

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

FACULTE DES SCIENCES
DEPARTEMENT PHYSIQUE
N° :... PH/MED/01/2024



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

Mémoire présenté pour l'obtention
Du diplôme de Master Professionnel

Par: AROUSSI Chaima et DEBIH Choumeysa

Intitulé

Formation à la radiothérapie externe et interne
du cancer

Soutenu le 11 / 06 / 2024 devant le jury composé de :

Pr. KASRI Yazid	Université M'sila	Président
Dr. BOUCHELAGHEM Fouzia	Université M'sila	Rapporteur
Dr. NEHAOUA Samra	Université M'sila	Examineur

Année universitaire : 2023/2024

Dédicace

Je remercie tout d'abord ALLAH le tout puissant de m'avoir donné la santé la patience, la puissance et la volonté pour réaliser ce mémoire.

Que je dédie :

A l'homme de ma vie, celui qui s'est toujours sacrifié pour me voir réussir ; papa je t'aime

A la lumière de mes jours, la source de mes efforts, la flamme de mon cœur, ma vie et mon bonheur ; mama que j'adore

A Mes frères : taha

Mes sœurs : Ritaj, Rima, Bsmala, khadidg,

*A ma famille : debih et saadi surtout
les oncles et les tantes.*

A tous mes chères amies: wiaam, Amira.

A Mes camarades de promotion

*Tous ceux qui m'ont aidé dans la réalisation de ce
mémoire*

Debih choumeyssa

Dédicace

À la personne la plus chère et la plus précieuse de ma vie, à celle que j'aime et que j'aimerais être là avec moi... À ton âme et à ton souvenir qui vit à jamais dans ma mémoire: Mon cher père, AROUSSI DARRADJI

À la source inépuisable de tendresse, à celle qui s'est levée pour moi, à toi ma mère BAHACH LALIAA: je te donne le fruit de mon effort.

À ma sœur, mon amie, mon soutien et ma compensation dans la vie et ma compagne depuis l'enfance jusqu'au dernier jour de ma vie, mon soeur AROUSSI. KHADIDJA

*À celui qui a été et qui est toujours mon soutien, à mon deuxième père: mon cher frère,
AROUSSI. LAYACHI
A tous nos enseignants du primaire jusqu'à l'université.*

Aroussi Chaima

Remerciements

Nous tenons à remercier ALLAH qui nous a donné la force de faire ce modeste travail. Nous tenons à remercier notre encadreur Madame

F. Bouchlaghem qui nous a orienté et nous a conseillé afin d'accomplir ce travail.

Nous devons beaucoup à Monsieur **Y. Kasri** de nous avoir honoré et accepté de présider le jury de soutenance de notre mémoire. Nous le remercions très sincèrement.

Nos sincères remerciements s'adressent aussi à Madame **S. Nehaoua** d'avoir accepté de faire partie du jury. Qu'elle trouve ici notre profond respect. Nous remercions aussi tous les professeurs de départements de physique.

Nous ne pouvons pas aussi oublier nos amis et nos collègues en lointain et proche, ainsi que tous ceux qui ont participé de lointain ou de près et qui nous ont aidé à l'élaboration de ce mémoire.

Nos sincères remerciements à l'équipe de la clinique, **Dr. Chaker. Belkacem** a partagé une part de remerciement et d'appréciation, qui m'ont ouvert leurs portes de clinique avec beaucoup d'enthousiasme et de délicatesse, me fournissant un environnement idéal pour la formation pratique et l'acquisition d'expériences appliquées. Je tiens également à les remercier pour leur patience, leur coopération et leur fourniture de tout ce qui est nécessaire pour réussir mes missions de formation.

Nos sincères remerciements à tous les membres du personnel de l'hôpital Centre Anti-Cancer de Setif, en particulier le **Dr. KHOUDRI SAAD** et le physicien médical **BENKAHILA. KARIM** ont la possibilité de m'entraîner à l'hôpital et d'acquérir l'expérience pratique. J'ai beaucoup appris d'eux, et cela m'a aidé à développer mes compétences et à améliorer mes capacités.

Table des matières

Table des matières	1
Liste des tableaux	5
Table des figures	6
Introduction	8
1 Radiothérapie externe.	9
1.1 Définition :	9
1.2 Comment se déroule une radiothérapie externe?	11
1.2.1 La phase de repérage :	11
1.2.2 L'étape de dosimétrie :	12
1.2.3 Grandeur dosimétrique.	12
1.2.4 Grandeurs de protection.	15
1.3 Le traitement en pratique.	16
1.4 Le suivi.	18
1.4.1 Pendant le traitement :	18
1.4.2 Après le traitement :	19
1.5 Les techniques de radiothérapie externe.	19
1.5.1 La radiothérapie conformationnelle 3D :	19
1.5.2 Les autres techniques :	20
1.6 Les effets secondaires d'une radiothérapie externe.	23
1.6.1 Les effets secondaires généraux :	23

1.7	La curiethérapie(Radiothérapie Interne).	25
1.8	Définition :	25
1.9	Quels organes peuvent être traités par curiethérapie ?	25
1.10	Radioéléments utilisés en curiethérapie.	25
1.11	Comment se déroule une curiethérapie ?	27
1.11.1	Des précautions particulières sont-elles à prendre ?	28
1.11.2	Curithérapie de prostate par implants permanents :	28
1.11.3	Les effets secondaires d'une curiethérapie :	28
1.12	La planification de traitement (TPS).	29
1.12.1	Définition des volumes.	30
1.12.2	Volumes relatifs à la dose.	31
1.12.3	La spécification de la dose.	31
2	Les appareils utilisés en radiothérapie.	33
2.1	L'accélérateur linéaire LINAC.	33
2.1.1	Section accélératrice :	34
2.1.2	Générateur d'onde électromagnétique Klystron ou magnetron :	34
2.1.3	Générateur Klystron :	35
2.1.4	Générateur magnetron :	35
2.1.5	Guide d'onde accélérateur :	35
2.1.6	Aimants de déviation :	38
2.2	Composants d'une tête de LINAC.	38
2.2.1	Les applicateurs :	38
2.2.2	L'élément cible et porte cible :	38
2.2.3	Le cône égalisateur permettant :	39
2.2.4	Les chambres (Moniteurs / Ionisation) :	40
2.2.5	Chambre d'ionisation :	40
2.2.6	Principe de fonctionnement d'une chambre d'ionisation.	41
2.2.7	Le fantôme :	42
2.2.8	L'électromètre :	42
2.2.9	Thermomètre et baromètre :	43

2.2.10	Les mâchoires X Y :	43
2.2.11	Mâchoires bi asymétriques.	43
2.2.12	Le collimateur primaire :	44
2.2.13	Collimateur Multi lames (MLC) :	44
2.3	La production des rayon X par LINAC.	45
2.3.1	Mode photons.	46
2.4	Modélisation de la tête d'accélérateur.	47
2.4.1	Modélisation de la cible et la porte cible :	47
2.4.2	Modélisation de collimateur primaire :	48
2.4.3	Modélisation de cône égalisateur :	48
2.4.4	Modélisation des mâchoires :	49
2.5	Le scanneur simulateur " CT_Simulateur ".	49
2.5.1	Hounsfield :	50
2.5.2	Un grand alésage :	50
2.5.3	Une table plate :	50
2.5.4	Un laser mobile :	51
2.6	Dispositifs et techniques d'immobilisation.	52
2.6.1	Immobilisation crânienne :	52
2.6.2	Immobilisation de la tête et du cou :	53
2.6.3	Immobilisation thoracique, abdominale et pelvienne.	53
2.6.4	Immobilisation mammaire :	55
2.6.5	Une autre option d'immobilisation :	55
3	Économie de projet.	57
3.1	Normes de contrôle de qualité en radiothérapie :	57
3.1.1	Les protocoles doivent être inclus dans le manuel de politiques et de procédures du comité d'assurance de la qualité des radiothérapies :	58
3.1.2	Le dossier de contrôle qualité contient :	58
3.1.3	Répétitions périodiques :	58
3.1.4	Test d'acceptation et mise en service :	58
3.1.5	Les tests d'acceptation ont trois objectifs.	58

3.1.6	Objectifs et critères de performance :	59
3.1.7	Fonctionnalité.	59
3.1.8	Reproductibilité.	59
3.1.9	Précision.	59
3.1.10	Caractérisation et documentation.	60
3.1.11	exhaustivité.	60
3.1.12	Pour les grandeurs mesurables, des niveaux de tolérance et d'action peuvent être définis :	60
3.1.13	Niveau de tolérance.	60
3.1.14	Niveau d'intervention.	60
3.2	Une institution créée :	61
3.2.1	Qu'est-ce que la fondation créatrice ?	61
3.2.2	Les principales étapes de la création d'une institution.	61
3.2.3	Fournir le nom de l'entreprise.	61
3.2.4	Certificat de propriété ou contrat de location.	61
3.2.5	Formulation de la loi fondamentaux.	62
3.2.6	Extraction de la carte fiscale (NIF).	62
3.2.7	Extraction du numéro de définition Statistique (NIS).	63
3.2.8	Ouvrir un compte bancaire.	63
	Conclusion	64
	Bibliographie	65

Liste des tableaux

1.1	La dose équivalente	16
1.2	Facteur de pondération tissulaire	16
1.3	Caption éléments utilisés en curiethérapie	26
1.4	Modes de traitement	26

Table des figures

1-1	Accélérateur linéaire de particules [1]	10
1-2	Variation du Kerma et de la Dose absorbée en fonction de la profondeur [5].	15
1-3	Séance de radiothérapie [4]	18
1-4	Cartographie de traitement [1]	20
1-5	La tomotherapy [1]	22
1-6	Le Cyberknife [6].	23
1-7	Image montrant un rayonnement de protons irradiant une tumeur du cer- veau (cerclée de blanc) [6]	23
1-8	Représentations des principaux volumes cibles en radiothérapie [7].	30
1-9	Illustration des différentes façons de prescription de dose [2]	32
2-1	La tête du linac et ses différents constituants [8]	34
2-2	La section accélératrice d'un accélérateur linéaire [9]	35
2-3	Générateur Klystron [10]	36
2-4	Générateur magnetron [10]	36
2-5	Guide d'onde accélérateur [10]	37
2-6	Cylindre juxtaposés [10].	37
2-7	Aimants de déviation [9].	38
2-8	L'applicateur ayant un champ de taille $10 \times 10 \text{ cm}^2$ [13].	39
2-9	Exemple de la cible et la porte cible [13].	39
2-10	Cône égalisateur d'un linac Varian [10]	39
2-11	Chamber moniteur [10]	40
2-12	Principe de fonctionnement d'une chambre d'ionisation [11].	41

2-13	La chambre cylindrique [13].	42
2-14	Fantôme d'eau [12]	42
2-15	Les électromètres de PTW UNIDOS [13]	43
2-16	Thermomètre et baromètre [13]	43
2-17	Mâchoires bi asym é triques [10]	44
2-18	Collimateur multi lames (MLC) [10]	45
2-19	Shema production de rayon X [10]	46
2-20	Le mode de photons X6 et X18 MV [10]	47
2-21	Géométrie de la cible et la porte cible [10].	47
2-22	Géométrie de collimateur primaire [10]	48
2-23	Géométrie cône égalisateur [10]	48
2-24	Géométrie des mâchoires [10].	49
2-25	L'unité de HOUNSFILD en terme de densité de masse [14]	50
2-26	La différence entre une table de diagnostic et une table de traitement [14] .	51
2-27	Un laser mobile	52
2-28	Immobilisation crânienne [14]	52
2-29	Immobilisation de la tête et du cou [14]	53
2-30	Immobilisation thoracique, abdominale [14].	54
2-31	Immobilisation pour les régions abdominale et pelvienne [14].	54
2-32	Immobilisation mammaire [14]	55
2-33	Immobilisation mammaire pour les femmes plus grandes [14].	56
2-34	Le support des jambes et des genoux [14]	56

Introduction

La radiothérapie a vu le jour à la fin du 19^{ème} siècle, mais elle n'en demeure pas moins novatrice et compte toujours parmi les traitements les plus prescrits contre la plupart des formes de cancer. Il n'existe aujourd'hui pas une, mais des radiothérapies qui s'adaptent aux types de tumeurs, à leurs localisations et à leurs tailles. La recherche a permis de gagner en précision et en efficacité, améliorant de faire la réponse au traitement, la sécurité et la qualité de vie du patient. Tour d'horizon des innovations qui font de la radiothérapie un incontournable outil de la lutte contre le cancer. Il existe également deux types de radiothérapie : la radiothérapie externe et la radiothérapie interne (la curiethérapie). Alors que la radiothérapie externe consiste à envoyer des rayonnements à partir d'une source externe, habituellement un appareil connu sous le nom d'accélérateur linéaire, vers la zone à traiter. Ce mémoire est exposé en trois chapitres :

Dans le premier chapitre, nous discutons la radiothérapie externe, la radiothérapie interne (la curiethérapie) et la planification de traitement (TPS). Le deuxième chapitre, nous avons évoqué les appareils utilisés dans la radiothérapie les caractéristiques et composants d'un accélérateur linéaire et d'un scanner simulateur (CT_Simulateur). Dans le troisième chapitre, nous avons discuté le contrôle de qualité en radiothérapie en général et de la manière de créer une entreprise jeune.

Chapitre 1

Radiothérapie externe.

La radiothérapie est une technique importante du traitement de cancer qui vise l'irradiation des cellules tumorales à partir des rayonnements ionisants. Elle peut être utilisée seule ou combinée à la chimiothérapie et à la chirurgie et son objectif principal est de délivrer le maximum de dose absorbée à la tumeur tout en épargnant les tissus sains environnants. Selon le type et la localisation anatomique de la tumeur, on peut distinguer plusieurs techniques de traitement : la radiothérapie externe classique, la radio-chirurgie en conditions stéréotaxiques, la radiothérapie interne, soit métabolique, soit de type curiethérapie [1].

1.1 Définition :

Dans une radiothérapie externe, les rayons produits par une source externe sont dirigés vers la région du corps à traiter afin d'éliminer les cellules cancéreuses. La radiothérapie externe est dite transcutanée car les rayons traversent la peau pour atteindre la tumeur. Ces rayons sont émis en faisceau ciblé sur la tumeur par une machine appelée accélérateur linéaire de particules [1].



FIG. 1-1 – Accélérateur linéaire de particules [1]

1.2 Comment se déroule une radiothérapie externe ?

Le déroulement d'une radiothérapie repose sur un travail d'équipe entre le manipulateur, le physicien, le dosimétriste, coordonnés par l'oncologue radiothérapeute.

Une radiothérapie externe comporte quatre étapes majeures.

- le repérage de la zone à traiter ou phase de simulation.
- le calcul de la distribution de la dose (dosimétrie).
- le traitement proprement dit.
- la surveillance pendant et après le traitement.

1.2.1 La phase de repérage :

La première étape du traitement est une étape essentielle de préparation au cours de laquelle vous devez être présent. On parle de phase de repérage ou de simulation.

L'oncologue radiothérapeute, assisté d'un manipulateur, repère la cible sur laquelle les rayons vont être dirigés et les organes à protéger (on parle d'organes à risque). Il s'agit de déterminer les faisceaux de rayons que le radiothérapeute va utiliser, leurs dimensions et leurs orientations pour irradier la tumeur et épargner les organes sains voisins. Certaines tumeurs, comme les tumeurs de la peau, sont directement visibles. Pour d'autres tumeurs, on utilise pour le repérage une imagerie en deux dimensions. Pour la plupart des cancers, on utilise une imagerie en trois dimensions (3D) explorant les organes internes. Elle est réalisée à l'aide d'un scanner ou d'un simulateur scanner.

Cette étape peut durer de 30 min à plus d'une heure. Il peut y avoir plusieurs séances de préparation. Elles se déroulent dans une salle spéciale, appelée salle du simulateur ou salle du scanner, en fonction de l'appareil utilisé. Plus rarement, les séances ont lieu dans la salle de traitement sous l'appareil de radiothérapie. Il arrive que le traitement commence directement, mais c'est rarement le cas. Pendant ce repérage, la position est soigneusement définie. Ce sera la position à reprendre lors de chaque séance.

La plupart du temps, allongé sur le dos, moins souvent sur le ventre ou sur le côté. La position varie en fonction de la zone à traiter, de leur état et de morphologie. La position doit être la plus confortable possible afin de pouvoir être maintenue lors de chaque séance

de radiothérapie. Si cela met le patient mal à l'aise, n'hésite pas à le mentionner.

Parfois, le patient doit être immobilisé à l'aide d'équipements spéciaux comme des moules ou des masques thermoplastiques, généralement fabriqués sur mesure par un technicien, parfois avec l'assistance d'un médecin. Ces moules d'immobilisation assurent un bon positionnement .

Des points de référence sont marqués sur la peau ou sur le système d'immobilisation lorsque le patient doit être immobilisé. Ces points doivent être maintenus tout au long du traitement. Sur la peau, ils sont soit dessinés avec la peinture violette ou un marqueur de couleur, soit tatoués. S'ils sont étirés, ils sont parfois recouverts d'un film adhésif transparent imperméable pour éviter qu'ils ne s'effacent. Si des points doivent être tatoués, cela se fait avec des aiguilles jetables très fines. Ce tatouage n'est généralement pas douloureux et est peu visible, bien qu'il soit permanent [1].

1.2.2 L'étape de dosimétrie :

Des études scientifiques ont défini les doses de radiothérapie à administrer en fonction du type et du stade du cancer, de l'organe à traiter, de l'âge et des traitements antérieurs. Ce sont les doses standard. L'oncologue radiothérapeute précise aussi les limites de doses acceptables par les organes à risque situés à proximité de la tumeur.

L'étape de dosimétrie consiste, pour le physicien et le dosimétriste, à réaliser une étude informatisée de la distribution de la dose de rayons à appliquer à la zone à traiter, et à optimiser avec l'oncologue radiothérapeute la technique d'irradiation.

Le plan de traitement définitif qui établit notamment la dose et ses modalités de délivrance (dose par séance, nombre de séances, espacement des séances...) est validé conjointement par l'oncologue radiothérapeute et le physicien [1].

1.2.3 Grandeur dosimétrique.

L'exposition :

L'exposition est définie, par convention pour les photons X et gamma (ICRU1980) [2].

Comme le quotient de la somme des charges électriques de tous les ions de même signe

produit par une irradiation dans l'air, dans un certain volume par la masse de ce volume d'air [3].

$$\phi = \frac{dQ}{dm} \quad (1.1)$$

unité utilisée est le Roentgen : 1Roentgen = 2.58 10⁻⁴ C/kg.

Le débit d'exposition :

Le débit d'exposition ϕ° est la proportion d'exposition par unité de temps.

$$\phi^\circ = \frac{dQ}{dt} \quad (1.2)$$

La dose absorbée :

Considérant comme un faisceau traversant une masse dm , la dose absorbée D est définie comme la valeur attendue de l'énergie moyenne cédée par le rayonnement ionisant à un élément de masse dm infiniment petit au voisinage de ce point (ICRU 60) [2].

$$D = \frac{dE_a}{dm} \quad (1.3)$$

La dose absorbée s'applique à tout type de particules. L'unité de la dose est le Gray qui correspond l'énergie déposée par 1 joule J par Kilogramme kg.

Le débit de dose absorbée :

Le débit de dose est la proportion de kerma par unité de temps.

$$D^\circ = \frac{dD}{dt} \quad (1.4)$$

Le kerma :

Le kerma est l'acronyme de "kinetic energy released in matter". C'est une grandeur physique utilisée pour la dosimétrie des faisceaux de particules sans charge. Soit un faisceau traversant un corps matériel de masse dm par définition, le kerma est la quantité

d'énergie perdue dans cette traversée, par unité de masse du corps. L'unité de kerma est Gray $[Gy]$. Le kerma défini n'importe quel milieu et n'importe quel rayonnement .

$$K = \frac{dE_t}{dm} \quad (1.5)$$

Le débit de kerma :

Le débit de kerma est la proportion de kerma par unité de temps.

$$K^\circ = \frac{dk}{dt} \quad (1.6)$$

La relation entre le kerma et la dose absorbée : équilibre électronique :

Dans un milieu homogène, pour une fluence de rayonnement uniforme, et lorsque l'élément de volume se situe loin des faces d'entrée et de sortie du rayonnement, l'atténuation du faisceau de photons est de faible, et lorsque la masse du matériau est très supérieure à la masse de l'élément de volume ($M \gg dm$), on atteint un régime particulier appelé équilibre électronique : il y a compensation entre l'énergie transférée dans la sphère et absorbée en dehors, et absorbée dedans, c'est-à-dire que les électrons secondaires sortants sont compensés par des électrons secondaires entrants. On a alors égalité stricte entre KERMA et dose absorbée. Ceci permet donc de décrire.

$$\frac{D_2}{D_1} = \frac{K_2}{K_1} = \frac{\mu_2/\rho_2}{\mu_1/\rho_1} \quad (1.7)$$

où μ/ρ est le coefficient massique d'atténuation d'unité $[\text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}]$ [4].

- A la surface du matériau se trouvant à l'endroit de pénétration du rayonnement, l'énergie transférée est supérieure à l'énergie absorbée car la plupart des électrons vont terminer leur parcours en dehors de la sphère considérée : $K > D$.

- A la surface du matériau se trouvant à l'opposé de la pénétration du rayonnement, l'énergie transférée est inférieure à l'énergie absorbée car davantage d'électrons viennent terminer leur course dans la sphère : $K < D$.

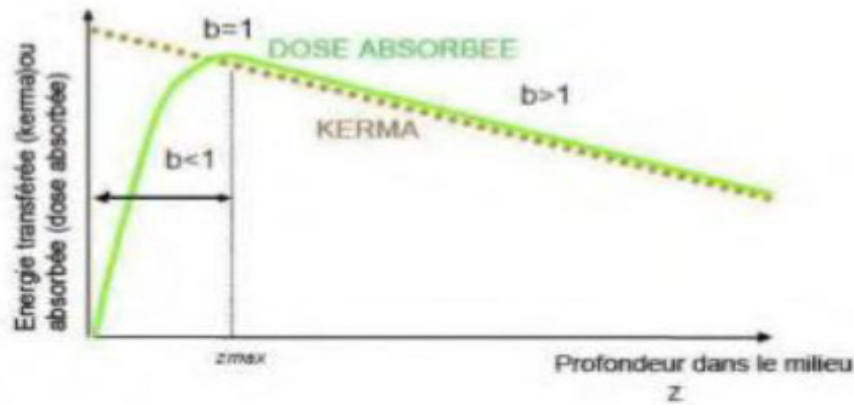


FIG. 1-2 – Variation du Kerma et de la Dose absorbée en fonction de la profondeur [5].

- A ce niveau, une égalité de fluences est réalisée ; fluence des photons et fluence des électrons secondaires puis elles décroîtront en même temps. trois régions de b sont définies :

1 . $b < 1$: augmentation de D et diminution de K .

2 . $b = 1$: $D = K$ (équilibre électronique, fluence des photons = fluence des électrons secondaires).

3 . $b > 1$: diminution de D et K parallèlement. La variation du kerma K et de la dose absorbée D en fonction de la profondeur Z est représentée par cette courbe figure 1-2.

1.2.4 Grandeurs de protection.

La dose équivalente :

La dose équivalente $H_{T,R}$ dans un tissu T irradié par un rayonnement de nature R apparaît donc comme le produit de la dose absorbée par le facteur de pondération lié à la nature du rayonnement :

$$H_{T,R} = \sum W_R \times D_{T,R} \quad (1.8)$$

où W_R est le coefficient de pondération de chaque rayonnement.

Rayonnement	W_R
photons, X , γ et radioactivité	1
protons	2
neutrons	2, 5 à 20
particules α et lourdes	20

TAB. 1.1 – La dose équivalente

Tissu ou organe	W_T
Moelle rouge, Colon, Poumons, Estomac, Poitrine, Reste	0,12
Gonades	0,08
Vessie, oesophage, Foie, Thyroïde	0,04
Surface de l'os, Cerveau, Glandes, Salivaires, Peau	0,01
Autre organe	0,05

TAB. 1.2 – Facteur de pondération tissulaire

Si le champ de rayonnements est complexe, il faut alors faire la somme des facteurs correspondant à chacun des rayonnements. Son unité est le sievert [Sv].

La dose efficace.

La relation entre la probabilité d'apparition des effets stochastiques et la dose, pour un rayonnement donné, dépend aussi de la nature du tissu irradié. On est donc amené à introduire un facteur de pondération tissulaire W_T de manière à pouvoir faire la somme des doses absorbées partielles délivrées à différents tissus de l'organisme.

La dose efficace est alors le résultat du produit de H_{TR} par le facteur de pondération 1.2 lié à la nature du tissu [3].

Son unité est le sievert [Sv].

$$D_{eff} = \sum W_T \times H_{T.R} \quad (1.9)$$

1.3 Le traitement en pratique.

Un traitement par radiothérapie nécessite plusieurs séances. Généralement, pour le patient une séance par jour, sur une durée de quatre à cinq jours, et ce, durant plusieurs semaines. Cette organisation peut être modifiée selon en fonction de l'état général du

patient et de la zone à traiter. Dans certains cas, notamment pour éviter une fatigue excessive liée aux déplacements, il arrive que le nombre de séances soit réduit (une à trois séances par semaine). Il n’y a habituellement pas de séance de radiothérapie les week _ends et les jours fériés.

Le temps passé en salle d’attente peut paraître long et stressant. Les horaires prévus peuvent parfois être bousculés par des contrôles sur les appareils ou par un surcroît d’activité par exemple. La salle dans laquelle se déroule la radiothérapie est une pièce qui respecte les normes de protection contre les rayonnements radioactifs (normes de radioprotection) .

Le patient est fixé par le manipulateur sur la table de traitement dans la position qui a été déterminée lors de la phase de repérage. Les rayons sont dirigés de façon précise vers la région à traiter : il faut éviter les mouvements pour que les rayons n’atteignent pas des parties du corps du patient qui ne nécessitent pas de traitement.

Il faut parfois installer des caches pour moduler l’irradiation venant d’un faisceau. Mais ces caches sont de plus en plus souvent remplacés par des collimateurs multilames équipant l’accélérateur de particules. Il s’agit de petites lamelles indépendantes préprogrammées par ordinateur pour prendre la forme voulue lors de l’irradiation.

Le premier jour de radiothérapie, le pronostic du traitement est vérifié et le placement effectif du patient sous le dispositif de traitement . Des images de contrôle sont réalisées pour vérifier qu’il est conforme à ce qui était prévu et validé ainsi le plan de traitement. L’appareil de radiothérapie démarre seulement lorsque tous les contrôles de la machine et du traitement sont effectués.

Durant la séance, le patient est seul dans la chambre. Certains patients ont du mal à vivre cet isolement. Mais le patient doit savoir qu’il reste en contact permanent avec les manipulateurs. Ils peuvent communiquer avec eux via l’interphone et sont surveillés via celui-ci caméra vidéo . La salle reste éclairée pendant la séance. En cas de besoin, le traitement peut être immédiatement interrompu.

Positionnement du patient sur l’appareil est régulièrement vérifié, de même que la dose de rayons réellement délivrés. Des images de contrôle sont réalisées pendant le traitement pour vérifier qu’il est conforme à ce qui était prévu. Le temps d’irradiation est de courte



FIG. 1-3 – Séance de radiothérapie [4]

durée, de l'ordre de quelques minutes. Le temps de présence dans la salle de traitement est généralement d'environ 15 min (y compris la mise en place et les contrôles) [1]. L'appareil tourne autour du patient sans jamais le toucher. L'irradiation est invisible et indolore il ne ressent aucune sensation particulière.

1.4 Le suivi.

Le suivi est une surveillance à court et à long terme, régulière et adaptée, qui permet de contrôler pour surveiller l'efficacité de la radiothérapie d'une patient et gérer de prendre en charge d'éventuels effets secondaires. Le rythme de la surveillance varie selon le type de cancer [1].

1.4.1 Pendant le traitement :

Pendant toute la durée de traitement, le patient subit une évaluation chaque semaine lors d'une consultation avec son radio-oncologue. Il vérifie le bon déroulement du traitement, contrôle l'apparition d'effets secondaires

éventuels et vous propose si nécessaire des traitements complémentaires. C'est l'occasion pour le patient de poser toutes les questions qui le concernent. Si des effets secondaires surviennent entre deux rendez-vous, il convient de le noter aux manipulateurs. Toute l'équipe soignante est au service du patient et veille au bon déroulement de ses activités de sa radiothérapie. Il reçoit des conseils pour minimiser les effets secondaires de la radiothérapie : mesures d'hygiène, conseils alimentaires, habillement. Ces effets secondaires peuvent persister quelques semaines après la fin du traitement.

1.4.2 Après le traitement :

Le suivi permet de faire un bilan régulier de l'état de santé, de contrôler ainsi les étapes de son amélioration et de détecter (et soigner) d'éventuels effets secondaires tardifs de la radiothérapie. Le planning de surveillance est déterminé avec le patient. Nom de l'oncologue le radiothérapeute qu'il suit est observé et un rendez-vous est fixé pour chaque consultation. Au moins un par an pendant cinq ans . Cela pourrait être la fréquence modifiée en fonction de son état de santé et/ou rapport de suivi, Ou dans le cadre d'un programme de recherche clinique. le médecin traitant participe également au suivi pendant et après [1].

1.5 Les techniques de radiothérapie externe.

1.5.1 La radiothérapie conformationnelle 3D :

La technique de radiothérapie externe la plus utilisée aujourd'hui est la radiothérapie conformationnelle 3D (trois dimensions). Cette technique permet de faire correspondre le plus précisément possible (de conformer) le volume sur lequel vont être dirigés les rayons, au volume de la tumeur. Elle utilise des images en 3D de la tumeur et des organes avoisinants obtenues par scanner, parfois associées à d'autres examens d'imagerie (IRM, TEP...). Des logiciels permettent de simuler virtuellement, toujours en 3D, la forme

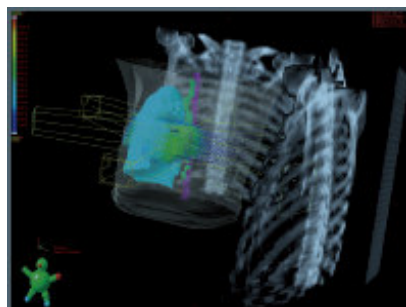


FIG. 1-4 – Cartographie de traitement [1]

des faisceaux d'irradiation et la distribution des doses. Cela permet de délivrer des doses efficaces de rayons en limitant l'exposition des tissus sains.

La radiothérapie conformationnelle est utilisée pour le traitement à visée curative des tumeurs de la prostate, du thorax, de l'abdomen, du pelvis, et de plus en plus pour les cancers ORL et du cerveau [1]. Tous les centres de radiothérapie sont équipés pour la pratiquer figure 1-4.

1.5.2 Les autres techniques :

Les progrès en radiothérapie sont constants. Il est impossible de décrire dans le détail la totalité des techniques en développement. Elles ont toutes pour but de focaliser les rayons le plus précisément possible sur la tumeur et d'épargner au maximum les tissus sains. Elles sont pratiquées dans un nombre variable d'établissements (de plusieurs dizaines à un ou deux), sont encore souvent en cours d'évaluation et/ou présentent un intérêt uniquement pour des tumeurs spécifiques [1].

La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (IMART) :

Cette technique consiste à faire varier la forme du faisceau au cours d'une même séance pour s'adapter précisément au volume à traiter, et ce même s'il comporte des « creux » ou des concavités (une tumeur en forme de fer à cheval situé autour de la moelle épinière par exemple).

La radiothérapie guidée par l'image (VMAT) :

Un dispositif radiologique est intégré à l'accélérateur de particules, ce qui permet de contrôler la position exacte de la zone à traiter d'une séance à l'autre.

La radiothérapie asservie à la respiration :

Il s'agit de prendre en compte les mouvements de la respiration pendant l'irradiation du thorax ou du haut de l'abdomen par exemple. Il existe plusieurs solutions :

- demander au patient, qui visualise sa respiration sur un écran, de la bloquer pendant quelques dizaines de secondes, à un moment précis de son inspiration,
- laisser le patient respirer normalement et n'irradier la tumeur que quand elle se présente devant le faisceau d'irradiation (c'est qu'on appelle aussi le « gating », du mot « gate », c'est-à-dire porte en anglais),
- ou encore faire suivre les mouvements de la tumeur par le faisceau d'irradiation lui-même ; on parle de « tracking ».

La contactothérapie :

Cette technique utilise des tubes à rayons X pour délivrer des rayons de faible énergie très près de la tumeur (tumeur de la peau par exemple).

La radiothérapie stéréotaxique :

C'est une technique de haute précision basée sur l'utilisation de microfaisceaux convergents permettant d'irradier à haute dose de très petits volumes. Elle est utilisée pour traiter certaines tumeurs cérébrales par exemple. Cette technique peut être réalisée soit à l'aide d'une machine dédiée (gamma_knife), soit avec un accélérateur linéaire muni de cônes cylindriques de diamètre modulable. On parle aussi de radiochirurgie.

La tomothérapie :

C'est une technique qui consiste à coupler un scanner et un accélérateur de particules miniaturisé qui tourne autour du patient en « spirale », pendant que la table de radiologie se déplace longitudinalement. L'appareil est aussi capable de faire varier son ouverture au



FIG. 1-5 – La tomotherapy [1]

cours de l'irradiation permettant une radiothérapie avec modulation d'intensité [1] figure 1-5.

Le Cyberknife :

C'est un nouveau système de radiochirurgie qui utilise la robotique pour traiter des tumeurs dans tout le corps. Elle consiste en un petit accélérateur linéaire, tenu par un robot capable de le déplacer dans toutes les directions possibles. Les faisceaux produits par cet appareil sont assez petits, mais ils peuvent être multipliés quasiment à l'infini et varier tous les angles de tir. Cela permet de focaliser la dose d'irradiation en minimisant l'impact sur les tissus sains avoisinants. Cette technique permet de traiter des tumeurs de taille limitée. La tomothérapie et le Cyberknife sont destinés à traiter des tumeurs dont la localisation ne permet pas la réalisation d'une radiothérapie conformationnelle « classique » figure 1-6.

La protonthérapie :

Alors que la très grande majorité des appareils de radiothérapie produisent des faisceaux de photons ou d'électrons, cette technique utilise elle un faisceau de protons. Le recours à des protons permet de réduire la dose déposée dans les tissus traversés avant



FIG. 1-6 – Le Cyberknife [6].

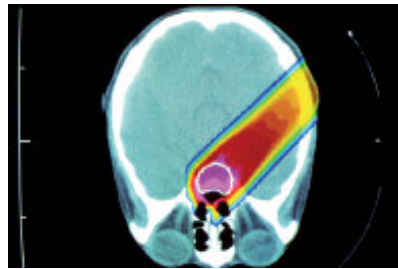


FIG. 1-7 – Image montrant un rayonnement de protons irradiant une tumeur du cerveau (cerclée de blanc) [6]

la tumeur, et de ne pas irradier les tissus situés derrière la tumeur. On les utilise pour traiter certaines tumeurs de l'oeil et de la base du crâne notamment. L'évaluation d'un autre type de particules, les ions carbone, est par ailleurs en cours figure 1-7.

1.6 Les effets secondaires d'une radiothérapie externe.

1.6.1 Les effets secondaires généraux :

- *La fatigue.*

La découverte du cancer, l'appréhension des examens et des traitements, les déplacements quotidiens pour se rendre aux séances de radiothérapie, les traitements antérieurs (chirurgie ou chimiothérapie), une anémie, etc., provoquent souvent une fatigue physique et morale. La fatigue a des répercussions importantes sur les activités quotidiennes, ainsi que sur la qualité de vie.

Elle est à l'origine de sentiments d'impuissance, des détresse et parfois de dépression.

C'est la raison pour laquelle elle doit être prise en charge dès qu'elle apparaît. La fatigue ne doit pas être banalisée. Il n'est pas normal d'être anéanti par la fatigue sous prétexte que l'on est soigné pour un cancer.

- *Les troubles sexuel.*

De manière générale, il est possible d'avoir des rapports sexuels pendant une radiothérapie. La radiothérapie en elle-même ne modifie pas directement le désir sexuel. Toutefois, les effets secondaires et la modification de la perception du corps liée à la maladie ou aux traitements peuvent temporairement altérer ou modifier le désir ou la capacité physique. Cela varie en fonction des personnes. Il est important d'essayer d'en parler le plus librement possible avec le partenaire.

- *Les problèmes de fertilité.*

Il est formellement contre-indiqué de débiter une grossesse pendant une radiothérapie. En effet, les rayons risquent de provoquer des malformations du fœtus. Il est conseillé d'attendre au moins 18 mois après la fin du traitement. Si la patiente est enceinte au moment où le cancer est découvert ou avant le début de la radiothérapie, elle doit en informer le médecin.

- *Une réaction inflammatoire.*

Un gonflement de la région irradiée (appelé oedème) peut apparaître en cours de traitement. Un oedème est lié à l'accumulation de lymphocytes et de liquide dans les tissus au niveau de la zone traitée. Il est le plus souvent modéré, persiste parfois après le traitement et disparaît au cours de l'année qui suit.

- *Des effets sur le sang.*

La plupart des radiothérapies n'entraînent pas d'effets sur les cellules du sang (globules rouges, globules blancs, plaquettes). Ils sont cependant possibles dans certains cas, par exemple lors d'une radiothérapie très large du thorax, de l'abdomen et du pelvis, ou en cas d'irradiation d'une partie importante de la moelle osseuse, là où se fabriquent les différents éléments du sang. L'apparition inhabituelle de bleus ou de petites taches rouges ou mauves sur la peau (purpura), notamment au niveau des jambes, doit être signalée, car cela peut être lié à une diminution des plaquettes. Un examen médical et un traitement antibiotique peuvent alors être nécessaires [1].

1.7 La curiethérapie(Radiothérapie Interne).

1.8 Définition :

Une curiethérapie consiste à mettre en place, de façon temporaire ou permanente, des sources radioactives au contact direct de la zone ont traiter. Ces sources émettent des rayonnements qui détruisent les cellules cancéreuses. La dose de rayonnements décroît très vite au fur et à mesure que l'on s'éloigne de la source radioactive. La dose est donc très forte au niveau de la zone à traiter et diminue au niveau des tissus sains. Cela permet de limiter les effets secondaires [1].

1.9 Quels organes peuvent être traités par curiethérapie ?

Seuls certains organes sont accessibles à la curiethérapie. Une curiethérapie peut être utilisée pour traiter des cancers du sein, des cancers gynécologiques (vagin, col et corps de l'utérus), urogénitaux (prostate, verge), de la langue, des amygdales, de la peau, des bronches, de l'oesophage ou de l'anus. Une curiethérapie est un traitement possible des cancers localisés avec des indications spécifiques, et peut permettre pour certains cancers (sein, prostate, anus...) de conserver l'organe atteint. Elle est utilisée seule ou en complément d'une chirurgie, d'une radiothérapie externe, ou associée à ces deux traitements [1].

1.10 Radioéléments utilisés en curiethérapie.

Les éléments radioactifs le plus souvent utilisés lors d'une curiethérapie sont l'iridium (Ir), le césium (Cs) ou l'iode (I). Ces sources peuvent se présenter sous forme de grains, de fils ou de microsources en fonction de la nature du radioélément tableau Tab 1.3. Les sources radioactives peuvent être implantées de différentes façons dans le corps :

- soit elles sont insérées dans un applicateur spécial qui est introduit dans une cavité

Source	$T_{1/2}$	γ (MeV)	CDA (mm Pb)
Rn ²²²	3.83j	0.047 – 2.45 (0.83moy)	8, 0
Co ⁶⁰	5.26a	1.17 – 1.33	11, 0
Cs ¹³⁷	30 a	0.662	5, 5
Ir ¹⁹²	74.2 j	0.136 – 1.06 (0.38 moy)	2, 5
Au ¹⁹⁸	2.7 j	0.412	2, 5
I ¹²⁵	60.2 j	0.028 moy	0, 22
Pd ¹⁰³	60.2 j	0.021 moy	0, 08
Ra ²²⁶	1600 a	0.047 – 2.45 (0.83 moy)	8, 0

TAB. 1.3 – Captionéléments utilisés en curiethérapie

Mode	Débit de dose
Bas Débit de dose (BDD)	$< 1 \text{ Gy h}^{-1}$ (autour 0.5 Gy h^{-1})
Moyen Débit de Dose (MDD)	$> 1 \text{ Gy h}^{-1}$ (non employé suivant)
Haut Débit de Dose (HDD)	$> 10 \text{ Gy h}^{-1}$
Débit Pulsé de Dose (DPD)	Pulses of $\sim 1 \text{ Gy h}^{-1}$

TAB. 1.4 – Modes de traitement

naturelle du corps (comme le vagin ou le col de l’utérus) au contact de la lésion à traiter ; on parle de curiethérapie endocavitaire.

- soit elles sont placées dans des aiguilles ou tubes plastiques implantés à l’intérieur même de la tumeur (peau, lèvre, sein, langue, anus, prostate, etc.) ; on parle de curiethérapie interstitielle.

Dans la majorité des cas, les sources sont implantées dans l’organisme de façon temporaire. C’est la technique d’implants temporaires, qui utilise des fils d’iridium 192, microsource d’iridium 192 ou source de césium 137. Ces sources sont laissées en place de quelques minutes à quelques jours, puis retirées. Dans le cas du traitement des tumeurs de la prostate, une des techniques possibles est la mise en place de façon définitive de grains d’iode 125. C’est la technique d’implants permanents, c’est-à-dire que les implants restent en place définitivement dans l’organe traité. Il existe plusieurs types d’irradiation selon le débit de dose utilisée, c’est-à-dire la quantité de rayons délivrée par unité de temps. Selon l’activité de la source, les curiethérapies sont à bas débit, à bas débit pulsé ou à haut débit de dose tableau 1.4.

1.11 Comment se déroule une curiethérapie ?

Au cours d'une consultation, le médecin curiethérapeute juge de la possibilité d'effectuer une curiethérapie. Si c'est le cas, le médecin informe le patient de la technique utilisée, la durée du traitement, les résultats attendus, les effets secondaires possibles, si cela nécessite une hospitalisation ou non, ainsi que les précautions à prendre. La dose, le choix de la source et le temps de traitement sont programmés avant la curiethérapie. Des radiographies permettent de réaliser la dosimétrie. Selon le type d'implantation, la dosimétrie peut être également réalisée sur la échographie, scanner ou IRM permettant une dosimétrie en trois dimensions. Le déroulement d'une curiethérapie varie en fonction du cancer traité, du type d'implants utilisés (temporaires ou permanents) et de la dose utilisée. Il faut tout d'abord mettre en place, dans la zone à traiter, un matériel adapté (on parle aussi de matériel vecteur), sous la forme d'aiguille, tube plastique ou applicateur, qui servira de support aux sources radioactives. Ce support permet, le cas échéant, un chargement différé : le matériel vecteur est mis en place dans un premier temps avant d'introduire les sources pour permettre la réalisation du traitement. Si besoin et selon la zone traitée, la mise en place du matériel vecteur est faite sous anesthésie générale ou loco-régionale. Le patient a rencontré au préalable un anesthésiste au cours d'une consultation particulière (dite consultation pré-anesthésique).

Pour les curiethérapies à bas débit de dose et à bas débit pulsé (ou bas débit fractionné), la source radioactive est appliquée sur la zone concernée pendant deux à cinq jours. Au cours de cette période, le patient devient radioactif. C'est la raison pour laquelle il est hospitalisé en chambre isolée, dit secteur protégé (ou chambre radioprotégée), dans le service de curiethérapie. Cette chambre a des murs protégés par du plomb, matière qui stoppe les rayons radioactifs. La pièce est néanmoins équipée de fenêtres. Lors d'une curiethérapie à haut débit de dose, une forte dose est appliquée pendant une durée très courte (quelques minutes). Cette séance peut être répétée le plus souvent une ou deux fois par semaine selon les protocoles. Ce type de curiethérapie permet au patient de recevoir un traitement sans être hospitalisé, excepté si la mise en place du matériel vecteur nécessite une anesthésie générale [1].

1.11.1 Des précautions particulières sont-elles à prendre ?

En cas d'hospitalisation pour une curiethérapie par implants temporaires (fils d'iridium 192, microsource d'iridium 192, source de césium 137), les visites sont interdites afin d'éviter une éventuelle exposition aux rayonnements radioactifs. Après le retrait des sources radioactives, lorsque l'état général du patient est satisfaisant, il rentre chez lui. Aucune précaution n'est à prendre lors de votre retour à domicile.

1.11.2 Curithérapie de prostate par implants permanents :

En cas de curiethérapie d'un cancer de la prostate par implants permanents (iode 125), la radioactivité des sources implantées diminue progressivement dans le temps. Les risques pour l'entourage sont jugés inexistantes, les rayonnements émis étant très peu pénétrants et donc arrêtés presque totalement par le corps lui-même. Quelques précautions sont cependant nécessaires dans les deux mois qui suivent l'implantation. En pratique, le patient doit éviter tout contact directs avec les très jeunes enfants (les prendre sur vos genoux...) et les femmes enceintes. Il peut arriver que des sources implantées (on parle aussi de grains) passent dans les urines. Pour cette raison, le médecin peut demander au patient d'uriner dans un récipient et d'utiliser un tamis (une passoire à thé par exemple) pour filtrer les urines pendant une quinzaine de jours environ après l'intervention. Si le patient trouve un grain, il faut le placer dans le container plombé qui lui sera remis à son sortie d'hospitalisation, et le rapporter à l'hôpital.

Les rapports sexuels doivent être protégés en utilisant des préservatifs pendant les premiers rapports : il peut y avoir du sang dans le sperme et, exceptionnellement immédiatement après la curiethérapie, des grains radioactifs. Des conseils adaptés au patient sont donnés par le médecin curiethérapeute.

1.11.3 Les effets secondaires d'une curiethérapie :

Les effets secondaires possibles d'une curiethérapie dépendent de la zone traitée et du type d'organe voisin. La curiethérapie peut entraîner des effets secondaires qui apparaissent longtemps après le traitement. Ils sont variables selon le patient et le type de

curiethérapie réalisée. Des conseils et des soins adaptés vous sont donnés en fonction de chaque type de curiethérapie.

Lorsqu'une curiethérapie est réalisée au niveau de la peau, des réactions (rougeur, inflammation) peuvent persister pendant deux mois. Des soins locaux adaptés vous sont prescrits. En cas de besoin, ils peuvent être associés à des médicaments contre la douleur (antalgiques) et des anti-inflammatoires. Lorsqu'une curiethérapie est réalisée au niveau des oreilles, du nez, de la langue, des amygdales, de la bouche ou de la gorge, il peut y avoir des réactions au niveau des muqueuses. Ces réactions disparaissent généralement en huit semaines environ. Le médecin vous prescrit des soins de bouche sans alcool, à faire plusieurs fois par jour. Ces bains de bouche peuvent être associés à des médicaments contre la douleur et à des anti-inflammatoires. Le patient doit boire beaucoup d'eau et ne pas consommer d'alcool, de tabac ni d'aliments irritants [1].

1.12 La planification de traitement (TPS).

La préparation du traitement est réalisée grâce à un système de planification de traitement TPS pour déterminer la distribution de dose dans la tumeur et les zones avoisinantes. Cette distribution de dose doit être optimum de manière à ce que les tissus normaux autour reçoivent le minimum de dose. Plusieurs TPS sont utilisés dans les structures hospitalières. Ils intègrent des algorithmes de calcul de la distribution de dose, des outils de traitement des images médicales et de "contourage" de tumeur pour définir les volumes cibles. Suivant le degré de complexité et les risques associés au traitement, la modélisation et la simulation seront plus ou moins complexifiées. Les différentes étapes de la planification de traitement sont.

- Le placement des faisceaux : choix des angles d'incidence pour éviter au maximum les structures les plus critiques. Ce choix est généralement fait dans une représentation dite en "beam's eye view", c'est-à-dire vue du faisceau incident.
- L'ajustement des faisceaux : choix du type de rayonnement, des accessoires, des modificateurs de faisceaux.
- La phase de calcul dosimétrique où le programme va calculer la dose déposée par

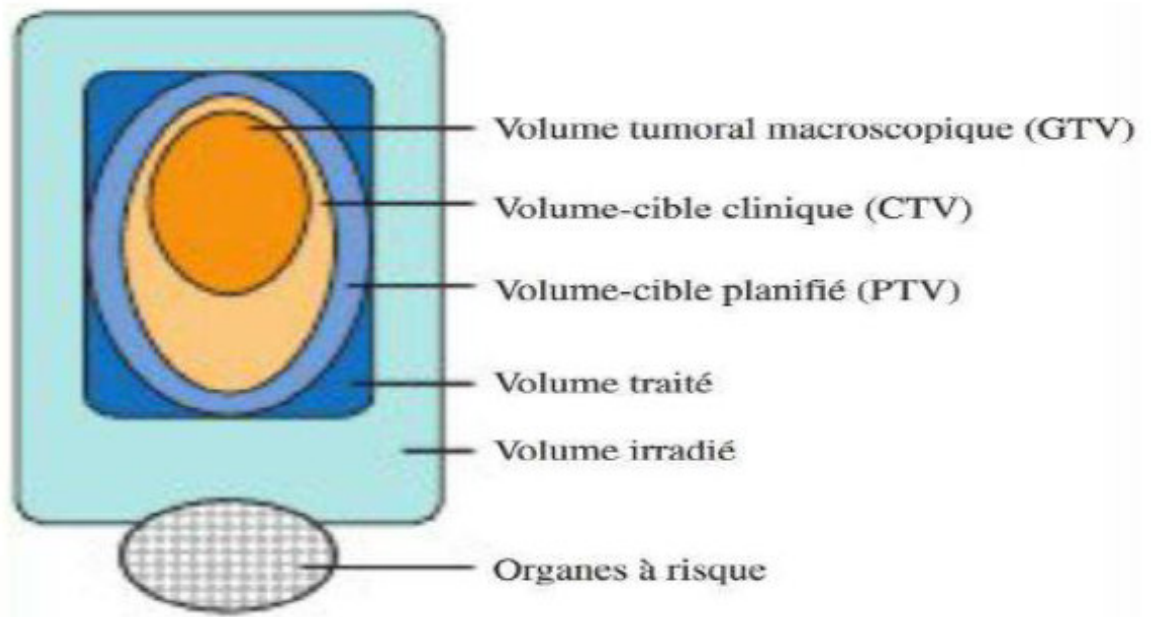


FIG. 1-8 – Représentations des principaux volumes cibles en radiothérapie [7].

chaque faisceau et quantifier l'irradiation dans chaque organe considéré.

- La validation clinique du résultat et le transfert des paramètres de traitement pour la réalisation pratique des accessoires puis de l'irradiation sous la machine [3].

1.12.1 Définition des volumes.

Volumes à traiter ou volumes cibles :

Le rapport n°50 de l'ICRU [ICRU-50 1993] [2] définit entre autres les différents concepts quant à la spécification des volumes pour les applications de radiothérapie figure 1-8.

Le volume tumoral macroscopique (Gross Tumor Volume, GTV) :

C'est celui qui est visible sur l'imagerie (scanner, IRM). Il recevra la dose la plus forte.

Le volume cible clinique (Clinical Target Volume, CTV) :

Il comprend le GTV, ainsi que des tissus avec une probabilité tumorale forte même si cela est non visible à l'imagerie. La définition du CTV reste encore subjective pour

beaucoup de localisation et est fondé sur l'expérience et les connaissances de la maladie, La définition du GTV et du CTV constitue une part essentielle de la prescription.

Le volume cible planifié (Planning Target Volume, PTV) :

Il comprend le CTV et une marge de sécurité qui permet de prendre en compte les incertitudes de positionnement, les mouvements éventuels des organes et du patient.

1.12.2 Volumes relatifs à la dose.

Le volume traité :

Il s'agit du volume entouré d'une surface isodose spécifiée par le radiothérapeute, correspondant à un niveau de dose minimal permettant d'atteindre le but du traitement. Idéalement, ce volume traité devrait correspondre au volume prévisionnel (PTV).

Le volume irradié :

C'est le volume de tissus recevant une dose considérée comme significatif vis-à-vis de la tolérance des tissus sains. On pourra évaluer, par exemple, le volume de l'isodose correspondant à 80%, 50%, ou 25% de la dose prescrite.

Volumes à protéger :

Les organes à risque (Organs At Risk, OAR) sont des tissus pour lesquels il est crucial de limiter l'irradiation afin de limiter les effets secondaires. Une attention toute particulière doit être portée à la distribution de dose aux OARs, essentiellement en raison de l'importance des gradients observés en bordure du volume cible. Les contraintes de dose aux OARs interviennent souvent comme des égalités dans la fonction de coût à optimiser pour définir le plan de traitement.

1.12.3 La spécification de la dose.

Pour un traitement donné, l'ICRU [2] propose dans un premier temps à choisir un point de référence représentative pour la clinique et pour la dose absorbée délivrée au

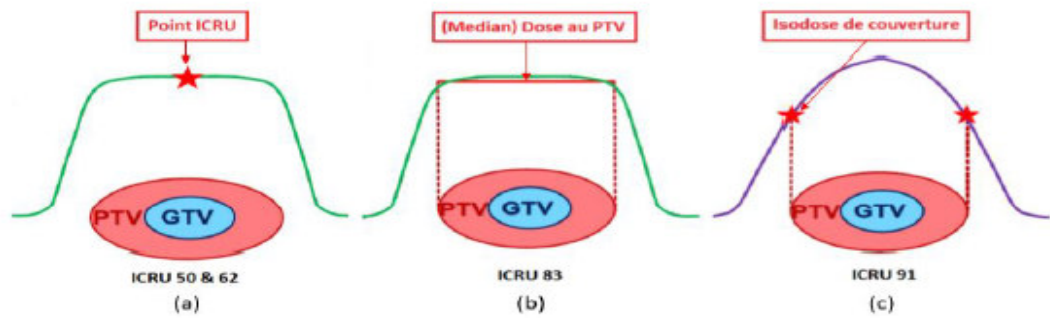


FIG. 1-9 – Illustration des différentes façons de prescription de dose [2]

PTV. Idéalement, ce point est placé au centre du PTV et au plus près de l'axe du faisceau où le calcul de la dose absorbée est le plus précis. La dose absorbée spécifiée doit être au mieux la dose absorbée délivrée.

L'ICRU recommande d'optimiser les paramètres de la chaîne de traitement pour homogénéiser le plus possible la dose à l'intérieur du PTV. Il est recommandé de réaliser une planification de manière à ce que la dose au PTV se trouve entre 95% et 107% de la dose prescrite, recommandées par l'ICRU : traitements conformationnelles 3D (a), traitements avec modulation d'intensité (b) et traitements stéréotaxiques (c) figure 1-9.

Chapitre 2

Les appareils utilisés en radiothérapie.

2.1 L'accélérateur linéaire LINAC.

Les accélérateurs linéaires médicaux sont des machines de traitement du cancer dans la radiothérapie externe en mode photon ou en mode électron, ils ont connu une grande évolution physique et technologique. L'accélérateur constitué de deux parties principales : une section accélératrice pour l'accélération des électrons qui viennent de frapper une cible pour produire les photons et une tête pour la production, la collimation et la filtration du faisceau de photons pour l'usage clinique figure 2-1. 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 MeV) pour le traitement des tumeurs profondes [10].

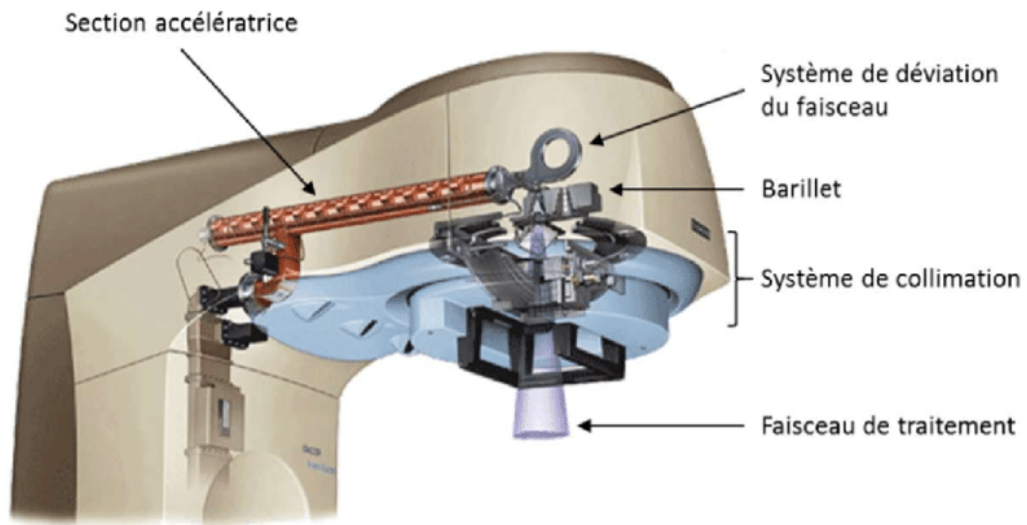


FIG. 2-1 – La tête du linac et ses différents constituants [8]

2.1.1 Section accélératrice :

Production par un canon à électrons puis passage dans la section accélératrice. A la sortie de faisceau d'électrons sous forme d'un très fin pinceau de 2 à 3 mm de diamètre, qui est dévié par de puissantes lentilles magnétiques vers la tête de l'accélérateur. En mode photon le pinceau d'électrons est projeté sur une cible en tungstène pour obtenir des rayons X de haute énergie. La section accélératrice d'un accélérateur linéaire conçu pour la radiothérapie et utilisé en mode rayons X . Les électrons sont injectés avec un canon à électrons dans une section où règne un champ électromagnétique obtenu par une source d'énergie en micro-onde radiofréquence. A la sortie de la section relativiste le faisceau d'électrons peut être courbé avant d'atteindre la cible métallique à haut Z figurer 2-2.

2.1.2 Générateur d'onde électromagnétique Klystron ou magnétron :

Cesont deux technologies différentes de production d'onde mais le principe reste le meme a savoir une conversion d'une impulsion haute tension en une impulsion haute frequence (3 GHz). Le Klystron est un tube amplificateur qui convient aux accélérateurs

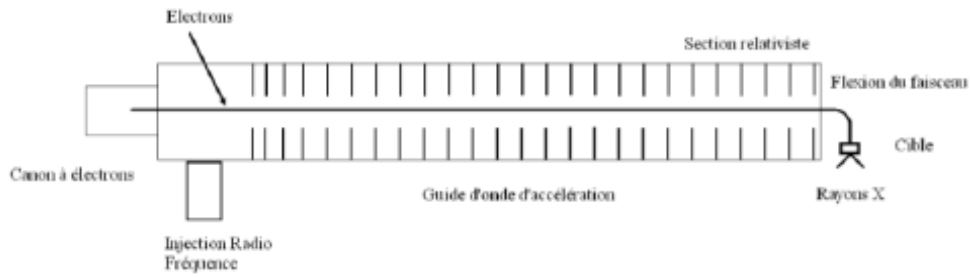


FIG. 2-2 – La section accélératrice d'un accélérateur linéaire [9]

d'énergie supérieure à 15 MeV et nécessite un pilote. Le magnétron est un tube auto-oscillateur (pas besoin de pilote Haute fréquence) [10].

2.1.3 Générateur Klystron :

Amplificateur de l'onde électromagnétique (~ 3000 MHz). En général utilisée dans les appareils de haute énergie (> 12 MeV). Il est plus stable figure 2-3.

2.1.4 Générateur magnétron :

Générateur de l'onde électromagnétique (~ 3000 GHz). Il est principalement utilisé pour les accélérateurs qui produisent des rayons X (< 12 MeV) figure 2-4.

2.1.5 Guide d'onde accélérateur :

Cylindres juxtaposés figure 2-6 en cuivre de différentes dimensions. Les cylindres sont accordés pour entrer en résonance avec l'onde électromagnétique. Les électrons provenant de l'injecteur passent au centre du guide d'onde, sont portés par l'onde électromagnétique et sont accélérés [10].

- L'énergie des électrons à la sortie est déterminée par la longueur du guide d'onde.
- L'énergie des électrons à la sortie est déterminée par la longueur du guide d'onde

figure 2-5.



FIG. 2-3 – Générateur Klystron [10]



FIG. 2-4 – Générateur magnetron [10]

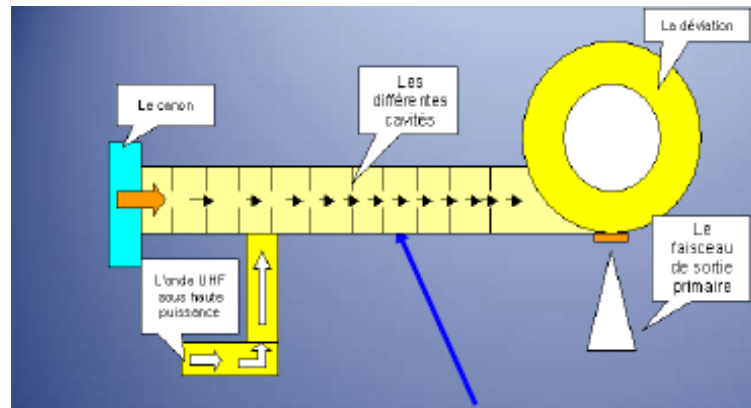


FIG. 2-5 – Guide d'onde accélérateur [10]



FIG. 2-6 – Cylindre juxtaposés [10].

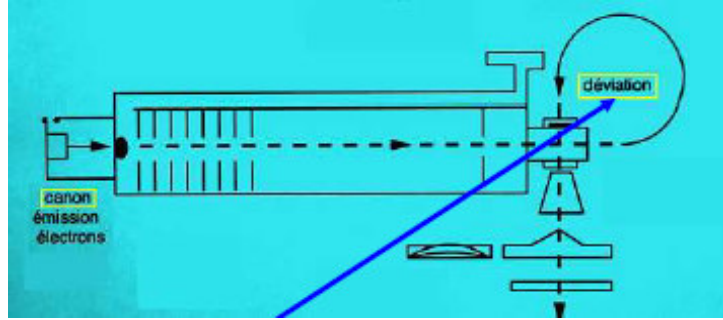


FIG. 2-7 – Aimants de déviation [9].

2.1.6 Aimants de déviation :

Ces aimants servent à diriger les électrons vers l'axe du collimateur (perpendiculaire à l'axe de la section) [10] figure 2-7.

2.2 Composants d'une tête de LINAC.

Dans cette partie nous allons décrire et définir uniquement les différents éléments composants un LINAC qui sont pertinents lors de la modélisation avec un code Monte Carlo.

2.2.1 Les applicateurs :

Les applicateurs de faisceau d'électrons sont utilisés pour orienter le faisceau et sont fixés à la tête d'unité de traitement de telle sorte .Ils possèdent des ouvertures carrées à une distance source surface de 100 cm, nous avons utilisé les applicateurs ayant un champ de taille $10 \times 10 \text{ cm}^2$ [10] figure 2-8.

2.2.2 L'élément cible et porte cible :

La cible est constituée d'une plaque de tungstène de quelques *millimètres* d'épaisseur et d'une plaque de cuivre. 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

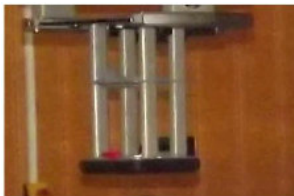


FIG. 2-8 – L'applicateur ayant un champ de taille $10 \times 10 \text{ cm}^2$ [13].

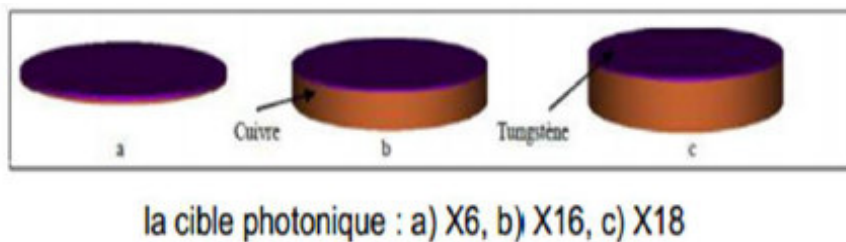


FIG. 2-9 – Exemple de la cible et la porte cible [13].

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. [10] figure 2-9.

2.2.3 Le cône égalisateur permettant :

D'uniformiser la dose au niveau du champ d'irradiation (le rôle de cône égalisateur homogénéisation de faisceaux). [10] figure 2-10.

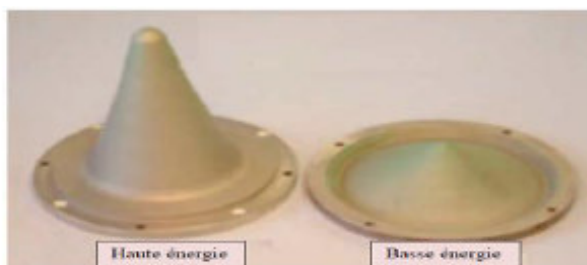


FIG. 2-10 – Cône égalisateur d'un linac Varian [10]



FIG. 2-11 – Chomber moniteur [10]

2.2.4 Les chombers (Moniteurs / Ionisation) :

Le moniteur figure 2-11 est constitué des plusieurs chambres ou d'une seule chambre disposée en plusieurs segments. Ces chambres sont généralement scellées c'est à dire que leur réponse est indépendante des variations de température et de pression et ont un fonctionnement (efficacité de collection) indépendant du débit de dose. Elles permettent de déterminer le débit, d'interrompre le faisceau lorsque la dose est atteinte et de vérifier la symétrie du faisceau (vérifie qu'elles enregistrent la même chose) [10].

2.2.5 Chambre d'ionisation :

La chambre d'ionisation constitue un des systèmes les plus simples de détection des rayonnements. Dans le domaine de la physique médicale, l'application principale de la chambre d'ionisation est la dosimétrie des faisceaux de radiothérapie. Une propriété importante d'une chambre d'ionisation réside dans le matériau constituant sa paroi. Ceci est lié au fait que, dans le cas de la détection d'un rayonnement indirectement ionisant, ce sont les particules chargées secondaires produites dans la paroi (principalement les électrons) qui sont mesurées dans le volume de la chambre [13].

Selon les fabricants et les conditions de mesure, le volume sensible des chambres d'ionisation est généralement compris entre quelques cm^3 et quelques dizaines de cm^3 . L'épaisseur et la nature de ce matériau sont à choisir selon les conditions spécifiques de la mesure. Les qualités habituelles de ces détecteurs (stabilité, linéarité, polarité, influence du débit, de l'angle d'incidence du rayonnement,...) sont évidemment indispensables. L'électromètre

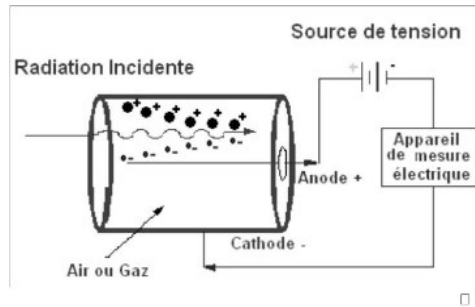


FIG. 2-12 – Principe de fonctionnement d’une chambre d’ionisation [11].

associé doit être adapté et capable de mesurer des charges très faibles.

2.2.6 Principe de fonctionnement d’une chambre d’ionisation.

Une chambre d’ionisation est constituée par une enceinte délimitant un certain volume gazeux, compris entre des électrodes portées à une tension de l’ordre d’une centaine de volts. En général, le principe de la chambre d’ionisation est de se placer dans les conditions où le nombre d’ions collectés est égal au nombre d’ions formés lors de l’irradiation, ce qui permet de mesurer la quantité d’électricité transportée par ces ions. Figure 2-12.

La mesure d’une dose absorbée dans un matériau m peut se traduire en fait par la mesure d’une quantité d’ions, ou d’un courant d’ionisation créé dans un volume gaz entouré d’une paroi en matériau. Ceci étant, une chambre d’ionisation est simplement constituée d’un volume utile de gaz qui est délimité par deux électrodes soumises à une différence de potentiel. L’électrode centrale est portée à une haute tension positive ou négative, alors, que l’enceinte est en général mise à la masse. Ce qui va créer un champ électrique, entre la paroi de l’enceinte et l’électrode centrale. Le rayonnement incident ionise le gaz et les ions créés dans le gaz remplissant l’enceinte sont donc, attirés par l’une des électrodes suivant leur signe et collectés par cette électrode, d’où l’apparition d’un courant proportionnel à la dose de rayonnement reçue [13].

· Types de chambre d’ionisation utilisée dans accélérateur linéaire CLINAC "VARIAN" est : La chambre cylindrique. Figure 2-13. Une chambre cylindrique est constituée d’une électrode centrale et d’une paroi de chambre cylindrique avec une extrémité sphérique ou



FIG. 2-13 – La chambre cylindrique [13].

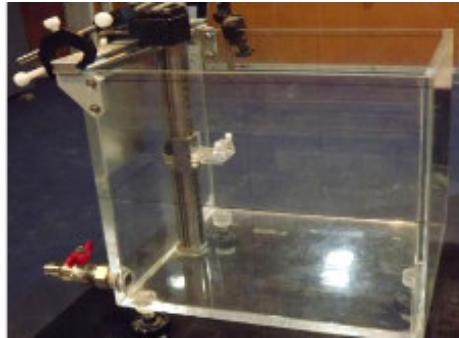


FIG. 2-14 – Fantôme d'eau [12]

conique montée sur une tige cylindrique. Une garde sur le potentiel de l'électrode centrale menant au volume sensible limite les courants d'obscurité et les effets de la tige [13].

2.2.7 Le fantôme :

Utilisé dans le présent travail est un fantôme réservoir d'eau 3D motorisé pour les faisceaux de radiothérapie. L'eau utilisée est distillée, permettant ainsi de représenter au mieux le tissu humain. L'installation doit être la plus minutieuse possible pour ne pas fausser les mesures [13] figure 2-14.

2.2.8 L'électromètre :

Les électromètres figure 2-15 sont utilisés pour mesurer une charge sur les électrodes de la chambre d'ionisation. Cette charge est ensuite convertie en dose absorbée. L'électromètre et la chambre d'ionisation peuvent être étalonnés séparément. Cependant, il arrive que l'électromètre fasse partie intégrante du système de dosimétrie et il faut alors éta-



FIG. 2-15 – Les électromètres de PTW UNIDOS [13]



FIG. 2-16 – Thermomètre et baromètre [13]

lonner la chambre d'ionisation et l'électromètre comme étant un seul système de mesure [13].

2.2.9 Thermomètre et baromètre :

La précision des baromètres et le thermomètre figure 2-16 sont utilisés pour déterminer les facteurs de correction de la densité d'air pour la dosimétrie absolue [13].

2.2.10 Les mâchoires X Y :

Le système de collimation est composé de deux éléments : les mâchoires X Y qui délimitent un champ d'irradiation rectangulaire de dimension maximale $40 \times 40 \text{ cm}^2$ [10].

2.2.11 Mâchoires bi asymétriques.

Déplacement indépendant des mâchoires inférieures et supérieures. Contrôle et verrouillage par le logiciel. Affichage des positions X_1, X_2, Y_1, Y_2

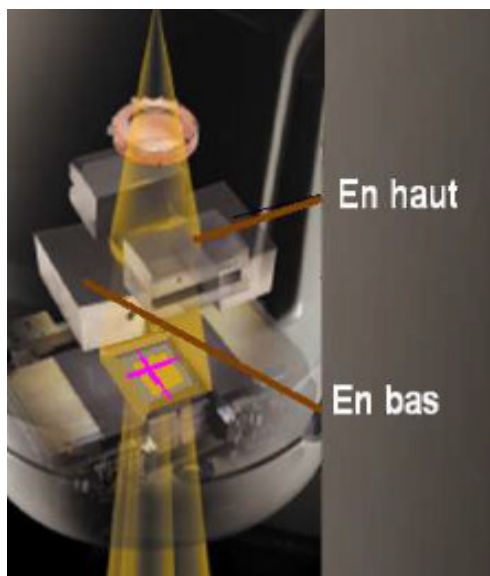


FIG. 2-17 – Mâchoires bi asym é triques [10]

Mâchoires supérieures Y : course de 10 à plus 20 cm (30 cm).

Mâchoires inférieures X : course de 2 à plus 20 cm (22 cm) [10] figure 2-17.

2.2.12 Le collimateur primaire :

Compose d'un bloc en tungstène de quelques centimètres de hauteur, Délimitant un faisceau de section conique et fixant la dimension maximale du faisceau d'irradiation [10].

2.2.13 Collimateur Multi lames (MLC) :

Le collimateur multilame. Il va progressivement remplacer les collimateurs classiques qui ne permet de réaliser que des champs carrés ou rectangulaires. Les nouveaux collimateurs constitués de multiples lamelles de tungstène de 1 à 1,5 mm d'épaisseur permettent de réaliser des champs de formes complexes, améliorant la balistique de l'irradiation, simplifiant l'utilisation des caches plombés figure 2-18.

Le MLC 120 (option) est équipé de 60 paires de lames. Les 40 paires centrales ont une largeur à l'isocentre de 5 mm et les 20 paires les plus à l'extérieur une largeur de 1 cm. A ce jour, le MLC 120 de VARIAN est le seul collimateur multilames utilisé cliniquement

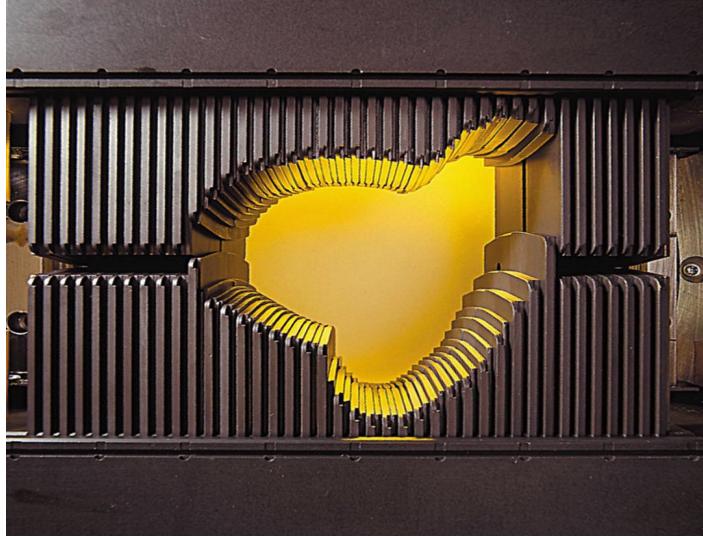


FIG. 2-18 – Collimateur multi lames (MLC) [10]

avec un si grand nombre de lames.

120 lames :

< 3 mm pour un champ de 10×10 cm pour les énergies inférieures à 10 MeV [10].

2.3 La production des rayons X par LINAC.

Pour créer les photons de haute énergie, le faisceau d'électrons 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 vont produire deux types de rayonnements, Bremsstrahlung (rayonnement de freinage) et le rayonnement X caractéristique (réarrangement électronique). 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 du 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

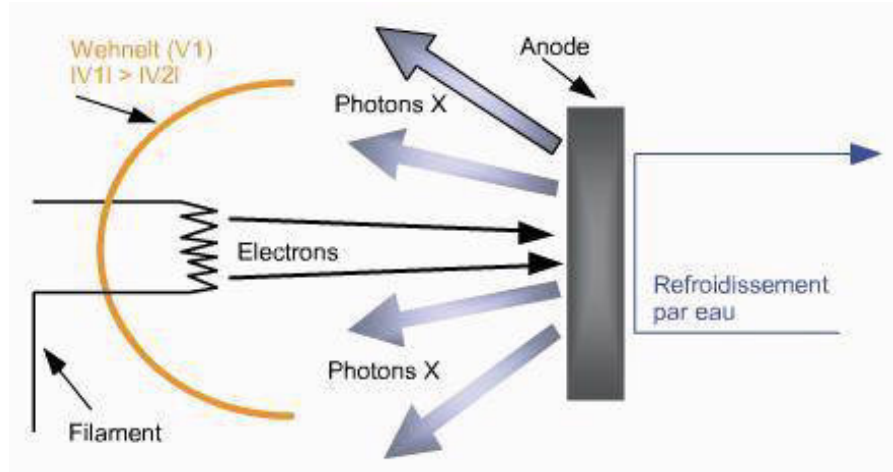


FIG. 2-19 – Shema production de rayon X [10]

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. [10] figure 2-19.

2.3.1 Mode photons.

Les électrons issus du tube de glissement rencontrent une cible en tungstène ($Z = 74$) afin de générer des faisceaux de photons créés par freinage. La fenêtre de sortie de la chambre de déviation est largement ouverte afin d'augmenter le rendement en conversion les électrons en photons. Pour des raisons de qualités dosimétriques compatibles avec le traitement, plusieurs éléments interviennent : le cône égalisateur, les filtres et systèmes de collimations [10]. Dans le cas des simulations de faisceaux d'électrons, la partie section accélératrice et déviation magnétique n'est pas modélisée, on considère la source d'électrons pratiquement ponctuelle. Tous les éléments partir de la fenêtre de sortie sont modélisés, un applicateur est ajouté la sortie de la tête d'irradiation pour assurer l'obtention d'un champ d'irradiation bien défini (Ex : 10×10) figure 2-20.

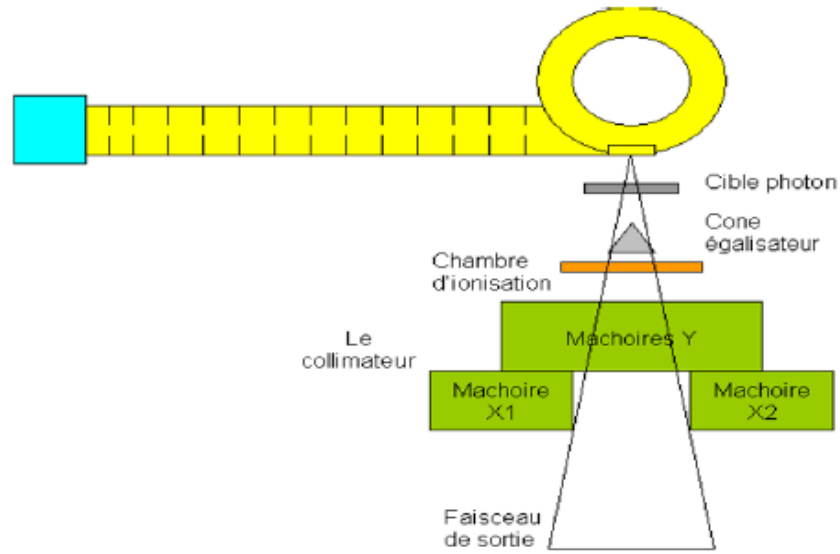


FIG. 2-20 – Le mode de photons X6 et X18 MV [10]

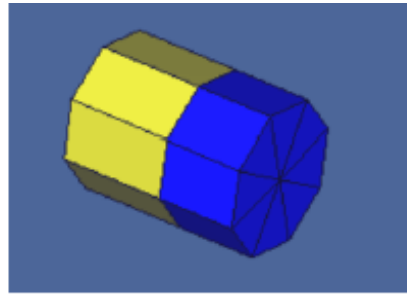


FIG. 2-21 – Géométrie de la cible et la porte cible [10].

2.4 Modélisation de la tête d'accélérateur.

2.4.1 Modélisation de la cible et la porte cible :

Ils sont simulés par deux cylindres de diamètre 5.5 mm et de hauteurs respectives 3 et 4.5 mm. La cible est composée de tungstène ($Z = 74$) de densité 19.4 g/cm^3 alors que le support est composé de cuivre ($Z = 29$) de densité 8.96 g/cm^3 [10] figure 2-21 .

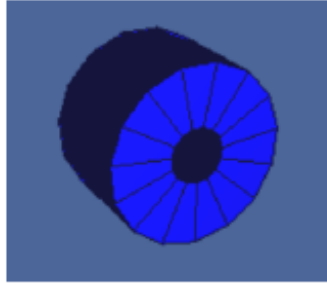


FIG. 2-22 – Géométrie de collimateur primaire [10]

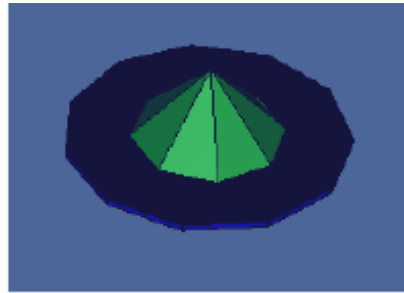


FIG. 2-23 – Géométrie cône égalisateur [10]

2.4.2 Modélisation de collimateur primaire :

Il est juste en contact avec la sortie de la cible il est représenté par l'intersection d'un cylindre et d'un cône en tungstène. Le cylindre a une hauteur de 10.1 cm pour un diamètre de 16 cm. Le cône renforme de l'aire le diamètre supérieur et inférieur au diamètre inférieur et est inséré dans le cylindre pour permettre le passage des photons issus de la cible figure 2-22.

2.4.3 Modélisation de cône égalisateur :

Le cône égalisateur est placé à la sortie du collimateur primaire, nous avons modélisé par un cône d'ouverture angulaire d'environ 12.60 et de hauteur 2.4 cm. La base du cône est confondue avec le support de forme cylindrique, de hauteur 0.2 cm et de rayon 4.6 cm, [10] figure 2-23.

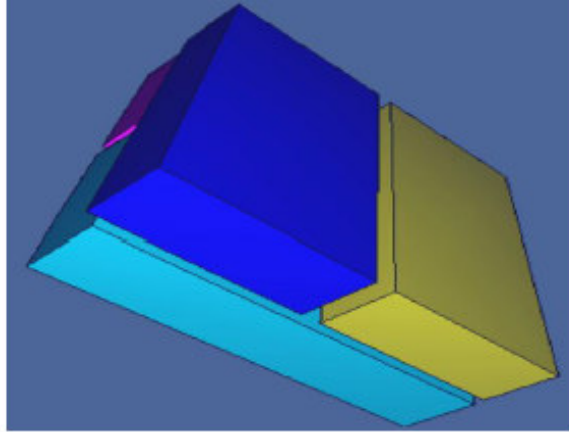


FIG. 2-24 – Géométrie des mâchoires [10].

2.4.4 Modélisation des mâchoires :

Nous avons modélisé le collimateur secondaire par deux paires de blocs parallélépipédiques X et Y . Les blocs de chaque paire sont sur un même plan, perpendiculaire à l'axe du faisceau l'obliquité de leur face est créée par l'intersection plan verticale oblique avec le parallélépipède. Le degré d'obliquité est calculé pour chaque taille de champ étudiée. Les blocs sont composés de tungstène ($Z = 74$) et une épaisseur de 7.8 cm pour X et Y [10] figure 2-24.

2.5 Le scanner simulateur " CT_Simulateur ".

La simulation de tomodensitométrie (TDM) par laquelle une « simulation virtuelle » est réalisée sur un simulateur TDM où le patient en position de traitement est acquis. Le simulateur TDM prend un scanner TDM de diagnostic et ajoute des fonctionnalités spécifiques telles que Hounsfield, un grand alésage, une table plate et un laser mobile. L'une des avancées les plus importantes apportées par la tomodensitométrie pour le calcul de dose en 3D était la visualisation précise des positions géométriques de la tumeur et des tissus normaux chez un patient [14].

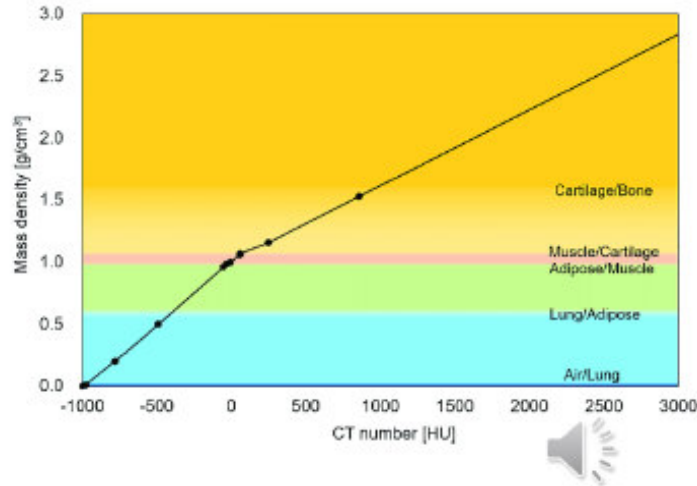


FIG. 2-25 – L'unité de HOUNSFIELD en terme de densité de masse [14]

2.5.1 Hounsfield :

Les valeurs des pixels dans les tomodensitogrammes sont en unités Hounsfield, figure 2-25 (HU). Les valeurs HU dans l'image sont converti soit en densité électronique, densité de masse ou pouvoir d'arrêt des protons selon le type de plan et algorithme utilisé. La conversion se fait selon les courbes d'étalonnage du TDM .

2.5.2 Un grand alésage :

Un alésage plus grand est nécessaire dans la simulation de traitement de radiothérapie car le patient en position de traitement peut être incliné, obéir ou avoir des bras étendus (à l'aide d'un dispositif d'immobilisation tel qu'une planche de poitrine) diamètre d'alésage 85 – 107 cm. En plus de l'alésage, la taille du champ de vision (FOV) est également importante, si le scanner à un grand ne portait qu'un champ de vision standard, le patient peut passer à travers l'alésage, mais la surface de la peau peut ne pas être imagée.

2.5.3 Une table plate :

Une table plate en fibre de carbone est requis avec une indexation identique (pour tous types de systèmes d'immobilisation utilisés en radiothérapie) identique à celui des unités

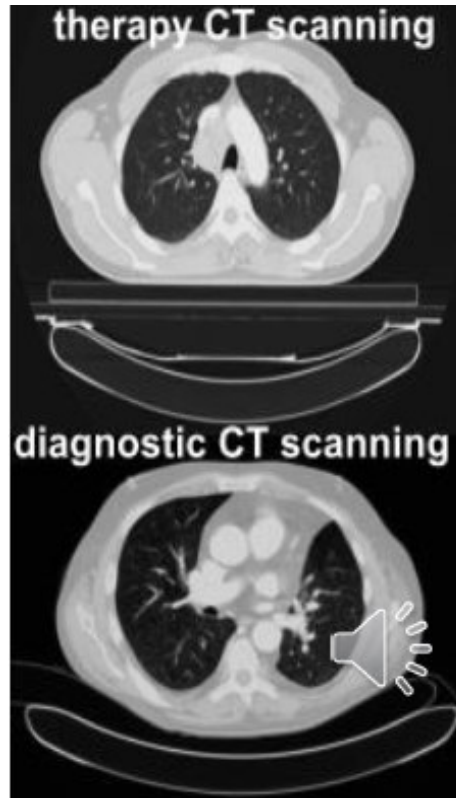


FIG. 2-26 – La différence entre une table de diagnostic et une table de traitement [14]

LINAC dans le service de radiothérapie, [14] figure 2-26.

2.5.4 Un laser mobile :

En plus de disposer de lasers internes pour localiser le centre du plan image, le simulateur TDM dispose d'un système laser externe pour l'alignement du patient. Le système laser externe, figure 2-27 est en retrait à une distance fixe du plan de l'image (généralement 600 mm) et est constitué de trois réticules laser visualisés sur la peau : deux points latéraux (un de chaque côté) et un point antérieur, semblable aux dispositions des lasers dans la salle de traitement. Plus récemment, les fournisseurs intègrent ces lasers dans le système TDM [14].

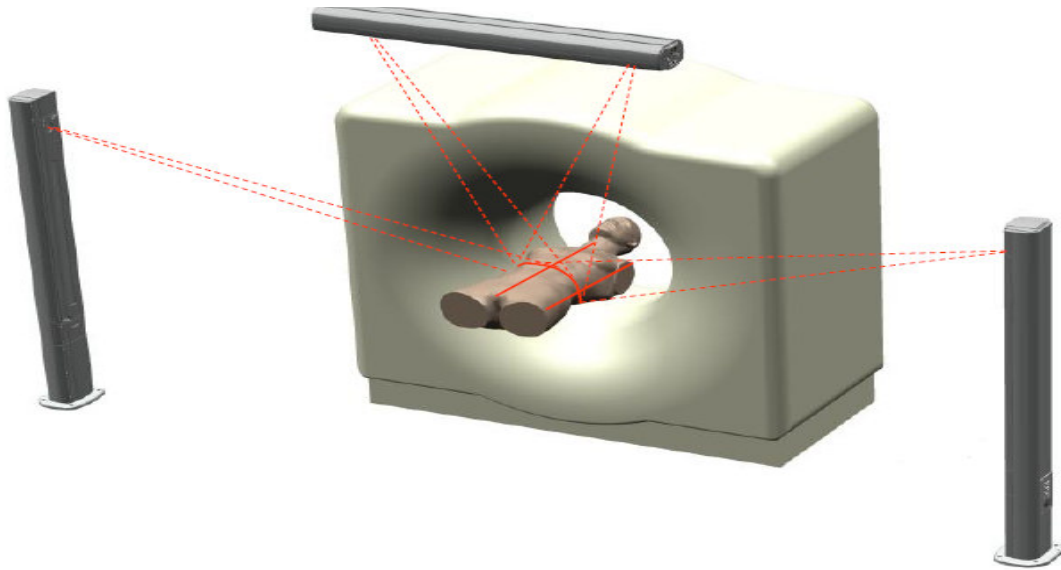


FIG. 2-27 – Un laser mobile



FIG. 2-28 – Immobilisation crânienne [14]

2.6 Dispositifs et techniques d'immobilisation.

2.6.1 Immobilisation crânienne :

Une option d'immobilisation crânienne, figure 2-28 non invasive largement utilisée repose sur un masque thermoplastique. Ces plastiques perforés ont généralement une épaisseur de $1/16$ à $1/8$ et se ramollissent lorsqu'ils sont chauffés dans un bain-marie à environ 70°C . Un support de tête permet de reposer confortablement la tête du patient et de l'aider à conserver la même position pendant le traitement [14].



FIG. 2-29 – Immobilisation de la tête et du cou [14]

2.6.2 Immobilisation de la tête et du cou :

Les masques thermoplastiques sont également couramment utilisés pour l'immobilisation des patients atteints d'un cancer de la tête et du cou figure 2-29. Comme pour les masques crâniens, un support de tête est utilisé pour fixer l'extension de la tête [14].

2.6.3 Immobilisation thoracique, abdominale et pelvienne.

La position des bras du patient est un facteur majeur à prendre en compte dans le thorax. Les bras baissés sur les côtés constituent la position la plus confortable pour la plupart des patients, mais peuvent présenter un défi pour une configuration à trois points et empêcher l'utilisation de certains angles de faisceau, figure 2-30. Le traitement par les bras introduit une incertitude dosimétrique (en raison des différences quotidiennes de position des bras) et peut également provoquer une toxicité cutanée au niveau des plis. Un appareil couramment utilisé est le wingboard. Les patients posent leur tête sur l'appui-tête au centre et saisissent les deux montants du haut avec leurs mains. La position des bras est réglée de manière reproductible en contrôlant la position des poignées. Bellyboard aide à réduire le volume de l'intestin grêle irradié chez les patients subissant un traitement dans les régions abdominale et pelvienne [14] figure 2-31.



FIG. 2-30 – Immobilisation thoracique, abdominale [14].



FIG. 2-31 – Immobilisation pour les régions abdominale et pelvienne [14].



FIG. 2-32 – Immobilisation mammaire [14]

2.6.4 Immobilisation mammaire :

L'immobilisation mammaire, figure 2-32 pour les traitements du sein présente des défis uniques. Si une configuration en décubitus dorsal est utilisée, l'élévation sur une planche inclinée réglable est souvent utile pour augmenter le confort et permettre une chute du sein plus reproductible. Il est important de réduire les rotations et de fournir une position reproductible au bras, en particulier lors de l'adaptation des champs supraclaviculaires ou axillaires aux champs tangents du sein. Des appareils commerciaux sont disponibles pour positionner le bras ipsilatéral. Les configurations en décubitus dorsal sur une planche inclinée sont également sujettes à des problèmes de dégagement avec les dispositifs de traitement ou l'alésage du simulateur TDM. Des configurations couchées peuvent être utilisées, en utilisant des planches couchées qui ont l'avantage d'éloigner le tissu mammaire des poumons et du cœur et peuvent présenter un avantage particulier pour les femmes plus grandes [14] figure 2-33.

2.6.5 Une autre option d'immobilisation :

particulièrement utile pour le bassin, est un moule thermoplastique qui s'étend sur le patient. Ceux-ci sont similaires au masque thermoplastique mais sont construits en plastique plus épais. Pour le bassin et l'abdomen, une attention particulière doit être accordée aux jambes et aux pieds car elles peuvent affecter la position des hanches. Le support des jambes et des genoux peut être réglé [14] figure 2-34.



FIG. 2-33 – Immobilisation mammaire pour les femmes plus grandes [14].



FIG. 2-34 – Le support des jambes et des genoux [14]

Chapitre 3

Économie de projet.

3.1 Normes de contrôle de qualité en radiothérapie :

Le but d'un programme de contrôle de la qualité est de garantir que les normes opérationnelles d'une unité (machine) qui ont été jugées acceptables au moment de l'achat continue d'être maintenues, aussi fidèlement que possible, pendant toute la durée de vie de l'unité. Un programme de contrôle de la qualité des équipements utilisés pour la radiothérapie doit être réalisé par ou sous la supervision directe d'un physicien médical qualifié. Le physicien superviseur est responsable d'assurer le respect du protocole de contrôle de la qualité, de maintenir la documentation appropriée, de prendre les mesures correctives appropriées et de communiquer avec les autres membres de l'équipe de radiothérapie concernant l'état opérationnel de l'équipement. Un programme de contrôle qualité réussi dépend essentiellement d'un personnel adéquatement formé et d'une culture d'amélioration continue de la qualité. Les opportunités de formation à offrir au personnel de contrôle qualité doit inclure l'orientation du nouveau personnel, la formation continue en interne, la participation à des conférences et les cours du fabricant, le cas échéant. Les documents destinés à être utilisés dans un programme de contrôle qualité peuvent être commodément séparés en deux grandes catégories de protocoles et d'enregistrements [15].

3.1.1 Les protocoles doivent être inclus dans le manuel de politiques et de procédures du comité d'assurance de la qualité des radiothérapies :

Le protocole de contrôle qualité contient :

- a Les normes, ou objectifs et critères de performance, à appliquer à la machine.
- b En plus de la spécification des normes, le protocole doit fournir suffisamment de détails sur la machine de test et les procédures à suivre pour qu'il ne puisse y avoir aucune ambiguïté résiduelle dans l'interprétation des résultats des tests [15].

3.1.2 Le dossier de contrôle qualité contient :

Les résultats des tests, là ou les dates auxquelles ils ont été effectués ainsi que les signatures et qualifications du testeur et du physicien superviseur. Enfin, toute la documentation relative au programme de contrôle qualité doit être conservée pendant au moins dix ans. Ainsi, les tests de contrôle qualité sont généralement des répétitions périodiques, partielles ou complètes, des tests d'acceptation et de mise en service [15].

3.1.3 Répétitions périodiques :

Tous les jours : une fois par jour de traitement et espacés d'au moins 12 *heures*.

Hebdomadaire : en moyenne une fois tous les 7 *jours* est à intervalles compris entre 5 et 9 *jours*.

Mensuel : en moyenne une fois toutes les 4 *semaines* à intervalles compris entre 3 et 5 *semaines*.

Annuellement : en moyenne une fois tous les 12 *mois* est à intervalles de 10 à 14 *ans*.

3.1.4 Test d'acceptation et mise en service :

3.1.5 Les tests d'acceptation ont trois objectifs.

- 1 S'assurer que l'unité répond aux spécifications énoncées,
- 2 Établir les paramètres de base pour le futur programme de contrôle qualité,

- 3 Familiariser le client avec le fonctionnement de l'unité. La mise en service fait généralement référence à : L'acquisition de données mesurées supplémentaires à partir d'une unité une fois la plupart des tests d'acceptation terminés, avec deux objectifs :
- a Pour les calculs ultérieurs, par exemple impliquant la dose de rayonnement.
 - b Pour établir les paramètres de base pour le futur programme de contrôle de qualité [15].

3.1.6 Objectifs et critères de performance :

Les objectifs et critères d'évaluation des performances des équipements de radiothérapie se répartissent en plusieurs catégories.

3.1.7 Fonctionnalité.

Les systèmes pour lesquels le critère de performance est « Fonctionnel » fonctionnent correctement ou non.

- De tels systèmes sont généralement associés aux caractéristiques de sécurité de l'équipement.
- L'exploitation d'un établissement qui a échoué à un test de fonctionnalité peut potentiellement exposer les patients et le personnel à des conditions dangereuses [15].

3.1.8 Reproductibilité.

Les résultats des tests de contrôle qualité de routine, pour lesquels la reproductibilité est le critère, sont évalués par rapport aux résultats obtenus lors de l'installation de l'unité acceptée.

3.1.9 Précision.

La précision est l'écart de la valeur mesurée d'un paramètre par rapport à sa valeur attendue ou définie. Exemples (diamètre de l'isocentre et dosimétrie de référence (cGy/MU)).

3.1.10 Caractérisation et documentation.

Dans certains cas, il est nécessaire d'effectuer des mesures pour caractériser les performances de la machine avant de pouvoir l'utiliser en clinique.

3.1.11 exhaustivité.

L'utilisation de ce terme est limitée à l'examen périodique des procédures de contrôle qualité, de l'analyse et de la documentation.

3.1.12 Pour les grandeurs mesurables, des niveaux de tolérance et d'action peuvent être définis :

3.1.13 Niveau de tolérance.

Pour un paramètre de performance mesurable, un niveau de tolérance est défini. Si la différence entre la valeur mesurée et sa valeur attendue ou définie est égale ou inférieure au niveau de tolérance indiquée, aucune autre action n'est requise concernant ce paramètre de performance [15].

3.1.14 Niveau d'intervention.

Si la différence entre la valeur mesurée et la valeur attendue ou définie dépasse le niveau d'action, une réponse est requise immédiatement. Par exemple, dans le cas d'un problème facilement et rapidement rectifiable, des mesures correctives doivent être prises immédiatement. Si cela n'est pas immédiatement possible, l'utilisation de l'équipement doit être limitée aux situations cliniques dans lesquelles les performances insuffisantes identifiées n'ont pas d'importance clinique acceptable et comprise. La décision sur la réponse la plus appropriée est prise par le physicien superviseur en collaboration avec les utilisateurs de l'équipement et d'autres personnes, le cas échéant. Dans ce cas, l'action consiste à retarder l'intervention corrective jusqu'à la prochaine période de maintenance programmée [15].

3.2 Une institution créée :

3.2.1 Qu'est-ce que la fondation créatrice ?

Ce terme est utilisé pour désigner une nouvelle institution innovante. Avec un potentiel de croissance élevée et une appréciation de leur valeur future. Se la signifie littéralement « commencer ». L'initiation est liée à l'expérience. Une nouvelle activité, sur un nouveau marché, comporte un risque difficile à évaluer. En résumé, l'entreprise cherche des moyens de rentable sur le long terme pour augmenter ses revenus. De plus en plus d'atteindre une grande entreprise [16].

3.2.2 Les principales étapes de la création d'une institution.

- 1 Pour mettre en œuvre un projet de création d'une organisation, il est nécessaire de créer un fichier administratif dans lequel vous devez suivre sept étapes de base :
- 2 Fournir le nom de l'entreprise.
- 3 Certificat de propriété ou contrat de location.
- 4 Formulation de la loi fondamentale.
- 5 Inscription au registre commerciale (cnrc).
- 6 Extraction de la carte fiscale (NIF).
- 7 Extraction du numéro de définition Statistique (NIS).
- 8 Ouvrir un compte bancaire.

3.2.3 Fournir le nom de l'entreprise.

Tout d'abord, le chef de projet doit obtenir un certificat. Du Centre national du registre du commerce sur la fourniture d'un nom la société. C'est pour cela qu'il est nécessaire d'intégrer quatre Les noms possibles de l'entreprise.

3.2.4 Certificat de propriété ou contrat de location.

Il faut se tourner vers un fidèle. Un tribunal pour la préparation location du siège social et le signer. Signature du contrat au nom. La société et non la personne. Bien sûr,

vous devez également présenter [16].

Les documents suivants :

- 1 Acte de naissance des partenaires.
- 2 Une copie certifiée de Carte d'identité nationale des partenaires.
- 3 Les formes juridiques de l'institution.
- 4 Après signature par les parties.

Les contrats doivent être enregistrés auprès de l'administration.

3.2.5 Formulation de la loi fondamentaux.

La forme juridique de l'association est établie le confident. Les documents suivants doivent être présentés au bureau de certification :

- 1 Acte de naissance des partenaires.
- 2 Une copie certifiée des cartes. Définition nationale des partenaires.
- 3 Le contrat de location du siège de l'établissement.
- 4 Coût de l'engagement du vérificateur : 46800 DA de l'année de 50%, dont 23400 DA, la fondation de la société et le reste.
- 5 La preuve du dépôt du capital de l'établissement est. Traitement de la procédure par le vérificateur [16].

3.2.6 Extraction de la carte fiscale (NIF).

Lorsque l'entreprise est inscrite au Centre. Le registre national du commerce, un numéro de référence sera attribué à celui-ci utilisé dans toutes ses procédures administratives et même avec l'intérêt fiscal algérien, l'établissement nouvellement créé doit être enregistré sur le tableau de la valeur ajoutée pour pouvoir régler ses obligations fiscales, afin de le faire, il doit fournir les documents suivants :

- 1 Copie certifiée du registre du commerce.
- 2 Les formes juridiques de l'institution.
- 3 Certificat de propriété commerciale ou contrat de location fiable (Au nom de l'établissement).
- 4 Modèle fourni par le bureau des impôts du site constitué au nom de l'établissement.

3.2.7 Extraction du numéro de définition Statistique (NIS).

C'est la dernière étape avant la création d'une entreprise. En Algérie, l'obtention d'un numéro de définition statistique. Ce numéro est utilisé pour identifier la société avec les services algériens tels que la direction des services fiscaux et les fonds sociaux. Pour ce faire, vous devez faire une demande auprès des services statistiques régionaux de l'Office national. Il est interdit de présenter les papiers suivants :

- 1 photo de la carte fiscale.
- 2 copie du registre du commerce.
- 3 copie de la carte d'identité nationale.
- 4 copie de la forme juridique de la société.

3.2.8 Ouvrir un compte bancaire.

Chaque entreprise doit avoir son propre compte bancaire. Les documents suivants sont requis :

- 1 Registre commercial.
- 2 inscription fiscale.
- 3 Les formes juridiques de l'institution.
- 4 L'avis officiel des annonces juridiques BOAL [16].

Conclusion

Dans cette étude, nous avons fourni une explication du concept de radiothérapie, une technique thérapeutique qui utilise un rayonnement de haute énergie pour détruire les cellules cancéreuses. Y compris les différents types de radiothérapie, qui est la radiothérapie externe qui dépend de l'accélérateur linéaire où il dirige un rayonnement énergétique vers la zone cancéreuse et la radiothérapie interne où une source de rayonnement est placée directement à l'intérieur de la tumeur ou du tissu cible. Nous avons donc abordé la planification thérapeutique, qui est l'établissement d'un plan d'action spécial élaboré pour la radiothérapie afin d'encercler la tumeur et de montrer le tissu sain qui l'entoure. Nous avons également mentionné les dispositifs utilisés dans l'unité de radiothérapie et le suivi de leur qualité avec comment établir une entreprise jeune.

Bibliographie

- [1] Comprendre la radiothérapie INCa _Boulogne-Billancourt (2009).
- [2] (International Commission on Radiation Units and Measurements), Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation, ICRU-Report 60, Bethesda, MD, (1998).
- [3] Mémoire. *Evaluation dosimétrique de la stéréotaxie cérébrale avec un LINAC (accélérateur) par simulation Monte-Carlo*. Univ, Jijel, (2020).
- [4] Talal Abdul Hadi, Thèse *La mesure et la modélisation des faisceaux de photons de petite taille pour l'IMRT et la radiochirurgie*, 2017(France)
- [5] [http ://geniephysiqueusto.e.g.f.unblog.fr/files/2009/03/equilibreelectronique.pdf](http://geniephysiqueusto.e.g.f.unblog.fr/files/2009/03/equilibreelectronique.pdf)
- [6] [https ://www.e-cancer.fr/Patients-et-proches/Se-faire-soigner/Traitements/Radiotherapie/Techniques](https://www.e-cancer.fr/Patients-et-proches/Se-faire-soigner/Traitements/Radiotherapie/Techniques).
- [7] [https ://www.researchgate.net/figure/Les-differents-volumes-cibles-en-radiotherapie-wwwedimarkfr_fig6_323543223](https://www.researchgate.net/figure/Les-differents-volumes-cibles-en-radiotherapie-wwwedimarkfr_fig6_323543223).
- [8] [https ://indico.ictp.it/event/8651/session/0/contribution/16/material/slides/0.pdf](https://indico.ictp.it/event/8651/session/0/contribution/16/material/slides/0.pdf)
- [9] [https ://www.researchgate.net/figure/Diagramme-schematique-de-la-section-acceleratrice-dun-accelereur-lineaire-concu-pour_fig7_273888447](https://www.researchgate.net/figure/Diagramme-schematique-de-la-section-acceleratrice-dun-accelereur-lineaire-concu-pour_fig7_273888447)
- [10] Structure des équipements de radiothérapie. Univ, Setif
- [11] Marwa AISSANI et Imene YAHOUNI, Mémoire, *Dosimétrie des photons de haute énergie*, Université Abou Bekr Belkaid (2011).
- [12] [https ://www.medicalexpo.fr/prod/iba-group/product-68812-831008.html](https://www.medicalexpo.fr/prod/iba-group/product-68812-831008.html)
- [13] Mémoire. *Cross-calibration des dosimètres à faisceaux électron*, Univ, Setif (2018).
- [14] Radiotherapy CT-Simulator, Egypt (2024).

- [15] Control Standards Radiotherapy Quality Egypt (2024).
- [16] Guide-de-creation-d'entreprise (2022) -arabe.

Résumé

Ce travail étudie la radiothérapie, une technique thérapeutique moderne dans laquelle le rayonnement à haute énergie est utilisé pour détruire les cellules cancéreuses.

La radiothérapie est divisée en deux types: radiothérapie externe, basée sur l'accélérateur de particules linéaire "Linak" et la radiothérapie interne, est une radiothérapie topique utilisant des éléments radioactifs, notamment le **Cobalt**. Dans les deux cas, nous avons abordé les bases de la radiothérapie externe et interne, ainsi que la planification à suivre avant, pendant et après le traitement. Nous sommes ensuite allés nous familiariser avec les dispositifs pour ce type de traitement, qui sont communs et disponibles dans les établissements hospitaliers, notamment l'accélérateur de particules linéaire et le simulateur de tomodesitométrie. Enfin, nous avons discuté de la façon de créer une entreprise jeune qui enseigne aux physiciens du domaine médical tous les aspects de la radiothérapie et des dispositifs médicaux utilisés.

Abstract

This work studies radiotherapy, a modern therapeutic technique in which high-energy radiation is used to destroy cancer cells.

Radiotherapy is divided into two types: external radiotherapy, based on the linear particle accelerator "Linak" and internal radiotherapy, is a topical radiotherapy using radioactive elements, including Cobalt. In both cases, we discussed the basics of external and internal radiotherapy, as well as planning before, during and after treatment. We then went to familiarize ourselves with the devices for this type of treatment, which are common and available in hospitals, including linear particle accelerator and computed tomography simulator.

Finally, we discussed how to create a young company that teaches medical physicists all aspects of radiotherapy and the medical devices used.

الملخص

يركز هذا العمل على العلاج بالأشعة المؤينة وهي تقنية علاجية حديثة يستخدم فيها اشعاع عالي الطاقة لتدمير الخلايا السرطانية و هو على نوعين:

العلاج الاشعاعي الخارجي والذي يعتمد على جهاز مسرع الجسيمات الخطي "ليناك" والعلاج الإشعاعي الداخلي وهو عبارة عن علاج إشعاعي موضعي باستخدام عناصر مشعة أبرزها الكوبالت وفي الحالتين تطرقنا الى أساسيات متبعة في العلاج الاشعاعي الخارجي والعلاج الاشعاعي الداخلي كما تطرقنا الى التخطيط الواجب اتباعه قبل واثناء وبعد العلاج توجهننا بعد ذلك الى التعريف بالأجهزة الخاصة بهذا النوع من العلاج و الشائعة والمتوفرة في المؤسسات الاستشفائية أبرزها مسرع الجسيمات الخطي وجهاز محاكاة الأشعة المقطعية كما تحدثنا عن عنصر فعال يخص هذه الأجهزة وهو مراقبتها من حيث الجودة والصلاحية وفي الأخير تطرقنا الى كيفية انشاء مؤسسة ناشئة تعمل على تعليم الفزيائيين في المجال الطبي كل ما يخص العلاج الاشعاعي والاجهزة الطبية المستعملة .