الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEURET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE YAHIA FARES DE MEDEAFACULTE DE TECHNOLOGIE

Département du Génie Électrique



Projet de fin d'études

Présenté pour l'obtention du Diplôme De Master en Electronique
Spécialité : Instrumentation

THEME

Etude d'un accélérateur de particules Linéaire à usage médicale

Proposé et dirigé par

Mr : BENTOUATI Smain

Préparé par

Mr : KRAOUCHE Chouaib

Promotion 2020

Remerciements

En premier lieu, nous disons bien que ce n'est que grâce à AALAH le tout puissant, que ce travail a pu être termine et qu'il est entre vos mains aujourd'hui.

Au terme de ce travail, je voudrais exprimer ma profonde gratitude à mon encadreur monsieur Mr BEN TOUATI d'avoir dirigé ce travail.

Je tiens à exprimer aussi ; ma profonde reconnaissance pour tous ses conseils qu'il n'a pas cessé de nous prodiguer avec tout le temps qu'il a consacré pour l'élaboration de ce projet ; dont j'exprime toute ma gratitude et mes respects.

Mes remercîments s'adressent également à monsieur le président de jury et le membre du jury pour l'honneur qu'ils me font d'avoir assister àma soutenance.

Un grand merci à tout l'ensemble des enseignants qui ont contribué à ma formation.

Que tous ce qui a contribué de loin ou de près à ce projet veuillent bien accepter ici de mes sincères salutation.

Dédicaces

Si mon cœur m'interroge sur mes plus grands amours après ALLAH et son prophète ; c'est bien : mes parents

…QU'ALLAH me les garde !

A ce qui a supporté avec moi les aléas de la vie : ma chère épouse et mes chères enfants.

A tous ceux qui m'ont aidé de près ou de loin même un mot encourageant qui m'a donné du moral.

A tous ceux qui me connaissent et me portent dans leurs cœurs

Chouaib

TABLE DES MATIERES

- **Liste des abréviations**
- **Introduction Générale**

Chapitre I : Définition et objectifs médicaux d'un accélérateur de particules

1- Définition de la radiothérapie 4
1-1- Principe de la radiothérapie dans le traitement des cancers 4
1-2- Technique d'irradiations dites de haute conformation 8
1-2-1- Radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité 8
1-2-2- Tomothérapie 10
2- Les accélérateur de particules 11

Chapitre II : Description des différentes parties d'un accélérateur linéaire

1- Introduction 13
2- Le collimateur mutilâmes 15
3- La gantry (bras) 17
4- Le stand (statif) 19
5- Klystron et magnétron 21
5-1- Le magnétron 21
5-2- Le klystron 22
6- Appareils d'imagerie 25
7- Les capteurs 26
8- Elément assurant la focalisation du faisceau 27
9- Déflecteurs 27
10- La cible 27
11- Le modulateur 27

Chapitre III : Principe physique d'un accélérateur linéaire à électrons

1- Introduction 31
2- Les accélérateurs linéaires 32
2-1- L'injection 32
2-2- L'accélération des électrons 33
2-3- La déviation 37
2-4- La voie photons 38
2-5- La voie électrons 40
3- Les interactions rayonnements – matières 43
3-1- Classification des rayonnements 43
3-2- Interactions photon – matière 44
4- Autres types d'accélérateurs 47
4-1- Les accélérateurs électrostatiques 47
4-2- Les accélérateurs de type Wideroe 48

4-3- Les accélérateurs pulsés 48
4-4- Les accélérateurs circulaires 49
5- Les grandeurs physiques 52
6- Conclusion 53

Chapitre IV : Contrôle et maintenance préventive d'un accélérateur linéaire

1- Introduction 55
2- Préparation, inspection et arrêt de la machine 56
3- Vérification de la machine 56
4- Contrôle des voyants lumineux 60
5- Sécurité mécanique et électrique 61
6- Sécurité liée au faisceau de rayonnement 61

- **Conclusion Générale**
- **Annexe**
- **Bibliographie**

Liste des figures

Figure (1) : Courbe de contrôle tumoral et des complications.
Figure (2) : Représentation schématique d'une tumeur.
Figure (3) : Rupture des chaines d'ADN.
Figure (4) : Interaction des rayonnements ionisants sur la chaine d'ADN.
Figure (5) : Collimateur mutilâmes Millenium VARIAN
Figure (6) : IMRT statique.
Figure (7) : IMRT dynamique.
Figure (8) : Schéma simplifié de la tomothérapie.
Figure (9) : Schéma d'un accélérateur linéaire.
Figure (10) : Photographie d'un accélérateur linéaire Varian Medical Systems.
Figure (11) : Collimateur multilames.
Figure (12) : Collimateur multilames Varian Medical Systems.
Figure (13) : Schéma simplifié du bras d'un accélérateur.
Figure (14) : Gantry accélérateur Varian Medical Systems.
Figure (15) : Schéma simplifié du stand.
Figure (16) : Stand accélérateur Varian Medical Systems.
Figure (17) : Magnétron.
Figure (18) : Diagramme de fonctionnement d'un magnétron.
Figure (19) : Coupe schématique d'un klystron.
Figure (20) : Signal de sortie d'un klystron ou d'un magnétron.
Figure (21) : Photographie d'un klystron.
Figure (22) : Cliché radio du faisceau.
Figure (23) : Cliché OBI.
Figure (24) : Cliché scanner du patient par CBCT.
Figure (25) : Chaine de mesure chambre/électromètre.
Figure (26) : Schéma simplifié du modulateur.
Figure (27) : Schéma global d'un accélérateur linéaire.
Figure (28) : Schéma d'une source d'électrons.
Figure (29) : Schéma global de la section accélératrice.
Figure (30) : Principe de l'accélération par onde électromagnétique.
Figure (31) : Accélération du faisceau d'électrons.
Figure (32) : Principe de la déviation.
Figure (33) : Schéma simplifié du mode photons.
Figure (34) : Schéma simplifié du mode électrons.
Figure (35) : Courbe de rayonnement d'émission de la dose d'irradiation pour 12 MeV.
Figure (36) : Classification des rayonnements.
Figure (37) : Phénomène d'ionisation.
Figure (38) : Phénomène d'excitation.
Figure (39) : Accélérateur électrostatique de type Cockcroft.
Figure (40) : Schéma d'un accélérateur de type Wideröe.
Figure (41) : Action d'un champ magnétique sur une particule chargée.

Figure (42) : Schéma d'un cyclotron.
Figure (43) : Schéma d'un synchrotron à protons.
Figure (44) : SF6 gaz system.
Figure (45) : Blindage de la section accélératrice et la déviation.
Figure (46) : Contrôle des lames du MC.
Figure (47) : Voyants de signalisation.[1]

LISTE DES ABREVIATIONS

MV : Mega Volt

MeV :

Mega Electron

VoltKeV :

Kilo Electron

Volt MW :

Mega Watt

D : Dose

Gy : Gray

Sv : Sieverts

TCP : Tumor Control Probability

NTCP : Normal Tissue

Complication ProbabilityMLC :

Multi Leaf Collimator

RCMI : Radiothérapie conformationnelle avec

modulation d'intensitéCBCT : Cone Beam Computed

Tomography OEM:OndeElectromagnétique

UHF:UltraHauteFré

quence

LTD:LinearTransfor

merDriver

PMI:PeriodicMaint

enanceInspection

PFN : Pulse

Forming Network

LINAC : Linear

Accelerator

TLE : Transfert Linéique d’Energie

Introduction Générale

Introduction générale

Seconde cause de mortalité après les maladies cardiovasculaires, le cancer représente chaque année environ 150000 décès et 280000 nouveaux cas diagnostiqués. Pour lutter contre celui-ci, de nombreuses techniques révolutionnent sans cesse le domaine des soins et, d'année en année, l'interdisciplinarité s'accroît afin de développer toujours plus les moyens de lutte. Alors que la médecine bénéficie des dernières innovations comme notamment de la Radiothérapie Conformationnelle. Le traitement par radiothérapie implique un compromis entre la nécessité d'irradier suffisamment le tissu cancéreux pour permettre le contrôle local de la tumeur et la volonté d'irradier au minimum les tissus sains voisins afin de limiter la morbidité ; il est donc important de tout mettre en œuvre pour améliorer l'exactitude et la précision de la dose en radiothérapie afin d'assurer le succès du traitement.

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

Le présent mémoire subdivisé en quatre chapitres : le chapitre I est dédié à l'explication de la radiothérapie et de ses enjeux ainsi qu'à son fonctionnement d'un point de vue médical. Dans le second chapitre j'ai tenté de décrire de manière détaillée les différentes parties d'un accélérateur de particules. Le troisième chapitre est entièrement consacré à la physique des accélérateurs linéaires. Pour finir, le quatrième chapitre est consacré aux techniques de contrôles et de maintenances préventives de ces machines.

Des visites au sein des centres anticancer d'Algérie m'ont permis d'illustrer mes propos et de connaître une partie des maintenances et réglages effectués par l'équipe de VARIAN Medical Systems.

Ce mémoire a pour but de faciliter l'accès à la connaissance des accélérateurs de particules. En effet, en tant que futurs techniciens biomédicaux, nous nous devons d'acquérir une maîtrise suffisante de tous les dispositifs médicaux que nous pourrons rencontrer.

ChapitreI :Définitions etobjectifsmédicaux d'un accélérateur de particules

1- Définition de la radiothérapie

1-1- Principe de la radiothérapie dans le traitement des cancers

Le cancer, première cause de mortalité prématurée, seconde cause de décès tous âges confondus, reste un enjeu de santé publique fort, un enjeu humain, social, et économique. La radiothérapie occupe une place importante dans l'arsenal thérapeutique en oncologie. Celle-ci possède un pouvoir curatif important en cancérologie dans de nombreuses localisations dont le sein, la prostate, les lymphomes, les cancers ORL et gynécologiques. En effet, cette thérapeutique utilisée de façon exclusive ou associée à d'autres traitements, tels que la chirurgie ou la chimiothérapie, permet la guérison d'environ 40% des cancers. Par ailleurs, elle permet d'éviter l'ablation d'un organe ou d'un membre atteint. La radiothérapie tient ainsi une place prépondérante dans le traitement des cancers.

La radiothérapie utilise des accélérateurs linéaires d'électrons qui produisent des faisceaux de photons d'énergie comprise entre 6 et 25 MV et des faisceaux d'électrons d'énergie comprise entre 4 et 25 MeV et délivrent des débits de dose de l'ordre du Gray ou quelques Grays par minute. Un gray (Gy) est égal à une énergie d'un joule déposée dans un kilogramme de matière.

La radiothérapie est une technique médicale qui utilise les rayonnements ionisants pour détruire des cellules cancéreuses.

Son principe consiste à délivrer de la manière la plus précise possible la dose de rayonnement prescrite au volume tumoral, tout en épargnant au mieux les tissus sains environnants. Le succès d'un traitement de radiothérapie est un compromis entre la réussite de contrôle tumoral (TCP, Tumor Control Probability) et un risque de complications (NTCP, Normal Tissue Complication Probability).

Ainsi, l'effet d'une radiothérapie dépend, entre autres, de la dose totale délivrée et de son fractionnement alors que le facteur limitant est la tolérance des tissus sains avoisinants la tumeur.

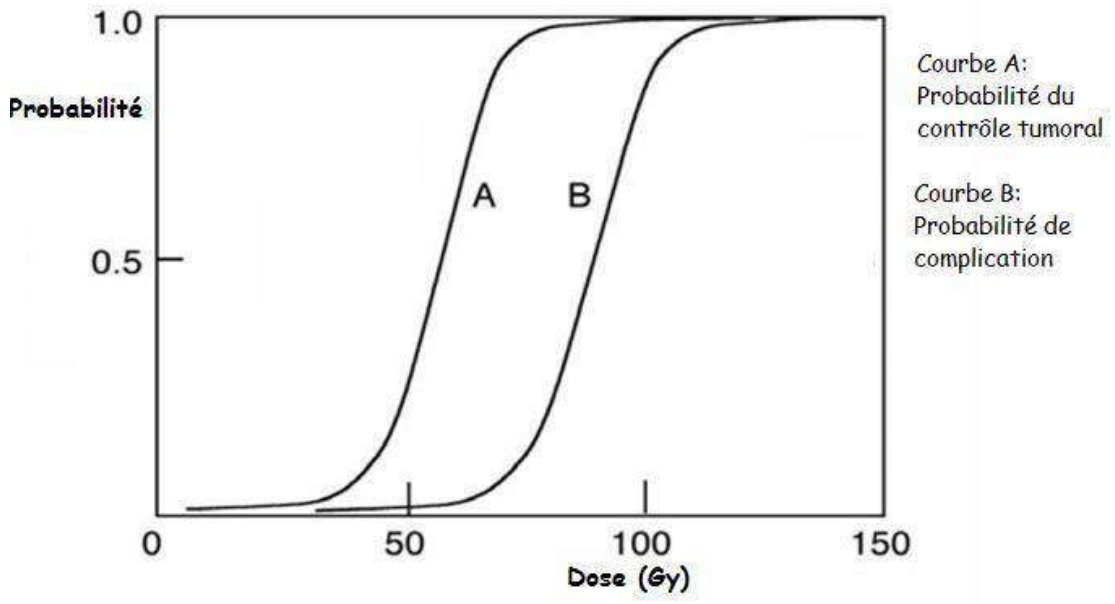


Figure 1 : Courbe de contrôle tumoral et de complications.

La Figure 1 montre les réponses biologiques de la tumeur et des tissus sains aux rayonnements ionisants. Le but de la radiothérapie est donc de délivrer la dose la plus élevée possible au volume tumoral tout en épargnant au maximum les tissus sains voisins au moyen de techniques balistiques adéquates. Néanmoins, en dépit de ces efforts, il est impossible de n'irradier que les cellules cancéreuses. L'escalade de dose a permis d'obtenir de meilleurs taux de contrôles tumoraux. La technique la plus communément utilisée aujourd'hui est la radiothérapie conformationnelle. Il s'agit d'adapter la forme du champ d'irradiation au volume tumoral par l'utilisation de caches personnalisés (amovibles ou intégrés à l'accélérateur).
L'innovation technologique en radiothérapie a toujours eu pour but de permettre une irradiation plus précise et plus sélective des divers volumes cibles. Grâce aux progrès de l'électronique, de l'informatique, de l'imagerie, voire de la robotique, les techniques d'irradiations continuent à se développer. Le but ultime de ces évolutions consiste à épouser de mieux en mieux le volume tumoral.
L'idée de la radiothérapie est de tuer la tumeur en détruisant son ADN ;

Le mécanisme d'action sera le suivant :

- Le rayon atteint la cible (plus précisément l'eau intracellulaire).
- Là il produit des radicaux libres.
- Les radicaux libres vont détruire ou endommager l'ADN cellulaire.

La destruction sera d'autant plus intense que :

- L'énergie libérée aura été grande.
- L'énergie ≪ encaissée ≫ par la cible aura été grande.
- La destruction aura été brutale (interdisant la réparation de lésions mineures).

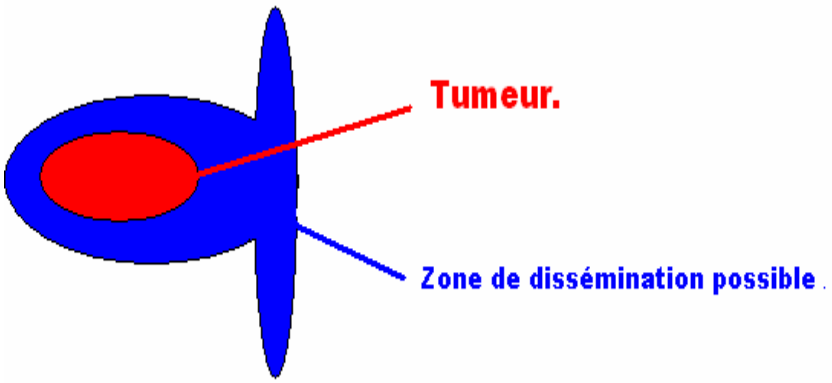


Figure 2 : Représentation schématique d'une tumeur

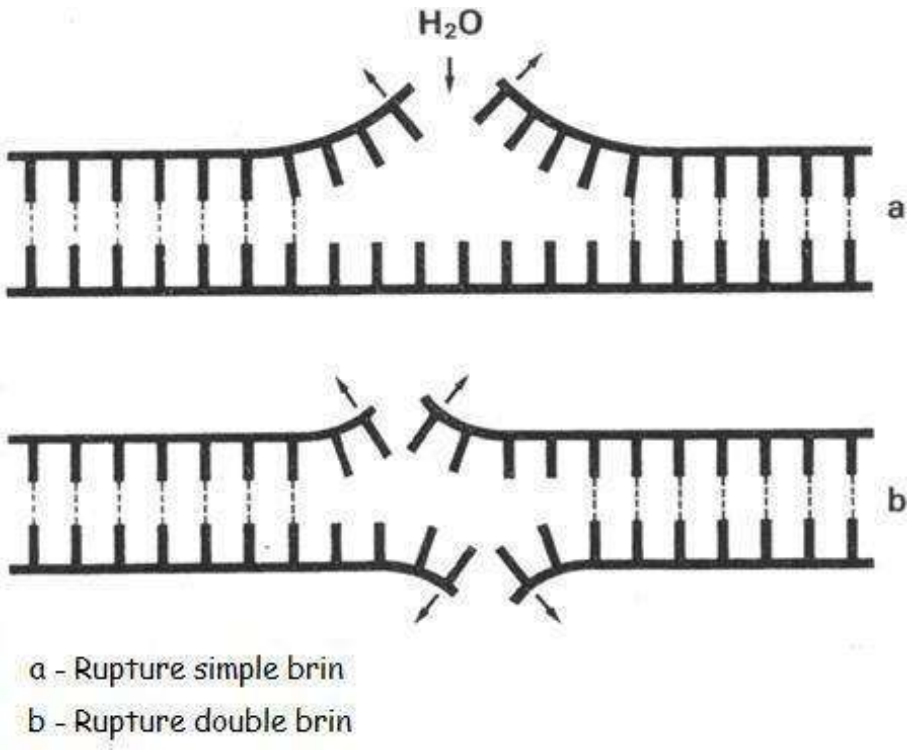


Figure 3 : Rupture des chaines d'ADN

La matière vivante (virus, cellule, tissu …) est composée d'atomes structurés en molécules. Soumise à une irradiation par des rayonnements ionisants cette matière reçoit de l'énergie. L'émission de radiations qui va altérer la composition de l'information génétique des cellules cancéreuses, ce matériel génétique contenu sous la forme d'ADN subit des transformations, qui rendront la cellule incapable de se reproduire. Cette "stérilisation" réduit ainsi la reproduction anarchique de ces cellules malignes, responsables du cancer.

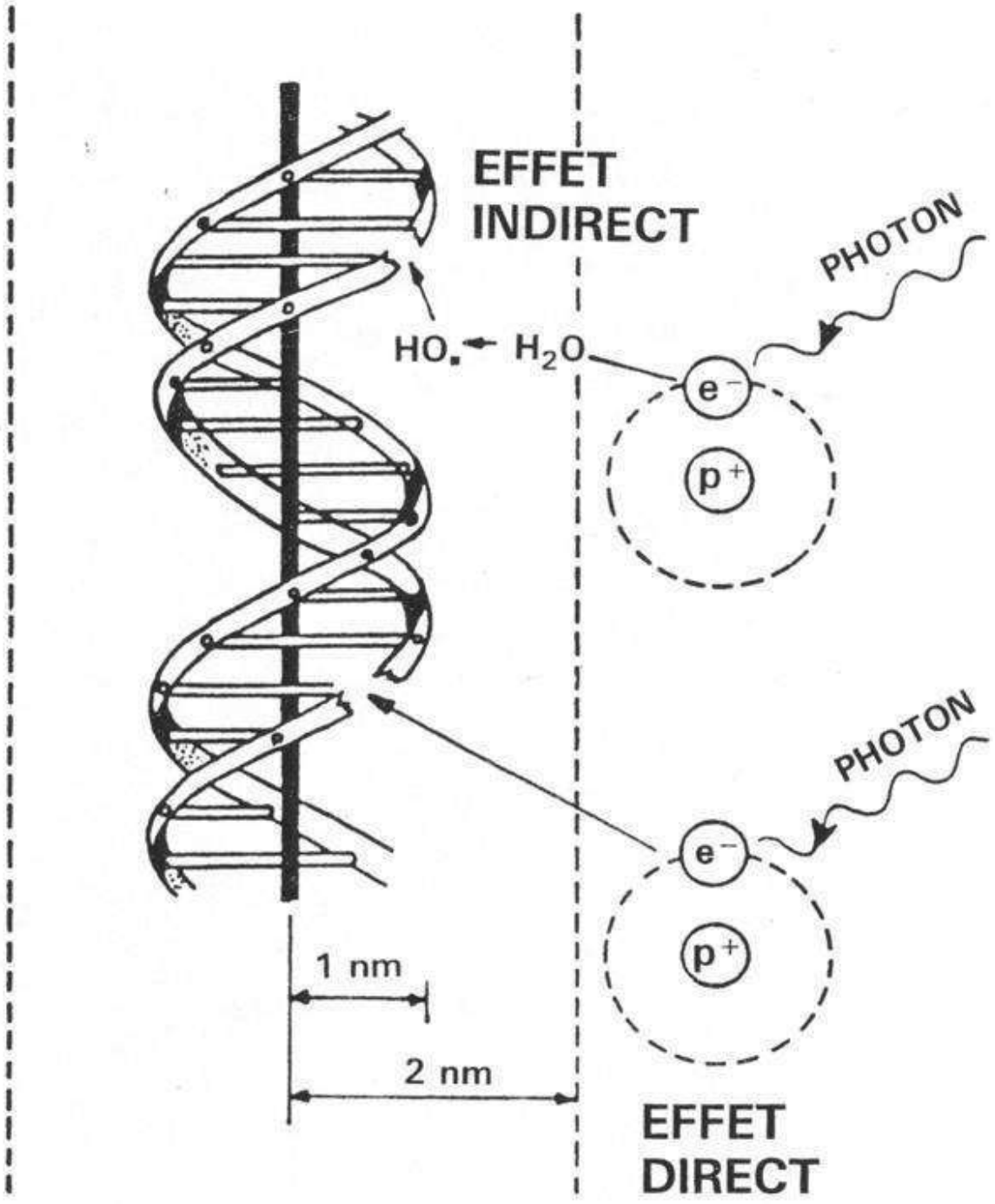


Figure 4 : interaction des rayonnements ionisants sur la chaine d'ADN

1-2- Techniques d'irradiations dites de haute conformation

Depuis l'avènement des collimateurs multilames (MLC, multileaf collimator), la radiothérapie a bénéficié d'importants progrès. Deux techniques d'irradiation tirent directement profit de cette évolution technique : la radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (RCMI, plus connue sous son acronyme anglophone IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy)) et la tomothérapie

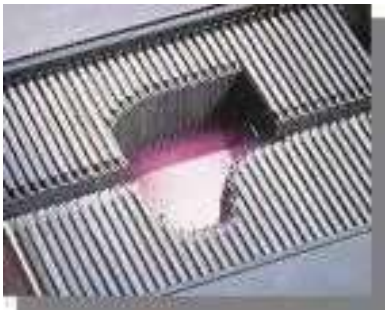


Figure 5 : Collimateur mutilâmes Millenium Varian

1-2-1- Radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité

L'IMRT est une modalité d'irradiation tridimensionnelle dans laquelle le traitement du patient est réalisé par des champs présentant une fluence non homogène. Le terme intensité est employé de façon inappropriée car en réalité, c'est la fluence du faisceau qui est modulée.
Cette technique est particulièrement bien adaptée pour créer des distributions de dose de formes concaves, ajustées au plus près du volume cible évitant ainsi, en grande partie, les tissus sains.
On distingue deux techniques d'irradiation par modulation d'intensité :

- La technique statique suivant le principe du « step and shoot » là où l'émission des rayons X est interrompue pendant le déplacement des lames du MLC.

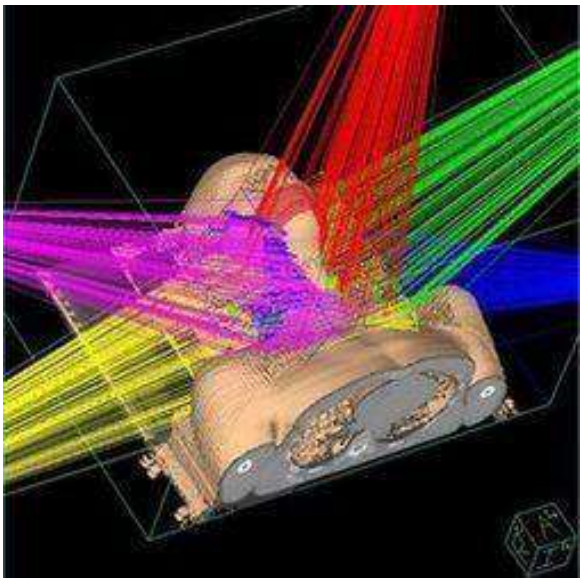


Figure 6 : IMRT statique

b- La technique dynamique ou le faisceau est émis pendant le déplacement des lames, dont la vitesse définit les paramètres d'intensité. Cette technique permet des durées de traitement plus courtes que la technique statique, mais apporte, également une difficulté supplémentaire quant aux contrôles dosimétriques.

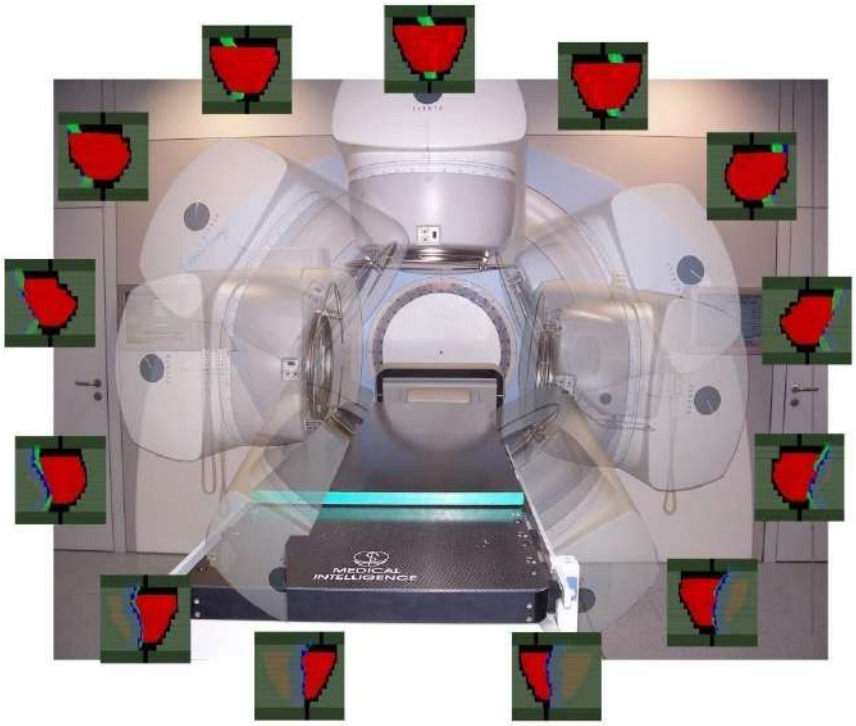


Figure 7 : IMRT dynamique

	MODULATION D'INTENSITE	
	STATIQUE	DYNAMIQUE
Avantages	- Simplicité de savoir où reprendre le traitement, en cas de panne au cours d'une séance - Possibilité de contrôler le traitement par gammagraphie ou imagerie portale. - Méthode plus simple à mettre en service	- Délivre le niveau d'intensité requis : pour chaque incidence de faisceau, les lames se déplacent à vitesse variable. - Plus fiable pour des dosimétries fortement modulées. - Légère amélioration de la couverture du volume cible. - Simplicité de savoir où reprendre le traitement en cas de panne
Incon-vénients	- Problèmes liés à la subdivision en sous champs: dosimétrie des petits champs, et faible nombre d'UM par sous champ.	- Nécessité d'une immobilisation parfaite du malade.

Tableau 1 : Avantages et inconvénients des deux techniques

1-2-2- Tomothérapie

De par son principe, la tomothérapie est une technique d'IMRT. Elle est cependant considérée à part en raison des évolutions qu'elle apporte au traitement.
La tomothérapie en série effectue le traitement “tranche par tranche”. À chaque position de la table, le bras de l’accélérateur tourne autour du patient pendant qu’un collimateur binaire (chaque lame ne peut être qu'ouverte ou fermée) fait varier l’intensité du faisceau. Une fois la rotation terminée, la table se déplace pour repositionner le patient pour la tranche suivante.

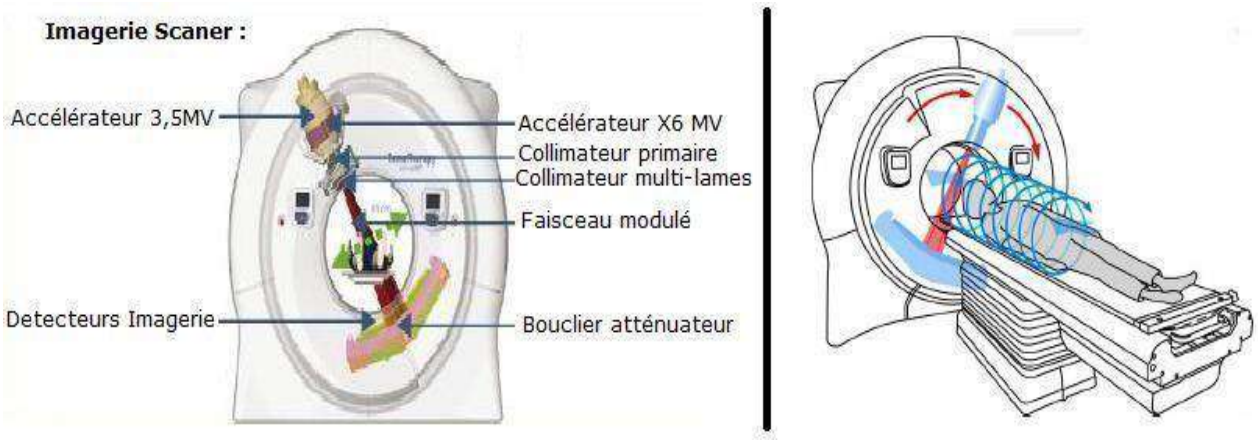


Figure 8 : Schéma simplifié de la tomothérapie

2- Les accélérateurs de particules

Il y a un peu plus d'un siècle, en novembre 1895, Wilhelm Conrad Röntgen découvrait les rayons X. Quelques mois plus tard, en mars 1896, Henri Becquerel décrivit pour la première fois la radioactivité. L'utilisation des rayonnements ionisants est devenue de plus en plus fréquente et diversifiée depuis quelques dizaines d'années ; domaine très réservé avant la Seconde Guerre mondiale, les rayonnements sont utilisés aujourd'hui dans de nombreux secteurs du monde médical, industriel, militaire et de la recherche.
Les accélérateurs de particule sont des installations souvent de grande taille, permettant de sonder les constituants ultimes de la matière, d'en explorer leurs propriétés, ainsi que leurs interactions mutuelles, et d'en tirer parti à des fins de recherche fondamentale, pour des applications industrielles ou médicale, ils permettent aussi d'étudier et d'utiliser les propriétés du rayonnement électromagnétique.

Un accélérateur de particules est un lieu de production et d'émission de particules (ions, électrons, protons…), injectées dans un tube vide d'air, ou elles sont accélérées par des champs électriques à haute fréquence. Ce procédé est à l'origine de la formation d'un faisceau de particules, destinée à être étudiées ou utilisées. Les accélérateurs de particules ont un fonctionnement basé sur les champs électriques et magnétiques. Ils font circuler à très grande vitesse des particules chargées électriquement, et leur transmettent ainsi de l'énergie.
Electrons, protons, positon, ions, etc…sont portés à très grande vitesse et entrent en collision, formant de nouvelles particules à étudier. On mesure de telles énergies dégagées par de telles procédures en électronvolts (eV). Différents types d'accélérateurs ont été mis en place, selon leur fréquence d'énergie et selon la trajectoire imposée aux particules (linéaire ou circulaire).
Les accélérateurs linéaires peuvent être électrostatiques ou à radiofréquence. Les accélérateurs linéaires électrostatiques fonctionnent à partir d'une haute tension statique lancée entre deux électrodes, produisant ainsi une électricité statique. Cette énergie permet la production de réactions nucléaires instantanées.
Les accélérateurs linéaires à radiofréquence, qui font l'objet de notre étude, agissent sur les atomes par impulsions successives et peuvent servir pour l'accélération d'ions ou d'électrons.
Les accélérateurs circulaires permettent de produire plus d'énergie que les accélérateurs linéaires ; leur forme en spirale laisse un plus grand espace de stockage pour les particules, et la quantité d'énergie produite par leur accélération est plus importante.

Chapitre II : Description des différentes parties d'un accélérateur Linéaire

1- Introduction

Un accélérateur linéaire utilisé en radiothérapie a pour but le traitement des tumeurs par bombardement de photons ou d'électrons accélérés. Cette machine se décompose en plusieurs parties :

- Le Collimateur muti-lâmes
- La Gantry ou bras
- Le Stand ou statif
- Le klystron ou magnétron
- Les capteurs
- Elément assurant la focalisation du faisceau
- Déflecteurs qui déplacent le faisceau dans la direction voulue
- La cible
- La table de traitement
- Appareils d'imagerie (Optionnels)
- Le modulateur
- La console

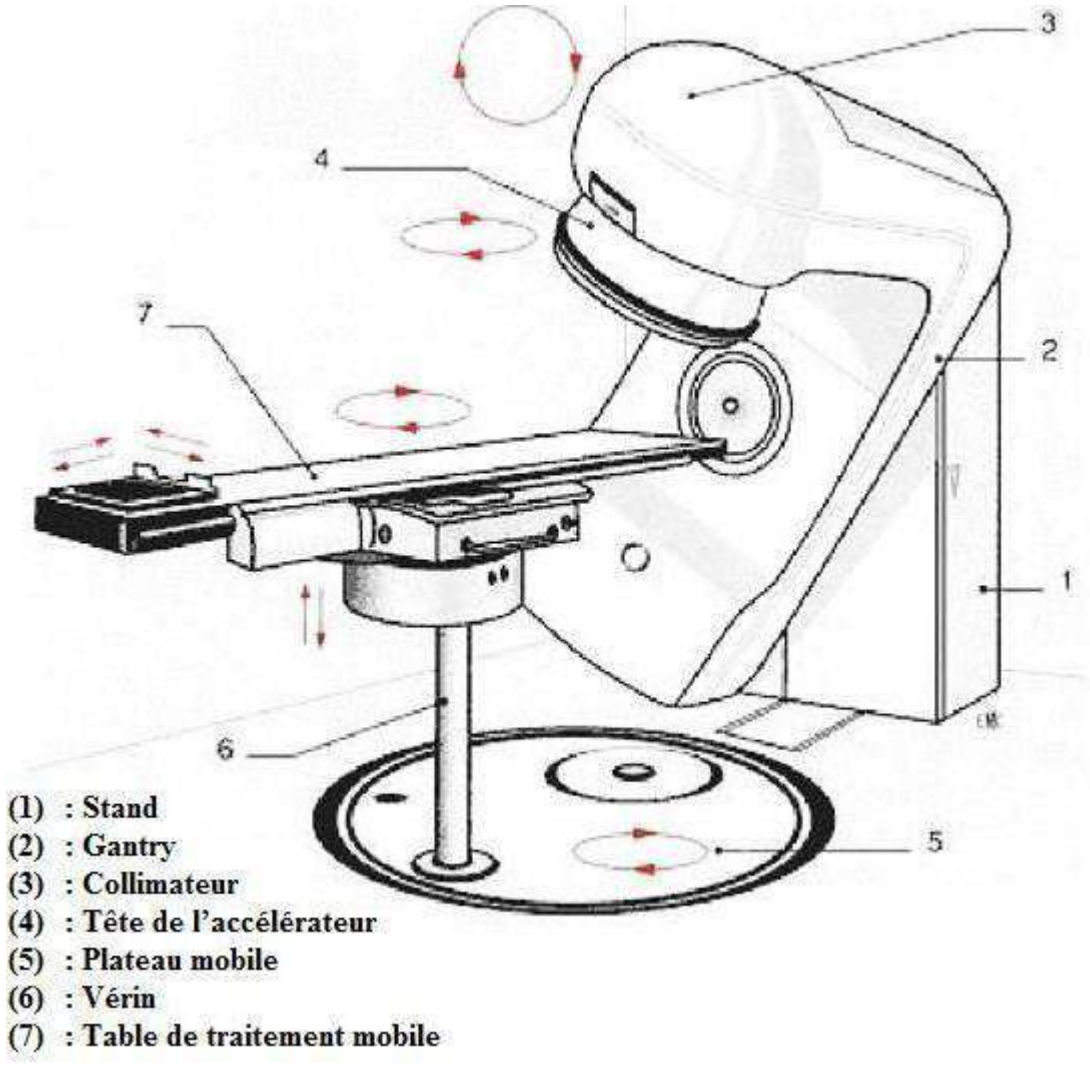


Figure 9 : Schéma d'un accélérateur linéaire

La tête de l'accélérateur est reliée à la gantry, élément pouvant effectuer une rotation de 360° sur le stand. Le collimateur limite et conforme la géométrie du faisceau. La table permet d'allonger et de positionner le patient en effectuant des déplacements selon trois axes ainsi qu'autour du plateau. Elle est reliée au plateau mobile par l'intermédiaire d'un vérin.

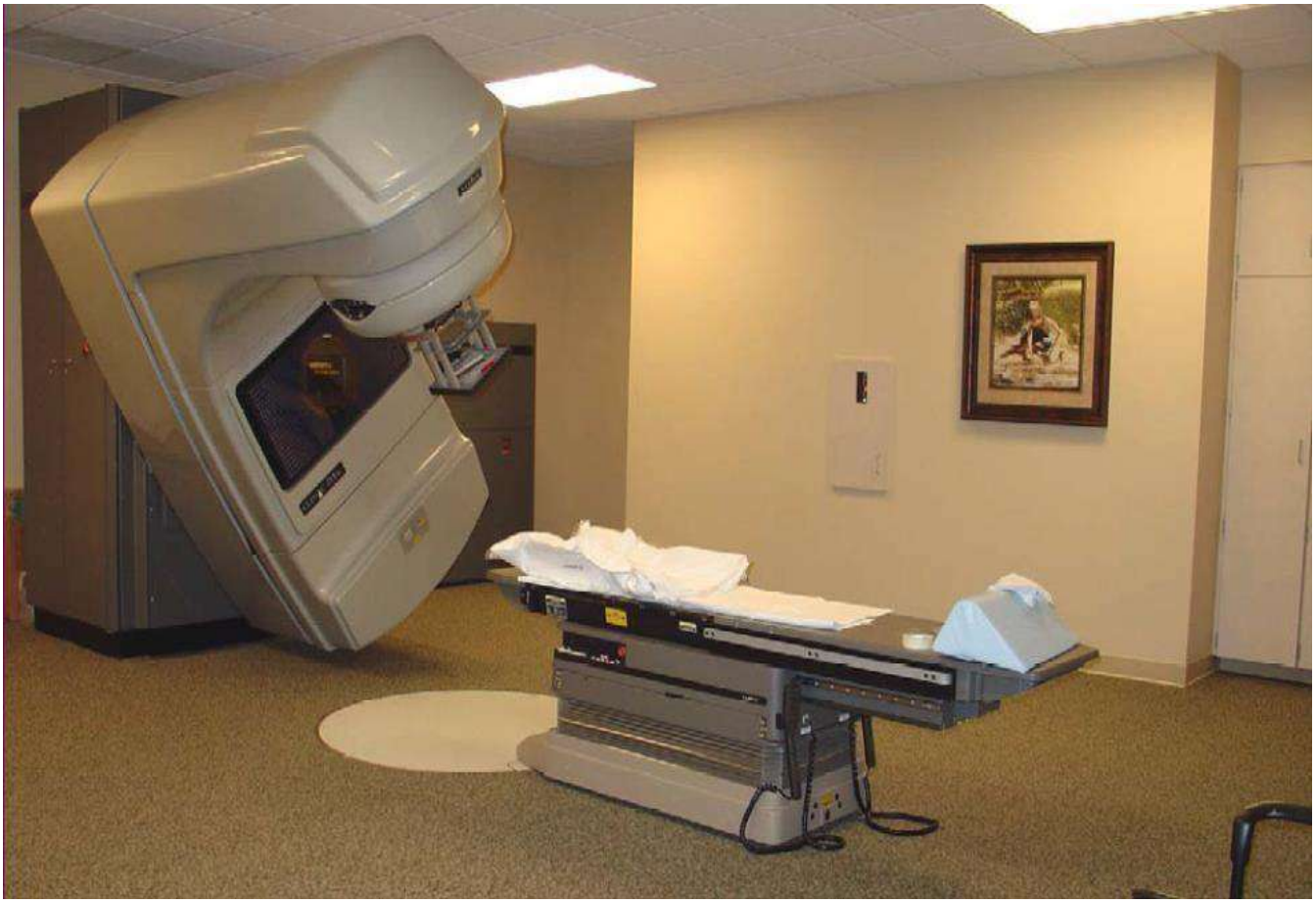


Figure 10 : Photographie d'un accélérateur linéaire
Varian Medical Systems

2- Le collimateur multi-lames

Les accélérateurs de particules sont de nos jours équipés de collimateurs mutilâmes (MLC : Multileaf collimator). Cet accessoire est placé dans la tête de l'appareil.

Un collimateur mutilâmes est un dispositif utilisé pour collimater un faisceau de particules selon une géométrie variable.
Constitué de matériaux dits à Z élevé (Z étant un numéro atomique élevé afin de s'assurer que le faisceau ne puisse pas traverser la lame) et de 60 paires de lames mobiles indépendantes, le MLC permet de délimiter des faisceaux de rayons X de manière complexe.
Les lames du étant chacune motorisées, elles peuvent être déplacées pendant l'émission du faisceau afin d'en moduler l'intensité.
Ce dispositif permet d'adapter la forme du faisceau à celle de la tumeur et de déterminer plus précisément la zone à irradier afin de minimiser l'irradiation des zones saines pendant le traitement et ce, sans avoir à fabriquer un cache à chaque nouvelle irradiation
À cela s'ajoute la possibilité de contrôler les lames de façon dynamique en associant le mouvement du bras envoyant le faisceau à la forme tridimensionnelle de la zone à traiter.

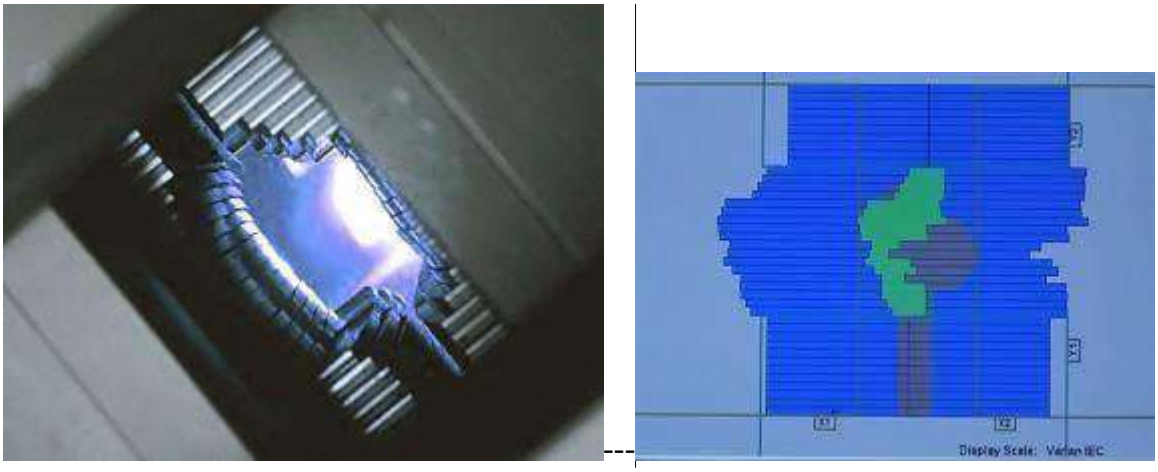


Figure 11 : collimateur multilames

Rappels :

- Le numéro atomique (Z) est le terme employé en chimie et en physique pour représenter le nombre de protons du noyau d'un atome. Les protons étant les seules particules électriquement chargées du noyau, le numéro atomique indique le nombre de charges du noyau.
- Les rayons X sont une forme de rayonnement électromagnétique à haute fréquence constitué de photons dont la longueur d'onde est comprise approximativement entre 0,01 nanomètre et 10 nanomètres (10^{-11} m et 10^{-8} m), correspondant à des fréquences de 30 pétahertz à 30 exahertz (3×10^{16} Hz à 3×10^{19} Hz). L'énergie de ces photons va de quelques eV (électron-volt), à plusieurs dizaines de MeV. C'est un rayonnement ionisant utilisé dans de nombreuses applications dont l'imagerie médicale

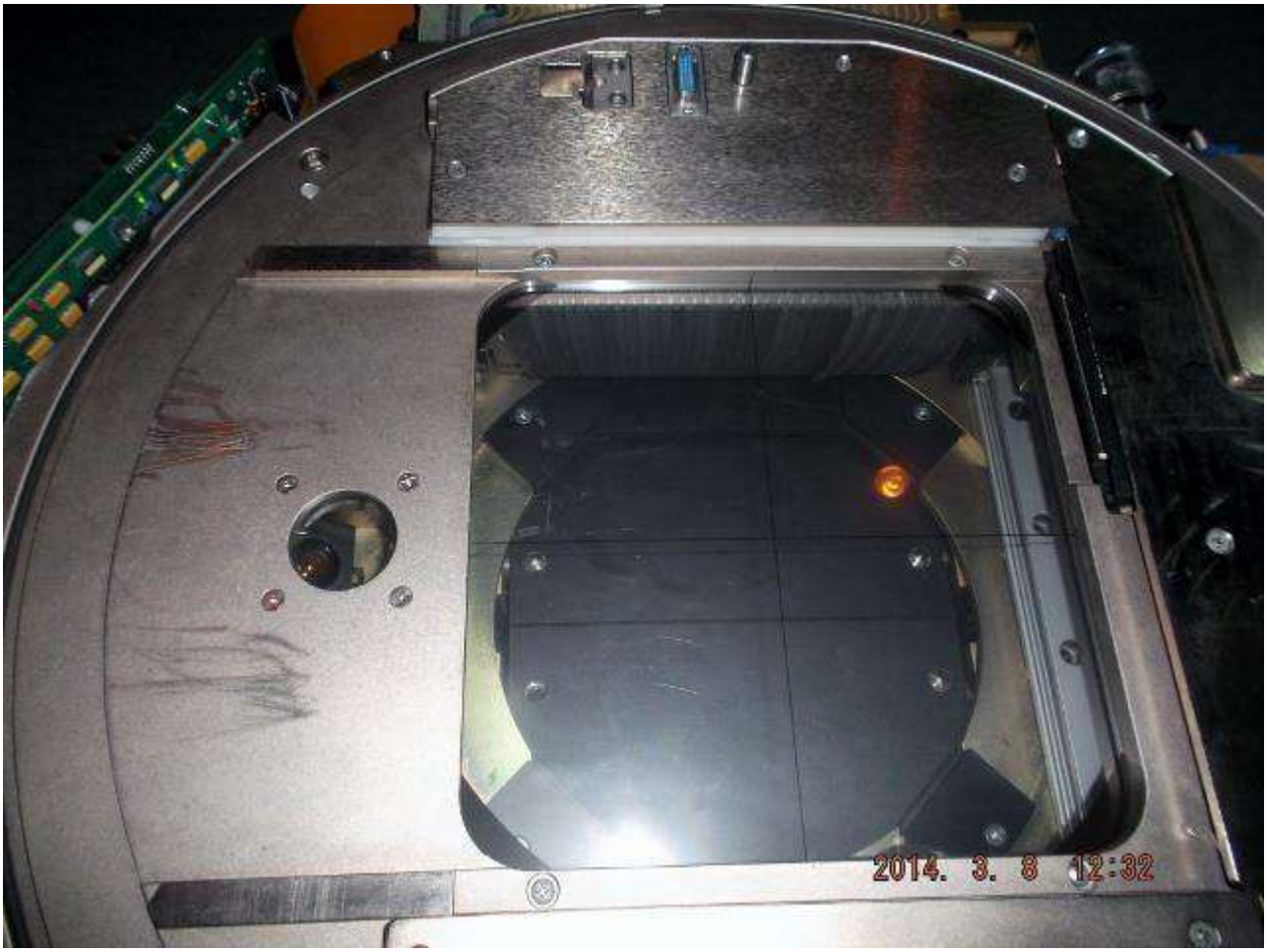


Figure 12 : Collimateur Mutilâmes
Accélérateur Varian Medical Systems

3- La Gantry (bras)

Le bras de la machine est la partie ou se trouve quasiment toute la physique d'un accélérateur de particules, on y trouve :

- La source de particules (canon à électrons)
- La section accélératrice
- Une pompe à vide
- Un aimant de courbure
- Le collimateur
- Un contre poids (3 tonnes)

La Gantry est reliée au Stand par un axe rotatif et peut donc effectuer une rotation de 360 degrés ; c'est une ligne de faisceau rotative, permettant des incidences de faisceau multiples. Cela permet notamment de préserver les tissus sains.
Sur certains accélérateurs, un tube a rayon X peut être ajouté à des fins d'imagerie (Scanner ou radio) pouvant ainsi faire des clichés radiologiques avant le traitement.

Nous verrons dans la suite de notre étude les différentes étapes de l'accélération des particules.

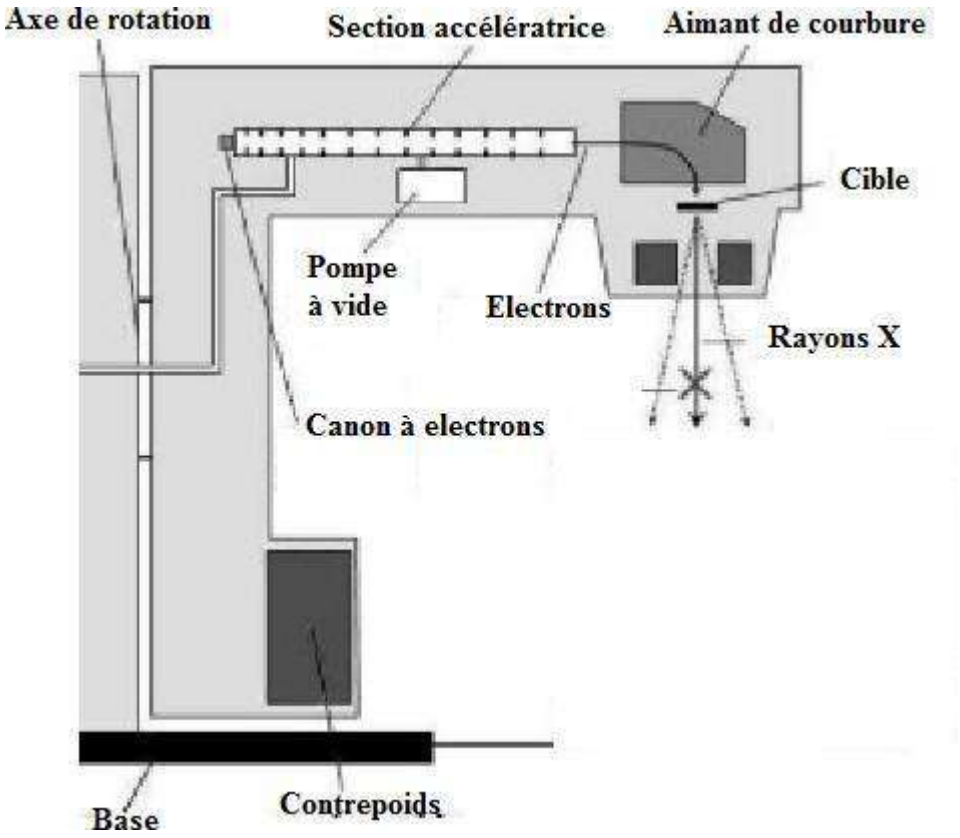


Figure 13 : Schéma simplifié du bras d'un accélérateur



Figure 14: Gantry
Accélérateur Varian Medical Systems

4- Le Stand

Le stand est la structure de l'accélérateur ou se trouve :

- Le klystron ou le magnétron
- Un guide d'onde
- Les différentes cartes électroniques
- Le système de refroidissent

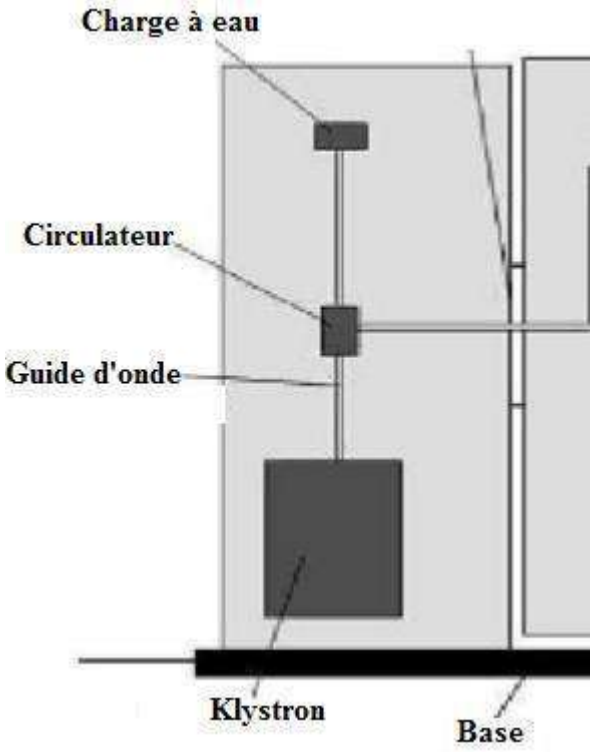


Figure 15 : Schéma simplifié du Stand



Figure 16: Stand
Accélérateur Varian Medical Systems

5- Klystron et Magnétron

Deux types d'accélérateurs sont sur le marché. On parle soit de machine à magnétron ou de machine à klystron.

5-1- Le Magnétron

Le magnétron est un tube électronique sous vide permettant de créer et d'amplifier (2MW environ) une onde sinusoïdale: c'est un oscillateur, amplificateur. Il a juste besoin d'une tension importante, fournie par un modulateur, pour fonctionner.

Il s'agit d'un tube à vide où les électrons émis par une cathode se dirigent vers une anode mais sont déviés par un champ magnétique en une trajectoire en spirale. L'interaction entre le faisceau d'électrons et l'anode produit l'onde électromagnétique.

Le magnétron est un tube avec une cathode centrale, chauffée par un filament, et une anode massique et concentrique dans laquelle sont creusées plusieurs cavités résonnantes. Un champ magnétique axial est généralement créé par deux aimants permanents à chaque extrémité du tube. Le parcours en spirale (du fait du champ magnétique) des électrons se fait à une fréquence accordée aux cavités résonnantes.

Le magnétron étant auto-oscillant, il permet des montages simples, comme dans les fours à micro-ondes. Les puissances disponibles sont de l'ordre de quelques kW en continu.. Pour obtenir ces puissances une tension électrique de plusieurs milliers de volts est nécessaire.

Par contre, les caractéristiques de l'onde produite (phase notamment) sont difficilement maîtrisables ce qui a longtemps limité son emploi.



Figure 17 : Magnétron

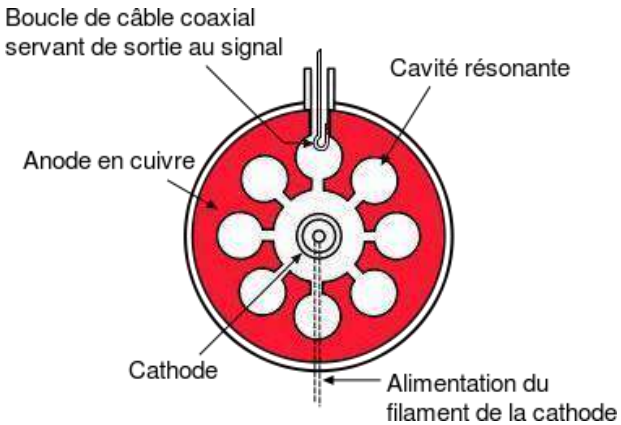


Figure 18 : Coupe schématique d'un magnétron

5-2- Le Klystron

Le klystron est un tube à vide qui permet de réaliser des amplifications de moyenne et forte puissance à bande étroite en hyperfréquences.
Les klystrons sont utilisés comme oscillateurs ou plus souvent comme amplificateurs de micro-ondes. Le signal haute fréquence en entrée d'un klystron est amplifié de manière cohérente grâce à un faisceau d'électrons produit par un filament chauffé.
Le faisceau d'électrons, émis par la cathode chauffée, est focalisé par des électrodes où règne un champ magnétique intense. Il est ensuite accéléré par une tension d'accélération appliquée sur l'anode. L'anode de contrôle permet de moduler le faisceau en intensité et détermine donc le courant du faisceau. Le faisceau traverse une première cavité résonnante. Cette cavité est reliée à la source à amplifier et est excitée par celle-ci. Cette excitation génère un champ électrique variable dans la cavité, dirigé parallèlement à la direction des électrons. Selon le moment où les électrons traversent la cavité, certains sont accélérés et d'autres sont ralentis. La vitesse des électrons est alors modulée en traversant la cavité. Cette modulation de vitesse se transforme en une modulation de densité, c'est-à-dire en une modulation de courant.
Le faisceau traverse ensuite d'autres cavités résonnantes. Celles-ci sont excitées par les variations de courant du faisceau. Lors du passage du faisceau dans ces cavités, le phénomène de modulation de la vitesse du faisceau est amplifié selon le même fonctionnement que dans la première cavité. Ce mécanisme se poursuit jusqu'à la cavité de sortie. Tout au long du parcours, le faisceau est focalisé grâce à des bobines de focalisation (électroaimant).
Dans la dernière cavité, les électrons cèdent partiellement leur énergie cinétique sous forme de rayonnement électromagnétique, qui est cette fois-ci récupérée grâce à un circuit d'accord relié à la cavité.
Le klystron est bien plus puissant que le magnétron mais nécessite un apport d'UHF ainsi qu'un émetteur « pilote » de faible puissance (100W) pour l'exciter correctement.

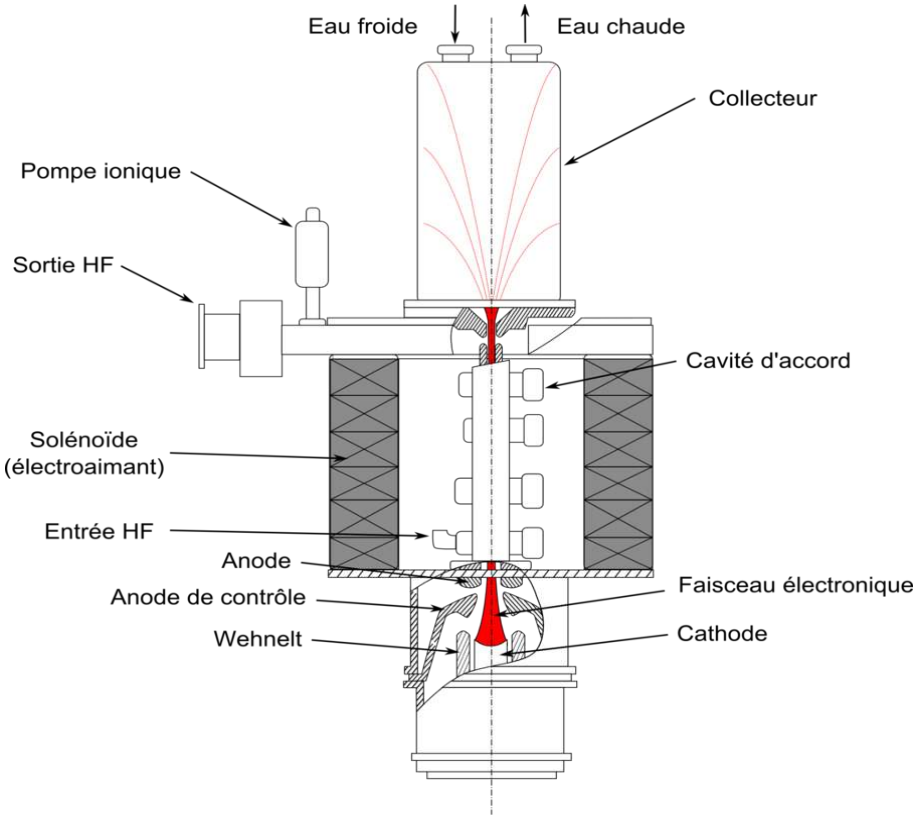


Figure 19 : Coupe schématique d'un klystron

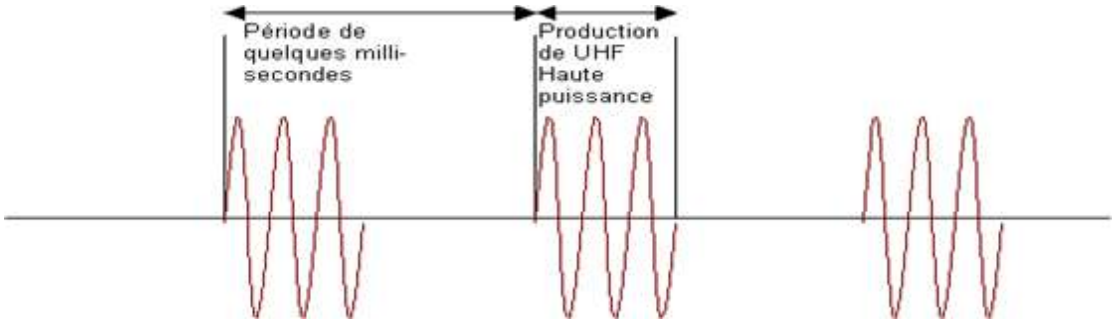


Figure 20 : Signal de sortie d'un klystron ou d'un magnétron



Figure 21 : Photographie d'un klystron

6- Appareils D'imagerie

- L'imagerie portale, qui permet de radiographier les faisceaux et de vérifier leur positionnement



Figure 22 : Cliché radio du faisceau

- L'OBI ou imagerie embarquée, qui fait appel à un faisceau de rayons X d'énergie conventionnelle pour contrôler l'installation.
  La faible dose d'irradiation délivrée par ce type d'imagerie permet une utilisation quotidienne

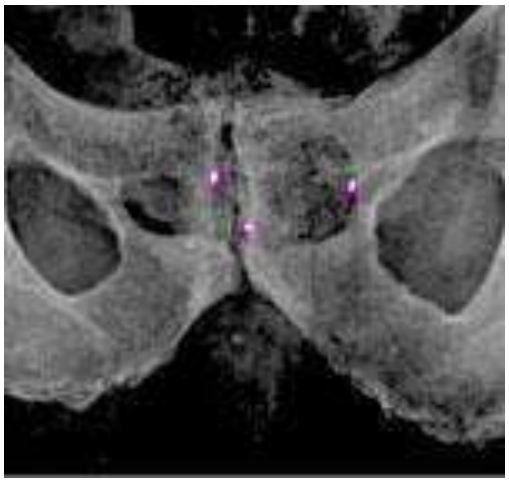


Figure 23 : Cliché obtenu par OBI

- le CBCT (cone beam computed tomography) qui réalise un scanner de la région à traiter avant une séance d'irradiation.

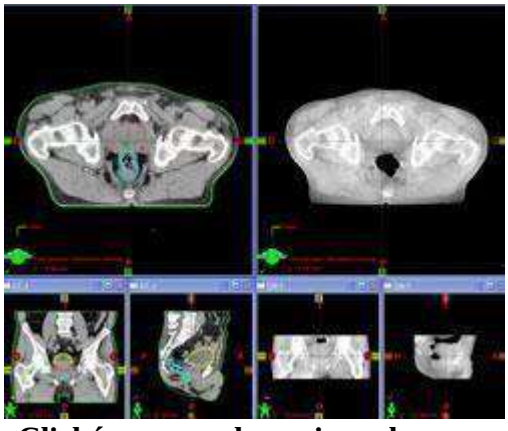


Figure 24 : Cliché scanner du patient obtenu par le CBCT

7- Les capteurs

Les détecteurs sont primordiaux pour « voir » les particules produites. On en distingue plusieurs sortes. Sans les décrire exhaustivement ici, on notera qu'il existe ceux qui ont la forme d'un cylindre rempli de gaz. Ces derniers possèdent un fil métallique sur leur axe central. Ainsi, on peut appliquer une différence de potentiel V entre ce fil et le cylindre. En présence de particules chargées, le gaz s'ionisera tout simplement. Les particules de charge négative se dirigent dans le sens contraire au champ et une impulsion électronique en résulte. On a alors détecté la particule chargée. Si la hauteur du signal électronique recueilli est proportionnelle à l'énergie des particules et que ce sont les ions primaires qui sont recueillis, on parlera d'une chambre à ionisation. Si les ions ont assez d'énergie pour ioniser d'autres atomes, phénomène connu sous le nom d'avalanche d'électrons (puisque des électrons secondaires sont créés et ainsi de suite), on parlera d'un compteur proportionnel. Le signal est amplifié, mais sa hauteur est encore proportionnelle à l'énergie des particules considérées.
Une chambre d'ionisation est constituée d'une enceinte délimitant un certain volume gazeux, compris entre des électrodes portées à une tension allant de 400 à 500V. Cette dernière est toujours utilisée avec un électromètre, un dispositif pour mesurer le courant induit par le passage du rayonnement dans la chambre, de l'ordre de 10^{-9}A à 10^{-14}A. Un amplificateur opérationnel avec une résistance standard ou un condensateur standard permet de rendre ces courants faibles mesurables par l'électromètre.

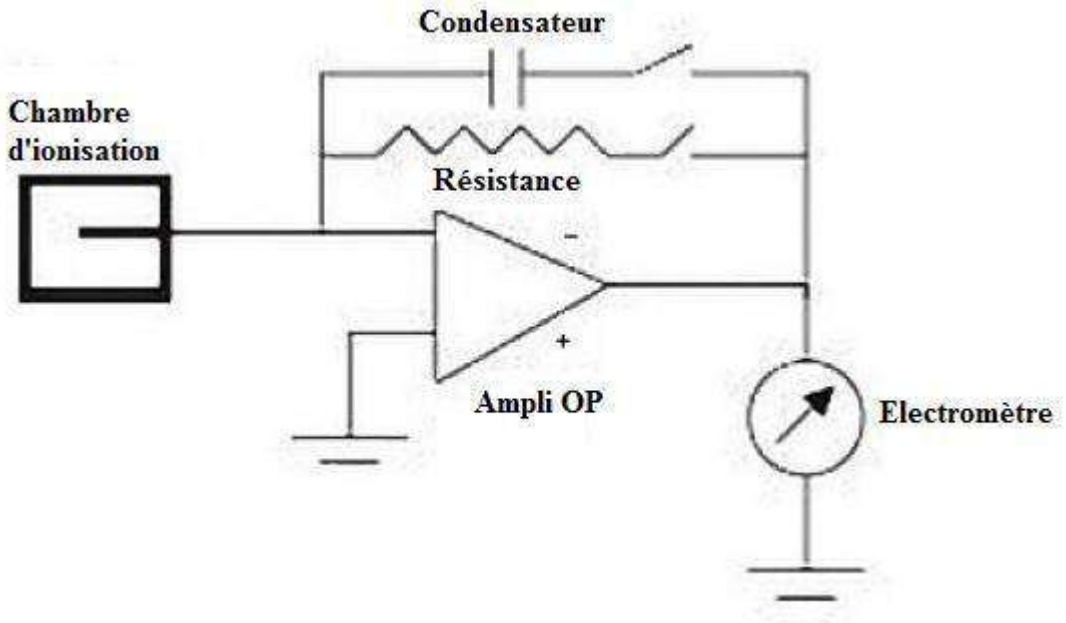


Figure 25 : Chaine de mesure chambre/électromètre

Il existe aussi une multitude d'autres types de détecteurs : la chambre à fils, la chambre à streamer, la chambre à flash, la chambre à dérive, les semi-conducteurs servant de détecteurs, la chambre de Wilson, la chambre à bulle, l'émulsion photographique, les scintillateurs, le compteur Tcherenkov, les compteurs à gerbes et le calorimètre. Ces détecteurs sont placés aux endroits stratégiques dans l'accélérateur.

8- Élément assurant la focalisation du faisceau

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

$\vec{F} = q(\vec{v} \times \vec{B})$ avec : q = charge de l'électron = 1,602 x 10^{-19}C

v = vitesse de l'électron

B = champ magnétique

9- Déflecteurs qui déplacent le faisceau dans la direction voulue

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

10- La cible

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

11- Le modulateur

Son rôle, comme nous l'avons vu plus haut, sera d'alimenter le klystron ou le magnétron en très haute tension durant quelques microsecondes toutes les 5 à 6 millisecondes. Celui-ci fonctionne suivant le principe d'une charge et décharge d'un ensemble de capacité et de self appelé réseau PFN (Pulse Forming Network). Il fonctionne en régime pulsé.

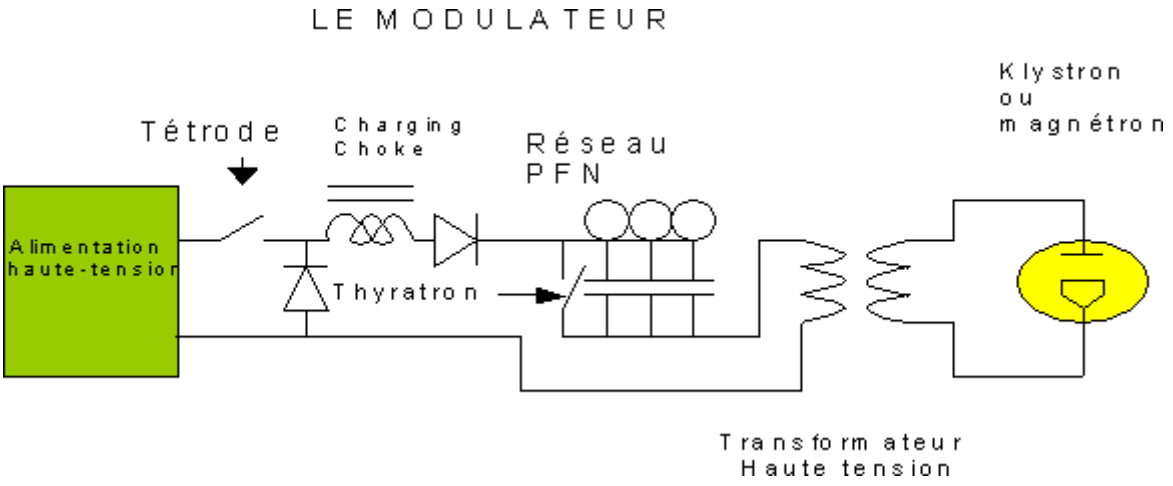


Figure 26 : Schéma de principe simplifié d'un modulateur

L'alimentation haute tension va fournir 20KV environ en continu à partir du secteur. La tétrode est un tube à vide, une fois polarisée, celle-ci va se comporter comme un interrupteur commandé. Il aura pour but de charger le réseau PFN à un instant t. La « charging choke » est une self qui va emmagasiner une certaine énergie lorsqu'un courant la traversera. Le réseau PFN constitué de condensateurs et de selfs pour stocker l'energie. Le thyratron est aussi un tube à vide, et joue aussi le rôle d'un interrupteur commandé mais plus rapide que la tétrode. Il sera utilisé ici dans le but de décharger le réseau PFN Le modulateur ainsi créé va fonctionner comme un réservoir qui emmagasine l'énergie, que l'on vient ouvrir subitement. Une tension de 20KV à l'entrée du transformateur haute tension sera ainsi générée soit 130 à 160KV en sortie de celui-ci.
Le modulateur pulsé va donc amorcer la production d'ondes électromagnétiques et va préparer leur amplification.

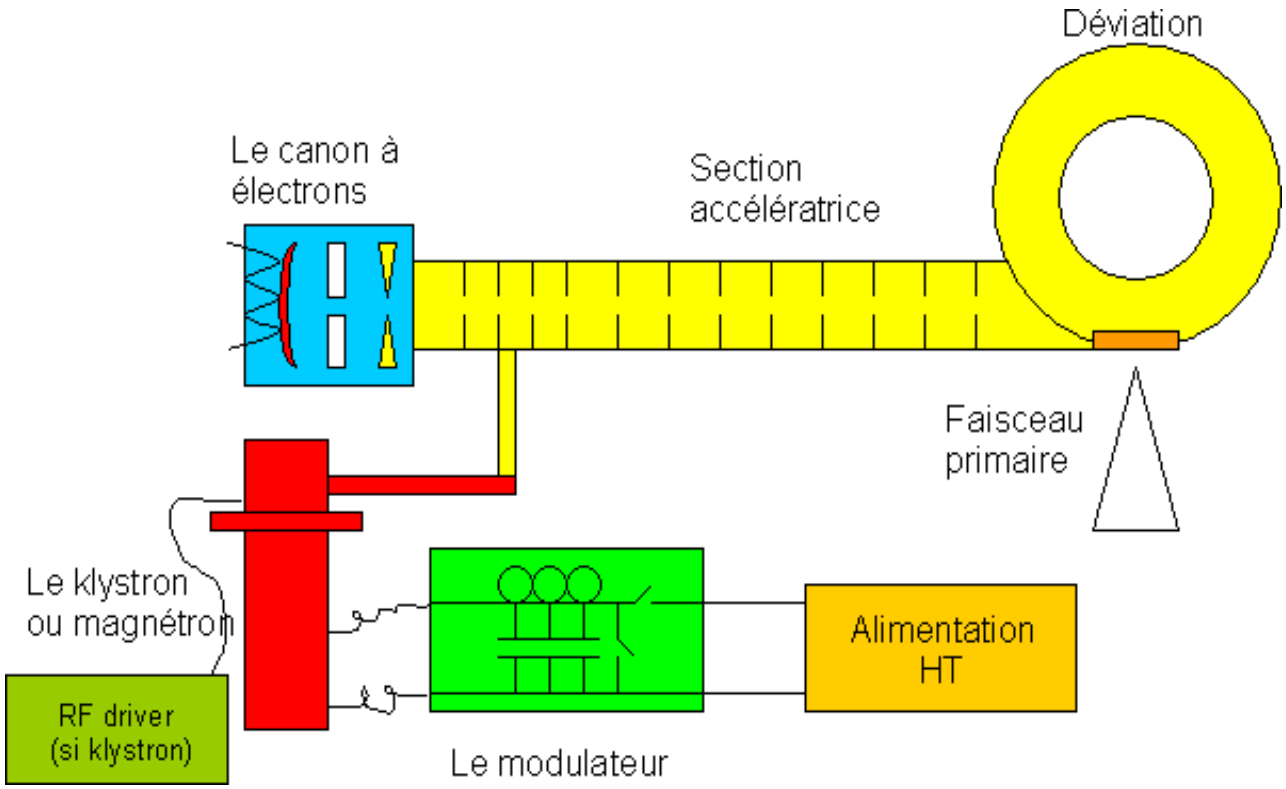


Figure 27 : Schéma global d'un accélérateur linéaire

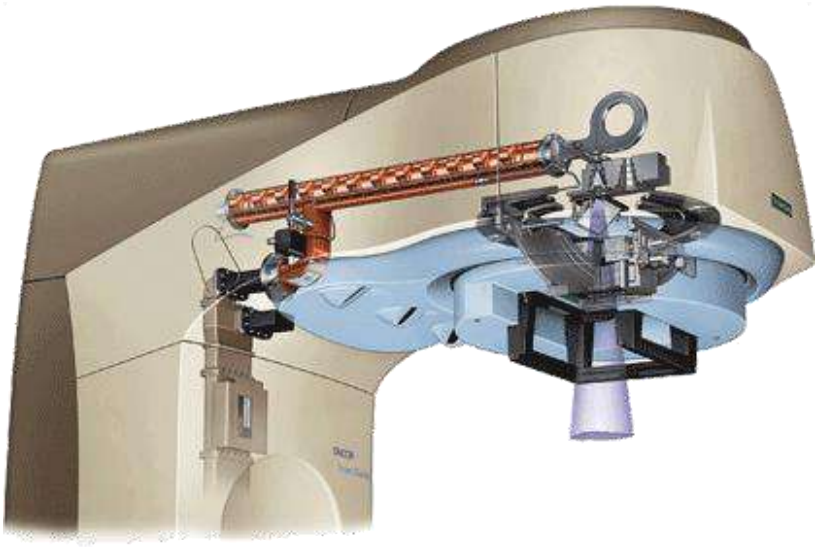
ChapitreIII :Principe physique d'un accélérateurlinéaireà électrons

1- Introduction

Un accélérateur de particules, comme son nom l'indique, est une machine permettant de mettre en mouvement des particules chargées (électrons, positrons, protons, ions lourds…). Selon le Code de la Sante Publique, un accélérateur est un appareillage ou une installation dans lesquels des particules sont soumises à une accélération et émettant des rayonnements ionisants d'énergie supérieure à 1 MeV.
Schématiquement, un accélérateur comprend essentiellement trois éléments :

- une source d'ions ou d'électrons
- un dispositif d'accélération
- un espace d'expérimentation ou est placée la cible à irradier

Dans notre étude nous nous intéresserons particulièrement à la physique des accélérateurs linéaires à électrons ou les particules sont accélérées et se déplacent selon une trajectoire rectiligne.
Ce dispositif médical crée donc en sortie un rayonnement photons ou électrons sous différentes énergies. Le principal intérêt des accélérateurs linéaires est la quantité d'énergie linéaire (en MeV/m) pouvant être communique à la particule primaire. Ces accélérateurs peuvent avoir une section accélératrice très courte et communiquer une énergie importante à la particule. Cependant, l'énergie nécessaire est tout aussi importante. Les réglages machines doivent être très fins et un refroidissement important de la cavité accélératrice, du magnétron/klystron et de la tête de l'accélérateur doit être mis en œuvre.
Les accélérateurs linéaires les plus importants fonctionnent sous une puissance continue de plusieurs MW pour un faisceau de sortie de l'ordre du GeV. Des installations électriques dédiées sont nécessaires pour faire fonctionner ces appareils.



2- les accélérateurs linéaires

Le fonctionnement de cette machine dont le but est le traitement des tumeurs par bombardement de photons ou d'électrons accélérés repose sur différents principes physique.
Un injecteur envoie dans le modulateur pulsé, une haute tension alternative triphasée.
Dans ce dernier, un circuit de pont de diode ainsi qu'un thyratron permet d'obtenir une tension alternative de haute puissance. Cette tension servira à alimenter le canon à électrons ou la source d'ions, mais aussi à alimenter le klystron. Une onde électromagnétique va traverser un guide d'onde jusqu'à la section accélératrice. Les ions ou électrons injectes dans cette ligne vont alors être émis par pulse, cadence sur la fréquence de l'OEM. On dit alors que les particules sont accélérées en suivant le train d'onde auquel elles sont soumises. Ce type d'accélérateur permet de fournir aux particules un champ électrique accélérateur de 10 à 20 MV/m.
Plusieurs étapes sont donc nécessaires avant d'arriver à l'accélération proprement dite d'un faisceau énergétique.

2-1- L'injection

Avant de parler d'accélération de particules, il nous faut d'abord crée une source d'ions ou d'électrons ; c'est la première étape appelée « l'injection ».
L'injection consiste au chauffage d'une plaque, appelée cathode, grâce à un filament, le tout dans une cavité bien étudiée sous vide va permettre d'expulser des électrons. C'est un principe bien connu des physiciens qui étudiaient l'électronique à tube. Il suffit ensuite de la polariser correctement : la cathode est reliée au pôle négatif de haute tension. Cette dernière est constituée d'électrons qui vont se détacher lors de l'activation de cette puissance, par répulsion. Les électrons se reforment grâce au filament basse tension relié à la cathode (qui est source d'électrons). L'anode est reliée au pôle positif de la haute tension.
On inclus aussi dans le système une grille de commande ; lorsqu'une impulsion positive lui est appliquée, la barrière s'ouvre et laisse passer le flux d'électrons. Cette étape permet la création et l'expulsion des électrons. Nous avons maintenant notre triode, créatrice d'électrons.

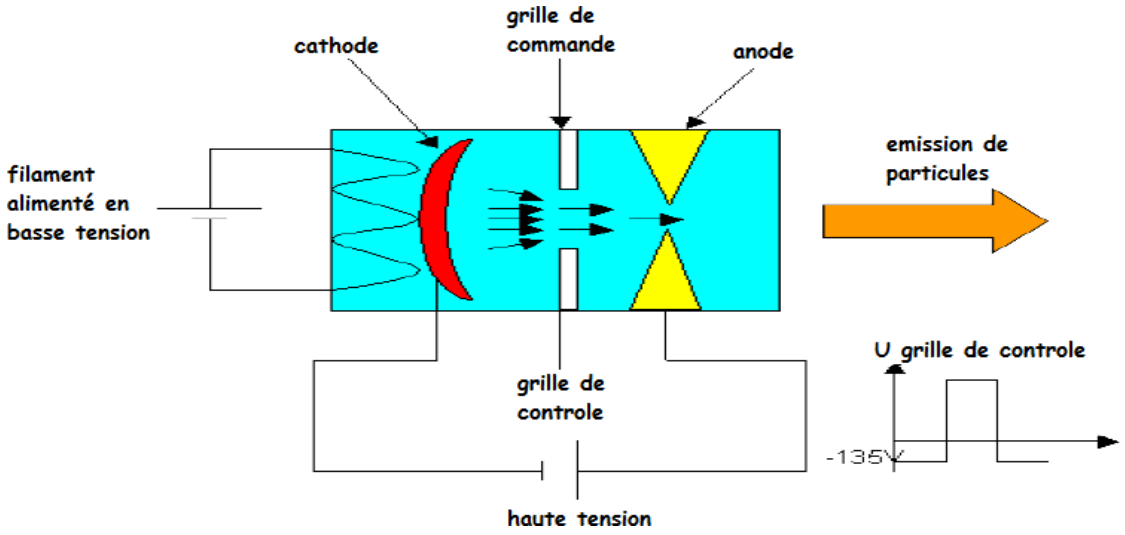


Figure 28 : Schéma d'une source d'électrons

2-2- L'accélération des électrons

Le flux d'électrons qui sort du canon va entrer dans une section cylindrique. Elle est en cuivre, avec des cavités ou il y règne un vide très poussé pour éviter la rencontre entre un électron et un autre atome, ce qui pourrait fausser les résultats et se termine par une partie torique appelée déviation qui aura pour but de sélectionner l'énergie souhaitée. Cette section accélératrice pourra atteindre un peu plus d'un mètre pour une énergie X 25 MeV.
Pour accélérer les particules, une onde radiofréquence UHF à haute puissance est nécessaire et doit être injectée dans cette section.
Le principe général est d'utiliser des tensions alternatives qui sont synchronisées de telle façon que les particules chargées soient accélérées un grand nombre de fois par une onde électromagnétique: La particule est dans la cavité accélératrice quand le champ électrique est dans le bon sens. Il faut alors synchroniser le mouvement des particules avec le champ.

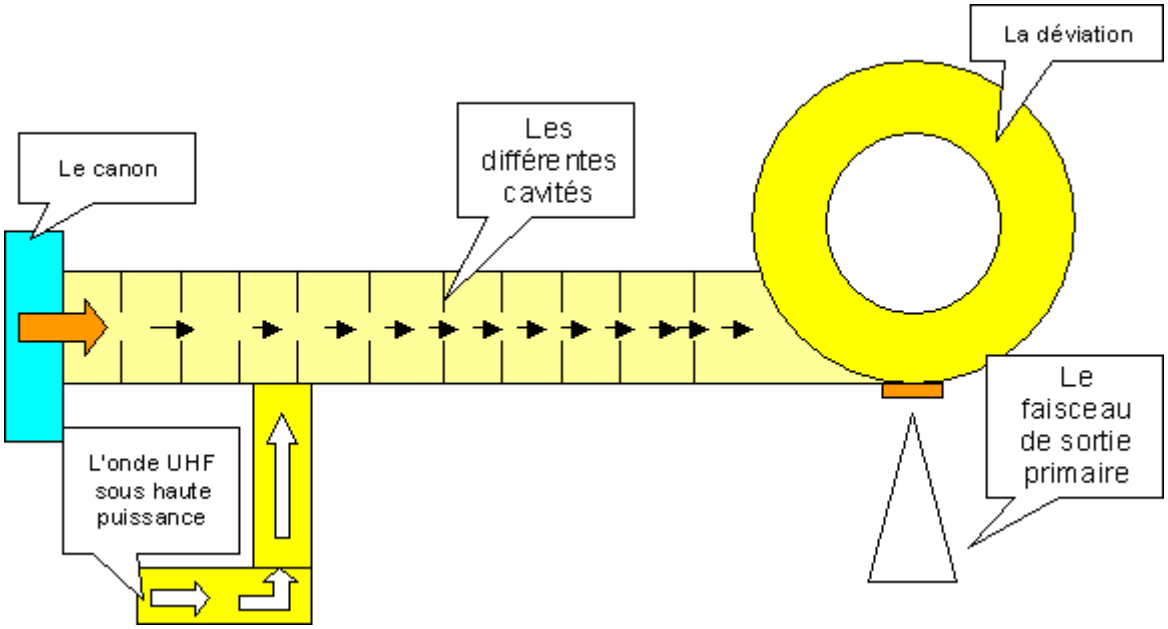


Figure 29 : schéma global de la section accélératrice

L'intérieur du canon est constitué d'un alignement de tubes, séparés par de petits interstices. Une tension alternative est appliquée entre deux tubes, il y règne donc un champ électrique alternatif. A la sortie de l'injection, les électrons seront placés devant le premier tube. A l'intérieur des tubes, le champ est nul. Les particules se déplacent donc à vitesse constante.
Dans l'espace entre les tubes, le champ électrique accélère les particules, à condition qu'elles soient convenablement synchronisées avec la tension alternative.
Elles y gagnent alors un supplément d'énergie:

$$\Delta Ec = qU$$ avec :

- U est la tension à l'instant du passage
- q charge de l'électron

On cite la relation d'Einstein :

$$E = mc^2 \quad \text{avec}$$

- $m = \gamma\, m_o$ (masse au repos) et $m_o = 0.5$ MeV.

- $\gamma = 1 / [1 - v^2/c^2]^{1/2}$
- v = vitesse de la particule
- c=vitesse de la lumière

Ces sections sont des cylindres creux conducteurs mis à des potentiels alternativement positifs et négatifs, deux cylindres successifs étant toujours de potentiel opposés. Des paquets d'électrons initialement produits par le canon à électrons sont injectés dans la première section puis accélérés entre deux cylindres successifs au fur et à mesure des inversions de potentiel, synchrones avec la sortie des particules hors des différentes sections.
La longueur de chaque cylindre croit de telle sorte qu'a l'intérieur de chacun, le temps de séjour des électrons reste constant.
A cette fréquence de l'ordre de plusieurs GHz, des tensions alternatives très élevées de l'ordre de quelque MVolts sont produites par le klystron ou le magnétron.
A la fin, quand la vitesse des particules est presque égale à la vitesse de la lumière, la longueur des cavités est constante. Un des intérêts des accélérateurs linéaires est que les pertes d'énergie par rayonnement sont faibles.

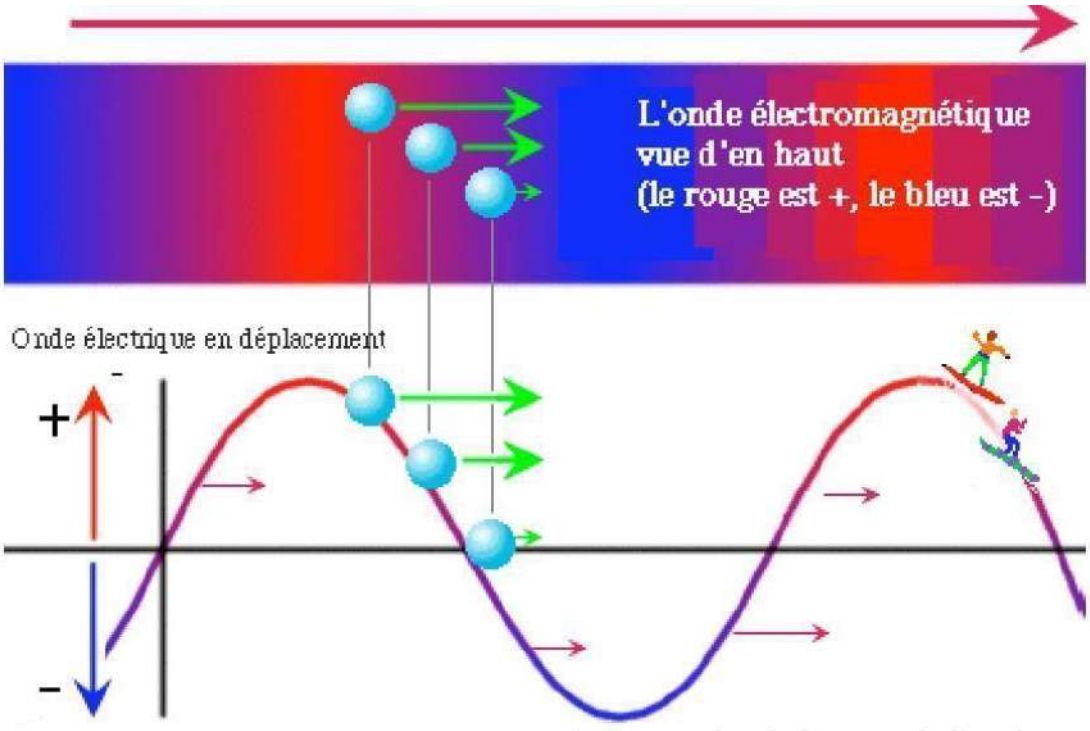


Figure 30 : Principe de l'accélération par une onde électromagnétique

En se déplaçant, l'onde électromagnétique entraine les particules avec elle, les particules chargées positivement (en bleu sur la figure) proche de la crête de l'onde EM sont alors soumises à une grande force vers l'avant. Les particules se trouvant vers le centre de l'onde sont soumise à une force moins importante. On note alors que les particules ont tendance à se déplacer en même temps que l'onde.
La vitesse de la particule lorsqu'elle sort du champ électrique se voit donc augmentée.
Le but est de se rapprocher au maximum de la vitesse de la lumière ($c = 3\times10^8$ m/s).
La valeur de l'accélération entre chaque tube est déduite de la relation suivante :

$$\mathbf{m.a = Fe = q.E} \qquad \text{avec}$$

- q est la charge d'un électron (soit $-1{,}6\text{x}10^{-19}$ C)
- E le champ électrique
- m la masse d'un électron (soit $9{,}1\text{x}10^{-31}$ Kg).

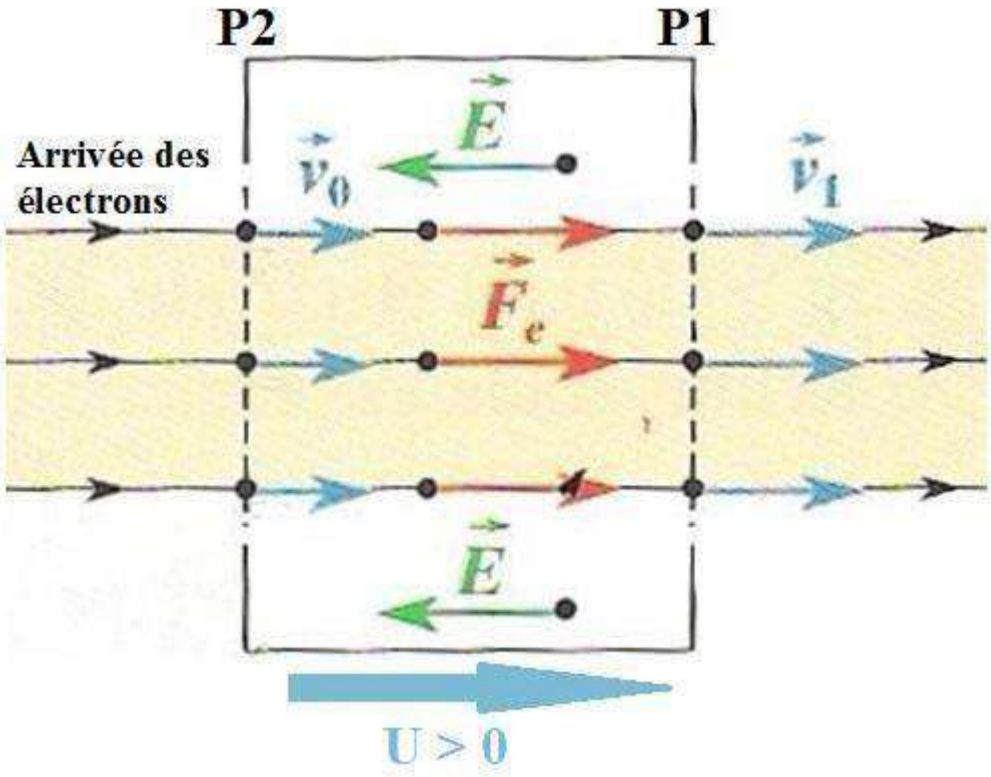


Figure 31 : Accélération d'un faisceau d'électrons

Mathématiquement, le champ électrique s'écrit :

$$\boldsymbol{E = -GradV - \partial A/\partial t} \quad \textit{avec}\ \boldsymbol{B = rotA}$$

Le premier terme de E représente le potentiel électrostatique, le deuxième le potentiel vecteur qui donne naissance aux ondes électromagnétiques, et B est le champ magnétique.

Dans un champ électrique E une particule de charge q subit la force : **F = qE** .
Si E est uniforme et indépendant du temps, la particule est uniformément accélérée, elle possède alors une énergie potentielle liée à son interaction avec le champ.
Le potentiel électrique U(r) en un point r est défini comme l´énergie potentielle électrique Epotel(r) par unité de charge placée en ce point:

$$U(r) = Epotel(r) / q$$

L´énergie totale d´une particule de masse m se déplaçant à la vitesse v dans un champ électrique est alors donnée par:

$$Etot(r, v) = Ecin\ (v) + Epotel(r) = ½\ mv^2 + qU(r)$$

Lorsque la particule se déplace d´un point P1 où le potentiel vaut U1 en un point P2 de potentiel U2, le principe de conservation de l´énergie totale permet alors d´écrire :

$$½\ mv1^2 + qU1 = ½\ mv2^2 + qU2$$

Si la vitesse au point P1 est nulle, et si on appelle U = U2 - U1 la différence de potentiel entre P1 et P2, la vitesse en P2 vaut:

$$v2 \quad \text{———})^{1/2}$$

Dans un accélérateur linéaire d'électrons, la force électrique à l'origine de l'accélération des particules est dans les sens inverse par rapport à la tension car la charge est négative: F = -qE
En sortie de l'accélération, un collimateur primaire permet de paralléliser le faisceau, puis, deux collimateurs en plomb épais permettent encore d'en réduire la taille au besoin.
La puissance d'un accélérateur de particule varie en fonction de la longueur du canon et de la tension appliquée. Plus ils sont puissants, plus les accélérateurs permettent d'amener le maximum de la dose à un niveau profond.

La puissance UHF mise en jeu est impressionnante puisque nous parlons de quelques méga watts. Ce phénomène nécessitant une grande consommation d'énergie électrique ne sera effective que durant quelques micro-secondes, il s'agit d'un fonctionnement en régime pulsé. Cependant un accélérateur de particule à usage médical peut fonctionner selon deux modes ; on distingue alors :

→ Une voie « faisceau de photons »
→ Une voie « faisceau d'électrons »

2-3- La déviation

Dans la partie cylindrique, appelée déviation, les électrons ont une vitesse constante, acquise au cours de leur passage dans la section accélératrice. Cette partie de l'accélérateur permet de faire le tri entre les particules. Dans cette section, un système d'aimants placés tout autour de la paroi, impose au faisceau une boucle de 270° pour lui donner une direction perpendiculaire à son arrivée. Les électrons possèdent l'énergie souhaitée arrivent donc perpendiculairement et se focalisent sur le dispositif de limitation du faisceau. Il s'agit d'une ouverture qui emmène le faisceau dans la section suivante.

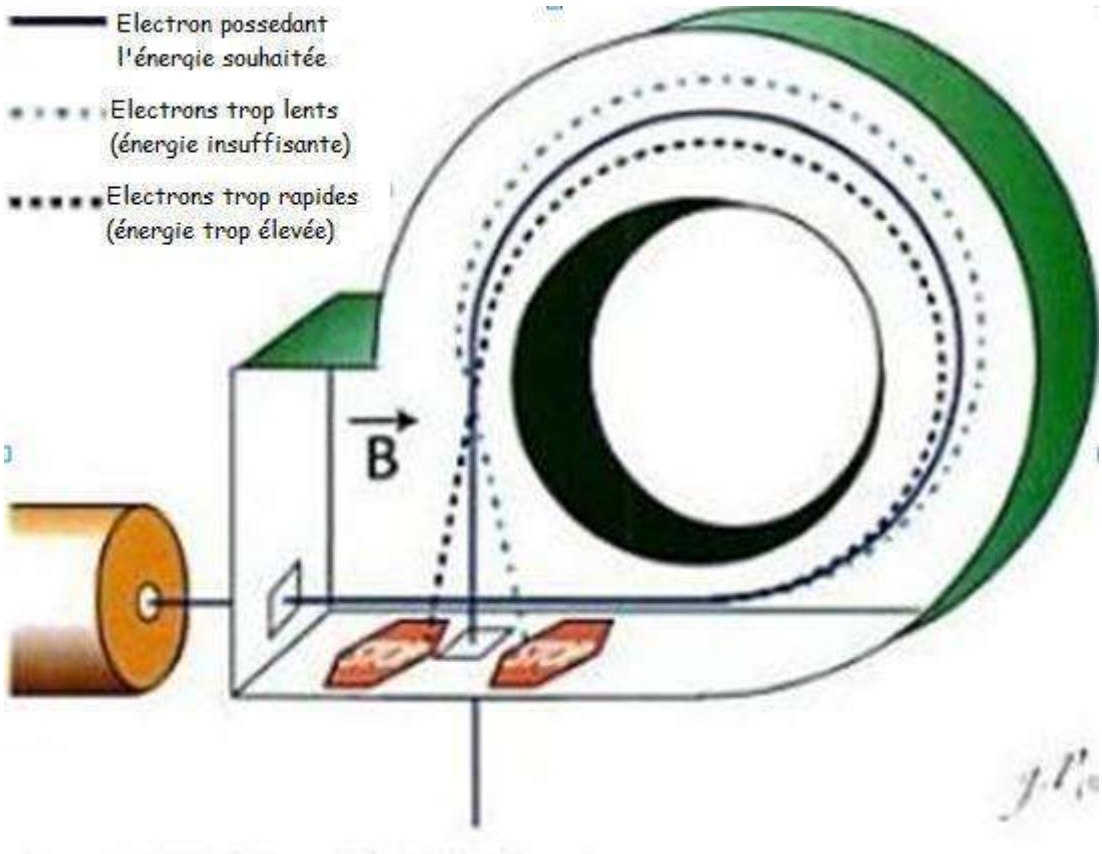


Figure 32 : Principe de la déviation

2-4- La voie de photons

Une fois sortis de la déviation, les électrons accélérés entrent dans la chambre d'ionisation où ils rencontrent d'autres atomes. Un électron va alors s'associer à un atome, ce qui va former un ion. Cet ion, du fait de l'accélération de l'électron, sera excité. En revenant à son état fondamental, l'ion va libérer une énergie appelée photon. Le faisceau de photons sort donc de la chambre d'ionisation et sera canalisé par les mâchoires pour que le faisceau soit homogène lorsqu'il entre en contact avec le patient.

Pour cette voie, l'accélérateur linéaire possède une cible constituée de deux couches successives d'épaisseurs différentes. La première est une couche d'or de quelques dixièmes de millimètres d'épaisseur.

Elle est le siège de la création des photons de par sa section efficace élevée. Celle-ci est accolée à un système de refroidissement liquide géré par un simple Circuit d'eau placé directement au contact de l'or, choisie notamment pour sa température de fusion élevée. La deuxième couche est constituée de graphite et sert à atténuer au maximum les électrons primaires et ainsi éviter une contamination du faisceau. Lorsque le faisceau sort de la cible il pénètre directement dans le collimateur primaire. Ce dernier est élaboré en tungstène afin d'éliminer le plus possible les photons dont la tendance est de s'éloigner de l'axe central. C'est lui qui définit le champ maximum d'irradiation par son ouverture supérieure et sa forme en cône.

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 multimlames. La première est constituée de deux mâchoires monoblocs parallélépipédiques de plusieurs centimètres d'épaisseur fabriquées en tungstène, Leur but est de limiter le champ dans le sens "in-plane": elles se déplacent donc parallèlement à l'axe du klystron. Egalement en tungstène, elles permettent de réaliser des conformations de champs complexes en étant totalement indépendantes dans leur mouvement.

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

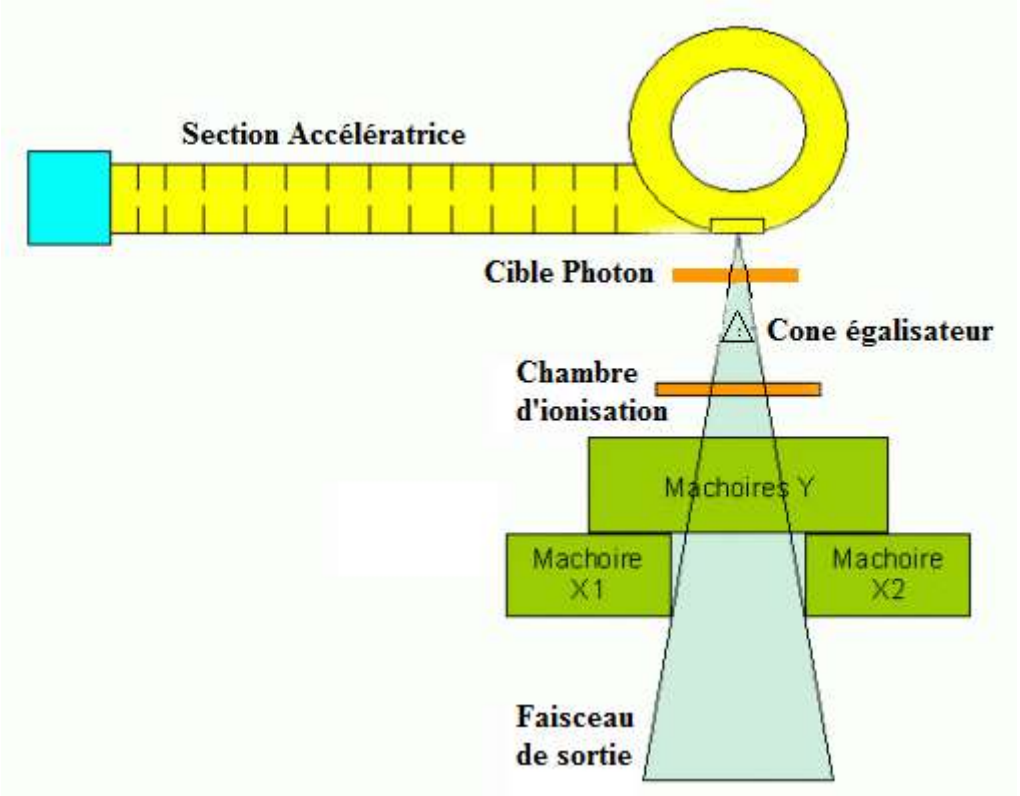
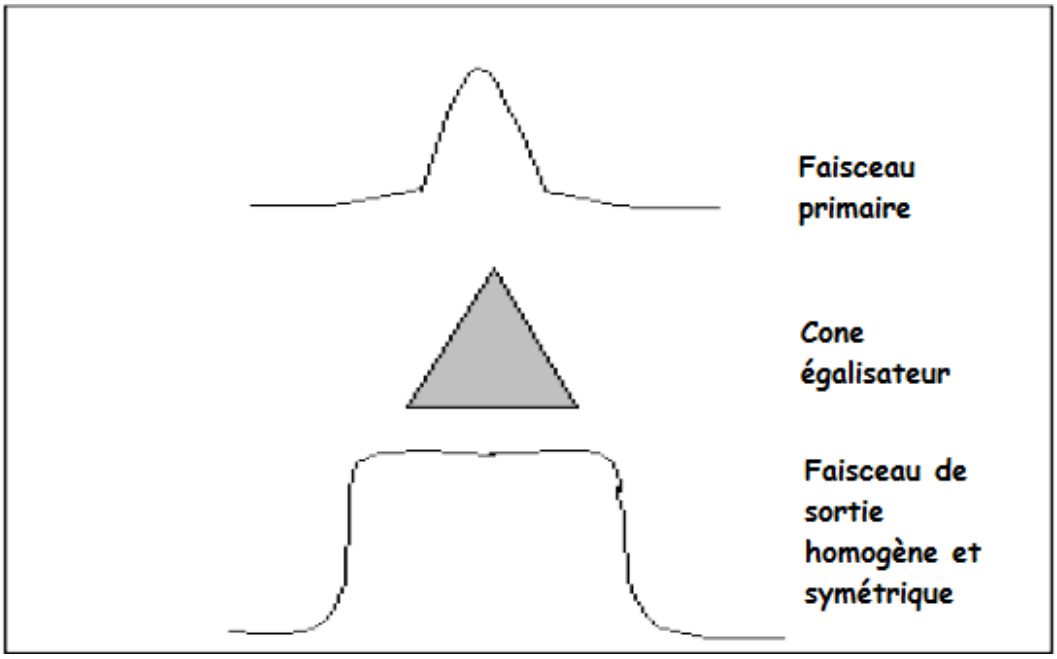


Figure 33 : Schéma simplifié du mode photons



2-5- La voie d’électrons

S'il n'y a pas de chambre d'ionisation, le faisceau de sortie sera un faisceau d’électrons. Les composants majeurs dans la modification du faisceau sont des couches minces qualifiées de "feuilles de diffusion" qui sont deux :

- La feuille de diffusion primaire est placée, comme la cible, dans la voie de photons à quelques millimètres de la fenêtre de sortie de la déviation magnétique. Elle est constituée d'une feuille métallique de quelques dizaines de microns reposant sur un support creux en fer d'intérieur conique. Le rôle principal de cette partie est de diffuser le faisceau quasi monoincident en sortie de la déviation magnétique. L'utilisation de métal dense se justifie par le besoin de diffuser les électrons sans pour autant entraîner une perte d'énergie conséquente.
- La feuille secondaire, juste dessous, permet de finaliser l'homogénéisation du faisceau principalement par absorption. Cela permet notamment d'éliminer les électrons de faible énergie.

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

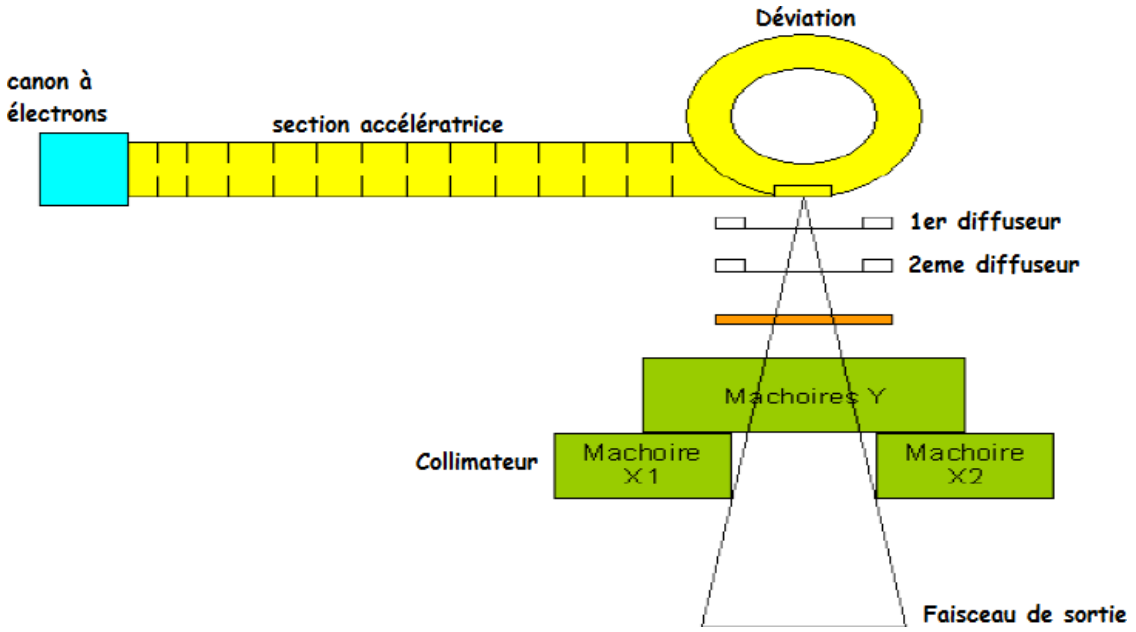
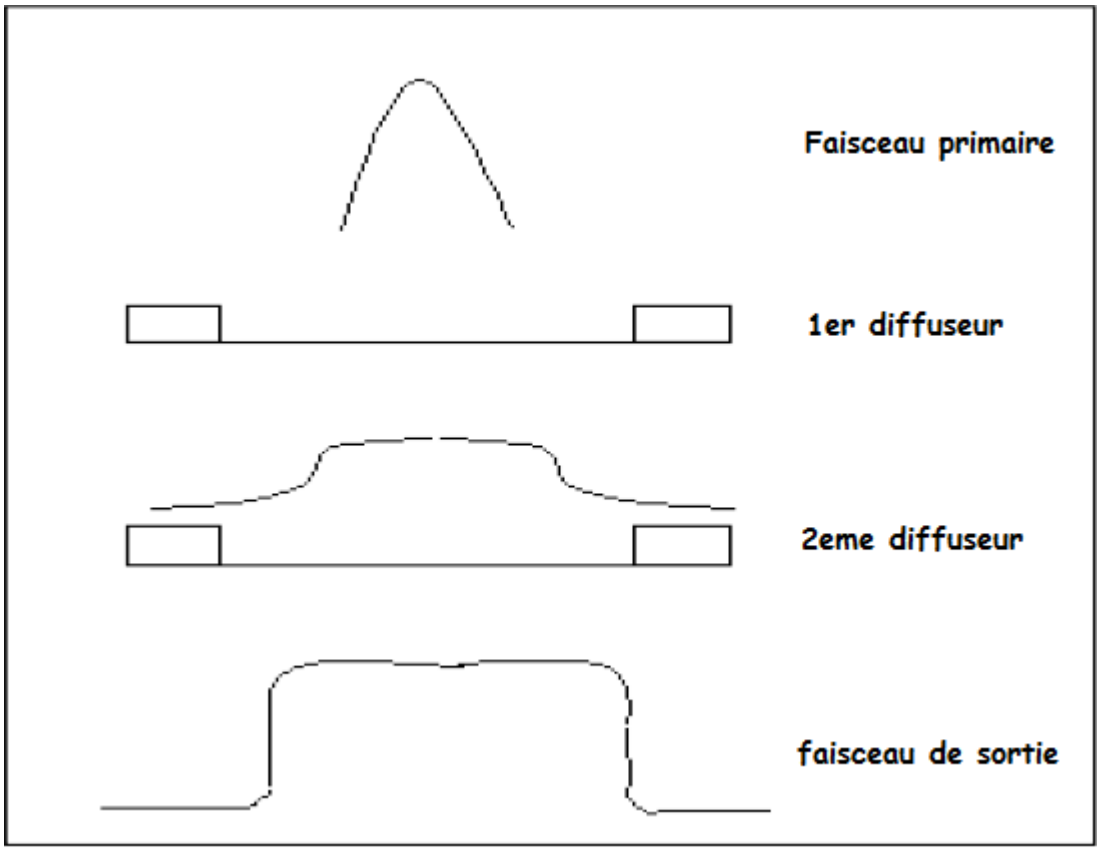


Figure 34 : Schéma simplifié du mode électrons



La différence entre un faisceau de photons et un faisceau d'électrons se trouve au niveau de profondeur atteinte par celui-ci dans le corps du patient. En effet, les électrons pénètrent moins profondément (environ 10 cm pour 20 MeV) que les photons (environ 30 cm). C'est pourquoi les cancérologues utilisent des accélérateurs d'électrons pour traiter les tumeurs peu profondes, et des accélérateurs de photons pour traiter les tumeurs plus profondes

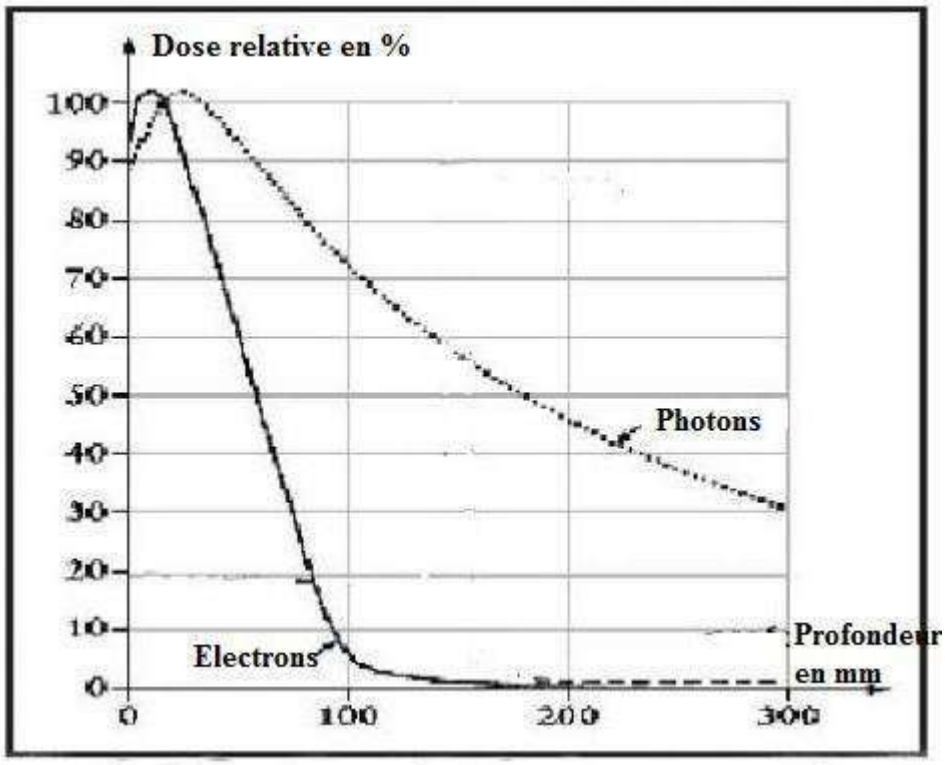


Figure 35 : Courbes de rayonnement d'émission de la dose d'irradiation pour une énergie de 12 MeV

Sur ce graphique, on constate que dans chaque courbe de rayonnement il y a une profondeur à partir de laquelle 100% de la dose émise provoque des interactions avec la matière. On constate aussi que près de cette zone optimale, les rayonnements irradient tout de même des surfaces saines. On voit, sur ce schéma, la perte très rapide de pénétration des électrons des tissus plus profonds. Mais les tissus supérieurs sont irradiés par une dose pleine.

3- Les interactions rayonnements-matières

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

3-1- Classification des rayonnements

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

a- Les rayonnements directement ionisants :

Ce sont des particules chargées qui délivrent leur énergie directement à la matière, par le jeu des forces coulombiennes s'exerçant avec les atomes du milieu. Les transferts d'énergie dépendent des masses des particules en mouvement et il y a lieu de distinguer les particules chargées lourdes (proton, deuton, alpha, ions lourds) des électrons.

b- Les rayonnements indirectement ionisants :

Ils sont électriquement neutres et sont susceptibles de transférer une fraction ou la totalité de leur énergie en une seule interaction à des particules chargées. Ce sont ensuite ces particules secondaires qui ionisent le milieu. Dans ce cas, l'ionisation se fait en deux étapes. Les rayonnements électromagnétiques (X et γ) et les neutrons entrent dans cette catégorie, mais leurs modes d'interaction sont différents.

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

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

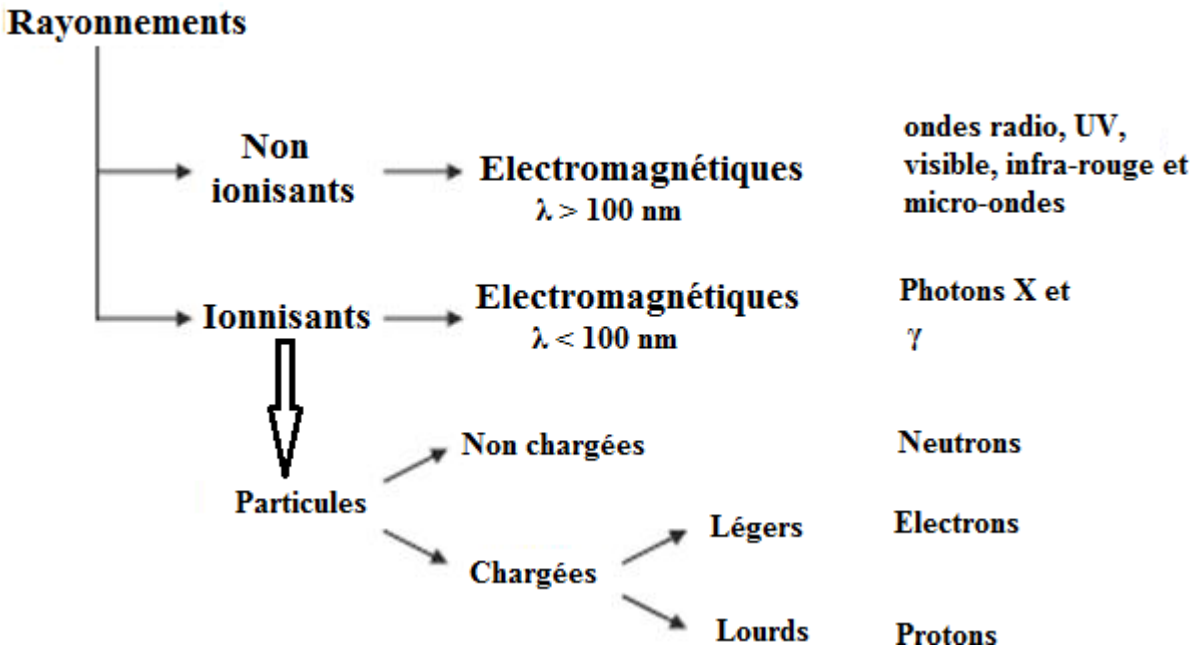


Figure 36 : Classification des rayonnements

3-2- Interactions photon – matière

- Loi d'atténuation :

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

$$\Phi(x) = \Phi 0$$

Φ0 **:** le flux de photons du faisceau incident
Φ(x) : le flux de photons sortant d'un milieu absorbant d'épaisseur x
μ : le coefficient d'atténuation linéaire qui est proportionnel à la section efficace d'interaction
$\mu = n\,\sigma tot$
n est le nombre de noyaux ou d'électrons atomiques par cm^3

- **Le coefficient d'atténuation massique μ/ρ :**

Le coefficient d'atténuation linéaire μ dépend de la nature du matériau. Si on considère μ1 de l'eau et μ2 de l'air, les mesure montrent que μ1 > μ2. Il est alors apparu plus fructueux d'introduire la masse volumique ρ du milieu traversé pour avoir μ/ρ représentant le coefficient d'atténuation massique
μ / ρ a sensiblement la même valeur pour un même corps quel que soit son état.

$$dN/N = \mu\,.dx = (\mu/\rho)\,.\,\rho dx$$

Or $dN/N = dp\ \mu/\rho = dp/\rho dx$
μ/ρ représente la probabilité d'interaction par unité de masse du milieu traversé. Elle s'exprime en cm^2/g.

- **Couche de demie d'atténuation (CDA) :**

C'est l'épaisseur nécessaire pour atténuer de moitié le nombre de photons incidents.
Pour une épaisseur x =1 CDA, on a :

$$N = N0/2 \; N / N0 = ½ =$$

CDA = Ln 2 /μ
Le CDA représente une caractéristique des différents matériaux vis- à –vis des rayonnements électromagnétiques.

- **Interaction des électrons avec la matière :**

Les électrons sont des particules légères porteuses d'une charge électrique élémentaire, négative pour les « négatons » et positive pour les « positons ». Les électrons en mouvement dans un milieu matériel perdent leur énergie cinétique au cours d'interactions avec les atomes du milieu traversé ; ils peuvent agissent soit avec les électrons des atomes constituant le milieu, soit avec leur noyau.
Dans le cas d'une interaction « électron-électron », on parlera de collision. Il en existe deux types : l'ionisation et l'excitation.

a- Phénomènes d'ionisation et d'excitation :

L'électron incident transfère une partie de son énergie cinétique à l'électron atomique ; selon la valeur de la quantité d'énergie transférée, l'une ou l'autre de ces réactions aura lieu.
Selon que ΔE est suffisante ou non pour éjecter l'électron de son orbite, deux phénomènes peuvent se produire :

- Si ΔE ≥ WL : l'électron de la cible est éjecté de son orbite avec une énergie cinétique (ΔE - WL), et il se produit une ionisation de l'atome cible. L'électron éjecté, dit électron secondaire, peut à son tour créer d'autres ionisations si son énergie cinétique est suffisante.

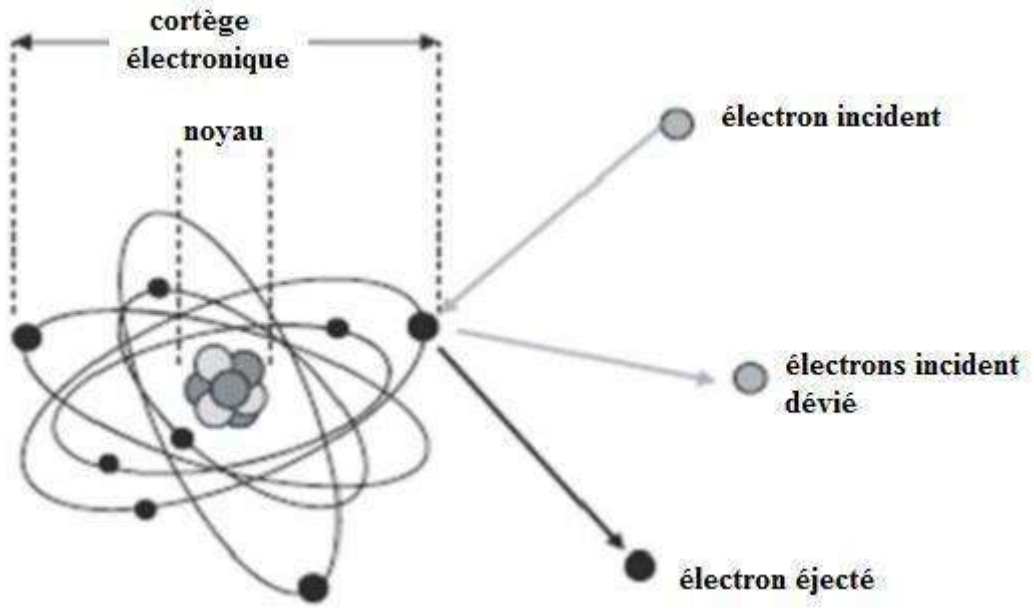


Figure 37 : Phénomène d'ionisation

- Si ΔE < WL : le transfert d'énergie ΔE ne peut produire aucune ionisation mais peut porter l'électron cible à un niveau énergétique supérieur, avec excitation de l'atome cible.

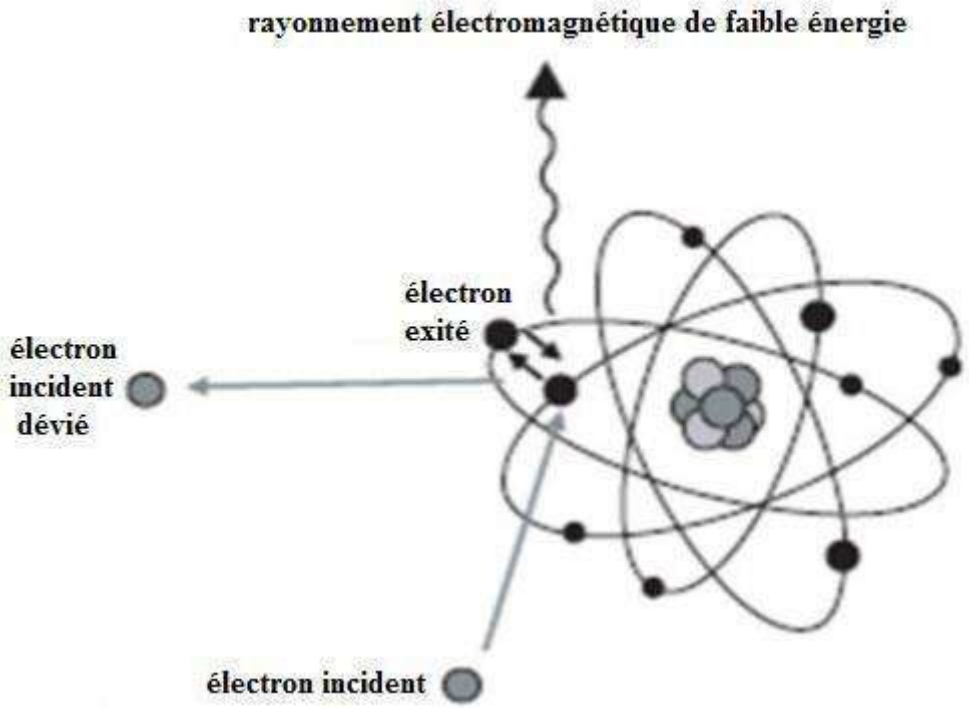


Figure 38 : Phénomène d'excitation

- **Transfert linéique d'énergie (TEL)**

En traversant la matière, les particules chargées perdent leur énergie selon différents types d'interactions : les interactions élastiques et inélastiques se font avec les électrons orbitaux et les noyaux atomiques du milieu ralentisseur.
Pour mesurer le ralentissement des particules chargées, on utilise la grandeur TLE qui représente la perte d'énergie, par unité de longueur de trajectoire des particules incidentes, consécutivement à leurs chocs avec les électrons.
L'expression de TLE en mécanique relativiste, est donnée par la formule de Bethe

$$TLE = \left|\frac{-dE}{dx}\right| = \frac{z^2.e^2}{4\pi\varepsilon^2 meV^2} NZ\left[\log\left(\frac{2m_e v^2}{I}\right) - \log\left(1-\frac{V^2}{C^2}\right) - \frac{v^2}{C^2} - \frac{C_K}{Z}\right]$$

Avec : - Z : la charge de la particule incidente
- V : la vitesse
- me : la masse au repos de l'électron
- e : la charge
- ε0 : la permittivité du vide : 8,854 x10^{-10} F. cm^{-1}
- c : la vitesse de lumière dans le vide : 3. 10^8 m/s
- N : le nombre des noyaux cibles par unité de volume du matériau absorbant
- Ck : un terme de correction qui dépend de l'énergie et de Z lorsque l'on tient compte de la structure complète des noyaux de la matière ;
- I : la valeur moyenne du potentiel d'ionisation tenant compte de l'ionisation et de l'excitation des atomes ralentisseurs, donnée par la formule semi empirique (en eV) :

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

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

4- Autres types d'accélérateurs de particules

Les accélérateurs sont classés en deux familles selon le principe mis en jeu : générateur à haute tension ou générateur à impulsions synchronisées. On distingue alors :

→ Les accélérateurs linéaires, ou les particules accélérées se déplacent selon une trajectoire rectiligne.

→ Les accélérateurs à trajectoires circulaires, ou les particules accélérées se déplacent selon une trajectoire circulaire.

Les accélérateurs linéaires (couramment appelés LINAC) sont les plus anciens des accélérateurs. On trouve plusieurs techniques d'accélération.

4-1- Les accélérateurs électrostatiques (Cockcroft-Walton, Van de Graaff)

Une haute tension statique est appliquée entre deux électrodes produisant ainsi un champ électrique, l'énergie cinétique acquise par les particules est égale, en électronvolts, à la différence de potentiel.

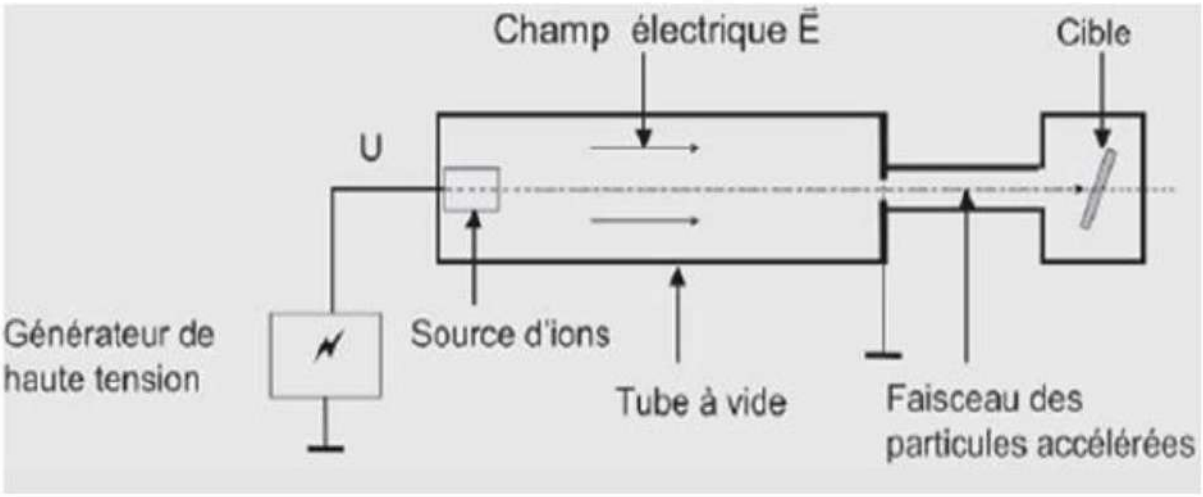


Figure 39 : Accélérateur électrostatique de type Cockcroft

4-2- Accélérateurs de type Wideröe

Le faisceau en passant dans une suite de cavités où règne un champ électrique alternatif va pouvoir atteindre une énergie de quelques centaines MeV.
Des électrodes cylindriques sont reliées alternativement aux pôles du générateur de hautes fréquences. Leur longueur va en croissant de la source d'ions vers la cible.

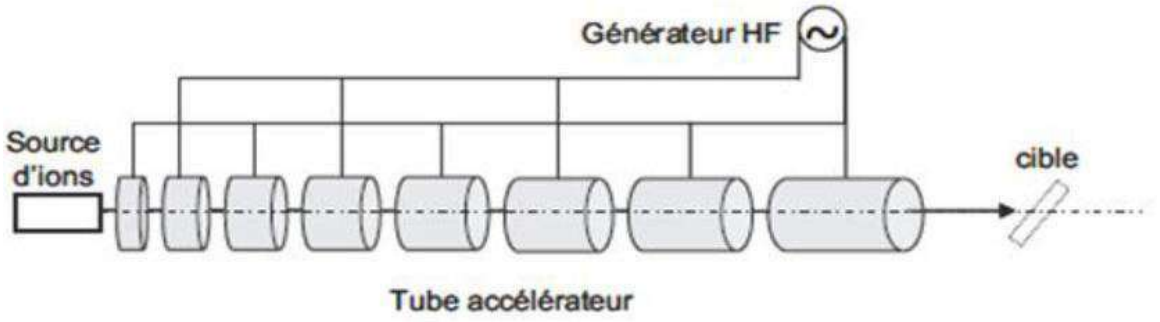


Figure 40 : Schéma d'un accélérateur linéaire de type Wideröe.

4-3- Les accélérateurs pulsés

Bien que ressemblant aux accélérateurs linéaires, dont le principe de fonctionnement est aussi un mode pulse, ces accélérateurs fonctionnent grâce à un générateur d'impulsions haute tension couplé à une source d'émission d'électrons. Le principe de ces appareils remonte aux années 1930. Des applications tournant autour de ces appareils sont à connotations militaires et rendent sensible cette technologie.
Le principe est le suivant : on applique une haute tension pulsée entre deux électrodes sous vide le champ électrique ainsi crée arrache des électrons a la cathode et les accélère en direction de l'anode. Selon la nature de l'anode soit les électrons la traverse, soit ils sont arrêtes.
Il existe principalement trois types de générateurs d'impulsions : transformateur, Marx et LTD (linear transformer driver). Ces générateurs sont tous des multiplicateurs de tension.
L'intérêt de ce type d'accélérateurs réside dans le fait qu'en un seul tir de seulement quelques dizaines de nano secondes, il est possible de délivrer pour les très grosses machines une dose de rayonnement de plusieurs Gy. L'intensité du rayonnement est principalement limitée par le volume et la forme de l'anode sachant que l'on cherche à obtenir une source d'émission la plus ponctuelle possible afin de minimiser les aberrations géométriques dans les applications de type radiographique ou l'on observe couramment des phénomènes ayant des vitesses de plusieurs km/s. Rappelons qu'en termes de puissance électrique celle-ci peut être très élevée du fait de la courte durée de l'impulsion électrique
Ces machines sont réglées de manière à fonctionner de manières optimales. L'accélération et la quantité de rayonnement produite est limitée par des facteurs physiques comme la tension de charge. Une surtension n'entrainerait pas une augmentation de l'énergie du faisceau mais la destruction du générateur. Les sécurités électriques mises en place sont principalement liées à la protection de l'appareil. Aussi, la puissance du générateur est mesurée avant la dose émise.

4-4- Les accélérateurs circulaires

Les accélérateurs circulaires permettent d'accélérer des particules sur des énergies beaucoup plus importantes que les accélérateurs électrostatiques ou linéaires. En effet, l'accélération dans ces deux derniers est rectiligne, et donc dépendante de la longueur de la cavité accélératrice ou de la haute tension appliquée aux électrodes. Par contre, dans un accélérateur circulaire, la cavité accélératrice peut quasiment être considère comme infinie. La particule suit une trajectoire circulaire et subit une accélération à chaque boucle de son parcours. Il existe plusieurs évolutions technologiques issues du principe de l'accélération circulaire. Cependant, on peut les classer en deux types : les cyclotrons et les synchrotrons. Chacune trouve son application industrielle et son domaine d'énergie. Les cyclotrons, permettent des accélérations jusqu'à quelques centaines de MeV et offrent une utilisation dans le domaine médical comme industriel. Les synchrotrons sont plus spécifiques au domaine de la recherche et lies aux très grandes énergies.
Une particularité de ces appareils est leur blindage. La particule accélérée constamment dévie émet un rayonnement synchrotron nécessitant une protection adéquate autours du champ de rotation de la particule. En cas de perte de l'alimentation électrique de l'appareil, les électroaimants ne seront plus en mesure de contenir la particule dans un espace confine ; Néanmoins, la sortie de la particule de sa trajectoire n'entrainera pas de conséquences radiologiques comptes tenus du blindage et de la faible intensité du faisceau.

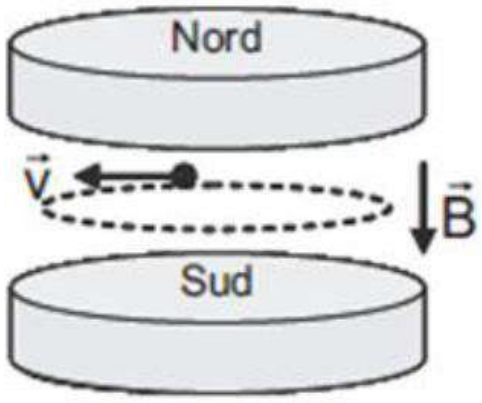


Figure 41 : Action d'un champ magnétique sur une particule chargée

- **les cyclotrons :**

Le cyclotron est un accélérateur circulaire à champ magnétique uniforme pouvant accélérer des protons et des ions lourds. Il est constitué des éléments suivants :

- Deux électrodes creuses en forme de D et appelées ≪ Dees ≫
- Un générateur haute fréquence relie aux deux électrodes
- Une source d'ions places au centre
- Un électro-aimant permettant de créer des champs électrique intense
- Un canal d'extraction à l'extrémité duquel se trouve la cible.

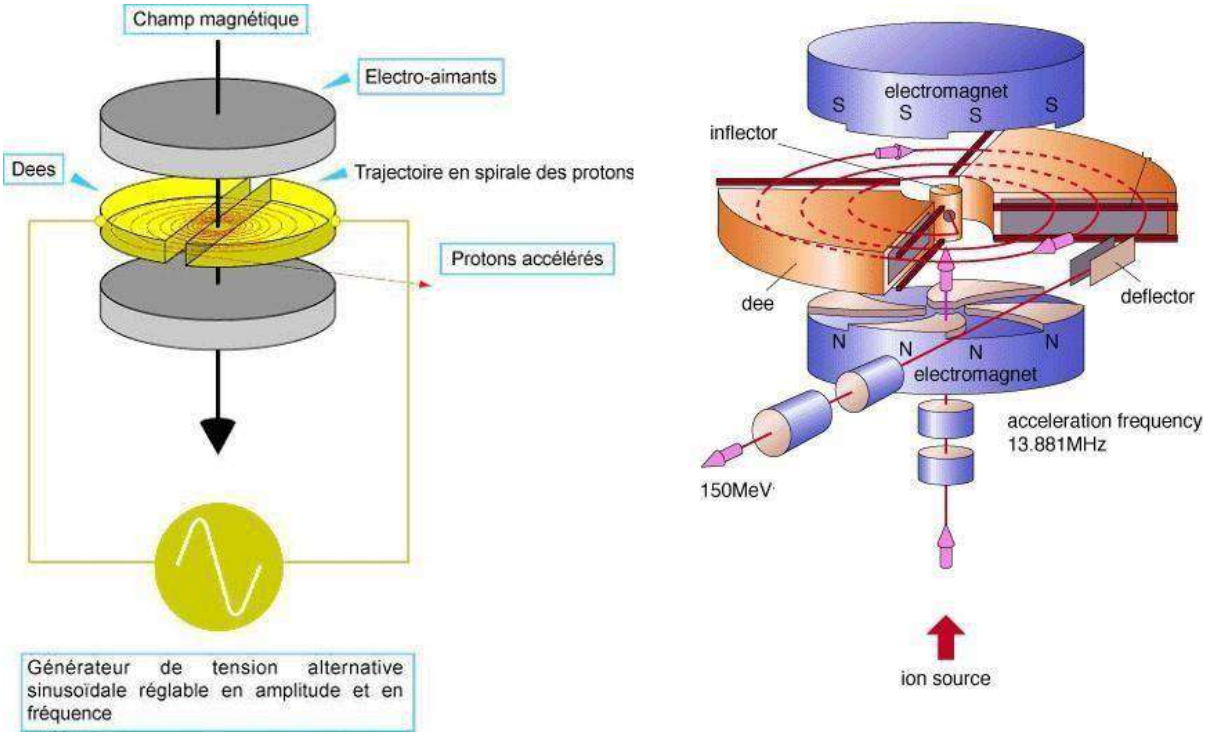


Figure 42 : Schéma d'un cyclotron

Entre les deux électrodes est applique un champ électrique oscillant toujours accélérateurs pour le faisceau de particules qui le traverse. Un vide pousse règne dans les électrodes et l'ensemble est place dans un champ magnétique perpendiculaire au plan de l'électroaimant. A chaque passage dans le champ électrique, les particules sont accélérées, augmentant le rayon de courbure de leur trajectoire. Au final, ce dernier prend l'allure d'une spirale, jusqu'à arriver au bord de l'accélérateurs, pénétrer dans un canal extracteur et bombarder une cible.
Aujourd'hui, les cyclotrons ne sont plus utilises pour la recherche de particules élémentaires, mais restent utiles pour des applications pratiques comme le diagnostic médical, le traitement des cancers (photothérapie) ou la création de radio-isotopes.

- **Les synchrotrons :**

Dans ce type de machine, le champ magnétique est module au cours de l'accélération. Contrairement au cyclotron, le champ magnétique n'est pas applique sur toute la surface circulaire mais uniquement sur la circonférence. Pour obtenir une trajectoire circulaire et un flux de particules constant, un champ magnétique doit être génère par des électro-aimants tout le long de la trajectoire du faisceau. Les particules accélérées dans un synchrotron sont injectées dans l'anneau après une pre-accélération.
Elles sont maintenues sur une trajectoire circulaire par le champ magnétique puis accélérées à chaque passage successif dans l'électrode accélératrice. Lorsque les particules atteignent l'énergie souhaitée, elles sont injectées dans l'anneau de stockage, puis extraites ou servent à la production de faisceaux secondaires.

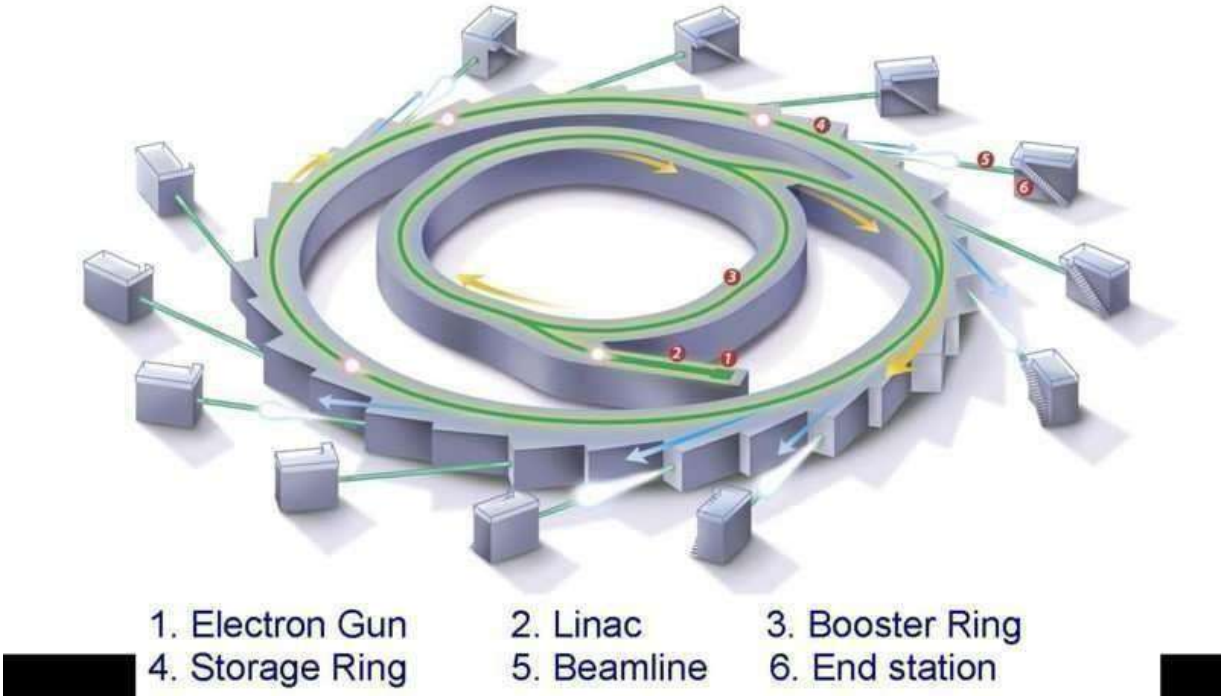


Figure 43 : Schéma d'un synchrotron à protons

Une subtilité du synchrotron est la faculté de produire un rayonnement secondaire particulier. En effet, soit la particule est éjectée et peut-être insérée dans un collisionneur, synchrotron voue à la collision de particules, ou être utilisés pour la production de faisceau lumineux dans l'anneau de stockage. A chaque courbure par les électroaimants, un rayonnement synchrotron aux propriétés particulières et définies sont émises. Ce rayonnement provient du ralentissement de la particule lors de sa déviation dans l'espace selon les lois relativiste. Le faisceau de photon ainsi émis, bien que peu énergétique (de quelques eV à plusieurs centaines de keV, est extrêmement intense et pénétrant, permettant de mettre en place une imagerie de la matière très poussée.

5- Les grandeurs physiques

Un accélérateur est une machine capable de communiquer à des particules chargées électriquement, électrons ou ions, une énergie importante en général au moins égale, mais souvent très supérieure à 1 MeV:

1 MeV = 1 Mega électron-volt

= Énergie imprimée à un électron par un potentiel de 1 Million de Volts

= 1 MeV = $1{,}6\ 10^{-13}$ Joules

Cette unité est toujours adoptée, car si on l'exprime en unités usuelles (MKSA) on voit bien que c'est une quantité peu agréable à manipuler.

- **Le becquerel (Bq)** : 1 Bq = 1 désintégration par seconde.
- **Le gray (Gy)** : cette unité permet de mesurer la quantité de rayonnements absorbée, ou dose absorbée par un organisme ou un objet exposé aux rayonnements.
- **Le siervert (Sv)** : Les effets biologiques des rayonnements sur un organisme exposé (selon sa nature et les organes exposés) se mesurent en sievert et s'expriment également en « équivalent de dose ».

- **La dose absorbée et le débit de dose :** La dose absorbée « D » est l'énergie transmise à l'unité de masse de la matière irradiée. Le débit de dose « d » est l'énergie absorbée par unité de masse et de temps (généralement en heures ou en secondes). « D » s'exprime en grays (Gy) :

  Pour D = 1 gray → D = 1 joule par kilogramme

- **L'équivalent de dose et son débit :** L'équivalent de dose « H » est le produit de la dose absorbée par un facteur « Q » qui tient compte de l'impact de chaque type rayonnement dans la matière. Le débit d'équivalent de dose « h » est l'équivalent par unité de temps. H s'exprime en sieverts (Sv) :

  Pour H = 1Sv → H = 1 Gy *x* Q

- Q = 1 pour les rayonnements bêta, gamma et X
- Q = 20 pour un rayonnement alpha

6- Conclusion

A travers ce chapitre, nous avons développé les différentes évolutions technologiques des accélérateurs de particules, leurs propriétés physiques qui ont permis leur classification en famille (accélérateurs linéaire, accélérateurs circulaires…). Nous avons également réalisé la description générale des différents accélérateurs et celle des composants de l'accélérateur linéaire d'électrons en détail et leurs rôles dans le fonctionnement de ce dernier. Pour obtenir un traitement efficace et une machine fiable il faut des contrôles de qualité de chaque composante constituant l'accélérateur et comprendre l'intérêt de ce contrôle que nous aborderons dans le chapitre suivant.

ChapitreIV:Contrôle et maintenance *préventive d'un accélérateur linéaire Varian Medical Systems*

1- Introduction

La mise en œuvre d'une radiothérapie de qualité impose une organisation et une gestion au quotidien d'un programme complet d'assurance qualité. Le contrôle régulier des appareillages reste une des composantes essentielles de ce programme. Il nécessite l'implémentation permanente de procédures de tests sans cesse renouvelées au rythme de l'évolution de la technologie

La PMI (Periodic Maintenance Inspection) est un outil de service conçu pour inspecter minutieusement le Clinac à des intervalles de temps réguliers tout au long de sa durée de vie opérationnelle. Certaines tâches sont effectuées sur une période d'une année, puis sont ensuite répété les années suivantes selon le contrat de maintenance.

Ces inspections sont conçus pour maintenir la fiabilité opérationnelle et de déterminer s'il y a des problèmes potentiels ou existants avec le Clinac.

Toutes les conclusions et recommandations de suivi doivent être inscrites sur un rapport.

OUTILS ET EQUIPEMENT REQUIS:

- Caisse à outils
- Multimètre et oscilloscope
- Raccord en laiton 3/8 "et 1/4" (pour le contrôle des tuyaux d'eau)
- Aspirateur
- Serviettes de nettoyage et les détergents appropriés
- Lubrifiants avec des pistolets à graisse (si nécessaire)
- Marqueur à encre permanente (petite pointe)

Nous verrons dans ce chapitre les différentes étapes d'une maintenance préventive ; notons que cette dernière doit être réalisée par un personnel qualifié seulement, personne d'autre ne doit tenter une procédure ou un test contenu dans ce document.

2- Préparation, inspection et arrêt de la machine

On vérifie avant tout le journal des évènements (Log) pour toutes les performances de la machine afin de s'assurer qu'elle ne présente aucun problème avant la procédure de maintenance. On retire ensuite les différents couvercles de la gantry, du collimateur et ceux du modulateur.
Pour mettre la machine hors tension, il suffit d'appuyer sur un des interrupteurs d'arrêt d'urgence pour couper toute l'alimentation.

- Inspection du système d'eau et nettoyage des filtres :

On vérifie le niveau dans le réservoir d'eau ainsi que les signes de contamination de l'eau (mauvaise odeurs). On nettoie les filtres à eau au niveau de la pompe et du régulateur de pression. On vérifie aussi tous les tuyaux ainsi que l'étanchéité au niveau de leur raccordement.

- Nettoyage de tous les filtres à air à l'aide d'un compresseur
- Inspection et nettoyage des cartes électroniques avec une source d'air sec et propre et vérifications des différents connecteurs
- Inspection et nettoyage du stand
- Inspection et nettoyage du modulateur

3- Vérification de la machine

- Vérification de tous les ventilateurs :

On vérifie le fonctionnement des deux ventilateurs de refroidissement situés sur le dessus du stand ainsi que celui situé dans le châssis des cartes électroniques

- Vérification du Système d'air :

On coupe l'alimentation d'air, on ouvre la boîte à air et on inspecte visuellement le déshydratant d'air. Si les billes déshydratantes ne sont pas bleues, on remplace le déshydratant.

- Comparaison des paramètres du système d'eau :

On vérifie que tous le paramètre du système d'eau sont bons c'est-à-dire :

  - Température d'eau stable à 40°C
  - Pression stable

La température d'eau est constamment affichée sur un petit afficheur à l'intérieur du stand ; une température dépassant les 40°C peut engendrer de graves problèmes ! La machine s'éteint automatiquement si cette dernière dépasse les 48°C.
Ces valeurs sont ensuite comparées aux anciennes valeurs notées lors de la maintenance précédentes ; ces dernières devraient être les mêmes !

- Vérification du gaz SF6 :

Le SF6 est utilisé en tant que diélectrique pour le guide d'onde. La haute pression de la bouteille SF6 située à l'arrière du stand est réduite à 35 psi par un régulateur en sortie de la bouteille. La soupape actionnée par le solénoïde réduit la pression jusqu'à 32 psi pour le d'ondes rectangulaire (déviation). Le verrouillage de gaz est réglé pour se déclencher à 28/30 psi.
On vérifie alors la pression du gaz grâce au manomètre lié à la tuyauterie à l'intérieur du stand ; si cette dernière est en dessous de 32 psi l'ajout se fait immédiatement en ouvrant doucement le robinet de la bouteille jusqu'à atteindre la valeur souhaitée.

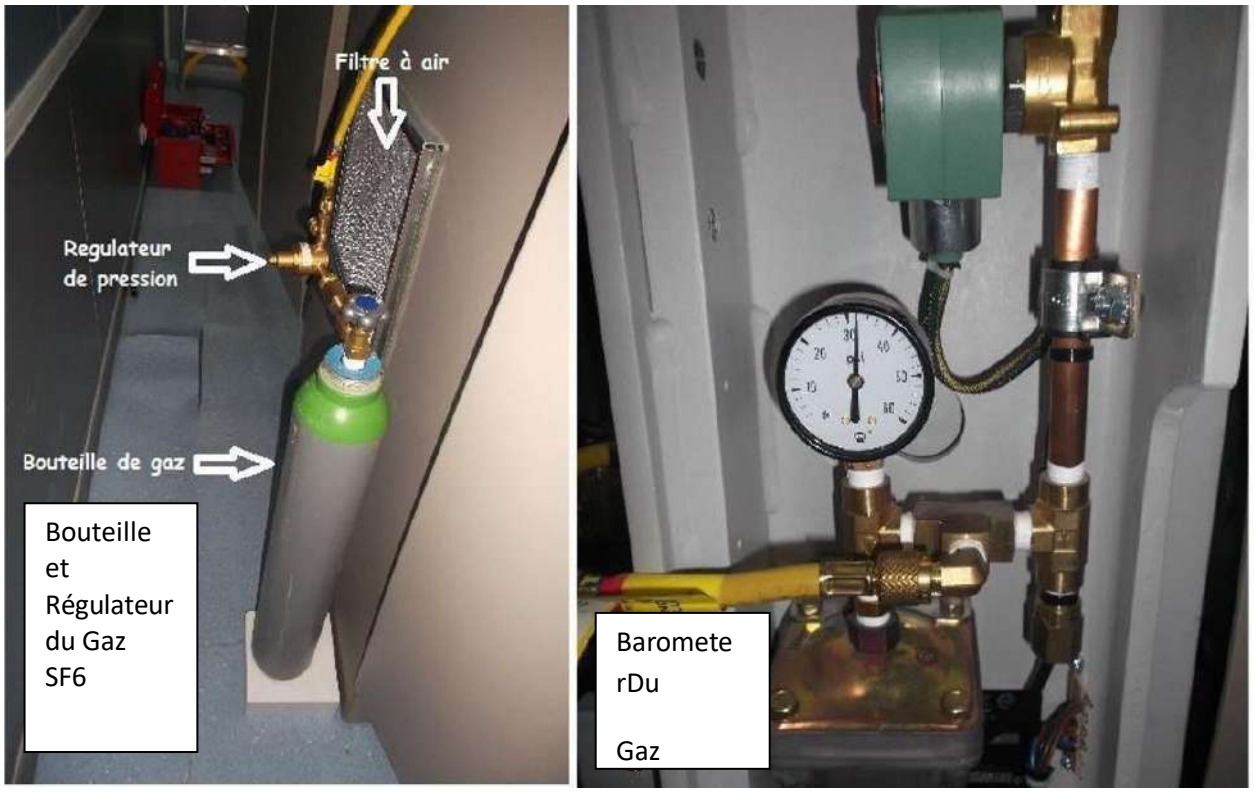


Figure 44 : SF6 gaz system

- Inspection des joints et tuyaux pendant la rotation du bras : on vérifie minutieusement s'il n'y a aucune fuite d'eau au niveau des tuyaux et les joints rotatifs mis en mouvement pendant la rotation de la gantry.
- Mesure de la tension des bobines de l'aimant de courbure (déviation) pour la sélection d'énergie : on sélectionne le mode Rayon X puis on mesure la somme de la chute de tension pour les deux bobines en connectant un multimètre aux deux fusibles situés sur le côté de la gantry. Ces valeurs mesurées seront aussi comparées aux valeurs mesurées lors de la maintenance précédente ou de l'installation et devraient être les mêmes.
- Vérification du blindage: on s'assure que toutes les pièces en plomb recouvrant la section accélératrice ainsi que l'aimant de courbure sont en bon état. Le blindage doit être optimal.

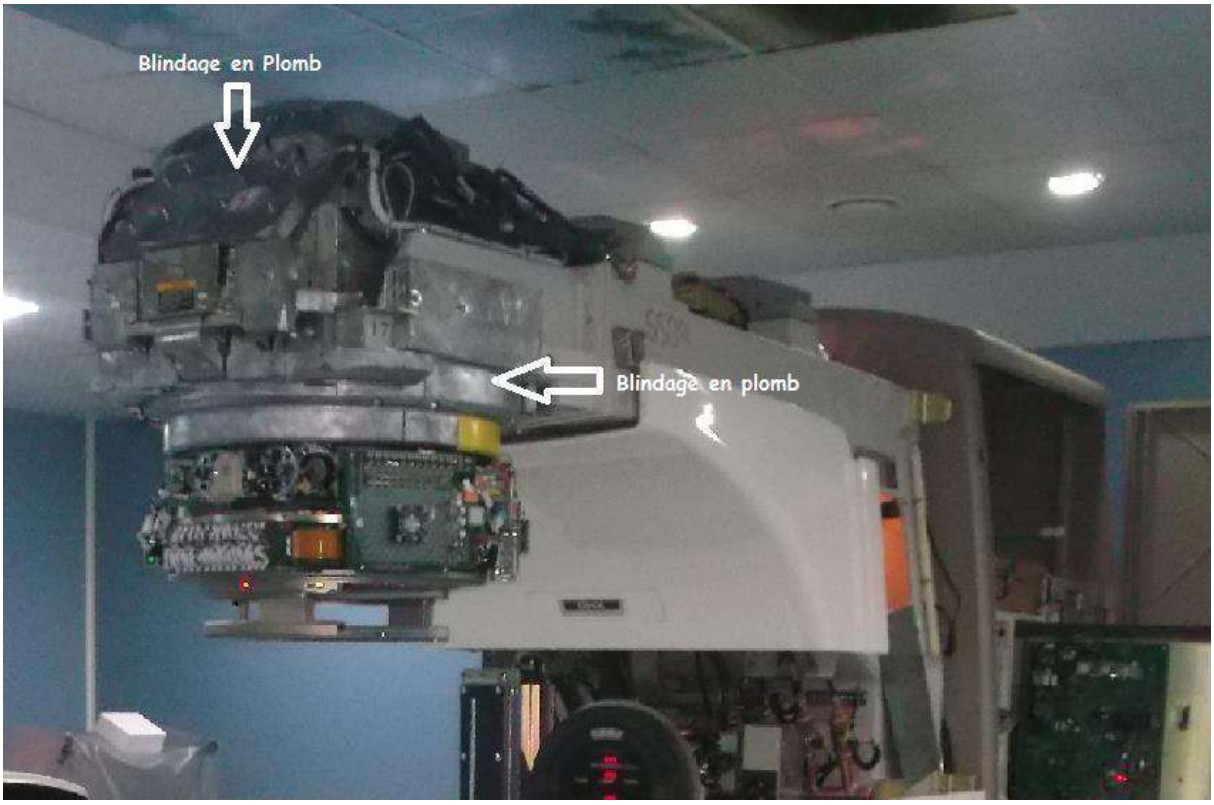


Figure 45 : Blindage de la section accélératrice et de la déviation

- Vérification de la cible : on positionne la gantry à 270° puis on retire le blindage en plomb. On s'assure que les vis de fixation de l'arbre d'entraine sont correctement serrées et on inspecte l'ensemble des commutateurs/actionneurs.
- Graissage et lubrification : on graisse les roulements de la gantry en utilisant le pistolet a graisse situé dans le stand ; cette opération est effectuée à 0°, 90°, 180° et 270°.
- Vérification du collimateur : on vérifie tout d'abord le fonctionnement de tous les moteurs assurant le mouvement des lames.

NB : Chaque lame est commandée par un moteur indépendamment des autres.

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

On inspecte ensuite la rotation du collimateur et on lubrifie ses roulements.

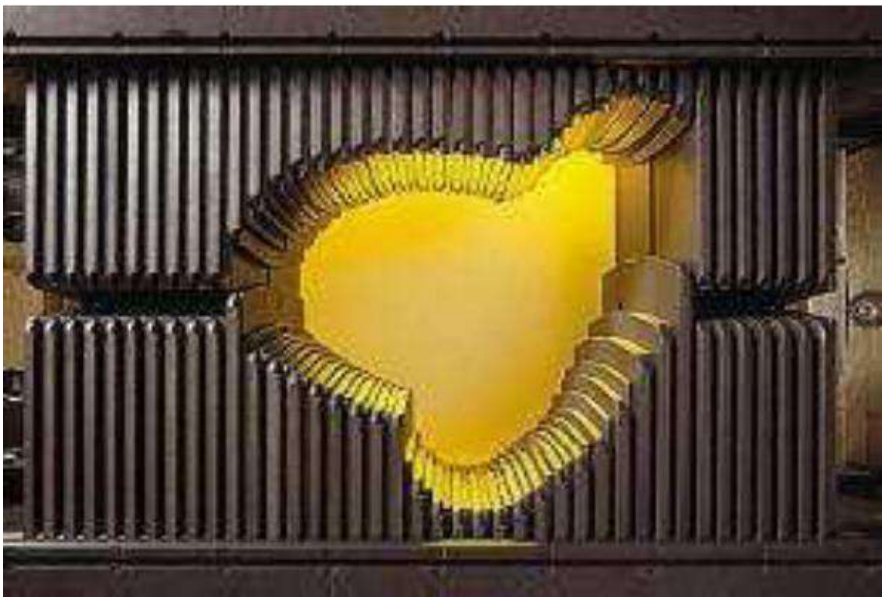


Figure 46 : Contrôle des lames du MLC

- Vérification du faisceau de sortie en fonction de la rotation : le but de ce test est de s'assurer que le faisceau en sortie du collimateur ne fluctue pas plus de 15% pendant la rotation de la gantry. Pour cela, on positionne la gantry à 1° puis on tire et on note la dose émise pour cette position. Cette opération et répétée à 90°, 180° et 270° et pour les différents modes à savoir HI-X, LOW-X, HI-E et LOW-E
  Le pourcentage est donné par la relation suivante :

$$\text{𝔛 (\%)} = ((\text{max output} - \text{min output}) / \text{max output})*100$$

	Hi - X	**Low - X**	**Hi - e**	**Low - e**
1°	D1	D5	D9	D13
90°	D2	D6	D10	D14
180°	D3	D7	D11	D15
270°	D4	D8	D12	D13
Min	Min 1	Min 2	Min 3	Min 4
Max	Max 1	Max 2	Max 3	Max 4
%	𝔛= ((max1-min1) / max1)*100	𝔛= ((max2-min2) / max2)*100	𝔛= ((max3-min3) / max3)*100	𝔛= ((max4-min4) / max4)*100

- Contrôle de la table : on teste la correspondance entre la valeur affichée et le déplacement réel pour tous les types de déplacement (rotations socle et plateau, déplacements verticaux et horizontaux de la table).
  On vérifie également que la rotation du socle se fait de manière isocentrique et que le déplacement vertical se fait parallèlement à l'axe du faisceau.
  Pour les déplacements longitudinaux, on vérifie également la rigidité du plateau en mesurant l'écart table-collimateur au niveau de l'axe du faisceau pour une position moyenne de la table (On peut aussi se référer aux lasers muraux). On déplace le plateau longitudinalement sur toute sa course. Au niveau de l'axe, l'écart entre les hauteurs de plateau de table ne doit pas excéder 5mm. Pour les déplacements latéraux, on déplace le plateau sur toute sa course pour des extensions longitudinales maximale et minimale. Au niveau de l'axe, l'écart entre les hauteurs de plateau de table ne doit pas excéder 2mm.

4- Contrôles voyants lumineux

- Porte de la salle de traitement

On vérifier que les voyants au-dessus de la porte de la salle de tacitement sont :

- **Rouge** en cours d'irradiation, c'est-à-dire que l'accélérateur est dans l'état marche faisceau ;
- **Ver**t en fin d'irradiation, c'est – à- dire que l'accélérateur est dans l'état arrêt faisceau

- Poste de commande de traitement

Les différents états doivent apparaître au poste de commande et, dans le cas où ces états sont signalés par des voyants lumineux. Les couleurs des voyants doivent être en accord avec ce qui suit :
Intervention immédiate nécessaire pour faire cesser une situation imprévue dans le fonctionnement :

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



Figure 47 : Voyant de signalisation

5- Sécurités mécanique et électriques

- **Au niveau de la porte de la salle de traitement**

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

- **Arrêts d'urgence**

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

- Arrêt d'urgence type « coup poing » : Cette sécurité doit provoquer une coupure générale de toute l'alimentation électrique dans les locaux ou est implanté l'accélérateur d'électrons, à l'intérieur de la salle de traitement, dans les locaux techniques ainsi qu'au niveau du poste de commande et du modulateur.
- Autre types d'arrêt d'urgence : Ils peuvent interrompre l'irradiation. Le dispositif de verrouillage doit être tel que le système doit revenir à l'état préparatoire et tous les mouvements doivent être interrompus. A la suite d'une interruption, il doit être possible de redémarrer l'irradiation sans la re-sélection des conditions de fonctionnement mais seulement du poste de commande de traitement.

- **système anti - collision**

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

- **Arrêts de fin de course**

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

- **Vérification des accessoires**

L'état mécanique de tous les accessoires utilisés pour le traitement des patients tels que les filtres en coin, applicateur de faisceau, porte caches, appui-bras, appui-tête, etc. doivent être vérifiés ainsi que les dispositifs de sécurité correspondant lorsqu'ils y en a.

6- Sécurités liées au faisceau de rayonnement

- **Sélection de type de rayonnement**

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

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

- **Sélection de l'énergie**

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

- **Moniteur**

Le moniteur doit être constitué de deux détecteurs de rayonnement situés à l'intérieure de la tête d'irradiation. Les deux systèmes d'affichage situés au poste de commande doivent être placés l'un près de l'autre et près du système servant à présélectionner le nombre d'unités-moniteur. On vérifie que les affichages des deux systèmes décalés au maximum de 10 % l'un par rapport à l'autre conservent leur indications lorsque l'irradiation est interrompue ou finie. Dans le cas d'une défaillance du réseau d'alimentation. L'information affichée à l'instant de la défaillance doit être conservée sous une forme accessible au moins pendant 20minute.
On vérifie que l'irradiation n'est pas possible avant qu'une nouvelle sélection d'un nombre d'unités-moniteur n'ait été faite au poste de commande. Le nombre sélectionné d'unités-moniteur doit rester affiché au poste de commande jusqu'à la remise à zéro des deux systèmes d'affichage pour l'irradiation suivante.

- **Système permettant la surveillance du patient**

On vérifie le fonctionnement du système de visualisation et des dispositifs permettant la communication avec le patient (caméra, interphone, sonnette, etc.). En particulier, il faut vérifier que, quelle que soit la position de l'équipement, le circuit de télévision permet une visualisation totale du patient.

Conclusion Générale

Conclusion générale

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

Les accélérateurs sont des appareils complexes qui demandent un personnel qualifié et formé (manipulateur, ingénieur biomédical constructeur, radiophysicien...). La moindre erreur peut laisser des lésions irréversibles ou fatales et la médiatisation des problèmes de dosage peut faire naître chez les patients, une angoisse envers ce dispositif pourtant indispensable dans la lutte contre le cancer.

Représentés en grande majorité par le géant américain Varian, l'allemand Siemens et le suédois Elekta, les accélérateurs de particules pour la radiothérapie sont en constante évolution et doivent faire face à de nouvelles technologies, de plus en plus innovantes et spécialisées. La qualité des traitements, et leur précision augmente, au même titre que les normes de sécurité auxquelles doivent répondre les accélérateurs.

Pour répondre aux normes, tous les accélérateurs sont soumis à une maintenance draconienne comme en témoigne l'organisation de chez Varian. Ces maintenances sont réalisées par un ingénieur, et consiste, comme nous l'avons vu tout au long de ce dossier à vérifier l'état des éléments, leur tension, température, changer les filtres et vérifier tous les mouvements (graissage, serrage des plombs). Il ne faut pas oublier que chaque intervention est suivie d'un contrôle qualité de l'accélérateur et de toutes ses installations de sécurité.

L'avenir de la radiothérapie est loin d'être menacé ! Aujourd'hui, on voit apparaître la protonthérapie qui a eu de remarquables succès dans le traitement de plusieurs types de cancers (les tumeurs du cerveau, de la colonne vertébrale et de la prostate). Elle utilise l'irradiation des tumeurs avec des faisceaux de protons et non des photons. Ceux-ci se dispersent moins facilement dans les tissus donc ils restent concentrés sur la tumeur et endommagent moins les tissus sains environnants.

Annexe

ANNEXE

Historique et grandes dates

C'est en **1919** que commence l'histoire des accélérateurs de particules grâce au physicien
« **Ernest Rutherford »** (1871-1937) qui chercha à transformer des atomes d'azotes en isotopes d'atomes hydrogènes en les bombardant avec des particules alpha. Le concept de l'accélérateur de particules était né.
Cependant, l'étude de l'atome, et en particulier de son noyau, nécessite une forte quantité d'énergie, énergie inaccessible aux particules issues de radioéléments naturels qui sont trop peu nombreuses et trop peu énergétiques pour pénétrer la barrière du noyau.

- **En 1920 :** il apparaît évident des faisceaux plus énergétiques et plus contrôlés de particules. La source des particules chargées était variée. Les décharges dans les gaz produisent des ions, alors que pour les électrons, il était possible d'utiliser l'émission par un fil chauffé ou d'autres systèmes. **E = q.U**
  L'énergie (E) d'une particule dans un champ électrique correspond au produit de sa charge (q) multiplié par la tension (U) du champ ; une solution possible était essentiellement d'accélérer les particules dans un tube à vide soumis à une très haute tension.
- **En 1930 :** l'histoire des accélérateurs commence par les premiers appareils électrostatiques. Une série d'inventions techniques permet de repousser les limitations inhérentes à l'utilisation de hautes tensions et d'atteindre le mégaélectronvolt. En parallèle, le cyclotron fait son apparition.
- **En 1932** (Angleterre) : accomplirent la première désintégration réussie du noyau par des particules électriquement accélérées, utilisèrent un multiplicateur de tension à l'aide d'un montage compliqué de redresseurs et de condensateurs (montage Greinacher, 1919)

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

- **En 1937 :** Le générateur **Cockcroft-Walton** était un multiplicateur de tension fait de condensateurs et de redresseurs. C'était un élément d'un accélérateur ; construit par **Philips** à Eindhoven. Dans un premier temps, la Seconde Guerre mondiale freine l'effort entrepris. En revanche, elle donne une justification supplémentaire à la physique nucléaire dont les progrès sont essentiels pour la maîtrise de l'énergie nucléaire à des fins pacifiques ou militaires.
- **En 1950 :** la course à la haute énergie reprend avec les premières machines circulaires du type synchrotron, pour accélérer des électrons, puis des protons, au-delà du giga électronvolt. C'est le début de l'ère des grands accélérateurs, avec la création de plusieurs laboratoires aux États-Unis (Berkeley, Brookhaven...).

- **Dans les années 1960** : le physicien spécialiste des accélérateurs de particules «**Stanley Livingston »** a établit un diagramme pour qu'il montre la croissance exponentielle de l'énergie des faisceaux accélérés et pour tester la validité des modèles théorique.
- **Depuis 1980 :** les tendances se confirment, La physique des particules élémentaires a déjà bénéficié de quatre **supercollisionneurs**: trois machines électrons-positrons, **le L.E.P** (Large Electron Positron Collider) au CERN, **le S.L.C**. (Stanford Linear Collider) à Stanford (États-Unis) et **Tristan** à Tsukuba (Japon), et une machine électrons-protons, Hera à Hambourg
- **En l'an 2000 :** des projets encore plus gigantesques de collisionneurs protonsantiprotons à 10 ou 20 TeV par faisceau.

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

LES GRANDES DATES :

- **En 1928 :** « **R. Wideröe »,** en utilisant une source de radiofréquences de 25 kV et de 1 MHz, accélère des ions de potassium jusqu'à 50 KeV.
- **En 1931 /1934 : « E.O. Lawrence, D. Sloan et al »,** construisent un accélérateur sous la forme de celui de Wideröe (avec une source de radiofréquence de 7 MHz) et accélèrent des ions de mercure jusqu'à 1.26 MeV. Évidemment, plus l'histoire avance, plus on veut obtenir des énergies importantes. On voit également que plus on augmente la fréquence, plus l'énergie est importante.
- **En 1931/1935 : «** K. Kingdon » accélére des électrons de 28 KeV à 2.5 MeV. Comme les électrons sont moins massiques, il est plus facile de les accélérer.
- **En 1932 :** « **Cockcroft »** et « **Walton »** construisent un appareil pouvant atteindre les 800 kV (accélérateur électrostatique).
- **En 1937 :** « **Les frères Varian** » inventent le Klystron à Stanford.
- **En 1945 : « Alvarez »** invente l'accélérateur avec une cavité résonante qui entoure les tubes de façon à retenir l'énergie électromagnétique à haute fréquence.
- **En 1945/1947** : « **L. Alvarez, W .K.H. Panofsky**, et **al. »** accélèrent des protons jusqu'à 32 MeV dans un accélérateur alimenté par une source de radiofréquence de 200 MHz.
- **En 1947/1948 : « Hansen** et **al »** accélèrent des électrons sont accélérés jusqu'à 4.5 MeV par un klystron de 1MW et 2.856 GHz.
- **En 1973 :** « **Wilson, D. Farkas, H. Hogg »** inventent le "RF energy compression scheme". Le SLAC (Stanford Linear Acceleretor) atteint une énergie de 30 GeV.

BIBLIOGRAPHIE

1. M. LE GUEN, M. MILLAT, C. MOLERAT, « Les accélérateurs de particules en radiothérapie », 2011.

2. Dr S. Coequyt, « BIOPHYSIQUE DES RAYONNEMENTS », 2005

3. ANAES, « Évaluation de la radiothérapie Conformationnelle avec modulation d'intensité », Mai 2003.

4. SFPM, Société française de physique médicale, « Contrôles de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité », RAPPORT SFPM N° 26 Janvier 2010.

5. F. Kubs, « THESE : RAYONNEMENT ET IMAGERIE MEDICALE », Centre de Recherche en Automatique de Nancy, Octobre 2007.

6. Documention VARIAN MEDICAL SYSTEMS.

7. N. SALLAI, «Contrôle de qualité mécanique et dosimétrique de l'accélérateur linéaire d'électron », decembre 2011

8. Jean-Marie De Conto, Université Joseph Fourier Grenoble, « Accélérateurs de particules une introduction ».

9. Varian Medical Systems, « General information and clinac iX, Trilogy, 2100C/D, 2300C/D, 21EX, 23EX, Novalis Tx Equipment Information », Aout 2009.

10. E. Baron, « De la Physique au Détecteur, Panorama des accélérateurs est de leurs utilisations », GANIL R 06 02, Novemebre 2006.

11. J-M. Ortega, Université Paris-Sud, Orsay « Qu'est-ce qu'un accélérateur de particules ? »

12. Radioprotection Cirkus, www.rpcirkus.org, « Informations-vulgarisation sur les accélérateurs de particules », mars 2010, n° W913002355.

13. Jean-Marc Légaré, Ph. D.J.-M. Légaré, « Blindage des salles de rayons X et gamma industrielles et médicales - Synthèse et expérience personnelle -».

14. D. Benoit, « Mise au point et évaluation d'un système fibré de dosimétrie en ligne utilisant des matériaux phosphorescents stimulables optiquement Application à la mesure de dose en radiothérapie et au monitoring de faisceaux », Septembre 2008.

15. G. Hée, D. Dugrillon, « Les accélérateurs industriels et médicaux de particules de 1 à 10 MeV ».

16. Dr J. Mandet, « PRINCIPES ET UTILISATION DE LA RADIOTHERAPIE DANS LE TRAITEMENT DES CANCERS », Septembre 2006.

17. J. Fourrier, « Les accélérateurs à champ fixe et gradient alterné FFAG (Fixed Field Alternating Gradient) et leur application médicale en protonthérapie ».

18. EEI, « ACTION DES CHAMPS ELECTRIQUE ET MAGNETIQUE SUR LE MOUVEMENT DES ELECTRONS », Janvier 2004

ملخص

العالج اإلشعاعي المطابق هو حل وسط بين الحاجة إلى تشعيع حجم الورم بدرجة كافية للحصول

على تأثير عالجي وتلك الخاصة بالحد من تشعيع األلنسجة السليمة المجاورة لتقليل آلثار الجانبية ؛ لذلك ، للحصول على عالج عالي الجودة ، يتطلب العالج اإلشعاعي المطابق المزيد من المراقبة

(مسرع اإللكترون الخطي)المستمرة والجودة الدقيقة والصيانة من أجل ضمان األلداء السليم لآللة

ولضمان عدم تغيره بمرور الوقت الكلمات المفتاحية عالج إشعاعي؛ الورم تشعيع معالج اإللكتروني الخطي

Résumé

La radiothérapie conformationnelle est un compromis entre la nécessité d'irradier suffisammentle volume de la tumeur pour obtenir un effet curatif et celle de limiter l'irradiation des tissus sainvoisins pour diminuer les effets secondaires ; donc pour un traitement de qualité, la radiothérapieconformationnelle nécessite des contrôles et des maintenances de qualité plus fréquent et plus précis afin de s'assurer du bon fonctionnement de la machine (l'accélérateur linéaire d'électron) et de s'assurer que celle-ci ne s'altère pas au cour du temps

Mots clés La radiothérapie ; la tumeur ; l'irradiation ; l'accélérateur linéaire d'électron.

Abstract

Conformal radiotherapy is a compromise between the need to sufficiently irradiate the volume ofthe tumor to obtain a curative effect and that of limiting the irradiation of neighboring healthy tissues to reduce side effects; therefore, for a quality treatment, conformal radiotherapy requires more frequent and more precise quality controls and maintenance in order to ensure t ıe propefunctioning of the machine (the linear electron accelerator) and to ensure that it does not change over time.

Keywords Radiotherapy; the tumor; irradiation; the linear electron accelerator.