



la radiothérapie

Introduction

La radiothérapie se développe au début du XX^{ème} siècle avec les travaux de Marie Curie.(1867-1934). Cela marqua le début d'une nouvelle ère en médecine et en recherche médicale. Jusqu'au milieu des années 1900, le radium fut utilisé sous plusieurs formes notamment à des fins thérapeutiques, jusqu'à la découverte du cobalt et du césium. Depuis la fin des années 1940, les accélérateurs linéaires d'électrons ont été introduits en clinique et utilisés pour produire des rayons X à haute énergie et des faisceaux d'électrons[4].

La radiothérapie est l'une des armes les plus puissantes pour la lutte efficace contre la maladie du cancer humain. Les techniques de traitement et de l'équipement d'irradiation ont été développés en permanence dans le passé pour répondre aux objectifs d'offrir des dose de rayonnement aux tissus du cancer pour détruire les cellules cancéreuses dans une manière optimale et de protéger les patients contre les dégâts d'irradiation [15].

Afin de délivrer des doses précises au niveau des tumeurs, et optimiser des doses reçues par les tissus environnants, un calcul de dose préalable est nécessaire. Cette étape est réalisée par des systèmes de planification de traitement ou Treatment Planning System (TPS).

Avec l'arrivée puis la généralisation de nouvelles technologies d'imagerie telle que la tomodensitométrie ou Computed Tomography (CT) développée dans les travaux de Hounsfield en 1971, la planification en trois-dimensions (3D) dans les TPS devint possible en tenant compte de l'information anatomique fournie par l'image. Ceci a permis aux radiothérapeutes et aux physiciens médicaux de déterminer précisément la distribution de la dose à partir des images CT.

De plus, afin d'adapter le traitement et d'effectuer une dosimétrie vraiment spécifique à la structure anatomique et fonctionnelle de la cible, de nouvelles techniques d'imagerie furent introduites : Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) dans les années 1970, Tomographie par Emissions de Positons ou Positrons Emission Tomography (PET) dans les années 1980.

L'amélioration des performances de ces systèmes d'imagerie ont permis d'exploiter les informations fonctionnelles relatives au patient et de passer de la radiothérapie conformationnelle 3D à la radiothérapie conformationnelle à modulation d'intensité (RCMI) ; ou Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT), puis à des techniques spécifiques comme la radiothérapie guidée par l'imagerie ou Image Guided Radiation Therapy (IGRT), la tomothérapie, etc.

Dans ce chapitre on donnera un aperçu général sur la radiothérapie et les accélérateurs linéaires utilisés pour l'irradiation en radiothérapie externe. Nous détaillerons les éléments

constituant la tête d'un accélérateur afin de comprendre le faisceau d'irradiation produit.

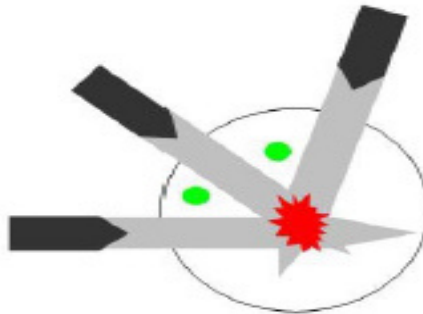
I. La radiothérapie

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.

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 [17].

I.1. Principe de la radiothérapie

Le principe de la radiothérapie est de délivrer la dose nécessaire et suffisante au tissu cancéreux en épargnant le tissu sain. Son moyen est le positionnement de faisceaux irradiants tout autour du patient. La détermination d'un positionnement optimal passe par le calcul des doses délivrées (dosimétrie) au tissu cancéreux et aux tissus sains, pour lequel il est nécessaire de localiser précisément les volumes tumoraux, cibles et critiques dans le but de détruire les cellules cancéreuses.



Figure(II.1):Principe de la radiothérapie. Les faisceaux (en gris) doivent être disposés pour irradier la tumeur (en rouge) tout en évitant au mieux les organes à risques (en vert) [18].

I.2. Les radiations utilisées en radiothérapie

a. Photons

Les photons X provenant du réarrangement des électrons du cortège électronique : tubes à rayons X, accélérateurs.

Les photons gamma d'origine nucléaire, émis lors de désintégration nucléaire : source de ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{192}Ir ,...

b. électrons

Ils sont fabriqués essentiellement par des accélérateurs de particules. Ils sont porteurs d'une charge électrique négative et ionisent directement la matière. Ces particules sont destinées à traiter les tumeurs plus superficielles.

C. neutrons

Les neutrons sont produites de façon artificielle par les cyclotrons, leur parcours est rectiligne dans la matière. Ils agissent en arrachant les protons des milieux traversés. A doses égales, leur efficacité biologique est trois fois plus élevée que celle des rayonnements électromagnétiques [11].

d. protons et ions lourds

Les protons et les ions lourds sont des particules produites par des cyclotrons, elles sont chargées électriquement et se caractérisent sur le plan de la distribution de dose dans les tissus par le pic de Bragg. L'intérêt de l'utilisation des protons réside dans l'association des avantages des particules lourdes et des avantages des particules chargées. Le proton est l'indication de choix pour certaines tumeurs localisées à proximité immédiate d'organes critiques, comme les tumeurs ophtalmologiques, intracrâniennes.

I.3. Les types de radiothérapie

On distingue trois types de radiothérapie : la radiothérapie externe, la radiothérapie interne (curiethérapie) et la radiothérapie métabolique:

- La radiothérapie externe : La source de rayonnement est située à l'extérieur de l'organisme du patient. Les rayons sont émis en faisceau par une machine située à proximité du patient ; ils traversent la peau pour atteindre la tumeur.
- La radiothérapie interne (curiethérapie) : des sources radioactives sont implantées directement à l'intérieur du corps du patient, généralement dans les cavités.
- La radiothérapie métabolique : on administre, par voie orale (boisson ou capsule) ou par injection intraveineuse, une substance radioactive, qui se fixe préférentiellement sur les cellules cancéreuses pour les détruire [11].

II. Les accélérateurs linéaires

Les accélérateurs utilisés pour le traitement des cancers par radiothérapie sont des accélérateurs linéaires d'électrons émettant des rayonnements 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, 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 [19].

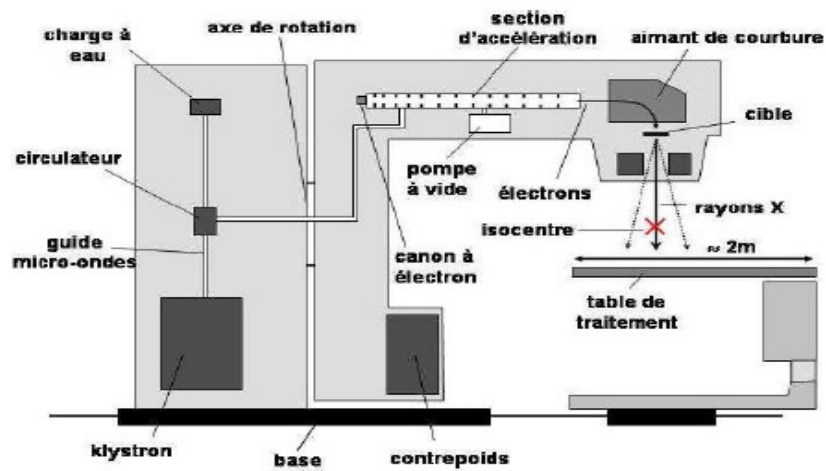


Figure (II.2): Schéma d'un accélérateur linéaire.

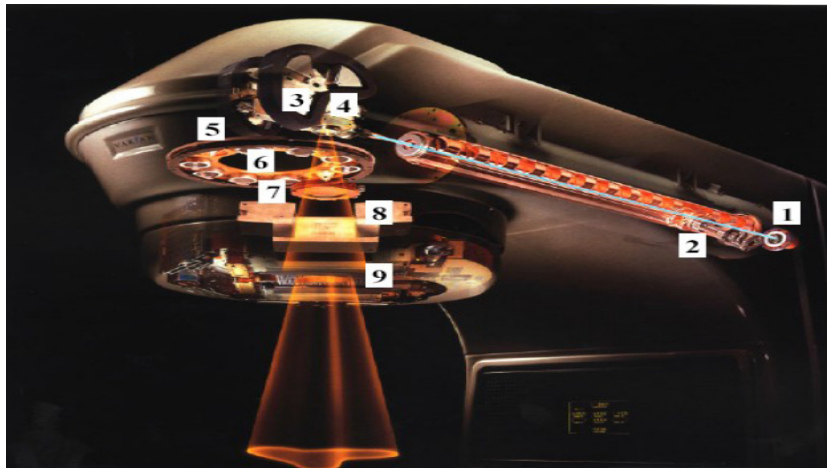
II.1. Production des Rayons X dans l'accélérateur linéaire

L'accélérateur linéaire est composé de deux grandes parties : la section accélératrice et la tête de l'accélérateur. Le premier élément situé à l'entrée de la section accélératrice est le canon à électrons qui permet l'émission d'électrons produite par effet thermoélectronique par les filaments de tungstène chauffés de la cathode. Une fois ces électrons créés, ils sont dirigés vers la section accélératrice qui permet d'accélérer les électrons à chaque passage dans les différentes cavités (tension positive croissante) afin de leur conférer une énergie cinétique importante avant l'interaction de ces derniers avec la cible. Un klystron ou un magnétron permet de produire ces accélérations par des ondes électromagnétiques de haute fréquence. Cette section est placée sous vide à une pression de 13 hPa afin de permettre la libre propagation des électrons dans chaque cavité. Le faisceau d'électrons arrivant horizontalement doit alors être dévié de sa trajectoire. Ces électrons effectuent alors une

dévié de 270° avant d'interagir avec la cible, située dans la tête de l'accélérateur, afin de produire les rayons X.

- Ces RX sont produits par deux interactions physiques possibles, la fluorescence et le rayonnement de freinage appelé Bremsstrahlung.
- La tête du Linac est entourée d'un blindage permettant d'absorber le rayonnement de fuite [20].

II.2. Composition de la tête de l'accélérateur



Figure(II.3): Vue globale d'un accélérateur linéaire médicale [21].

La tête de l'accélération comprend plusieurs composants qui influencent sur la production, la forme et la localisation du faisceau de photons. Ses composantes essentielles sont comme la montre figure (II.3) :

- (1) Le canon à électrons
- (2) la zone d'accélération
- (3) le champ magnétique de courbure (270°)
- (4) la cible
- (5) le système de commande de direction
- (6) le sélecteur de mode (pour le bon cône égalisateur en mode photon et le diffuseur en mode électrons)
- (7) la chambre monitrice
- (8) les mâchoires asymétriques
- (9) le collimateur multi-lames

A la sortie du canon à électrons, les électrons ont une distribution gaussienne en énergie d'énergie moyenne de l'ordre du méga volt.

Par l'intermédiaire d'un champ magnétique de courbure, ils sont dirigés suivant une incidence normale sur une cible faite de matériau a numéro atomique élevé [21].

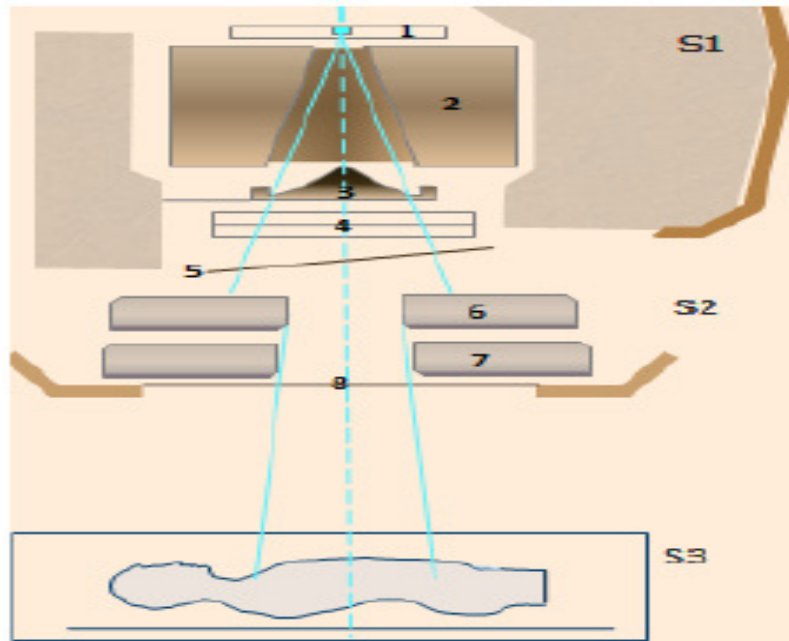


Figure (II.4): Représentation schématique de la tête d'un accélérateur linéaire de radiothérapie[20].

1. La cible

La cible est constituée d'une plaque de tungstène de quelques millimètres d'épaisseur et d'une plaque de cuivre. Le tungstène permet la production de photons principalement par rayonnement de freinage alors que le cuivre est utilisé pour stopper les RX de basse énergie inutile au traitement car trop peu pénétrants et pour dissiper rapidement la chaleur. La figure (II.5) représente une vue en 3D des trois cible modélisées pour les faisceaux de photons X6, X16 et X18. Lors de la simulation MC la source est positionnée arbitrairement à l'entrée de cible [22].

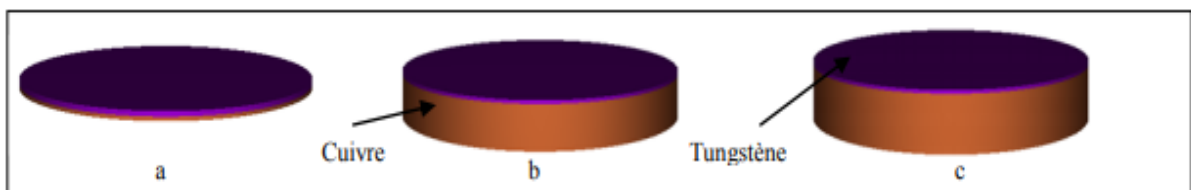


Figure (II.5): La cible photonique : a) X6, b) X16, c) X18[22].

2. Le collimateur primaire

Le collimateur primaire est de forme conique et composé principalement de tungstène. Il permet de limiter la propagation des RX dans toutes les directions afin d'assurer une première collimation vers le patient [20].

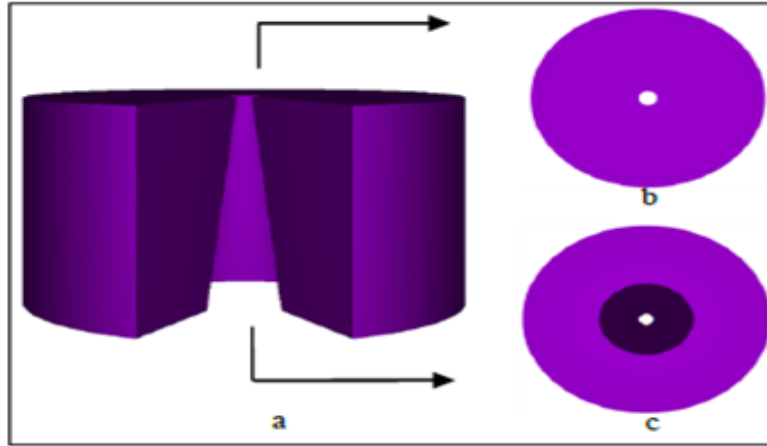
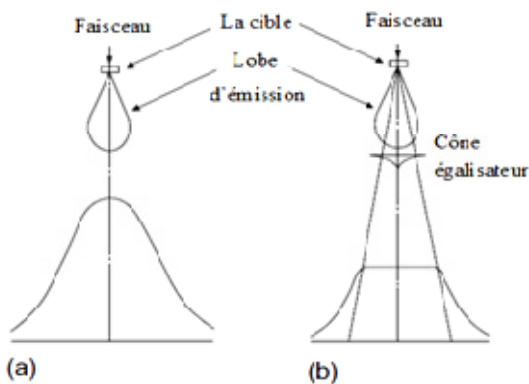


Figure (II.6):Le collimateur primaire vu de face, il est modélisé par un cylindre doté d'une ouverture conique. En b c'est la vue supérieure et en c c'est la vue inférieure [22].

3. Le cône égalisateur

Le cône égalisateur demeure le module le plus important dans l'optimisation de l'irradiation. Il est utilisé pour uniformiser la fluence. La forme de ce module est due à l'hétérogénéité du faisceau en sortie de la cible. Comme on l'a vu, les photons sont issus du phénomène de bremsstrahlung, tendant ainsi à créer plus de photons dans la direction privilégiée des électrons incidents. Cependant, les diffusions multiples subies par les électrons dans la cible entraînent une homogénéisation énergétique en sortie. Il est donc nécessaire de compenser cette répartition en intensité en atténuant subséquemment le faisceau [23].



Figure(II.8):Schéma explicatif de l'action cône du cône égalisateur sur le profile de dose.



Figure(II.7):Image photographique du égalisateur.

4. Les chambres moniteurs

Une double chambre d'ionisation est placée entre le cône égalisateur et les mâchoires. Le rôle de la chambre d'ionisation est de mesurer par transmission, la dose pendant l'irradiation afin d'asservir la valeur du débit de dose. Elle est constituée par une cavité fermée lui permettant de garantir une réponse indépendamment de la température et de la pression. Le contrôle de la dose se fait en Unité Moniteur (UM) [20].

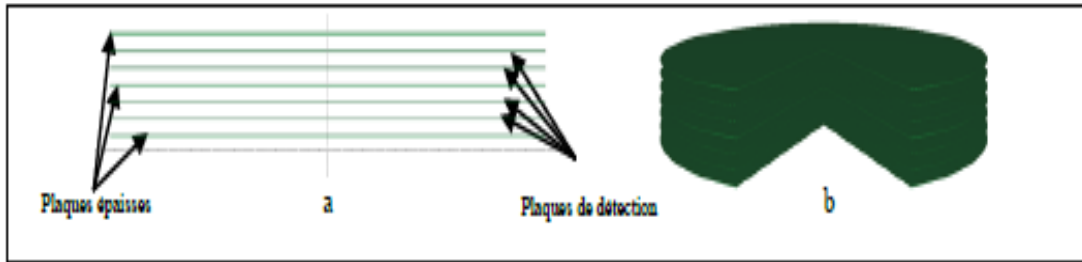


Figure (II.9): Illustrations schématisées des chambres "moniteur" en 2D (a), et en 3D vues de face avec un angle d'ouverture de 50° (b) [22].

5. Le filtre en coin

Le filtre en coin lorsqu'il est utilisé, permet d'adapter la distribution de la dose à la morphologie du patient afin d'incliner les iso-doses [20].

6. Le collimateur multi-lames (MLC)

Ce type de collimateur est essentiel pour donner des traitements en radiothérapie conformationnelle. Il consiste en 40 à 60 paires de lames en tungstène ou plomb disposées en deux rangées opposées soit un total de 80 à 120 lames (selon les constructeurs). Ces lames peuvent être déplacées individuellement afin de moduler la forme du champ d'irradiation, pour permettre de s'adapter à la forme de la tumeur. Les fuites des rayonnements sont atténuées par le filtre secondaire en plus du chevauchement entre les lames. Le mouvement des lames est piloté par un ordinateur selon les données transférées à partir du système de planification de traitement [23].

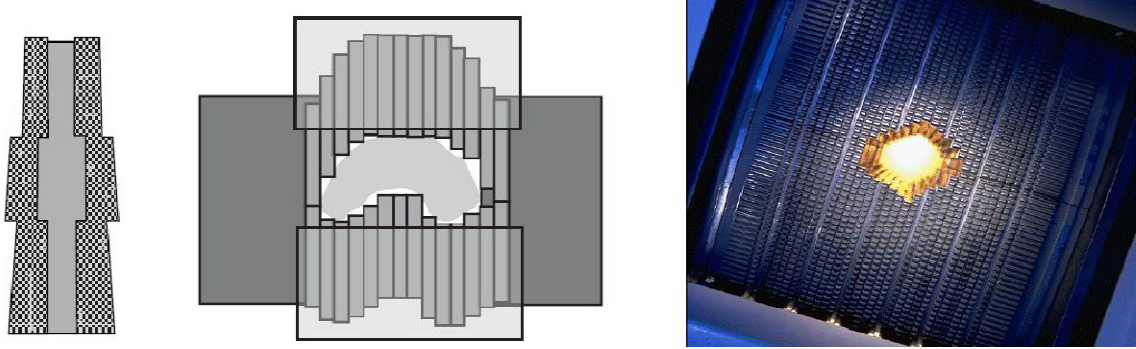


Figure (II .10):*Chevauchement des lamelles et l'adaptation du collimateur multilâmes avec le contour de la cible à traiter.*

7. Les mâchoires X/Y

Les mâchoires X et Y sont composées de deux paires de blocs placées à deux hauteurs différentes dans la tête d'irradiation. Elles permettent la collimation du faisceau et délimitent la taille de champ. La mâchoire X ajuste le champ dans le sens droite gauche par rapport au patient et la mâchoire Y dans le sens cranions-caudal. Cette collimation agit sur la zone de pénombre. Une partie de la pénombre est liée à une transmission partielle de l'extrémité des mâchoires. La modélisation des mâchoires X et Y est réalisée de telle sorte que leurs extrémités soient parallèles à la direction de propagation des rayons [23].

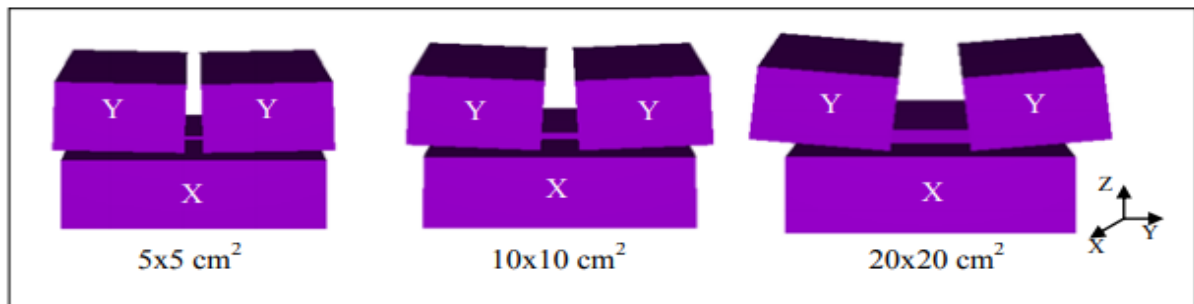


Figure (II.11):*Représentation 3D des mâchoires XY dans le cas de 3 tailles de champ : 5×5 , 10×10 , 20×20 cm² à l'iso centre [22].*

II.3. Description physique des accélérateurs linéaires

II.3.1. Description général (principe)

Dans un accélérateur linéaire (LINAC) conçu pour la radiothérapie, les électrons acquièrent L'énergie en interagissant avec un champ électromagnétique à haute fréquence synchronisée plutôt que par accélération par potentiel direct. Dans l'air, les ondes

électromagnétiques se déplacent à la vitesse de la lumière, mais dans un guide d'ondes convenable, la vitesse de propagation des ondes peut être considérablement réduite.

Le guide d'onde d'accélération (ou la section accélératrice) est constitué d'un long tube cylindrique qui contient une série de chicanes circulaires. Celles-ci sont conçues de telle sorte que la propagation de la vitesse des micro-ondes augmente dans la première partie du tube d'accélération jusqu'à ce qu'elles atteignent éventuellement une vitesse proche de celle de la lumière. Les grappes d'électrons générés dans le canon sont ensuite injectées dans le guide de manière synchronisée avec un rayonnement de micro-ondes pulsé et sont transportées vers le bas du guide d'onde de manière analogue à la circonscription de la crête d'une onde.

Les faisceaux d'électrons de haute énergie, généralement de 6 MeV ou plus, peuvent être directement utilisés pour la thérapie et avoir un certain nombre d'avantages en terme d'efficacité de traitement par rapport aux faisceaux de rayons X en keV. Leurs courbes de dose (rendement en profondeur) ont la caractéristique d'épargner la peau (dose à l'entrée faible) suivi de plusieurs centimètres de dose à peu près uniforme (en fonction de l'énergie), puis une chute brutale est observée. Les faisceaux d'électrons provenant d'accélérateurs linéaires sont utiles pour le traitement des tumeurs jusqu'à environ 70 mm de profondeur, mais pour les tumeurs plus profondes, il est préférable d'utiliser des faisceaux de photons. Si le faisceau d'électrons est utilisé pour des traitements, il est initialement étroit et peut être élargi en utilisant des accessoires spécifiques appelés applicateurs et directement insérés sous la tête d'irradiation du LINAC.

Dans les accélérateurs de particules (en mode émission de photons), les électrons sont focalisés sur une cible d'épaisseur fine et avec un nombre atomique (Z) élevé. Leur perte d'énergie est convertie en rayonnement de freinage. A haute énergie (correspondant à du MV), la direction principale d'émission du rayonnement de freinage se trouve vers l'avant.

Dans les accélérateurs simples, la cible est fixe et la section accélératrice est coaxiale avec le faisceau de rayons X émergent (c'est à dire qu'elle est parallèle à la direction de déplacement des électrons de sorte qu'aucune flexion des électrons n'aie lieu) et perpendiculaire à l'axe crânio-caudal du patient. Toutefois, pour des électrons d'énergies supérieures à 6 MeV, la longueur de la section accélératrice est telle que cela est impossible. Pour que le faisceau de rayonnement puisse irradier le patient à partir de n'importe quel angle, il devient nécessaire de dévier le faisceau. Les électrons sont déviés facilement dans un champ magnétique, et il est commode de les dévier d'environ 90° . Le défi pour la conception d'un accélérateur est de produire un faisceau mono-énergétique stable à haut flux d'électrons concentrés sur un point focal qui assurera la production d'un faisceau de rayons X fortement

concentrés. Le faisceau de rayons X doit être modifié pour permettre l'irradiation uniforme de la zone de traitement, qui peut varier d'une très petite zone ($<1 \text{ cm}^2$) jusqu'à un maximum d'environ $40 \times 40 \text{ cm}^2$ [4].

II.3.2. Description technique

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

a. Le système d'injection

C'est un système électrostatique appelé « canon à électrons » permet le chauffage d'une plaque de cathode par un filament, dans une cavité bien étudiée, sous vide va permettre d'expulser des électrons.

Il suffit d'inclure une grille de focalisation, une de contrôle et terminer par une anode.

L'anode est reliée au pôle positif de la haute-tension, la cathode au négatif. Lorsqu'une impulsion positive sera appliquée à la grille de commande, la barrière constituée par celle-ci s'ouvrira et laissera passer le flux d'électrons[24].

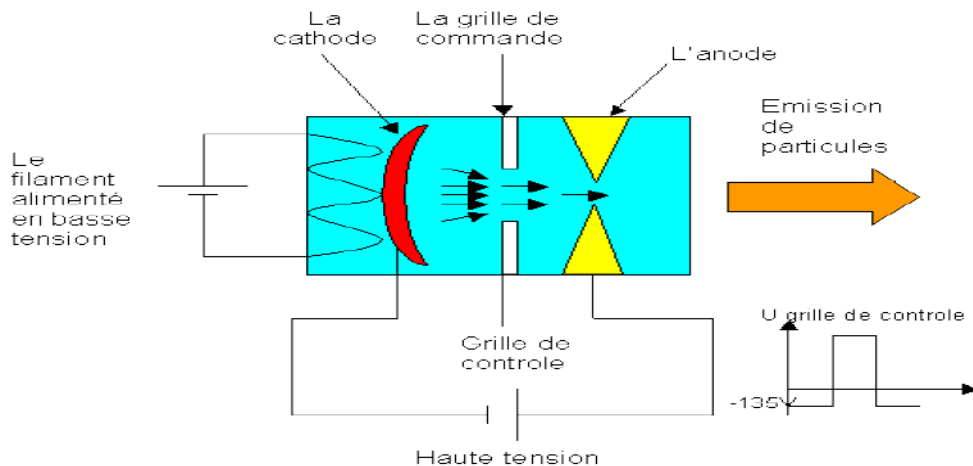


Figure (II.12): Schéma simplifié le système d'injection (canon à électron)



Figure(II.13): Photographie d'un canon à électrons d'un accélérateur de type SL75/5 de Philips[25].

b. La section accélératrice

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

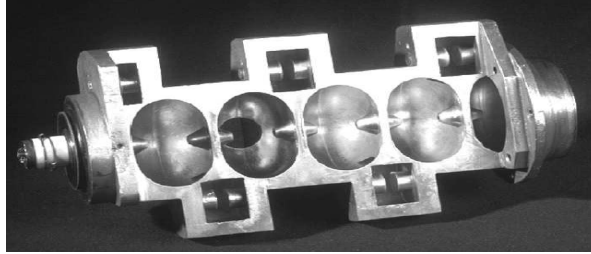


Figure (II.14): Coupe axiale de la section accélératrice d'un accélérateur linéaire [19].

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

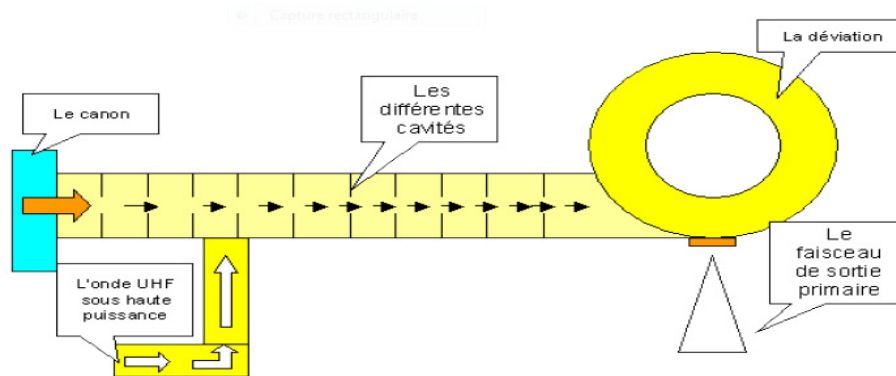


Figure (II.15): Schéma simplifié le principe de la section accélératrice

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

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

On crée cette puissance UHF par deux éléments, soit « le magnétron » ou « le klystron » [24].



Figure (II.17):Le magnétron [19][17].

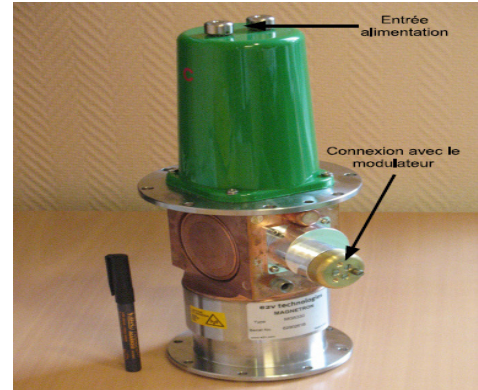


Figure (II.16):Image de klystron [19].

II.4. Mode de fonctionnement de la tête d'irradiation

La Tête d'irradiation de l'accélérateur contient le système de mise en forme du faisceau en vue de son utilisation thérapeutique. Elle fixe le mode de fonctionnement de l'accélérateur (électrons ou photons) et permet de contrôler les caractéristiques du faisceau(dimensions et intensité) [25].

a. Mode électrons

La voie d'électrons génère des faisceaux aux environs de 6, 9, 12, 15 ,18 et 21 MeV. Pour le but d'obtenir un faisceau d'électrons de haute qualité pour la thérapie du cancer, le faisceau accéléré dévié et conduit dans la tête d'irradiation, doit être large et uniforme. Ainsi on ne trouve plus sur le trajet de faisceau ni cible ni absorbeur. Les composants majeurs dans la modification du faisceau sont des couches minces qualifiées de "feuilles de diffusion".

Le rôle principal de cette partie est de diffuser le faisceau quasi mono-incident en sortie de la déviation magnétique. L'utilisation de métal dense se justifie par le besoin de diffuser les électrons sans pour autant entraîner une perte d'énergie conséquente.

Toutefois, la dégradation inévitable du spectre énergétique par le phénomène de bremsstrahlung oblige à limiter l'épaisseur, ce qui ne permet pas d'atteindre une homogénéité convenable pour le faisceau. C'est ce qui explique la dualité des feuilles de diffusion. pour disperser le faisceau d'électrons et pour lui donner une largeur utile , le métal et l'épaisseur dépendent de l'énergie utilisée et sont propres à chacune des énergies disponibles afin de limiter au maximum la contamination inévitable du faisceau par des électrons d'énergie plus faible et par des rayonnements X de freinage, tout en obtenant un champ égalisé de la plus grande dimension possible.

Le faisceau traverse un ensemble de deux chambres d'ionisation à transmission indépendante qui autorisent une double mesure de la dose délivrée ainsi qu'une vérification de la symétrie

du faisceau. Juste à la suite on trouve un collimateur primaire plus destiné à stopper les quelques électrons diffusés à des angles importants qu'à véritablement collimateur le faisceau. Concernant le système de collimation, les mâchoires et le multi lame jouent le rôle de collimateur intermédiaire. Pour chaque champ, leur ouverture est supérieure à la taille de ce dernier de plusieurs centimètres : ce n'est donc pas ce système qui délimite l'irradiation. C'est L'applicateur qui agit vraiment dans ce sens sur le faisceau [15].

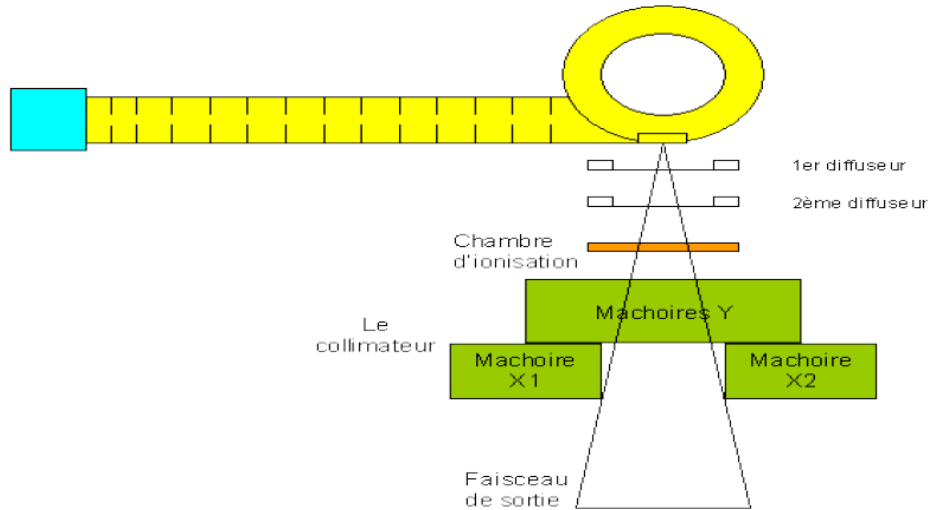


Figure (II .18):Schéma simplifié le mode d'électron [24].

b. Mode de photons

Pour cette voie, l'accélérateur linéaire possède une seule cible identique pour deux énergies : une basse aux environs de 6 MeV, c'est le mode 6MeV et une haute à 18 MeV, c'est le mode 18 MeV.

Le faisceau de photons est produit par les électrons de haute énergie qui viennent interagir avec une cible en tungstène, Lorsque le faisceau sort de la cible il pénètre directement dans le collimateur primaire. Ce dernier va confiner le faisceau, c'est lui qui définit le champ maximum d'irradiation par son ouverture supérieure et sa forme en cône.

Suite à cela, le faisceau passe dans une chambre moniteur qui mesure la fluence au cours du traitement. Elle est multi-segmentée de manière à s'assurer de la symétrie du faisceau d'irradiation. Elle est suivie d'un miroir semi-réfléchissant permettant de projeter un champ lumineux dans l'axe d'irradiation. Celui-ci présente deux intérêts :

- il constitue une preuve visuelle pour le praticien concernant ce qu'il fait.
- il projette sur la table de traitement une échelle métrique donnant la distance à la source.

Après il traverse un filtre égalisateur placé à la sortie de la cible qui atténue le faisceau sur l'axe central davantage que sur les bords, réalisant ainsi son uniformité.

En place finale dans la voie de faisceau, on distingue la partie de collimation secondaire constituée par une paire de mâchoires et par le collimateur multimâle, permet d'obtenir des dimensions de faisceau variables [15].

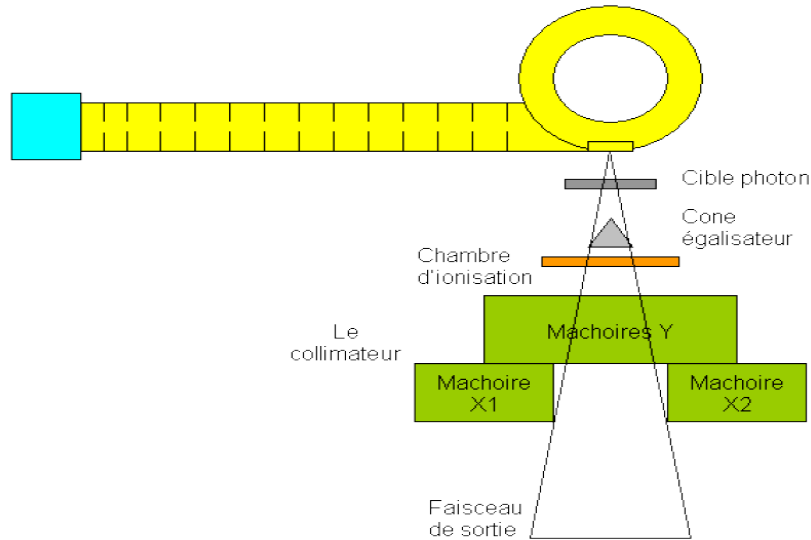


Figure (II.19): Schéma simplifié le mode de photons [24].

III. Les différentes techniques de traitement

Les techniques présentées ici sont les plus communes, et sont utilisées quotidiennement dans la plupart des centres de radiothérapie. Elles visent toutes un objectif commun : épargner un maximum les OAR tout en optimisant la dose délivrée à la tumeur. Cet objectif est rempli avec plus ou moins d'efficacité selon les techniques. Plus la technique est efficace, plus elle est complexe à mettre en place et donc sujette à erreurs [26].

a. Radiothérapie conventionnelle

La Radiothérapie conventionnelle est de moins en moins utilisée. Il s'agit d'une Radiothérapie dite en 2D basée sur des simples clichés radiographiques ou même sans aucune donnée anatomique. Le temps de traitement (ou nombre d'UM) est estimé par un simple calcul basé sur la seule profondeur de la cible. Ce type de traitement se rencontre aujourd'hui essentiellement dans des cas urgents de traitements palliatifs (antalgiques ou hémostatiques). Les champs sont de formes simples, généralement carrés ou rectangles [20].

b. Radiothérapie conformationnelle

Le terme « conformationnelle » signifie « proche de la forme ou de la configuration d'une structure ». La radiothérapie conformationnelle 3D est une irradiation transcutanée dans laquelle le volume traité est adapté au volume cible reconstruit en 3 dimensions. L'objectif de cette technique de radiothérapie est de diminuer la dose délivrée aux tissus sains entourant la tumeur, d'augmenter la dose dans la tumeur et d'obtenir un meilleur contrôle local, donc un accroissement de la survie des patients . À l'heure actuelle, la mise en œuvre de cette technique fait appel à [1] :

- Des moyens assurant la reproductibilité du traitement (immobilisation du patient, contention...);
- Une imagerie tridimensionnelle de la totalité des volumes irradiés (scanographie éventuellement complétée par l'IRM, la TEP, et la fusion d'images...);
- Une délimitation des volumes cibles et des organes critiques auxquels sont appliquées des marges de sécurité adaptées ;
- Une balistique et une collimation personnalisée des faisceaux (caches personnalisés, collimateurs mutilâmes) déterminées à partir d'un calcul tridimensionnel de la distribution de doses dans les différents volumes (GTV, CTV, PTV, organes à risques) ;
- Un contrôle de la reproductibilité du traitement (imagerie portale, gammagraphie).

c. Radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (RCMI)

Si la RTC permettait de conformer les isodoses à la forme d'une tumeur de forme convexe, elle se heurterait à deux difficultés. Il est impossible de réaliser des isodoses concaves (par exemple irradier autour d'un OAR) et de plus le gradient de dose (pente de la distribution de dose au-delà de la cible dans les tissus sains) était subi (essentiellement lié à la pénombre du faisceau) [20].

La Radiothérapie Conformationnelle par Modulation d'Intensité (RCMI ou plus couramment IMRT pour Intensity Modulated Conformal Radiotherapy) consiste à délivrer la dose par une séquence dynamique de positions de MLC. Cette séquence peut se faire par plusieurs positions statiques consécutives (technique Step and Shoot) ou par une irradiation continue pendant que le MLC bouge (dynamic IMRT). Elle permet de délivrer des isodoses de formes complexes, avec une grande homogénéité dans la cible et un fort gradient de dose autour de celle-ci.

Elle est obligatoirement délivrée après une optimisation par un système de planification inverse. Celle-ci s'oppose à la planification directe qui consiste à fixer une balistique de faisceaux, obtenir un résultat puis modifier la planification et ainsi de suite jusqu'à obtenir une distribution de dose satisfaisante. En planification inverse, l'utilisateur demande des objectifs (pour les cibles) et des contraintes (pour les OAR) au système qui va ensuite réaliser une optimisation itérative et proposer une séquence de lames MLC (dynamique ou pas) qui donne un résultat supposé optimal. Généralement la RCMI classique est réalisée par plusieurs faisceaux (généralement de 5 à 9) dits statiques (le bras ne bouge pas pendant la délivrance d'un faisceau). Lorsque le bras tourne également, la technique est appelée VMAT chez le constructeur Elekta et RapidArc chez le constructeur Varian.

IV. Dosimétrie en radiothérapie

IV.1. Définition

La dosimétrie des faisceaux de rayonnements consiste à mesurer une quantité dosimétrique expérimentalement en utilisant un système de dosimétrie qui doit posséder au moins un effet physique qui est une fonction de la quantité dosimétrique mesurée. Les caractéristiques qui déterminent l'utilisation d'un détecteur donné de radiation dans une situation sont :

- 1) la linéarité de la réponse en fonction de la dose,
- 2) la dépendance de la réponse en fonction du débit de dose,
- 3) la dépendance de la réponse en fonction de l'énergie du faisceau,
- 4) la dépendance en fonction de sa direction par rapport au faisceau,
- 5) la résolution spatiale élevée et ses dimensions.

Bien qu'il existe plusieurs types de système dosimétrique tel que les films et les dosimètres thermoluminescences, la chambre d'ionisation est généralement la mieux adaptée pour les mesures en radiothérapie. Contrairement au film, la réponse dépend peu de l'énergie du rayonnement incident, et par rapport aux dosimètres thermo luminescents, elle est beaucoup plus facile et rapide à utiliser surtout pour les mesures relatives [15].

IV.1. 1. Chambre d'ionisation

Il existe différents types de chambre d'ionisation comme la volumineuse chambre à paroi d'air (utilisée uniquement dans les laboratoires standards), la chambre cylindrique (utilisée pour l'assurance qualité des faisceaux de photons en radiothérapie) ou les chambres plates

utilisées pour la dosimétrie des électrons (énergie inférieure à 10 MeV) ainsi que des photons de basse énergie (tension d'accélération inférieure à 100 kV). Le principe de fonctionnement repose sur la création de paires électron / ion dans le volume sensible. La haute tension (~ 300 V) appliquée à travers les électrodes de la chambre permet de collecter les porteurs créés. Le courant de charges (électron) résultant, peut par la suite être converti en valeur de dose absorbée, après application d'un ensemble de facteurs de correction. Un des avantages de la chambre d'ionisation est que l'énergie nécessaire pour générer une paire d'ions dans l'air est peu dépendante de l'énergie du rayonnement incident.

Les chambres à remplissage liquide tirent profit de la plus grande densité des liquides afin d'accroître l'énergie déposée dans l'enceinte de la chambre. Néanmoins, ces chambres présentent une mauvaise stabilité en raison de la pollution progressive du liquide par des espèces ioniques conductrices [27].



Figure (II .20):Chambre d'ionisation

IV.1. 2. Dosimètres Thermoluminescents (TLDs)

Certains matériaux semi-conducteurs ou isolants, lorsqu'ils sont chauffés après avoir été irradiés, émettent une luminescence de manière proportionnelle à la dose absorbée. Ce principe, appelé thermoluminescence (TL), est reconnu et employé pour la dosimétrie dans différents domaines d'applications (réacteur nucléaire, spatial, médecine) depuis plusieurs dizaines d'années [28].

IV.1. 3. Les diodes

Une diode au silicium est un détecteur constitué d'une jonction P-N. En radiothérapie, les diodes sont utilisées en mode passif, c'est-à-dire sans polarisation pendant l'irradiation, à cause des débits de dose absorbée importants. Pendant l'irradiation, il y a formation de paires électrons-trous dans la zone de déplétion dont la collection induit un courant d'intensité

proportionnel au débit de dose absorbée, mesuré avec un électromètre. Elles ont une meilleure sensibilité et sont plus compactes que les chambres d'ionisation.

Les diodes sont très largement utilisées en dosimétrie médicale en raison de leur robustesse et de leur simplicité d'utilisation : dosimétrie in-vivo, stéréotaxie, curiethérapie et dans les mesures sur fantôme, dosimétrie absolue après calibration avec une chambre d'ionisation. Elles possèdent une bonne résolution spatiale, vu leur volume sensible très petit. Elles sont donc performantes pour des mesures en petits champs [28].

IV.2.Paramètres dosimétrique

L'énergie transportée par les faisceaux dirigés sur le patient est à l'origine de la dose délivrée et des effets biologiques ultérieurs. Par conséquent, pour l'application thérapeutique des rayonnements, il est indispensable de comprendre comment la dose se répartit dans la matière et quels sont les paramètres pouvant influencer cette répartition [29].

a. Rendement en profondeur

La dose absorbée est mesurée sur l'axe du faisceau à différentes profondeurs, dans un milieu équivalent tissu ayant une surface d'entrée plane perpendiculaire à l'axe du faisceau. Les mesures effectuées permettent de calculer le rendement en profondeur R_z qui est le rapport exprimé en pourcentage de la dose D_z mesurée à la profondeur z , sur l'axe, à la dose D_e mesurée à la profondeur de l'équilibre électronique.

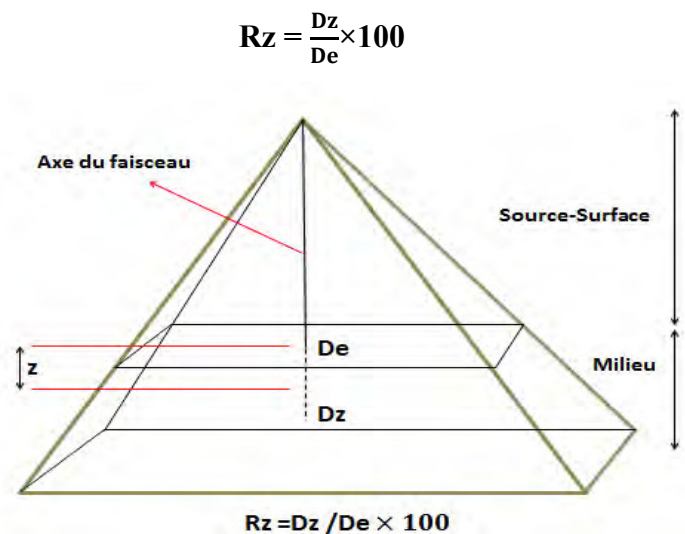


Figure (II .21):Définition du rendement en profondeur

Ce rapport donne un aperçu très précis de la variation de la dose sur l'axe d'un faisceau donné. Lorsque le faisceau incident traverse le milieu, on observe un accroissement progressif de la dose absorbée depuis la surface d'entrée jusqu'à une certaine profondeur, puis on a une diminution exponentielle de la dose en profondeur (Figure II .22).

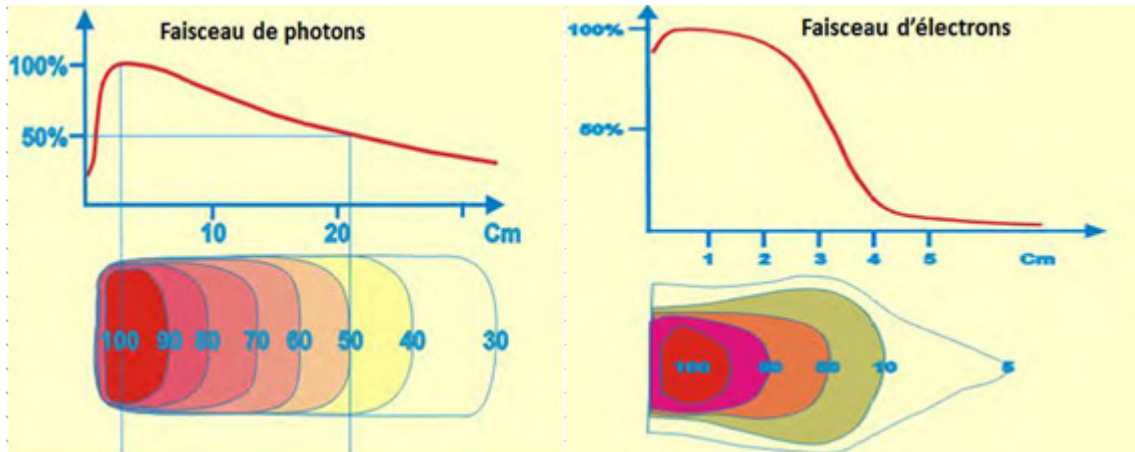
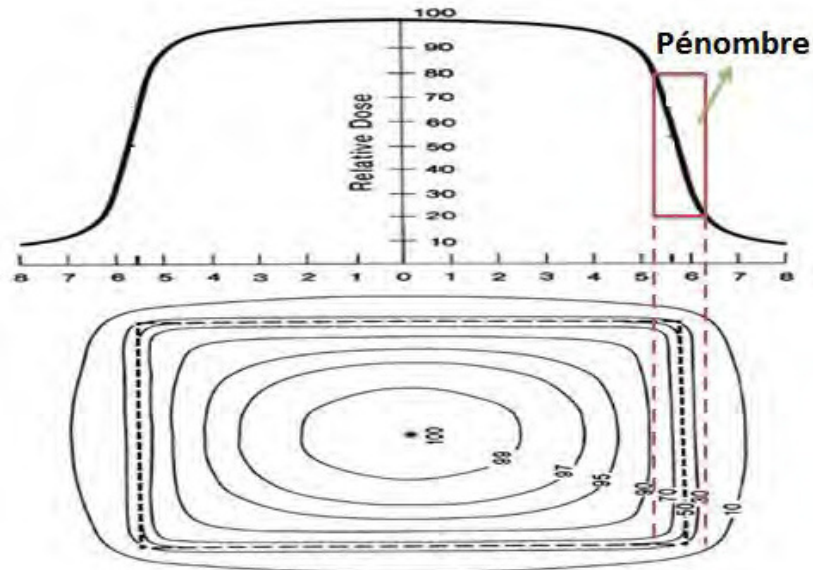


Figure (II.22):Rendement en profondeur et courbes isodose en % pour les photons et les électrons.

Le flux de photons et d'électrons passe par un maximum avant de décroître. Le faisceau est atténué de manière exponentielle, l'atténuation étant liée aux paramètres du faisceau. Lorsque l'ouverture du collimateur de l'accélérateur augmente, le volume diffusant augmente et alors le rendement augmente simultanément. De plus, la variation de la distance entre la source et la surface d'entrée induisant des facteurs d'influence diverses augmente également le rendement en profondeur. Les photons incidents sont plus pénétrants car leur TLE est faible alors que les électrons qui sont peu pénétrants (Figure II.22), possèdent un TLE plus élevé.

b. Profil de dose

La dose absorbée est mesurée dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau, à une profondeur de référence, sur les médianes à différentes distances de l'axe. Lorsque le milieu est traversé par un faisceau, on observe dans ce plan, un décroissement de la dose à proximité des bords du faisceau. La diminution de la dose en dehors de l'axe est le résultat des pénombres géométriques et de diffusion. Physiquement, la pénombre est la zone comprise entre les points recevant 80% et 20% de la dose, dans la région en bordure de champ où le débit de dose change rapidement en fonction de la distance de l'axe central. Ces mesures de la dose déterminent le profil de dose du faisceau qui nous donne un aperçu précis de la pénombre physique (Figure II.23).



Figure(II.23): Profil de dose construit à partir des mesures effectuées à la profondeur de référence, dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau contenant la pénombre physique.

c. Facteur d'ouverture du collimateur (FOC)

L'augmentation de la section du faisceau entraîne celle du volume diffusant. Il en résulte un accroissement du flux d'électrons secondaires et donc de la dose sur l'axe. Le facteur d'ouverture du collimateur (FOC) est défini comme le rapport du débit de dose d'un champ donné à celui d'un champ de référence $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Il s'obtient en mesurant les doses reçues D_{CXC} par une chambre d'ionisation placée à une distance de référence, à la profondeur de référence, pour un champ de dimension $C \times C \text{ cm}^2$, à la dose D_{ref} mesurée à la même distance et à la même profondeur pour le champ de référence $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

$$\text{FOC} = \frac{D_{\text{CXC}}}{D_{\text{ref}}} \quad (\text{II.1})$$

Pour l'application clinique, le FOC permet de prendre en compte la variation du diffusé dans la tête de l'accélérateur et dans le volume irradié. Il permet également de calculer le débit de dose sur l'axe du faisceau pour n'importe quelle taille de faisceau à partir du débit de référence. Ainsi que la réalisation de mesures systématiques des données de base concernant la dose relative nécessaires aux logiciels de planification (TPS).

d. Indice de qualité du faisceau (TPR)

La qualité du faisceau Q de l'accélérateur clinique est déterminée par le rapport tissu-fantôme (TPR). Le TPR est défini comme étant le rapport des doses absorbées dans l'eau sur l'axe central, à la profondeur $Z=20$ cm et à la profondeur référence $Z_R=10$ cm dans un fantôme d'eau, obtenues à la même distance de la source égale à 100 cm pour un champ de référence $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ aux profondeurs de mesure (Figure II.24). Ce rapport est également appelé indice de qualité. Il s'exprime par :

$$\text{TPR}_{10}^{20} = \left(\frac{D_{20\text{cm}}}{D_{10\text{cm}}} \right)_{10 \times 10 \text{cm}^2} \quad (\text{II.2})$$

Le TPR est recommandé par la plupart des protocoles de dosimétrie IAEA. Il mesure du coefficient effectif d'atténuation décrivant la pente de la courbe de variation de dose en profondeur, permet également de calculer facilement le coefficient apparent d'atténuation linéique μ_a pour des champs entre $5 \times 5 \text{ cm}^2$ et $30 \times 30 \text{ cm}^2$.

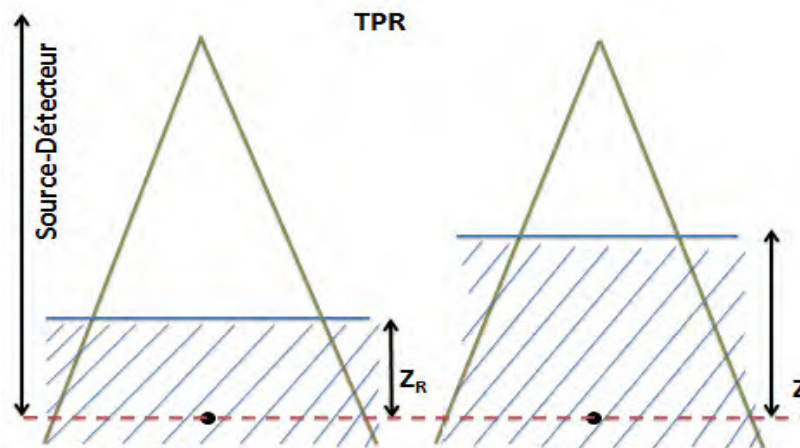


Figure (II.24): Géométrie correspondante à la mesure de TPR.

D'après, le TPR peut aussi être obtenu par une simple relation [30]:

$$\text{TPR}_{10}^{20} = 1.2661 \times \text{PDD}_{10}^{20} - 0.0595 \quad (\text{II.3})$$

D'où, PDD est le rapport des rendements en profondeurs aux profondeurs d'eau 20 cm et 10 cm pour un champ de 10×10 cm² défini à la surface du fantôme à une distance source-surface du fantôme de 100cm.

Un TPR spécial est défini lorsque la profondeur Z_R est égale à la profondeur de maximum de dose Z_{max} , et il est référé comme le rapport tissu-maximum TMR.

V. Fantômes utilisés en radiothérapie externe

En radiothérapie, le terme « fantôme » est utilisé pour décrire un matériau, une structure ou un objet qui permet de modéliser les propriétés d'absorption et de diffusion des tissus humains. Les fantômes classiquement utilisés en radiothérapie externe, contiennent généralement des éléments composés de matériaux équivalents aux tissus mous, poumons et os. Les organes tels que les reins, le foie, le cerveau et les intestins peuvent être considérés comme du tissu mou [31].

a. Cuve à eau

Pour réaliser des mesures dosimétriques dans un milieu proche du tissu mou, l'eau s'avère être le matériau le plus pratique à utiliser. Sa formule chimique est simple, il est transparent, bon marché et facile à se procurer. Son numéro atomique effectif (Z_{eff}) est de 7.51 et sa masse volumique ρ est de 1.00 g.cm^{-3} dans les conditions de température et pression normales. C'est le constituant principal du corps humain (~70%) lui permettant d'être ainsi tissu-équivalent (équivalent aux tissus mous), c'est pourquoi de nombreux protocoles et procédures dosimétriques sont données pour un fantôme d'eau.

Un fantôme très utilisé en radiothérapie est la 'cuve à eau' (Figure II.25) qui est un récipient cubique constitué de polyméthylméthacrylate (PMMA) rempli d'eau distillée. Un rail est monté dans la cuve à eau pour permettre de fixer et déplacer les dosimètres étanches avec une grande précision, afin de réaliser la mesure des données dosimétriques de base. Ce fantôme joue un rôle important pour l'étalonnage et le contrôle qualité mensuel des faisceaux.

b. Fantômes solides

La mise en place d'une cuve à eau peut prendre un certain temps (remplissage, stabilisation de la température de l'eau avec la salle, mise à niveau, alignement du détecteur, etc.), on préfère alors utiliser au quotidien les 'fantômes solides' pour la vérification du débit de dose (« top » de la machine) par exemple. Ces fantômes solides sont également plus adaptés pour le contrôle qualité notamment avec la possibilité pour certains de disposer

d'hétérogénéités (matériaux non équivalent-eau). De nombreux fantômes solides sont utilisés en radiothérapie allant d'un simple empilement de plaques a des fantômes anthropomorphes.

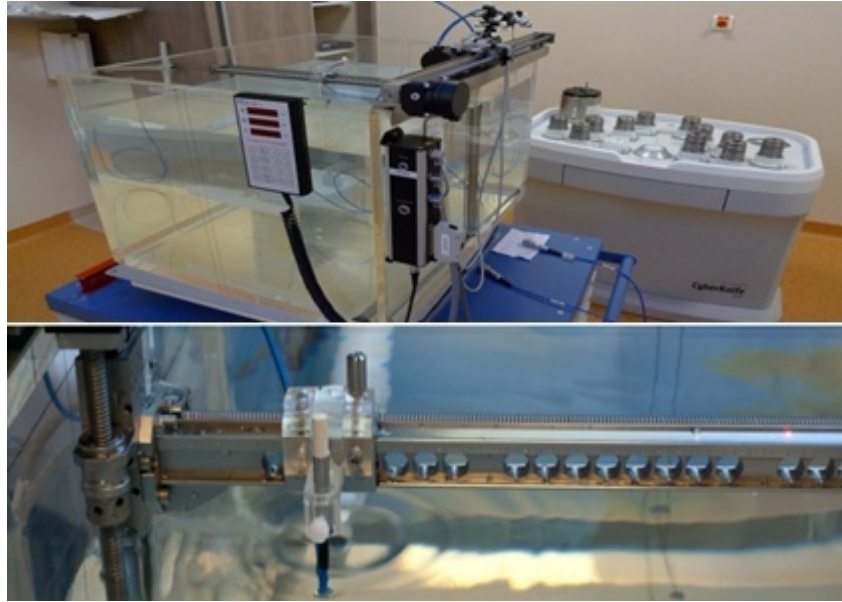


Figure (II.25): Photos d'une cuve a eau PTW-MP3 et du système de fixation sur rail d'un détecteur.

Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons abordés la description générale et la technique des accélérateurs de particule linéaire médical, leur fonctionnement et leurs modes d'utilisation. On a expliqué la dosimétrie et les dosimètres utilisés en radiothérapie.

Le chapitre suivant est consacré au système de Planification de Traitement en radiothérapie externe.