (action de la lumière sur un matériau). Des électrons sont éjectés du matériau lorsque des photons interagissent.

Toute l'énergie du photon incident est transmise à l'électron périphérique en l'extrayant de son atome et en créant un atome ionisé. La transmission partielle d'énergie est liée à l'effet Compton.

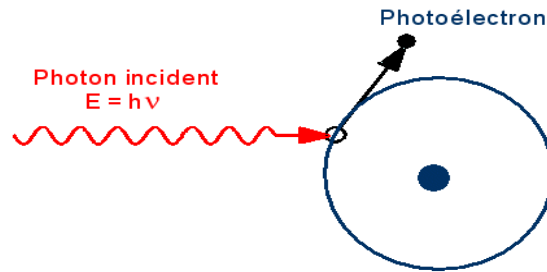


Figure (1.2) : Représentation schématique de l'effet photo-électrique.

- L'effet Compton

De manière simple, l'effet Compton est attribué à l'allongement de la longueur d'onde et au changement de la direction de la trajectoire d'un photon dans la diffusion de celui-ci sur une particule de matière.

La variation de longueur d'onde donne par conséquence une variation d'énergie. Le photon perd son énergie, laquelle est entièrement distribuée à l'électron sur lequel la diffusion s'est faite [39].

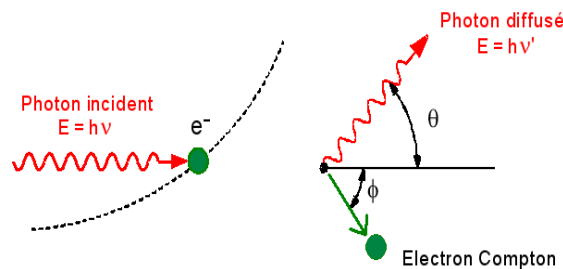


Figure (1.3) : Représentation schématique de la diffusion Compton

- L'effet matérialisation (création de paire)

L'énergie du photon incident est totalement matérialisée sous la forme d'une paire électron-positron sous l'effet du champ électrique du noyau atomique. Ce processus est suivi d'une annihilation dans laquelle le positron et un électron s'annihilent mutuellement en générant un pair de photons de 511 keV émis à 180° l'un de l'autre [42].

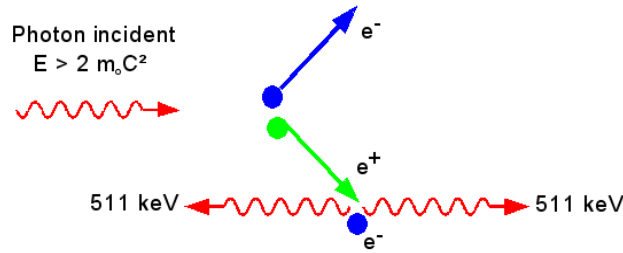


Figure (1.4) : Représentation schématique du phénomène de production de paires.

IV.1.1.2. Prédominance des effets

L'effet Photoélectrique prédomine aux basses énergies et au numéro atomique de l'atome élevé.

L'effet Compton prédomine aux moyennes énergies et au numéro atomique de l'atome faible.

L'effet de production de paire prédomine aux hautes énergies et au numéro atomique de l'atome élevé. [23]

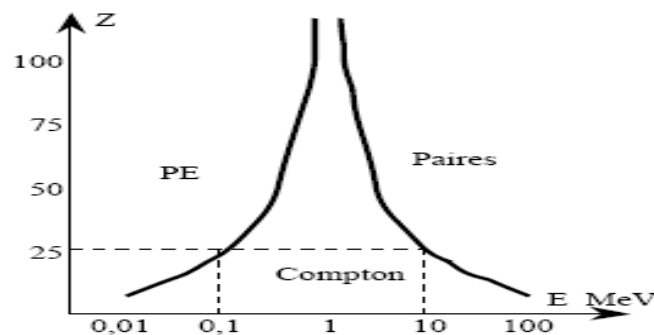


Figure (1.5) : Représentation de la prédominance des effets.

IV.1.1.3. Transfert linéique d'énergie (TLE)

Le transfert linéique d'énergie (LET, « linear energy transfer » en anglais) est le produit de l'ionisation spécifique (IP/cm) et de l'énergie moyenne déposée par paire d'ions (eV/IP). C'est le transfert linéique d'énergie qui détermine en grande partie les conséquences d'une exposition à des radiations. En général, des particules à LET élevé (particules alpha, protons etc.) sont beaucoup plus dommageables que des particules à LETS faible (électrons, beta moins et beta plus).

Ce paramètre est défini en eV/cm, inversement proportionnel à l'énergie cinétique de la particule (à vitesse plus basse l'ionisation spécifique augmente), et il est proportionnel au carré de la charge.

IV.1.2 Interaction électrons-matière

Les principales interactions des électrons avec les atomes sont :

- **La diffusion élastique** : simple déviation de l'électron incident. [42]
- **La diffusion inélastique (rayonnement caractéristique)** : qui provoque l'éjection d'un électron de l'atome, au prix d'une perte d'énergie de l'électron incident. [42]
- **Le rayonnement de freinage** : l'électron est freiné et dévié en passant dans le voisinage d'un noyau atomique. L'énergie perdue par l'électron est emportée par un photon, dit secondaire, qui pourra interagir avec la matière plus loin. Ce processus bien que faible n'est pas négligeable dans les calculs et explique que l'on observe un dépôt de dose non nul à l'extérieur du faisceau, à une distance bien supérieure à la portée des électrons. [42]

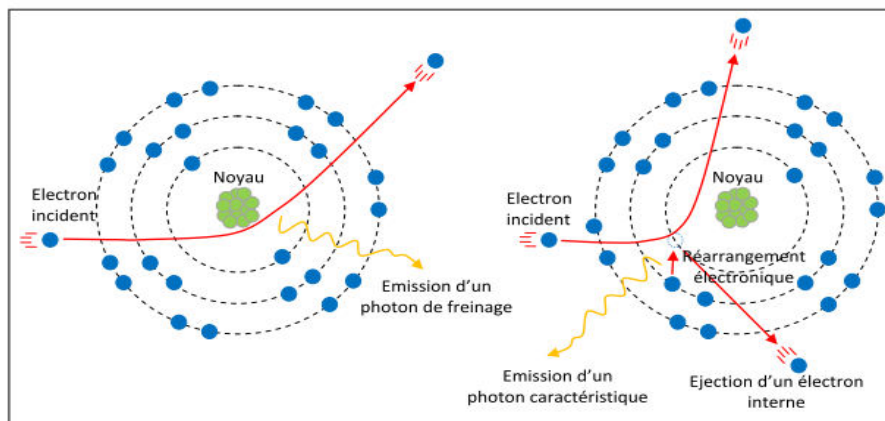


Figure (1.6): présentation schématique des interactions électron matière : à gauche émission de photons de freinage, à droite émission de photons caractéristiques.

IV.2. Effets biologiques des rayonnements ionisants

Le tissu biologique est principalement constitué de molécules d'eau (80%). On peut donc l'assimiler à une solution aqueuse. Lorsque les rayonnements arrivent sur le tissu il y aura des réactions de deux ordres. C'est à dire des réactions impliquant les molécules d'eau ou celles du tissu.

Les ionisations créées par les rayonnements peuvent avoir une voie directe ou une voie indirecte [Figure (1.7) et (1.8)].

IV.2.1. L'effet direct : Dans l'effet direct, le rayonnement interagit directement avec une cible critique dans la cellule : molécule ou structure intra-cellulaire de faibles dimensions (gènes, chromosomes, etc.). Les atomes de ces structures ou de ces molécules critiques peuvent s'ioniser ou être excités à partir d'une interaction coulombienne, conduisant à une chaîne d'événements physiques et chimiques qui aboutissent à un dommage biologique. [26]

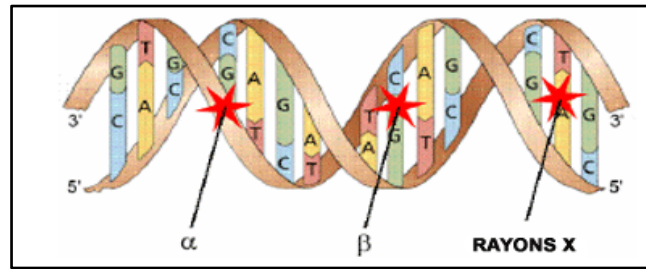


Figure (1.7) : action direct.

IV.2.1. Les effets indirects : proviennent essentiellement des ionisations des molécules d'eau que conduisent à la formation de radicaux libres spécifiques. Ces produits de la radiolyse de l'eau sont H° et OH° tous deux extrêmement réactifs, ils vont donc réagir à leur tour avec les molécules de la solution, entraînant leurs modifications chimiques. Ces réactions sont quasi immédiates après l'irradiation (10^{-16} s). [28]

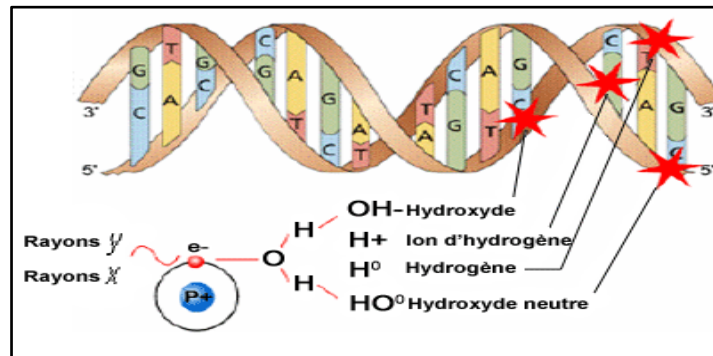


Figure (1.8) : action indirect.

V. La dosimétrie en radiothérapie externe

La dosimétrie est un moyen de mesure de la dose des rayonnements, absorbée par la matière et de contrôle du bon fonctionnement de l'installation. Comme elle représente une assurance de résultats et de qualité pour les produits traités [13] et une maintenance des performances des mesures acceptables. [14].

V .1 Quelques grandeurs fondamentales en dosimétrie :

Les définitions évoquées dans cette partie sont celles des grandeurs qui représentent l'outil nécessaire pour corréler des mesures physiques aux effets des irradiations. Ce sont des grandeurs macroscopiques se rapportant aux effets dans un milieu, pouvant être utilisées pour prévoir les conséquences d'une irradiation [15].

Nous allons ici définir quelques grandeurs utilisées en dosimétrie des rayonnements ionisants. Il ne s'agit pas d'être exhaustif mais de donner les notions de base nécessaires à la compréhension des phénomènes physiques dans les faisceaux de photons de petites dimensions [14]

L'action d'un rayonnement ionisant est définie par plusieurs grandeurs, auxquelles correspondent des unités particulières. Les grandeurs usuellement utilisées en dosimétrie sont : [14]

V .1 .1. Exposition :

L'exposition ne s'applique qu'à des rayonnements indirectement ionisants et parmi ceux-ci uniquement aux rayons X et γ .

Cette quantité d'exposition est définie par l'ICRU (International Commission on Radiation Unit and measurements) comme le quotient de la charge ΔQ par le volume d'air de masse Δm . [16, 17,18]

$$\mathbf{X} = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad (1.1)$$

L'unité : $C.kg^{-1}$

L'ancienne unité utilisée était le Roentgen (R)

$$1R = 2.58.10^{-4}C. kg^{-1}[19]$$

Où ΔQ est la charge électrique totale de tous les ions d'un signe donné produits dans l'air quand tous les électrons secondaires libérés par les photons dans un volume d'air de masse Δm Sont complètement arrêtés par l'air.

Les ions produits par l'absorption des rayonnements de freinage émis par les électrons secondaires très énergétiques n'entrent pas dans la charge ΔQ .

V .1 .2. Le Kerma

Le Kerma représente l'énergie cinétique libérée dans le milieu par le rayonnement

Indirectement ionisant (photon, neutron). Le transfert d'énergie par un flux de photons à un milieu se fait en deux étapes [20] [18] :

- 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 pair, 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.

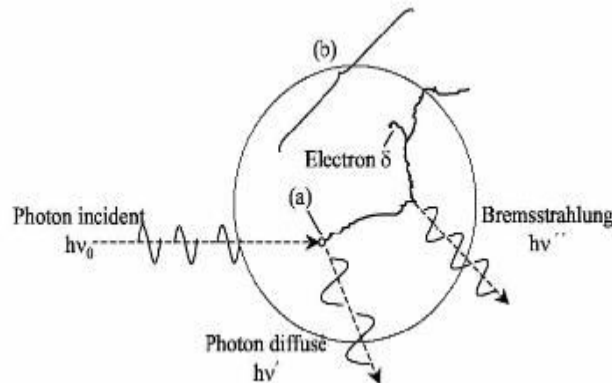


Figure (1.9) : Représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé.

Quantité dénommée Kerma (Kinetic Energy Released per unit Mass in the medium)

Elle traduit le premier acte du transfert d'énergie par collision aux particules secondaires.

Elle présente la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées mises en mouvement par les rayonnements dans le volume de masse dm du milieu :

$$\mathbf{K} = \frac{dE_{cin}}{dm} \quad (1.2)$$

Dans le système international des unités (SI), le kerma est exprimé en gray (symbole : Gy) : $1\text{Gy} = 1 \text{ J/kg}$. Bien que son usage ne soit plus autorisé depuis 1er janvier 1986, une ancienne unité est encore souvent employée le rad ($1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ Gy}$).

Le Kerma s'applique quelle que soit la nature du rayonnement indirectement ionisant.

Lorsque le milieu absorbant est l'air, on parle de Kerma et de débit de Kerma dans l'air. [21]

Le Kerma se divise en Kerma de collision K_{col} et Kerma K_{rad} radiatif [18].

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 :

$$\mathbf{K} = K_{col} + K_{rad} \quad (1.3)$$

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 \bar{g} .

Par conséquent, la fraction d'énergie perdue lors des collisions est $(1 - \bar{g})$.

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

$$K_{col} = \mathbf{K} (1 - \bar{g}) \quad (1.4)$$

Le débit de Kerma est le quotient de la variation du Kerma ΔK pendant un intervalle de temps Δt

$$\mathbf{K} = \frac{\Delta K}{\Delta t} \quad (1.5)$$

Son unité est le gray par minute.

V .1 .3 La dose absorbée :

C'est une grandeur plus intéressante en radiothérapie et en radiobiologie.

La différence entre le Kerma et la dose absorbée peut être mise en évidence en remarquant que dans l'énergie transférée à l'électron une partie est déposée dans le milieu, l'autre est perdue sous forme de rayonnement de freinage [17].

La dose absorbée, D , est le quotient $\overline{d\varepsilon}$ par dm , où $\overline{d\varepsilon}$ est l'énergie moyenne cédée par le rayonnement ionisant à la matière de masse dm :

$$D = \frac{\overline{d\varepsilon}}{dm} \quad (1.6)$$

Unité S.I. : $J kg^{-1}$. Le nom spécial de l'unité de dose absorbée est le gray (symbole : Gy) :
 $1Gy = 1 J.kg^{-1}$

L'ancienne unité de dose absorbée, rad, a pour valeur correspondante : $1 rad = 10^{-2}J.kg^{-1}$

Pour une source de photon et sous les conditions de l'équilibre électronique, la dose absorbée D , peut être exprimée comme suit :

$$D = \Phi \cdot E \cdot \frac{\mu_{en}}{\rho} \quad (1.7)$$

Où :

Φ = fluence des particules (particules / m^2)

E = énergie du rayonnement ionisant (J), et (μ_{en} / ρ) = Le coefficient massique d'absorption d'énergie (m^2 / kg) [22] [15].

V.1.4. Le débit de dose absorbée :

Le débit de dose absorbée \dot{D} , est le quotient de dD par dt , où dD est l'incrément de dose absorbée pendant l'intervalle de temps dt correspondant :

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (1.8)$$

Unité S.I : $J \cdot kg^{-1} \cdot s^{-1}$

Le nom spécial, gray (Gy), peut être substitué au joule par kilogramme :

$$1 Gy \cdot s^{-1} = 1 J \cdot kg^{-1} \cdot s^{-1}$$

L'ancienne unité de débit de dose absorbée, $rad \cdot s^{-1}$, a pour valeur correspondante :

$$1 rad \cdot s^{-1} = 10^{-2} J \cdot kg^{-1} \cdot s^{-1} \quad [22, 14, 15].$$

V.1.5 L'équilibre 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 [18,17].

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 D_e de l'équilibre électronique.

$$D = K_{col} = K (1 - \bar{g}) \quad (1.9)$$

Lorsque celui-ci est éteint, le flux d'électrons est proportionnel au flux de photons ; mais celui-ci étant atténué le flux d'électrons diminue alors parallèlement tout en restant proportionnel au flux de photons.

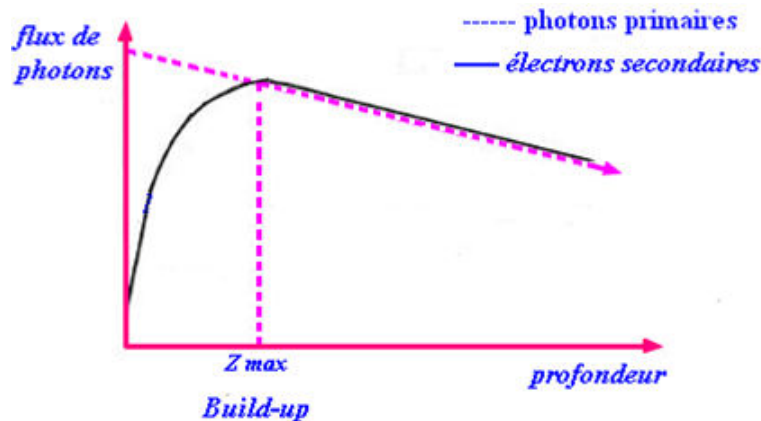


Figure (1.10) : L'équilibre électronique.

V.1.6 L'unité moniteur (UM) :

En radiothérapie externe, l'accélérateur de particules délivre la dose au patient sous forme d'Unité Moniteur (UM). A l'origine, l'accélérateur de particules a été réglé pour délivrer une certaine dose dans des conditions de référence.

1 UM = 1 cGy pour un champ d'irradiation $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à une distance source/détecteur de 100 cm, et à la profondeur du maximum de dose [23].

V.2 Données dosimétriques de base :

Comme évoqué précédemment, pour caractériser un faisceau de radiothérapie externe, la mesure d'un certain nombre de données de base est nécessaire ; il s'agit, d'une part, de mesures absolues et, d'autre part, de mesures relatives. Les tissus humains étant composés majoritairement d'eau, les données dosimétriques de base pour les faisceaux de photons de haute énergie sont généralement mesurées dans un fantôme d'eau. Dans la suite du document, les notations suivantes seront utilisées :

- SSD Source surface distance (distance source-surface) est la distance entre la source et la surface de l'eau. aussi appelé DSP (Distance Source Peau).

- z est la profondeur du point de mesure dans l'eau,
- SDD Source detector distance (distance source-détecteur) est la distance entre la source et le point de mesure sur l'axe central du faisceau dans l'eau

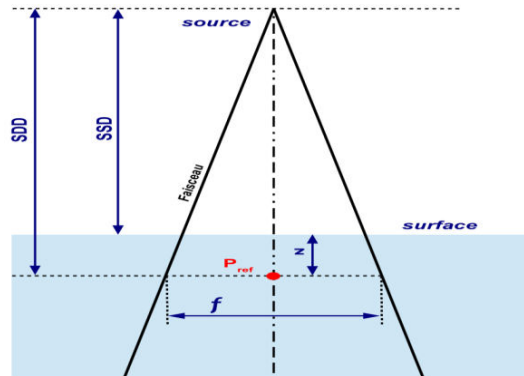


Figure (1.11) : Schéma représentant les différentes distances entre le faisceau, le fantôme d'eau et le détecteur.

V .2 .1 Débit de référence :

Au niveau de la tête d'irradiation de la machine, une 'chambre monitrice' est placée avant le système de collimation permettant de modifier la taille du faisceau : elle fonctionne sur le principe des chambre d'ionisation a cavité d'air et permet de mesurer en continu le débit de dose en sortie de l'appareil. Le signal mesure par la chambre moniteur s'exprime en nombre d'unité moniteur (UM).

La mesure du débit de référence est la détermination de la dose absorbée en un point P délivrée par l'appareil pour un nombre donne d'UM. Il s'exprime en $Gy.um^{-1}$ Ou en $Gy.min^{-1}$ Connaissant le débit de la machine en $UM.min^{-1}$. Cette mesure s'effectue dans des conditions d'irradiation de référence et avec un dosimètre de référence étalonné en dose absorbée dans l'eau dans un laboratoire primaire ou secondaire de métrologie. Les conditions d'irradiation de référence recommandées par le protocole [IAEA TRS 398, 2000] pour les faisceaux MV de photons sont les suivantes :

- L'eau est le milieu de mesure,
- La profondeur z_{ref} du point de mesure P_{ref} dans l'eau est généralement de 10 cm
- la distance source-détecteur SDD est de 100 cm (parfois choix d'une distance source-surface SSD de 100 cm)
- La taille du champ de référence f_0 est de 10 cm \times 10 cm (dans le plan perpendiculaire à l'axe du faisceau au point de mesure de référence dans les conditions iso-centriques).

Le détecteur recommandé par le protocole TRS 398 est une chambre d'ionisation à cavité d'air cylindrique dont le volume de la cavité est compris entre 0.1 et 1 cm³. Dans ces conditions de mesure, la dose absorbée dans l'eau $D_{w,Q}$ en l'absence de chambre pour un faisceau de qualité Q est donnée par l'équation :

$$D_{w,Q} = M_Q \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot K_{Q,Q_0} \quad (1.10)$$

Où :

- M_Q : est la lecture de la chambre corrigée des facteurs d'influence autres que ceux liés au faisceau (c'est-à-dire température, pression, effet de polarité, effet de recombinaison ...),
- N_{D,w,Q_0} : est le coefficient d'étalonnage de la chambre de référence déterminé dans l'eau pour un faisceau de qualité Q_0 (généralement un faisceau de Cobalt-60),
- K_{Q,Q_0} : est le facteur de correction permettant de tenir compte de la différence entre la réponse de la chambre dans des faisceaux de qualités différentes Q et Q_0 .

V.2 .2 Rapport tissu-fantôme

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

Le rapport tissu-maximum (TMR) est un cas particulier du TPR où la profondeur de référence z_1 correspond à la profondeur du maximum de dose.

V.2 .3 Facteur d'ouverture du collimateur

Le facteur d'ouverture du collimateur (OF) est défini par le rapport entre la dose absorbée dans l'eau (D_w^f) sur l'axe du faisceau à la distance de référence d_0 , à la profondeur de référence z_0 , pour un champ de dimension (f), et la dose absorbée dans l'eau ($D_w^{f_0}$) à la même distance et à la même profondeur pour le champ de référence (f_0).

$$OF = \frac{D_w^f}{D_w^{f_0}} \quad (1.11)$$

Ce facteur permet de prendre en compte la variation du diffuse dans la tête de l'accélérateur et dans le fantôme d'eau avec la taille du champ, mais également la diminution de la fluence primaire du faisceau lorsque la taille du champ diminue fortement (occlusion d'une partie de la source par le collimateur pour les faisceaux de petites dimensions). Ce facteur est extrêmement important car il permet de calculer le débit de dose sur l'axe du faisceau pour n'importe quelle taille de champ à partir du débit de référence [43].

V .3 distribution spatiale de la dose en radiothérapie externe

Le but de la radiothérapie externe est d'utiliser les rayonnements ionisants afin de traiter une lésion (tumorale ou non). En réalité, le faisceau se modifie au cours de sa progression dans la matière ; il est donc nécessaire de déterminer la dose déposée en surface par rapport à celle déposée en profondeur en fonction du volume utile pour l'irradiation.

Il faudra donc évaluer :

- 1) Le rendement de dépôt d'énergie selon l'axe du faisceau (rendement en profondeur)
- 2) Le rendement de dépôt d'énergie dans un plan passant par l'axe du faisceau afin d'apprécier sa diffusion (profil de dose)
- 3) Le rendement en volume qui découle du précédent par symétrie

Il faudra optimiser le rendement en profondeur pour traiter la tumeur plutôt que les tissus sains autour [23].

V .3.1 .Le rendement en profondeur

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

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

Certaines grandeurs dosimétriques peuvent être définies à partir de la courbe de rendement en profondeur : la dose à la surface, la dose de sortie et la profondeur de maximum de dose (profondeur de l'équilibre électronique): Z_{max} [24,25].

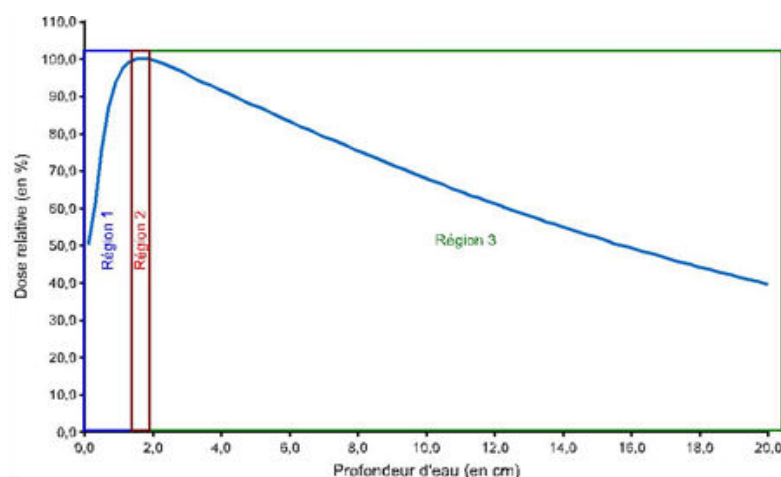


Figure (1.12). Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons D'énergie nominale 6 MV et de taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Région 1 : accroissement de la dose ou buildup.

Région 2 : maximum de dose.

Région 3 : atténuation exponentielle de la dose en fonction de la profondeur.

Le rendement de dose en profondeur dans un milieu d'eau dépend de trois paramètres : l'énergie du faisceau, la taille du champ d'irradiation et la distance source-surface du milieu [26].

V.3.2. Le profil de dose :

– Définition :

Le profil de dose correspond à la variation de la dose le long d'un axe dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau. Les valeurs de dose sont généralement normalisées par rapport à la valeur de la dose à l'axe du faisceau. Le profil de dose est mesuré dans l'eau avec une chambre d'ionisation suivant les directions médianes du champ (Appelées inplane et crossplane selon les mâchoires Y et X respectivement) et suivant les diagonales, à différentes profondeurs. Il dépend de l'énergie du faisceau de photons, de la taille du champ d'irradiation et de la profondeur de mesure.

– Caractéristiques :

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

L'homogénéité est définie par la surface contenant des points distants de l'axe d'au plus 80% de la demi-longueur des axes médians du champ d'irradiation. La symétrie s'évalue par le

rapport des doses pour chaque couple de points symétriques par rapport à l'axe à l'intérieur de la zone homogène du champ. La pénombre physique est caractérisée par la distance latérale entre le point à 80% et le point à 20% de la dose maximale sur l'axe du faisceau.

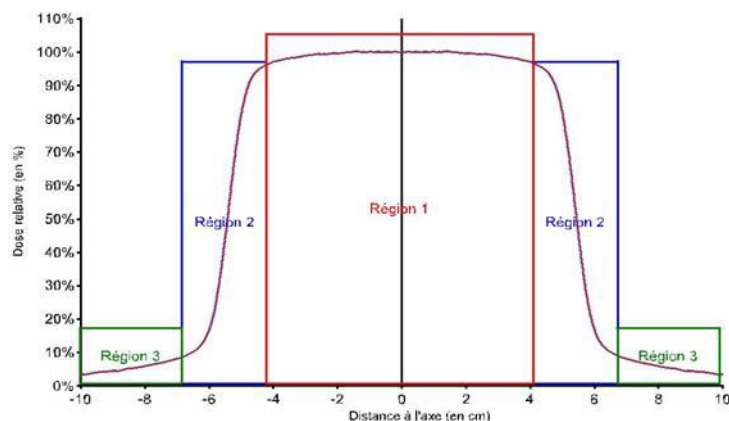


Figure (1.13) : Profil de dose d'un champ de photons de 6 MV et de dimensions $10 \times 10 \text{ cm}^2$ mesuré dans l'eau selon l'axe médian crossplane à une profondeur de 10 cm et à une distance source surface de l'eau de 90 cm.

Région 1 : zone homogène et symétrique du champ.

Région 2 : pénombre physique du champ.

Région 3 : ombre du champ.

La zone homogène et symétrique du champ est obtenue par l'effet du cône égalisateur. Les dimensions de cette zone doivent correspondre à celles du volume cible si on veut une distribution de dose homogène dans la cible. La zone de pénombre physique correspond à la zone où les valeurs de dose changent rapidement. La dose décroît quand on s'écarte de l'axe du faisceau. Cette variation est due notamment, à l'augmentation de la distance à la source et à la rupture de l'équilibre électronique latéral.

La pénombre physique est la somme de trois pénombres individuelles :

- La pénombre géométrique, est due à la divergence du faisceau. Elle est liée aux dimensions de la source (taille du spot d'électrons), à la distance source collimateur et à la distance collimateur surface du patient.
- La pénombre de transmission, est due aux rayonnements transmis à travers les bords du collimateur.
- La pénombre de diffusion, est due aux photons diffusés qui sortent de la limite géométrique du faisceau d'irradiation. Elle augmente avec la taille de champ, avec la profondeur, et avec la perte d'énergie des photons [26].

Chapitre 2 :
Description des
accélérateurs linéaires
(Linac) et des scanner
simulateurs
(CT-SIM)

I. Description générale des accélérateurs linéaires (Linac)

I. 1. Définition des accélérateurs linéaire

Les accélérateurs utilisés pour le traitement des cancers par radiothérapie sont des Accélérateurs linéaires d'électrons émettant des rayonnements ionisants d'une énergie Supérieure au méga électronvolt (MeV).

Les électrons accélérés peuvent être directement utilisés pour le traitement des tumeurs superficielles ou semi profondes (cancers de la peau, paroi thoracique après mastectomie, etc.), ou bien interagir avec un matériau de Haute densité pour produire principalement par rayonnement de freinage des rayons X de Hautes énergies (de 4 à 25 MV) pour le traitement des tumeurs profondes (cancers de la Prostate, du poumon, etc.)[26].



Figure (2.1) : accélérateur linéaire varian

I. 2 .les Générations des accélérateurs linéaires :

Au cours des 40 dernières années l'accélérateur médicaux sont passés par cinq distincts générations, ce qui rend les machines contemporaines extrêmement sophistiquées comparaison avec les machines des années 1960. Les cinq générations introduites les nouvelles fonctionnalités suivantes:

- 1. Photons à basse énergie (4-8 MV) :** faisceau par tout droit, coins externes, mâchoires symétriques, Chambre d'ionisation de transmission unique, montage isocentrique.
- 2. Photons d'énergie moyenne (10-15 MV) et d'électrons :** faisceau plié, mobile Cibler et filtre aplatissement, diffusion des feuilles, double ionisation de Chambre de transmission, cônes d'électrons.
- 3 .Photons à haute énergie (18-25 MV) et des électrons :** l'énergie des photons double et énergies électroniques multiples, aimant de déflection achromatique, double diffusion feuilles

ou électronique scannée crayon faisceau, coin motorisé, asymétrique ou mâchoires de collimation indépendants.

4. Photons à haute énergie et d'électrons : le fonctionnement commandé par ordinateur, Coin dynamique, dispositif d'imagerie portail électronique (EPID), Collimateur multilames (MLC).

5. Photons à haute énergie et d'électrons : modulation photon d'intensité de faisceau avec MLC, la livraison de dose conformationnelle dynamique complète avec une intensité faisceaux modulés produites avec un MLC [27].

I. 3. Les composants d'accélérateur linéaire

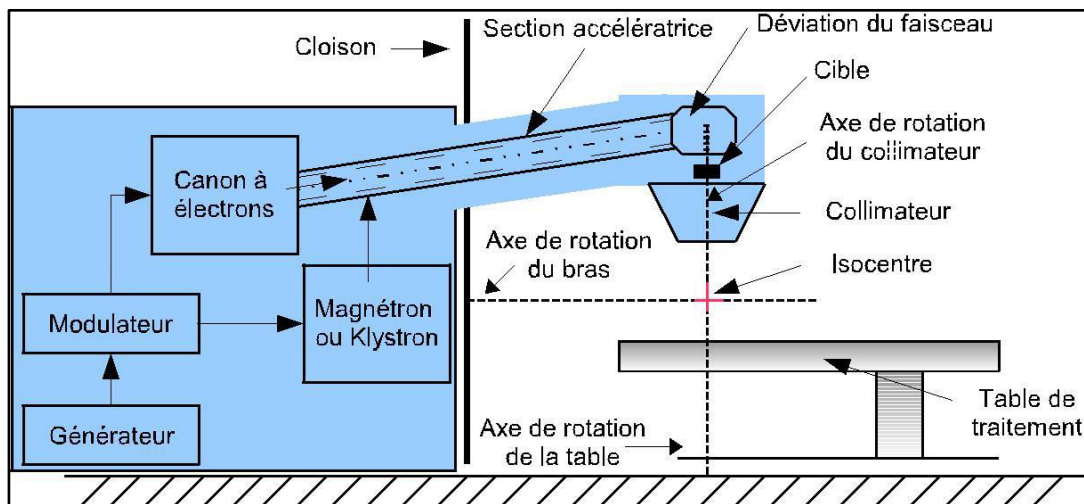


Figure (2.2) : Schéma simplifié des composants d'accélérateur linéaire.

I. 3. 1. Le modulateur :

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

I. 3. 2. Le générateur d'onde électromagnétique klystron ou magnétron :

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

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



Figure (2.3) : image de klystron [26]. **Figure (2.4) :** Le magnétron [48].

I. 3. 3. Le canon à électrons :

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

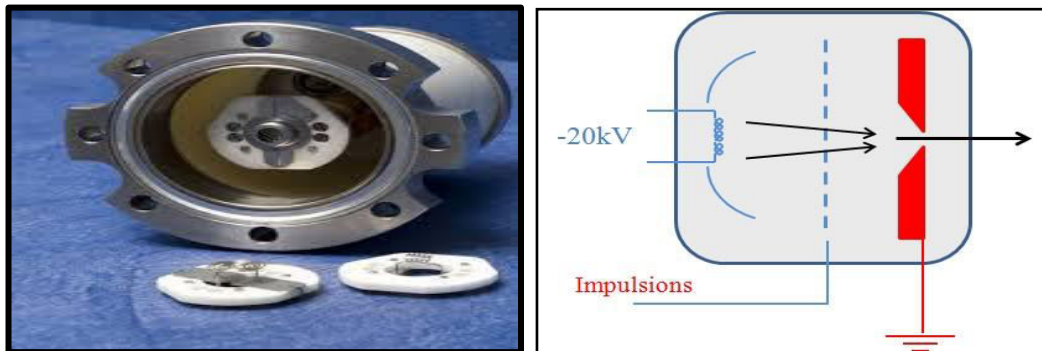


Figure (2.5) : image de canon d'électron [49].

I. 3. 4. Le contrôle automatique de fréquence (CAF) :

Permet de maintenir la fréquence de résonance de la structure.

I. 3. 5. Le système de guide d'onde :

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

I. 3. 6. La section accélératrice :

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

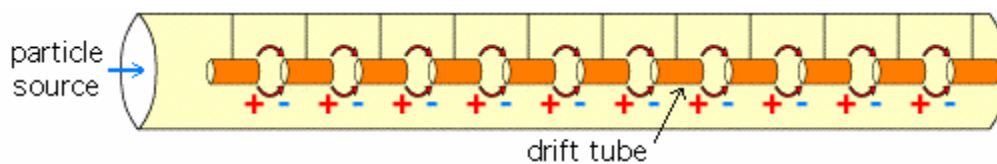


Figure (2.6) : Section accélératrice électrostatique

I. 3. 7. L'élément porte cible :

Dont la cible sera nécessaire pour l'obtention d'un faisceau de photons X. Elle est généralement en tungstène et d'épaisseurs différentes en fonction de l'énergie pour limiter les pertes. Pour le traitement en électrons l'élément porte cible contient des «Pré diffuseurs »permettant la première étape de la mise en forme du faisceau d'électrons sur le patient ainsi qu'un dispositif lumineux de simulation de faisceau [28].

I. 4. Principe général de l'accélérateur linéaire d'électrons :

Le bloc d'alimentation fournit la tension au modulateur qui réalise de la formation de l'onde électromagnétique. Le magnétron ou klystron a pour but d'amplifier l'onde électromagnétique qui est ensuite envoyée dans le guide d'onde. Le modulateur permet également la synchronisation entre l'onde électromagnétique et les électrons qui sont produits par le canon à électrons.

Les électrons doivent être en phase avec l'onde électromagnétique pour être portés tout au long du tube d'accélération. Celui-ci est constitué de plusieurs cavités accélératrices qui permettent aux électrons et à l'onde électromagnétique d'être en phase. C'est dans ce tube que les électrons vont acquérir leur vitesse, déterminant ainsi l'énergie du faisceau de radiation. Les électrons accélérés sont soit utilisés directement pour le traitement, soit utilisés pour créer des faisceaux des photons de haute énergie.

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

Les rayonnements X caractéristiques sont créés par l'éjection d'un électron de couche orbitale interne (K, L ou M). Pour combler ce manque, un électron de couche orbitale supérieure va descendre sur une couche inférieure (réarrangement électronique), l'énergie restante de cette descente va produire un rayonnement électromagnétique (photon). Le rayonnement de freinage possède un spectre continu, alors que le réarrangement électronique possède un spectre de raie. En radiothérapie externe on utilise le spectre continu [23].

L'accélérateur utilisé dans le centre anti cancer Oran est un accélérateur linéaire Varian DHX 2100. Cet accélérateur délivre :

- 2 énergies de photons (6 MV, 18 MV)
- 5 énergies d'électron (6MeV, 9 MeV, 12MeV , 16 MeV , 20 MeV)

Le faisceau de photons produit est mis en forme pour traiter le patient à l'aide de différents éléments de la tête d'irradiation:

- **Le collimateur primaire** : Délimitant un faisceau de section conique et fixant la dimension maximale du faisceau d'irradiation.
- **La fenêtre de sortie** : Assurant l'interface entre la cible et le collimateur primaire situés dans le vide et le reste des éléments de la tête d'irradiation situés dans l'air.
- **Le cône égalisateur permettant** : D'uniformiser la dose au niveau du champ d'irradiation.
- **Les chambres « moniteur »** : Assurant le « monitoring » du faisceau d'irradiation : elles permettent de mesurer en continu le débit de dose en sortie de l'appareil de traitement ainsi que l'homogénéité et la symétrie du faisceau. Concernant le débit de

dose, la chambre d'ionisation est doublée pour disposer par sécurité de deux lectures indépendantes de la dose délivrée au patient.

- **Le miroir** : Dont le rôle est de refléter la lumière produite par une ampoule pour réaliser une simulation lumineuse du champ d'irradiation dans une direction perpendiculaire à la direction du faisceau.
- **Un système de collimation** : Composé de deux paires de mâchoires mobiles et d'un collimateur multilames pour conformer le faisceau d'irradiation à la forme du volume tumoral à traiter et protéger les tissus sains,
- **Le réticule** : Complétant la simulation lumineuse en matérialisant l'axe du faisceau,
- **Le filtre en coin** : Qui permet de déformer les isodoses de base en leur imprimant une inclinaison par rapport à l'axe du faisceau. Il permet aussi de compenser les obliquités de surface pour faire en sorte que le volume cible soit irradié de façon homogène, comme par exemple dans le traitement du cancer du sein.

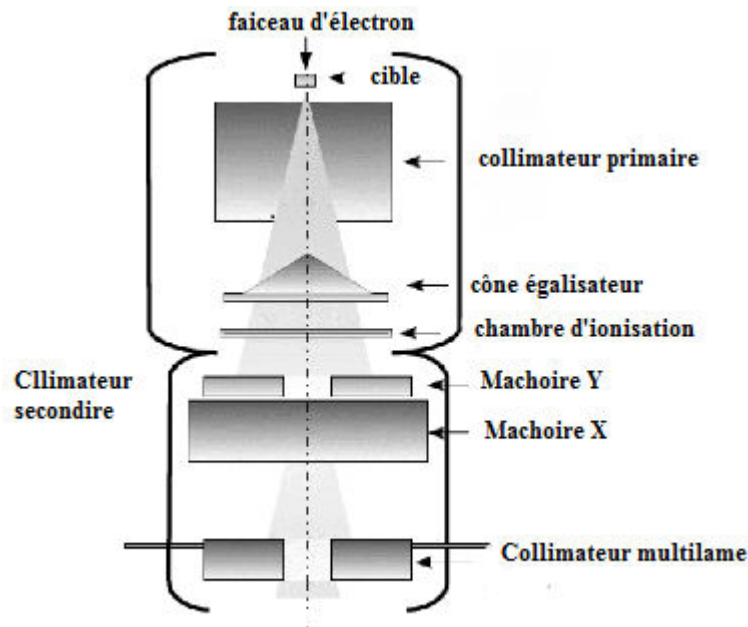


Figure (2.7) : Les composants de la tête de l'accélérateur linéaire.

II. Description générale des scanners simulateur (CT-SIM)

II.1. Définition de scanner

Le Scanner est une imagerie tomographique basé sur l'utilisation des coefficients d'absorption X du corps humain. Son principe consiste à réaliser des images en coupes fines du corps. Depuis la commercialisation du premier modèle médicale en 1975 par la marque EMI (suite aux travaux de G.N. Hounsfield), plusieurs types de scanographes se sont succédé. Ils se caractérisent par le type de détecteur, les mouvements et le temps nécessaire à l'acquisition d'une coupe ainsi que le nombre de détecteurs. Le tube à rayon X peut irradier une rangée de détecteurs ; on a alors des scanographes "mono-barrette", ou deux rangées de détecteurs, ou un système multi-détecteur. Dans les services hospitaliers, deux types de scanographe sont généralement utilisés aujourd'hui :

- Les scanners mono- ou bi-barrettes : les plus utilisés, sont constitués d'un tube à rayons X et de détecteurs (une ou deux rangées) qui effectuent un mouvement de rotation autour du patient. La couronne de détecteurs, face au tube, tourne avec lui ;
- Les scanners multi-barrette (depuis 2003, 2004), possèdent 4 à 64 rangées de détections. La couronne de détecteurs se trouve toujours en face du tube et tourne avec lui.

Les modes d'acquisition :

Il existe deux modes d'acquisition des images :

- Le mode séquentiel : les coupes d'images sont réalisées les unes après les autres ;
- Le mode spiralé (hélicoïdal) : l'acquisition des données se fait de façon continue au cours du déplacement de la table avec le patient, les images sont obtenues dans un second temps par reconstruction mathématique. [12].



Figure (2.8) : dispositif d'imagerie scanner (CT).

II.2. Historique :

La radiographie fut la première technique d'imagerie médicale découverte à la fin du 19^{ème} siècle grâce aux travaux du physicien allemand Röntgen (1845-1823). Les rayons X venaient d'être découverts, permettant de voir l'intérieur du corps humain sans avoir besoin de l'ouvrir. Depuis, de nombreuses améliorations ont été apportées à ce principe révolutionnaire, jusqu'à la radiographie aux rayons X telle que nous la connaissons aujourd'hui.

A l'aide de l'informatique et du traitement numérisé des images, le scanner fut mis au point en 1972, par les radiologues britanniques Allan Mc Cornack (1924-1998) et Godfrey N. Hounsfield (1918). Grâce à cette découverte ils obtiennent en 1979 le prix Nobel. Ce scanner est un scanner dit de « première génération » possédant un tube à rayons X et un seul détecteur. La durée d'acquisition d'une coupe prenait alors 5 minutes. Les premières images réalisées à l'aide de ce type de scanner furent celles d'un cerveau (1971). Par la suite, tout le reste du corps fut exploré. Depuis trois nouvelles générations de détecteurs ont vu le jour. La deuxième génération est apparue en 1975 avec une augmentation du nombre de récepteurs (10 à 60). Une coupe ne durait plus qu'une minute. En 1980, la troisième génération proposait une durée d'acquisition de 5 secondes par coupe. Puis, la dernière génération, apparue en 1990, est constituée d'un tube et d'une couronne de détecteurs où seul le tube est animé d'un mouvement de rotation. Une coupe ne prend alors qu'une seconde [31].

II. 3 .Les composant de scanner simulateur :

Le scanner est constitué :

- D'un générateur de forte puissance permettant de maintenir un tir continu à forte intensité de l'ordre de 200 à 500 mA pendant une acquisition complète.
- D'un tube à rayon X qui permet l'émission d'un faisceau de photons.
- D'un collimateur primaire (à la sortie du tube à rayon X pour définir la largeur de la coupe).
- D'un collimateur spécifique, à l'entrée du détecteur, pour réduire le rayonnement diffusé.
- D'un détecteur qui permet de convertir les rayons X en signal.

Les scanners ont utilisé, pendant longtemps, des détecteurs à base de Xénon. Aujourd'hui la plupart des scanners utilisent des scintillateurs photodiodes, sur la base

d'un scintillateur céramique spécifique étudié pour être suffisamment rapide. Grâce à des barrettes de détecteurs, les scanners permettent l'acquisition de 6,64,.....128 coupes simultanées, l'acquisition est dite multi-coupe.

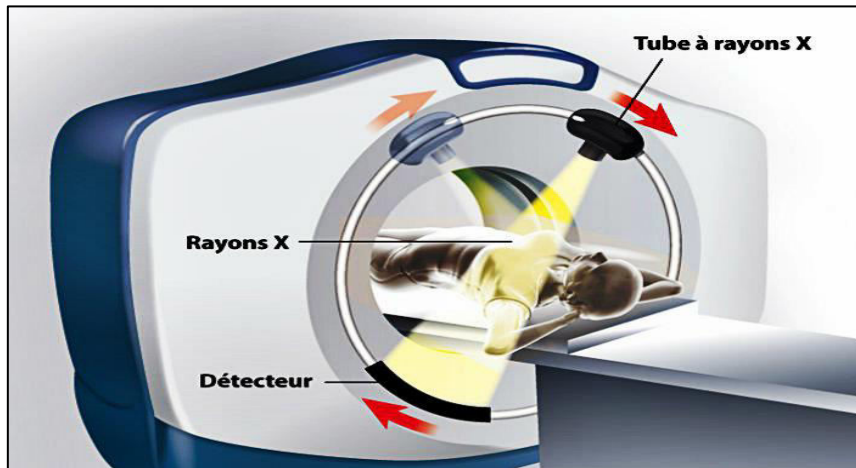


Figure (2.9) les principes composant de scanner

II.3 .1 .Source de rayons X :

La source de rayons X est un ensemble composé d'un émetteur de rayons X appelé tube radiogène et de son alimentation.

Le tube à rayon X doit être relié à un générateur de haute tension, à un générateur secondaire de basse tension et à un système de refroidissement. Sa puissance est de l'ordre de 30 kW. Il est constitué d'une anode et d'une cathode placée sous vide dans une ampoule de verre. Le principe de ces tubes consiste à faire tourner l'anode pour présenter au faisceau d'électron des surfaces d'impact différentes. On note que les générateurs de haute tension délivrent une tension constante pour assurer un flux énergétique.



Figure (2.10) : Tube à rayon X avec une anode tournante.

a) Les composantes d'un tube à rayon x :

✓ La cathode :

Dans la plupart des appareils, la cathode est composée de deux filaments de tailles différentes. Le grand filament permet d'augmenter le flux d'électron d'où la production de rayons X quant au petit filament, il permet de concentrer un faisceau d'électron plus faible sur une plus petite surface de l'anode, améliorant la qualité de l'image.

✓ L'anode tournante :

Les appareils équipés d'anode tournante sont de puissance de l'ordre de 15 à 20 kW. Dans les tubes à anode tournante, le corps de l'anode en cuivre se termine par un disque de carbone recouvert d'une couche avec un alliage de tungstène et de rhénium. Le tungstène est le principal producteur de rayons X, alors que le rhénium est un bon conducteur de chaleur permettant de refroidir l'anode.

✓ Les enveloppes de protection :

Le tube à RX est entouré de plusieurs enveloppes de protection permettant d'assurer une protection électrique, thermique et mécanique du tube tout en assurant la protection des utilisateurs contre les rayonnements de fuite. Le tube est entouré d'une ampoule de verre qui a pour fonction d'assurer une isolation électrique, d'évacuer la chaleur produite et d'assurer un vide aussi parfait que possible. En l'absence du vide, des phénomènes électriques parasites inacceptables se produisent.

✓ Le circuit de refroidissement :

L'huile minérale qui se trouve entre la gaine et l'ampoule a pour rôle l'équilibre des températures entre ces divers éléments. L'évacuation de chaleur de la gaine peut se faire par convection de l'air entourant la gaine. La gaine en métal servira à dégager la chaleur produite.

II.3. 2.Le système de détection :

Le système de détection est composé des éléments de détection des rayons X et le système électronique (amplificateur, convertisseur analogique...). Le détecteur scannographiques doit avoir une surface suffisante pour détecter le faisceau de rayon X. Ces éléments sont disposés en une seule rangée de capteurs, on les appelle les SDCT (Single

Detector Computed Tomography). Quand on a plusieurs rangées de capteurs, on parle des MDCT (Multi Detector Computed Tomography) comme c'est présenté dans la figure (2.11). Chaque rangée comporte entre 600 et 900 capteurs à rayons X et permet d'acquérir une coupe transversale de la région scannée, ainsi un CT 4 barrettes peut réaliser 4 coupes en une seule révolution des émetteurs/récepteurs [45] .

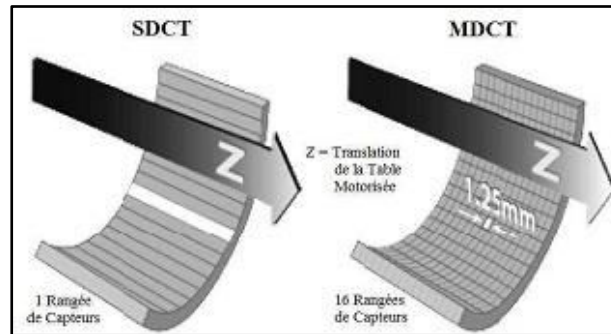


Figure (2.11) : Schématisation du nombre de rangées des capteurs à rayons X présents sur les CT mono-barrette (SDCT) et multi-barrettes (MDCT) [46].

Le système de détection a pour rôle de transformer le faisceau projeté des rayons X en signal électrique, de l'amplifier et de le numériser. On peut classer les détecteurs à rayon X selon différentes approches :

- La première approche consiste à les classer selon leurs méthodes de conversion des rayons X : la méthode de conversion directe et la méthode de conversion indirecte.

Pour la méthode directe, les rayons X sont convertis en signal électrique (détecteur à xénon), quant à la méthode indirecte, les rayons X sont convertis en lumière visible qui est enregistrée par un photo détecteur, puis convertie en signal électrique (détecteur solide).

- Une deuxième approche vise à les classer selon leurs modes de détection : le mode de comptage et le mode d'intégration de charges.

Le mode de comptage consiste à détecter et compter individuellement les photons qui interagissent avec le détecteur. Alors que Le mode d'intégration de charges permet d'intégrer la charge totale déposée lors du passage des photons pendant la durée d'intégration.

Dans cette partie, nous nous intéresserons à décrire sommairement les principaux types de détecteurs de rayons X et ses caractéristiques.

II.3 .3 .La Table de patient :

C'est une table motorisée sur laquelle le patient est allongé. Elle se déplace longitudinalement à travers un anneau circulaire, permet de mettre le patient à l'intérieur du champ d'examen suivant le type d'acquisition. La table exécute essentiellement deux mouvements : un déplacement vertical et un mouvement horizontal. Ces mouvements sont contrôlés par le microprocesseur ou à partir des boutons situés sur le statif. Cette table doit répondre aux caractéristiques suivantes : descendre au maximum pour la mise en place des patients âgés et permettre un débattement longitudinal sous rayons X d'environ 200 cm .

II.3 .4 .La console :

C'est une station d'acquisition des images, elle doit comprendre un écran noir et blanc et deux unités d'archivages. La console permet la réalisation des images, la programmation des séquences et les protocoles d'acquisition. Les logiciels de traitement de base doivent être installés sur cette station et permettre :

- La mesure de la dose délivrée au patient
- La synchronisation du lancement de l'injection et de l'acquisition
- Une connexion aux différentes modalités présentes dans l'établissement, à savoir le reprographe laser [33].

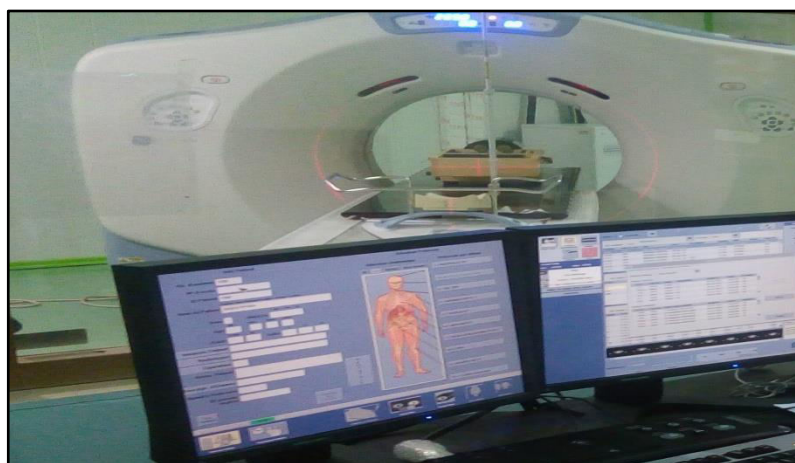


Figure (2.12) : Console de la salle de scanner.

II.4 .Principe de générale de fonctionnement de scanner

Le scanner est un examen non seulement très utile pour le repérage de la cible mais surtout indispensable pour la radiothérapie car c'est lui qui permet d'obtenir l'information nécessaire pour simuler le dépôt d'énergie des rayonnements dans le patient. En effet, l'atténuation des faisceaux de rayons X est mesurée par un coefficient d'atténuation linéique (μ). L'image de la coupe d'un objet est reconstituée à partir d'un grand nombre de mesures d'atténuation suivant diverses incidences. Un calculateur détermine la valeur de (μ) pour chaque volume élémentaire de l'image (voxel). En fait, on n'attribue pas une valeur de μ à chaque voxel mais plutôt un nombre de Hounsfield (H), qui a une traduction en valeur de gris et dont l'expression mathématique est :

$$H = 1000 \times \frac{\mu_x - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} \quad (2.1)$$

Où μ_{eau} est le coefficient d'atténuation linéique de l'eau. La valeur de μ et donc de celle de H dépendent de l'énergie des photons émis par le tube du scanner. Par conséquent, la relation qui lie la densité électronique avec les nombres d' Hounsfield dépend du scanner et doit être mesurée.

Cette relation, qui se traduit sous forme d'une courbe expérimentale est très importante car les systèmes de calcul de la distribution de dose ont besoin de la densité électronique de chaque voxel pour calculer avec précision la dose délivrée [30].

II.5 .Place de scanner simulateur dans la radiothérapie

L'acquisition des données anatomiques utilise au minimum un examen scanographique du patient en position de traitement. En effet, cet examen est indispensable car il permet d'obtenir un modèle morphologique tridimensionnel complet du patient avec très peu de distorsions géométriques. Par ailleurs, cette exploration tomographique utilise une onde porteuse (rayons-X) de même nature que celle qui sera ensuite utilisée pour le traitement. Ces conditions permettent de calculer des distributions de dose dans le patient d'une précision optimale car elles autorisent une prise en compte précise de la profondeur et de la densité des tissus traversent [32].

II.6 .Paramètres influant sur la qualité des images

Comme tout système d'imagerie, le tomodensitomètre n'est pas parfait. Il propose une image du sujet faiblement altérée dans un fonctionnement normal, ou fortement altérée en cas de dysfonctionnements à l'origine d'artefacts. Le tomodensitomètre dégrade donc le signal. Différents facteurs peuvent être responsables de la qualité des images produites.

Certains agissent sur la résolution spatiale des images :

- La géométrie de l'acquisition, (distance source–patient, distance source–détecteur).
- La taille de la matrice de pixels des coupes (pouvant varier de 512 ×512 pixels à 1024 ×1024 pixels).
- La taille en millimètres des pixels (calculée partir du diamètre d'acquisition et de la taille de la matrice de pixels).
- La taille du détecteur.
- Les mouvements du patient.

D'autres agissent sur le bruit dans les images :

- L'algorithme de reconstruction.
- L'énergie des rayons-X.
- Les rayonnements diffus.
- La dose de rayon-X utilisée pour acquérir l'image du patient.
- L'uniformité de la réponse des détecteurs.
- La taille du foyer de rayons-X.
- Le système de collimation du faisceau de rayons-X.

Le contraste est aussi dépendant de certains facteurs :

- L'énergie des rayons-X.
- La sensibilité des détecteurs.
- La dose de rayon-X utilisée pour acquérir l'image du patient.
- L'alignement du tube à rayons-X et du détecteur [32].

Chapitre 03 :
Notion générale sur le
contrôle de qualité en
radiothérapie

I. Introduction

En radiothérapie, les résultats thérapeutiques sont liés au respect du protocole, à la qualification du personnel, à la qualité des matériels et au contrôle de la réalisation du traitement.

Chaque étape conduisant de la prescription à la mise en œuvre optimale de cette dernière doit être analysée afin de minimiser les sources d'erreur d'origine humaine ou technique et ainsi garantir la cohérence de la prescription médicale et la rigueur de son exécution. Depuis commencer à utiliser la radiothérapie, l'équipe de physique procède à ces analyses via le contrôle périodique des dispositifs présents sur le plateau technique.

Dans la continuité de cette démarche, le service de radiothérapie a élaboré un programme d'assurance de qualité répondant aux exigences d'agence international d'énergie atomique (AIEA) afin de renforcer les actions déjà entreprises pour améliorer la qualité et la sécurité des traitements .

II. Définition

II.1. Assurance de la qualité

L'ensemble des opérations prévues et systématiques nécessaires pour garantir, avec un niveau d'assurance satisfaisant, qu'une installation, un système, une pièce d'équipement ou une procédure fonctionnera de manière satisfaisante conformément à des normes convenues.

Le contrôle de qualité fait partie de l'assurance de la qualité [34].

II.2.L'Assurance Qualité en radiothérapie

Toutes procédures dont l'objectif est de vérifier que :

La dose au volume cible respecte la prescription médicale, La dose aux organes sains est à son plus bas niveau possible. [27].

II.3. Contrôle Qualité

C'est le processus par lequel les performances d'un système sont mesurées et comparées aux normes en vigueur. Il comprend l'ensemble des actions nécessaires pour maintenir ou retrouver la conformité du système par rapport aux normes. Il fait partie de l'assurance qualité globale [34, 27] et a pour objectifs :

De vérifier que les exigences de qualité sont respectées, d'ajuster et de corriger les performances initiales en cas de dérive.

L'objectif global de ces concepts est de s'assurer que les exigences cliniques de qualité d'un traitement par radiothérapie soient respectées : cibler un traitement optimal en maximisant la probabilité du contrôle tumoral, tout en maintenant une dose au tissu sain dans la limite des niveaux cliniquement acceptables.

La mise en œuvre d'un programme d'assurance de qualité permettra de minimiser les erreurs et de réduire les éventuels accidents [29].

III. Besoin d'assurance qualité en radiothérapie

Une évaluation des besoins cliniques en radiothérapie montre qu'un haut la précision est nécessaire pour produire le résultat désiré du taux de contrôle de tumeur qui sont aussi élevés que possible, compatible avec le maintien des taux de complications au sein des niveaux acceptables. Les Procédures d'assurance de la qualité en radiothérapie peuvent être caractérisées comme suit:

- L'assurance qualité réduit les incertitudes et les erreurs dans la dosimétrie, La planification du traitement, de la performance de l'équipement, l'administration du traitement, etc. Améliorant ainsi la dosimétrie, la précision géométrique et la précision de livraison de dose. Cela permet d'améliorer les résultats de la radiothérapie (traitement résultats), l'augmentation des taux de contrôle de la tumeur ainsi que la réduction des complications et les taux de récurrence.
- Assurance de la qualité non seulement de réduire la probabilité d'accidents et d'erreurs se produire, il augmente aussi la probabilité qu'ils soient reconnus Et rectifié plus tôt si elles se produisent, réduisant ainsi leurs conséquences Pour le traitement des patients.

- L'assurance qualité permet une comparaison fiable des résultats parmi les Centres de radiothérapie différents, assurant une plus uniforme et précise Dosimétrie et l'administration du traitement. Ceci est nécessaire pour les essais cliniques et mais aussi pour partager l'expérience de la radiothérapie clinique et le transférer entre les centres.

- Amélioration de la technologie et des traitements les plus complexes en radiothérapie moderne et ne peut être pleinement exploité si un niveau élevé de précision et la cohérence est atteinte [27].

L'objectif de la sécurité du patient est d'assurer que l'exposition du tissu normal Pendant la radiothérapie doit être maintenus aussi bas que raisonnablement possible d'atteindre (ALARA), conforme à délivrer la dose requise pour le volume cible de planification(PTV). Cela fait partie de l'objectif du traitement lui-même. Les mesures assurer la qualité d'un traitement de radiothérapie fournir en soi pour la sécurité des patients et pour éviter d'exposition accidentelle. La sécurité des patients est donc automatiquement intégré avec l'assurance de la qualité des traitements de radiothérapie [27].

IV. Recommandations et réglementations algérienne

Une décision de ministère de la santé, de la population et de la réforme hospitalière du 28 Moharram 1437 correspondant au 10 novembre 2015 fixant les règles d'optimisation et les niveaux indicatifs pour les expositions médicales à l'intention des professionnels de la santé.

Pour les Disposition applicables à la radiothérapie le ministère de la santé a rendu obligatoire des contrôles de qualité interne, par l'équipe de physique du centre considéré, et externe, par un organisme agréé indépendant, avec une périodicité et une traçabilité stricte. Ces vérifications doivent porter sur les contrôles mécaniques et dosimétriques [47].

V. Contrôle de la qualité de l'équipement

Le but d'un programme de contrôle de la qualité est de s'assurer que les normes de fonctionnement d'une unité, qui étaient considérées comme étant acceptables au moment de la mise en service, sont maintenues le plus fidèlement possible pendant la

durée de vie de l'appareil. Ainsi, les essais de contrôle de la qualité constituent habituellement des répétitions périodiques de la totalité ou d'une partie des essais d'acceptation et de mise en service [35].

V. 1. Contrôle qualité des accélérateurs

Dans un programme d'assurance qualité en radiothérapie, le premier élément est le contrôle qualité des appareils de traitement. Il repose sur une évaluation permanente et des mesures correctives de leurs performances fonctionnelles associées à une maintenance préventive, programmée périodiquement visant à éviter les distorsions de performances. C'est un travail d'équipe, effectué sous la responsabilité des physiciens, mais impliquant également des manipulateurs, des techniciens, des ingénieurs biomédicaux et les constructeurs. Les contrôles se déroulent selon trois étapes:

- ❖ La première étape intervient lors de la réception, de l'installation et avant la mise en service de l'accélérateur. Elle permet de vérifier si l'équipement considéré répond aux normes en vigueur au moment de la livraison. Les résultats de ces vérifications serviront de valeur de base pour les contrôles ultérieurs de performance.
- ❖ La deuxième étape comporte, pendant toute la durée d'utilisation de l'accélérateur, des contrôles réguliers effectués à des intervalles prédéfinis dans le programme d'assurance qualité, conformément aux règles et recommandations en vigueur. Les contrôles des accélérateurs portent sur les performances mécaniques, sur les systèmes de sécurité qui les équipent et sur la qualité des faisceaux d'irradiation.
- ❖ Le troisième volet comprend des contrôles ponctuels systématiques après chaque intervention de maintenance et/ou réparation effectuée par un des techniciens du fabricant. Ces derniers ne concernent 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 des nouvelles valeurs de base seront déterminées pour les systèmes de planification des traitements [1].

Les contrôles portent sur :

- La sécurité des patients et du personnel (voyants lumineux, systèmes anticollision, arrêts d'urgence, caméras vidéo, interphone etc.)
- Les aspects mécaniques des appareils : centrage des collimateurs, correspondance entre les affichages mécaniques et numériques, orthogonalité et symétrie des collimateurs conventionnels et multi lames etc. . . .)
- La qualité des faisceaux : énergie, débit, homogénéité et symétrie des champs d'irradiation, pénombres etc. . . . [36].

V .2.Contrôle qualité des équipements d'imagerie utilisés en radiothérapie

V .2.1.Simulateurs

Le simulateur reste un moyen efficace de contrôle de la géométrie d'irradiation avant le début du traitement. Il est conçu pour reproduire les conditions géométriques de l'irradiation, et produit également des images. De ce fait, en supplément des contrôles géométriques, la qualité de ces images doit être évaluée en accord avec les recommandations établies pour l'imagerie diagnostique. Les contrôles de sécurité et de mécanique des simulateurs sont identiques à ceux qui sont à réaliser sur les accélérateurs.

V .2.2.Simuloscanographes

La planification et la réalisation des traitements par irradiation externe font désormais appel à des systèmes d'imagerie numérique: les scanographes fournissent des images de bonne qualité avec un bon contraste et une résolution élevée. Ces systèmes participent soit à l'acquisition de données anatomiques indispensables lors de la planification soit aux processus de contrôle pratiqués pendant le traitement. Ils doivent également être inclus dans le programme d'assurance qualité en radiothérapie. Les contrôles doivent porter sur la qualité des images produites et sur leurs caractéristiques géométriques.

Pour cela, un certain nombre d'objets tests sont disponibles, qui permettent d'évaluer l'ensemble de ces paramètres [1].

VI. Périodicité des contrôles

Les opérations de contrôle de qualité interne décrites ci-après doivent être effectuées selon la périodicité indiquée pour chacune d'elles.

Les contrôles doivent également être réalisés à chaque changement ou modification de tout ou partie de l'installation de radiothérapie externe, ou toute intervention sur celle-ci, susceptible d'avoir modifié une des performances ou caractéristiques objets de la présente décision. Le contrôle interne porte alors sur les performances ou caractéristiques concernées. Il est réalisé avant nouvelle utilisation clinique de l'installation. Les raisons ayant présidé à ces contrôles doivent également être consignées dans le registre des opérations [37].

VII. Objectifs et critères relatifs à la performance

Les objectifs et les critères d'évaluation de la performance de l'équipement et des technologies de radiothérapie sont répartis dans plusieurs catégories :

VII. 1.Fonctionnalité

Les systèmes et sous-systèmes de l'équipement pour lesquels les critères de performance sont dits « fonctionnels » sont en bon état de marche ou non. Ces systèmes sont souvent associés aux dispositifs de sûreté de l'équipement ou de l'installation. L'exploitation d'un établissement où un essai de fonctionnalité a échoué pourrait exposer les patients et le personnel à des conditions dangereuses.

VII. 2. Reproductibilité

Les résultats des contrôles de qualité courants dont la reproductibilité est le critère sont comparés aux résultats de référence de l'unité aux essais d'acceptation ou de mise en service. Des seuils de tolérance et d'intervention devraient être établis pour des paramètres quantifiables.

VII. 3. Exactitude

Les essais de contrôle de qualité qui servent à mesurer l'exactitude sont conçus pour évaluer l'écart d'un paramètre mesuré à sa valeur prévue ou établie. Il pourrait s'agir, par exemple, d'un essai visant à quantifier l'exactitude positionnelle d'un gabarit.

VII. 4. Caractérisation et documentation

Dans certains cas, il est nécessaire de prendre des mesures pour caractériser la performance d'une pièce d'équipement avant de pouvoir l'utiliser de façon clinique. C'est le cas, par exemple, de la mesure de l'efficacité de collecte des ions dans une chambre à ionisation.

VII. 5. Complétude

L'utilisation de ce terme est réservée à l'examen périodique des procédures, des analyses et des documents relatifs au contrôle de la qualité.

En ce qui concerne les quantités mesurables, on devrait définir des seuils de tolérance et d'intervention.

VII. 6. Seuil de tolérance

Si le paramètre de performance est mesurable, on établit un seuil de tolérance. Si l'écart entre la valeur mesurée et la valeur prévue ou établie est égale ou inférieur au seuil de tolérance énoncé, il n'y a aucune autre mesure à prendre relativement au paramètre de performance en question.

VII. 7. Seuil d'intervention

Si la différence entre la valeur mesurée et la valeur prévue ou établie est supérieure au seuil d'intervention, il faut immédiatement intervenir. L'intervention idéale remettra le système dans un état de fonctionnement conforme à tous les seuils de tolérance. S'il n'est pas possible d'obtenir ce résultat immédiatement, l'utilisation de l'équipement devra être limitée aux situations cliniques où l'incidence de l'écart de performance observé est comprise et jugée nulle ou cliniquement acceptable. La décision concernant l'intervention appropriée est prise par le physicien superviseur, conjointement avec les utilisateurs de l'équipement et d'autres personnes, s'il y a lieu [35].

VIII.8. Les accidents radiologiques dans le monde

D'après l'IRSN (Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire): Près de 600 "accidents radiologiques" ont été répertoriés dans le monde depuis 1945 conduisant à 180 décès (rapides), consécutifs à un syndrome aigu d'irradiation.

Les accidents de radiothérapie sont (fort heureusement) rares. Pour rares qu'ils soient, ces accidents ont parfois des conséquences dévastatrices : conséquences pour la santé (voire la vie) des victimes impliquées, mais aussi conséquences négatives pour la confiance des patients [44].

VIII.1 .Quelque accident en radiothérapie

- **Bialystok- Bialystok-2001 :**

Le 27 Février 2001, un accélérateur linéaire a été utilisé, suite à une coupure de courant ayant entraîné un dysfonctionnement de l'appareil, sans que soient vérifiées les doses délivrées au redémarrage de l'installation. Cinq patientes traitées pour cancer du sein ont reçu des doses 10 à 20 fois plus élevées que celles prévues pour leur traitement. Ce surdosage a entraîné l'apparition de nécroses gravissime [38].

- **Saragosse – Espagne – 1991 :**

A la suite d'un problème d'instabilité du faisceau de rayonnement d'un accélérateur linéaire, le faisceau est restauré mais des affichages contradictoires sont observés sans être totalement et correctement analysés. Les traitements sont malgré tout repris, conduisant à la surexposition de 27 patients dont 15 sont décédés des suites de cette surexposition.

- **Grenoble –France- 2003 :**

Un problème de transmission des données entre le logiciel de planification de traitement (TPS) et l'accélérateur linéaire s'est produit. Dès lors, des filtres « en coin » n'ont pas été mis en place contrairement à ce qu'il aurait fallu. Ceci a conduit à la surexposition d'un patient en 2003. L'accident n'a été mis en évidence que fin 2004.

- **Lyon – France-2004 :**

Une patiente doit être traitée par radiothérapie afin de circonscrire une malformation artério-veineuse au niveau du cerveau. Suite à un problème de communication au sein du service, un mauvais réglage du champ d'irradiation conduit à surexposer une zone plus importante (10 fois plus) que celle prévue par le traitement. Après de nombreuses complications obligeant à intervenir par chirurgie, la patiente décède début 2006 sans lien de causalité avec l'accident.

- **Tours – France-2004 :**

Entre septembre et octobre 2004, un patient ORL a été surexposé lors d'un traitement par radiothérapie externe en raison de la superposition anormale de deux champs d'irradiation qui auraient dû être jointifs. Une myélite radique est apparue en novembre 2006, et la vérification des données du traitement par l'établissement ont mis en évidence que le patient a reçu une dose totale de 60 Gy à la moelle cervicale.

- **Épinal –France- 2004 et 2005 :**

Entre mai 2004 et mai 2005, 24 patients pris en charge pour un cancer de la prostate ont été traités dans des conditions d'irradiation différentes de celles utilisées pour la planification du traitement. En effet, leur traitement a été planifié avec coins "statiques" mais réalisé avec des coins "dynamiques". Ceci a conduit à une surexposition de l'ordre de 20% par rapport à la dose prescrite. Cinq décès ont été recensés, dont certains ne sont pas en lien direct avec l'accident. Entre 2001 et 2006, environ 400 patients traités pour un cancer de la prostate ont été surexposés (de l'ordre de 8%). Cette surexposition systématique est liée à la réalisation quotidienne d'images portales [44].

Chapitre 4 :
contrôle de qualité du
scanner simulateur GE
OPTIMA 580W et du
l'accélérateur linéaire
Varian DHX 2100

I. Contrôle qualité de scanner simulateur GE OPTIMA 580W :

I.1. Contrôle de qualité d'image

I.1.1.Introduction

Le contrôle des systèmes d'imagerie médicale est un ensemble des opérations qui permettant d'améliorer la qualité de l'image, ces opérations donnent au radiothérapeute des images contenant toutes les données qui permet de faire un examen fiable.

Ces protocoles contiennent des paramètres standards tels que le bruit, le contraste, la résolution spatiale, l'uniformité, l'épaisseur de coupe, la distorsion géométrique et la linéarité, et les comparer a des valeurs de référence.

Dans cette partie nous décrivons les contrôles de qualité de l'image de scanner simulateur GE OPTIMA 580 W, dans le contrôle de l'image il existe deux types de contrôles :

- Des contrôles de qualité internes réalisés selon les périodes précises.
- Des contrôles de qualité externes annuels qui comportent des opérations de tests sur l'équipement [18].

Chaque test a une description détaillée et leur matériel nécessaire et leur procédure a suivrais ainsi les valeurs de tolérances et les périodicités recommandées, tous les tests effectués dans les mêmes conditions d'acquisition.

I.1.2. Description des objets tests utilisés

Le fantôme Catphan 600

La qualité de l'image peut s'exprimer en termes de paramètres physiques telles que : l'épaisseur de coupe, l'uniformité, la linéarité, la résolution spatiale et la résolution à bas contraste. Elle dépend des caractéristiques techniques du scanner, des paramètres d'exposition utilisés et des conditions de lecture. De même, elle peut être évaluée quantitativement par des mesures réalisées avec des fantômes d'image.

Pour effectuer ce type de contrôle, nous avons utilisé le Catphan ®600, conçu pour l'évaluation globale des scanners axiaux et multi coupes.

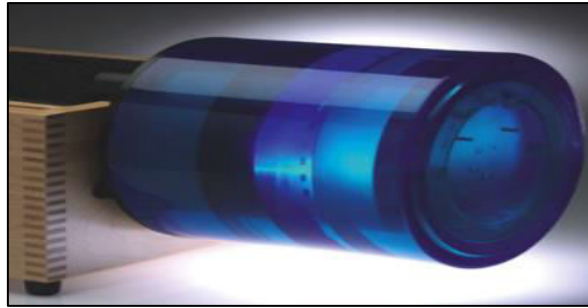


Figure (4.1) : fantômes Catphan ®600

Ce fantôme est construit à partir des modules, bien répartis dans un cylindre compact de diamètre 20 cm. Les modèles du Catphan 600 sont fabriqués à partir de matières solides, toute en éliminant les matières d'absorption de l'eau. Le Catphan 600 est constitué de cinq modules: CTP404, CTP591, CTP528, CTP515 et CTP486 qui sont représentés dans La figure (4.2) [19].

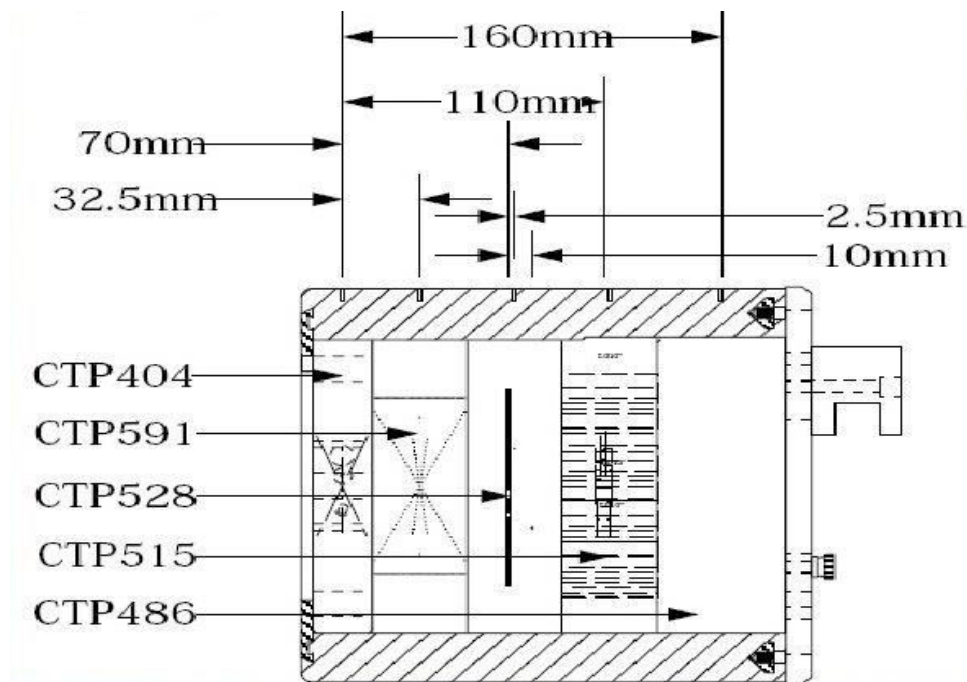


Figure (4.2) : l'emplacement des modules de Catphan 600

Module CTP404 - Sensitométrie (linéarité des nombres CT)

Module CTP591 – Géométrie de billes

Module CTP528 – Haute résolution

Module CTP515 – Faible contraste

Module CTP486 – Uniformité de l'image

I.1.3. Positionnement de fantôme Catphan 600

On place le Catphan sur l'extrémité de la table de scanner, il est préférable de placer la boîte directement sur la table, On ouvre la boîte, on tournant le couvercle a 180°, puis on retire le fantôme et on l'accroche sur l'extrémité de la boîte, il faut assurer que la boîte est stable et calibrée avec le poids du fantôme.

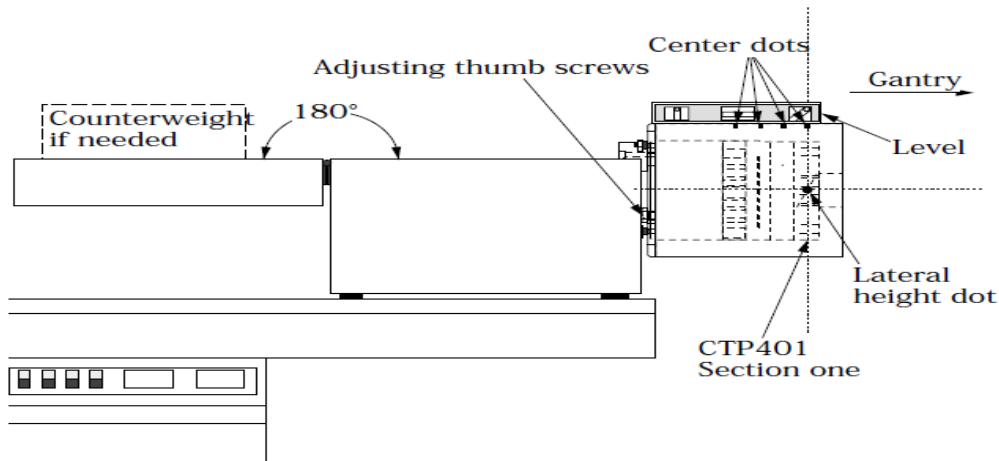
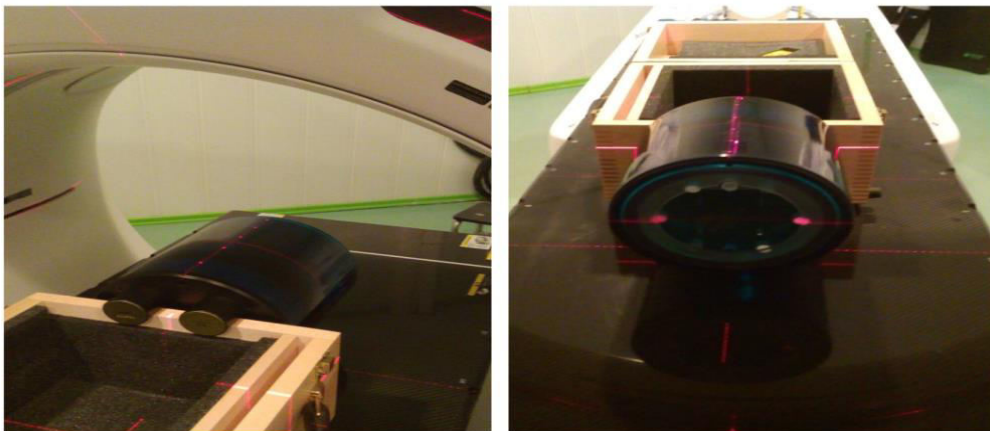


Figure (4.3) : représentation schismatique de positionner le Catphan®600

Nous avons utilisé la règle et le vis de réglage pour bien positionner le Catphan®600. Une fois que le fantôme est à niveau, on le glisse jusqu'à la fin de la boîte pour aligner les points centraux de ses sections avec le laser d'alignement du scanner. Finalement, on fait un scan complet ou que la section CTP404 et on vérifie l'image pour un alignement correct [19].

Image de condition de mesure :



I.1.3.1. Vérification de la position de fantôme

La position du fantôme ainsi que l'alignement peuvent être vérifiés cette section contient quatre rampes s'élèvent à 20 degrés de la base au sommet du module.

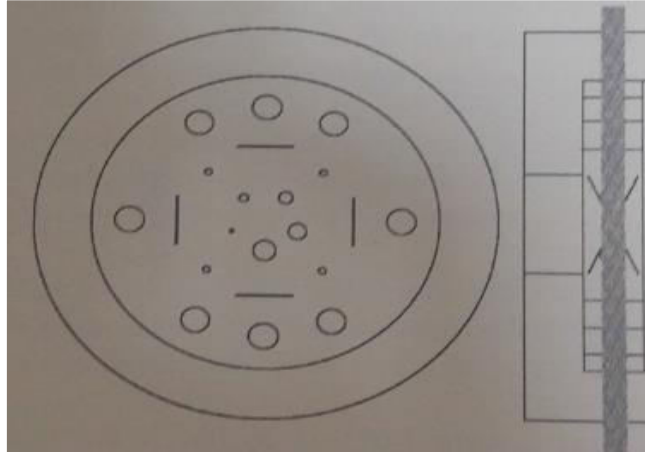


Figure (4.4) : Les rampes centrées indiquent l'alignement du fantôme

Si le désalignement est indiqué par la numérisation de l'image, le fantôme doit être repositionné pour obtenir un alignement correct. Une fois l'alignement a été établi, Nous pouvons procéder aux tests

I.1.4. Les différents tests effectués pour vérifier la qualité d'image

I.1.4.1. Le bruit

Une coupe tomodynamométrique d'un matériau homogène montre que les valeurs du nombre CT obtenus sont approximativement proche au celles de référence mais ne sont pas obligatoire identique.

Pour contrôler le bruit, on mesure l'écart standard σ des valeurs de pixel au centre et celle de la périphérie de l'image de la coupe de l'objet test. Le calcule est fait par la relation suivant :

$$B = \frac{\sigma}{NH_{eau} - NH_{air}} \times 100\% \quad (4.1)$$

Avec **NH eau** : nombre CT de l'eau

NH air : nombre CT De l'air

σ : La déviation standard

Matériel et méthode :

Pour contrôler le bruit ont dessiné un cercle à l'intérieur d'une substance homogène dans la zone qui couvrant au moins 10% de la surface d'objet.

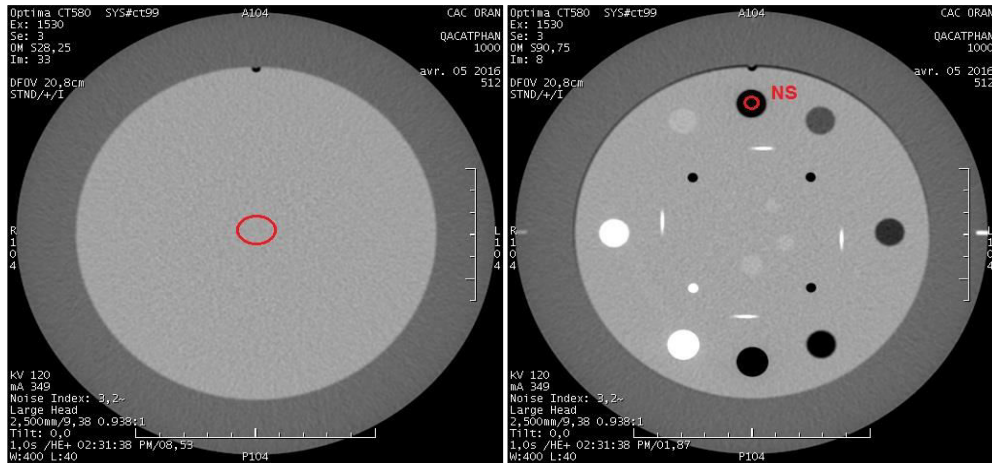


Figure (4.5) : Evaluation de Bruit de scanner simulateur « GE OPTIMA 580W »

Résultats/ Tableau suivant (4.1) : Contrôle de bruit

Contrôle de bruit	
La valeur mesurée	Tolérance
0,476 %	Inférieur à 1%
Fréquence	Mensuel

Ce résultat représente la valeur de Bruit dans le scanner GE OPTIMA 580W, On remarque que la valeur trouvée est inférieure à 1% Donc nous avons un bon résultat.

I.1.4.2. L'uniformité

L'uniformité de l'image caractérise la variation du nombre CT d'un objet homogène. Elle est définie comme étant la différence entre les valeurs des pixels au centre d'une coupe homogène (NHc) et celles en périphérie (NHp). Le calcul est fait par la relation suivant :

$$U = \frac{NHc - NHp}{NHeau - NHair} \times 100\% \tag{4.2}$$

Avec NHc : les valeurs des pixels au centre d'une coupe homogène

NHp : Les valeurs des pixels en périphérie

NHeau : Nombre CT de l'eau

NHair : Nombre CT de l'air

Matériel et Méthodes :

Le module CTP 486 permet de tester l'uniformité ainsi que, le bruit du nombre CT. Il est constitué d'un cylindre solide, coulé à partir d'un matériau homogène qui se traduit par un nombre CT moyen proche de celle de l'eau.

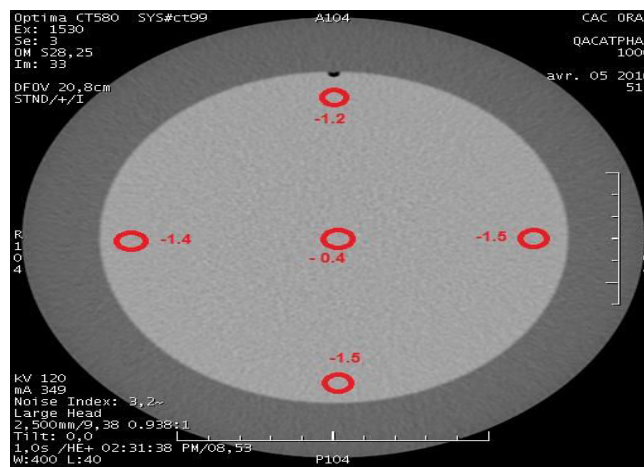


Figure (4.6) : Evaluation d'Uniformité

Résultats/ Tableau suivant (4.2) : Contrôle de l'uniformité

Contrôle de l'uniformité	
La valeur mesurée	Tolérance
0,186 %	Inférieur à 1%
Fréquence	Mensuel

Ce résultat représente la valeur de l'uniformité dans le scanner GE OPTIMA 580W, On remarque que la valeur trouvée est inférieure à 1%. Donc nous avons obtenu un bon résultat.

L'uniformité de l'image est influencée par le filtre de reconstruction, l'épaisseur de coupe et la nature de l'objet étudié.

I.1.4.3. La résolution spatial

I.1.4.3.1. la résolution a haut contraste

La résolution spatiale est la dimension minimale d'un objet détecté, elle est mesurée à haut contraste de façon à minimiser le bruit

Matériel et méthode :

On utilise le module CTP 528 pour contrôlée la Résolution spatiale. Ce module contient 21 paires de ligne par centimètre

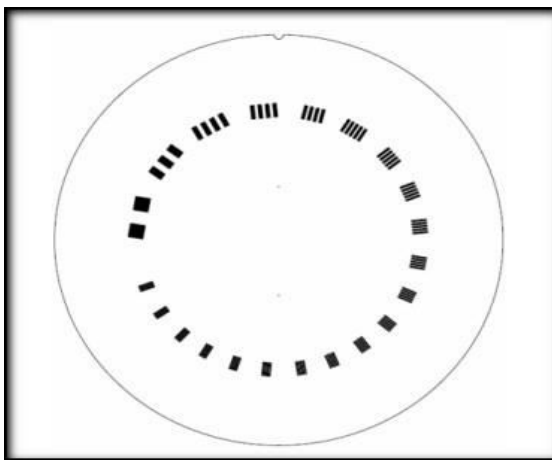


Figure (4.7): Image axiale du module CTP528 du fantôme Catphan® 600.

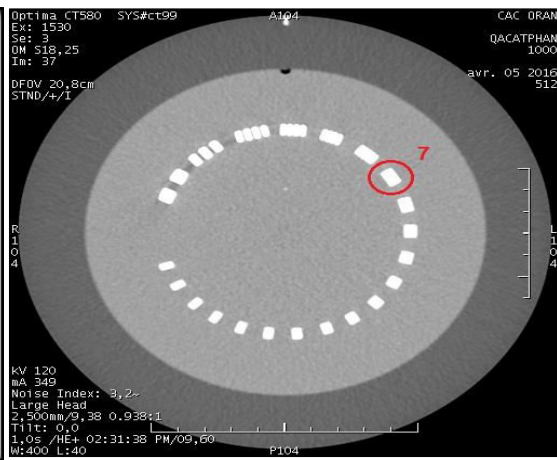


Figure (4.8): Evaluation de la Résolution à haut Contraste

Résultats/ Tableau suivant (4.3) : Contrôle de la Résolution à haut Contraste

Contrôle de la Résolution à haut Contraste	
Nombre totale des pl/cm	Résultat
21 pl/cm	7 pl/cm
Fréquence	Mensuel

Pour le contrôle de résolution à haut contraste on remarque une meilleure visibilité dans le scanner GE OPTIMA 580W on voie 7 paires de lignes par cm ou 7 pl/cm Donc nous avons un bon résultat.

I.1.4.3.2. La Résolution à bas contraste

La résolution spatiale à faible contraste indique la dimension de plus petite lésion visible pour les tissus de densité voisine.

Matériel et méthode :

Pour faire ce contrôle on utilise l'insert CTP515 ce module contient une série de cylindres de différents diamètres et de trois niveaux de contraste. Légèrement plus atténuants que le milieu environnant, ils permettent d'évaluer la détectabilité à faible contraste des images axiales reconstruites

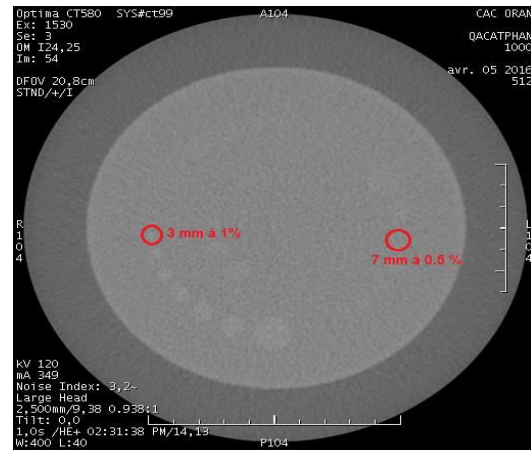
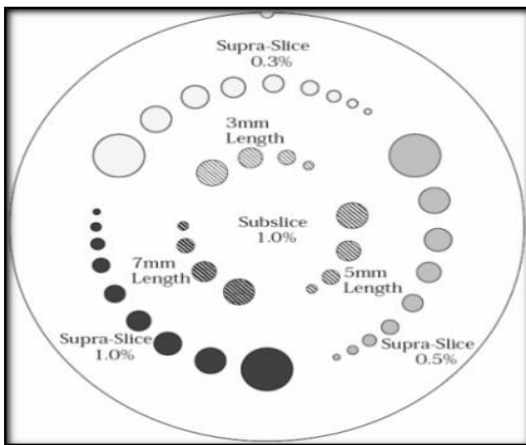


Figure (4.9): Dimension et % de contraste des tiges Cylindriques présentes dans le module CTP515.

Figure (4.10): Evaluation de la résolution à bas Contraste

Résultats/ Tableau suivant (4.4) : Contrôle de la Résolution à bas Contraste

Contrôle de la Résolution à bas Contraste		
Niveau 1 : 1,0 %	Niveau 2 : 0,5 %	Niveau 3 : 0,3 %
3 mm	7 mm	/
Fréquence	Mensuel	

Et pour La résolution spatiale à bas contraste on voir 3 mm à 01% et 7 mm à 0.5% donc nous avons obtenu un résultat pas idéal mais acceptable.

I.1.4.4. L'épaisseur de coupe

L'épaisseur de coupe est déterminée au centre du champ de vue à partir de la distance entre deux points à mi-hauteur sur le profil de la coupe. Il permet d'assurer que les valeurs de référence programmées correspondent bien aux valeurs obtenues.

Matériel et méthode :

Pour contrôler l'épaisseur de coupe, on utilise le module CTP 591 qui contient 4 paires de rampes opposées et 2 billes individuelles. Les deux paires de rampe ont 0.28 mm de diamètre, espacés de 1 mm sur le centre dans la direction z. La paire de la deuxième rampe de diamètre 0.18 mm, espacés de 0,25 mm par rapport au centre dans la direction z. Les 2 billes individuelles ont 0.28 mm et 0.18 mm de diamètre. Un fil de tungstène de 50 µm de diamètre est situé à 6 cm du centre du module.

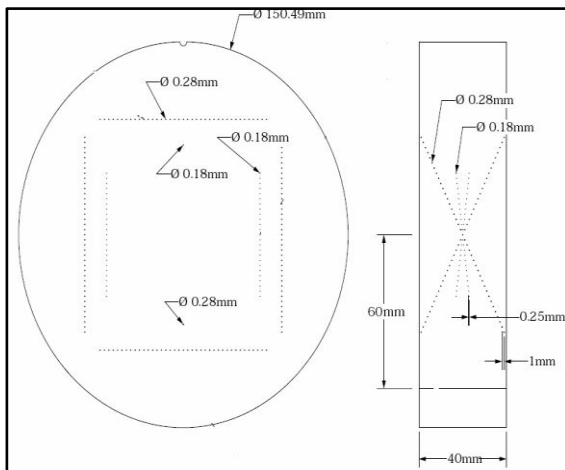


Figure (4.11) : Le module CTP 591

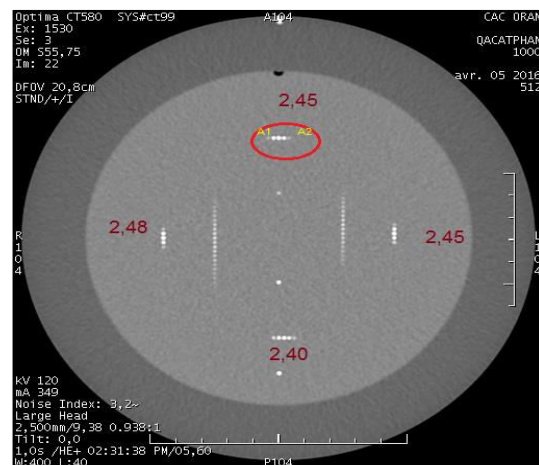


Figure (4.12) : Evaluation d'épaisseur de coupe

Résultats/ Tableau suivant (4.5) : Contrôle de l'épaisseur de coupe

Valeur Mesuré	Valeur programmée	Décalage
2.44 mm	2.5 mm	2,4 %
Fréquence	mensuelle	
Tolérance	± 10%	

On remarque que la valeur obtenue dans la mesure est très proches de la valeur programmée, Lorsqu'on fait le pourcentage de la tolérance on trouve 2.4 % donc On conclut que le scanner donne un bon résultat pour l'épaisseur de coupe.

I.1.4.5. La distorsion géométrique :

La distorsion géométrique peut apparaître au niveau des algorithmes de reconstruction. De fait de l'utilisation des images CT pour la détermination de distance ou volume, il est impératif de contrôler ce paramètre régulièrement. Elle est donnée par la relation suivante :

$$D = \frac{D_{max} - D_{min}}{Moy} \quad (4.3)$$

D_{max} : est la distance maximale.

D_{min} : est la distance minimale.

D_{moy} : est la moyenne des quatre distances de carré.

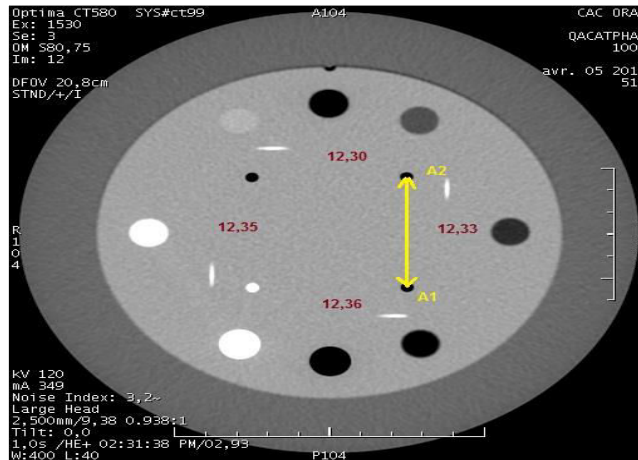


Figure (4.13) : évaluation de distorsion géométrique

Résultats/ Tableau suivant (4.6) : Contrôle de la Distorsion géométrique

Contrôle de la Distorsion géométrique	
La valeur mesurée	La valeur de référence
0,0054 cm	0 cm
Fréquence	Mensuel

On remarque que la valeur obtenue dans la mesure est très proches de la valeur de référence, Donc nous avons un bon résultat.

I.1.4.6. La linéarité

Les nombres CT sont exprimés comme le rapport des coefficients d'atténuation linéique des matériaux avec l'eau pour une énergie donnée.

Matériels et méthode :

Dans ce contrôle on utilise le module CTP404 qui contient des bouchons cylindriques de différentes densités et composées de (Delrin, Téflon, Polyéthylène de haute densité (HDPE), acrylique, polystyrène, Polyéthylène de basse densité (LDPE), poly méthyl pentene (PMP) et de l'Air).

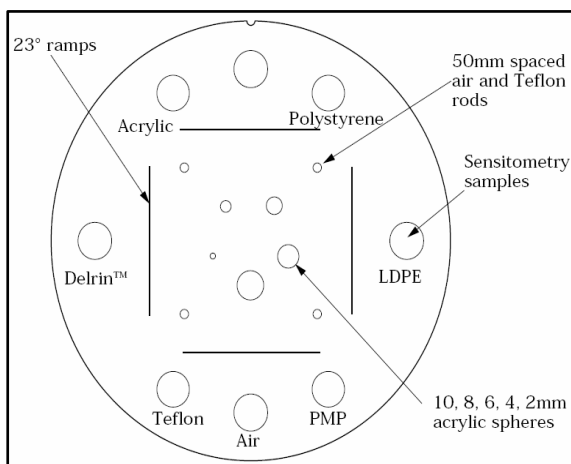


Figure (4.14) : Le module CTP404

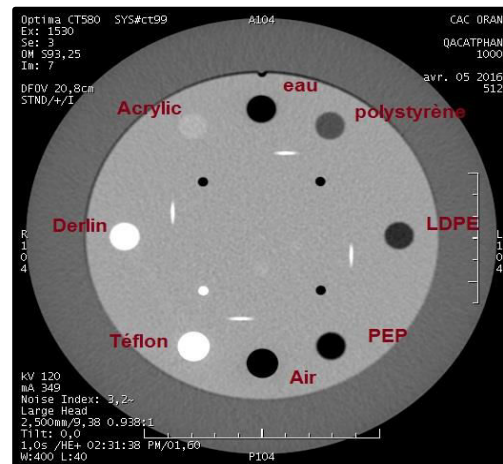


Figure (4.15) : vérification de la linéarité des nombres UH

**Tableau (4.7) : les mesures de nombre UH et les densités électronique dans l'examen de scanner
GE OPTIMA 580W**

Insert	Densité électronique	Les moyennes des lectures (UH)	Les valeurs de références	Décalage (UH)
Air	0	-959,31	-1000	40,69
PMP	0,853	-174,45	-200	25,55
LDPE	0,944	-89,73	-100	10,27
Water	1,00	-9,80	0	9,8
Polystyrène	1,017	-33,86	-35	1,14
Acrylic	1,146	121,54	120	1,54
Delin	1,354	360,55	340	20,55
Teflon	1,867	953,69	990	36, 31
tolérance	±40UH			
Fréquence	mensuelle			

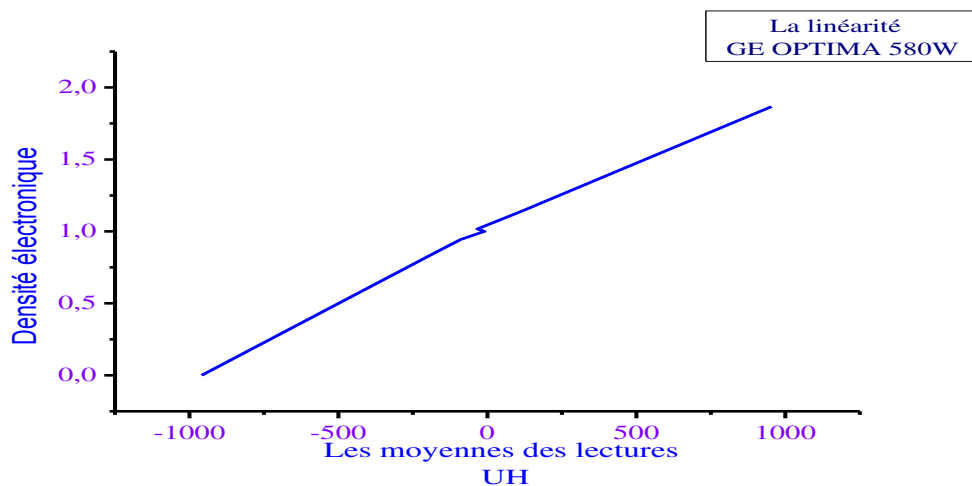


Figure (4.16) : Courbes d'UH en fonction de densité électronique

I.5. Contrôle de qualité mécanique

I.1.5. Contrôle de déplacement de la table

Ce test a pour objectif de vérifier que le déplacement de la table correspond à la distance parcourue.

Conduction de mesure :

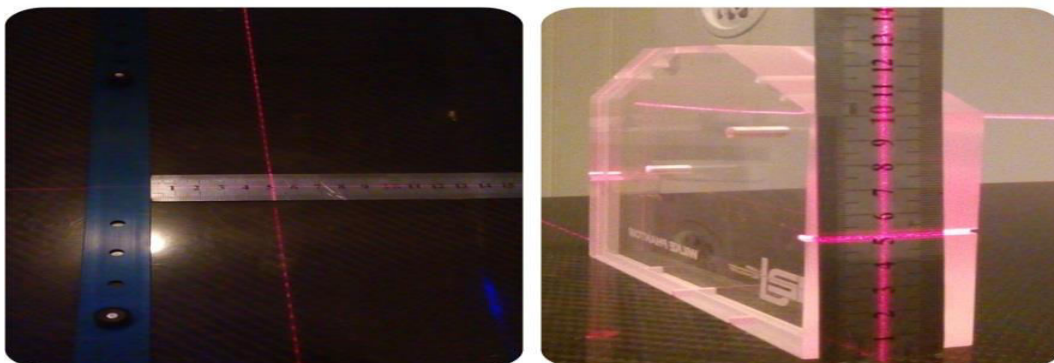
Table en différentes positions longitudinal et verticale

Procédure :

Nous avons installé une baguette sur la table, puis on a placé une règle de sorte qu'ils sont perpendiculaires entre eux, Puis on déplace la table vers l'intérieur et l'extérieur de l'anneau du CT et a aidé de projections laser sur la règle on teste la correspondance entre la valeur que nous observons sur la règle et celui affichée sur le scanner pour les déplacements longitudinale.

Pour les déplacements verticaux on répète le même processus, mais cette fois ci la règle est positionnée en verticale sur la table.

Image de condition de mesure :



Résultats/ Tableau suivant (4.8) : Contrôle de déplacement de la table

Déplacement longitudinale		Déplacement verticale	
Les valeurs affichées	Les valeurs mesurées	Les valeurs affichées	Les valeurs mesurées
5 cm	5cm	129 cm	5 cm
10cm	10cm	134 cm	10 cm
-5cm	-5 cm	119 cm	-5 cm
-10cm	-10 cm	114 cm	-10 cm
Tolérance	± 2 mm		
Fréquence	Mensuel ou après l'intervention de maintenance		
Action immédiate	>2 mm		

I.1.6. Contrôle de qualité des systèmes lasers

Cette procédure peut être réalisée à l'aide d'un fantôme en possédant des encoches comme celui proposé sur la figure (4.18).

Conditions de mesures :

Hauteur de la table : 124,0 cm

Procédure :

On vérifie au préalable l'absence de flèche avec le fantôme (léger). Le fantôme est aligné à l'aide des encoches sur l'origine des lasers externes mobiles. La distance séparant l'origine des lasers externes et les lasers du CT est connue et de 750 mm en général.

La procédure consiste le plus souvent à acquérir le fantôme en coupes millimétriques puis à vérifier, suivant les caractéristiques du fantôme, sur des coupes tomographiques précises (par exemple passant par l'origine), si les repères sur lesquels sont projetées les différentes nappes se trouvent ou non en coïncidence avec des axes horizontaux et verticaux fournis par les outils de la station de travail du scanner et passant par ces repères. Le niveau de tolérance sur l'écart entre l'origine CT et l'origine des lasers doit être inférieur au millimètre.

Image de condition de mesure :



Résultat : Résultats/ Tableau suivant (4.9) : Contrôle des systèmes lasers

Contrôle des lasers	
Décalage entre projection laser et les nappes de fantôme	0 mm
Tolérance	<1 mm
Fréquence	Mensuelle

II. Contrôle de qualité mécanique et dosimétrique de l'accélérateur linéaire varian DHX 2100

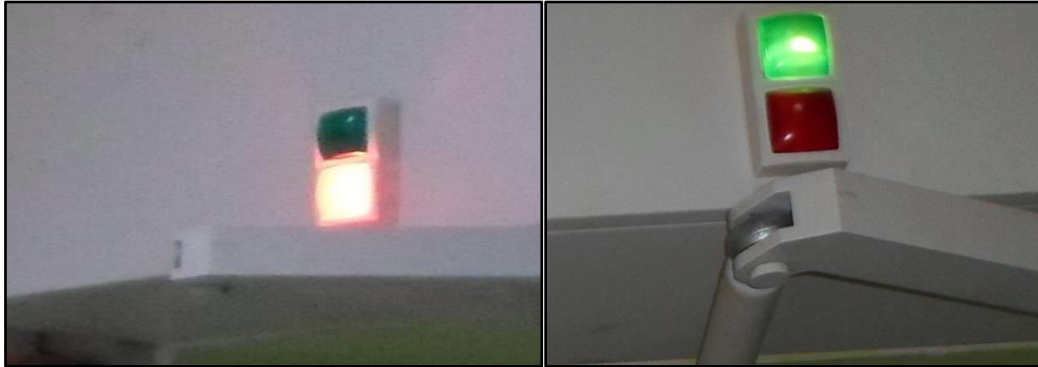
II .1 .vérification des systèmes de sécurité et des voyants

II.1. 1 .Contrôle des voyants lumineux

Il faut vérifier le bon fonctionnement des différents voyants lumineux. Notamment sur la porte : rouge signifiant qu'il y a irradiation et vert, l'arrêt du faisceau.

Il faut aussi vérifier les avertisseurs optiques du poste de commande, vert et rouge annonçant respectivement, la latence et le fonctionnement du faisceau. (Fréquence de contrôle : quotidienne)

Image de condition de mesure :



II.1.2. Contrôle des sécurités mécaniques et électriques

II.1.2.1. Verrouillage de porte

La vérification consiste dans un premier temps à ouvrir la porte durant l'irradiation pour vérifier que le faisceau s'interrompt. (Fréquence de contrôle : quotidienne).

Image de condition de mesure :



II.1.2. 2. Arrêt d'urgence

- s'assurer que lorsque les «coups de poing» sont enclenchés, l'alimentation électrique est coupée, provoquant un arrêt du faisceau. (Fréquence de contrôle : quotidienne).

Image de condition de mesure :



II.1.2. 3. Arrêt de l'irradiation

- Vérifier l'arrêt de l'irradiation en appuyant sur le bouton d'arrêt de faisceau du clavier d'accélérateur. (Fréquence de contrôle : quotidienne).

Image de condition de mesure :



II.1.2. 4. Détecteur anti collision

Il faut aussi être certain du bon fonctionnement du système anticollision : tout choc doit entraîner l'immobilisation immédiate des équipements.

Vérifier l'arrêt des mouvements en position des limites (pour la table, le bras et le collimateur), puis le retour à la position initiale lors du mouvement inverse.

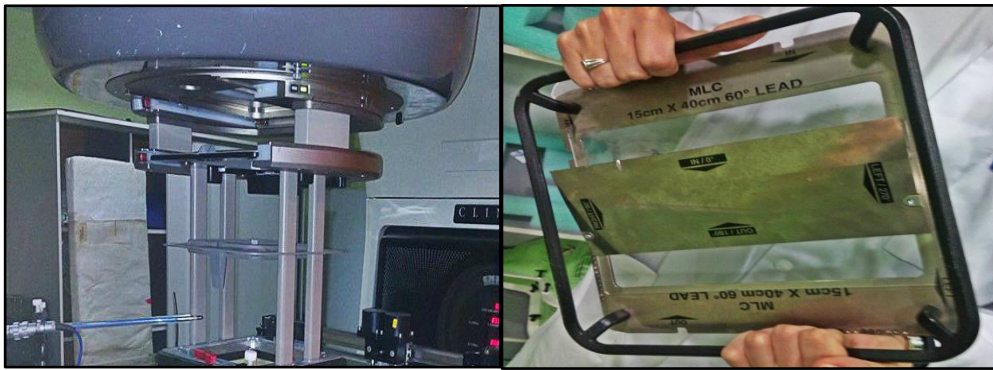
Image de condition de mesure :



II.1.2. 5 Contrôle des accessoires

Ce contrôle, est purement qualitatif, il consiste à s'assurer de l'état de tous les accessoires pouvant se trouver dans le champ. Insérer chaque accessoire (applicateur, filtre en coin, collimateur ...) dans sa place, et vérifier qu'ils se verrouillent correctement. (Fréquence de contrôle : mensuelle).

Image de condition de mesure :



II.1.2.6. Surveillance audiovisuel

L'ultime élément à vérifier est le système de surveillance du patient (audio ou vidéo). Il faut le régler afin d'optimiser la surveillance ou la communication intra et extra salle de traitement. (Fréquence de contrôle : quotidienne).

Image de condition de mesure :



II.2. Contrôle qualité mécanique de l'accélérateur linéaire varian DHX 2100

Equipement :

- Film gafchromic RTQA2
- Plaques de 1cm de PMMA
- Papier millimétré
- Niveau à bulle
- fantôme de laser

II.2. 1. Contrôle d'angle du bras

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

Conditions de mesure :

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

Procédure :

Pendant l'opération précédente, en mettant le niveau à bulle en contact avec le niveau inférieur du collimateur, et vérifie pour les angles $0^\circ, 90^\circ, 180^\circ$ et 270° .

Image des conditions de mesure :



Résultats/ Tableau suivant (4.10) : Contrôle d'angle du bras

Les angles du bras	Lecture mécanique ou digitale	Résultats	Différence
0°	0°	0°	0°
180 Droit	180° D	180° D	0°
180° gauche	180°g	180°g	0°
Tolérance	< 0.5°		
Fréquence	Mensuel		
Action immédiate	> 0.5°		

II.2. 2. Contrôle d'angle du collimateur

Il faut vérifier l'exactitude des affichages numérique et mécanique (si le second est utilisé en clinique) de l'angle du collimateur au moins à 0°, 90°, et 270°. Il faut aussi vérifier la convention utilisée pour le système de coordonnées.

Conditions de mesure :

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

Procédure :

On place le bras à 90° et le collimateur à 0°, On place le niveau à bulle sur le porte applicateur. On fait de même pour les angles du collimateur 0°,90°, et 270°.

Image de condition de mesure :



Résultats/ Tableau suivant (4.11) : Contrôle d'angle du collimateur

Les angles du collimateur	Lecteur mécanique ou digitale	Résultats	Différence
0°	0°	0,1°	0,1°
90°	90°	90,1°	0,1°
270°	270°	270°	0°
Tolérance	< 0.5°		
Fréquence	Mensuel		
Action immédiate	> 0.5°		

II.2. 3. Contrôle de Télémètre

Le télémètre permet de connaître la distance source-table, il est donc important de valider cette mesure, car il sert de positionnement de patient .elle va être primordiale.

Conditions de mesure :

- Bras à 0°
- Collimateur à 0°
- DSP à 80cm, 90cm, 100cm, 110cm, 120cm

Procédure :

Pour vérifier les valeurs données par le télémètre, on positionne la table à DSP 100 cm par le télémètre et on mesure la distance table-collimateur par une tige graduée.

On va ensuite à DSP 80cm ,90cm, 110cm, 120cm et vérifier que les valeurs mesurées correspond à les valeurs affichées.

Image de condition de mesure :



Résultats/ Tableau suivant (4.12) : Contrôle télémètre

Les DSP	Valeur affichée (télémètre)	Valeur mesurée (tige graduée)	Différence
80 cm	80 cm	80 cm	0 mm
90 cm	90 cm	90 cm	0 mm
100 cm	100 cm	100 cm	0 mm
110 cm	110 cm	110 cm	0 mm
120 cm	120 cm	120 cm	0 mm
Tolérance	±2mm		
Fréquence	Mensuel		
Action immédiate	>2mm		

II.2. 4. Contrôle de la Taille des champs

Conditions de mesure :

- Champs d'irradiation proposés
- Bras à 0°
- DSP : 100cm

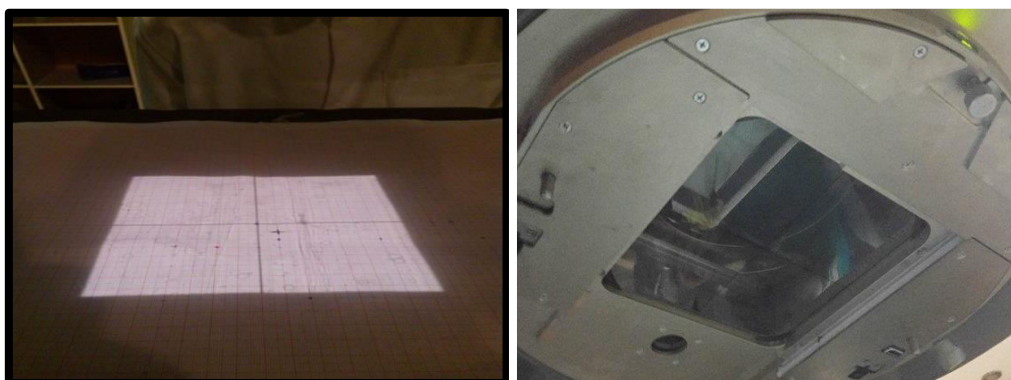
Procédure :

Avec le bras à 0°, on place une feuille de papier millimétré à DSP100, on définit les différentes tailles du champ 5x5 cm ,10x10 cm ,20x20 cm 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 5 x5cm, 10x10cm, 20x20cm est également vérifiée lors des mesures de dosimétrie relative

Image de condition de mesure :



Résultats/ Tableau suivant (4.13) : contrôle de la Taille des champs

Taille de champ	Résultat		Différence	
	Mâchoire X	Mâchoire Y	Mâchoire X	Mâchoire Y
5x5	5 cm	5 cm	0 mm	0 mm
10x10	10 cm	10 cm	0 mm	0 mm
20x20	20 cm	20 cm	0 mm	0 mm
Tolérance	±2mm			
Fréquence	Mensuel			
Action immédiate	> 2 mm			

II.2. 5. Contrôle mécanique de la table

Il faut tout d'abord s'assurer que la table ne possède pas de défauts majeurs.

Elle doit être régulière et horizontale.

Conditions de mesure

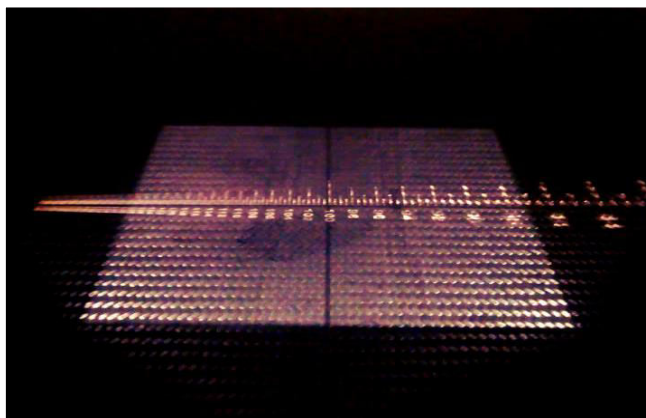
- Bras à 0° (vérification avec un niveau)
- Table en différentes positions

A- Contrôle de déplacement vertical de la table :

Procédure :

On place une feuille de papier millimétré à DSP100, On repère l'axe du faisceau vertical à l'aide de la projection lumineuse du croisillon à la DSP de référence, On fait ensuite varier la hauteur de la table de +20cm et -20cm par rapport à l'isocentre. On vérifie la correspondance entre la valeur affichée et réel pour les déplacements verticale de DSP 85cm, 90cm, 100cm et 110cm

Image de condition de mesure :



Résultats/ Tableau suivant (4.14) : Contrôle de déplacement vertical de la table

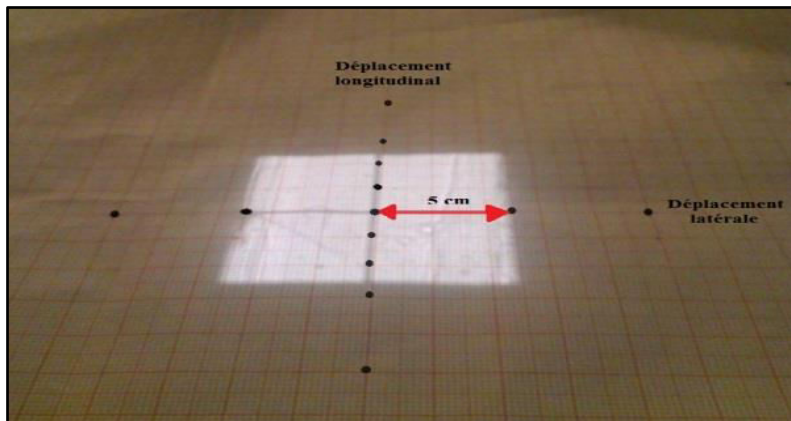
Télémètre	Distance	Lecture	Différence
85 cm	15 cm	15	0
90 cm	10 cm	10	0
100 cm	0 cm	0	0
110 cm	(-) 10 cm	-10	0
tolérance	±2mm		
fréquence	Mensuel		
Action immédiate	>2 mm		

b-Contrôle Déplacement latérale et longitudinal de la table :

Procédure :

On place une feuille de papier millimétré à DSP100, Il suffit de repérer la position du croisillon à la DSP de référence, on teste la correspondance entre la valeur affichée et réel pour le déplacement latérale et longitudinale

Image de condition de mesure :



Résultats/ Tableau suivant (4.15) : Contrôle Déplacement latérale et longitudinal de la table

Déplacement latérale		Déplacement longitudinale	
Distance	lecture	Distance	lecture
0 cm	0,0	0 cm	136,8
5 cm	5,0	2 cm	138 ,8
10 cm	9,9	4 cm	140,8
15 cm	15,0	6cm	142,8
		10 cm	144,8
Tolérance	±2mm		
fréquence	Mensuel		
Action immédiate	>2 mm		

C- Contrôle de Rotation de la table :

Procédure : on positionne l'axe du faisceau verticalement puis on projette le croisillon sur papier millimétré DSP 100cm. Lors d'une rotation isocentrique, à 0° et 90° et 270° on vérifie l'exactitude des affichages mécanique et numérique des angles de rotation isocentrique de la table.

Résultats/ Tableau suivant (4.16) : Contrôle de Rotation de la table

Mécanique	Numérique
0°	0
90°	90
270°	270
tolérance	0.5°
Fréquence	mensuelle
intervention immédiate	> 0.5°

II.2. 6. Contrôle de Position des mâchoires

On doit s'assurer du parallélisme et de l'orthogonalité des mâchoires des collimateurs (inhérentes ou additionnelles).

Procédure :

On place une feuille de papier millimétré à DSP100, On repère l'axe du faisceau vertical à l'aide de la projection lumineuse du croisillon à la DSP et on vérifie que l'angle qui sépare deux cotés consécutifs, est de 90° (à 1° près). De plus, il faut regarder la symétrie du faisceau et du croisillon.

Ont effectué les mesures pour défier l'ouverture des mâchoires (X1-X2, et Y1-Y2).

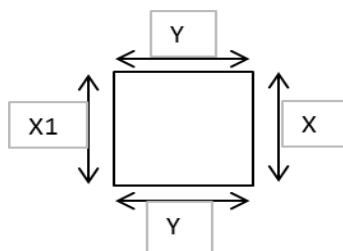


Image de condition de mesure :



Résultats/ Tableau suivant (4.17) : Contrôle de Position des mâchoires

	X1	X2	Y1	Y2
Les valeurs affichées	-5	2	-5	2
	-2	5	-2	5
Résultat	-5	2	-5	2
	-2	5	-2	5
tolérance	±2mm			
fréquence	Mensuel			
Action immédiate	> 2 mm			

II.2. 7. Contrôle de la Correspondance entre le champ lumineux et le champ d'irradiation (photons)

Pour faire se contrôle on utilise Le film gafchromic RTQA2, qui caractérise d'une couche active entre deux couches de polyester. C'est un film auto développement offre de nombreux avantages par rapport à un film de vérification radiographique classique.

Conditions de mesure :

- DSP : 100 cm
- Champ d'irradiation : 10cm x 10cm En régime photons
- Le bras est à 0° (vérifié au niveau à eau) ;
- Profondeur PMMA : 2cm pour les X6.

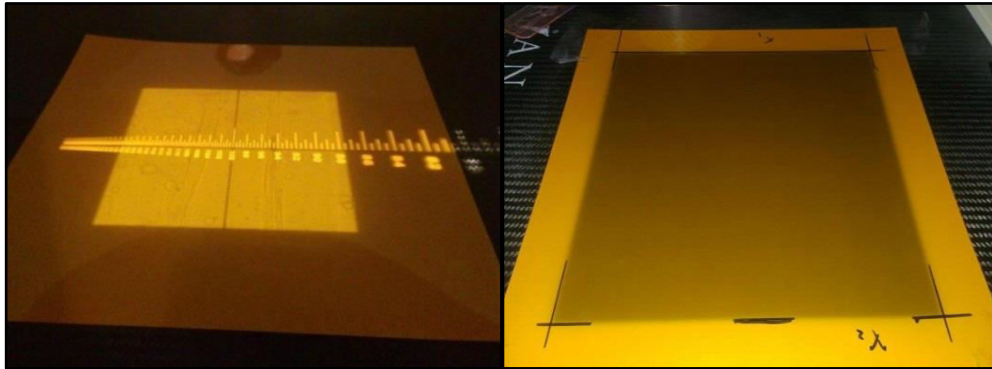
Procédure :

Le film gafchromic RTQA2 est placé à DSP 100 sur table 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 stylo feutre. Le film est irradié avec 500 UM, et on vérifie qu'il y a une bonne correspondance entre les deux projections.

La correspondance entre le champ d'irradiation et les bords du champ lumineux doit être meilleur que 2mm. L'analyse se fera à l'œil.

Photo des conditions de mesures :



Résultats/ Tableau suivant (4.18) : Contrôle de la Correspondance entre le champ lumineux et le champ irradié

	Bord X1 et X2	Bord Y1 et Y2
Coïncidence champ lumineux/champ d'irradiation	0,5 mm	0,5 mm
Tolérance	±2mm	
Fréquence	Mensuel	
Action immédiate	>2mm	

II.2. 8. Contrôle des Lasers

On radiothérapie La position précise du patient est extrêmement critique, des lignes lasers sont utilisées pour positionner un patient rapidement, avec précision et de manière reproductible, et permet d'exposer le patient au dosage correct de rayonnement au volume cible. La salle de traitement contient trois lasers qui sont généralement intégrées dans un système complet avec surveillance optique.

Condition de mesure :

- Bras à 0°
- Rotation collimateur : 0°
- Champs : 10X10
- DSP: 87.5cm

Procédure :

On positionne le fantôme de vérification de laser à l'isocentre et on place le télémètre à 87.5 cm à la surface de fantôme et on vérifie la superposition des lignes de laser avec les lignes centrale de fantôme.

Image de condition de mesure :



Résultats/ Tableau suivant (4.19) : Contrôle des Lasers

	Plan Horizontale. (mm)	Plan Verticale. (mm)	Action	Plan Latérale (mm)	Action
Droit	0	1	Non ajusté	0.5	Non ajusté
Gauche	0	0	Non ajusté		
tolérance	2 mm				
fréquence	Quotidienne et Mensuelle (obligatoire)				
Action immédiate	différence >2mm Réglage des lasers				

II. 3. Contrôle de qualité dosimétrique de l'accélérateur linéaire Varian DHX2100

II.3.1.Introduction

En radiothérapie, il est indispensable d'avoir une connaissance précise de la dose délivrée par l'accélérateur linéaire. Pour être utilisables cliniquement

Le contrôle dosimétrique se fait pour vérifier est ce que la dose délivrée par la machine est constante. Ce contrôle est basé sur la mesure de débit de dose délivrée par l'accélérateur linéaire pour les différentes énergies des photons et des électrons à une profondeur de référence et une profondeur maximale suivant le protocole TRS398 de AIEA. Il est divisé en deux étapes :

Etape1 : Etalonnage dans l'eau (dosimétrie de référence). Le but de cette étape est de vérifier les paramètres du profil de dose qui sont l'homogénéité, la symétrie, la pénombre et la taille de champ. Et même la mesure de **PDD** pour vérifier la qualité de faisceau.

Etape2 : Calcul du débit de dose à l'aide d'une **worksheet** préparé par AIEA. Pour faire la dosimétrie absolue on utilise la chambre **Farmer 0.6 cc**, On mesure les charges collectées dans la chambre (Farmer) à l'aide de logiciel **Tansoft**.

II.3.2. Les outils utilisés

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

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

II.3.2.1. La chambre d'ionisation :

La chambre d'ionisation permet de mesurer une charge (ionisation). Cette charge peut ensuite être convertie en dose absolue. Lorsqu'un faisceau de photons traverse de l'air, il éjecte des électrons de diverses molécules par effet photoélectrique, effet Compton et production de paires. Ces électrons de haute énergie produisent à leur tour des ionisations. La chambre d'ionisation est constituée d'une cavité d'air entre deux électrodes. Un champ électrique est appliqué à l'aide de ces deux électrodes. Suite aux ionisations, les charges positives et

négatives se dirigent respectivement vers les électrodes opposées à leurs signes. La charge collectée sur les électrodes est mesurée par un électromètre. Plus il y a d'ionisations et plus il y aura de charges collectées. La dose calculée est donc proportionnelle à la charge collectée. Pour calculer la dose, il faut connaître l'exposition. L'exposition est définie comme étant le quotient de la charge totale collectée dQ pour les ions d'un seul signe par unité de masse dm :

$$X = dQ/dm \quad (4.4)$$

$$dm = \rho \times V \quad (4.5)$$

ρ : Est la densité de l'air

V : représente le volume de la chambre d'ionisation

Lorsque la chambre est placée dans l'eau sous un faisceau de photons, elle ne devrait pas avoir beaucoup d'influence sur l'ionisation produite. Or, ce n'est pas le cas, la chambre remplace le milieu diffusant. Le volume occupé par la chambre d'ionisation influence la dose qui aurait dû être déposée si la chambre n'avait pas été présente. Mais, la mesure n'est pas influencée tant que le trajet des électrons créés dans l'eau est supérieur au diamètre de la chambre d'ionisation. Donc, plus la chambre sera petite et plus la mesure se rapprochera de la réalité. Les chambres d'ionisation utilisées pour les différentes mesures sont une M 31003 et M 31010, toutes deux de la société PTW FREIBURG.



Figure (4.17) : chambre d'ionisation semiflex

II.3.2.2. La cuve à eau :

La cuve à eau représente un des éléments de mesure important en radiothérapie. Les mesures qui peuvent être réalisées sont : rendement en profondeur, profil de dose, dose absolue, ...

L'eau utilisée, est une eau distillée, permettant ainsi de représenter au mieux le tissu humain. C'est pour cette raison que la majorité des mesures sont effectuées dans l'eau. La cuve à eau est composée de trois moteurs et trois potentiomètres (déplacement individuel) permettant le déplacement de la chambre d'ionisation dans les trois plans de l'espace. Ainsi on peut par exemple réaliser une dose absolue au centre du champ à 5 cm de profondeur, des mesures de rendement en profondeur et de profils de dose. La cuve à eau forme un cube d'une contenance totale de 0.148 m³ (longueur : 59.4 cm, largeur : 49.6 cm, profondeur : 50.25 cm). L'installation doit être la plus minutieuse possible pour ne pas fausser les mesures

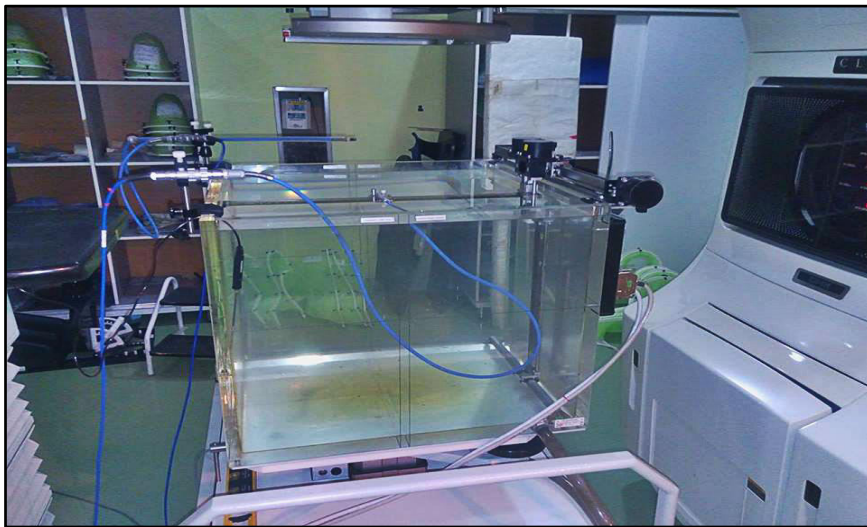


Figure (4.18) : Photographie de la cuve à eau.

II.3.2.3. Logiciel d'acquisition de données Mephysto :

Ce logiciel permet de recueillir les données après une irradiation.

Le déplacement de la chambre d'ionisation via le contrôleur et les moteurs de déplacement s'effectue à partir de ce logiciel. Après avoir défini la taille de champ, l'énergie, la distance source/surface eau (SSD, Skin Source distance), on peut réaliser nos mesures. Pour cette étude, Mephysto sera utilisé afin de réaliser des mesures de rendement en profondeur, profil de dose et dose absolue.

II.3.2.4. Le contrôleur :

Il permet de faire le lien entre la cuve à eau et le logiciel d'acquisition de données Mephysto. Lorsqu'une information est transmise à partir de Mephysto, comme la position de la chambre d'ionisation, le contrôleur envoie un signal à la cuve qui déplace les moteurs en position

voulue. Il permet également de transmettre les charges mesurées par l'électromètre au logiciel Mephysto, afin que celui-ci interprète les résultats. Pour réaliser cette étude, nous utiliserons deux électromètres dont un qui a un contrôleur intégré, l'électromètre MP3S de la société PTW FREIBURG.



Figure (4.19) : contrôleur PTW

II.3.2.5. Les électromètres :

Les électromètres sont utilisés pour mesurer une charge (nano Coulomb) sur les électrodes de la chambre d'ionisation. Cette charge est ensuite convertie en dose absorbée (Gray).



Figure (4.20): électromètre de type UNIDOS (PTW)

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

Electromètre TANDEM :

L'électromètre TANDEM est utilisé avec la chambre d'ionisation M 31003 PTW. C'est l'électromètre de référence du service. Il a été étalonné avec la chambre de référence M 31003 en dose absorbée pour les photons de haute énergie. Il a servi à deux applications :

- Lors des mesures de rendement en profondeur et de profils de dose, il est a contrôlé la constance des UM délivrées par l'accélérateur de particules, pour ne pas qu'il y ait de différence de fluence lors d'une mesure.
- Lors des mesures de dose absolue, il est a donné le nombre de charges collectées (ηC). Il suffit de mettre l'électromètre en mode Coulomb pour mesurer la charge recueillie. Afin de pallier au bruit de fond de la chambre d'ionisation, l'appareil est équipé d'une remise à zéro. Il faut s'assurer lors d'un branchement d'une chambre que l'appareil est hors tension afin d'éviter d'endommager la chambre d'ionisation.



Figure (4.21) : Electromètre TANDEM.

II.3.2.6. Thermomètre et baromètre

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



Figure (4.22) Thermomètre et baromètre.

II.3.3 Etalonnage dans l'eau (dosimétrie de référence)

II.3.3.1. Montage expérimental de la cuve à l'eau

L'installation de la cuve à eau est une étape très importante pour le recueil de données. Son installation doit être la plus juste possible afin d'optimiser la précision des mesures effectuées. Tout d'abord, il faut faire coïncider le centre de la cuve avec celui du faisceau directeur de l'accélérateur linéaire. Il suffit d'utiliser le réticule situé dans la tête de l'accélérateur et de le superposer sur la croix au fond de la cuve. Afin de faciliter la mise en place, il est possible d'utiliser les lasers de repositionnement.

La cuve est ensuite remplie d'eau distillée qui se trouve dans le compartiment sous-jacent. La distance source/surface eau (SSD) doit être réglée à 100 cm grâce au télémètre afin de positionner la chambre d'ionisation à l'isocentre de l'accélérateur de particules.



Figure (4.23) : Schéma Cuve à eau en cours de montage.

L'inclinaison verticale et horizontale de la cuve doit être vérifiée avec des niveaux de contrôle. La dernière étape de l'installation de la cuve est la mise en place des chambres d'ionisation.

II.3.3.2. Conditions de mesure

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

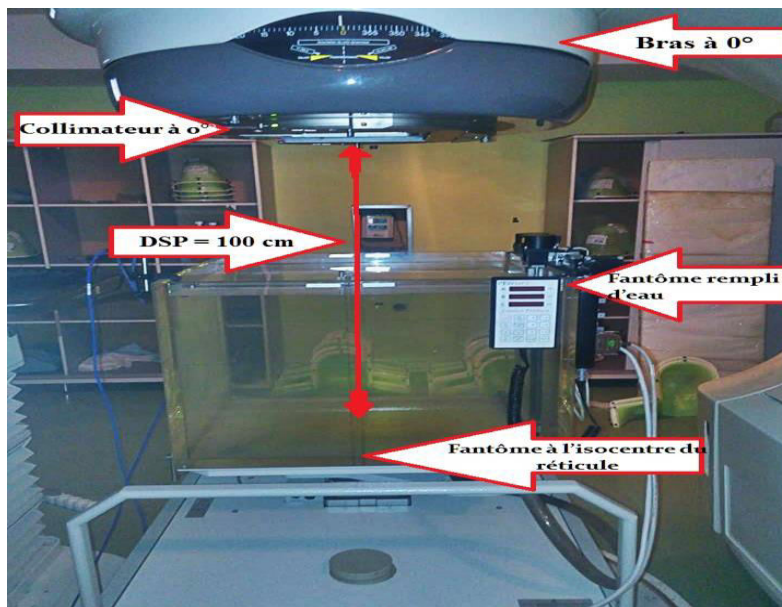


Figure (4.24) : condition de mesure pour le contrôle qualité dosimétrique des photons

II.3.3.3. Positionnement de la chambre de mesure

Pour cette étape on utilise la chambre d'ionisation **Semiflex 0.125 cc** comme référence et même pour la mesure (de PDD et de profil).

La chambre de référence qui sert à contrôler la linéarité des UM est placée sur un support au-dessus de la cuve. Elle doit être placée au bord du champ lumineux.

Les deux chambres sont ensuite reliées à l'électromètre TANDEM, celui-ci étant relié lui-même au logiciel Méphysto.

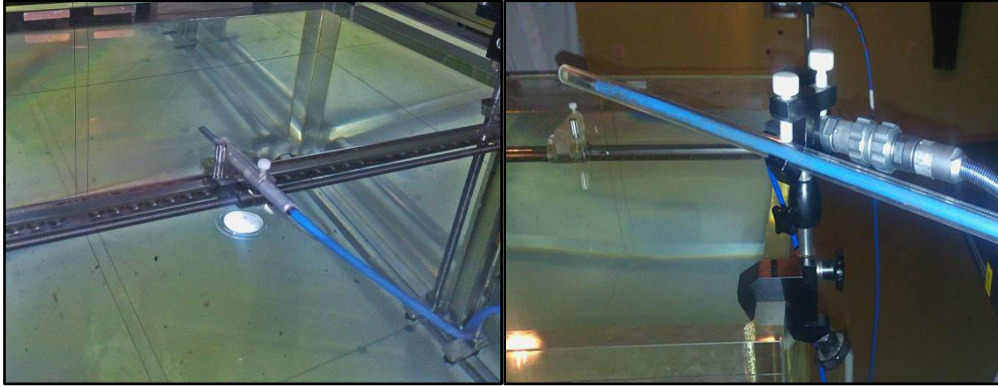


Figure (4.25) : Schéma Chambre relative sur les bras (G), chambre de référence en bord de champ(D)

II.3.3 .4. Les photons

II.3.3.4.1.Mesure de profil :

Le profil de dose c'est La variation de la dose absorbée dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau à une profondeur donnée.

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

C'est un test très important pour la qualité de la thérapie. Pour plus de rigueur, il faudrait utiliser des profils obtenus dans les conditions de référence. Ce qui suggère de faire les mesures dans la cuve à eau. Cette disposition est irréalisable car le temps de mesure est trop important, surtout pour les faisceaux d'électrons qui sont reliés au trigger car ils sont obtenus par balayage. Une alternative peut alors être envisagée : utiliser la barrette PTW pour la plupart des qualités de faisceaux.

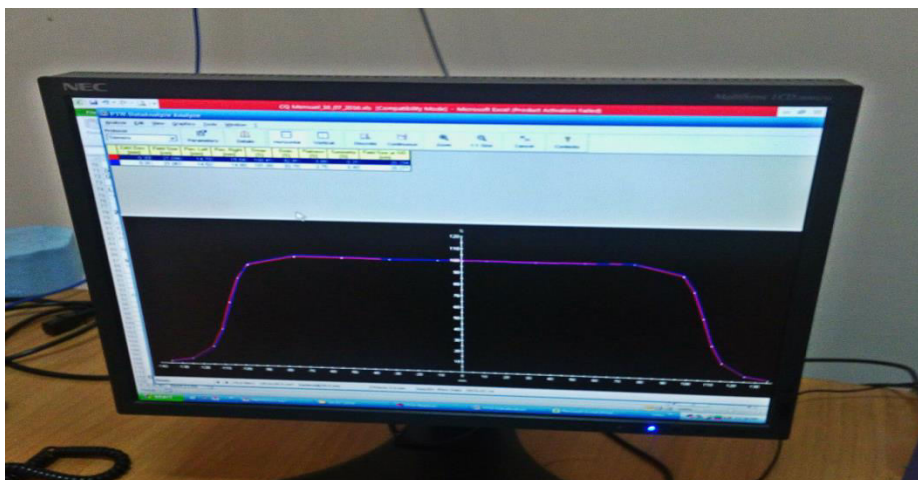


Figure (4.26): courbe de profil de dose d'un faisceau d'électron d'énergie 16 MeV avec taille de champ 20x20cm. Obtenue par software MEPHYSTO mc2

a) Symétrie : les spécifications typique de la symétrie font que deux points, quelconque du dose sur un profil de faisceau équipé distant du patient centrale de l'axe doit être moins de 2% de l'un de l'autre. Alternativement, l'air sous le profil de faisceau de Z_{max} de chaque côté (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 :

$$S = 100\% \times \frac{area_{left} + area_{right}}{area_{left} - area_{right}} \quad (4.6)$$

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 profil du faisceau dans le 80% de la partie centrale de la largeur du faisceau, et c'est le rapport de :

$$F = 100\% \times \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{min} + D_{min}} \quad (4.7)$$

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 40X40).

c) Taille de champ : Pour une taille de champs de 10x10 cm² 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 déduit la taille du champ d'irradiation.

D) Pénombre des champs d'irradiation : La pénombre est mesurée pour chaque énergie à partir des profile 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.

Procédure :

On met la chambre de mesure Semiflex 0.125 cc à $x=y=0$ et à la profondeur Z_{ref} .

On fait balayer la chambre suivant l'axe x et y et on lance le calcul de notre profil avec le software MEPHYSTO mc2 qui calcule automatiquement l'homogénéité et la symétrie.

L'étude va porter sur différentes tailles de champs

Les profile pour les photons X6 et X18MV :

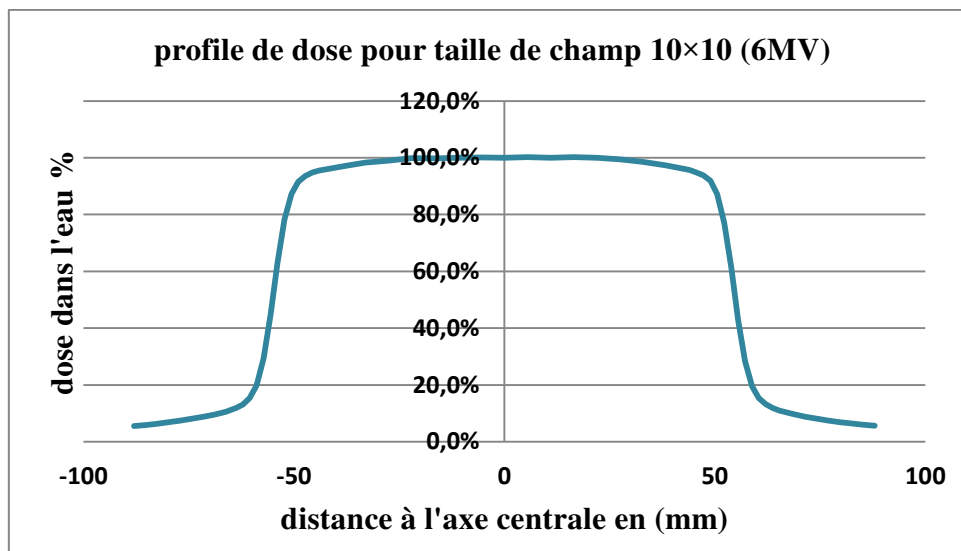


Figure (4.27) : Profile de dose de taille du champ 10X10 pour l'énergie 6MV

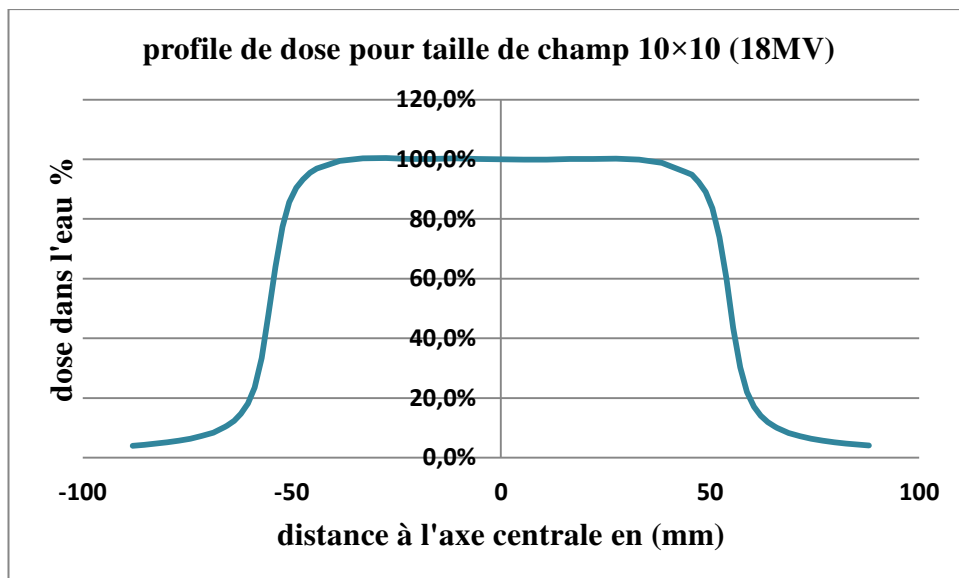


Figure (4.28) : Profil de dose de taille de champ 10X10 pour l'énergie 18MV

Résultats/ Tableau suivant (4.20) : Contrôle d'homogénéité, la symétrie, le Pénombre et la taille de champ pour les photons

Energie	Homogénéité		Symétrie		pénombre (mm)	la taille de champ (mm)
	Inplane	Crossplane	Inplane	Crossplane		
6 MV	2,4%	3,1%	0,4%	2,1%	6,61	103,66
18 MV	2,3%	2,5%	0,8%	0,7%	9,13	100,96
Tolérance	3%		2%		2 cm	2 mm
Action immédiate	> 3 %		> 2 %		> 2 cm	> 2mm
Fréquence	mensuelle					

Inplane : direction de la chambre dans l'axe X

Crossplane : direction de la chambre dans l'axe Y

II.3.3.4.2. Mesure de PDD :

Le rendement en profondeur PDD

Les courbes de rendement en profondeur pour les photons ont été mesurées pour une taille de champs (10*10)cm². Ils sont mesurés à partir de la surface jusqu'à une profondeur de 40 cm pour les deux faisceaux de photons et 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.

Procédure :

On fait balayer la chambre d'ionisation **Semiflex 0.125 cc** de 0 à 40 cm en profondeur.

A partir de PDD on sort un paramètre très important, qui caractérise la qualité du faisceau utilisé qui est le rapport tissu-peau TPR_{20, 10} :

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

Et :

$$\text{PDD}_{20,10} = \frac{D_{20}}{D_{10}} = \frac{39,4}{67} = 0,588$$

Donc : pour le RX 6MV et 18MV :

$$\text{TPR}_{20, 10}(6\text{MV}) = 0,681$$

$$\text{TPR}_{20, 10}(18\text{MV}) = 0,772$$

Le paramètre TPR_{20, 10} est défini comme le rapport des doses sur l'axe centrale de faisceau à la profondeur de 20cm et de 10cm dans l'eau obtenue avec une constante distance source détecteur de 100cm et d'une taille de champ de 10X10 cm² au position du détecteur.

Le TPR_{20, 10} est la mesure du coefficient d'atténuation effective, décrivant approximativement la décroissance exponentielle 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.

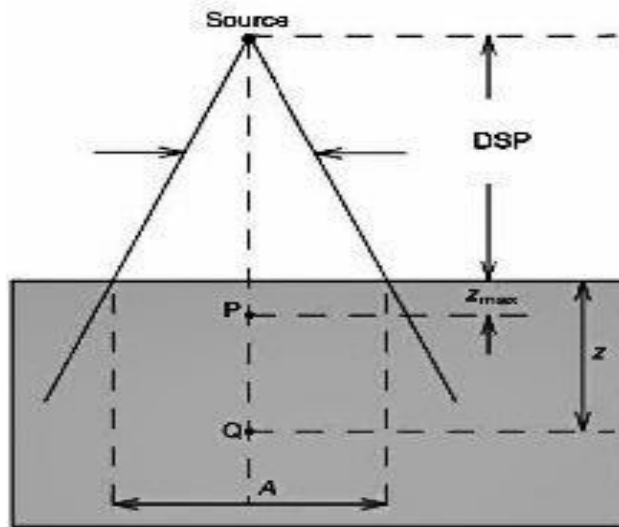


Figure (4.29) : géométrie correspondant la mesure de PDD

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

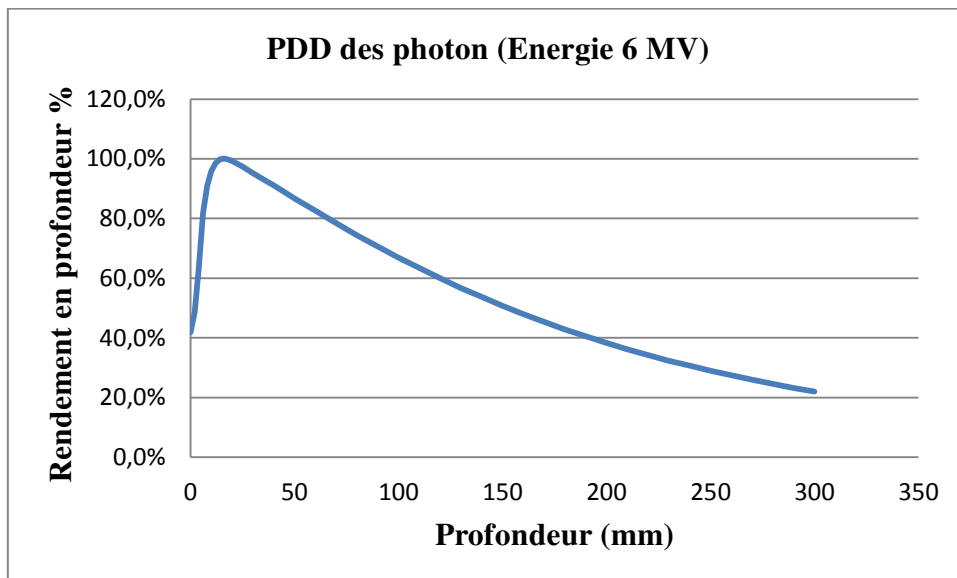


Figure (4.30) : Rendement en profondeur pour le faisceau de RX pour l'énergie 6MV

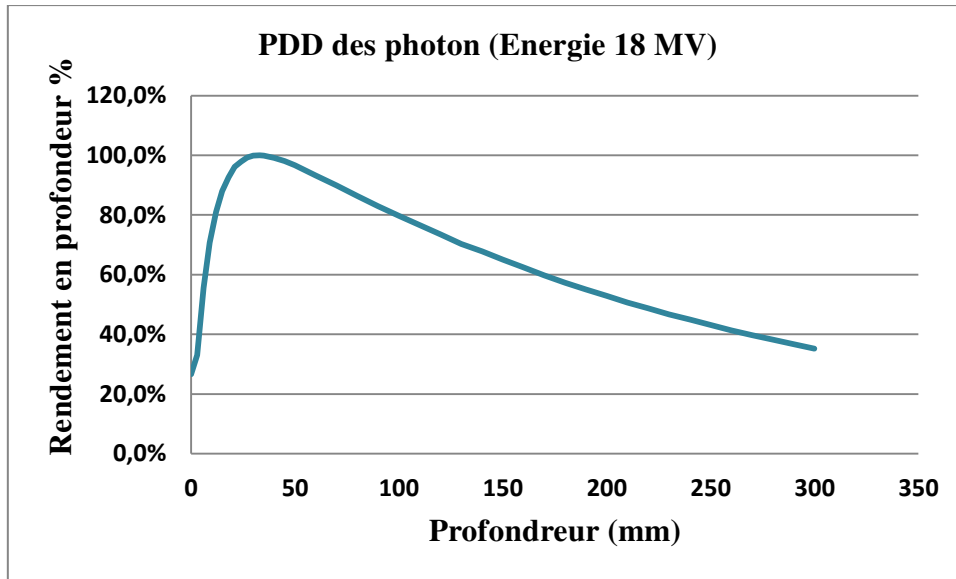


Figure (4.31) : Rendement en profondeur pour le faisceau de RX pour l'énergie 18MV

II.3.3.5. Les électrons

Ce contrôle a les mêmes conditions de mesure des photons sauf qu'on utilise:

- 100 UM.
- La chambre de mesure ROOS.
- Applicateur 10 X 10 cm².

II .3.3.5.1. Mesure de profil :

Les courbes de profils de doses pour les électrons :

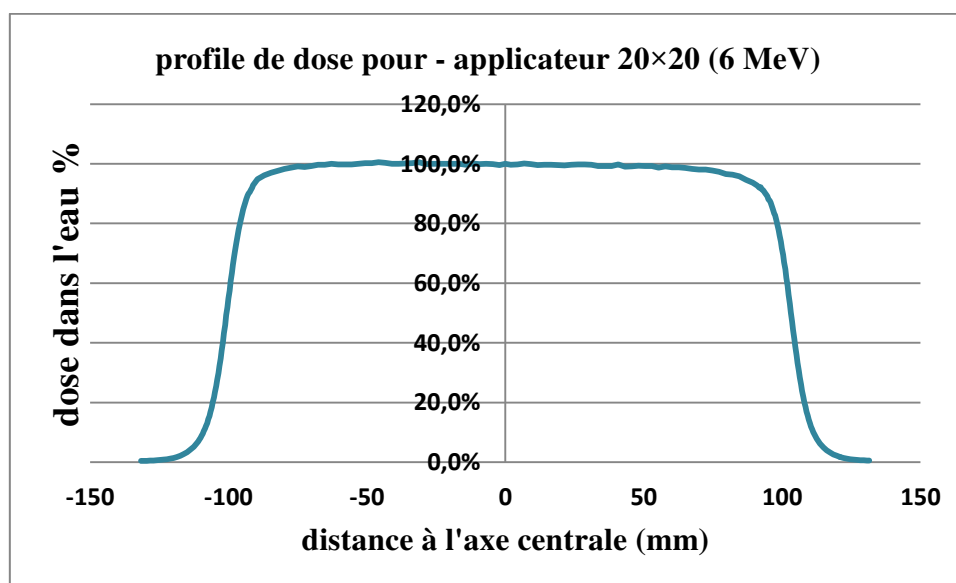


Figure (4.32) : Profil de dose pour faisceau d'électron - applicateur 20X20 d'énergie 6MeV

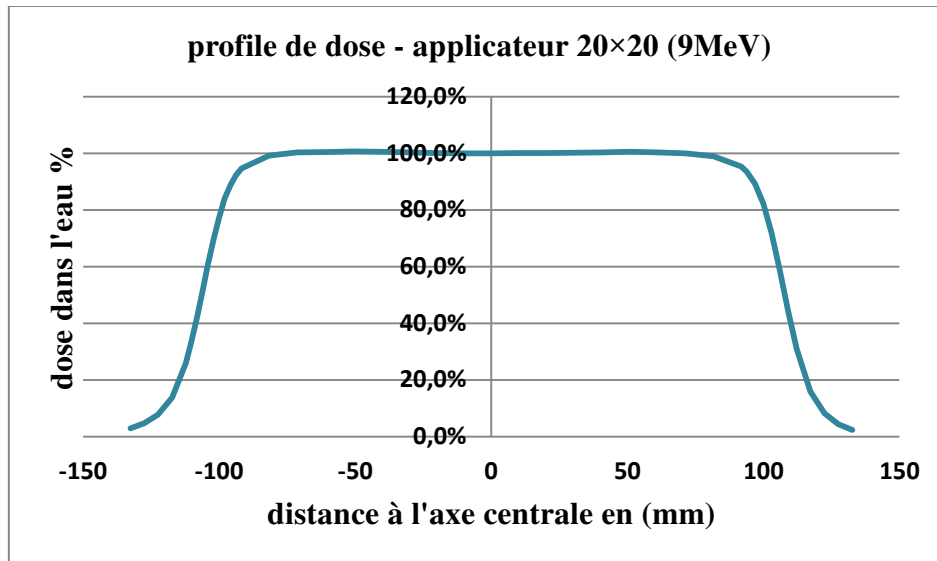


Figure (4.33) : Profil de dose pour faisceau d'électron - applicateur 20X20 d'énergie 9MeV

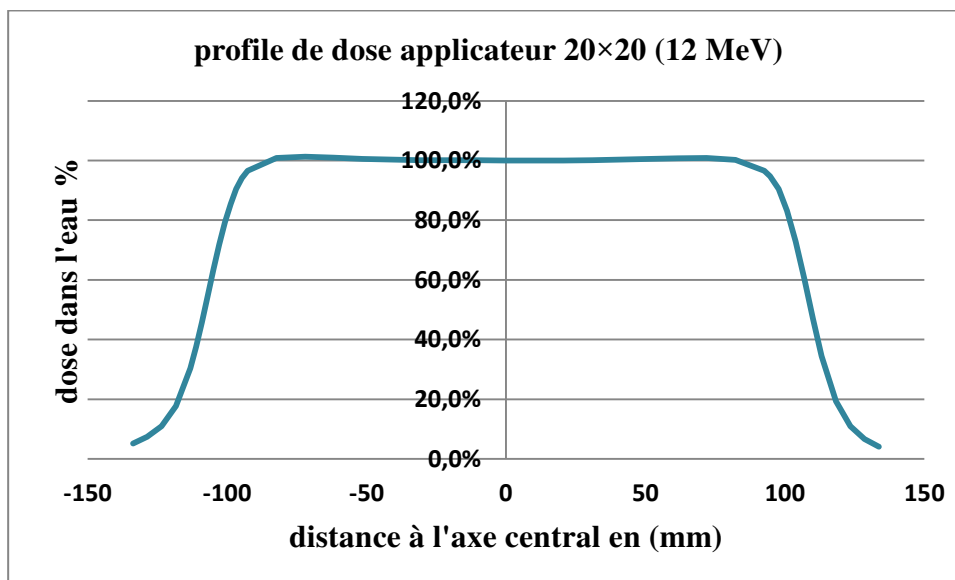


Figure (4.34) : Profil de dose pour faisceau d'électron - applicateur 20X20 d'énergie 12MeV

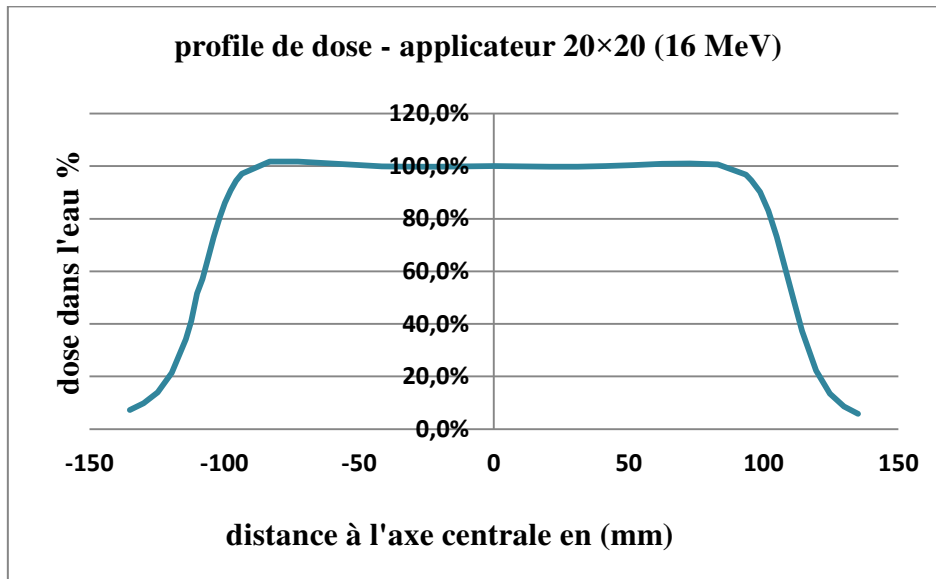


Figure (4.35) : Profil de dose pour faisceau d'électron - applicateur 20X20 d'énergie 16MeV

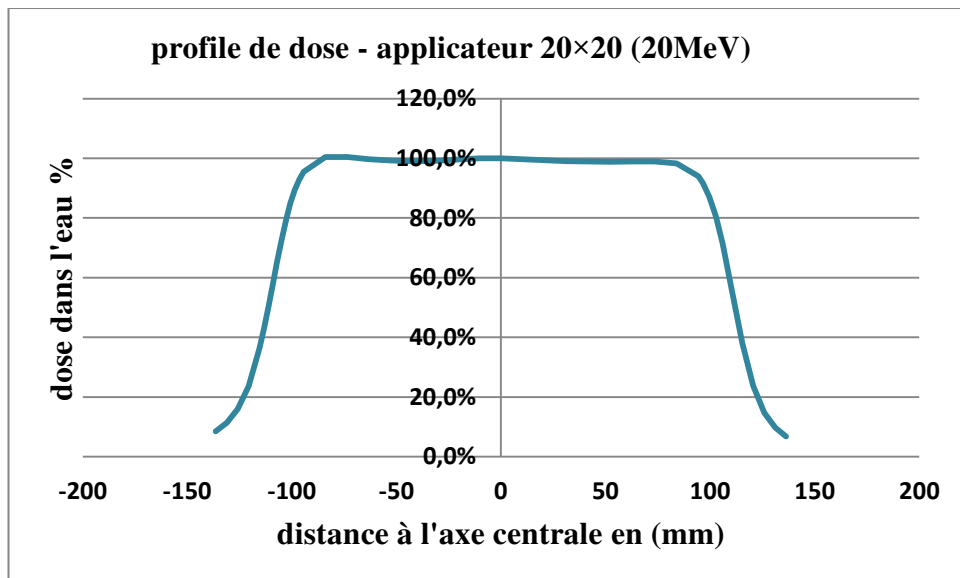


Figure (4.36) : Profil de dose pour faisceau d'électron - applicateur 20X20 d'énergie 20MeV

Résultats/Tableau suivant (4.21) : Contrôle d'homogénéité, la symétrie, le Pénombre et la taille de champ pour les électrons

Energie	Z_{ref} (cm)	Homogénéité		Symétrie		pénombre (mm)	la taille de champ (mm)
		Inplane	Crossplane	Inplane	Crossplane		
6 MeV	1,2	2,60%	2,12%	0,84%	0,29%	10	199,0
9MeV	2	1,74%	1,39%	0,85%	0,54%	15,21	200,0
12MeV	2,9	1,47%	1,12%	1,16%	0,17%	17,32	201,42
16MeV	3,9	1,64%	1,70%	1,55%	1,01%	17,86	202,84
20MeV	4,9	2,22%	1,24%	2,36%	0,46%	20,52	201,88
Tolérance		3%		2%		2 cm	2mm
Action immédiate		>3 %		>2 %		>2 cm	>2 mm
Fréquence		Mensuel					

II .3.3.5.2. Mesure des PDD :

Les courbes de Rendements en profondeur pour les électrons :

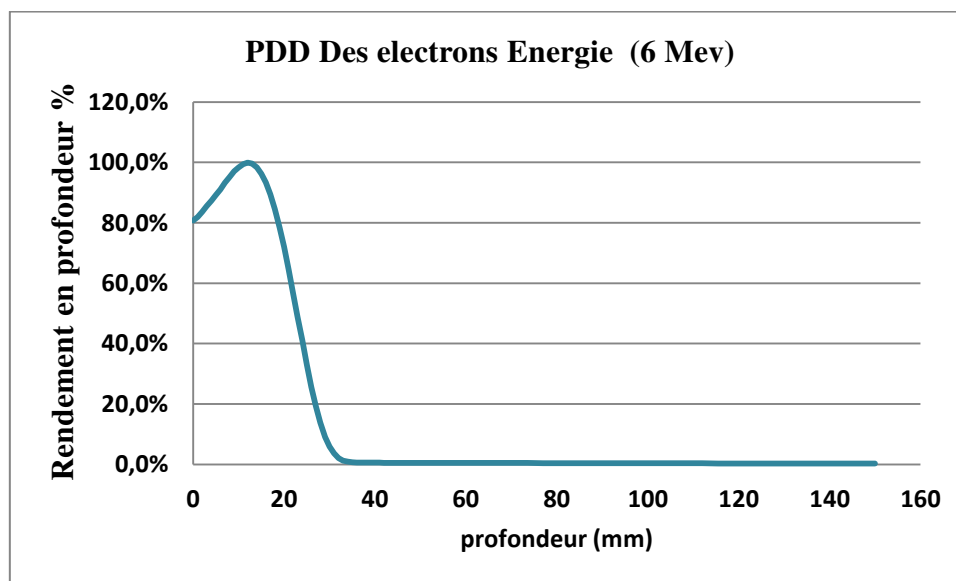


Figure (4.37) : Rendement en profondeur pour faisceau d'électron d'énergie 6MeV

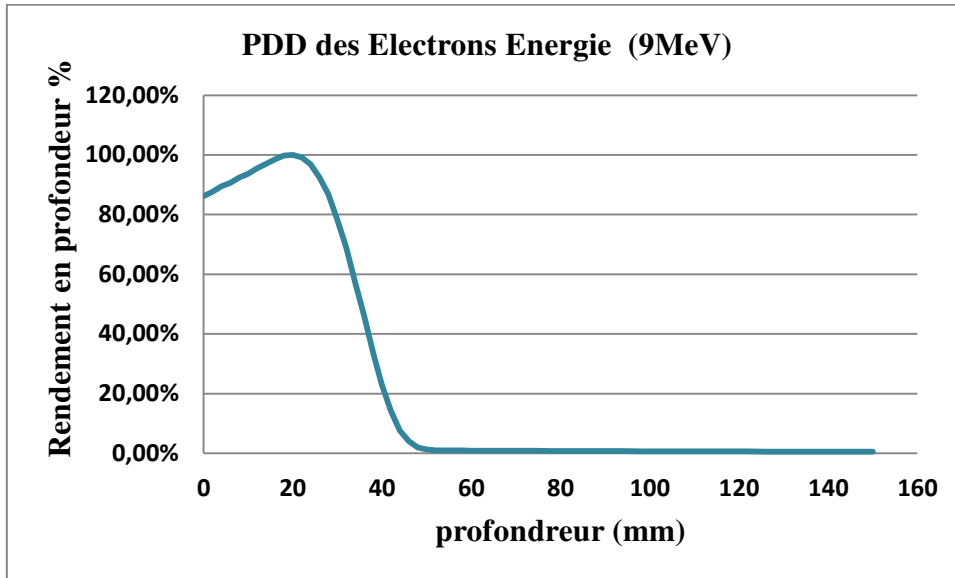


Figure (4.38) : Rendement en profondeur pour faisceau d'électron d'énergie 9MeV

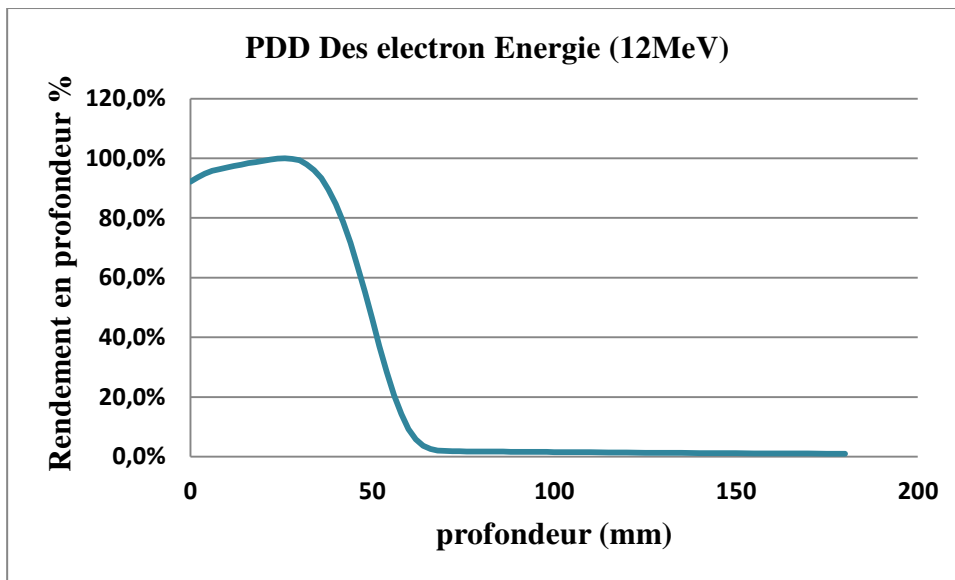


Figure (4.39) : Rendement en profondeur pour faisceau d'électron d'énergie 12MeV

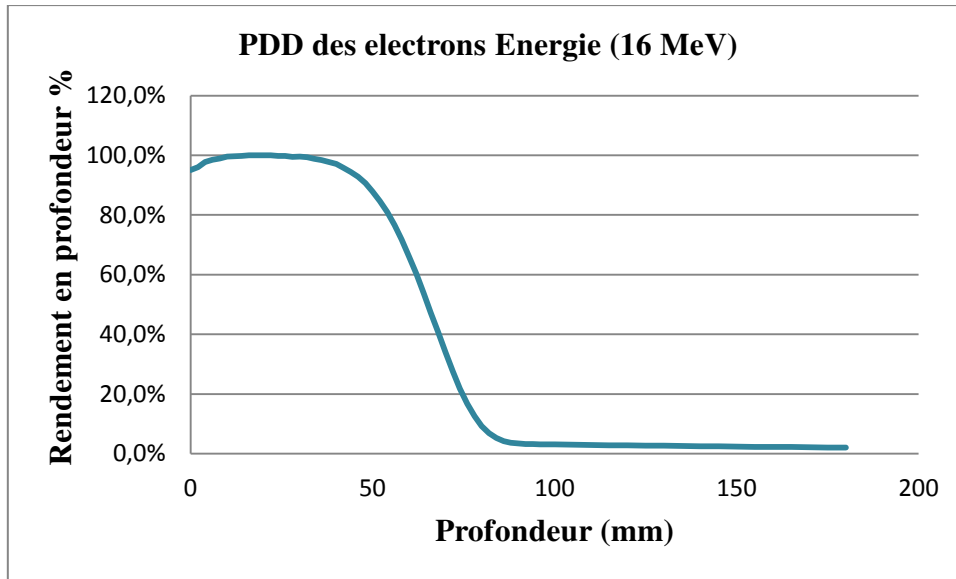


Figure (4.40) : Rendement en profondeur pour faisceau d'électron d'énergie 16MeV

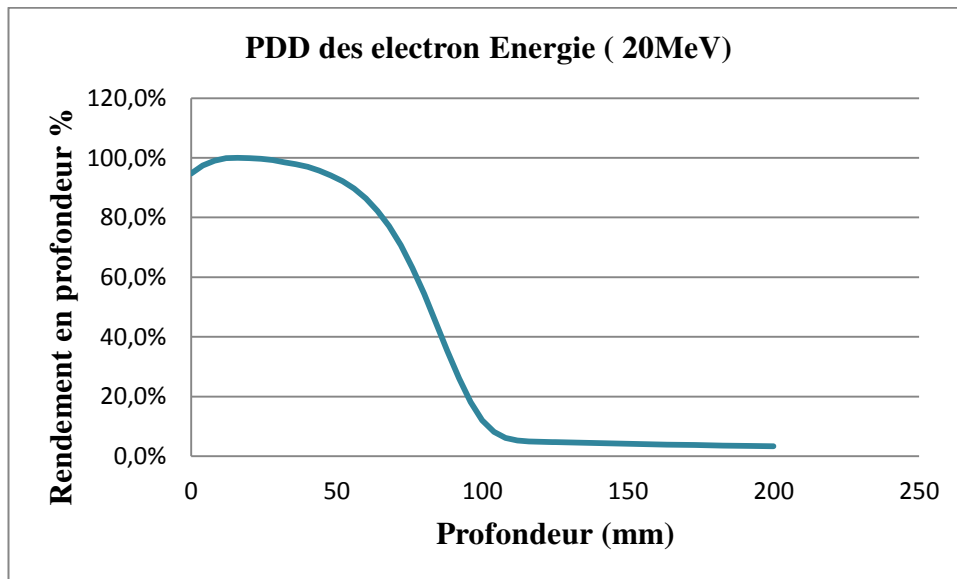


Figure (4.41) : Rendement en profondeur pour faisceau d'électron d'énergie 20 MeV

II.3.4. Mesure des Débits (Calcul de débit de dose)

II.3.4. 1. Les photons

II.3.4.1.1. Equipement :

Chambre d'ionisation Farmer 0.6 cc

II.3.4.1.2. 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

II.3.4.1.3. 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).

II.3.4.1.4. Mesure des Débits :

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

$$D_{w, z_{réf}} = L \times k_{t, p} \times N_{Dw} \times k_Q \times k_{ion} \times k_{pol} \quad (4.8)$$

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.

Procédure :

Pour faire la dosimétrie absolue on utilise la chambre Farmer 0.6 cc On mesure les charges collectés dans la chambre (Farmer) à l'aide de logiciel TANSOFT

Résultats/ Tableau suivant (4.22): mesure de la polarité pour les photons :

6MV	M+ (+400V)	25,16 nc	M- (-400V)	25,20 nc	M (+100V)	24,96 nc
18MV	M+ (+400V)	30,62 nc	M- (-400V)	30,65 nc	M (+100V)	30,19 nc

Résultats/ Tableau suivant (4.23) : Mesure des débits pour les photons:

Energie	<i>K_{tp}</i>	<i>K_{pol}</i>	<i>K_s</i>	<i>K_Q</i>	PDD	Débit actuelle (Gy/MU)	Débit réf (Gy/MU)	Décalage (%)
6 X	1,013	1,001	1,003	0,992	0,673	1,002×10⁻²	1,004×10⁻²	0,23%
18 X	1,013	1,000	1,005	0,969	0,801	1,002×10⁻²	1,004×10⁻²	0,23%
Tolérance	± 2 %							
Fréquence	Mensuelle							
Action immédiate	>2%							

II.3.4. 2. Les électrons

II.3.4. 2.1.Equipement

- Chambre d'ionisation : ROOS (SN 1180)

II.3.4.2.2. Conditions de mesure

- SSD : 100cm
- Champ d'irradiation : applicateur 10cm x 10cm
- Le bras est à 0° (vérification avec un niveau d'eau)
- Température : 22,76 °C
- Pression : 100,7 kpa

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} .

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

II.3.4.2.3. 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).

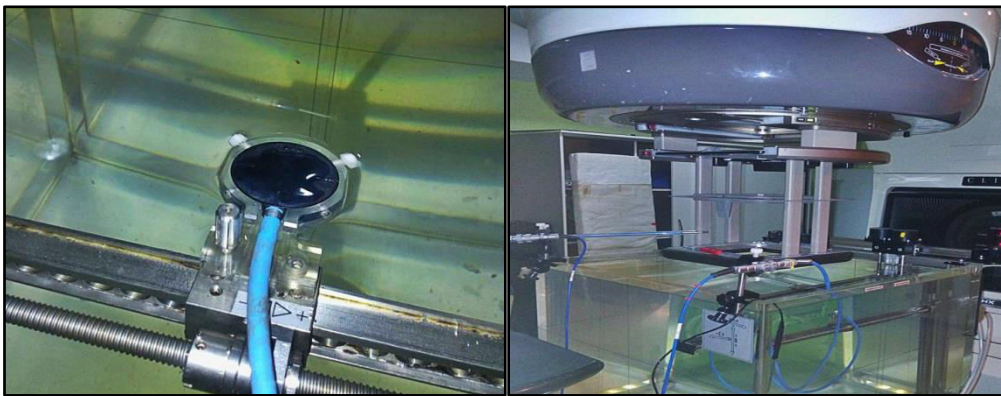


Figure (4.42) : positionnement de l'applicateur et de chambre Roos

II.3.4.2.4. Mesure des Débits :

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

$$D_{w,max} = L \times k_{t,p} \times N_{Dw,Qcross} \times k_{Q,Qcross} \times k_{ion} \times k_{pol} \quad (4.9)$$

L : est la moyenne des lectures

$K_{t,p}$: Est la correction en pression et température.

$$K_{t,p} = \frac{(273+T)P_0}{(273+T^\circ)P_0} \quad (4.10)$$

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

$$K_{Q,Q0} = \frac{ND_{w,Q0}}{ND_{w,c0}} \quad (4.11)$$

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

$$K_{pol} = \frac{|M+|+|M-|}{2M} \quad (4.12)$$

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

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

Résultats/ Tableau suivant (4.24): mesure de la polarité pour les électrons

6MeV	M+ (+100V)	11,94 nc	M- (-100V)	11,96 nc	M (+50V)	11,73 nc
9MeV	M+ (+100V)	12,22 nc	M- (-100V)	12,24 nc	M (+50V)	11,97 nc
12MeV	M+ (+100V)	12,28 nc	M- (-100V)	12,3 nc	M (+50V)	12,06 nc
16MeV	M+ (+100V)	12,62 nc	M- (-100V)	12,66 nc	M (+50V)	12,35 nc
20MeV	M+ (+100V)	12,67 nc	M- (-100V)	12,71 nc	M (+50V)	12,47 nc

Tableau (4.25) : Mesure de débit pour les électrons

Energie	Zref (cm)	Ktp	Kpol	Ks	KQ	PDD	Débit actu (Gy/MU)	Débit réf (Gy/MU)	Décalage (%)
6 MeV	1,200	1,015	1,001	1,018	0,940	100,000	$9,843 \times 10^{-3}$	$1,00 \times 10^{-2}$	1,57 %
9 MeV	2,000	1,015	1,001	1,021	0,925	100,000	$9,942 \times 10^{-3}$	$1,00 \times 10^{-2}$	0,58 %
12 MeV	2,900	1,015	1,001	1,018	0,912	100,000	$9,826 \times 10^{-3}$	$1,00 \times 10^{-2}$	1,74 %
16 MeV	3,900	1,015	1,002	1,022	0,900	100,000	$1,001 \times 10^{-2}$	$1,00 \times 10^{-2}$	-0,06 %
20 MeV	4,900	1,015	1,002	1,016	0,890	100,000	$9,875 \times 10^{-3}$	$1,00 \times 10^{-2}$	1,25 %
Tolérance	± 2%								
Fréquence	Mensuel (obligatoire)								
Action	différences supérieur à 2% : réglage du débit de dose de l'accélérateur								

II.3.5. 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) pour toutes les énergies des photons et des électrons.

Cette mesure est réalisée quotidiennement par le DailyQA, comme on peut le faire avec la chambre de routine dans le polystyrène. En plus du contrôle du débit de dose à l'axe du faisceau CAX, l'équipement DailyQA permet un contrôle rapide de l'énergie, de la symétrie, de l'homogénéité (flatness) du faisceau, de la taille du champ et de la coïncidence champ lumineux champs d'irradiation.

II.3.5.1. Conditions de mesure avec DailyQA:

- Appareil DailyQA
- DSP = 100 cm sur l'instrument
- Champ de 20 cm x 20 cm

- 200UM pour les photons
- 100 UM pour les électrons

II.3.5.2. Conditions de mesure avec plaque PMMA:

- Chambre d'ionisation de routine Farmer 2912 (+400V) pour les photons et pour les électrons
- DSP = 99.5 cm sur la plaque polystyrène qui contient la chambre d'ionisation
- Plaques de buildup (4 plaques pour X6, X18, 2 Plaques pour E6, 3 plaques pour le reste des énergies électron)
- Champ de 10 cm x10 cm
- Thermomètre et baromètre
- Électromètre Unidos
- 200UM pour les photons
- 100 UM pour les électrons

Photo des conditions de mesures :



DailyQA



Plaque PMMA

II.3.5.3. Tolérances et fréquences :

Tableau (4.26) : Tolérances et fréquences de contrôle qualité quotidien par DailyQA

Output de l'accélérateur	Tolérances et actions
Dose au CAX	<ul style="list-style-type: none"> ▪ $D\% < 3\%$: mise en service de l'accélérateur ▪ $3\% < D\% < 5\%$: deuxième vérification dans la journée ▪ $D\% > 5\%$: arrêt de l'accélérateur pour chercher la cause
Symétrie	<ul style="list-style-type: none"> ▪ $Sym < 2\%$: mise en service de l'accélérateur ▪ sym entre 3% et 5% : deuxième vérification dans la journée ▪ $Sym > 5\%$ arrêt de l'accélérateur pour chercher la cause, contrôle fantôme Wellhöfer
Homogénéité	<ul style="list-style-type: none"> ▪ $Flat < 3\%$: mise en service de l'accélérateur ▪ $Flat$ entre 3% et 5% : deuxième vérification dans la journée ▪ $Flat > 5\%$ arrêt de l'accélérateur pour chercher la cause, contrôle fantôme MP3
Taille du champ	<ul style="list-style-type: none"> ▪ $XY < 2mm$: mise en service de l'accélérateur ▪ $XY > 3mm$: arrêt de l'accélérateur pour chercher la cause, appeler l'ingénieur
Coïncidence champ lumineux/ champ Irradiation	<ul style="list-style-type: none"> ▪ $Coïnc < 2mm$: mise en service de l'accélérateur ▪ $Coïnc > 3mm$: arrêt de l'accélérateur pour chercher la cause, appeler l'ingénieur

Conclusion :

Le présent travail contient la description des procédures des contrôle à effectuer périodiquement pour assurer que les machines en bon fonctionnement ,et pour atteindre l'objectif de y la radiothérapie et de délivrer une dose de radiation suffisamment élevée aux tissus cancéreux, tout en épargnant au mieux les organes à risques avoisinants .

Conclusion générale

la radiothérapie est une arme thérapeutique majeure contre le cancer, elle consiste à délivrer des hautes doses de rayonnements pour détruire les cellules cancéreuses tout en épargnant les tissus sains avoisinants afin d'éviter les complications et assurer un meilleur traitement, pour ce but on utilise des systèmes et des appareils tels que l'accélérateur qui représente l'appareil de délivrance de rayonnement, et le scanner simulateur qui acquiert des données anatomiques du patient sous forme d'images 3D de la région à traiter, qui permet la détermination précise du volume cible et la planification le plus mieux possible de traitement grâce à la qualité des images produites, d'autre part tout écart dans la performance de ces appareils peut entraîner une détérioration de l'efficacité du traitement et / ou des complications graves pour le patient. Pour cela un programme de contrôle qualité périodique très strict a été fait afin de juger la conformité des machines (scanner simulateur, accélérateur linéaire) et s'assurer que celle-ci s'altère pas au cours du temps.

Notre travail s'est intéressé principalement à la détermination des différents modes de contrôle qualité adaptés et complets, et leur procédure, les tolérances admises, et périodicité des tests effectués sur le scanner simulateur et l'accélérateur linéaire, pour s'assurer la constance des performances de ces équipements, et garantir l'efficacité du traitement.

La première partie de ce travail nous avons évalué le contrôle de qualité mécanique de la table, des lasers et de l'image de CT-SIM GE OPTIMA 580W.

La deuxième partie est consacrée à déterminer les différents tests mécaniques et dosimétriques effectués périodiquement sur Linac Varian DHX2100.

Après avoir évalué les résultats de tous les tests on n'a pas détecté un problème majeur dans le scanner CT-SIM GE OPTIMA 580W et l'accélérateur linéaire Varian DHX2100, on peut dire donc que les deux machines ont de bons fonctionnements.

Malgré la complexité des dispositifs utilisés en radiothérapie pour garantir la précision et éviter les accidents abouti à des effets indésirables des rayonnements, nous espérons à plus grand succès en radiothérapie dans l'avenir, grâce au respect d'un programme strict de contrôle qualité des équipements qui devient plus en plus nécessaire avec le développement technologique.

Bibliographie (Références)

- [1]. Dr Bruno CHAUVET. Pr Jean-Jacques MAZERON, « livre blanc de la radiothérapie en France ». Société française de radiothérapie oncologique. (2013).
- [2]. Caroline LAFOND, « Analyse et optimisation des performances de la technique VMAT pour son utilisation en radiothérapie », UNIVERSITÉ DE RENNES 1, (2013).
- [3]. La radiothérapie Après un siècle d'évolution, des nouveaux traitements « sculptés » à la forme de la tumeur. (2003) .
- [4].MUTIC Sasa. CT Simulation Process and Techniques .44th annual ASTRO meeting, course 206, 2002.
- [5].IAEA. TRS No. 430: Commissioning and Quality Assurance Of Computerized Planning Systems For Radiation Treatment Of Cancer. Vienna, International Atomic Energy Agency. 2004.
- [6] Mayles, WPM, Lake, R, McKenzie, A, et al. Physics aspects of quality control in radiotherapy. In: 81. IR, editor . The Institute of Physics and Engineering in Medicine, United Kingdom ,York. 1999.
- [7] Brahme, A, Chavaudra, J, Landberg, T, et al. Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons.Acta Oncol 1988.
- [8] Mijnheer, BJ, Chin, LM. The effect of differences in data base on the determination of absorbed dose in high-energy photon beams using the American Association of Physicists in Medicine protocol.Med Phys 1989.
- [9] Ahnesjö, A, Aspradakis, MM. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. Physics in Medicine and Biology 1999.
- [10] ICRU-42. Use of Computers in External Beam Radiotherapy Procedures with High-Energy Photons and Electrons.Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and measurements. 1987.
- [11]. Cunningham, JR. Quality assurance in radiation therapy: clinical and physical aspects. Quality assurance in dosimetry and treatment planning. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1984.
- [12]. Cheick Oumar THIAM. Dosimétrie en radiothérapie et curiethérapie par simulation Monte-Carlo GATE sur grille informatique
- [13]. ERVIN B. PODGORSK. "Review of Radiation Oncology Physics": A Handbook for Teachers and Students; Department of Medical Physics McGill University Health Centre Montréal, Québec, Canada. Sponsored by: International Atomic Energy Agency, Vienna, 2005.
- [14]. PR. MALIKA ÇAOUI. " Interaction des rayonnements ionisants avec la matière". Université Mohamed V-Souissi. 2009.
- [15]. ASMA MARZOUK. " Etude d'une solution d'Alanine par Spectrophotométrie UVVisible pour une application dosimétrique". Chimie Industrielle. Institut national de Sciences Appliquées et de Technologie. Université de 7 Novembre. 2007.
- [16]. HIGH-DOSE DOSIMETRY. IAEA, International Atomic Energy Agency, Vienna, 1985.

- [17]. MELLE. BERKOK HOURIA, MR. FARSI ABDELSAMAD. " Détermination de la qualité des faisceaux de photons de haute énergie utilisés en radiothérapie à l'aide des différents fantômes". Physique médicale. Université de Science et de la Technologie- Mohamed Boudiaf. Oran : s. n, 2009. Projet de Fin d'Etudes.
- [18]. CHRISTOPHE CHAMPION. " Interaction des ondes et des particules avec la matière biologique". Laboratoire de physique moléculaire et des collisions ; Institut de physique de Metz ; Université de Metz, Technopôle 2000, Doc.
- [19]. M.A.MISDAQ. "Introduction à la physique et aux techniques nucléaires", Afrique- Orient, Casablanca, 1990.
- [20]. KHALED FARAH. "Etudes spectroscopiques des verres irradiés : Application en dosimétrie nucléaire". Physique. Université de Monastir, Faculté des sciences de Monastir: s. n, 2010.Thèse de doctorat.
- [21]. ICRU 33 (International Commission of Radiological Units and measurement).
- [22]. THE PHYSICS OF RADIOLOGY. 4ème édition . Harold Elford Johns- John Robert Cunningham.
- [23]. SIMEON Sébastien. « MODELISATION ET VALIDATION DE LA VERSION 7.4F DU TPS (Treatment Planning System) PINNACLE » ,UNIVERSITE BLAISE PASCAL. 2006
- [24].DOSIMETRIE.<http://www.adacuser.free.fr/modules/archives/download.php?id=2>.
- [25]. S. DERREUMAUX, G. BOISSERIE, G. BRUNET, I. BUCHHEIT, T. SARRAZIN, M. CHEA, C. HUET, I. ROBBES ET F. TROMPIER. " Mesure de la dose absorbée dans les faisceaux de Photons de très petites dimensions utilisés en Radiothérapie stéréotaxique ". Société Française de Physique Médicale. Rapport final du groupe de travail IRSN/SFPM/SFRO. Rapport DRPH/SER n° 2008-18.
- [26]. Jean-Noël BADEL. « Contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation Monte Carlo de l'image de dose portale transmise ». L'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon. 2009
- [27]. IAEA. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Chapitre 12, p.407: Podgorsak. 2005.
- [28]. « Myriam COULIBALY & Boris GEYNET ,évolution technologique en radiothérapie externe », université de technologie compiègne , Année 2000 – 2001
- [29]. Yassine BEN HDECH. « Contrôle de qualité dosimétrique des systèmes de planification des traitements par radiothérapie externe à l'aide d'Objets-Tests Numériques calculés par simulations Monte-Carlo PENELOPE ». Université de Nantes. 2011.
- [30]. Cheick Oumar THIAM , « Dosimétrie en radiothérapie et curiethérapie par simulation Monte-Carlo GATE sur grille informatique » ,Université Blaise Pascal
12 Octobre 2007.
- [31].http://www.utc.fr/~farges/master_mts/20042005/projets/reconstruction3d/trois.html.

- [32]. Eloïse Denis. « Objets-tests numériques pour le contrôle de qualité des systèmes de planification géométrique des traitements en radiothérapie ». UNIVERSITÉ DE NANTES. 2008.
- [33]. Saida MECHE, « Dosimétrie en Tomodensitométrie et contrôle qualité de son fonctionnement », Année universitaire 2010-2011.
- [33]. <http://eur-lex.europa.eu/legal-content/FR/TXT/?uri=CELEX%3A32013L0059>.
- [34]. Mayles, P, Nahum, A, Rosenwald, JC. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice. Parties F (chapitre 26, p.549) et H (chapitre 37, p.793): Taylor & Francis. 2007.
- [35]. Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie. Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie. 2015.
- [36]. Alain BATALLA. « CONTROLE QUALITE EN RADIOETHERAPIE. Service de Radiophysique », Centre François Baclesse – CAEN.
- [37]. Décision du 27 juillet 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité interne des installations de radiothérapie externe. JOURNAL OFFICIEL DE LA RÉPUBLIQUE FRANÇAISE.2007.
- [38]. IAEA. ACCIDENTAL OVEREXPOSURE OF RADIOOTHERAPY PATIENTS IN SAN JOSE, COSTA RICA. 1998.
- [39]. COURS 3 : IMAGERIE MÉDICALE. GTS503 - HIVER 2013.
- [40] Mingchao Yang, "Optimisation des plans de traitement en radiothérapie grâce aux dernières techniques de calcul de dose rapide», UNIVERSITE PARIS-SUD.
- [41] BENSENANE Yacine. OURAIBA Mohammed Amine. »Utilisation de la radiothérapie conformationnelle dans le traitement des néoplasies pulmonaires ». Université ABOU BEKR BELKAID – TLEMCEM. 2011.
- [42] Dr David Azria, Pr Jean-Bernard DUBOIS, "Notions radiobiologiques; Principaux effets secondaires", MIB – Cancerologie ,2007.
- [43] Cyril MOIGNIER . « Dosimétrie des faisceaux de photons de petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique ». UNIVERSITE PARIS-SUD .2014
- [44] A.LOUIS. PLACE DE LA RADIOETHERAPIE DANS LA STRATEGIE THERAPEUTIQUE .institut paoli-calmettes . 2009.
- [45] Brenner et Hall, 2007/GTS-813 Evaluation des Technologies de la santé.
- [46] Rossi L., Fischer P., Rohe T. and Wermes N. (2005). Pixel Detectors from Fundamentals to Applications. Springer-Verlag Berlin and Heidelberg GmbH and Co. K.
- [47] JOURNAL OFFICIEL DE LA REPUBLIQUE ALGERIENNE N°64 Correspondant au 2 décembre 2015.
- [48] <http://www.ostron.de/Bauelemente/Roehren/Klystrons/Klystron-Type-NSN-662-5861.html>
- [49] <http://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:http://www.pmb-alcen.com/fr/produits/composants-rf>

Résumé

La radiothérapie externe a bénéficié ces dernières années d'importants développements technologiques. Ces améliorations ont abouti à des modifications dans la conception du traitement de radiothérapie, imposant notamment la technique conformationnelle et la précision qu'elle implique. cela a été possible, grâce aux accélérateurs linéaires (Linac) et des scanner- simulateur (CT- SIM) qui ont été impliqués dans ce processus .afin d'assurer une meilleure délivrance de dose au volume à irradier tout en limitant l'irradiation aux tissus sain, un programme de contrôle de qualité (CQ) des équipements doit être suivi.

L'objectif de ce travail est de réaliser les différentes étapes du contrôle de qualité d'un Linac (Varian DHX 2100) et d'un CT- SIM (GE OPTIMA 580W) à savoir le contrôle de qualité mécanique et le contrôle de qualité dosimétrique dans le service de radiothérapie du centre anticancéreux Emir Abdelkader, ORAN.

Mots clés :

radiothérapie, linac, CT-SIM, CQ

Summary

External radiation therapy has benefited these last years of important technological developments. These improvements have resulted in changes in the design of radiation treatment, including imposing conformal technique and precision it entails. this has been possible thanks to the linear accelerator (Linac) and simulator SCANNER- (SIM CT-) who were involved in this process .In order to ensure better delivery of the dose volume to be irradiated while minimizing irradiation to healthy tissue, quality control (QC) program equipment must be followed . The objective of this work is to perform the various stages of quality control of a Linac (Varian DHX 2100) and a SIM CT (GE Optima 580W) is the mechanical quality control and quality control dosimetry in the radiotherapy department of the cancer center Emir Abdelkader, Oran.

Keywords:

radiotherapy linac, CT-SIM, CQ

ملخص

العلاج الإشعاعي الخارجي حقق في السنوات الأخيرة تطورا تكنولوجيا هاما هذه التحسينات أثرت في تغيير وجه العلاج الإشعاعي خاصة في تقنية التطابق الدقيق لحزمة الإشعاع مع شكل الورم ، و هذا ممكن بفضل المسرع الخطي و الماسح الضوئي المحاكي اللذان يساهمان في ضمان تسليم أفضل جرعة في الحجم المراد اشعاعه مع الحد من اشعاع الانسجة السليمة ، لهذا يجب اتباع برنامج لمراقبة جودة المعدات .

الهدف من هذا العمل هو وضع مختلف مراحل مراقبة الجودة لمسرع الذرات و الماسح الضوئي المحاكي بما في ذلك مراقبة الجودة الميكانيكية و المراقبة الخاصة بحساب الجرعة في مصلحة العلاج الإشعاعي المتواجد بمركز مكافحة السرطان الامير عبد القادر ، وهران.

الكلمات المفتاحية

العلاج الإشعاعي ، المسرع الخطي ، الماسح الضوئي المحاكي ، مراقبة الجودة