

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE  
SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE MOHAMED SEDDIK  
BEN YAHIA - JIJEL



FACULTE DES SCIENCES EXACTES ET INFORMATIQUE  
DEPARTEMENT DE PHYSIQUE

Série :

**Mémoire présenté pour obtenir le diplôme de  
Master en physique**

**Spécialité** : physique médicale

**Par**

**Souilah Kaouther\_Ferhoune Hind**

**Intitulé**

**Conceptions du faisceau des rayons X et évaluation dosimétrique en  
radiothérapie d'une tumeur cérébrale par simulation Monte-Carlo**

Soutenue le : **06/07 /2022** devant le jury :

Président : D. BOUMALA  
Rapporteur : A. TEDJANI  
Examineur : A. BENAIDJA

Dr. Univ. de Jijel  
Dr. Univ. de Jijel  
Dr. Univ. de Jijel



## *Remerciement*

*Avant tous nous remercions « ALLAH » qui nous a donné le courage, la patience et la force pour accomplir ce mémoire.*

*Nous remercions s'adressent spécialement à Dr **Ahmed TEDJANI** notre encadrant pour la confiance qu'il nous a accordée et pour avoir nous guidée et suivi tout au long de la réalisation de ce travail.*

*Nous tenons à exprimer nos remerciements à l'ensemble de membre de jury **Dalil BOUMALA** et **Mme BENAIDJA Asma** pour avoir accepté d'évaluer ce modeste travail.*

*Enfin, je voudrais remercier tous les enseignants de département de physique qui ont participé de près ou de loin à notre formation et particulièrement les étudiants de la promotion 2021/2022.*



# *Dédicace*

*A ma force mon très cher Père*

*A la flamme de mon cœur ma vie ma mère*

*Qui m'ont toujours motivé. Ce travail représente donc l'aboutissement du soutien et des encouragements qu'ils m'ont prodigués pendant mes études durant toutes ces années. Merci pour m'ont permis de vivre ce jour.*

*A mon frère Ahmed*

*Mon héros qui a été toujours là pour moi merci pour votre amour.*

*Une dédicace spéciale à ma petite sœur Sabrina*

*Ma moitié, mon unique merci pour tous.*

*A tous les membres de famille*

*Hind, à toi chère binôme, copine et sœur merci pour ton soutien moral, ta patience et ta compréhension tout au long de ce travail*

*A mes amies*

*Et tous ce qui m'aiment ...*

***Kaouther***



# *Dédicace*

*A l'homme de ma vie mon père,*

*A la flamme de mon cœur ma vie ma mère,*

*Qui m'ont toujours encouragé et soutenir pendant mes études durant toutes ces années. Ce travail n'aurait pas pu être accompli sans eux. Merci encore une fois pour tout que vous m'a donné.*

*A mon mari Sami*

*Qui été toujours là pour moi, m'aider et m'encourager dans mes études. Merci pour d'être ma source de joie et de bonheur, merci pour ton soutien et pour tout ce que tu as fait pour me voir heureuse et alaise.*

*A mes adorables chères sœurs Samah, Sarah et Asma et la petite princesse Aya.*

*A mon seul frère mon trésor Mohammed, merci pour votre amour et votre soutien.*

*A ma deuxième famille, ma belle-mère et mes belles sœurs Samia, Asma et Mouna merci pour votre soutien et votre motivation, j'ai l'honneur de devenir d'une d'entre vous.*

*Kaouther, à toi chère binôme, copine et sœur merci pour ton soutien moral, ta patience et ta compréhension tout au long de ce travail*

*A mes amies, surtout Loumia merci pour votre présence dans ma vie.*

*Hind*



# Chapitre I : Interaction rayonnement matière

Introduction générale.....	1
Introduction.....	2
I.Classification des rayonnements.....	2
I.1. Classification selon leur nature propre .....	2
I.2. Classification selon leur effet sur le milieu .....	2
I.2.1. Les rayonnements ionisants.....	2
I.2.2. Les rayonnements non ionisants.....	3
II.Interaction photon matière.....	4
II.1 Interaction élémentaire.....	4
II.1.1 Diffusion Rayleigh.....	4
II.1.2 Effet photo-électrique.....	5
II.1.3 Effet Compton.....	5
II.1.4 La production de paires d'électron-positron.....	6
II.1.5 Les réactions photo-nucléaires.....	6
II.2 Interaction globale.....	7
II.2.1 Loi d'atténuation.....	8
II.2.2 Couche de demi atténuation.....	8
III.La section efficace d'interaction.....	9
IV.Interaction électron-matière.....	9
IV.1 Interaction élastique.....	10
IV.2 Interaction inélastique.....	10
IV.2.1 Ionisation.....	10
IV.2.2 Excitation.....	10
IV.2.3 Rayonnement de freinage.....	10
IV.2.4 Transfert d'énergie linéique (TEL).....	11
V.Grandeur et unité dosimétrique.....	11
V.1 Grandeur dosimétrique.....	11

## Tableau de matière

---

V.1.1	L'exposition.....	11
V.1.2	Le kerma .....	11
V.1.3	Dose absorbée.....	12
V.1.4	Débit de dose .....	12
V.2	Grandeur physique.....	12
V.2.1	Fluence particulaire .....	12
V.2.2	Fluence énergétique .....	12
V.3	Notion de dosimétrie en radiobiologie .....	13
V.3.1	Dose équivalente.....	13
V.3.2	Dose efficace .....	13

## Chapitre II : Notions sur la radiothérapie stéréotaxique

Introduction.....	15
I.La radiothérapie .....	15
I.1 Les types de la radiothérapie .....	15
I.1.1 La radiothérapie externe .....	15
I.1.2 La radiothérapie interne (curiethérapie) .....	16
I.2 Les rayonnements utilisés en radiothérapie.....	16
I.3 Sources des rayonnements utilisés en radiothérapie.....	17
I.3.1 Tube à Rayon X.....	17
I.3.2 Les Substances radioactive.....	17
I.3.3 Accélérateur de particules .....	18
II.La radiothérapie stéréotaxique.....	18
II.1 Le principe de la radiothérapie stéréotaxique.....	18
II.2 Les Types de la radiothérapie stéréotaxique.....	19
II.2.1 La radiothérapie stéréotaxique intracrânienne.....	19
II.2.2 La radiothérapie stéréotaxique extracrânienne .....	19
II.3 Tumeur cérébrale.....	20
II.3.1 Types de tumeur cérébrale .....	20
II.3.1.1 Tumeur primitives .....	20

## Tableau de matière

---

II.3.1.2 Tumeur secondaires .....	21
II.4 Les étapes nécessaires pour faire une radiothérapie stéréotaxique.....	21
II.4.1 Le diagnostic .....	21
II.4.2 L'imagerie et la simulation .....	22
II.4.3 La dosimétrie et planification de traitement .....	22
II.4.4 Fabrication et emplacement du cadre.....	22
II.4.5 Le positionnement du patient.....	23
II.5 Les appareils utilisés en radiothérapie stéréotaxique.....	23
III.Problème dosimétrique des mini-faisceaux .....	24
III.1 Débit de référence.....	25
III.2 Facteur de collimateur FOC .....	25
III.3 Rendement en profondeur PDD .....	26
III.4 Profile de dose .....	26
IV.Les détecteurs utilisés en radiothérapie stéréotaxique .....	27
IV.1 La chambre d'ionisation .....	27
IV.2 Diode .....	28
IV.3 Détecteur diamant.....	29
V.La planification du traitement TPS.....	30
VI.Définition des volumes en radiothérapie.....	32
VI.1 Le volume tumoral macroscopique GTV .....	32
VI.2 Volume cible anatomo-clinique CTV.....	32
VI.3 Volume cible prévisionnel PTV .....	32
VI.4 Volume traité .....	32
VI.5 Volume irradié.....	32
VI.6 Organe a risque.....	32

## Chapitre III : La simulation Monte Carlo

Introduction.....	34
I.Historique .....	34

## Tableau de matière

---

II.La simulation Monte Carlo .....	35
II.1 Principe de la simulation Monte Carlo .....	35
II.2 Les codes de simulation Monte Carlo .....	36
II.2.1 EGS .....	36
II.2.2 PENELOPE .....	37
II.2.3 GEANT4 .....	37
III.Code MCNP .....	37
III.1 Structure du fichier input MCNP.....	38
III.1.1 Les Cellules .....	39
□ Le sens des surfaces.....	39
□ Les opérateurs booléens.....	39
III.1.2 Les surfaces : .....	39
III.1.3 Données physiques .....	40
III.1.3.1 Le mode .....	40
III.1.3.2 La source.....	40
III.1.3.3 Les distributions .....	40
III.1.3.4 Les tallies .....	40
III.1.3.5 Matériaux.....	41
IV. L'accélérateur linéaire LINAC .....	41
IV.1 Section accélératrice .....	42
IV.2 Tête de l'accélérateur.....	42
IV.2.1 La cible .....	43
IV.2.2 Le collimateur primaire .....	44
IV.2.3 Le cône égalisateur .....	44
IV.2.4 Les chambres moniteurs .....	44
IV.2.5 Les mâchoires.....	45
IV.2.6 Le collimateurs multi lames .....	45
IV.2.7 Le filtre en coin .....	46
IV.3 Modes de fonctionnement de la tête d'accélérateur .....	46
IV.3.1 Mode électron.....	46
IV.3.2 Mode photon .....	47



## **Chapitre IV : Résultats et interprétations**

I. Modélisation de la tête du LINAC.....	49
II. Géométrie et composition du fantôme utilisé dans la simulation.....	50
II.1 Géométrie .....	50
II.2 Compositions tissulaires .....	52
II.3 Source de faisceaux des photons .....	53
II.3.1 Conception du collimateur primaire .....	53
II.3.1 Conception du cône égalisateur .....	55
Conclusion.....	61
Bibliographie.	
Résumé.	

### Liste des figures

**Figure (I-1) :** Classification des rayonnements.

**Figure (I-2) :** principe de La diffusion Rayleigh (diffusion élastique)

**Figure (I-3) :** principe de l'absorption photo-électrique

**Figure (I-4) :** Principe de la diffusion Compton.

**Figure (I-5) :** les régions prédominance des trois plus importants processus d'interaction des photons avec la matière en fonction de  $Z$  et de  $E_{hv}$ .

**Figure(I-6) :** Variation de l'atténuation d'un faisceau de photons en fonction de l'épaisseur  $x$ .

**Figure (II-1) :** tube à rayon X

**Figure (II-2) :** IRM cérébrale réalisée chez un patient de 67ans, présence de deux Lésions intracérébrales hémisphériques droites, bien limités et arrondies.

**Figure (II-3) :** Glioblastome vu par l'IRM

**Figure (II-4) :** mise en place du cadre stéréotaxie sur la tête.

**Figure (II-5) :** Repositionnement avec les lasers en salle pour une radiothérapie dans la région tête et cou avec un masque thermoformé

**Figure (II-6) :** Un accélérateur linéaire conventionnel

**Figure (II-7) :** Le Novalis powered by TrueBeam STx

**Figure (II-8) :** gamma knife

**Figure (II-9) :** Le cyber knife

**Figure (II-10) :** Mesure de FOC en conditions iso centriques, où les champs  $C$  et  $C_0$  sont définis à la profondeur de mesure.

**Figure (II-11) :** Représentation schématique de rendement en profondeur.

**Figure (II-12) :** Profil de dose et représentation de la pénombre

## Liste des figures

---

**Figure (II-13)** : schéma d'une chambre d'ionisation et de son électromètre.

**Figure (II-14)** : Détecteur à semi-conducteurs pour la dosimétrie in vivo.

**Figure (II-15)** : Schéma d'un diamant synthétique de type SCD

**Figure (II-16)** : Caractéristiques des détecteurs couramment utilisés pour la dosimétrie des mini-faisceaux de radiothérapie stéréotaxique.

**Figure (II-17)** : Étapes principales de traitement en radiothérapie

**Figure (II-18)** : Les volumes d'intérêt

**Figure (III-1)** : schéma de principe de méthode Monte Carlo

**Figure (III-2)** : schéma simplifié le principe de la section accélératrice

**Figure (III-3)** : Schéma typique simplifié de la tête du LINAC et ses différents constituants

**Figure (III-4)** : La cible photonique : a) X6, b) X16, c) X18

**Figure (III-5)** : Cône égalisateur d'un linac Variant

**Figure (III-6)** : Représentation 3D des mâchoires XY dans le cas de 3 tailles de champ

**Figure (III-7)** : Images du fonctionnement de collimateur multi lames

**Figure (III-8)** : schéma simplifié le mode électron

**Figure (III-9)** : schéma simplifié le mode photon

**Figure (IV-1)** : La représentation schématique de la géométrie de la tête du Linac telle qu'elle est utilisée dans notre simulation d'un faisceau de photons de 6 MV. (**a.** plan xz, **b.** plan yz).

**Figure (IV-2)** : Snyder Head Vue 3D de notre modèle de la tête du Linac et le fantôme Snyder Head.

**Figure (IV-3)** : Coupes transversales du Snyder Head phantom modifié aux plans  $y = 0$  (à gauche) et  $x = 0$  (à droite). Les dimensions de la coque externe sont indiquées. L'ellipsoïde

## Liste des figures

---

central gris clair est composé du cerveau entier adulte. La région grise foncé est composée de crâne adulte et la région gris moyen représente la peau adulte.

**Figure (IV-4) :** La représentation 3D de la géométrie.

**Figure (IV-5) :** Vue 3D du collimateur primaire (tungstène est le matériau composant le collimateur).

**Figure (IV-6) :** Distribution de flux des photons pour plusieurs configurations du collimateur ( $R$  est le rayon max du cône, et  $r$  est le rayon min).

**Figure(IV-7) :** Vue 3D du cône égalisateur.

**Figure (IV-8) :** a. Vue 2D de la distribution de flux des photons à la sortie du collimateur primaire à l'absence du cône égalisateur ( $R = 2,5$  cm et  $r = 2$  cm), b. Vue en 3D (obtenus à l'aide des détecteurs matriciels).

**Figure (IV-9) :** Distribution de flux des photons pour plusieurs configurations du cône égalisateur (tungstène est le matériau composant le cône égalisateur).

**Figure (IV-10) :** Distribution de flux des photons pour plusieurs matériaux constituant le cône égalisateur (épaisseur du cône=0.45 cm pour les trois matériaux).

**Figure (IV-11) :** Variation de la distribution du flux de photon a la présence d'un cône égalisateur de tungstène d'épaisseur égale à 0.45 cm.

### Listes des Tableaux et Abréviations

**Tableau (I-1)** : Facteur de pondération tissulaire

**Tableau (I-2)** : Facteur de pondération du rayonnement

**Tableau (III-1)** : différents types de tallies utilisés par MCNP

**Tableau (IV-1)** : Densité des matériaux et compositions en fraction massique.

**Tableau (IV-2)** : Composition élémentaire de la tumeur utilisée dans la simulation.

### Abréviations

**2D** : 2 Dimension

**3D** : 3 Dimension

**4D** : 4 Dimension

**ADN** : Acide DésoxyriboNucléique.

**AAPM** : American Association of Physicists in Médecine

**CDA** : Couche de Demi Atténuation.

**DDP** : Différent De Potentielle.

**D** : la Dose.

**EBR** : Efficacité Biologique Relative.

**FOC** : Facteur de collimateur.

**GeV** : Giga Electron Volt.

**Gy** : Gray.

**ICRU** : International Commission on Radiation Units and Measurements

**IRM** : Imagerie par Résonance Magnétique.

## Listes des Tableaux et Abréviations

---

**Kerma** : Kinetic Energie Release in Matter.

**KeV** : Kilo Electron Volt.

**LINAC** : LINear ACcelerator.

**MCNP** : Monte Carlo N Particule.

**MeV** : Méga Electron Volt.

**PDD** : Percentage Depth Dose.

**RS** : Radiothérapie Stéréotaxique.

**RSI** : Radiothérapie Stéréotaxique Intracrânienne.

**SED** : Section Efficace Différentielle.

**TEP** : Tomographie par Emission de Positons.

**TPS** : Treatment Planning System.

**TEL** : Transfert d'Energie Linéique.

**Z** : Numéro Atomique.

### Introduction générale

La radiothérapie fait partie des traitements de références contre les cancers. Elle consiste à l'utilisation des rayonnements ionisants pour détruire les cellules cancéreuses en bloquant leur capacité à se multiplier tout en préservant le mieux possible les tissus sains et les organes avoisinants. Il existe plusieurs techniques de traitements : la radiothérapie externe (radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité, radiothérapie asservie à la respiration, radiothérapie stéréotaxique et Tomothérapie), la radiothérapie interne et aussi la radiothérapie métabolique.

Dans notre sujet nous sommes intéressés à un seul type de la radiothérapie externe, qui est la radiothérapie stéréotaxique, cette technologie innovante permettant un traitement plus précis, moins invasif et donc plus efficace. Elle est utilisée en cas de nécessité d'une précision extrême, de l'ordre du millimètre. Le traitement est délivré au moyen de multiples mini-faisceaux ayant recours à de fortes doses par fraction. A l'heure actuelle, la radiothérapie stéréotaxique la plus souvent utilisée pour traiter les tumeurs et les métastases cérébrales.

L'objectif de ce travail est de faire une simulation Monte-Carlo en radiothérapie stéréotaxique, avec le code MCNP afin d'étudier l'intérêt de RX pour traitement d'une tumeur cérébrale. Le travail consiste à donner une conception au faisceau incident et donc estimer les paramètres de ce dernier. Ensuite une évaluation dosimétrique en fonction des différentes composantes du dispositif tel que le collimateur primaire ainsi que le cône égalisateur sera réalisée. Ce mémoire est scindé en quatre chapitres :

Dans le 1<sup>er</sup> chapitre, on va parler sur les interactions des photons et électrons avec la matière, les grandeurs utilisées en dosimétrie et les notions de dosimétrie en radiothérapie.

Dans le 2<sup>ème</sup> chapitre, nous allons faire une description générale sur la radiothérapie, puis on va parler sur la radiothérapie stéréotaxique, la dosimétrie des mini-faisceaux et les détecteurs utilisés.

Le 3<sup>ème</sup> chapitre est consacré pour définir la simulation Monte-Carlo et leur fonctionnement, ainsi que la modélisation de la tête d'accélérateur linéaire (LINAC) et la modélisation d'un fantôme de tête The Modified Snyder Head Phantom.

Enfin, dans le 4<sup>ème</sup> chapitre on va discuter les résultats obtenus, et on terminera avec la conclusion finale.

---

# *Chapitre I*

## *Interactions rayonnement matière*

---



# Chapitre I : Interaction rayonnement matière

## Introduction

L'étude de l'interaction rayonnement matière a été en grande partie effectuée au 20<sup>ème</sup> siècle et trouve son origine dans la découverte de la radioactivité par Henri Becquerel en 1896.

On peut définir un rayonnement comme un mode de propagation de l'énergie dans l'espace vide ou bien matériel.

Il excite plusieurs interactions entre la matière et le rayonnement. Ce dernier ne peut être détecté et caractérisé qu'en interagissant où il cède son énergie en partie ou en totalité. Sur leur trajet, les rayonnements font entrer des modifications dans le milieu traversé.

Dans ce chapitre, nous rappelons les interactions des photons et électrons avec la matière, ainsi que les grandeurs utilisées en dosimétrie et des notions de dosimétrie en radiothérapie.

## I. Classification des rayonnements

### I.1. Classification selon leur nature propre

On peut les classer en 2 catégories :

- Rayonnements électromagnétique formés d'un flux de photons. Ils peuvent être considérés comme énergie à l'état pur [3].
- Rayonnements particuliers formés par des particules massives comme électron proton, ions...

### I.2. Classification selon leur effet sur le milieu

Une autre classification possible des rayonnements tient compte cette fois de leur effet sur le milieu (matière). On distingue :

#### I.2.1. Les rayonnements ionisants

Un rayonnement est dit ionisant, s'il possède une énergie suffisante pour arracher un électron aux atomes du milieu rencontré et les transformer ainsi en ions positifs [2].

- **Rayonnement directement ionisant**

Sont des particules chargées électriquement qui délivrent leur énergie directement à la matière comme les particules chargées lourdes (protons, deuton, alpha, ions lourd) et les particules légères (électron).

- **Rayonnement indirectement ionisant**

Electriquement neutres, sont susceptibles de transférer une fraction ou la totalité de leur énergie en une seule interaction à des particules chargées. Comme les rayonnements électromagnétiques et les neutrons.

### I.2.2. Les rayonnements non ionisants

Ce sont des rayonnements qui n'ayant pas une énergie suffisante pour ioniser les atomes comme les électromagnétiques (onde radio, Ultra-violet ...) [4].

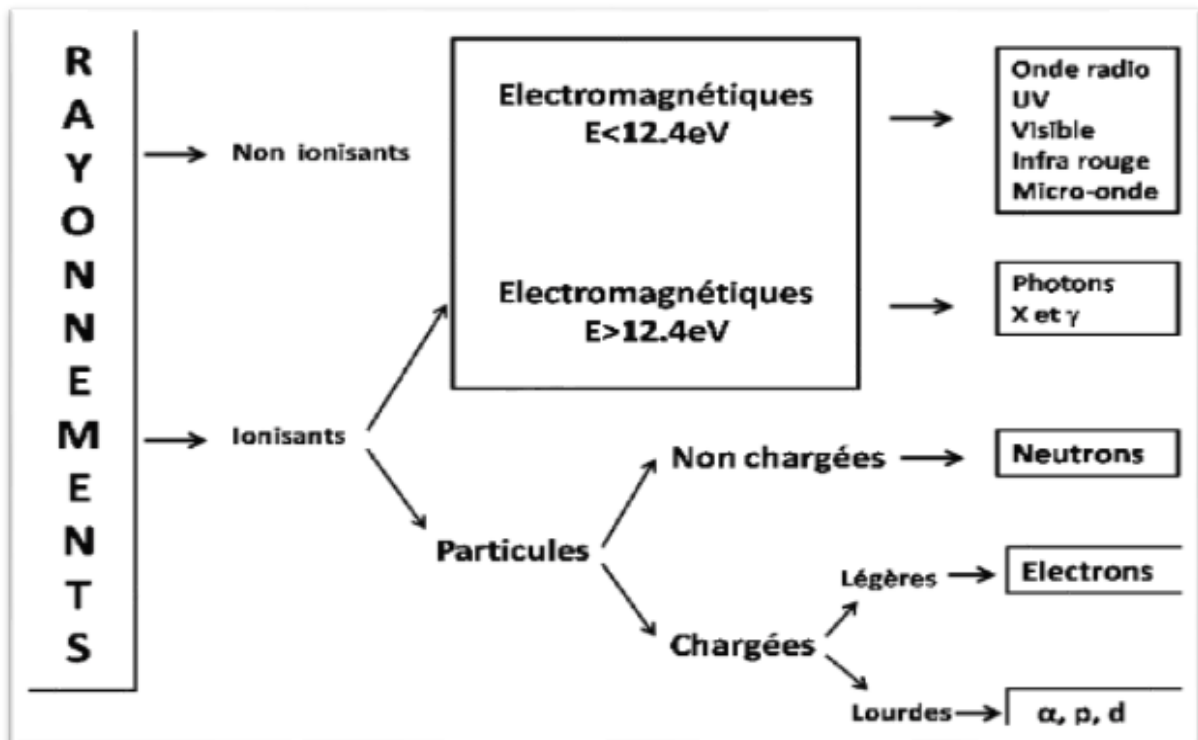


Figure (I-1) : Classification des rayonnements.

### II. Interaction photon matière

#### II.1 Interaction élémentaire

Lors de l'interaction des photons avec la matière on distingue :

- Interaction photon-électron
- Effet photo-électrique
- Effet-Compton
- Diffusion Thomson-Rayleigh
- Le photon n'interagit pas avec la matière

Interactions photon-noyau :

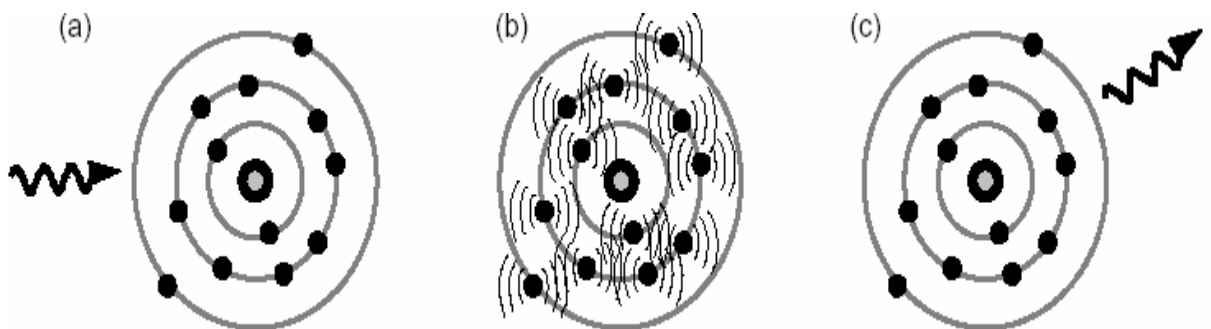
- Matérialisation
- Réaction photo-nucléaire

##### II.1.1 Diffusion Rayleigh

L'effet Thomson-Rayleigh est un phénomène traduit la diffusion des photons sans perte d'énergie. Le photon incident de très faible énergie fait un choc élastique avec un électron très lié à l'atome.

Le photon ne subit aucune perte énergétique et il est diffusé d'un angle faible. Ne se produit que pour les faibles valeurs d'énergie des photons [6].

Ce type d'interaction est d'autant plus fréquent que le numéro atomique du milieu est élevé et que l'énergie des photons est faible [9].



*Figure (I-2) : principe de La diffusion Rayleigh (diffusion élastique)*

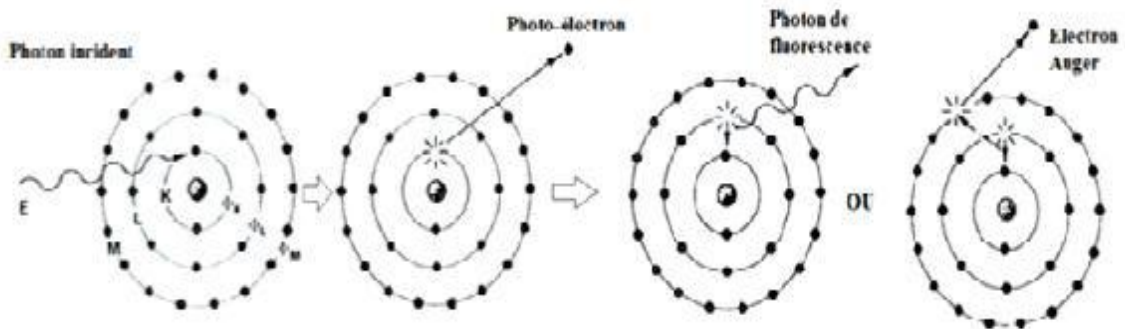
### II.1.2 Effet photo-électrique

Dans ce type d'interaction le photon incident cède toute son énergie à un électron de l'atome cible. Il y'a alors une absorption totale du photon et ionisation de l'atome. Si l'énergie du

photon incident  $h\nu$  est plus grande que l'énergie de liaison de l'électron  $E_l$ , ce dernier est éjecté de son orbite avec une énergie cinétique définie par :

$$E_c = h\nu - E_l \quad (I-1)$$

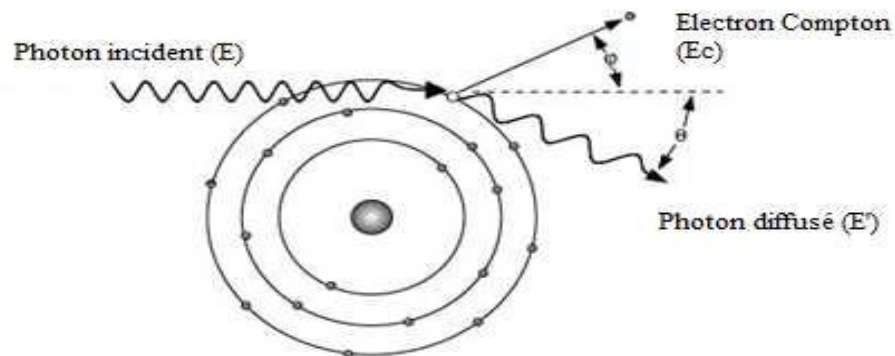
L'atome se retrouve donc ionisé et le réarrangement électronique instantané provoque soit un rayonnement X de fluorescence caractéristique de l'atome soit plus rarement, une émission d'un électron Auger.



*Figure (I-3) : principe de l'absorption photo-électrique*

### II.1.3 Effet Compton

On parle de l'effet Compton lorsqu'un photon incident entre en collision avec un électron des couches superficielles de l'atome il lui cède une partie de son énergie et l'éjecte. Cela entraîne la diffusion inélastique du photon qui suit une trajectoire différente de celle d'origine [8].



**Figure (I-4) :** Principe de la diffusion Compton.

L'énergie du photon diffusé est :

$$E' = \frac{E}{1 + \varepsilon(1 - \cos \theta)} \quad (\text{I-2})$$

L'énergie de l'électron Compton est donnée par :

$$E_c = E \frac{2\varepsilon}{1 - 2\varepsilon + (1 + \varepsilon)^2 \tan^2 \varphi} \quad (\text{I-3})$$

Il existe une relation entre les angles de diffusion qui s'exprime par :

$$\text{Cotg} \varphi = (1 + \varepsilon) \text{tg} \frac{\theta}{2} \quad (\text{I-4})$$

### II.1.4 La production de paires d'électron-positron

La production de paires appelée aussi effet de matérialisation. Peut survenir lorsqu'un photon incident d'énergie supérieure à 1,022 MeV, correspondant à leurs masses, passe au voisinage du champ électromagnétique d'un noyau, il peut se créer une paire : un positron et un électron le positron rencontre un électron du milieu pour donner une réaction d'annihilation en émettant deux photons de 0,511 MeV.

### II.1.5 Les réactions photo-nucléaires

Les réactions photo-nucléaires sont des réactions à seuil, ce qui signifie que le photon doit avoir au moins une certaine énergie. Ce sont des réactions  $(\gamma, n)$   $(\gamma, p)$  ou de photofission qui nécessitent l'arrachement d'un nucléon ou la transmission à un gros noyau d'une énergie d'excitation telle qu'il se scinde en deux fragments [4].

## II.2 Interaction globale

Pour des photons traversant un milieu donné les trois phénomènes (effet photoélectrique, Compton et la production de paires) sont les plus importants, car ils ont comme conséquence le transfert de l'énergie aux électrons, qui donnent alors cette énergie à la matière par plusieurs interactions coulombiennes le long de leurs trajets à travers la matière [10].

L'importance relative de la diffusion Compton, et de l'effet photoélectrique et la production de paires dépend de l'énergie du photon  $E=h\nu$  et du nombre atomique  $Z$  du milieu absorbant.

Schématiquement :

- L'effet photoélectrique est prédominant aux basses énergies.
- La production de paires est prédominante aux hautes énergies.
- L'effet de Compton est prédominant aux énergies moyennes.

Pour les milieux de petit  $Z$  (par exemple : carbone, air, tissu humain, eau) la région de la prédominance de l'effet Compton est très large, s'étendu de 20keV à environ 30MeV. Cette région diminue graduellement avec l'augmentation de  $Z$ . La section efficace d'interaction sera écrie :

$$\sigma_{\text{tot}} = \sigma_{\text{ph}} + \sigma_{\text{C}} + \sigma_{\text{R}} + \sigma_{\text{M}} \quad (\text{I-5})$$

$\sigma_{\text{ph}}$ ,  $\sigma_{\text{C}}$ ,  $\sigma_{\text{R}}$ ,  $\sigma_{\text{M}}$  sont respectivement les sections efficaces d'interaction photoélectrique, Compton, Rayleigh et de Matérialisation.

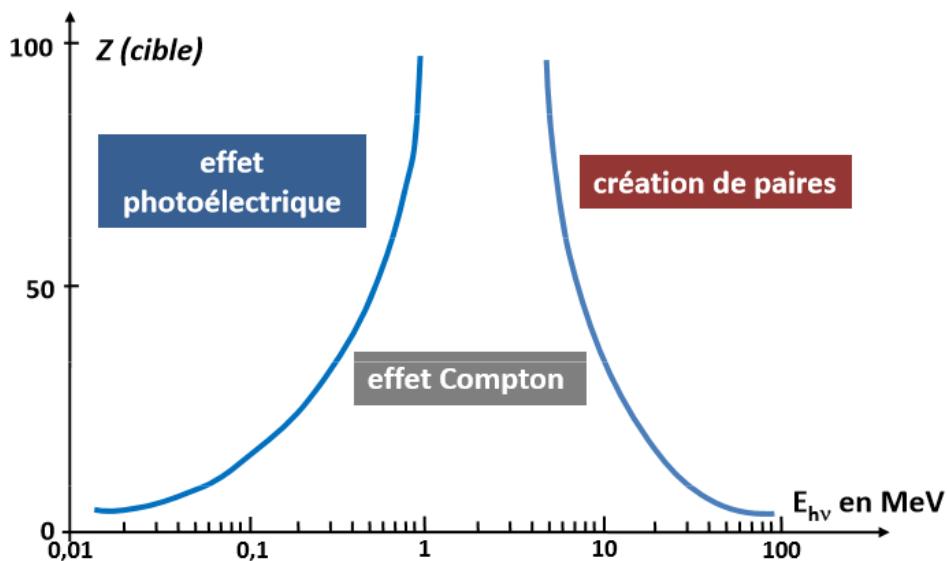


Figure (I-5) : les régions prédominance des trois plus importants processus d'interaction des photons avec la matière en fonction de  $Z$  et de  $E_{h\nu}$ .

## II.2.1 Loi d'atténuation

L'atténuation d'un faisceau de photons à travers d'une cible d'épaisseur  $d$  résulte de la totalité des interactions intervenues dans le matériau. Cette atténuation suit une loi exponentielle décroissante :

$$N = N_0 e^{-\mu d} \quad \text{avec } \mu = n\sigma_{\text{tot}} \quad (\text{I-6})$$

$\mu$  : le coefficient d'atténuation linéique exprimé en  $\text{cm}^{-1}$ .

$N$  : l'intensité du faisceau du photon transmis.

$N_0$  : l'intensité du faisceau du photon incident.

$d$  : l'épaisseur du milieu traversé exprimé en cm.

$\sigma_{\text{tot}}$  : la section efficace totale d'interaction de faisceau du photons exprimée en barn.

On définit aussi  $\mu_m$  le **coefficient d'atténuation massique** exprimée en  $\text{cm}^{-1}$ .

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} \quad (\text{I-7})$$

$\rho$  : la masse volumique du matériau exprimée en  $\text{g cm}^{-3}$ . Et on peut écrire alors :

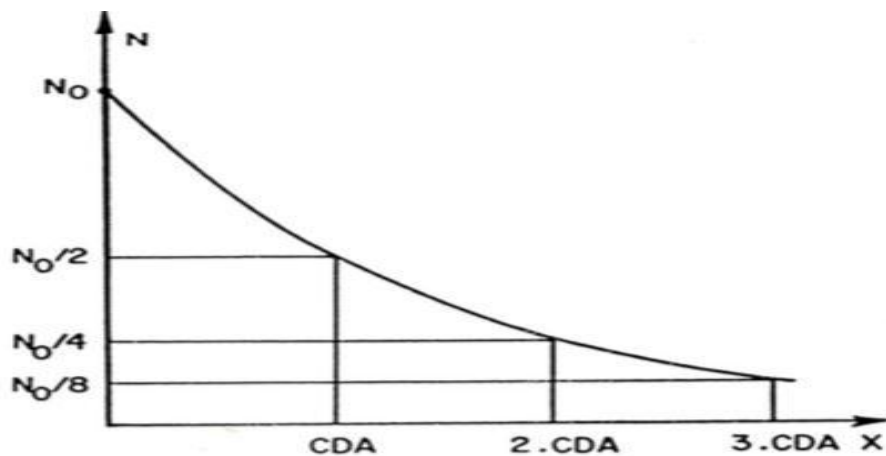
$$N = N_0 e^{-\frac{\mu}{\rho} \rho d} \quad (\text{I-8})$$

## II.2.2 Couche de demi atténuation

La couche de demi-atténuation ou bien CDA c'est l'épaisseur nécessaire pour l'atténuation de 50% des photons incidents.

La CDA s'exprime par unité de longueur.

$$\text{CDA} = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (\text{I-9})$$



**Figure(I-6)** : Variation de l'atténuation d'un faisceau de photons en fonction de l'épaisseur  $x$ .

### III. La section efficace d'interaction

La section efficace d'interaction ( $\sigma$ ) caractérise la probabilité d'interaction du rayonnement avec la matière qui est bien déterminé pour chaque interaction. Cette dernière diffère d'un rayonnement à un autre [1]. Elle dépend de l'énergie de la particule incident et de la nature de la particule cible. Elle est proportionnelle au taux d'interaction. L'unité utilisée est le barn (b)  $1\text{barn} = 10^{-24}\text{cm}^2 = 10^{-28}\text{m}^2$  [4]. S'il y a plusieurs types d'interaction élémentaire alors la section efficace totale (Microscopique) s'écrit  $\sigma_{\text{tot}}$  :

$$\sigma_{\text{tot}} = \sum_i \sigma_i \quad (\text{I.10})$$

$\sigma_i$  : section efficace de l'interaction type i.

La section efficace macroscopique  $\sigma_{\text{ma}}(\text{cm}^{-1})$  caractérise l'interaction d'un nombre de particules et un système de particule cible.

$$\sigma_{\text{ma}} = N_a \sigma \quad (\text{I.11})$$

$N_a$  : nombre de particule du système par  $\text{cm}^3$ .

$$\sigma_{\text{ma}}(\text{tot}) = \sum \sigma_{\text{ma}}(i) \quad (\text{I.12})$$

Où  $\sigma_{\text{ma}}(i)$  est la section efficace macroscopique de l'interaction type i.

Si le système de particule cible est un mélange de particules différentes, alors la section efficace d'une interaction est :

$$\sigma_{\text{ma}} = \sum_i f_i \sigma_{\text{ma}}(i) \quad (\text{I.13})$$

$f_i$ ,  $\sigma_{\text{ma}}(i)$  sont respectivement la fraction massique et la section efficace macroscopique des Particules type i.

On définit le libre parcours moyen de la particule incidente, qui est la distance parcourue par La particule dans la matière, entre deux interactions successifs [5].

$$\lambda = \frac{1}{\sigma_{\text{ma}}} \quad (\text{I.14})$$

### IV. Interaction électron-matière

Les électrons sont des particules légères qui portent une charge électrique. Les particules chargées perdent leur énergie au cours d'interaction soit avec les électrons d'atomes constituant le milieu, soit avec leur noyau. Ces interactions peuvent être classées en deux catégories : collision élastique et inélastique.



### IV.1 Interaction élastique

Lors d'une interaction élastique, l'électron primaire interagit avec un noyau des atomes du matériau, il est dévié mais n'émet pas de rayonnement (sa direction est modifiée sans perte d'énergie). Cette interaction a une section efficace :

$$\sigma_{\text{élastique}} = \frac{Z^2}{E^2} \quad (\text{I-15})$$

### IV.2 Interaction inélastique

Lors d'une interaction inélastique, l'électron primaire interagit avec les électrons des atomes du matériau. Celui-ci transfère alors une grande partie de son énergie. Plus le transfert est important, plus l'angle de diffusion est important. Cette interaction a une section efficace :

$$\sigma_{\text{inélastique}} = \frac{Z}{E^2} \quad (\text{I-16})$$

#### IV.2.1 Ionisation

L'énergie transférée par l'électron incident est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron Atomique. Ce dernier est donc expulsé de l'atome.

Lors d'une ionisation, l'énergie cédée par l'électron incident est généralement faible par rapport à son énergie cinétique totale. On en déduit qu'il faudra un grand nombre d'interactions avant que l'électron n'ait épuisé toute son énergie cinétique, et qu'il s'arrête dans la matière [11].

#### IV.2.2 Excitation

Dans ce cas, l'énergie transférée est exactement égale à la différence entre les énergies de Liaison de deux couches électroniques. L'électron atomique saute sur une orbite correspondant à une couche électronique moins liée on dit qu'il est : excité. Cet électron va chercher à retrouver son niveau énergétique de départ. Lors de son retour à sa couche originelle, de l'énergie est libérée sous la forme d'un photon dont la valeur d'énergie dépendra de la différence entre les deux niveaux énergétiques. On parle de réarrangement du cortège électronique [11].

#### IV.2.3 Rayonnement de freinage

Les électrons incidents peuvent interagir avec les noyaux des atomes de la substance traversée. Ils subissent l'influence du champ coulombien du noyau : ils sont alors déviés et cèdent une partie de leur énergie au noyau. Cela se manifeste par un ralentissement ou freinage. L'énergie perdue est émise sous la forme de rayonnements X, dits de freinage [11].

### IV.2.4 Transfert d'énergie linéique (TEL)

Pour quantifier l'effet du rayonnement ionisant sur la matière a été introduite la notion du Transfert d'énergie linéique ou TEL. Il est défini comme étant la quantité qui décrit l'énergie Transférée par une particule ionisante traversant la matière par unité de distance [7].

$$\text{TEL} = \frac{dE}{dx} = \frac{dE}{dl} \times \frac{dl}{dx} = \bar{\omega} \times I_s \quad (\text{I-17})$$

$I_s$  : ionisation spécifique.

$\bar{\omega}$  : l'énergie moyen d'ionisation.

- L'énergie moyenne d'ionisation est définie comme l'énergie nécessaire pour créer une paire d'ions.
- Ionisation spécifique  $I_s$  est le nombre de paires d'ions créés par unité de longueur parcourue par une particule d'énergie.

## V. Grandeur et unité dosimétrique

### V.1 Grandeur dosimétrique

#### V.1.1 L'exposition

L'exposition est définie, par convention pour les photons X et gamma, comme le quotient de la somme des charges électriques de tous les ions du même signe produit par une irradiation dans l'air, dans un certain volume par la masse de ce volume d'air :

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (\text{I-18})$$

Unité [c/kg]

#### V.1.2 Le kerma

Kerma (Kinetic Energy Release in Matter), représente le transfert d'énergie a la matière à partir des particules non-chargées. Il est défini par le rapport de l'énergie transférée et la masse  $dm$ .

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (\text{I-19})$$

Le kerma peut être défini quelle que soit la nature du rayonnement ionisant. L'unité de kerma est le Gray.

### V.1.3 Dose absorbée

La dose absorbée est définie par le rapport de l'énergie absorbée dans un élément de volume de masse  $m$ . L'unité de la dose est le Gray [J/Kg].

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (I-20)$$

La dose absorbée dépend de 3 paramètres [4] :

- Nature de rayonnement
- Energie de la fluence
- La nature du milieu

### V.1.4 Débit de dose

Le débit de dose est défini par la variation de dose absorbée par unité de temps [12].

Il s'exprime en  $J.Kg^{-1}.s^{-1}$  ou en  $Gy.s^{-1}$

$$\dot{D} = \frac{D}{t} \quad (I-21)$$

## V.2 Grandeur physique

### V.2.1 Fluence particulaire

Cette grandeur peut s'appliquer pour tous les types de rayonnements.

La fluence  $\phi$  d'un faisceau de particules est le nombre de particules incidentes  $dN$  traverse une surface  $dS$ .

$$\Phi = \frac{dN}{dS} \quad (I-22)$$

Il s'exprime en nombre de particules par unité de surface [particule/m<sup>2</sup>]

Le débit de fluence ou bien le flux, est la fluence par unité de temps. Il s'exprime en particules/m<sup>2</sup>.s

$$\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt} \quad (I-23)$$

### V.2.2 Fluence énergétique

La fluence énergétique  $\Psi$  est le rapport de l'énergie totale transportée par les particules  $dN$  à la surface  $dS$ .

$$\Psi = \frac{dE}{dS} \quad (I-24)$$

Le débit de fluence sera donc :

$$\dot{\Psi} = \frac{d\Psi}{dt} \quad (\text{I-25})$$

$\dot{\Psi}$  Exprimé en  $\text{J/m}^2.\text{s}$

### V.3 Notion de dosimétrie en radiobiologie

#### V.3.1 Dose équivalente

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

$$H_{T,R} = W_R \times D_{T,R} \quad (\text{I-26})$$

Si le champ de rayonnements est complexe, il faut alors faire la somme des facteurs correspondant à chacun des rayonnements [13]. Son unité est le sievert ( $1\text{Sv}=1\text{Gy}$ ).

Les valeurs de  $W_R$  est repose principalement sur EBR. L'E<sub>BR</sub> est définie comme le rapport de la dose d'un rayonnement de référence à la dose de rayonnement étudié produisant un même niveau d'effet biologique. L'E<sub>BR</sub> augmente quand la dose diminue et tend vers une valeur maximale au voisinage de la dose zéro [13]. Pour les photons et les électrons  $W_R=1$ .

#### V.3.2 Dose efficace

La dose efficace est définie par l'équation :

$$D_{\text{eff}} = W_T \times H_{T,R} \quad (\text{I-27})$$

$$D_{\text{eff}} = W_T \times W_R \times D_{T,R} \quad (\text{I-28})$$

Ou :  $W_T$  est le facteur de pondération du tissu irradié,  $W_R$  est le facteur de pondération du rayonnement incident et  $D_{T,R}$  est la dose absorbée moyenne à l'organe ou tissu T [14]. Son unité est le sievert (Sv).

## Chapitre I : Interaction rayonnement matière

Tissu	Facteur de pondération tissulaire $W_T$
Gonades	0.20
Moelle osseuse	0.12
Colon	0.12
poumons	0.12
estomac	0.12
Vessie	0.05
Seins	0.05
foie	0.05
œsophage	0.05
thyroïde	0.05
peau	0.01
Surface osseuse	0.01
reste	0.05
TOTAL	1.00

*Tableau (I-1) : Facteur de pondération tissulaire*

Type de rayonnements	Energie (E)	$W_R$
Photons, électrons	Quelle que soit l'énergie	1
Neutrons	$E \leq 10 \text{ KeV}$	1
	$10 \text{ KeV} \leq E \leq 100 \text{ KeV}$	5
	$100 \text{ KeV} < E \leq 2\text{MeV}$	20
	$2 \text{ MeV} < E \leq 20 \text{ MeV}$	10
	$E > 20 \text{ MeV}$	5
Protons	$E > 2\text{MeV}$	5
Alpha, fragments de fissions, noyaux lourds	Quelle que soit l'énergie	20

*Tableau (I-2) : Facteur de pondération du rayonnement*

---

## *Chapitre II*

### *Notions sur la radiothérapie stéréotaxique*

---

# Chapitre II : Notions sur la radiothérapie stéréotaxique

## Introduction

Plusieurs méthodes de traitement existent contre le cancer, comme la chimiothérapie, la chirurgie et la radiothérapie. Cette dernière méthode est prescrite chez plus de la moitié de la population cancéreuse et représente avec la chirurgie le traitement le plus utilisé. La radiothérapie remonte aux expériences menées après la découverte des RX en 1895, lorsqu'il a été démontré que l'exposition aux rayonnements provoquait des brûlures cutanées. A ses débuts, il était en effet compliqué pour les praticiens de définir avec précision la dose de rayonnement à délivrer. A la fin des années 1990, des progrès informatiques et matériels importants ont permis de meilleurs calculs des doses des rayonnements à délivrer, et surtout de les administrer avec une plus grande précision. Après le développement de la radiothérapie en destine plusieurs types de traitement. Dans ce chapitre on s'intéresse par la radiothérapie stéréotaxique, ainsi que la production des RX et la dosimétrie des mini faisceaux.

## I. La radiothérapie

La radiothérapie est une technique médical employées dans le traitement des cancers et basée sur l'utilisation des rayonnements ionisants. Le but est de détruire les cellules cancéreuses sans altérer les tissus sains et les organes avoisinants. Pour cela, les rayonnements sont dirigés de façon ciblée sur les cellules malades afin d'atteindre leur ADN, la carte d'identité des cellules. Lorsque celui-ci est altérer, les cellules ne sont plus capables de se multiplier et finissent par mourir.

### I.1 Les types de la radiothérapie

La radiothérapie est une des trois armes thérapeutiques contre le cancer avec la chirurgie et la chimiothérapie. Il s'agit d'un traitement fréquent mais pas systématique. Son indication dépend du type de la tumeur, de sa localisation, de son stade d'évolution et de l'état général de la personne. On distingue deux types de radiothérapie : la radiothérapie externe, la plus fréquemment utilisée, et la curiethérapie.

#### I.1.1 La radiothérapie externe

La radiothérapie externe est un type courant de radiothérapie qui utilise une source de rayonnement placée à l'extérieur du patient. Un appareil spécial appelé « accélérateur linéaire de particules », ce dernier permet de diriger les rayons vers la tumeur et certaines parties des

tissus voisins qui l'entourent, en traversant la peau. Le traitement par radiothérapie externe est réalisé « en ambulatoire », c'est-à-dire que le patient se rend dans son centre de soins pour la séance de radiothérapie, puis rentre chez lui sans être hospitalisé. Le patient n'est pas « radioactif » durant le traitement, il n'est pas dangereux pour sa famille ou ses proches. Il y'a plusieurs types de la radiothérapie externe on distingue [15] :

- Radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (RTCMI).
- Radiothérapie asservie à la respiration.
- Radiothérapie stéréotaxique.
- Tomothérapie.

### I.1.2 La radiothérapie interne (curiethérapie)

Radiothérapie interne consiste à diffuser la radiation directement dans la tumeur, ou encore dans une cavité, un traitement de courte distance d'une affection maligne à un rayonnement émanant de petites sources scellées (encapsulés). Les sources sont placées directement dans le volume de traitement ou à proximité du volume de traitement [15].

Les sources de Curiethérapie sont couramment utilisées sous forme scellées, généralement en double encapsulation afin de :

- Fournir une protection adéquate contre les rayonnements alpha et bêta produite par la décroissance source.
- Contiennent des matières radioactives.
- Empêcher la fuite de matières radioactives.
- Assure la rigidité de la source.

On a aussi « la radiothérapie métabolique » elle est utilisé pour traiter uniquement certaines maladies telles que le cancer de la thyroïde ou la maladie de vaquez. Elle consiste à administrer souvent au patient par voie orale ou par injection intraveineuse, une substance radioactive laquelle va être capable de se fixer sur les cellules malades pour les détruire [16].

### I.2 Les rayonnements utilisés en radiothérapie

Un rayonnement est une propagation d'énergie à travers l'espace. Pour faire une radiothérapie il faut utiliser les rayonnements ionisants, sont les rayonnements capables de produire des



ionisations et des excitations durant leur absorption par les tissus biologiques. On a des rayonnements électromagnétiques ( $\gamma$  et X) ou bien particulaire ( $e$ ,  $p$ ,  $\alpha$  et neutron).

### I.3 Sources des rayonnements utilisés en radiothérapie

#### I.3.1 Tube à Rayon X

C'est un tube vide contenant un filament (cathode) chauffée par une base tension (BT) et une anode (masse métallique) portée à une forte tension positive (haute tension) par rapport au filament. Les électrons émis par la cathode chauffée par le passage d'un courant électrique, ces électrons sont accélérés par le DDP (10-500KeV) en direction de l'anode, ou ils perdent leur énergie [17]. Cette énergie se transforme en chaleur et RX. Les rayons X sont émis par la cible selon deux mécanismes :

- Rayon X de freinage (rayon continue).
- Rayon X caractéristique (rayon discontinue).

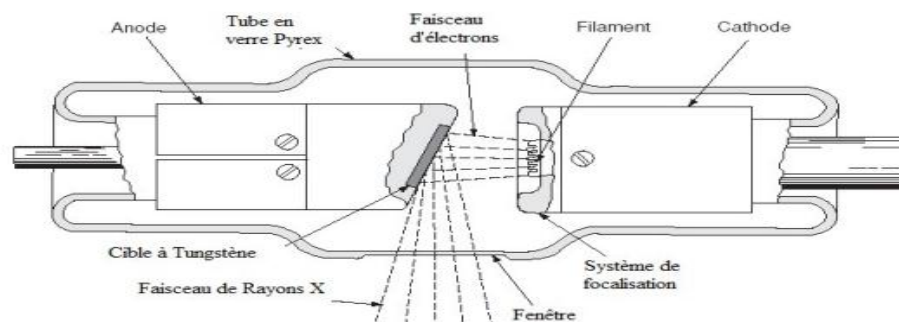


Figure (II-1) : tube à rayon X

#### I.3.2 Les Substances radioactive

Sont des substances contenant des atomes radioactifs (instable) qui émettant du Rayonnement ionisant lorsqu'ils se désintègrent. On utilise une substance radioactive pour produire un faisceau de photon convenable pour réaliser la radiothérapie. Pour la radiothérapie externe ( $^{60}\text{Co}$ ,  $^{137}\text{Cs}$  émetteur  $\gamma$ ) et la radiothérapie interne ( $^{192}\text{Ir}$ ,  $^{131}\text{I}$ ,  $^{32}\text{P}$  émetteur  $\beta$ ).

Pour choisi une substance il faut vérifier les paramètres suivant :

- L'énergie de photon.
- L'activité spécifique.
- L'activité massique.
- Période radioactive.

### I.3.3 Accélérateur de particules

Les accélérateurs de particules sont des instruments qui utilisent des champs électriques ou magnétiques pour amener des particules chargées électriquement à des vitesses élevées pour produire un faisceau de photon utiliser en radiothérapie. On peut obtenir des photons X d'une énergie très importante 50MeV [18].

## II. La radiothérapie stéréotaxique

La radiothérapie stéréotaxique représente l'ensembles des techniques de radiothérapie externe, utilisant des équipements dédiés et permettant de délivrer un traitement de précision de l'ordre du millimètre, au moyen de multiples mini faisceaux, généralement non coplanaires, dans un petite volume (quelque centimètres cubes au plus) en utilisant de fortes doses par fraction (8-20Gy). Cela nécessite, un équipement de haute technicité, d'utiliser une contention qui limite au maximum les mouvements du patient, une délinéation précise des volumes et d'utilisation des moyennes d'imagerie de repositionnement en temps réel. Un contrôle de mouvement des organes y est souvent associé [19].

La radiothérapie stéréotaxique permet de réaliser un fort de gradient de dose permettant d'obtenir une concentration plus importante de la dose au centre du volume qu'en périphérie. Donc il est important de maîtriser le mouvement éventuel des cibles [19].

### II.1 Le principe de la radiothérapie stéréotaxique

La RS repose pour sa réalisation sur l'association de 2 principes techniques :

- Une stéréotaxie rigoureuse qui permet d'identifier le plus précisément possible le volume lésionnel et les rapports anatomiques de la lésion avec les structures à risque adjacents par l'utilisation de techniques d'imagerie moderne [20].
- Une technique d'irradiation qui au moyen d'un collimateur permet la convergence de multiples « mini-faisceaux » de photons de haute énergie (RX) et de petites dimension vers un foyer unique, repéré préalablement par la méthode stéréotaxique. L'utilisation de ce type de faisceaux permet une conformation aux tumeurs de petites tailles et leur irradiation avec une précision millimétrique [20].

### II.2 Les Types de la radiothérapie stéréotaxique

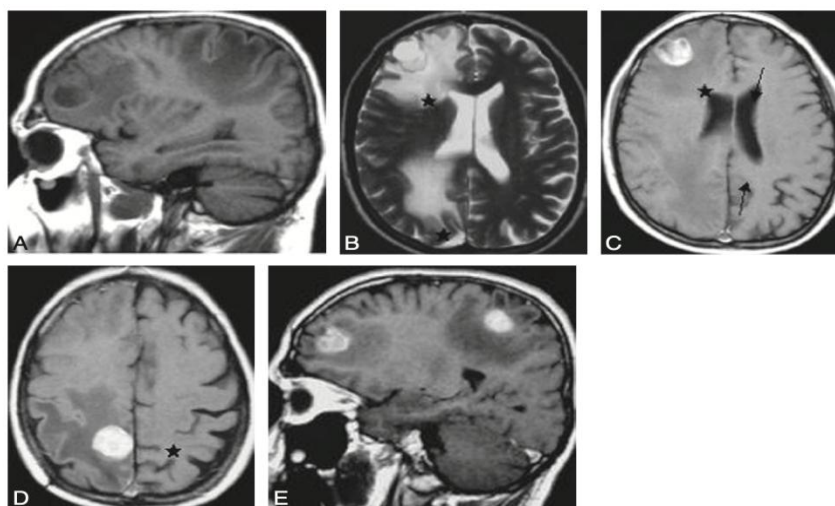
La RS s'applique exclusivement aux tumeurs intracrâniennes grâce aux avancées techniques, elle s'utilise actuellement également sur les tumeurs localisées dans le reste du corps, dites tumeurs extracrâniennes :

#### II.2.1 La radiothérapie stéréotaxique intracrânienne

Les principales pathologies concernées par l'irradiation intracrâniennes en condition stéréotaxique sont des lésions, de petit volume situées au sein du cerveau. C'est notamment le cas de :

- Métastases cérébrales.
- Tumeurs malignes primitives.
- Tumeurs bénignes : méningiome, adénome...

Lorsqu'une RSI une procédure spécifique est nécessaire à savoir : La confection d'un masque de contention (stéréotaxique), La réalisation d'un scanner cérébral de planification en position de traitement, La réalisation d'une IRM millimétrique en position de traitement permettant la délimitation exacte de la zone à traiter [21].



*Figure (II-2) : IRM cérébrale réalisée chez un patient de 67ans, présence de deux lésions intracérébrales hémisphériques droites, bien limitées et arrondies.*

#### II.2.2 La radiothérapie stéréotaxique extracrânienne

Les pathologies concernées par l'irradiation extracrânienne en condition stéréotaxique sont des tumeurs de petite taille, situées dans divers organes, notamment : Tumeur primaire, métastases

du poumon, Tumeur ou métastases du foie, Métastases ganglionnaires, Métastases de la colonne vertébrale, Certaines tumeurs de la prostate [21].

Lors d'une radiothérapie stéréotaxique extracrânienne, il est nécessaire de procéder à :

- La réalisation de contentions personnalisées (matelas, ceinture...).
- Un scanner de planification de la zone à traiter en position de traitement. Dans certaines situations, ce scanner sera effectué en 4 dimensions (4D), c'est-à-dire qu'il prendra en compte les mouvements respiratoires. C'est notamment le cas des lésions situées dans des organes qui bougent avec le cycle respiratoire (poumon, foie, haut abdomen).
- Des repères peuvent être préalablement insérés autour des lésions afin de pouvoir suivre leur mouvement au cours du traitement (exemple : traitement pour certaines métastases hépatiques).
- La réalisation d'une IRM ou d'un PET-CT en position de traitement peut s'avérer utile voire indispensable afin de délimiter au mieux et de manière la plus précise possible la zone à traiter du rein, des glandes surrénales, etc [21].

### II.3 Tumeur cérébrale

Une tumeur cérébrale est une croissance cellulaire dans le crane à différents niveaux (parenchyme, hémisphères cérébrales, cervelet, tronc cérébrale, méninges, structures vasculaires ou glandulaires adénomes) qui peut être de nature bénigne (non cancéreuse) ou bien maligne (cancéreuse), elle peut être d'origine cérébrale ou avoir envahi le cerveau après s'être développé dans une autre région de l'organisme (métastase). Les symptômes sont donnés par la localisation, le type morphologique et l'évaluation des tumeurs [22].

#### II.3.1 Types de tumeur cérébrale

Il existe deux principaux types de tumeurs cérébrales :

##### II.3.1.1 Tumeurs primitives

Sont pour l'origine des cellules intracrâniennes ou des cellules de structures voisines du cerveau, les tumeurs primitives les plus fréquentes sont :

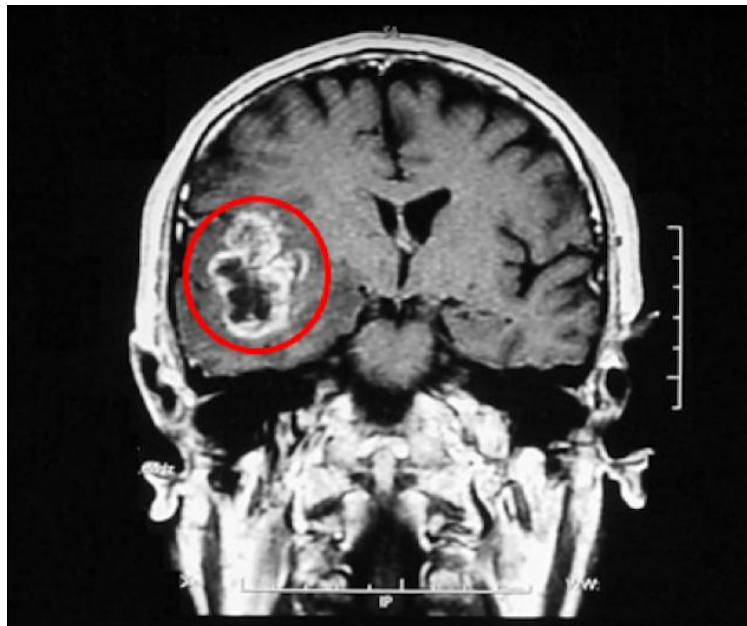
- Gliomes (notamment astrocytomes, oligodendrogliomes et glioblastomes et épendymomes), les gliomes représentent 65% de toutes les tumeurs cérébrales primitives.

- Médulloblastomes.
- Méningiomes.
- Neurinomes de l'acoustique

### II.3.1.2 Tumeurs secondaires

Les métastases cérébrales sont beaucoup plus fréquentes que les tumeurs primitives. Plus de 80% des personnes atteintes des métastases cérébrales ont plus d'une métastase

Les métastases issues d'autres parties du corps peuvent se propager dans une seule région du cerveau ou dans différentes parties des cerveaux. De nombreux types de cancers peuvent se propager vers le cerveau à savoir : cancer de sein, cancer du poumon, cancer du rein, mélanome, cancer de la thyroïde ... [22]



*Figure (II-3) : Glioblastome vu par l'IRM*

## II.4 Les étapes nécessaires pour faire une radiothérapie stéréotaxique

### II.4.1 Le diagnostic

Le diagnostic d'une tumeur cérébrale se fait en 1<sup>er</sup> lieu par un examen clinique qui recense les symptômes neurologiques pouvant témoigner de la présence d'une tumeur cérébrale.

### II.4.2 L'imagerie et la simulation

Avant commencer le traitement, on a besoin d'abord de faire une simulation pour déterminer la dose. On utilise l'imagerie pour connaître la forme et la caractéristique physique des tumeurs, des algorithmes sont utilisés pour calculer la dose en 3D. On utilise des fantômes physiques par l'utilisation de l'eau comme milieu équivalent au corps humain ou bien par la fabrication de fantômes équivalents au corps humain avec les organes de la même matière. On peut insérer des détecteurs à l'intérieur de ces fantômes pour déterminer expérimentalement la distribution de dose. Cette étape est assurée par un Radiophysicien médical.

### II.4.3 La dosimétrie et planification de traitement

Grâce aux données acquises pendant la simulation, la dose globale nécessaire à délivrer est calculée : elle s'exprime en Gray (Gy). Le plan de traitement, c'est-à-dire le nombre de séances (étalées sur plusieurs semaines en général) et la dose délivrée par séance, est établi en fonction du type de cancer, de son stade, de l'âge du patient... Seule l'équipe spécialisée (neurochirurgiens, neuroradiologues, radiothérapeutes et physiciens médicaux) est présente pendant cette étape.

### II.4.4 Fabrication et emplacement du cadre

Le neurochirurgien pose le cadre qui s'agit d'un anneau métallique qui est fixé sur le crâne et qui a exactement la forme de visage du patient. Pour faciliter les traitements, le marquage des points précis où seront dirigées les radiations se fait sur le masque. Cette fabrication est sans douleur et le matériau utilisé le rend confortable et facile d'usage [23].



*Figure (II-4) : mise en place du cadre stéréotaxique sur la tête.*

### II.4.5 Le positionnement du patient

Durant la séance, le patient sera toujours placé dans la même position. Cela se fait à l'aide de divers accessoires d'immobilisations, le masque qui recouvre le visage du patient sera attaché à la table de traitement pour empêcher les mouvements de tête durant les traitements [24]. Chaque séance durant entre 30mn et 2h, et le nombre de séances est déterminé par le médecin.



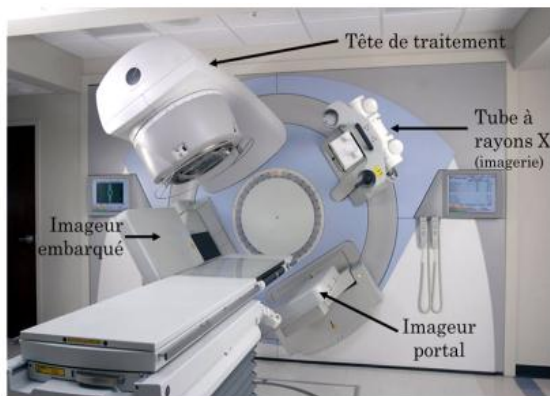
*Figure (II-5) : Repositionnement avec les lasers en salle pour une radiothérapie dans la région tête et cou avec un masque thermoformé*

### II.5 Les appareils utilisés en radiothérapie stéréotaxique

La radiothérapie en condition stéréotaxique peut être réalisée sur des accélérateurs classiques mais adaptés aux conditions stéréotaxiques ou bien sur des machines dédiées à la stéréotaxie :

- Le cyber knife : c'est un accélérateur de particule miniaturé monté sur un bras robotique, grâce à son système d'imagerie embraqué elle permet de suivre en temps réel la tumeur, notamment ceux générés par la respiration. Le cyber knife est la 1<sup>ère</sup> seule machine de radiothérapie stéréotaxique robotisée [26].
- Gamme knife : qui est constitué de 201 sources de <sup>60</sup>Co collimatées et disposées de façon concentrique autour d'un point cible fixe [25].
- Un accélérateur linéaire conventionnel équipé d'un collimateur multi-lames de toutes petites dimensions ou de collimateurs additionnels conique fixe [25].
- Le Novalis Powered by TrueBeam STx : est une machine polyvalente permettant de réaliser de la radiothérapie intra et extracrânienne grâce à son système d'imagerie embraqué et de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité [26].





**Figure (II-6) :** Un accélérateur linéaire conventionnel



**Figure (II-7):** Le Novalis powered by TrueBeam STx



**Figure (II-8) :** gamma knife



**Figure (II-9) :** Le cyber knife

### III. Problème dosimétrique des mini-faisceaux

Aujourd'hui, pour les énergies des photons habituellement utilisées en stéréotaxie (gamma issus d'appareils de cobalthérapie ou rayon X produit par des accélérateurs médicaux d'électrons de tension nominale inférieure ou égale à 10MeV), le critère retenu ici pour parler de mini faisceau est que la taille du faisceau est inférieure ou égale à 30mm au point de mesure pour l'acquisition d'au moins une des données de bases de l'appareil. La taille se réfère soit au diamètre d'un champ circulaire soit au côté d'un champ carré, les faisceaux utilisées pour l'acquisition des données de base étant soit circulaires soit carrés. Ce critère est fondé sur les points suivants :

- Problème lié à la taille de détecteur lorsqu'elle devient importante par rapport à celle du champ d'irradiation.
- Problème lié à la marque d'équilibre électronique latéral [27].



Des problèmes dosimétriques particuliers se posent pour la mesure de tous les types de données nécessaires à la caractérisation d'un mini faisceau sont de débit de référence, les facteurs des collimateurs, les rendements en profondeur et les profils de dose :

### III.1 Débit de référence

C'est la détermination absolue de la dose absorbée délivrée par l'appareil pour un nombre d'unités moniteur [ $\text{Gy} \cdot \text{UM}^{-1}$ ]. Il s'agit de l'étalonnage de l'appareil, cette mesure s'effectue dans des conditions d'irradiation de référence et avec un dosimètre de référence étalonné en dose absolue [28].

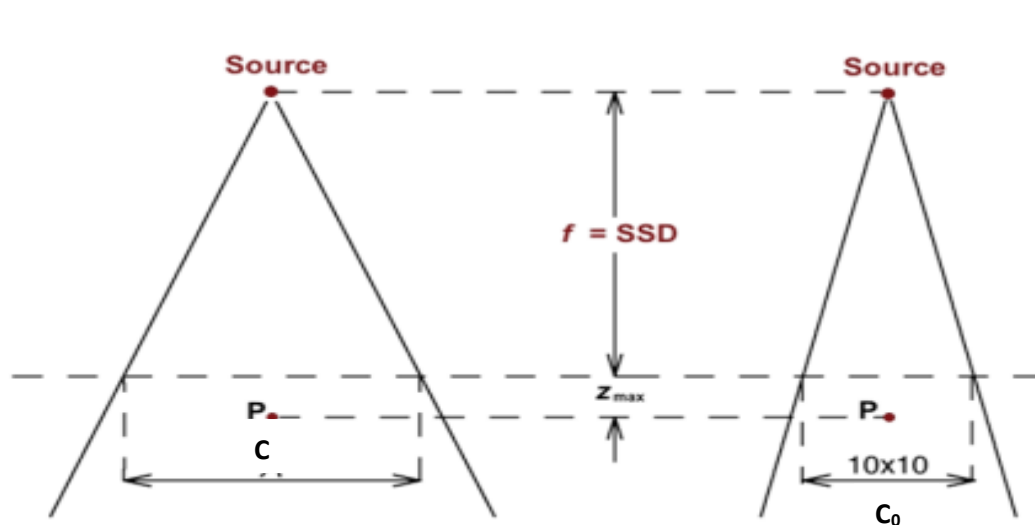
### III.2 Facteur de collimateur FOC

FOC est défini comme le rapport de la dose absorbée  $D$  en un point situé sur l'axe du faisceau, à une profondeur de référence et une distance de référence de la source. Pour un champ  $C$ , à la dose absorbée  $D_0$  au même point pour un champ de référence  $C_0$  à la même distance et la même profondeur [29].

$$\text{FOC} = \frac{D}{D_0} \quad [\text{II-1}]$$

Elle représente la variation du diffusé dans la tête de l'accélérateur et dans le fantôme avec la taille de champ.

Dans les protocoles de dosimétrie actuels, le faisceau de référence  $C_0$  est le champ de  $10 \times 10$   $\text{cm}^2$  définie à 100cm de la source. [29]



**Figure (II-10) :** Mesure de FOC en conditions iso centriques, où les champs  $C$  et  $C_0$  sont définis à la profondeur de mesure

### III.3 Rendement en profondeur PDD

Le PDD correspond à la variation de la dose absorbée le long de l'axe du faisceau en fonction de la profondeur du point de mesure, pour différentes tailles de champ.

La distance source surface du fantôme est constante et la distance source détecteur varie avec la profondeur du point de mesure. Il dépend de quatre paramètres : la profondeur dans le fantôme, la taille de champ A, la distance source surface SSD et l'énergie [30].

Les mesures effectuées permettent de calculer le rendement en profondeur PDD qui est le rapport exprimé en pourcentage de la dose  $D_Q$  (dose en point Q) mesurée à la profondeur Z, sur l'axe à la dose  $D_{Max}$  (dose en point p).

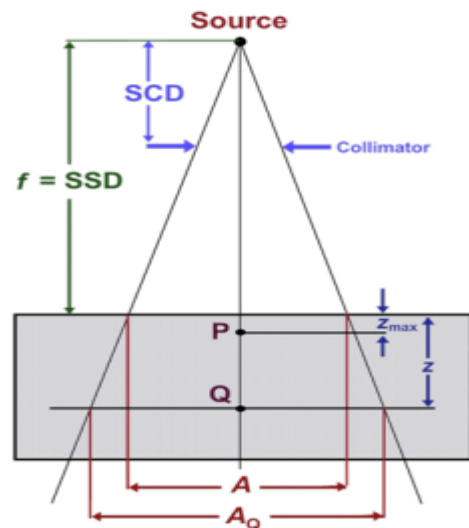
On donne la relation :

$$PDD(Z, A, f, hv) = 100 \frac{D_Q}{D_p} = 100 \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_p}$$

La valeur de PDD varie de :

De 0 :  $Z \rightarrow \infty$

À 100 :  $Z \rightarrow Z_{Max}$



**Figure (II-11) :** Représentation schématique de rendement en profondeur.

### III.4 Profile de dose

La courbe décrivant la variation de la dose absorbée en fonction de la distance dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau et à différentes profondeurs et pour différentes tailles de champ est appelée profile latérale de dose et à partir de cette courbe on peut définir :

La pénombre : la zone comprise entre des points recevant 80% et 20% de la dose, dans la région en bordure de champ où le débit de dose change rapidement en fonction de l'axe central.

L'ombre : est une région à l'extérieur du champ de radiation, la dose dans cette région est généralement faible, ce qui est due à la transmission des radiations à travers le collimateur et le blindage de la tête. Et aussi la taille du champ et la profondeur de mesure.

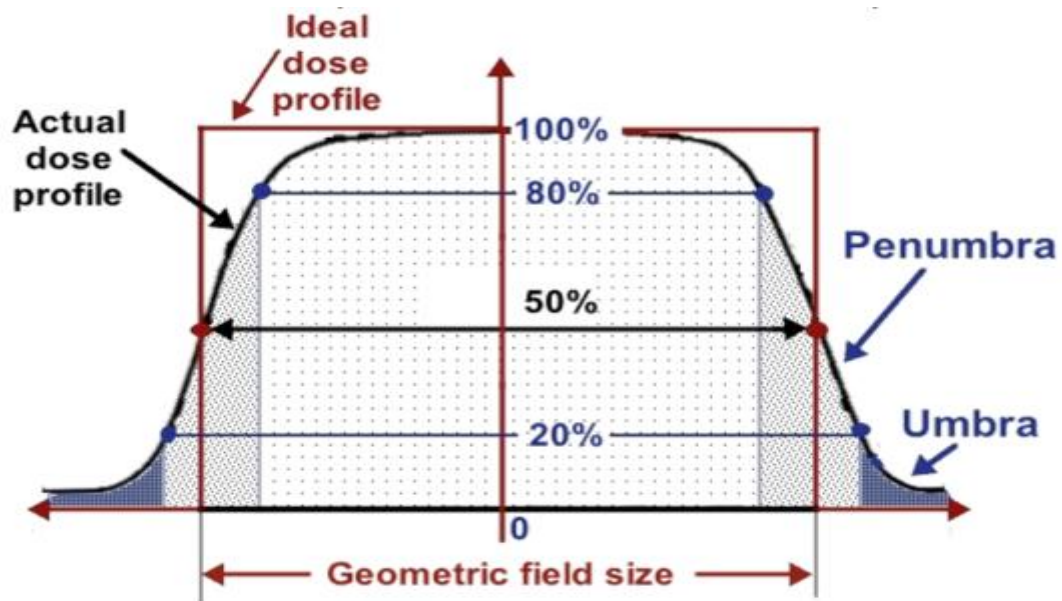


Figure (II-12) : Profil de dose et représentation de la pénombre

### IV. Les détecteurs utilisés en radiothérapie stéréotaxique

D'après la littérature internationale et les résultats de l'enquête nationale auprès des centres pratiquant la RS, les détecteurs les plus utilisées à l'heure actuelle pour la caractérisation dosimétrique des mini-faisceaux sont des chambre d'ionisation, des diodes et détecteur diamant :

#### IV.1 La chambre d'ionisation

La chambre d'ionisation est un détecteur constitué d'une enceinte contenant un volume gazeux. Elle est reliée à un électromètre qui donne la valeur des charges collectés créés par le passage des rayonnements dans les cavités. Cette chambre peut mesurer directement la dose déposée par le rayonnement ionisant des photons de faible et haute énergie lorsque l'équilibre électronique est atteint dans la cavité la réponse de la chambre d'ionisation dans l'air s'accompagne de corrections atmosphériques de la température et la pression [28].

La dose moyenne absorbée dans le volume sensible est donnée par :

$$D = \frac{Q}{\rho V} \frac{\omega}{e} \text{ [Gy]} \quad \text{[II-2]}$$

Avec :

Q : la charge créée

$\rho V$  : masse de gaz dans le volume sensible

$\omega$  : l'énergie moyenne nécessaire pour créer un pair d'ions

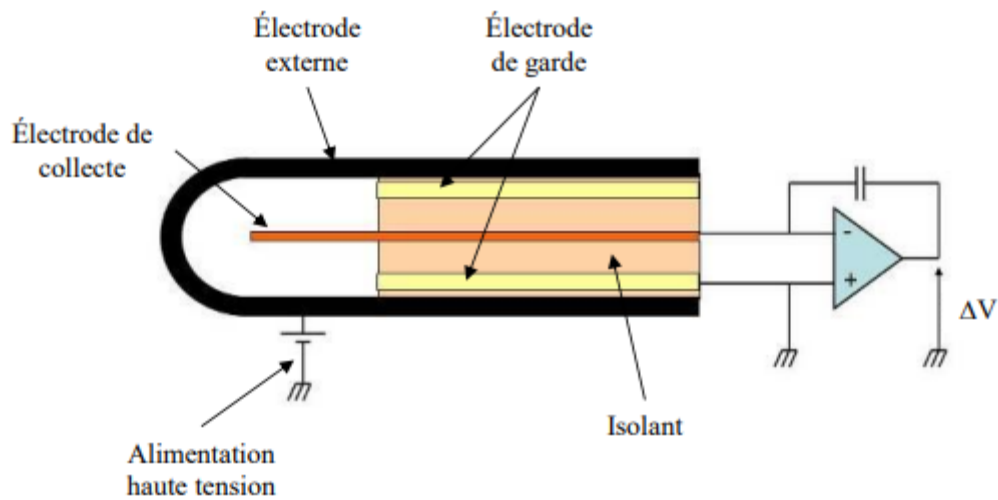


Figure (II-13) : schéma d'une chambre d'ionisation et de son électromètre.

### IV.2 Diode

Le détecteur diode est un dosimètre à semi-conducteurs, ces détecteurs sont constitués de cristaux semi-conducteurs (Silicium, germanium) permettant de mesurer la dose en temps réel à haute résolution en énergie des rayonnements [31].

Les diodes sont de type n (électrons porteurs) ou de type p (trous porteurs) selon le type de dopage pratiqué (augmentation du nombre de porteurs du cristal). Seules les diodes de types p sont adaptées à la radiothérapie en raison de leur stabilité au rayonnement, de leur courant de pénombre faible et de leur faible variation de leur sensibilité en fonction de la dose cumulée et du débit de dose. Les diodes sont plus sensibles et moins encombrantes que la chambre d'ionisation, ce sont des dosimètres relatifs qui ne sauraient être employés pour l'étalonnage, leur sensibilité variant au cours des utilisations successives [31].

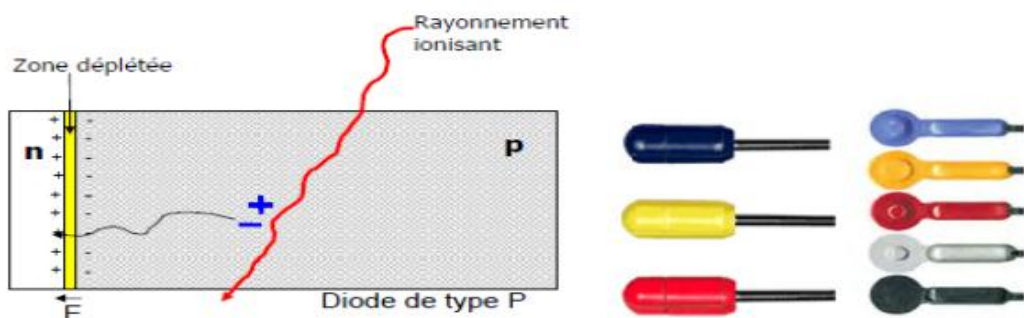
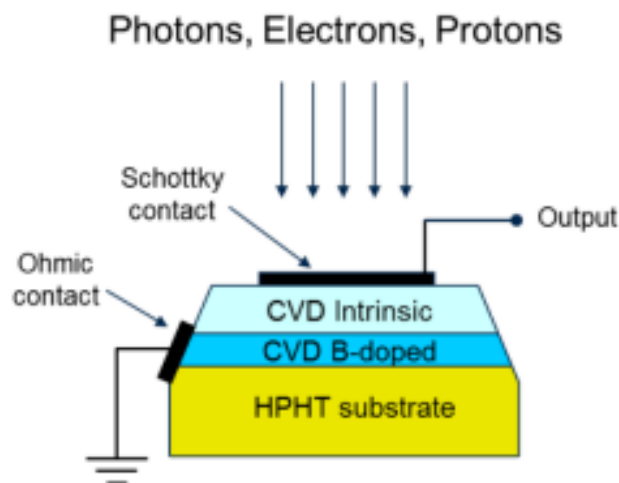


Figure (II-14) : Détecteur à semi-conducteurs pour la dosimétrie in vivo.

### IV.3 Détecteur diamant

Le diamant synthétique présente de nombreux atouts pour la dosimétrie, notamment pour la mesure de la dose délivrée par des mini-faisceaux. Inerte chimiquement, dense et équivalent tissu, le diamant est un matériau à grand gap qui permet une grande mobilité des porteurs. Il offre aussi une forte résistivité et une forte résistance au rayonnement. Ces propriétés permettant le développement de dosimètres de petits volumes et de grande sensibilité [32].

Le principe de détection du dosimètre diamant en tant que détecteur actif repose sur la création de paires électron-trou dans le matériau induit par l'interaction entre les particules ionisantes incidentes et le diamant. Ces électrons et trous sont séparés par le champ du semi-conducteur, produisant ainsi un courant de signal qui peut être mesuré avec un électromètre. Son faible numéro atomique ( $Z = 6$ ), proche du numéro atomique effectif de l'eau et des tissus, représente un avantage important pour la dosimétrie des mini-faisceaux. Le diamant naturel n'est aujourd'hui plus commercialisé à cause de son coût élevé et des délais de livraison trop importants en raison de la rareté des pierres de qualité suffisante. Il a aujourd'hui été remplacé par le diamant synthétique de type SCD (Single Crystal Diamond) [25].



*Figure (II-15) : Schéma d'un diamant synthétique de type*

## Chapitre II : Notions sur la radiothérapie stéréotaxique

Type	Nom	Volume sensible								Paroi	Electrode	Taille de champ minimum <sup>(3)</sup> (mm <sup>2</sup> )
		Matériau	Densité	Z <sub>eff</sub> <sup>(1)</sup>	Z/A <sup>(2)</sup>	Volume (cm <sup>3</sup> )	Diamètre (mm)	Longueur (mm)	Épaisseur (mm)			
Chambres d'ionisation	PTW Farmer 30013	Air	0,001	7,64	0,499	0,6	6,1	23		PMMA + graphite	Aluminium	50 x 50
	PTW Semiflex 31013	Air	0,001	7,64	0,499	0,3	5,5	16,3		PMMA + graphite	Aluminium	40 x 40
	PTW Semiflex 31010	Air	0,001	7,64	0,499	0,125	5,5	6,5		PMMA + graphite	Aluminium	20 x 20
	PTW PinPoint 31006	Air	0,001	7,64	0,499	0,015	2	5		PMMA + graphite	Acier	20 x 20
	PTW PinPoint 31014	Air	0,001	7,64	0,499	0,015	2	5		PMMA + graphite	Aluminium	20 x 20
	PTW PinPoint 31016 (3D)	Air	0,001	7,64	0,499	0,015	2,9	2,9		PMMA + graphite	Aluminium	20 x 20
	Wellhöfer <sup>(4)</sup> CCD1	Air	0,001	7,64	0,499	0,01	2	3,6		Shonka C552	Acier	/
	Wellhöfer <sup>(4)</sup> CCD4	Air	0,001	7,64	0,499	0,04	4	3,6		Shonka C552	Shonka C552	/
	Exradin A16 Micropoint	Air	0,001	7,64	0,499	0,007	2,4	2,7		Shonka C552	Shonka C552	4 x 4
Diodes	PTW Diode P 60008	Silicium	2,33	14	0,5	2,5E-06	1,12		0,0025	RW3 + résine époxy		10 x 10
	PTW Diode E 60012	Silicium	2,33	14	0,5	2,5E-06	1,12		0,0025	RW3 + résine époxy		10 x 10
	Wellhöfer <sup>(4)</sup> SFD	Silicium	2,33	14	0,5	1,7E-05	0,6		0,06	Résine époxy		/
	Wellhöfer <sup>(4)</sup> PFD	Silicium	2,33	14	0,5	2,9E-04	2,5		0,06	Résine époxy + tungstène		/
Diamant	PTW Diamond 60003	Carbone	3,5	6	0,5	1-6E-03	1,0-2,2		0,1-0,4	Polystyrène		/

**Figure (II-16) :** Caractéristiques des détecteurs couramment utilisés pour la dosimétrie des mini-faisceaux de radiothérapie stéréotaxique [27].

- (1) Eau :  $Z_{\text{eff}} = 7,42$
- (2) Eau :  $Z/A = 0,555$
- (3) Domaine de validité d'après les fabricants des détecteurs (documentation technique)
- (4) Wellhöfer / Scanditronix a maintenant intégré la société IBA

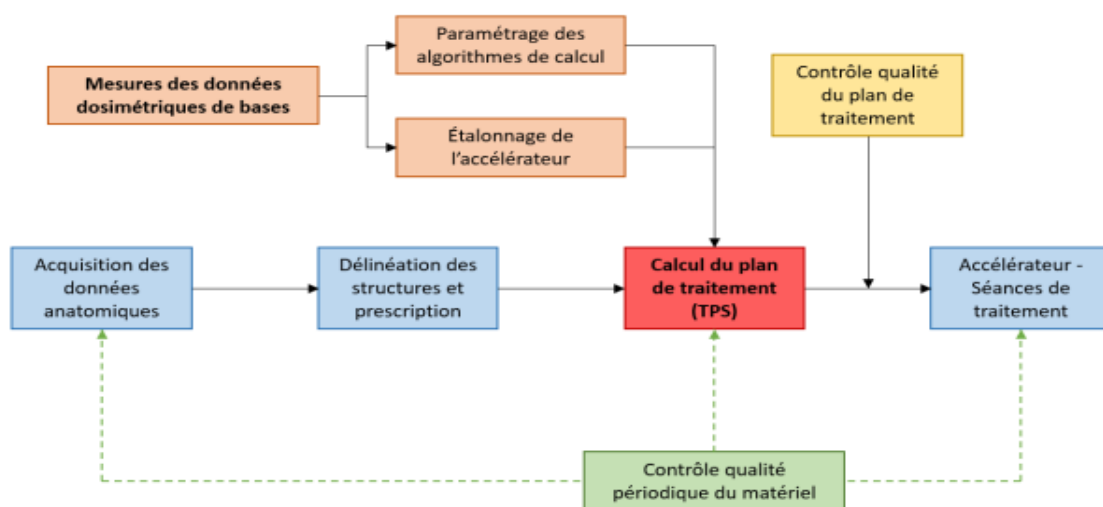
## V. La planification du traitement TPS

La notion de planification de traitement en radiothérapie traduit le besoin de traiter chaque patient différemment, selon la position et le type de tumeur ciblée ainsi que son dossier médical en général. En effet, les tumeurs sont des structures aux formes très variées selon les patients, et elles peuvent être développées dans différentes régions corporelles. Chaque cas de cancer appelle donc à une stratégie de traitement unique. Le processus de planification de traitement consiste à optimiser tous les paramètres ajustables de la machine de radiothérapie, afin de cibler au mieux la tumeur tout en évitant les tissus sains environnants. Cette planification est réalisée avec l'assistance d'un système informatique appelée TPS. Il occupe une position clef au sein du service de radiothérapie car il permet à l'ensemble des acteurs de planification (médecin, physiciens et dosimétristes) pouvoir délinéer déterminer la balistique de traitement et sur tout de réaliser le calcul prévisionnel de la distribution de la dose et des temps de traitement [34].

L'AAPM (American Association of Physicists in Medicine) résume le processus de planification de traitement en 8 étapes :

## Chapitre II : Notions sur la radiothérapie stéréotaxique

- Le positionnement du patient et son immobilisation. Lors de cette étape, on définit sa position et ses systèmes de contention de manière à ce que le traitement soit reproductible.
- L'acquisition des données tomодensitométriques correspondant au scanner du patient en position de traitement. Cette étape correspond aussi à l'importation d'images provenant d'autres modalités (IRM, TEP) aidant à la délimitation des structures.
- La définition des volumes correspondants aux tissus sains, organes à risque et volumes tumoraux.
- La détermination de la balistique d'irradiation : nombre et positions des faisceaux, énergie, forme de la collimation.
- Le calcul de la dose correspondant à la sélection et l'évaluation de l'algorithme de calcul de la dose, la résolution de calcul, la relation dose relative – dose absolue, et la dose de prescription.
- L'évaluation du plan de traitement via la visualisation des distributions de dose 2D et 3D et des histogrammes dose volume.
- Implémentation du plan de traitement comprenant le calcul du nombre d'unités moniteur, la génération du rapport et le transfert vers le système d'enregistrement et de vérification.
- La double vérification de l'ensemble des étapes précédentes [25].



*Figure (II-17) : Étapes principales de traitement en radiothérapie*

### VI. Définition des volumes en radiothérapie

Compte tenu du gradient de dose élevée des techniques d'arthérapie, une définition précise des volumes cibles et des organes à risque est important. L'apport de l'imagerie anatomique et métabolique aide le radiothérapeute dans cette étape dite de délinéation [33].

#### VI.1 Le volume tumoral macroscopique GTV

Le GTV (Gross Tumor Volume), il Comprenant les zones tumorales palpables ou visibles en imagerie.

#### VI.2 Volume cible anatomo-clinique CTV

Le CTV (Clinical target volume), il contient le volume tumoral (GTV) et une marge tenant compte de la probabilité d'envahissement microscopique selon l'histoire naturelle de la maladie. Le CTV est un concept anatomo-clinique [33].

#### VI.3 Volume cible prévisionnel PTV

Le PTV (Planning target volume), est un concept géométrique définit lors du choix du plan du traitement. Il doit assurer que le CTV reçoit la dose prescrite. Il doit contenir le CTV avec une marge de sécurité tenant compte des mouvements du patient, des organes mobiles, des erreurs liées à l'appareillage et de la technique d'irradiation [33].

#### VI.4 Volume traité

C'est le volume entouré par l'iso dose, choisie et spécifiée par le radiothérapeute. Correspondant à un niveau de dose minimal permettant d'atteindre le but du traitement. Il est souvent plus grand que le PTV [33].

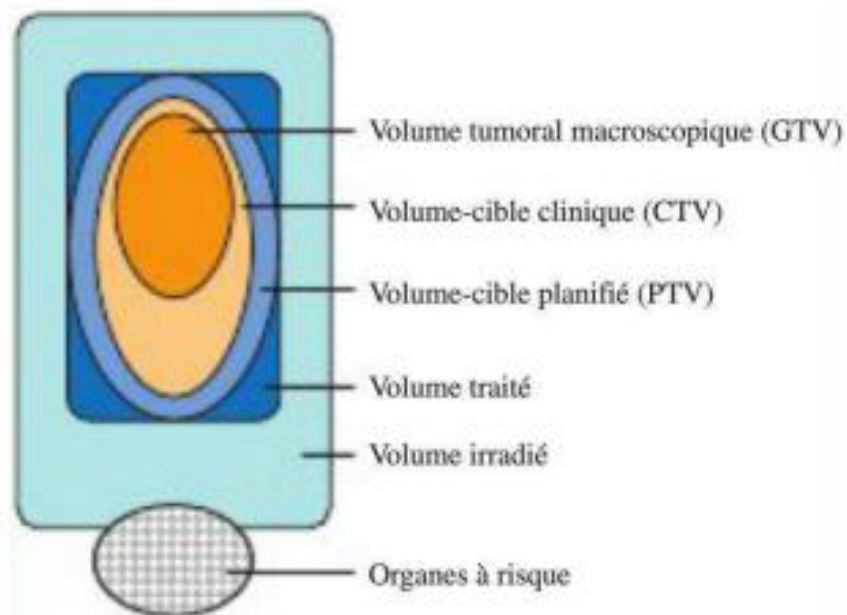
#### VI.5 Volume irradié

C'est le volume correspondant au volume tissulaire qui reçoit une dose significative en relation avec la tolérance des tissus sains, il intervient aussi naturellement dans l'optimisation du plan de traitement [33].

#### VI.6 Organe a risque

Il s'agit des tissus normaux dont la sensibilité à l'irradiation peut conduire à modifier les prescriptions du plan de traitement [33].





*Figure (II-18) : Les volumes d'intérêt*

---

## *Chapitre III*

### *La simulation Monte Carlo*

---

# Chapitre III : La simulation Monte Carlo

## Introduction

La simulation numérique est l'un des outils permettant de modéliser des phénomènes réels. Dans ce but, elle fait appel à l'exécution d'un programme informatique sur ordinateur en vue de simuler un phénomène physique complexe, par exemple le transport de particules dans la matière.

En physique médicale, la simulation Monte Carlo occupe une place très importante. Le terme « Méthode de Monte Carlo » désigne toute méthode visant à calculer une valeur numérique en utilisant des techniques fondées sur la génération des nombres aléatoires. Dans ce chapitre nous étudions le principe de fonctionnement de la méthode Monte Carlo.

## I. Historique

Monte-Carlo N-Particule (MCNP) est un code de calcul qui a été développé au Laboratoire National de Los Alamos (LANL) aux États-Unis [39]. Historiquement, la première utilisation connue des méthodes Monte Carlo est le jeu de mathématique proposé par le comte de Buffon en 1777 [35].

En 1820, Laplace a fait remarquer que ce jeu pouvant constituer une méthode expérimentale de détermination du nombre  $\pi$ . La méthode de Monte Carlo a connu son essor à partir de la fin de la seconde guerre mondiale, essentiellement dans le cadre du projet américain Manhattan pour le développement de l'arme nucléaire. Cette époque coïncide avec l'apparition des premiers ordinateurs. Le terme Monte Carlo est directement inspiré des jeux de hasard pratiqués au casino de Monte Carlo à Monaco [35].

Après la guerre, grâce au développement de nouveaux moyens informatiques, les méthodes de Monte Carlo permettra notamment l'évaluation d'intégrales multidimensionnelles complexes et la résolution d'équation intégrales pour lesquelles les solutions analytiques faisaient défaut. Il semblerait que la première application de la méthode de Monte Carlo concernant le transport de photons ait été réalisée par Hayward et Hubbell en 1954 en générant 67 histoires [36]. Cette méthode est également exploitée dans des divers domaines d'application en plus de la physique et mathématique elle est même utilisée dans le domaine de finance.

### II. La simulation Monte Carlo

La simulation Monte Carlo est une techniques mathématique informatisée basée sur l'utilisations des nombres aléatoires pour simuler des problèmes mathématiques ou bien physiques et à obtenir la solution rechercher.

#### II.1 Principe de la simulation Monte Carlo

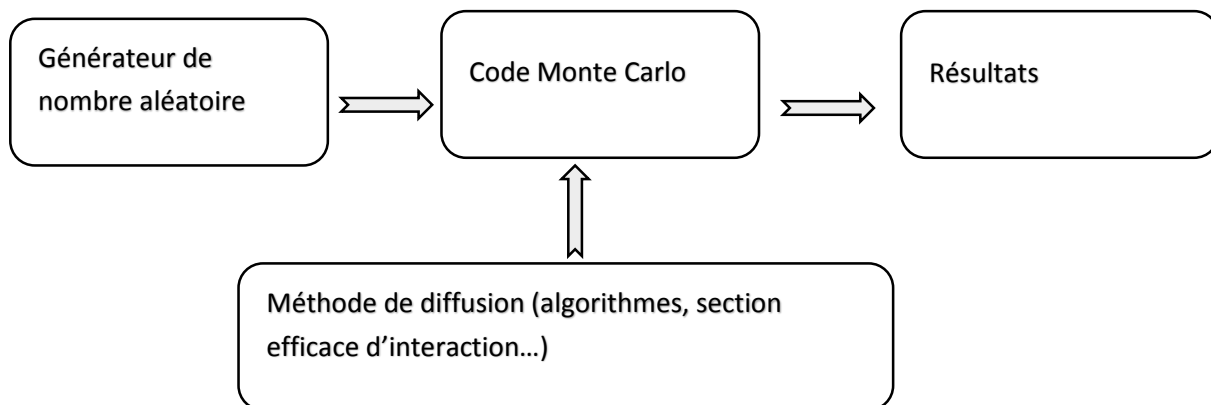
Le code MCNP a été conçu initialement et développé pour des applications militaires aux États-Unis d'Amérique. Originellement le programme était conçu seulement pour des neutrons. On s'aperçut ensuite qu'il pouvait aussi être appliqué aux autres particules, en y faisant quelques ajouts, ils furent faits dans les années cinquante. Le programme a ensuite été constamment amélioré et a été généralisé progressivement aux transports des électrons et des photons pour aboutir à celui que nous utilisons aujourd'hui. Actuellement ces trois particules peuvent être traitées individuellement ou en combinaison. Il intègre des énergies jusqu'à 1 GeV pour les électrons et les photons et jusqu'à 20 MeV pour les neutrons. Par les considérations ci-dessus, nous comprenons que le champ d'application de ce programme est très vaste et qu'il s'applique à d'innombrables problèmes de transport tridimensionnel neutronique et photonique basé sur la méthode probabiliste Monte Carlo [12].

Le principe de la méthode Monte Carlo est de simuler le transport individuel des neutrons, des photons et des électrons puis d'enregistrer leurs interactions dans le milieu étudié. La géométrie de l'expérience est décrite sous forme de cellules adjacentes et homogènes délimitées par des surfaces. L'historique de chaque particule est suivi depuis sa naissance jusqu'à sa disparition (par absorption ou sortie du milieu). Une particule est définie par ses coordonnées, son vecteur de position et son énergie [12].

Pour simuler les histoires des particules, il est nécessaire de posséder un modèle de diffusion défini par l'équation de Boltzmann constitué principalement d'un ensemble de section efficaces différentielles (SED) qui déterminent les distributions de probabilité des variables aléatoires représentant une trajectoire :

- Le libre parcours moyen entre deux événements.
- Le type d'interaction.
- L'énergie perdue et la déflexion angulaire subie au cours de l'interaction [36].

La figure suivant représente le schéma de fonctionnement de code MCNP :



*Figure (III-1) : schéma de principe de méthode Monte Carlo*

### II.2 Les codes de simulation Monte Carlo

Il existe plusieurs codes de simulation MC qui ont été développés pour les besoins de la physique médicale, la médecine nucléaire et la dosimétrie interne. Leur efficacité dépend fortement du générateur des nombres aléatoires.

Les plus répandus dans le domaine de physique médicale sont : EGS, MCNP5, PENELOPE et GEANT4 [6].

#### II.2.1 EGS

EGS (Electron Gamma Shower) est historiquement le premier code utilisé en métrologie des rayonnements ionisants dans les années 1980. Il est développé au sein du laboratoire de métrologie des rayonnements ionisants du National Research Council Canada (NRCC). Les programmes sources sont écrits en langage MORTRAN et téléchargeables en ligne. La distribution EGSnrc de base peut être complétée par deux applicatifs, BEAMnrc et egsp.

L'applicatif BEAMnrc est spécifique à la simulation de sources externes de radiothérapie, allant des tubes à rayons X aux irradiateurs médicaux, et à la dosimétrie voxelisée en trois dimensions.

L'applicatif egsp donne la possibilité à l'utilisateur d'adapter les caractéristiques de la source, de la géométrie à modéliser et des paramètres de sortie à relever en fonction de ses besoins [45].

### II.2.2 PENELOPE

PENELOPE (**PEN**etration and **E**nergy **L**Oss of **P**ositrons and **E**lectrons) issu de l'Université de Barcelone été développer pour les applications de la physique médicale et surtout de la radiothérapie externe. La première version officielle date de 1996. Le code PENELOPE est reconnu comme étant l'un des codes disposant à la fois des modèles numériques et des sections efficaces les plus détaillés et les plus récents dans le traitement du transport des électrons, en particulier aux basses énergies. Le seuil minimal en énergie de la version 2008 est de 50 eV. Ce code dispose d'une bonne capacité à prendre en compte des géométries complexes par la combinaison de onze surfaces quadratiques de base. Ces avantages sont à mettre en regard de la lenteur des calculs liés au traitement détaillé du transport des particules chargées et de l'absence actuelle d'une version parallèle officielle du code [45].

### II.2.3 GEANT4

Geant4 (**GE**ometry **ANd** **T**racking) est une boîte à outil pour la simulation de transport de particules à travers la matière. Ces domaines d'applications incluent la physique des hautes énergies, la physique nucléaire et la physique des accélérateurs. L'origine du développement de Geant4 remonte à deux études menées indépendamment au CERN (Conseil Européen pour la Recherche Nucléaire) et au KEK (High Energy Accelerator Research Organisation in Japan) en 1993. Geant4 a été conçu et développé par une collaboration internationale, constituée de nombreuses personnes et d'un certain nombre d'instituts de coopération de grandes expériences et d'universités. Il est fondé sur l'expérience cumulée de plusieurs contributions dans le domaine de la simulation Monte Carlo des détecteurs en physique nucléaire et des processus physiques. Actuellement, ce code permet de couvrir la plus grande gamme de phénomènes physiques allant de la physique médicale à la physique des particules relativistes [6].

## III. Code MCNP

Le code de calcul utiliser dans ce travail est le **MCNP5** (Monte Carlo N Particules) est un code très fréquent dans le domaine de la physique nucléaire, qui utilisé pour simuler le transport des neutrons thermique et rapides, des photons et des électrons dans des géométries ou des configurations tridimensionnelles complexes constituées de divers matériaux.

Il est utilisé dans plusieurs domaines tel que : domaine médicale et la radioprotection pour la dosimétrie. En ce qui concerne la gamme d'énergie de photons est entre 1KeV et 1GeV [44].

Pour générer un fichier d'entrée, il est nécessaire de définir un fichier input.

### III.1 Structure du fichier input MCNP

Le fichier MCNP se décompose en trois grandes parties séparées par une ligne vide (Blanc)

Les deux premières parties sont réservées pour la description de la géométrie, et la troisième partie pour des informations sur la source, les énergies, les matériaux utilisés...

On peut aussi introduire des commentaires dans notre fichier d'entrée par une lettre c au début de la ligne et par un \$ à la fin.

- 1<sup>ère</sup> partie : Définitions des cellules
- 2<sup>ème</sup> partie : Définitions des surfaces
- 3<sup>ème</sup> partie : toutes les données importantes au calcul sont définies dans cette partie

Le schéma suivant explique la structure de fichier Input MCNP :

Titre (1<sup>ère</sup> ligne)

Définitions de cellules

...

...

-----Blanc-----

Définitions de surfaces

...

...

-----Blanc-----

Définitions :

Source

Energie

Nombres d'histoires

Types de résultats voulus

### III.1.1 Les Cellules

Les cellules sont des boîtes constituant la géométrie à simuler qui sont définies dans la 1<sup>ère</sup> partie du fichier MCNP. Les cellules sont définies de la manière suivante :

nc m d geom paramsc

Avec :

nc : le numéro de la cellule.

m : le numéro du matériau qui remplit la cellule.

d : la densité en g/cm<sup>3</sup> si négative ou at/cm<sup>3</sup> si positive.

geom : la géométrie de la cellule qui est définie par des surfaces.

Paramsc : les paramètres comme volumes et les importances...

- **Le sens des surfaces**

Pour construire une cellule à partir des surfaces, on doit respecter le sens qui est définie par un signe « + » ou un signe « - » devant le numéro de surface. Le signe « + » désigne le côté de la surface orienté dans le même sens que l'axe de coordonnées correspondant. Pour une surface fermée de type sphère ou cylindre, le signe « + » désigne l'extérieur, alors que le signe « - » désigne l'intérieur [36].

- **Les opérateurs booléens**

Avec ces opérateurs on peut faire la combinaison entre les surfaces.

- Intersection : avec un simple espace « » entre les surfaces.
- Union : se fait par « : »
- Complément : qui l'on peut avoir par « # »

### III.1.2 Les surfaces :

Pour définir une surface, on utilise la notation suivante :

N type paras

N : le numéro de la surface, de 1 à 99999.

Type : le type de la surface.

Paras : les paramètres comme le rayon, coordonnées...



On trouve les coordonnées des surfaces bien déterminé dans le manuel de MCNP au niveau de la 3<sup>ème</sup> partie « MCNP cards » [40].

### III.1.3 Données physiques

#### III.1.3.1 Le mode

Dans le fichier MCNP, la définition du mode de transport des particules n, p, e est obligatoire. Avec n pour les neutrons, p et e pour les protons et les électrons. Ou faire des combinaisons : np, pe et npe.

#### III.1.3.2 La source

La source est principalement définie par la commande SDEF. Celle-ci permet de décrire toutes ses caractéristiques (type de particule émise, son énergie, la position et la répartition géométrique de l'émission) et n'est autorisée qu'une seule fois dans le fichier d'entrée [41].

Certains des paramètres à déclarer sont :

- **PAR** : le type de particule (n, p ou e).
- **ERG** : l'énergie de la source en MeV.
- **CEL** : la cellule contenant la source.
- **RAD** : le rayon de la source.
- **VEC** : le vecteur directeur de la source si non isotrope.
- **POS** : le positionnement de la source.

#### III.1.3.3 Les distributions

Pour pouvoir les introduire, il faut inscrire la distribution  $D_n$  (n étant le numéro de la distribution) à la place d'une valeur numérique. Chaque distribution utilisée est paramétrée par une ou plusieurs cartes :  $SI_n$  (Source Information) qui spécifie la forme de la distribution (discrète, continue...) et les valeurs variables prises par la source,  $SP_n$  (Source Probabilité) qui décrit les probabilités correspondantes à la distribution décrite avec la source [41].

#### III.1.3.4 Les tallies

On utilise la carte Fn ou Tallies ou n représente le numéro (type) de tally pour étudier un problème donné. L'utilisateur choisit le tally selon l'observable à étudier. Les tallies se présentent de la manière suivante :  $Fk_n : X C_1 C_2 \dots C_i$

## Chapitre III : La simulation Monte Carlo

Avec :

K : un nombre entre 0 et 99 pour différencier les tallies de même type.

n : un chiffre entre 1 et 8 pour indiquer le type de tally calculé.

X : le type de la particule.

$C_i$  : une cellule sur laquelle on veut calculer le tally [36].

Le tableau ci-dessous regroupe les différents types de tally pour les particules propagées

Dans la cellule d'intérêt :

Tallies	Spécification	Particules
F1	Courant surfacique	n, p, e, pe
F2	Flux surfacique moyen	n, p, e, pe
F4	Flux moyen sur une cellule	n, p, e, pe
F5	Flux en un point	n, p
F6	Energie moyenne déposée dans une cellule	n, p, e
F7	Energie moyen de fission dans une cellule	n
F8	« pulse height tally »	n, p, e, pe

*Tab (III-1) : différents types de tallies utilisés par MCNP*

### III.1.3.5 Matériaux

Comme il a été cité précédemment, dans la définition des cellules, on donne un numéro mn au matériau qui constitue la cellule. Ce numéro n est repris dans la formulation simplifiée :

$mn ZA_1 \text{ frac}_1 ZA_2 \text{ frac}_2 \dots ZA_i \text{ frac}_i$

Avec :

n est le numéro du matériau donné par l'utilisateur.

$ZA_i$  : indique le numéro et la masse atomique des éléments présents dans le matériau.

$\text{frac}_i$  : la fraction de l'élément constituant le matériau [36].

## IV. L'accélérateur linéaire LINAC

Les accélérateurs linéaires à usage médical (appelés aussi LINAC pour LINear ACcelerator) sont des appareils de traitement par irradiation externe qui accélèrent des électrons afin de produire des faisceaux de rayonnement (électrons ou photons) suffisamment énergétiques pour traiter des tumeurs profondes. L'accélérateur est constitué de deux parties principales : une section accélératrice pour l'accélération des électrons et une tête pour la production, la collimation et la filtration du faisceau de photons pour l'usage clinique.

### IV.1 Section accélératrice

Les électrons sont éjectés de l'anode dans un tube où ils sont accélérés dans un champ électromagnétique injecté par une radiofréquence, pour accélérer les particules, une onde radiofréquence UHF à haute puissance est nécessaire et doit être injectée dans la section.

La section accélératrice est formée d'un long cylindre, il contient une série de cavités pour augmenter l'énergie cinétique des électrons. Les électrons accélérés ont une énergie élevée, ils peuvent être utilisés directement dans le traitement de la radiothérapie en mode électron. Dans la radiothérapie en mode photon, les électrons énergétiques frappent un matériau de nombre atomique  $Z$  élevé constituant la cible (généralement tungstène) pour produire le faisceau de photons par rayonnement de freinage ou bremsstrahlung [46].

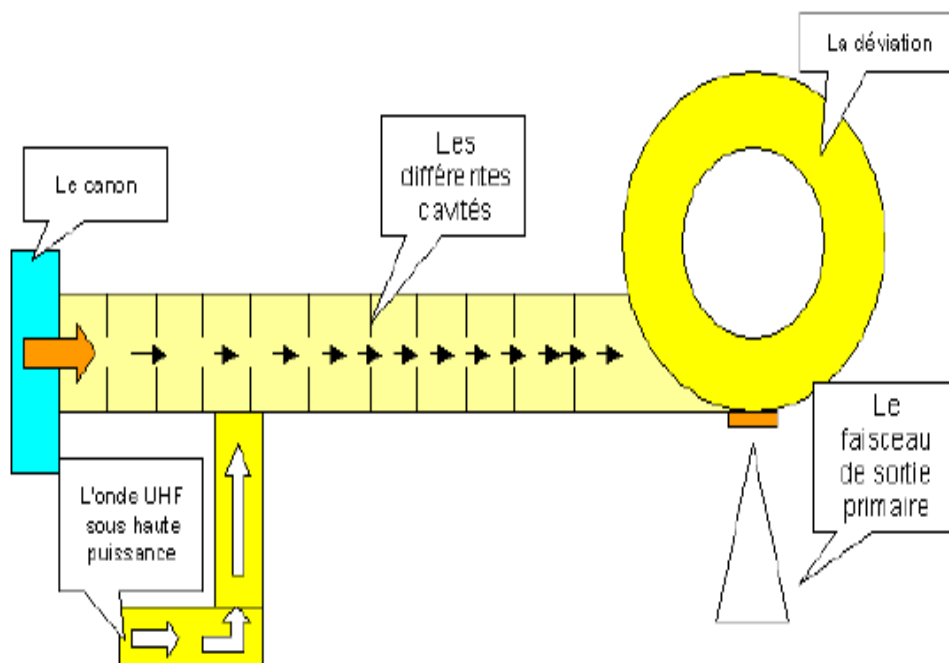
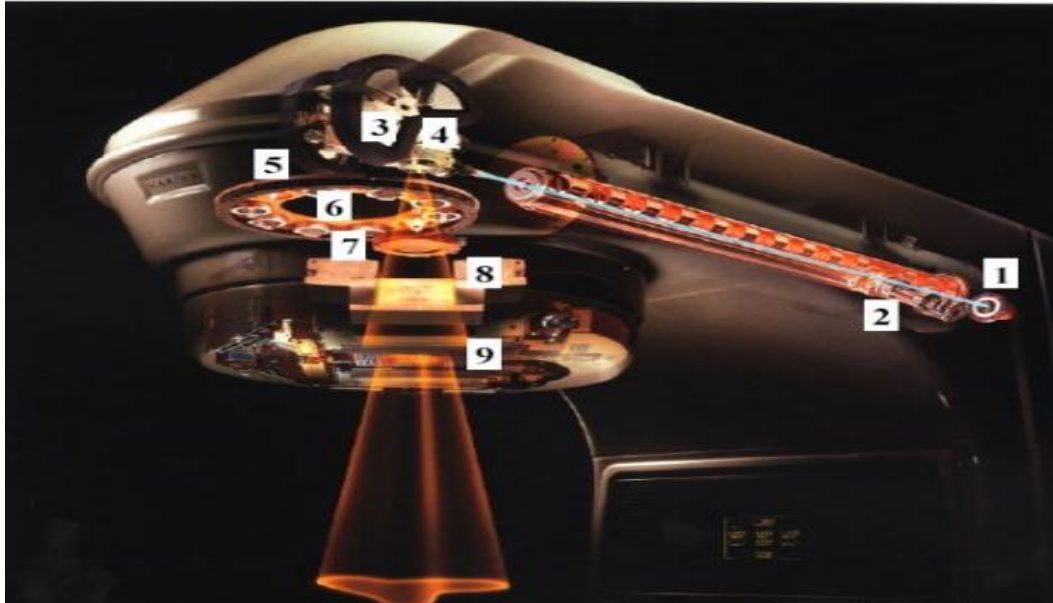


Figure (III-2) : schéma simplifié le principe de la section accélératrice

### IV.2 Tête de l'accélérateur

La tête de l'accélérateur qui permet de contrôler et de mettre en forme le faisceau. Pour cela plusieurs éléments sont nécessaires, on les représente dans la figure suivant :

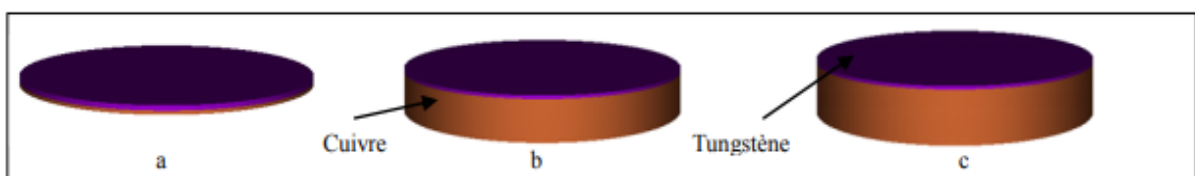


*Figure (III-3) : Schéma typique simplifié de la tête du LINAC et ses différents constituants*

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

### IV.2.1 La cible

La cible est constituée d'une plaque de tungstène de quelques millimètres d'épaisseur et d'une plaque de cuivre. Le tungstène permet la production de photons principalement par rayonnement de freinage alors que le cuivre est utilisé pour stopper les RX de basse énergie.



*Figure (III-4) : La cible photonique : a) X6, b) X16, c) X18*

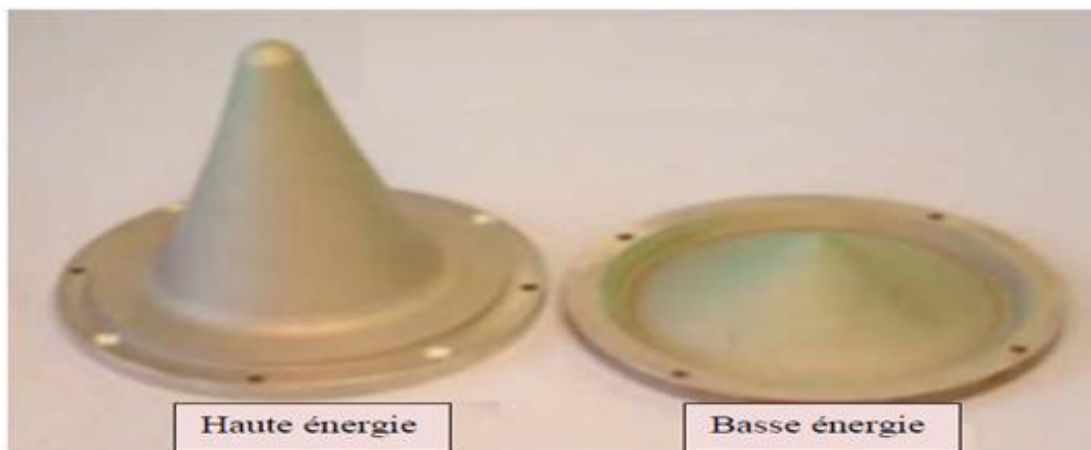
### IV.2.2 Le collimateur primaire

Le collimateur primaire est de forme conique et composé principalement de tungstène. Il permet de limiter la propagation des RX dans toutes les directions afin d'assurer une première collimation vers le patient [43].

### IV.2.3 Le cône égalisateur

Le cône égalisateur se retrouve directement après le collimateur primaire, il porte ce nom en raison de sa forme conique. Le rôle essentiel du cône égalisateur est d'homogénéiser et uniformiser la fluence. Il est uniquement présent dans la tête du linac utilisé en mode photon. Le cône égalisateur peut être en acier, en tungstène ou en cuivre et il peut prendre différentes formes géométriques suivant l'énergie nominale du faisceau.

Lorsque le faisceau de photons sort de collimateur primaire, tous les photons vont dans un angle solide bien déterminé et ils sont dirigés vers le cône égalisateur. Ce dernier va alors permettre au patient de recevoir une dose plus aplatie avec un faisceau de photons bien adoucis pour une taille de champ d'irradiation maximale de  $40 \times 40 \text{cm}^2$ . Il va également permettre d'avoir un faisceau homogène, car après le collimateur primaire, le centre du faisceau est plus énergétique donc il va alors filtrer davantage à cette place (la zone épaisse du cône), c'est la fonction d'adoucissement du faisceau de photons du cône égalisateur [46].



*Figure (III-5) : Cône égalisateur d'un linac Variant*

### IV.2.4 Les chambres moniteurs

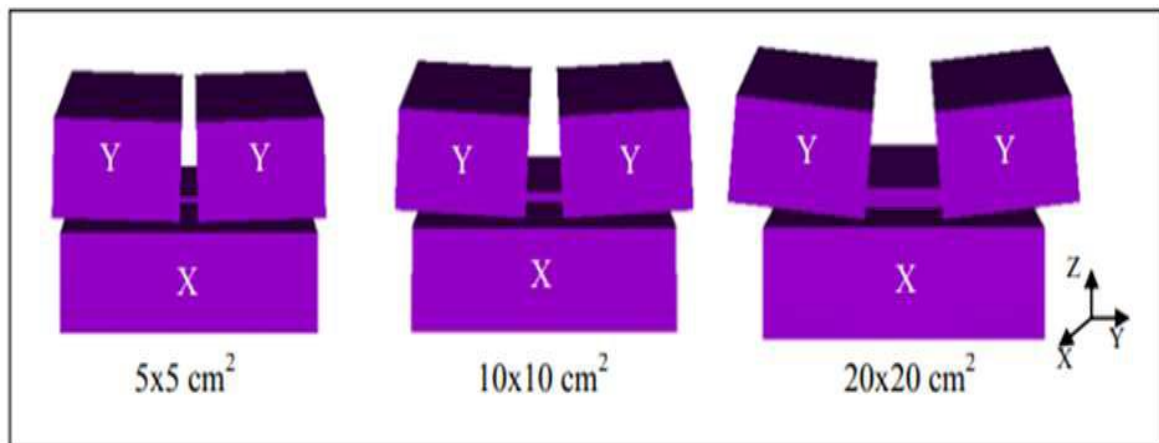
Une double chambre d'ionisation est placée entre le cône égalisateur et les mâchoires. Le rôle de la chambre d'ionisation est de mesurer par transmission la dose pendant l'irradiation afin d'asservir la valeur du débit de dose. Elle est constituée par une cavité fermée lui permettant de garantir une réponse indépendamment de la température et de la pression [43].

La chambre d'ionisation permet de surveiller le faisceau de photons utilisé dans le traitement radio-thérapeutique en qualité et en quantité, elle est placée juste avant les collimateurs secondaires ou les mâchoires. Elle est essentielle pour mesurer le débit de la dose, réguler la distribution de la dose et contrôler l'homogénéité et la symétrie du faisceau de photons.

Il s'agit de deux chambres d'ionisation dans la tête du linac puisqu'elles peuvent se vérifier l'une avec l'autre pour ne pas perdre le contrôle dosimétrique lors du traitement ainsi que d'éviter tout panne survenue de cet organe [46].

### IV.2.5 Les mâchoires

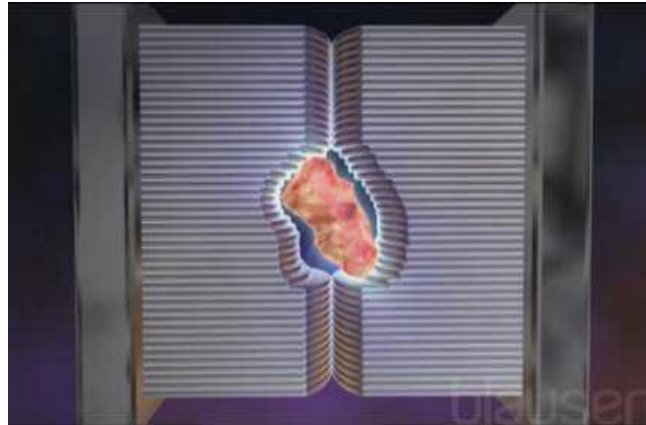
Les mâchoires X et Y sont composées de deux paires de blocs placées à deux hauteurs différentes dans la tête d'irradiation. Elles permettent la collimation du faisceau et délimitent la taille de champ.



*Figure (II-6) : Représentation 3D des mâchoires XY dans le cas de 3 tailles de champ*

### IV.2.6 Le collimateurs multi lames

Il consiste en 40 à 60 paires de lames en tungstène ou plomb disposées en deux rangés opposés soit un total de 80 à 120 lames (selon les constructeurs). Ces lames peuvent être déplacées individuellement afin de moduler la forme du champ d'irradiation, pour permettre de s'adapter à la forme de la tumeur.



*Figure (III-7) : Images du fonctionnement de collimateur multi lames*

### IV.2.7 Le filtre en coin

Le filtre en coin lorsqu'il est utilisé, permet d'adapter la distribution de la dose à la morphologie du patient afin d'incliner les iso-doses [43].

## IV.3 Modes de fonctionnement de la tête d'accélérateur

La Tête d'irradiation de l'accélérateur contient le système de mise en forme du faisceau en vue de son utilisation thérapeutique. Elle fixe le mode de fonctionnement de l'accélérateur Electrons ou photons, et permet de contrôler les caractéristiques du faisceau (dimensions et intensité) [47].

### IV.3.1 Mode électron

En mode électrons, la cible n'est pas présente ce qui permet de laisser passer le faisceau d'électrons. Le cône égalisateur est remplacé par un double diffuseur permettant la diffusion des particules et donc l'ouverture du faisceau. Il est composé de deux feuilles séparées de quelques centimètres, la première de Z élevé qui provoque une première ouverture et la seconde plus légère, qui disperse essentiellement la partie centrale pour obtenir un faisceau homogène. À la suite, une collimation additionnelle est réalisée à l'aide d'un applicateur électron. En effet le faisceau d'électrons, de par son caractère d'interaction obligatoire avec la matière, est à une importante diffusion dans l'air et il est donc susceptible d'irradier le patient sur une large zone. Une collimation pratiquement au contact de la peau du patient est réalisée afin de conformer l'irradiation à la forme du volume cible [25].

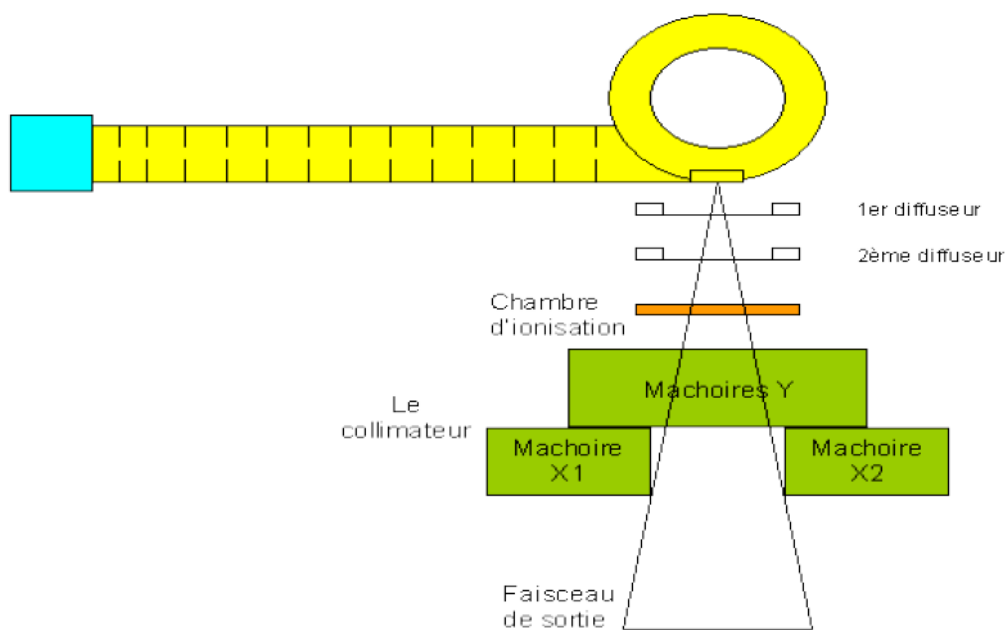


Figure (III-8) : schéma simplifié le mode électron

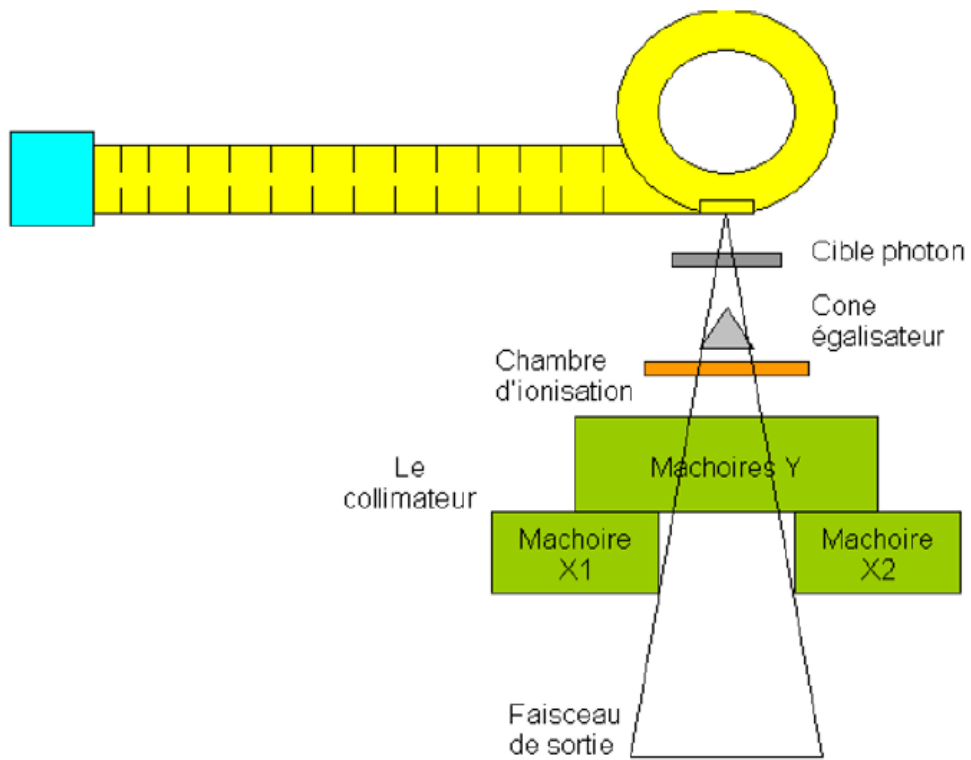
### IV.3.2 Mode photon

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

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

Après il traverse un filtre égalisateur placé à la sortie de la cible qui atténue le faisceau sur l'axe central davantage que sur les bords, réalisant ainsi son uniformité. En place finale dans la voie de faisceau, on distingue la partie de collimation secondaire constituée par une paire de mâchoires et par le collimateur multimâle, permet d'obtenir des dimensions de faisceau variables [30].





*Figure (III-9) : schéma simplifié le mode photon*

---

# *Chapitre IV*

## *Résultat et interprétation*

---

# Chapitre IV : Résultats et interprétations

## Introduction

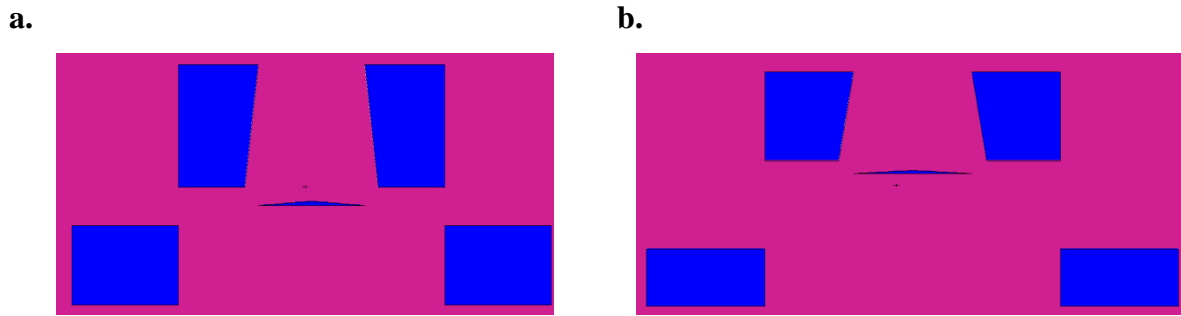
Le but de la radiothérapie cérébrale en condition stéréotaxique est d'augmenter de manière très localisée au niveau du volume-cible la dose d'irradiation, sans augmenter la dose aux organes avoisinant. De ce point de vue, l'objectif de cette étude est d'observer l'efficacité de cette technique, ainsi, d'évaluer la dose physique délivrée à une tumeur cérébrale et les tissus sains environnants au cours de traitement.

Le code de simulation MCNP version 5, basé sur les méthodes Monte Carlo, a été utilisé pour évaluer la distribution de dose dans un fantôme d'une tête avec une tumeur cérébrale voxélisée.

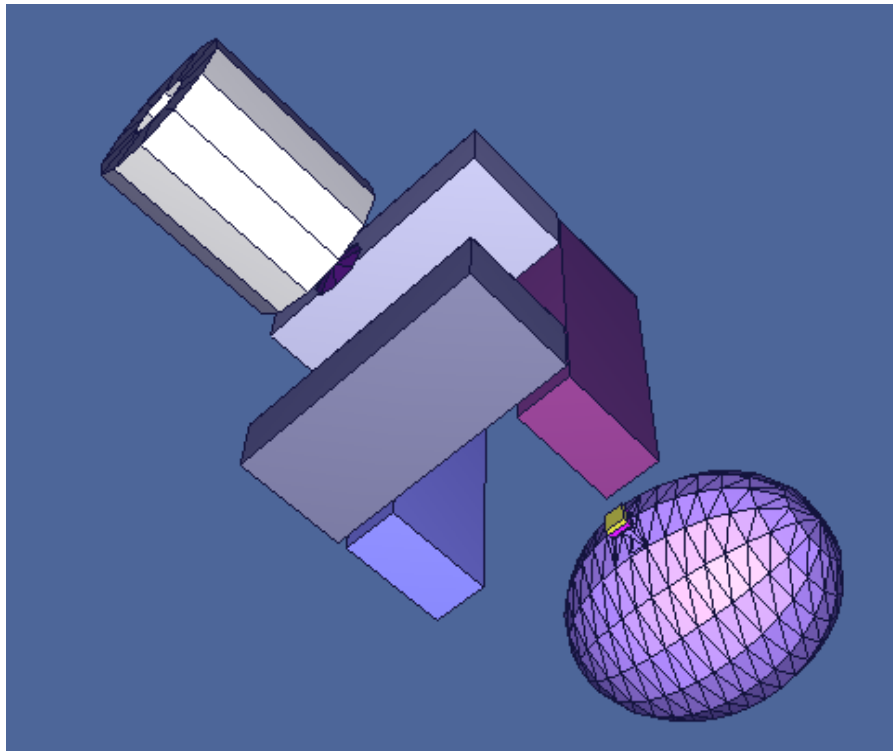
## I. Modélisation de la tête du LINAC

La réalisation de simulation Monte-Carlo d'un accélérateur linéaire d'électrons nécessite deux étapes préalables : la modélisation géométrique de la tête d'irradiation et la détermination de caractéristiques du faisceau d'électrons primaires en sortie de la déviation magnétique. Concernant la géométrie de l'accélérateur, avec l'essor de ce genre de technique, les constructeurs mettent de plus en plus à disposition les schémas techniques de leurs appareils. Ces schémas permettent d'avoir des informations précises sur la géométrie des différents éléments de la tête d'irradiation et des matériaux qui les composent. Malheureusement, les données relatives au faisceau d'électrons primaires sont mal connues, difficilement accessibles et peuvent être responsables de différences majeures entre les mesures et les simulations. De plus, les caractéristiques du faisceau d'électrons primaires sont propres à chaque LINAC. Deux LINAC identiques, de même référence constructeur, peuvent générer des faisceaux de rayons X différents. Les dépôts de dose associés, mesurés dans une cuve à eau, vont donc différer aussi. Chaque LINAC a ainsi un point de fonctionnement qui lui est propre, et qu'il convient de déterminer.

Dans cette étude, nous avons simulé une tête de linac dédiée à la génération d'un faisceau de photons de 6 MeV. Les composants de la tête d'accélérateur linéaire sont illustrés à la figure (IV-1). Ces composants comprennent le collimateur primaire, le cône égalisateur et les mâchoires du collimateur secondaire. Dans la figure 2, nous montrons notre vue 3D générée de la tête de linac modélisée associée au modified Snyder Head phantom.



*Figure (IV-1) : La représentation schématique de la géométrie de la tête du Linac telle qu'elle est utilisée dans notre simulation d'un faisceau de photons de 6 MV. (a. plan xz, b. plan yz).*



*Figure (IV-2) : Snyder Head Vue 3D de notre modèle de la tête du Linac et le fantôme Snyder Head.*

## II. Géométrie et composition du fantôme utilisé dans la simulation

### II.1 Géométrie

Le modèle fantôme pour ces calculs est une représentation analytique du « modified Snyder Head phantom ».

## Chapitre IV : Résultats et interprétations

Le fantôme principal de Snyder se compose de deux ellipsoïdes, qui divisent la tête en régions du crâne et du cerveau adulte. Une troisième coque de 5 mm d'épaisseur représentant la peau a également été ajoutée. Les équations (IV-1), (IV-2) et (IV-3), qui localisent le centre de la tête à l'origine, spécifient ces régions.

Limite entre le cerveau et le crâne :

$$\left(\frac{x}{6}\right)^2 + \left(\frac{y}{9}\right)^2 + \left(\frac{z-1}{6.5}\right)^2 = 1 \quad (\text{IV-1})$$

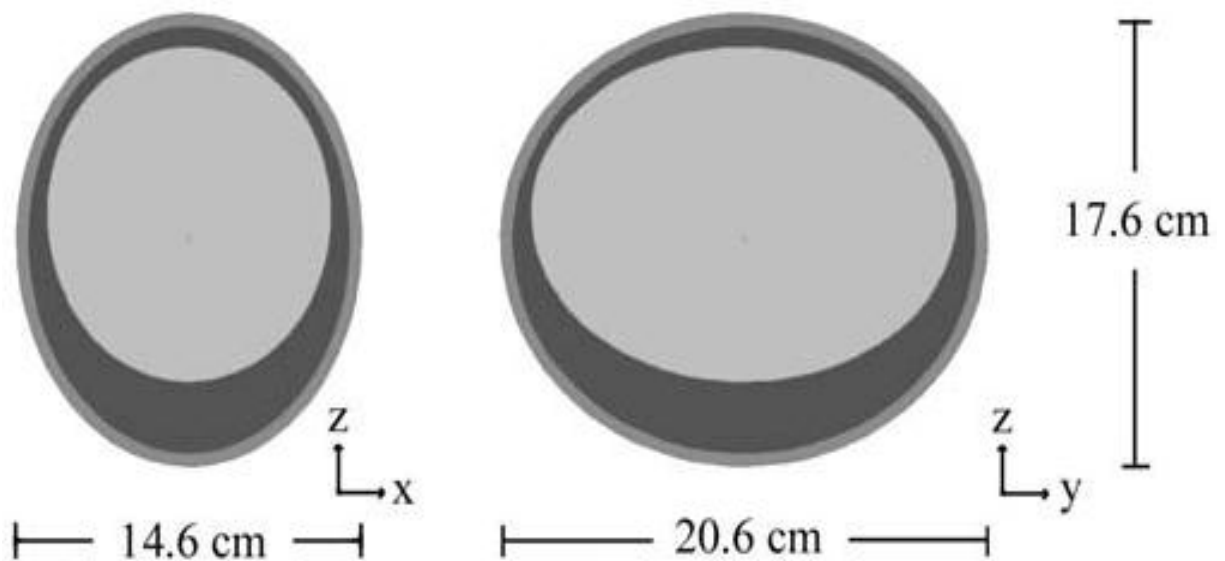
Limite entre le crâne et le cuir chevelu :

$$\left(\frac{x}{6.8}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.8}\right)^2 + \left(\frac{z}{8.3}\right)^2 = 1 \quad (\text{IV-2})$$

Limite entre le cuir chevelu et l'air :

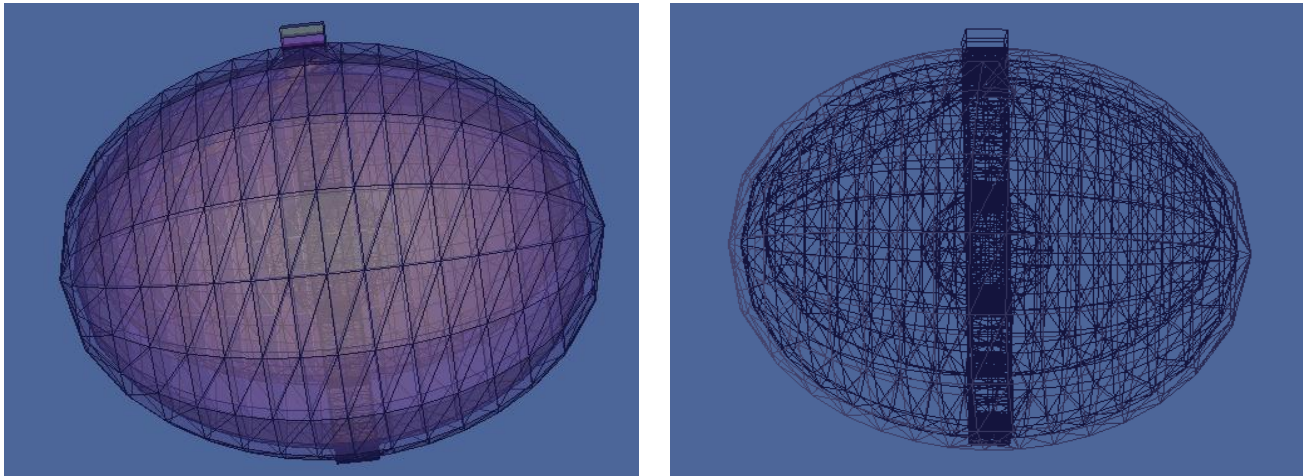
$$\left(\frac{x}{7.3}\right)^2 + \left(\frac{y}{10.3}\right)^2 + \left(\frac{z}{8.8}\right)^2 = 1 \quad (\text{IV-3})$$

Ces équations décrivent le fantôme illustré dans la figure (IV-3).



**Figure (IV-3) :** Coupes transversales du Snyder Head phantom modifié aux plans  $y = 0$  (à gauche) et  $x = 0$  (à droite). Les dimensions de la coque externe sont indiquées. L'ellipsoïde central gris clair est composé du cerveau entier adulte. La région gris foncé est composée de crâne adulte et la région gris moyen représente la peau adulte.

En plus, ce fantôme comporte une tumeur de forme sphérique de 2.54 cm de rayon située au centre de la tête, comme illustré dans la figure (IV-4) suivante :



*Figure (IV-4) : La représentation 3D de la géométrie.*

## II.2 Compositions tissulaires

Les trois régions différentes du Snyder Head phantom modifié sont composées de matériaux constituant le cerveau entier, le crâne entier adulte et la peau adulte, tels que définis par ICRU 46 et répertoriés dans le tableau (IV.1). Cependant, la variation entre les individus existe.

Z	Element	ICRU 46			
		Air	Squelette- Crâne	Cerveau Entier Adulte	ICRU 46 Peau adulte
$\rho$ (g/cm <sup>3</sup> )		0.001293	1.610	1.040	1.090
1	H	0	5.0	10.7	10.0
6	C	0.01	21.2	14.5	20.4
7	N	75.53	4.0	2.2	4.2
8	O	23.18	43.5	71.2	64.5
11	Na	0	0.1	0.2	0.2
12	Mg	0	0.2	0	0
15	P	0	8.1	0.4	0.1
16	S	0	0.3	0.2	0.2
17	Cl	0	0	0.3	0.3
19	K	0	0	0.3	0.1
20	Ca	1.28	17.6	0	0

*Tableau (IV-1) : Densité des matériaux et compositions en fraction massique.*

## Chapitre IV : Résultats et interprétations

Elément	H	C	N	O	Na	Mg	P	S	Cl	K	Ca
% Poids	10.6	14.4	2.1	71.1	0.1	0	0.3	0.1	0.2	0.2	0

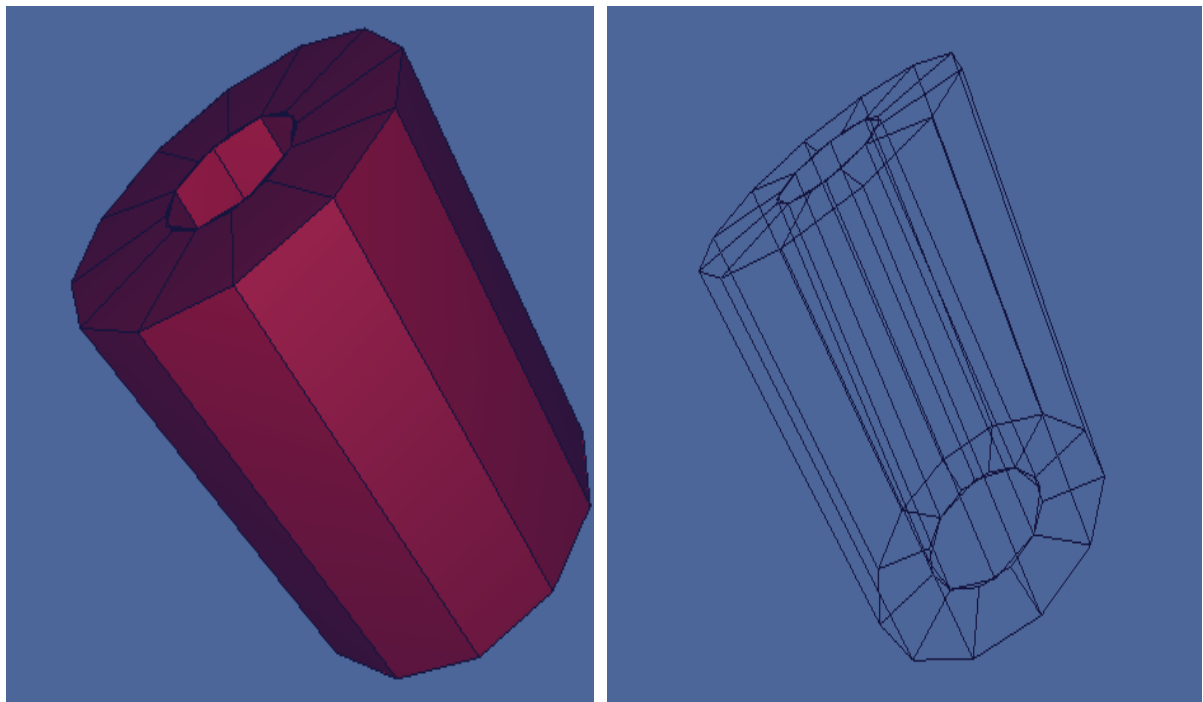
*Tableau (IV-2) : Composition élémentaire de la tumeur utilisée dans la simulation.*

### II.3 Source de faisceaux des photons

Dans ce travail, nous avons simulé un faisceau de photons résultant de l'interaction d'un faisceau d'électrons accélérés de 6 MeV avec une cible de tungstène. Les simulations ont été réalisées avec des faisceaux individuels monoénergétique de 6 MeV et poly directionnels (faisceau de photons divergents par un angle de 31.6 degrés par rapport à l'axe du faisceau Z). La source de faisceaux de photons avait un diamètre de 3.5 cm et les photons sont été échantillonnés de manière non uniforme dans leur surface.

#### II.3.1 Conception du collimateur primaire

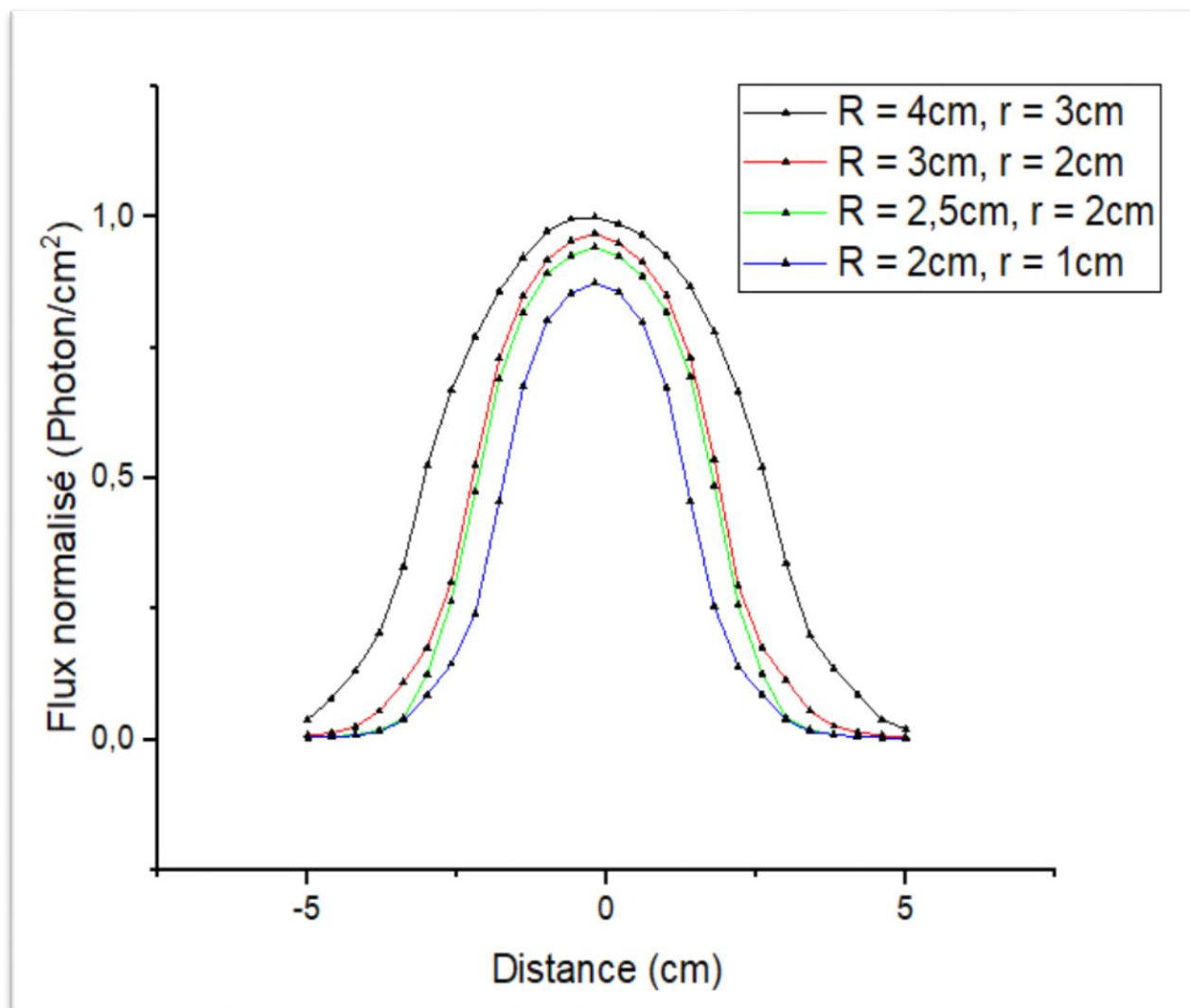
Il est représenté sous forme d'un cylindre dans le référentiel de la tête. Le gap d'air donnant une distribution conique au faisceau de photons issus de la cible est obtenu par intersection d'une surface d'un cône et de la partie intérieure du cylindre formant le collimateur primaire (figureIV-5).



*Figure (IV-5) : Vue 3D du collimateur primaire (tungstène est le matériau composant le collimateur).*

## Chapitre IV : Résultats et interprétations

Le collimateur primaire est principalement caractérisé par sa position par rapport à la cible, son diamètre d'ouverture, celui de sortie, sa composition atomique et sa densité.



*Figure (IV-6) : profil de dose pour plusieurs configurations du collimateur ( $R$  est le rayon max du cône, et  $r$  est le rayon min).*

Le rayonnement généré par l'interaction des électrons avec la cible pointe fort vers l'avant par la cinématique des particules incidentes. Cela entraîne une intensité plus grande sur l'axe du faisceau que les côtés et donc la distribution de la dose ne serait pas homogène à la surface traitée. Cela explique la forme gaussienne obtenue.

Le collimateur primaire se charge d'éliminer les événements à grand angle générés dans les premiers étages de la tête. Pour cela, nous notons quant à chaque fois que nous augmentons les ouvertures du collimateur primaire les courbes s'élargissent.



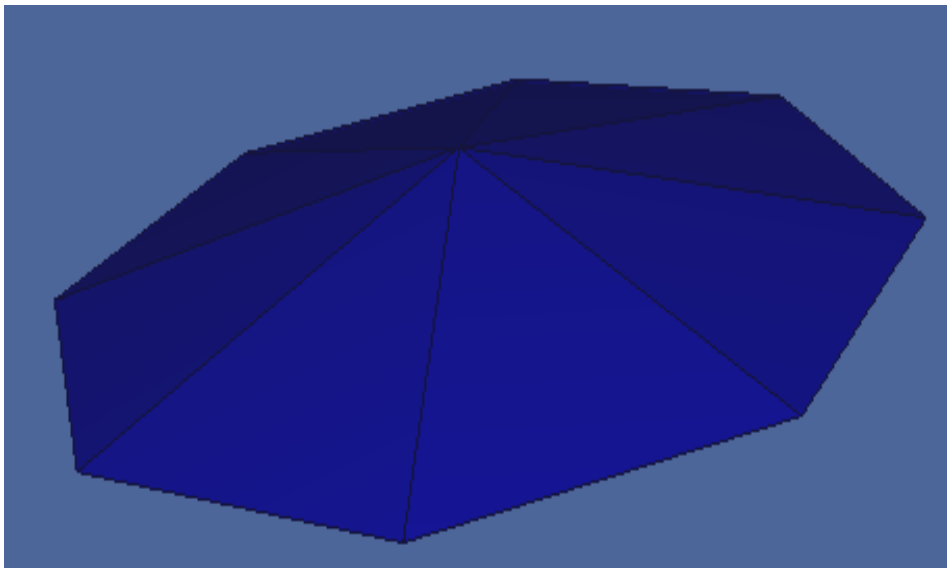
Maintenant, la question qui se pose est de savoir quels diamètres d'ouvertures du collimateur sont en place et sur quelle base ont-ils été sélectionnés ?

La réponse est basée sur l'objectif du collimateur, telle qui est éliminer les événements à grand angle générés dans les premiers étages de la tête et réduit les effets de pénombre. Cela apparaît clairement dans les deux courbes verte et bleue de la figure (IV-6).

La courbe verte d'intensité plus élevée nous permet de choisir les paramètres  $R = 2,5$  cm et  $r=2$  cm des ouvertures du collimateur.

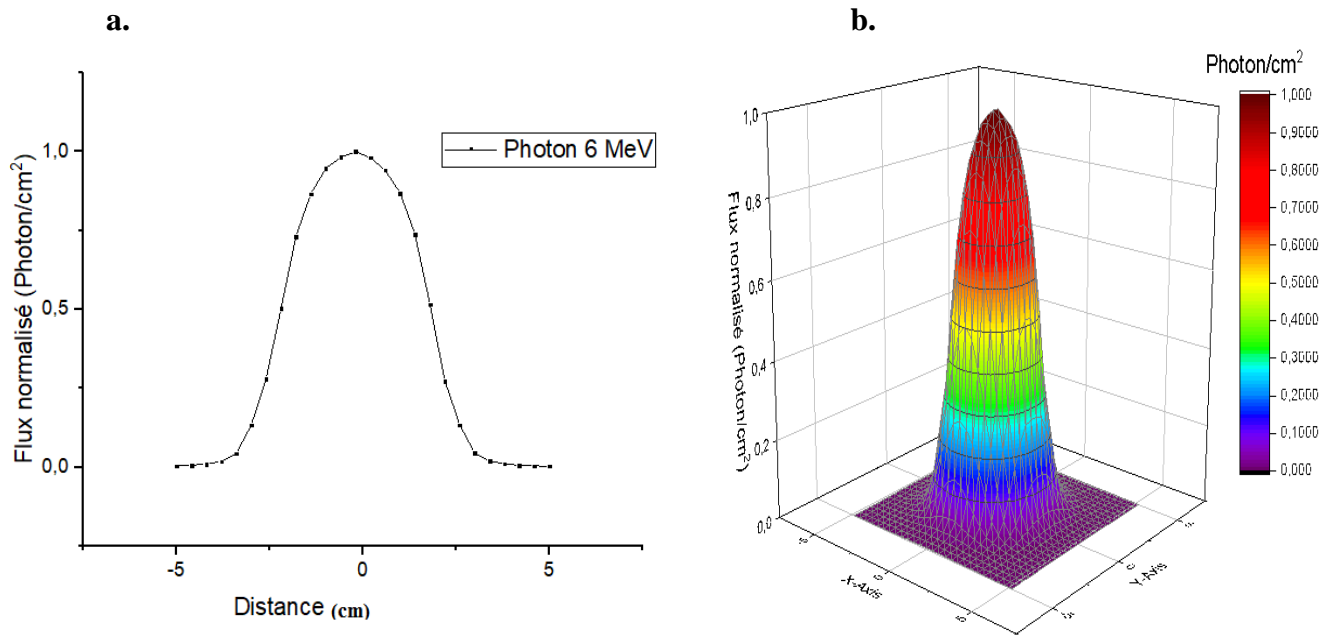
### II.3.2 Conception du cône égalisateur

Le cône égalisateur demeure le module le plus important dans l'optimisation de l'irradiation, il est utilisé pour uniformiser le flux. La forme de ce module est due à l'hétérogénéité du faisceau en sortie de la cible (figure IV-7).



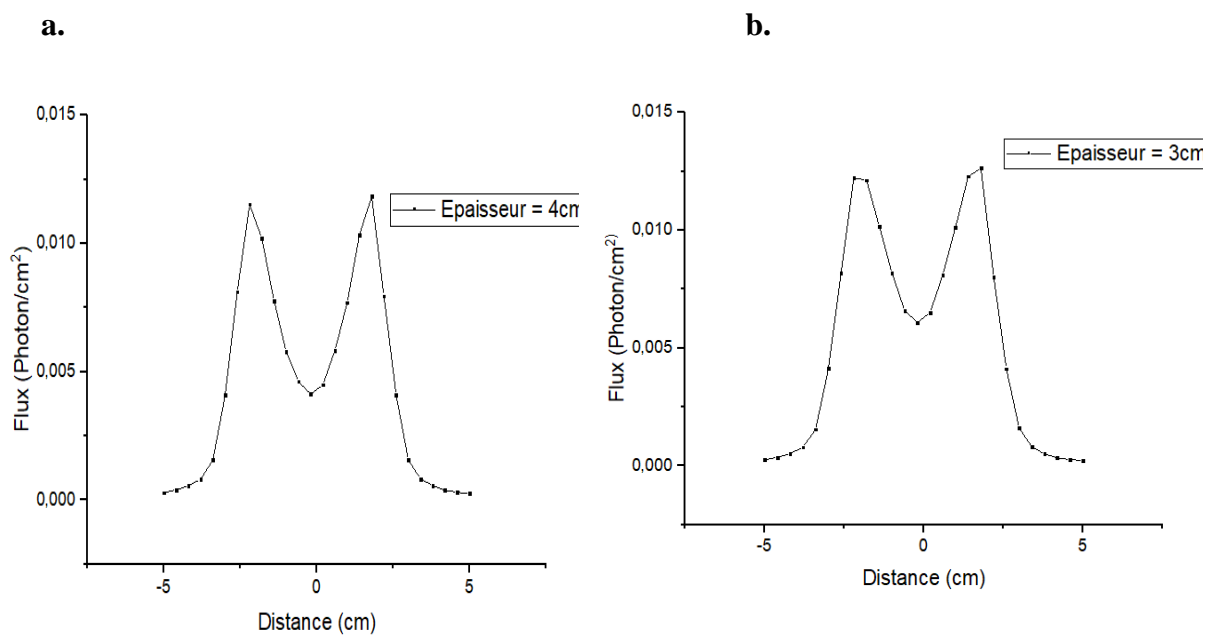
*Figure(IV-7) : Vue 3D du cône égalisateur.*

Les photons sont issus du phénomène de bremsstrahlung, tendant ainsi à créer plus de photons dans la direction privilégiée des électrons incidents. Cependant, les diffusions multiples des électrons dans la cible entraînent une homogénéisation énergétique en sortie. Il est donc nécessaire de compenser cette répartition en intensité en atténuant subséquemment le faisceau.

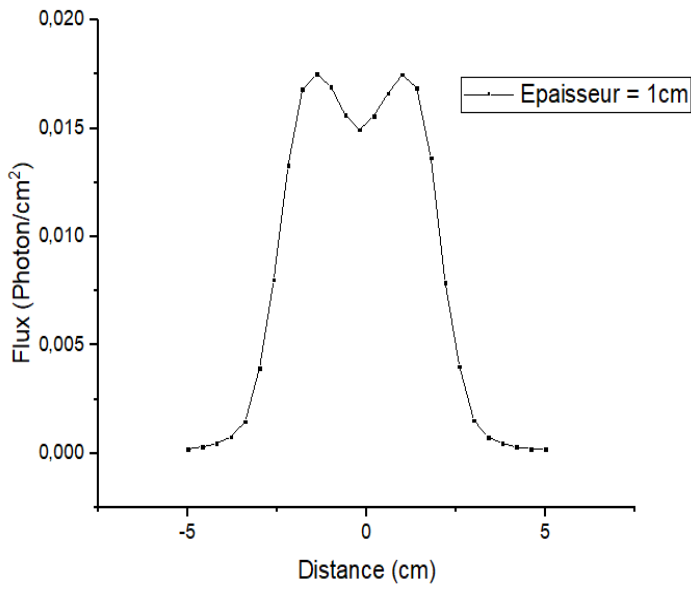


**Figure (IV-8) :** a. Vue 2D de profile de dose à la sortie du collimateur primaire à l'absence du cône égalisateur ( $R = 2,5$  cm et  $r = 2$  cm), b. Vue en 3D (obtenus à l'aide des détecteurs matriciels).

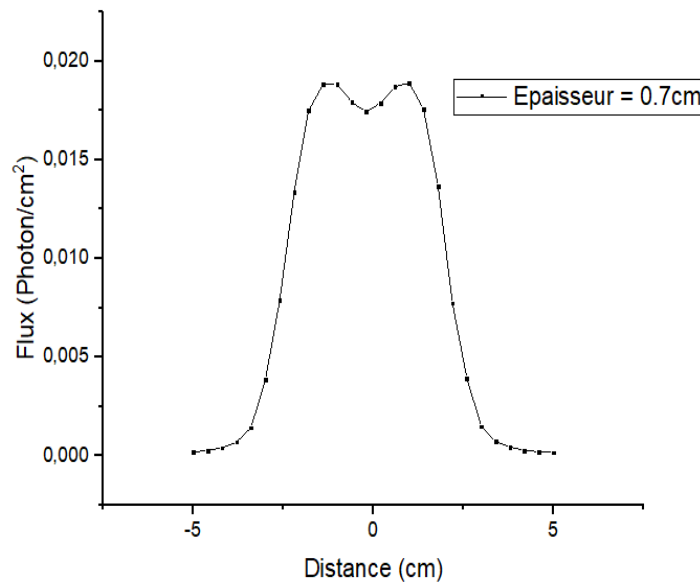
Avec ce flux de photons, on a fait plusieurs simulations pour estimer la position, la composition et la forme du cône égalisateur afin de rendre le faisceau de photons issu du collimateur primaire homogène le mieux possible. Les résultats obtenus sont pour un cône de  $R=2$ cm et de  $r=0,001$ cm en changeant l'épaisseur, sont comme suit :



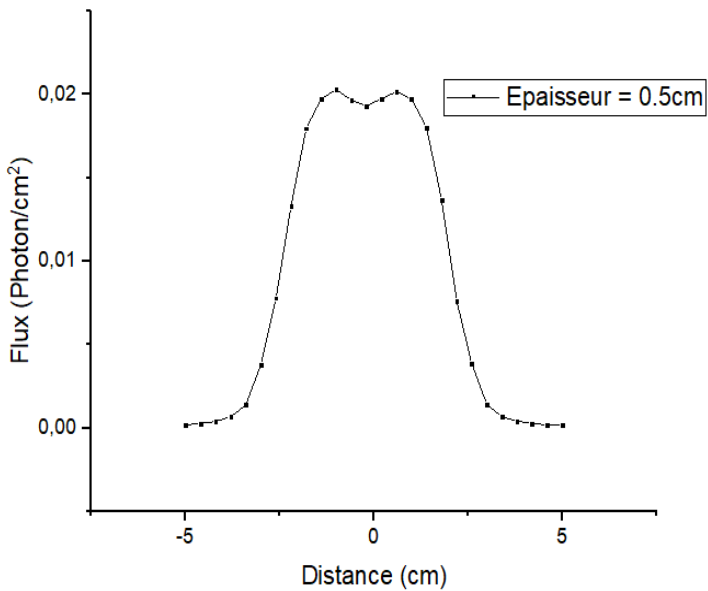
c.



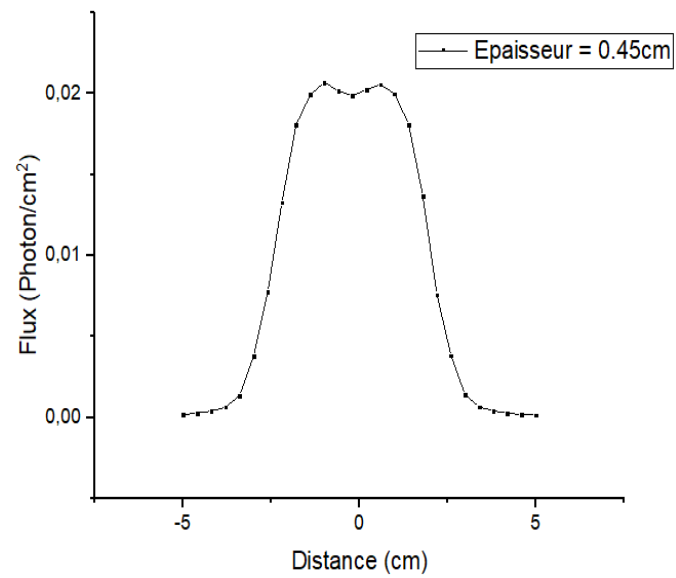
d.

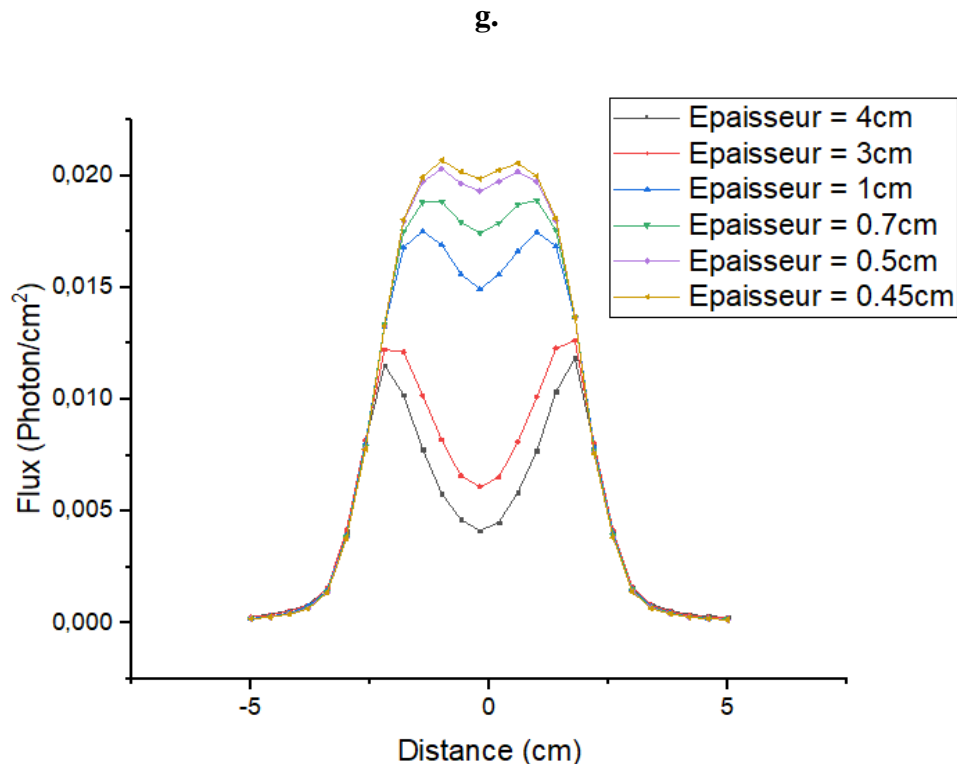


e.



f.





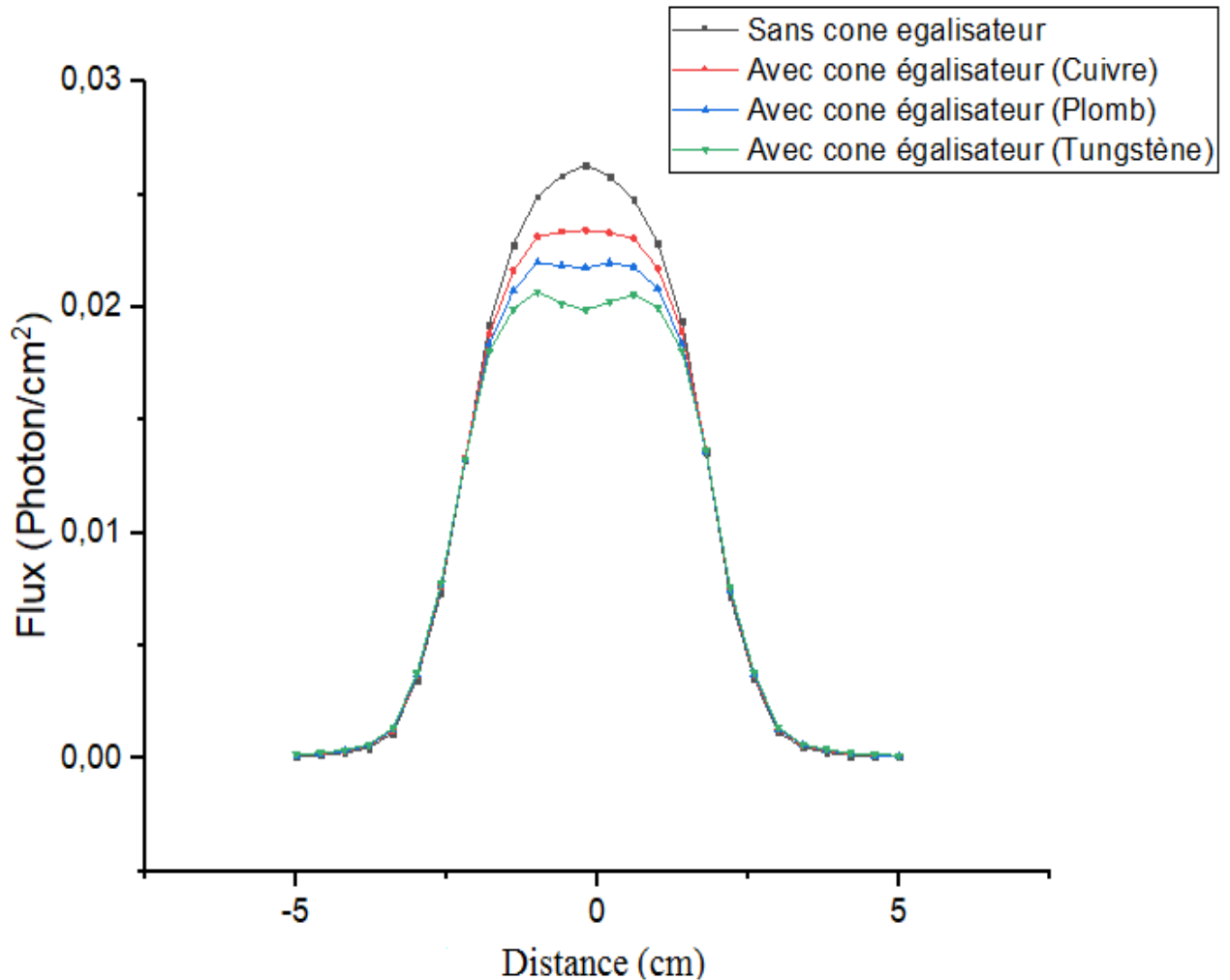
**Figure (IV-9) :** *profil de dose pour plusieurs configurations du cône égalisateur (tungstène est le matériau composant le cône égalisateur).*

La figure (IV-9) qui représente la variation de la distribution du flux en fonction de l'épaisseur du cône, montre que si l'épaisseur augmente, une baisse de la distribution du flux est observée (diminution de l'intensité centrale, est donc, une réduction du débit de dose de rayons X).

Cela est dû qu'un faisceau de photons se propageant à travers la matière, est affecté non seulement par la loi du carré inverse mais aussi par l'atténuation et la diffusion du faisceau de photons à l'intérieur de la matière traversé.

À de la figure (IV-9), l'épaisseur du cône qui est égale à 0.45 cm est le plus adapté pour une intensité élevée et une homogénéité acceptable.

Pour bien caractériser notre cône, on a fait d'autre simulation avec des matériaux différents. Les résultats sont comme suit :



*Figure (IV-10) : profil de dose pour plusieurs matériaux constituant le cône égalisateur (épaisseur du cône=0.45 cm pour les trois matériaux).*

Le changement de matériau qui compose le cône joue un rôle important sur la distribution du flux des photons et donc sur la dose déposée au patient.

Malgré les bons résultats obtenus par le cuivre et le plomb, le tungstène est le meilleur choix en réalité. Cela est dû à la capacité thermique du tungstène et la qualité du faisceau qu'il génère avec sa grande densité égale à  $19.3 \text{ g/cm}^3$ .

La figure (IV-11) montre la distribution de flux des photons en 3D pour une configuration du cône de 0.45 cm composant de tungstène :

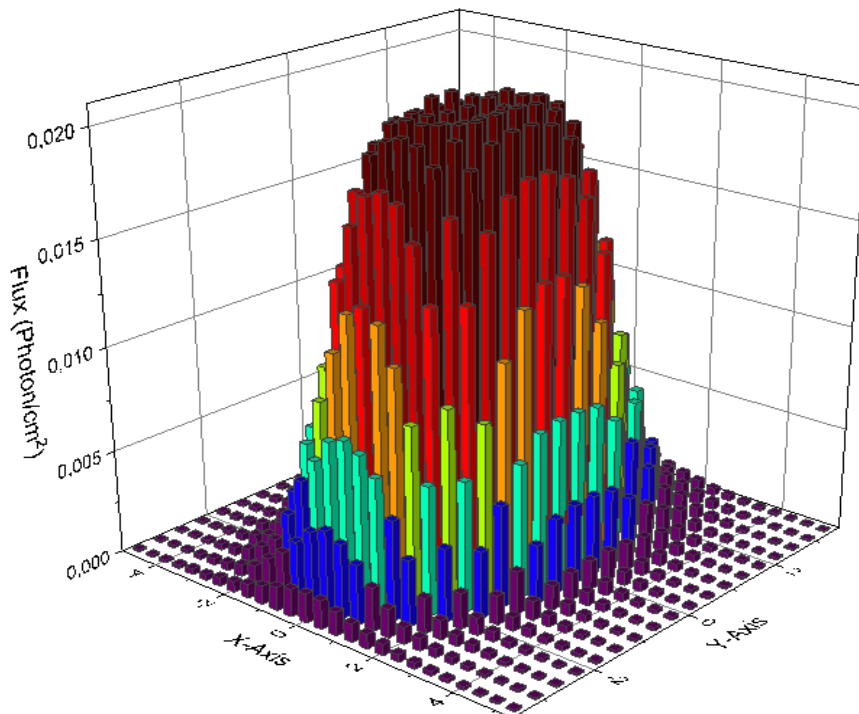
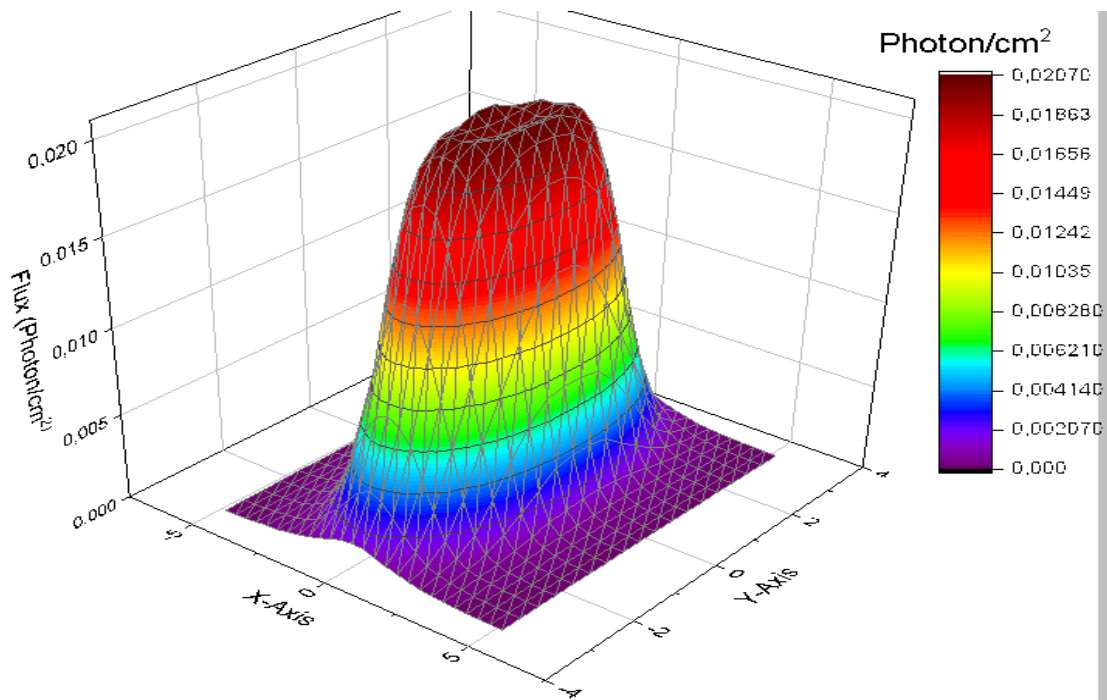


Figure (IV-11) : Variation de la distribution du flux de photon a la présence d'un cône égalisateur de tungstène d'épaisseur égale à 0.45 cm.

### Conclusion

L'objectif de ce mémoire a été de concevoir le faisceau des photons de 6 MeV délivré par un accélérateur Linac. Ainsi, d'analyser et d'évaluer les doses délivrées à une tumeur cérébrale et les tissus sains environnants par la radiothérapie stéréotaxique.

La simulation de ce dispositif à l'aide du code MCNP basé sur les méthodes Monte Carlo nous a permis d'identifier plusieurs facteurs spécifiques à la conception de la tête d'accélérateur, notamment dans notre cas :

- La position du collimateur primaire par rapport à la cible, son diamètre d'ouverture, celui de sortie, sa composition atomique et sa densité. De sorte, nous avons pu découvrir comment cela affecte sur la distribution du flux photonique, par conséquent, la qualité du faisceau,
- L'importance du cône égalisateur pour lequel rendre homogène le faisceau de photons issus du collimateur primaire.

En plus, les facteurs influencent sur la modélisation du cône, lesquels est la position, l'épaisseur et le matériau dont il est composé. Ces paramètres sont tous affecté non seulement par la loi du carré inverse mais aussi par la loi d'atténuation et la diffusion du faisceau de photons à l'intérieur de la matière traversé,

La réussite de la radiothérapie dépend de la qualité et l'énergie des photons qui atteignent la tumeur.

On a aussi trouvé, dans ce travail, comment peut les inhomogénéités (régions de densité électronique non uniforme) perturbent la distribution de la dose pendant une irradiation en stéréotaxie cérébrale. Cette perturbation a un impact significatif sur la précision du calcul de la dose.

La radiothérapie stéréotaxique peut se présenter comme une alternative pour le traitement des tumeurs radiorésistantes qui sont intraitables par les techniques de radiothérapies conventionnelles.

En fin de compte, ce travail confirme la grande importance de la simulation dans le système de planification de traitement (TPS), ainsi que le rôle des codes de simulation pour l'évaluation des doses en profondeur de l'organisme.

---

# *BIBLIOGRAPHIE*

---



## BIBLIOGRAPHIE

---

### BIBLIOGRAPHIE

- [1] Melle-SAIM Asma, Etude des caractéristiques physique des matériaux favorable pour la détection. 29/05/2014. Doctorat LMD.
- [2] Etudes spectroscopiques des verres irradiés : Application en dosimétrie Nucléaire. 10/03/2010 [KALE'D FARAM]. Université Mon ASTIR, Doctorat.
- [3] R.Delorme, Radiothérapie par photo activation de nanoparticules : modélisation à l'échelle sub-micrométrique et comparaison expérimentale. Thèse doctorat, Université Paris-Sud XI, 2013.
- [4] Ounoghi Nabil, polycopie de cours matière : Instrumentation, Université Mohammed Seddik Benyahia Jijel.
- [5] Ounoghi Nabil : Dosimétrie d'un faisceau de RX ultra-mous par chambre d'ionisation à parois d'aire vue de l'étude des dégâts produits sur l'ADN. Thèse de doctorat, Université Jijel 2014.
- [6] Etude de l'effet des nanomatériaux sur l'absorption des rayonnements dans un tissu biologique. BenLakhdar Fatiha, thèse de doctorat 20/02/2018 à 14 :00h.
- [7] Etude des dommages radio-induits par les protons et les rayons x ultra-mous dans l'ADN à l'état solide et en phase aqueuse, thèse de doctorat.
- [8] Imagerie par RX résolue en énergie : Méthodes de décompositions en base de matériaux adaptées à des détecteurs spectrométrique. Imagerie médical. INSA de Lyon, 2014. Français, NNT : 2014 ISAL0096, tel : 01211091.
- [9] Thèse doctorat, Stan NICOL. Etude et construction d'une tomographie TEP/TMD pour petits animaux, combinant modules phoswich à scintillateur et détecteur à pixels hybrides.
- [10] Interaction rayonnement matière (cours et exercices), BelBachir Ahmed Hafid. Septembre 2010.
- [11] Livre principes de radioprotection-réglementation (personne compétente en radioprotection). Christine JIMONET et Henri METIVIER coordonnateurs, sciences 2007/France.
- [12] MOUHSSINE.D (2004), étude d'une nouvelle génération de dosimétrie basée sur les détecteurs photo stimulables type BaFBr (EU), caractérisation et application à la dosimétrie environnementale et personnelles, Thèse doctorat /physique. Université Louis Pasteur. Strasbourg I.
- [13] FOOS-JACQUES (2009) : manuel de radioactivité / Herman éditeur, Paris.

## BIBLIOGRAPHIE

---

- [14] Article estimation de la dose efficace au poste de travail : intérêt de disposer d'un moyen de mesure adapté. Radioprotection 2008/ D°I : 10.105/radiopro : 2007050/ vol.43, n°1, page 71 à 83.
- [15] Mémoire fin de cycle. Mise en place de la prise en charge par radiothérapie du cancer du sein. Etablissement hospitalier privé CHAHIDS MAHMOUD, 2016-2018 Tizi Ouzou.
- [16] [http:// Santé et science du vivant l'essentiel sur la radiothérapie](http://Santé et science du vivant l'essentiel sur la radiothérapie).
- [17] [https://www.larousse.fr/encyclopedie/medical/tube\\_%C3%A0\\_rayons\\_X/16736](https://www.larousse.fr/encyclopedie/medical/tube_%C3%A0_rayons_X/16736)
- [18] [Techno-Science.net/](http://Techno-Science.net/) physique/ accélérateur de particules.
- [19] Définition de la radiothérapie stéréotaxique par Ilan Darmon, institut de radiothérapie et de radiochirurgie. H.Hartmam.
- [20] Rapport d'évaluation technologique « radiothérapie en conditions stéréotaxiques des tumeurs hépatiques ». Par le collège de la haute autorité de santé en septembre 2016.
- [21] Traitement par radiothérapie stéréotaxique et radio-chirurgie / informations destinées aux patients. Clinique de la source Lausanne / Dr Abderrahim Zouhair et Dre Laetitia Porta.
- [22] Présentation des tumeurs cérébrales, par Steven.A.Goldman, MD,DHD,Sana Biothéchnology.
- [23] Livret d'information du centre régional de radiochirurgie stéréotaxique de Toulouse. Décembre 2008.
- [24] [www.Chumontreal.qc.ca](http://www.Chumontreal.qc.ca). Traiter une tumeur au cerveau pour la radiothérapie stéréotaxique, 400T, 204 septembre 2017.
- [25] Simulation d'un accélérateur linéaire d'électrons à l'aide du code Monte-Carlo-Penelope : métrologie des traitements stéréotaxiques par cônes et évaluation de l'algorithme en MC par Nicolas Garnier / Université cote d'Azun 2018, Français.
- [26] Service d'oncologie radiothérapie de l'HEGP, association recherche traitement. Enseignement cancérologie / traitements des cancers. Paris.
- [27] Mesure de la dose absorbée dans les faisceaux de photons de très petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique. Saisine ASN/AFSSAPS DEP-D15. N°752-2007. Rapport final du groupe de travail HRSN-SEPM-SFRO.
- [28] La mesure et la modélisation des faisceaux de photons de petite taille pour l'IMRI et la radiochirurgie. Talal Abdul-Hadi.
- [29] Développement d'un dosimètre diamant pour une mesure de la dose absorbée dans les mini-faisceaux utilisés en radiothérapie stéréotaxique. Fanny Marsolat. Université Pierre et Marie Curie, Paris VI 2014.

## BIBLIOGRAPHIE

---

- [30] Mémoire pour l'obtention du diplôme de master en physique médicale : thème dosimétrie de photons de haute énergie réalisé par AISSANI Marwa, Yahouni Imene /département de physique / Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen.
- [31] Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy. AAPM report n°87. February 2005.
- [32] Plateforme des technologies pour la radiothérapie et l'imagerie Doseo.
- [33] Prescription du traitement en radiothérapie externe rapports ICRU50, 62 et 83. Mounir BESBES. Service de radiothérapie / institut Salah AZAIZ.
- [34] La planification de traitement en radiothérapie VMAT, comparaison des approches par points de contrôle et par arcs.
- [35] Rima SAYAH. Evaluation des doses dues aux neutrons secondaires reçues par des patients de différents âges traités par proton thérapie pour des tumeurs intracrâniennes. Physique médicale / université PARIS XI.
- [36] Mesure de basses activités et aux faibles énergies par spectrométrie gamma à bas bruit de fond et simulation numérique Monte-Carlo ; application à la mesure de l'activité du Pb-210. Thèse doctorat, physique nucléaire /Ahmed TEDJANI.
- [37] Mesure expérimentales et simulation Monte-Carlo de la fonction de réponse d'un détecteur Si [Li] : application à l'analyse quantitative multi-élémentaire par XRF et PIXE / Mohammed Reda MESRADI. Physique, université de Strasbourg. 15 mai 2009.
- [38] Déborah DEGRELLE, caractérisation numérique de la technique de spectrométrie gamma par simulation Monte-Carlo. Application à la datation d'échantillons environnement aux chimie-physique. Doctorat LMD.
- [39] Modélisation et simulation par le code Monte-Carlo MCNP pour la détermination des paramètres neutroniques du réacteur assemblage nucléaire sous-critique au CNCTN / Ibtissem ROMDHANI. Master.
- [40] Shultis J.K and Faw R.E; (2004); AN MCNP PRIMER. University of Manhattan.
- [41] Etude expérimentale et modélisation Monte-Carlo des grandeurs opérationnelles en métrologie des rayonnements ionisants : application à la dosimétrie neutrons par radiophoto luminescence. Thèse doctorat \_ Youbba Ouled SALEM ; physique.
- [42] Contrôle de qualité dosimétrique des systèmes de planification des traitements par radiothérapie externe à l'aide d'objets tests numériques calculés par simulations Monte-Carlo Penelope. Thèse doctorat \_ YASSINE BenHdech ; univesrité de Nantes.
- [43] Modélisation Monte-Carlo d'un accélérateur linéaire pour la prise en compte des densités pulmonaires dans le calcul de la dose absorbée en radiothérapie stéréotaxique. SARA Beilla ; université de Toulouse 3 Paul Sabatier.

## **BIBLIOGRAPHIE**

---

[44] Etudes expérimentales et modélisations Monte-Carlo de l'auto-absorption gamma et de la dosimétrie active par capteurs CMOS. Thèse pour obtenir le grade de docteur pour l'université Louis Pasteur, France et de l'Université Chouiab Doukkali El Jadida, Maroc. Abdellatif NACHAB / le 13 décembre 2003.

[45] KAWRAKOW I. EE ROGRS D.W.O. « The EGS<sub>nrc</sub> code system : Monte-Carlo simulation of electron and photon transport », NRCC report PIRS-701, November 2003.

[46] Simulation Monte-Carlo d'un accélérateur linéaire pour l'optimisation de la dosimétrie en radiothérapie. Thèse doctorat, BENCHEIKH Mohamed, 04/11/2017.

[47] Simulation Monte-Carlo d'un accélérateur linéaire clinique SL-ELEKTA : Etude dosimétrique dans un fantôme d'eau. Rapport de stage, Cheick Oumar THIAM / Université Blaise Pascal.

## Résumé

La radiothérapie stéréotaxique est une technique de radiothérapie externe permettant d'administrer de fortes doses d'irradiation sur une petite zone précisément ciblée par des photons X.

Dans ce travail nous avons utilisé la simulation par le code MCNP afin d'évaluer la distribution de dose dans un fantôme de tête (The Modified Snyder Head Phantom) avec une tumeur cérébrale voxélisée. D'après les résultats obtenus en fonction des paramètres du dispositif, on a conclu comment la position du collimateur primaire et son diamètre affecte sur la distribution du flux photonique. Ainsi que l'importance du cône égalisateur pour l'homogénéisation du flux et surtout le rôle du matériau dont il est composé.

## Abstract

Stereotactic radiotherapy is an external radiotherapy technique that allows the delivery of high doses of radiation to a small area precisely targeted by X-ray photons.

In this work we used simulation by the MCNP code to evaluate the dose distribution in a head phantom (The Modified Snyder Head Phantom) with a voxelized brain tumor. From the results obtained as a function of the device parameters, it was concluded how the position of the primary collimator and its diameter affects the photon flux distribution. Also the importance of the equalizer cone for the homogenization of the flux and especially the role of the material it is made of.

## المخلص

العلاج الإشعاعي التجسيمي هو تقنية علاج إشعاعي بالحزمة الخارجية توفر جرعات عالية من الإشعاع إلى منطقة صغيرة مستهدفة بدقة باستخدام فوتونات الأشعة السينية.

في هذا العمل، استخدمنا المحاكاة بواسطة كود MCNP لتقييم توزيع الجرعة في شبح الرأس (The modified Snyder Head Phantom) مع ورم دماغي محفور. ووفقاً للنتائج التي تم الحصول عليها حسب معايير الجهاز، فقد توصلنا إلى كيفية تأثير موضع الميزاء الأولي ووضعيته على توزيع تدفق الفوتون. فضلاً عن أهمية المخروط في تجانس التدفق وخاصة دور المادة التي يتكون منها.