

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

Bourouis Nahla _ Boucenna Sakina

Intitulé

**Evaluation dosimétrique de la stéréotaxie cérébrale avec un LINAC
(accélérateur) par simulation Monte-Carlo**

Soutenue le : /10 /2020 devant le jury:

Président : A.Boukhalout
Rapporteur : A.TEDJANI
Examineur : N.OUNOUGH

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

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

سبحانك لا علم لنا إلا ما علمتنا

إنك أنت العليم الحكيم

بِسْمِ اللَّهِ
الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

سورة البقرة: الآية: 31





Remerciement

En premier lieu, nous tenons à remercier notre DIEU, notre créateur le tout puissant, pour nous avoir donnée la force pour accomplir ce travail.

Nous tenons à notifier un remerciement spécial à Dr. Ahmed Tedjani pour son aide et ses conseils durant toute la période de la réalisation de notre projet.

Nous exprimons nos remerciements à :

✓ L'ensemble des membres du jury pour avoir accepté de juger notre travail : M. Nabil Ounoughi et M. Abdelmalek Boukhalout.

Nos derniers remerciements et ce ne sont pas moindres, vont à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin pour réaliser ce travail.

Merci.



Dédicace :

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

Que je dédie :

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

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

A Mes frères : Saïd, soufyen, yazid, djaber, Mahmoud, Ahmad. A

Mes sœurs : surtout (Samira), yasmîna, Salam, Feyrouz, Ibtisam.

*A ma famille : Boucenna et Boumendjal et kribèche et Aissani surtout
les oncles et les tantes.*

A tous mes chères amies :

Nahla, Sara, Wahiba, Madjda, Wafa, Romeïssa, Aïda, Amina.

A Mes camarades de promotion

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



B. sakîna

Dédicace :

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

Que je dédie :

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

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

A mes chers frères : Oussama, Abdelraouf

A mes chères sœurs : Sarra, Mona, Messaouda, Nour El houdda

A ma famille : Bourouis, Younes et surtout les oncles et les tantes

A tous mes chères amies :

Sakina, Hala

A Mes camarades de promotion

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



B. Nahla

Table des matières

Remerciement	
Dédicace	
Table des matières	
Listes des figures	
Listes des tableaux	
Introduction générale.....	1

Chapitre I :

Interaction photon-électron avec la matière

Introduction.....	2
I. Classification des rayonnements	2
II. La section efficace d'interaction.....	3
III. Interaction électron-matière	4
1. Interaction élastique	4
2. Interaction inélastique	4
a- Excitation d'un électron	5
b- Ionisation	5
c- Freinage électrostatique	5
3. Émission de photons X	5
4. Pouvoir d'arrêt	6
5. Parcours dans la matière	6
6. Ionisation spécifique-Parcours moyen	6
7. Transfert linéique d'énergie (TEL)	7
IV. Interaction des photons avec la matière	7
1. Les photons.....	7
a. L'effet Thomson-Rayleigh	7
b. L'effet photoélectrique	8
c. La diffusion Compton	9
d. La production de paires d'électrons (effet de matérialisation)	9

2. Importance relative des trois effet (matérialisation, diffusion Compton, L'effet photoélectrique)	10
3. Coefficient linéique d'atténuation.....	11
a. Couche de demi atténuation	11
V. Paramètres dosimétriques	12
1. Grandeurs physiques	12
a. La fluence particulaire.....	12
b. Le flux particulaire	13
c. La fluence énergétique	13
d. Le flux énergétique.....	13
2. Grandeur dosimétrique.....	13
a. L'exposition.....	13
b. Le kerma	14
c. La dose absorbée	14
3. La relation entre le kerma et la dose absorbée : équilibre électronique	15
4. Grandeurs de protection	16
a. La dose équivalente	16
b. La dose efficace	16

Chapitre II :

Notions de physique médicale pour la radiothérapie stéréotaxique

Introduction	18
I. Q'est-ce qu'une tumeur du cerveau ?	18
II. Radiothérapie Stéréotaxique.....	19
1. Principe de la radiothérapie stéréotaxique	19
2. Techniques de traitement	19
3. Equipements nécessaires.....	20
4. Les appareils utilisés en radiothérapie stéréotaxique.....	20
5. Positionnement du patient.....	21
III. La dosimétrie des mini-faisceaux.....	21
1. Quel détecteur pour mesurer la dose dans les petits faisceaux ?.....	21
a. Chambre d'ionisation à cavité d'air	21
b. Diode en silicium.....	22

c. L'unité moniteur (UM)	23
2. Le champ équivalent	23
3. Paramètre dosimétrique sur la radiothérapie	24
a. Facteur de collimateur	24
b. Le rendement en profondeur	25
c. Profils de dose	26
IV. La planification de traitement (TPS).....	27
1. Définitions des volumes.....	28
i. Volumes à traiter ou volumes cibles	28
a. Le volume tumoral macroscopique.....	28
b. Le volume cible clinique	28
c. Le volume cible planifié	28
ii. Volumes relatifs à la dose	29
a. Le volume traité	29
b. Le volume irradié	29
c. Volumes à protéger	29
2. La spécification de la dose.	29
V. La radiobiologie.....	30
1. Rappel sur le cycle cellulaire	30
2. Rappel sur la structure des molécules d'ADN.....	30
3. Effets biologiques des rayonnements ionisants.....	31
a. L'effet direct	31
b. Les effets indirects	32
c. La réponse cellulaire	32
4. Facteurs influençant les effets des radiations ionisantes	33
a. La radiosensibilité intrinsèque	33
b. L'effet oxygène	33
c. Le cycle cellulaire	33
d. Le facteur temps	34

Chapitre III

La simulation par méthodes Monte Carlo

Introduction	35
II. La simulation Monte Carlo	35
1. Principe de la simulation Monte Carlo	35
2. Simulation détaillée	36
3. L'efficacité de simulation	37
4. Fiabilité de la simulation.....	38
5. Classification des code Monte Carlo	38
6. Intérêt de la méthode Monte Carlo	38
III. Code MCNP	39
1. Structure du fichier d'entrée MCNP	39
a. Cellules	40
b. Surface	40
2. Données physiques.....	41
a. Sources	41
b. Tallies	42
c. Matériaux	43
3. Les sections efficaces.....	43
IV. L'accélérateur linière LINAC	44
1. Section accélératrice	44
2. Composants d'une tête de LINAC	45
a. L'élément cible et porte cible	45
b. Le collimateur primaire	46
c. Le cône égalisateur permettant	46
d. Collimateur à mâchoires	46
3. La production des rayon X par LINAC	46
4. Mode photons.....	47
6. Modélisation de la tête d'accélérateur	48
a. Modélisation de la cible et la porte cible.....	48
b. Modélisation de collimateur primaire	48
c. Modélisation de cône égalisateur	48

d. Modélisation des mâchoires	49
7. Modélisation d'une tumeur à l'intérieur d'une tête humaine	49
1. La géométrie Snyder Head Phantom	49
2. Composition des matériaux Snyder Head Phantom	50

chapitreIV

Résultats et interprétation

Introduction	54
I. Le rendement de dose en profondeur	55
1. Effet des nanoparticules métalliques dans la tumeur	55
2. Effet de l'énergie des photons dans la tumeur	57
3. L'effet de la concentration des nanoparticules dans la tumeur	58
II. Le profil latérale de dose	59
Conclusion	61
Conclusion générale.....	62
Bibliographie.....	63
Résumé.	

Liste des figures

Listes des figures

Figure (I-1) : classification des rayonnements ionisant.	3
Figure (I-2) : Ralentissement par rayonnement de freinage d'un électron au voisinage du champ électromagnétique du noyau	5
Figure (I-3) : spectre globale d'une émission de rayonnement X.....	6
Figure (I-4) : Lors d'une diffusion Rayleigh (ou cohérente), un photon est absorbé par les électrons d'un Atome (a). Le champ électrique va déformer le nuage électronique de l'atome (b), qui émet ensuite un photon de même énergie que le photon incident (c).	8
Figure (I-5) : Principe de l'absorption photoélectrique.....	8
Figure (I-6) : Principe de la diffusion Compton.....	9
Figure (I-7) : Principe de la matérialisation	10
Figure (I-8) : L'importance relative des trois effets en fonction de l'énergie $h\nu$ du photon et du numéro atomique Z du milieu	10
Figure (I-9) : L'atténuation d'un faisceau de photons dans la matière.	11
Figure (I-10) : Variation du nombre de photons qui traversent un écran sans interaction en fonction de l'épaisseur X de l'écran.....	12
Figure (I-11) : Fluence radiative de faisceau	12
Figure (I-12) : Transport d'énergie	13
Figure (I-13) : Variation du Kerma et de la Dose absorbée en fonction de la profondeur.16	
Figure (II-1) : Exemple d'une tumeur de cerveau	18
Figure (II-2) : Exemple des cadres et masque stéréotaxiques	20
Figure (II-3) : Appareils les plus utilisées pour des traitements stéréotaxiques : Gamma Knife (a) le CyberKnife (b) et un LINAC équipé d'un collimateur additionnel conique (c)	21
Figure (II-4) : Chambre d'ionisation à cavité d'air cylindrique	22
Figure (II-5) : Schéma d'une diode en silicium de type p	23
Figure (II-6) : Champ carré équivalent.....	24
Figure (II-7) : Géométrie correspondante à la mesure de CF.....	25
Figure (II-8) : Géométrie correspondante à la mesure de PDD.....	25

Figure (II-9) : Rendement en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photon de 6X en mode FF, taille de champ de 10x10 cm ² , DSP 100 cm ; 1. Région de Build-up ; 2. Zone d'équilibre électronique	26
Figure (II-10) : Profile latérale de dose et leur régions (la partie centrale >80%, la partie de pénombre entre 20%, la partie de transmission >20%).....	27
Figure (II-11) : Représentations des principaux volumes cibles en radiothérapie	28
Figure (II-12) : Illustration des différentes façons de prescription de dose recommandées par l'ICRU : traitements conformationnelles 3D (a), traitements avec modulation d'intensité (b) et traitements stéréotaxiques (c)	29
Figure (II-13) : Les différentes phases du cycle cellulaire	30
Figure (II-14) : Représentation d'une partie de la molécule l'ADN. a) -Agencement de chaque brin constituant l'ADN, seulement si celui-ci est supposé déroulé. b) -Sur cette représentation chaque brin s'enroule autour de l'autre, formant ainsi une structure en double hélice.....	31
Figure (II-15) : Représentation schématique des lésions de l'ADN induites par les effets directs et indirects des rayonnements ionisants	32
Figure (II-16) : Représentation schématique des conséquences de lésions sur l'ADN	33
Figure (III-1) : Schéma de principe général des méthodes de Monte-Carlo	36
Figure (III-2) : Organigramme de l'histoire d'une particule par la méthode Monte Carlo	37
Figure (III-3) : Schéma typique simplifié de la tête du linac et ses différents constituants	44
Figure (III-4) : Diagramme schématique de la section accélératrice d'un accélérateur linéaire conçu pour la radiothérapie et utilisé en mode rayons X. Les électrons sont injectés avec un canon à électrons dans une section où règne un champ électromagnétique obtenu par une source d'énergie en micro-onde radiofréquence. A la sortie de la section relativiste le faisceau d'électrons peut être courbé avant d'atteindre la cible métallique à haut Z	45
Figure (III-5) : Exemple de la cible et la porte cible	45
Figure (III-6) : Cône égalisateur d'un linac Varian [http://slideplayer.com/slide/10423138/]	46
Figure (III-7) : Schéma simplifié le mode de photons X6 et X18 MV	47
Figure (III-8) : Géométrie de la cible et la porte cible	48
Figure (III-9) : Géométrie de collimateur primaire	48
Figure (III-10) : Géométrie cône égalisateur.....	49
Figure (III-11) : géométrie des mâchoires.....	49

Figure (III-12) : Deux modes de la représentation pour la géométrie de la tête humaine.....	50
Figure (III-13) : La géométrie complexe (LINAC et Phantom Snyder Head) en 3D.....	51
Figure (III-14) : La distribution des particules en 2D par MCNP5	53
Figure (IV-1) : Comparaisent de l'ordre de grandeur des nanoparticules et des constituantes biologiques.	54
Figure(IV-2) : Rendoment de dose en profondeur dans Snyder Head Phantom pour différentes Nps injecté dans la tumeur à l' énergie 250KeV de même concentration.	56
Figure (IV-3) : Le rendement de dose en profondeur pour différentes énergies à la même concentration.	58
Figure (IV-4) : Le rendement de dose en profondeur à différentes concentrations de l'Or.....	59
Figure(IV-5) : Profile de dose latérale par différent taille de champs à la même profondeur (à la centre de Snyder head phantom).	60
Figure(IV-6) : Un shéma montrant la variation de la surface irradiée.	60
Figure(IV-7) : Profil de dose horizontal à la même profondeur (centre de Snyder Head Phantom) pour plusieurs à 160 keV.....	61

.

Listes des tableaux

Listes des tableaux

Tableau (I.1) : Facteur de pondération tissulaire	17
Tableau (II-1) : Sommaire des détecteurs actifs utilisés en mini-faisceaux et leurs caractéristiques	23
Tableau (III-1) : Fiabilité d'un résultat de simulation Monte Carlo en fonction de l'erreur relative.	38
Tableau (III-2) : Cartes des surfaces utilisées par MCNP.....	41
Tableau (III-3) : Présentation des différents tallies du code MCNP et de leurs unités associées	42
Tableau (III-4) : Densité des matériaux et compositions en fraction massique	51
Tableau (III-5) : Composition élémentaire de la tumeur utilisée dans la simulation.....	51
Tableau (IV-1) : Les caractéristiques nanoparticules métalliques utilisées.....	55
Tableau (IV-2) : Les sections efficaces de l'effet photoélectrique.	57

Abréviations

Abréviations

ICRU : International Commission on Radiation Units and Measurements.

IAEA : International Atomic Energy Agency.

PDD : Percentage Depth Dose.

TEL : Transfert linéique d'énergie.

TPS : Treatment Planning System.

KRMA : Kinetic Energy Released per unit Mass in the medium.

CDA : Couche Demi- Atténuation.

DSP : Distance Source Peau

Gy : Gray.

KeV : Kilo Electron Volt

MV : Méga Volt.

MeV : Méga Electron Volt.

D : La Dose Absorbée

PTV : Planning Target Volume.

RX : Rayon x.

Z : Numéro atomique de l'atome.

SSD : Skin Source Distance (\equiv DSP).

UM : Unité Moniteur.

3D : Trois dimensions.

ADN : Acide désoxyribonucléique.

RTE : radiothérapie externe.

IMRT : Intensity Modulated Radiation Therapy.

VMAT : Volumetric Modulated Arc Therapy.

IGRT : Image-Guided Radiation Therapy.

MIT : Massachusetts Institute of Technology.

Np : Nanoparticule.

Introduction générale

Introduction générale

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

Dans ce présent travail de mémoire nous sommes intéressés à certains aspects de la radiothérapie externe, une nouvelle technique de haute précision basée sur l'utilisation de mini-faisceaux de photons convergents permettant d'irradier à forte dose de très petits volumes s'est développée à la fin du 20^{ème} siècle. Cette technique dite de radiothérapie stéréotaxique est actuellement utilisée pour le traitement des tumeurs bénignes ou malignes de petites dimensions, mais également pour le traitement des anomalies vasculaires ou fonctionnelles très localisées.

L'utilisation de faisceaux de petites dimensions permet alors une meilleure protection des tissus sains avoisinants.

L'objectif de ce travail est de concevoir une plateforme de simulation Monte-Carlo en radiothérapie externe, avec le code MCNP5 afin d'étudier l'intérêt des nanoparticules métalliques pour le traitement des tumeurs intracrâniennes.

Le présent mémoire est subdivisé en quatre chapitres. Dans le 1^{er} chapitre, nous avons donné une description générale sur les rayonnements ionisants, leurs interactions avec la matière et les différents paramètres physiques et dosimétriques.

Le deuxième chapitre présente l'organisation et les moyens de la radiothérapie stéréotaxique, les paramètres dosimétriques de la radiothérapie et les détecteurs utilisés pour mesurer la dose.

Le troisième chapitre sera dédié à la description de la modélisation de la tête de l'accélérateur linéaire de type LINAC, utilisé dans ce travail avec le code MCNP (Monte Carlo N-particle) à la base des méthodes Monte-Carlo.

Dans le dernier chapitre, on représente les résultats, leurs interprétations et notre conclusion.

Chapitre I

Interaction photon-électron avec la matière

Introduction

D'une manière générale, on peut définir un rayonnement ou radiation comme un mode de propagation de l'énergie dans l'espace, sous forme d'ondes électromagnétiques ou de particules. Les rayonnements ne peuvent être détectés et caractérisés que grâce à leurs interactions avec la matière dans laquelle ils se propagent. Ils peuvent céder au milieu qu'ils traversent, la totalité ou une partie de leur énergie au cours de ces interactions.

Un rayonnement est dit ionisant quand il est susceptible d'arracher des électrons à la matière. Une définition plus exhaustive est donnée : « un rayonnement ionisant est un transport d'énergie sous la forme des particules ou d'ondes électromagnétiques d'une longueur d'ondes inférieure ou égale à 100 nanomètres, soit d'une fréquence supérieure ou égale à 3×10^{15} hertz, pouvant produire des ions directement ou indirectement ». L'équivalent en énergie correspond à 12,4 eV. Parmi ces rayonnements, on distingue ceux qui sont directement ionisants, particules chargées, de ceux qui sont dits indirectement ionisants car n'étant pas chargés.

I. Classification des rayonnements**➤ Rayonnement directement ionisant (particule chargée)**

Ils comprennent les particules chargées légères (les électrons), et les particules chargées lourdes (les protons, les particules α , et les ions lourdes) qui déposent l'énergie au milieu par une seule étape, par le processus d'interaction coulombienne entre la particule incidente et les électrons orbitales. [1]

➤ Rayonnement indirectement ionisant

Ils comprennent les neutrons et les rayonnements électromagnétiques (photons X, et γ) qui déposent l'énergie au milieu par deux étapes [1] :

- Au premier temps une particule chargée est libérée dans le milieu absorbant (le photon libère un électron ou une paire électron/positon, et le neutron libère un proton ou un noyau de recul).
- Dans la deuxième étape les particules libérées déposent l'énergie au milieu absorbant par des interactions coulombiennes avec les électrons orbitaux des atomes.

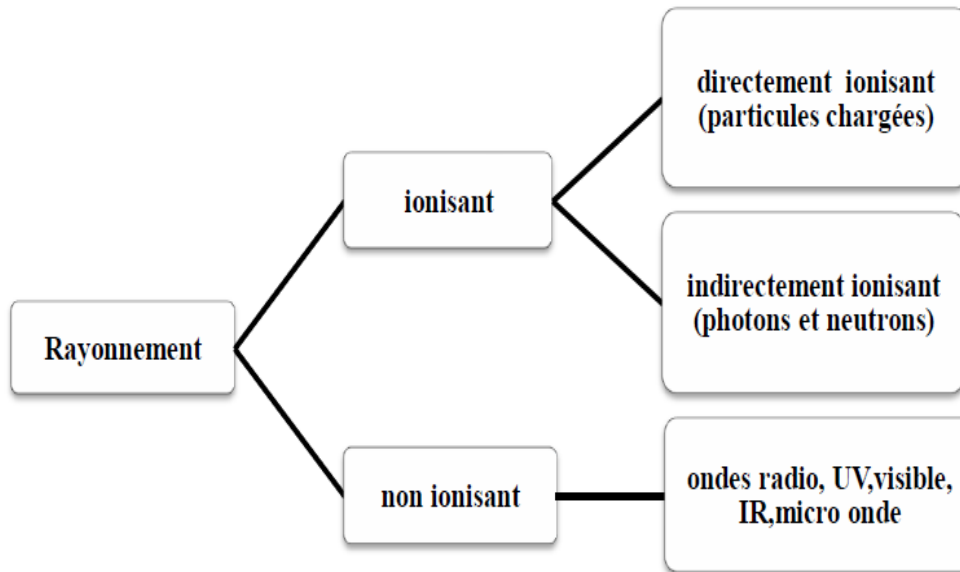
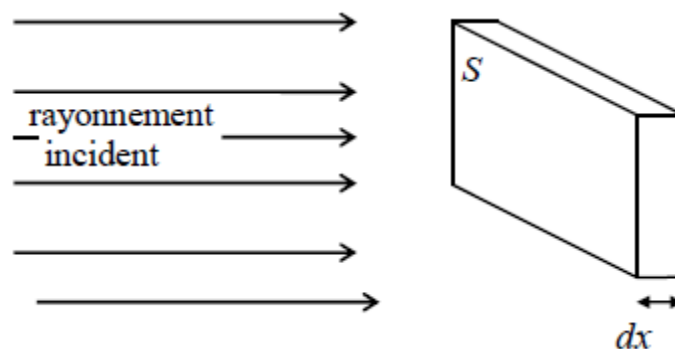


Figure (I-1) : Classification des rayonnements.

II. La section efficace d'interaction

La section efficace représente la probabilité qu'une particule ayant des caractéristiques données (type, d'énergie, vecteur directeur) subisse une interaction donnée sur un atome (ou une molécule) donnée. On peut distinguer les sections efficaces atomiques ou électroniques selon que l'interaction considérée soit vu par rapport à un atome cible dans sa globalité et électron par électron. La section efficace peut être exprimée en barns qu'est une unité de surface : $1\text{barn}=10^{-24}\text{cm}^2$ [2]

Les interactions du rayonnement avec la matière ne se font pas toutes de la même façon. Chaque interaction se fait avec une certaine probabilité bien déterminée. Ces probabilités sont connues en termes S et d'une épaisseur dx , contenant N atomes par unité de volume (concentration d'atomes), placée dans un faisceau de particules mono-directionnel et uniforme d'intensité I qui tombe sur toute la surface de la cible. [3]



L'intensité I est par définition le nombre de particules que traverse l'unité de surface par unité de temps.

On montre que le nombre d'interaction par unité de temps (ou le taux d'interaction) au sein de la cible est proportionnel à l'intensité I du faisceau incident, à la concentration des atomes N et l'épaisseur de la cible. Ces observations peuvent être résumées dans la relation suivante : le taux d'interaction $R = \sigma \cdot I \cdot N \cdot S \cdot dx$

Où σ : la section efficace.

$$\sigma = \frac{\text{taux d'interaction}}{I \cdot N \cdot S \cdot dx} \quad (\text{I.1})$$

III. Interaction électron-matière

Une particule chargée pénétrante dans un milieu, interagit par la force coulombienne, avec les noyaux ou les électrons orbitaux des atomes cibles.

Quel que soit le mécanisme d'interaction entre les particules chargées et la matière, il y a transfert progressif d'énergie et ralentissement des particules incidente. [4]

1. Interaction élastique

Lors d'une interaction élastique, l'électron primaire interagit avec un noyau des atomes du matériau. Il ne perd pas, ou peu d'énergie mais il subit une diffusion élastique, c'est-à-dire que sa direction est modifiée, sans perte d'énergie.

La section efficace d'interaction est, pour une interaction donnée, la portion d'électrons subissant ce type d'interaction dans le matériau. Pour l'interaction élastique, elle est de [4] :

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

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 :

$$\sigma_{\text{inélastique}} = \frac{Z}{E^2} \quad (\text{I.3})$$

a. Excitation d'un électron

L'électron acquiert une énergie suffisante pour aller dans une orbitale plus haute en énergie. Pour revenir à sa position d'origine, l'électron émet un photon, le plus souvent un photon X. L'énergie de ce photon ne prend alors que des valeurs précises, caractéristiques de l'élément des atomes du matériau.

b. Ionisation

Lorsqu'un électron est éjecté de son cortège, l'atome est sous forme ionisée. Pour revenir à son état normal, un électron peut récupérer sa place par émission d'un photon X. L'atome peut aussi récupérer son état en éjectant un électron peu lié, appelé électron Auger [5].

c. Freinage électrostatique

C'est une interaction inélastique d'un électron incident au voisinage d'un noyau atomique. L'électron, dévié par le champ électrique du noyau, subit une décélération dont la perte d'énergie est restituée sous forme de rayonnement X. [16]

Fraction de l'énergie de l'électron émise sous forme de rayonnement de freinage (Bremsstrahlung) augmente avec l'énergie de l'électron. Elle est d'autant plus grande que le numéro atomique du milieu absorbeur est élevé (variation en Z) [6].

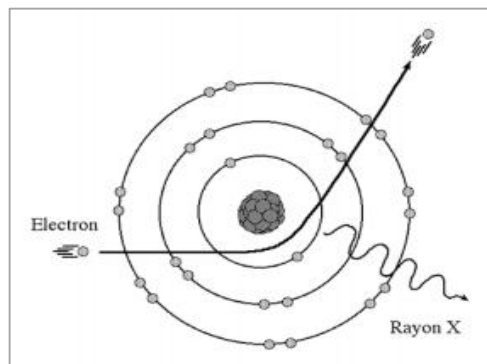


Figure (I-2) : Ralentissement par rayonnement de freinage d'un électron au voisinage du champ électromagnétique du noyau.

3. Émission de photons X

Le spectre d'émission de rayons X est composé de deux spectres superposés : un spectre de raies et un spectre continu.

Le spectre continu est dû aux pertes d'énergie des électrons primaires lorsqu'ils changent de direction ("effet de freinage" par interactions électrostatiques). Ce spectre est plus important si le matériau possède des atomes lourds ou si l'énergie des électrons primaires est plus forte.

Le spectre de raies correspond aux transitions électroniques lorsqu'un atome du matériau est excité ou ionisé. En effet, pour revenir à sa position d'origine il émet un photon X. Ce photon a une énergie égale à la transition électronique. Elle est donc caractéristique des atomes du matériau. [5]

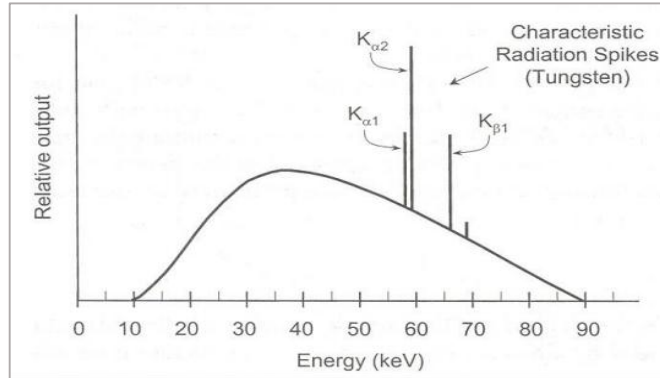


Figure (I-3) : Spectre globale d'une émission de rayonnement X

4. Pouvoir d'arrêt

Par définition, le pouvoir d'arrêt (ou de ralentissement) d'un matériau pour une particule donnée d'énergie E est la perte d'énergie subie par la particule dans ce matériau par unité de longueur (généralement le MeV cm⁻¹) [7] :

$$S = -\frac{dE}{dx} \quad (I.4)$$

Où ρ est la masse volumique du matériau (en g cm⁻³). σ est alors exprimé en MeV g⁻¹ cm².

$$S_m = -\frac{dE}{dm} = -\frac{1}{\rho} \frac{dE}{dx} = \frac{S}{\rho} \quad (I.5)$$

5. Parcours dans la matière

On appelle parcours la distance totale x₀ effectuée par le rayonnement dans la matière jusqu'à perte complète de son énergie cinétique. On peut donc définir à distance totale x₀ comme [7] :

$$R = \int_0^{x_0} \frac{dE}{dx} dx = \int_0^{x_0} S dx = E_0 \leftrightarrow x_0 = \int_0^{E_0} \frac{1}{S} dE \quad (I.6)$$

6. Ionisation spécifique -Parcours moyen

L'ionisation produite par une particule chargée traversant un matériau est proportionnelle à l'énergie E₀ de cette particule. On appelle ionisation spécifique I_s (ou densité d'ionisation linière, DIL) le nombre de paires d'ions créés par unité de longueur parcourue par une particule d'énergie

E_0 , et ionisation totale I_t le nombre total de paires d'ions créés par cette même particule d'énergie E_0 le long de son parcours total x_0 [7] :

$$I_t = \frac{dI}{dx} \text{ et } I_t = \int_0^{x_0} I_s dx = \int_0^{x_0} \frac{dI}{dx} dx \quad (I.7)$$

Le parcours moyen Δx d'une particule s'écrit alors : $\Delta x = I_t | I_s$

L'énergie moyenne d'ionisation est définie comme l'énergie nécessaire pour créer une paire d'ions :

$$\bar{\omega} = \frac{dE}{dI} = \frac{E_0}{I_t} \quad (I.8)$$

7. Transfert linéique d'énergie (TEL)

Transfert d'énergie linéique est l'énergie transférée par une particule chargée par unité de distance dx . Il s'exprime en joule par mètre ($J.m^{-1}$) ou par plus de commodité en électronvolt par mètre ($eV.m^{-1}$) [8]

$$TEL = \frac{dE}{dx} = \frac{dE}{dI} \times \frac{dI}{dx} = \bar{\omega} \times I_s \quad (I.9)$$

On peut donc exprimer la DIL par : $DIL = I_s = \frac{TLE}{\bar{\omega}}$

DIL : densité d'ionisation linière.

IV. Interaction des photons avec la matière

1. Les photons

Contrairement aux électrons, les photons ne sont pas soumis à l'interaction Coulombienne. Ils n'interagissent donc pas de façon continue avec le milieu et ont une probabilité non nulle de traverser n'importe quelle épaisseur de matière sans interagir. L'autre conséquence est que l'énergie moyenne du faisceau de photons évolue peu au cours du parcours par rapport au faisceau d'électrons dont l'énergie se dégrade progressivement de l'énergie maximale jusqu'à zéro.

a. L'effet Thomson-Rayleigh

L'effet Thomson-Rayleigh se caractérise par la diffusion d'un photon sans changement d'énergie (diffusion élastique). Le photon incident subit une collision dite élastique à travers le nuage électronique.

L'effet Thomson-Rayleigh est prépondérant aux faibles énergies (< 40 KeV) et son effet dans le corps humain est faible en comparaison des autres interactions rayonnement-matière - possible. [9]

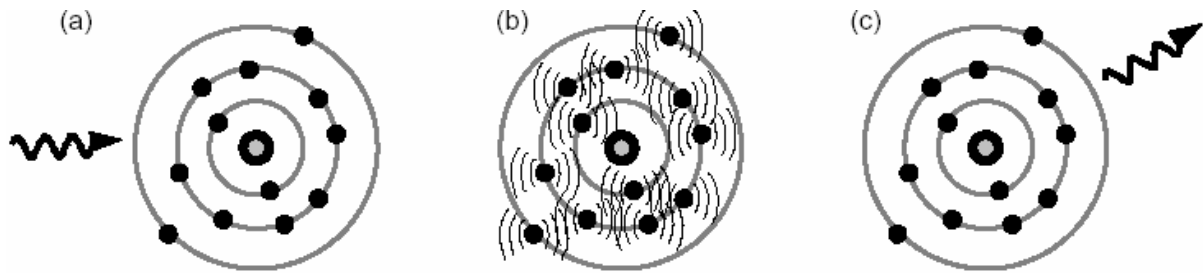


Figure (I-4) : Lors d’une diffusion Rayleigh (ou cohérente), un photon est absorbé par les électrons d’un Atome (a). Le champ électrique va déformer le nuage électronique de l’atome (b), qui émet ensuite un photon de même énergie que le photon incident (c).

b. L’effet photoélectrique

Lorsqu’un photon entre en collision avec les électrons des couches internes d’un atome, on parle d’effet photoélectrique. Dans ce cas, la totalité de l’énergie du photon incident est absorbée par l’atome. Cette énergie est transférée à un électron qui est éjecté de sa couche électronique (énergie de liaison) et emporte l’excédent d’énergie sous forme d’énergie cinétique.

L’effet photoélectrique ne peut avoir lieu que si l’énergie du photon incident $h\nu$ est plus grande que l’énergie de liaison de l’électron E_L . L’énergie cinétique du photoélectron E_c est finalement absorbée par le milieu. [10]

$$E_c = h\nu - E_L \quad (I.10)$$

Forme ionisée, et cette ionisation réorganisation en cascade du cortège électronique de l’atome (pour combler la lacune sur la couche dont a été expulsé l’électron) : il en résulte l’émission d’un autre photon (rayon Fluorescence) ou l’expulsion d’un électron d’une couche encore plus périphérique : l’électron- Auger. [10]

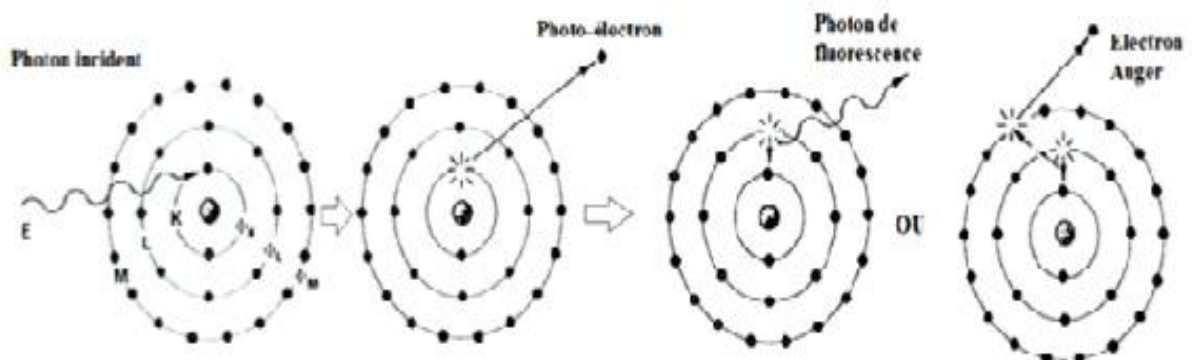


Figure (I-5) : Principe de l’absorption photoélectrique.

c. La diffusion Compton

Si le 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. [11]

$$h\nu \gg E_L$$

L'énergie E du photon diffusé est égale :

$$E' = \frac{E_0}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \quad (\text{I.11})$$

$$\alpha = \frac{E_0}{m_e c^2}$$

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

$$E_c = E \frac{2\alpha}{1 - 2\alpha + (1 + \alpha)^2 + \tan^2 \varnothing} \quad (\text{I.12})$$

La relation entre les angles de diffusion est donnée par :

$$\cotg \varnothing = (1 + \alpha) \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (\text{I.13})$$

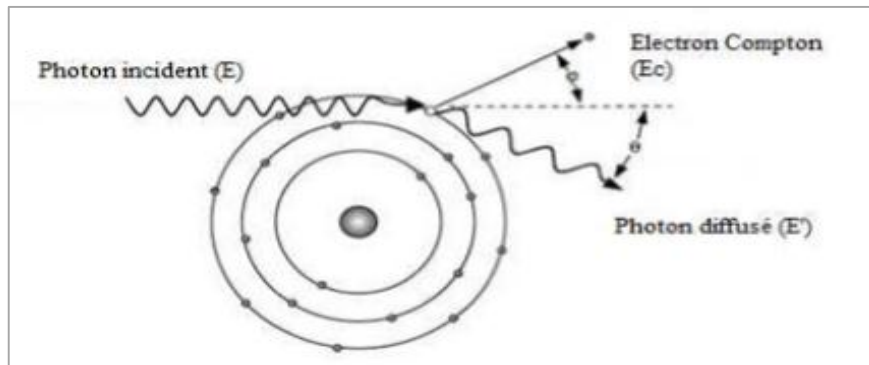


Figure (I-6) : Principe de la diffusion Compton.

d. La production de paires d'électrons (effet de matérialisation)

Photon incident d'énergie supérieure à 1,022 MeV passe au voisinage du noyau d'un atome, il peut se créer une paire d'ions : un positron et un électron, Le positron sera rapidement attiré par un électron du milieu pour donner une réaction d'annihilation, qui est caractérisé par l'émission de deux photons de 0,511 MeV chacun, émis à 180° l'un de l'autre. On dit que le positron subit une (dématérialisation). $e^+ + e^- \rightarrow 2\gamma$.

$$E_0 = 2m_0c^2 = 2 \times 511 \text{ keV}$$

$$E_{\text{photon}} > E_0 = 1,02 \text{ MeV}$$

$$h\nu = 2m_0c^2 + E_c(e^-) + E_c(e^+)$$

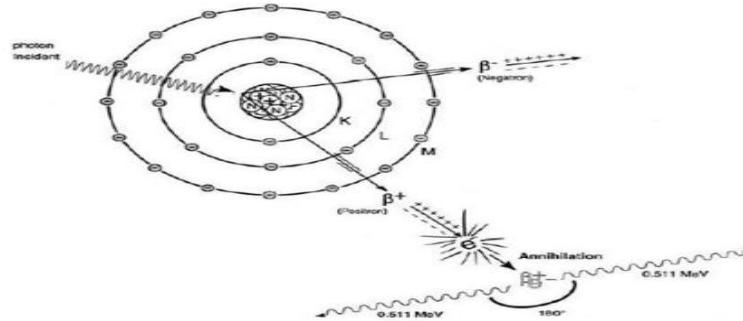


Figure (I-7) : Principe de la matérialisation.

2. Importance relative des trois effets (matérialisation, diffusion Compton, L'effet photoélectrique)

On peut en fonction du numéro atomique du milieu et de l'énergie du rayonnement électromagnétique définir trois zones de prépondérance pour chacune des trois interactions fondamentales.

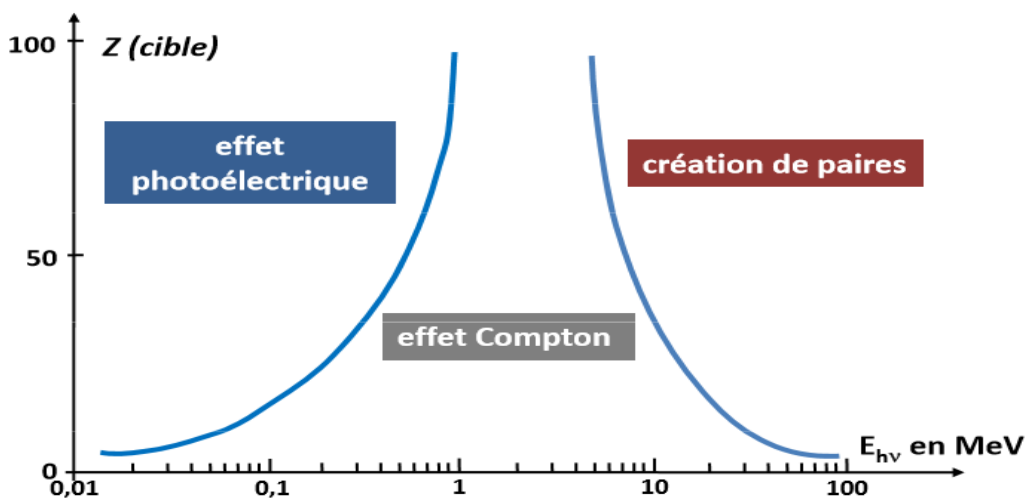


Figure (I-8) : L'importance relative des trois effets en fonction de l'énergie $h\nu$ du photon et du numéro atomique Z du milieu.

- Faible énergie < 100 Kev des photons et haut Z : prédominance de l'effet photoélectrique.
- Énergie moyenne (100 -1 MeV) et Z moyen : prédominance de l'effet Compton
- Énergie élevée >1.02 MeV et Z élevé : prédominance de la production de paires.

La section efficace d'interaction sera écrite [10] :

$$\sigma_{tot} = \sigma_{Ph} + \sigma_c + \sigma_R + \sigma_m$$

Sont respectivement les sections efficaces d'interaction photoélectrique, Compton, Rayleigh et de matérialisation : $\sigma_{Ph}, \sigma_c, \sigma_R, \sigma_m$

3. Coefficient linéique d'atténuation

La probabilité d'interaction μ d'un photon par unité de longueur est appelée coefficient linéique d'atténuation. C'est le produit de la section efficace σ par la densité atomique n (nombre d'atomes par unité de volume) :

$$\mu = n\sigma = \frac{d\dot{N}}{\dot{N}dx}$$

Le coefficient linéique d'atténuation a la dimension de l'inverse d'une longueur ; l'intégration de cette relation conduit à une loi exponentielle décroissante liant l'intensité du faisceau de photons émergent du milieu sans y avoir interagi à l'épaisseur traversée x [12] :

$$N = N_0 e^{-\mu X} \quad \text{avec : } \mu = n\sigma_{tot}$$

Considère-les paramétré suivent :

X : épaisseur d'un écran.

μ : coefficient d'atténuation linéique.

N_0 et N : l'intensité du faisceau.

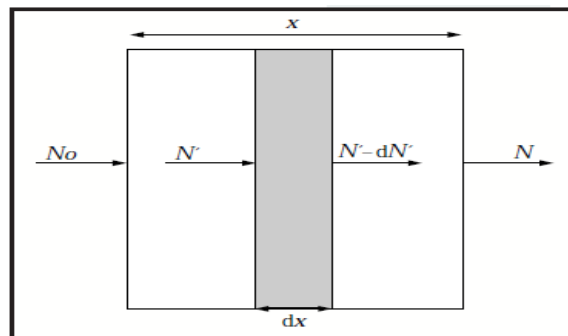


Figure (I-9) : L'atténuation d'un faisceau de photons dans la matière.

a. Couche de demi atténuation

La couche de demie-atténuation ou bien CDA définit comme l'épaisseur nécessaire pour atténuer la moitié du faisceau de photons incident. [12]

$$\frac{N_o}{2} = N_o e^{-\mu CDA}, \text{ il vient immédiatement : } CDA = \frac{\ln 2}{\mu}$$

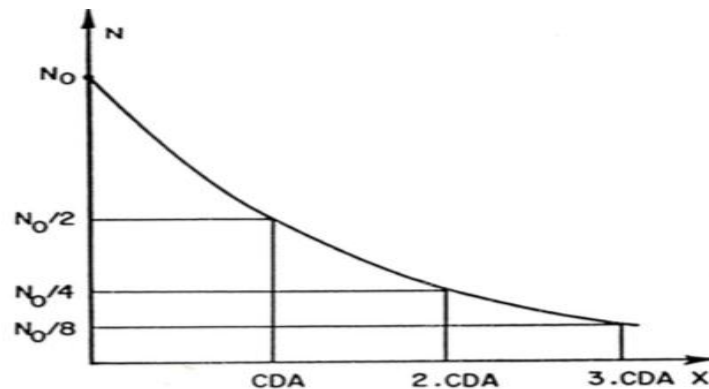


Figure (I-10) : Variation du nombre de photons qui traversent un écran sans interaction en fonction de l'épaisseur X de l'écran.

V. Paramètres dosimétriques

1. Grandeurs physiques

a. La fluence particulaire

Lorsqu'un faisceau traverse une surface dS [cm^2], supposée petite, qui lui est perpendiculaire, la fluence radiative Φ de ce faisceau est le nombre de particules incidentes dN divisé par unité de surface (figure I.11). La formule peut s'appliquer à un nombre de photons aussi bien qu'à un nombre de particules chargées. [13]

$$F_p = \frac{dN}{dS} \text{ [Part m}^{-2}\text{]} \quad (\text{I.14})$$

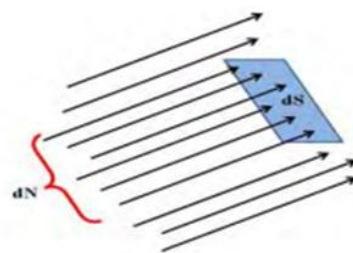


Figure (I-11) : Fluence radiative de faisceau.

- Le débit de la fluence :

Φ exprime le nombre de particules traversant une surface par unité de surface dS et unité du temps dt .

$$\Phi = \frac{dN}{dSdt} \text{ [Part m}^{-2}\text{]} \quad (\text{I.15})$$

b. Le flux particulaire

Nombre de particule par unité de temps.

$$\varphi_p = \frac{dN}{dt} \text{ [Part s}^{-1}\text{]} \quad (\text{I.16})$$

c. La fluence énergétique

La fluence énergétique ψ , d'unité [MeV.cm⁻²], est la quantité d'énergie emportée par le faisceau au travers de la surface dS . Si E est l'énergie des particules d'un faisceau supposé mono-énergétique, on a donc :

$$\Psi = \Phi \cdot E = \frac{dN}{dS} \text{ [MeV cm}^{-2}\text{]} \quad (\text{I.17})$$

La fluence énergétique ramenée à la seconde, peut aussi être appelée l'intensité du faisceau I :

$$I = \frac{d\Psi}{dt} = \varphi \cdot E = \frac{dN}{dS \cdot dt} \cdot E \text{ [MeV cm}^{-2} \text{ s}^{-1}\text{]} \quad (\text{I.18})$$

d. Le flux énergétique

L'énergie totale du faisceau par unité de temps.

$$\varphi_E = \frac{dE}{dt} = E \frac{dN}{dt} = E \times \varphi_p \text{ [J s}^{-1}\text{=W ou MeV s}^{-1}\text{]} \quad (\text{I.19})$$

2. Grandeur dosimétrique**a) L'exposition**

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

Comme le quotient de la somme des charges électrique de tous les ions de même signe produit par une irradiation dans l'aire, dans un certain volume par la masse de ce volume d'air [10] :

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (\text{I.20})$$

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

- Le débit d'exposition :

Le débit d'exposition \dot{X} est la proportion d'exposition par unité de temps.

$$\dot{X} = \frac{dQ}{dt} \quad (\text{I.21})$$

b) Le kerma

Le kerma est l'acronym de "kinetic energy released in matter ". C'est une grandeur physique utilisée pour la dosimétrie des faisceaux de particules sans charge. Soit un faisceau traversant un corps matériel de masse dm Par définition, le kerma est la quantité d'énergie perdue dans cette traversée, par unité de masse du corps [14].

La somme des énergies cinétique de tous les particules chargées créent par les particule non chargée (comme les photons) initiale par unité de masse. L'unité de kerma est Gray [10].

$$K = \frac{dE_t}{dm} \quad (I.22)$$

dE_t : la somme des énergies cinétique.

Le kerma défini n'importe quel milieu et n'importe quel rayonnement.

C'est le milieu l'air en parle le kerma dans l'air.

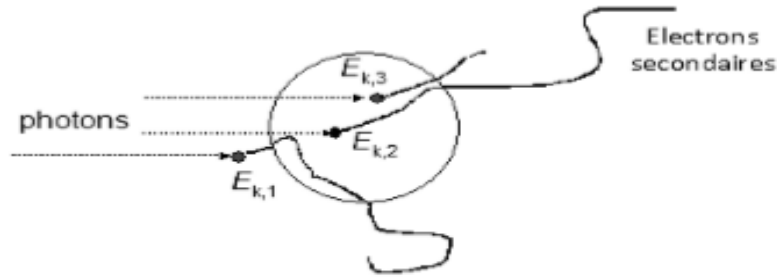


Figure (I-12) : Transport d'énergie.

- **Le débit de kerma :**

Le débit de kerma est la proportion de kerma par unité de temps et est donc exprimé en $Gy S^{-1}$

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (I.23)$$

c) La dose absorbée

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

L'unité de la dose est le Gray qui correspond l'énergie déposée par 1 joule (J) par Kilogramme (Kg).

$$D = \frac{dE_a}{dm} \quad (\text{I.24})$$

dE_a : énergie absorbée.

- **Le débit de dose :**

Le débit de dose est la proportion de kerma par unité de temps et est donc exprimé en Gy S^{-1} .

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (\text{I.25})$$

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

Dans un milieu homogène, pour une fluence de rayonnement uniforme, et lorsque l'élément de volume se situe loin des faces d'entrée et de sortie du rayonnement, l'atténuation du faisceau de photons est de faible, et lorsque la masse du matériau est très supérieure à la masse de l'élément de volume ($M \gg dm$), on atteint un régime particulier appelé équilibre électronique : il y a compensation entre l'énergie transférée dans la sphère et absorbée en dehors, et absorbée dedans, c'est-à-dire que les électrons secondaires sortants sont compensés par des électrons secondaires entrants. On a alors égalité stricte entre KERMA et dose absorbée. Ceci permet donc de décrire : [7]

$$\frac{D_2}{D_1} = \frac{K_2}{K_1} = \frac{\mu_2/\rho_2}{\mu_1/\rho_1} \quad (\text{I.26})$$

- ✓ A la surface du matériau se trouvant à l'endroit de pénétration du rayonnement, l'énergie transférée est supérieure à l'énergie absorbée car la plupart des électrons vont terminer leur parcours en dehors de la sphère considérée : $K > D$.
- ✓ A la surface du matériau se trouvant à l'opposé de la pénétration du rayonnement, l'énergie transférée est inférieure à l'énergie absorbée car davantage d'électrons viennent terminer leur course dans la sphère : $K < D$. [7]

A ce niveau, une égalité de fluences est réalisée ; fluence des photons et fluence des électrons secondaires puis elles décroîtront en même temps. 3 régions de b sont définies :

1. $b < 1$: Augmentation de D et diminution de K .
2. $b = 1$: $D = K$ (équilibre électronique, fluence des photons=fluence des électrons secondaires).
3. $b > 1$: Diminution de D et K parallèlement. La variation du Kerma et de la Dose absorbée en fonction de la profondeur z est représentée par cette courbe.

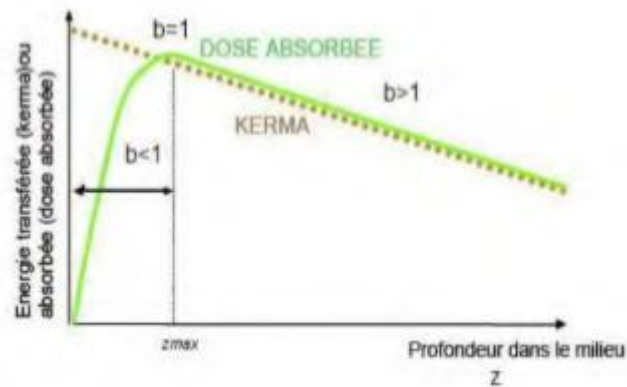


Figure (I-13) : Variation du Kerma et de la Dose absorbée en fonction de la profondeur.

(Source : cours André Bridet Master2)

4. Grandeurs de protection

a. La dose équivalente

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

$$H_{T,R} = W_r \times D_{T,R} \quad (I.27)$$

Si le champ de rayonnements est complexe, il faut alors faire la somme des facteurs correspondant à chacun des rayonnements.

Son unité est le sievert [Sv]. [15]

b. La dose efficace

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

La dose efficace est alors le résultat du produit de $H_{T,R}$ par le facteur de pondération lié à la nature du tissu W_T . [15]

$$D_{eff} = W_T \times H_{T,R} \quad (I.28)$$

Son unité est le sievert [Sv].

Tissu ou organe	Facteur de pondération, W_T	$\sum W_T$
Moelle rouge, Colon, Poumons, Estomac, Poitrine, Reste	0,12	0,72
Gonades	0,08	0,08
Vessie, œsophage, Foie, Thyroïde	0,04	0,16
Surface de l'os, Cerveau, Glandes Salivaires, Peau	0,01	0,04
	Total	1

Tableau (I.1) : Facteurs de pondération tissulaire.

Chapitre II

Notions de physique médicale pour la radiothérapie stéréotaxique

Introduction

La radiothérapie est une technique de traitement du cancer dont un des principes est de détruire les cellules tumorales. La destruction de la tumeur est obtenue en radiothérapie externes au moyen d'irradiations successives par des faisceaux de rayonnement ionisant, tout en préservant au maximum les tissus sains. Le mode opératoire nécessite une connaissance morphologique de la tumeur ainsi que sa localisation précise dans l'organisme du patient. Ces informations sont obtenues à partir d'images issues d'un scanner ou encore d'images obtenues par résonance magnétique (IRM). L'objectif thérapeutique est défini par une radiothérapie en indiquant pour chaque zone à traiter (tumeur) une dose minimale ou une dose maximale pour les organes sains.

I. Q'est-ce qu'une tumeur du cerveau ?

On appelle tumeur du cerveau toutes les tumeurs qui se développent à l'intérieur du crâne. Elles peuvent se développer dans n'importe quelle zone du cerveau : les hémisphères, le cervelet, le tronc cérébral, l'hypophyse, etc. Les tumeurs du cerveau naissent directement à l'intérieur du crâne. On parle de tumeur « primitive » ou « primaire », les plus fréquentes sont :

- Les gliomes (58%), principalement : astrocytomes, glioblastomes, oligodendrogliomes, ependymomes
- Les méningiomes (20%)
- Les adénomes de l'hypophyse (14%)
- Les neurinomes (7%)
- Les médulloblastomes Les lymphomes [17].

Les métastases au cerveau, quant à elles, sont des tumeurs dites « secondaire », qui se développent à partir d'un cancer situé dans une autre partie du corps : le sein, les poumons, etc. Le traitement des métastases dépend des traitements reçus pour le premier cancer. Il existe des dizaines de tumeurs cérébrales différentes, que l'on distingue en fonction de trois (leur localisation dans le cerveau, leur type, leur degré d'agressivité). [17]

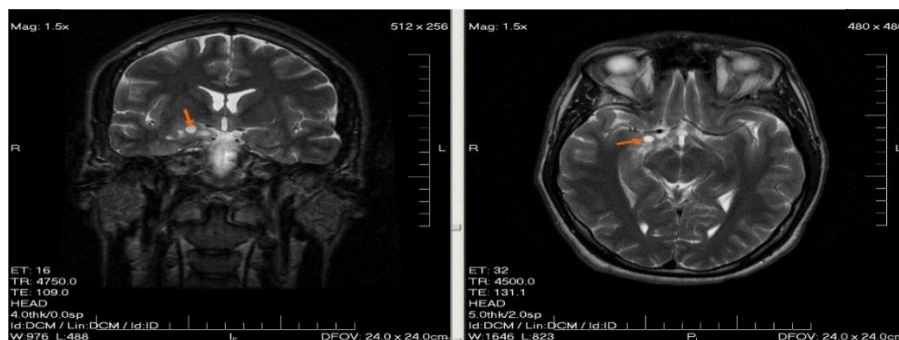


Figure (II-1) : Exemple d'une tumeur de cerveau

II. La radiothérapie Stéréotaxique

Les débuts de la radiothérapie en condition stéréotaxique (RCS) remontent en 1950 initialement elle a été décrite comme traitement des malformations artério-veineuses. En 1951 Lars Leksell, neurochirurgien suédois, a été un des premiers à introduire cette technique à travers la radio-chirurgie des lésions intracrâniennes [18].

La radiothérapie stéréotaxique est une nouvelle technique d'irradiation en radiothérapie externe de haute précision permettant de traiter des tumeurs de petites dimensions le plus souvent intracrâniennes, en délivrant une très forte dose (6-24Gy) à l'aide d'une multitude de mini-faisceaux convergents en assurant un positionnement de l'ordre du millimètre. « Stéréo » signifie en trois dimensions 3D et « taxique » signifie explorer. La radiothérapie stéréotaxique est donc basée sur des techniques propres à la neurochirurgie qui permettent le repérage en 3D de la lésion à traiter, dans le but d'améliorer la précision du traitement et d'épargner le plus possible les tissus sains environnants [19].

1. Principe de la radiothérapie stéréotaxique

Deux principes techniques sont associés pour réaliser l'irradiation intracrânienne en conditions stéréotaxiques :

- Une stéréotaxie rigoureuse : pour identifier parfaitement le volume lésionnel et les rapports anatomiques de la lésion avec les structures fonctionnelles.
- Une technique d'irradiation, avec des photons à haute énergie qui sont délivrés au moyen de multiples minifaisceaux convergeant vers un foyer unique, repéré préalablement par la méthode stéréotaxique.

Deux modalités thérapeutiques différentes sont concernées par l'irradiation intracrânienne en conditions stéréotaxiques. Elles ont en commun la technique, le principe balistique et dosimétrique, mais elles diffèrent par leurs implications radiobiologiques. [20]

2. Techniques de traitement

- La dose délivrée au PTV(page 28) varie entre 10 Gy et 60 Gy
- Le volume cible (tumeur) est comprise entre 1 cm³ et 35 cm³
- Les critères de précision de la dose et du positionnement du patient sont respectivement de $\pm 5\%$ et ± 1 mm
- L'irradiation est réalisée à l'aide d'une source externe
- La délivrance de dose se décline en deux terminologies : la radiochirurgie stéréotaxique (1 seule fraction de 12 à 25 Gy et la radiothérapie stéréotaxique (plusieurs fractions, 42 Gy en

6 fractions par exemple). Cependant, il n'est pas rare de trouver le mot radiochirurgie pour l'une et l'autre des techniques. [21]

3. Equipements nécessaires

- Un cadre stéréotaxique pour le positionnement du patient et son immobilisation (figure (II-2))
- Des techniques d'imagerie : tomодensitométrie, résonance magnétique, angiographie pour l'identification du volume cible et la définition des contours.
- Un logiciel spécialisé de localisation (contourage) et planification de traitement (optimisation des faisceaux d'irradiation).
- Un équipement de traitement pour l'irradiation stéréotaxique. [21]

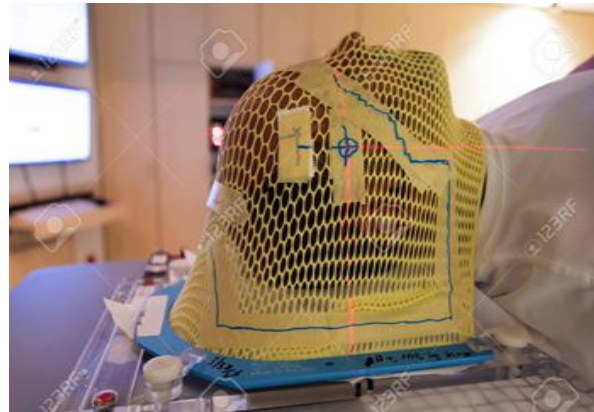
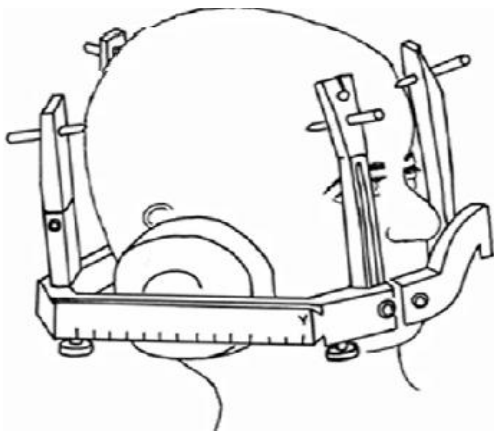


Figure (II-2) : Exemple des cadres et masque stéréotaxiques.

4. Les appareils utilisés en radiothérapie stéréotaxique

Il existe actuellement trois types de machines utilisées en radiothérapie stéréotaxique.

- a. Le Gamma knife (figure (II-3) a) qui est constitué de 201 sources de ^{60}Co collimatées et disposées de façon concentrique autour d'un point cible fixe ; [22]
- b. Le Cyberknife (figure (II-3) b) qui est un accélérateur linéaire miniaturisé monté sur un bras robotisé à 6 degrés de liberté. Cet accélérateur permet de traiter des tumeurs localisées dans l'ensemble du corps. Ses champs sont définis avec des collimateurs additionnels coniques fixes, soit à l'aide d'un micro-MLC ; [22]
- c. Un accélérateur linéaire conventionnel équipé d'un collimateurs multi-lames de toutes petites dimensions ou de collimateurs additionnels coniques fixes (figure (II-3) c) ; [22]

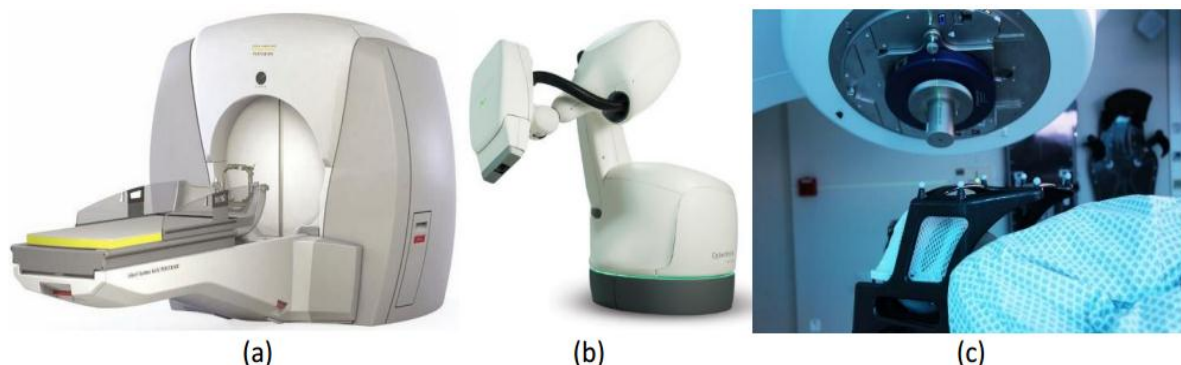


Figure (II-3) : Appareils les plus utilisées pour des traitements stéréotaxiques : Gamma Knife (a) le CyberKnife (b) et un LINAC équipé d'un collimateur additionnel conique (c)

5. Positionnement du patient

Consiste à positionner le patient comme lors de la simulation grâce aux repères et aux systèmes de lasers. Ceci permet de contrôler que la balistique choisie est compatible avec le patient. Un contrôle de la zone irradiée peut être effectué grâce à des clichés radiologiques ou par une imagerie portale. La reproductibilité du positionnement du patient à quelques millimètres près est essentielle afin de dispenser un traitement efficace et sûr. Le patient doit évidemment demeurer parfaitement immobile durant l'irradiation [23].

III. La dosimétrie des mini-faisceaux

L'essor des technologies a conduit à la mise en œuvre des nouvelles techniques de traitement (Stéréotaxique, IMRT, VMAT, IGRT...) qui utilisent des faisceaux de photons de petites dimensions, dits « mini-faisceaux », quand sa taille de champ est inférieure à 3 cm à l'isocentre (à 100 cm de la source). Cependant la mesure de la dose dans les mini-faisceaux est caractérisée par des forts gradients de dose et un manque d'équilibre électronique latéral, nécessitant l'utilisation de détecteurs ayant un volume sensible et une résolution spatiale adaptés, avec une équivalence tissu aussi bonne que possible afin d'améliorer la précision de la dose délivrée. Aucun détecteur du commerce ne remplit actuellement parfaitement ces conditions. [13]

1. Quel détecteur pour mesurer la dose dans les petits faisceaux ?

a. Chambre d'ionisation à cavité d'air

Une chambre d'ionisation est une cavité d'air comprise entre deux électrodes (électrode externe et électrode de collecte) entre lesquelles une différence de potentiel est appliquée afin de créer un champ électrique dans le volume (figure II-4).

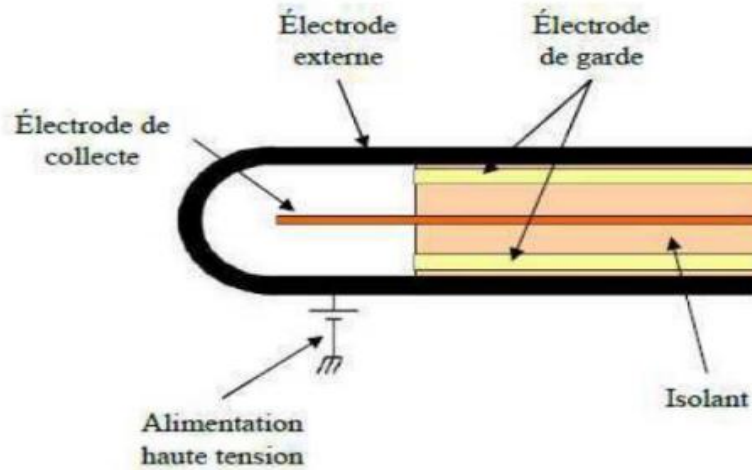


Figure (II-4) : Chambre d'ionisation à cavité d'air cylindrique

Un rayonnement ionisant traversant le volume sensible du détecteur (la cavité d'air) va ioniser l'air et créer des paires électron-ion. Les électrons sont accélérés grâce à la différence de potentiel entre la cathode et l'anode et vont ioniser à leur tour le milieu pour provoquer des ionisations en chaîne. C'est ce qu'on appelle l'avalanche de Townsend. Le déplacement des charges va induire un courant qui est mesuré par un électromètre. Lorsque les conditions de Bragg-Gray sont respectées, ce courant est directement proportionnel à la dose absorbée dans la chambre d'ionisation [22] :

$$D = \frac{Q}{\rho \cdot V} \cdot \left(\frac{W}{e} \right) \quad (\text{II-1})$$

Où Q est la charge collectée, $\rho \cdot V$ est la masse du gaz dans le volume sensible et $\frac{W}{e}$ est l'énergie moyenne pour créer une paire d'ions ($\approx 33 \text{ J} \cdot \text{C}^{-1}$ pour l'air)

a. Diode en silicium

Les diodes utilisées en radiothérapie sont des jonctions p-n, c'est-à-dire la juxtaposition d'un semi-conducteur de type p (dopé avec un accepteur d'électrons) et d'un semi-conducteur de type n (dopé avec un donneur d'électrons). La différence de concentration des électrons et des trous dans les deux matériaux entraîne une diffusion des trous vers la région n et des électrons vers la région p, donnant naissance à un champ électrique s'opposant à la diffusion des porteurs de charge ; un état d'équilibre est atteint. Une zone de déplétion, sans aucune charge libre en déplacement, est alors créée à l'interface des deux matériaux. Lorsqu'un rayonnement ionisant traverse la diode, des paires électron-trou sont créées dans cette zone de déplétion et elles vont migrer sous l'effet du champ électrique. Des électrodes sont positionnées de chaque côté de la jonction afin de mesurer le courant induit par le déplacement de ces charges [25].

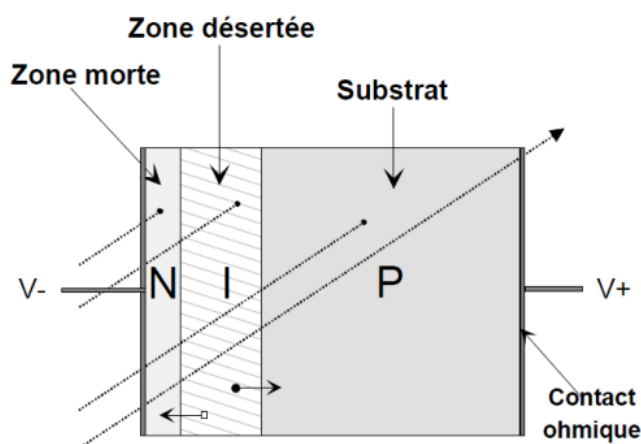


Figure (II-5) : Schéma d'une diode en silicium de type p

Modèle	Référence	Type de détecteur	Matériau	Densité (g/cm ³)	Diamètre (mm)	Volume (cm ³)
PinPoint 2D	PTW31014	Chambre	Air	0.001	2	0.015
PinPoint 3D	PTW31016	Chambre	Air	0.001	2.9	0.016
0.125	PTW31010	Chambre	Air	0.001	5.5	0.125
A16	EXradin	Chambre	Air	0.001	2.4	0.007
SFD	IBA	Diode	Silicium	2.33	0.6	1.7×10^{-5}
PFD	IBA	Diode	Silicium	2.33	2	29×10^{-5}
E	PTW60017	Diode	Silicium	2.33	1	3×10^{-5}

Tableau (II-1) : Sommaire des détecteurs actifs utilisés en mini-faisceaux et leurs caractéristiques.

b. L'unité moniteur (UM) :

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

1 UM = 1 cGy pour un champ d'irradiation 10×10 cm² à une distance source/détecteur de 100 cm, et à la profondeur du maximum de dose [26].

c. Le champ équivalent

Les faisceaux utilisés en radiothérapie, ont différentes formes qui représentent usuellement un compromis entre la forme actuelle de la cible et le besoin de la simplicité et l'efficacité dans la formation du faisceau. Quatre formes de champs sont utilisées : carrée, rectangulaire, circulaire, irrégulière [27].

Chapitre II Notions de physique médicale pour la radiothérapie stéréotaxique

Pour un champ de radiation arbitraire, un champ équivalent carré ou circulaire, sera caractérisé par des paramètres et des fonctions dosimétriques similaires, qui peuvent être fondés.

Un champ rectangulaire avec les côtes a et b sera approximativement équivalent à un champ carré avec la côte a_{eq} où les deux champs ont le même rapport surface/périmètre.

$$\frac{ab}{2(a+b)} = \frac{a_{eq}^2}{4a_{eq}} \text{ Où } a_{eq} = \frac{2ab}{a+b} \quad (\text{II-2})$$

Un champ carré arbitraire sera équivalent à un champ circulaire avec le rayon r_{eq} où les deux champs ont la même surface :

$$a^2 = \pi r_{eq}^2 \text{ Où } r_{eq} = \frac{a_{eq}}{\sqrt{\pi}} \quad (\text{II-3})$$

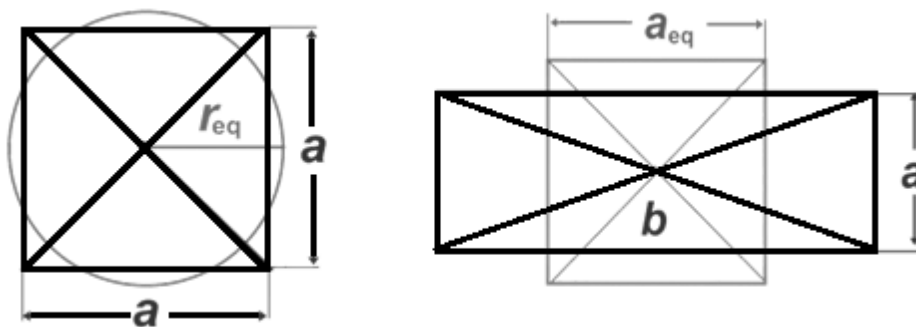


Figure (II-6) : champ carré équivalent

d. Paramètre dosimétrique sur la radiothérapie

a. Facteur de collimateur :

L'exposition dans l'air, kerma de l'air dans l'air, et la dose de petite masse de milieu dans l'air à un point P donné dans l'air sont constitués de deux composantes : primaire et diffusée. - La composante primaire : elle est majeure, vient directement de la source et ne dépend pas de la taille de champ. - La composante de diffusés : elle est mineure, mais non-négligeable, et est constituée par les photons diffusés principalement par le collimateur, l'air et le filtre égalisateur de l'accélérateur. L'exposition X, le Kerma-air dans l'air, et la dose de petite masse de milieu dans l'air dépendent de la taille de champ A et d'un paramètre référé sous le facteur de collimateur (CF). Ce dernier est défini sous [27] [28] :

$$CF(A, hv) = X(A, hv)X(10, hv) = (K_{air}(A, hv))_{air}(K_{air}(10, hv))_{air} = D'(A, hv)D'(10, hv) \quad (\text{II-4})$$

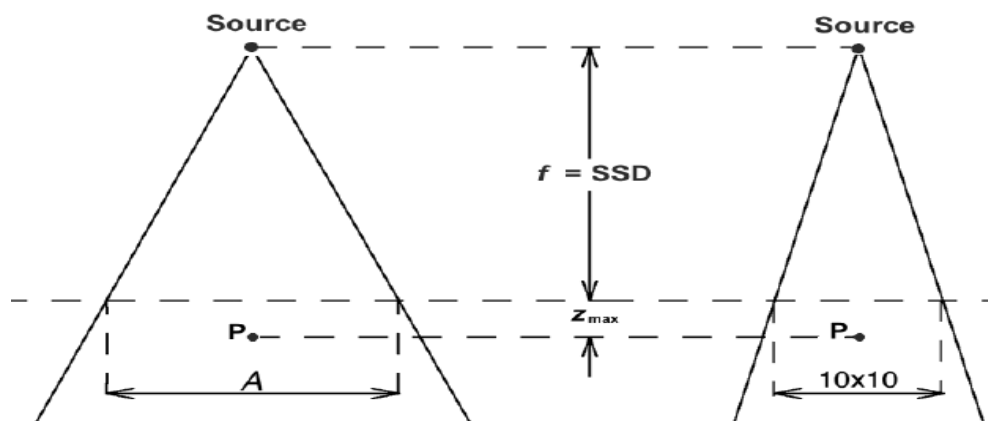


Figure (II-7) : géométrie correspondante à la mesure de CF

b. Le rendement en profondeur

Le PDD est défini comme le rapport en pourcentage de la dose absorbée D à une profondeur Z sur l'axe centrale, sur la dose absorbée maximale D_{\max} sur même axe.

$$PDD(Z, A, f, hv) = \frac{D_q}{D_p} \times 100 \quad (\text{II-5})$$

Le PDD dépend de quatre paramètres : la profondeur dans le fantôme, la taille de champ A , la distance source-surface $SSD = f$ et l'énergie hv . [27].

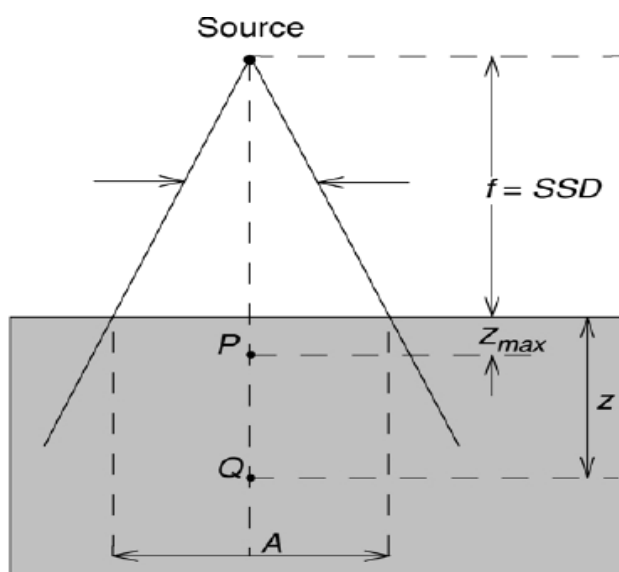


Figure (II-8) : géométrie correspondante à la mesure de PDD

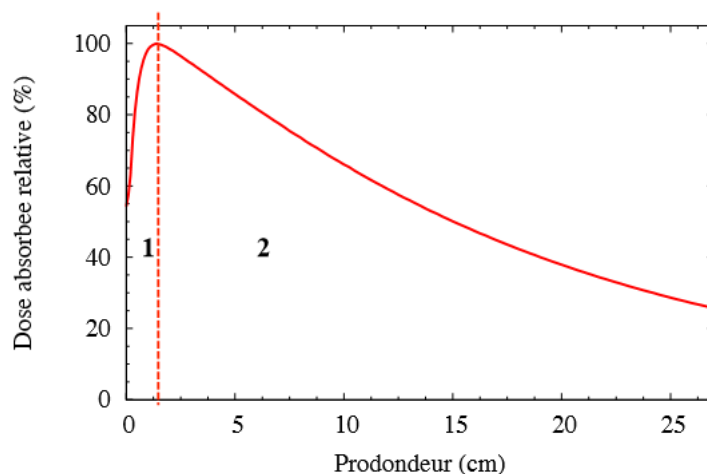


Figure (II-9) : Rendement en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photon de 6X en mode FF, taille de champ de 10x10 cm², DSP 100 cm ; 1. Région de Build-up ; 2. Zone d'équilibre électronique

Région 1 : Zone de Build-up (aussi appelé zone d'accumulation), région de mise en équilibre électronique longitudinal liée au déplacement des électrons secondaires, le rendement en profondeur augmente jusqu'à atteindre son maximum à Z_{max} où l'énergie transportée par les particules chargées entrant dans le volume est égale à celle des particules chargées sortant du volume.

Région 2 : Zone d'équilibre électronique, décroissance importante du rendement dû à l'atténuation du faisceau primaire en fonction de la densité du milieu traversé et à l'éloignement de la source (loi de l'inverse carré de la distance).

Région 3 : La décroissance exponentielle : Après l'équilibre électronique, la dose décroît car le flux des électrons secondaires et les photons secondaires diminuent rapidement en parallèle au flux de photons qui s'atténue en profondeur.

c. Profils de dose :

Les profils de dose (OAR) sont des courbes décrivant la variation de la dose en fonction de la distance à l'axe du faisceau, à différentes profondeurs et pour différentes tailles de champ. Les détecteurs habituellement recommandés pour ce type de mesures sont des films, une chambre d'ionisation de petit volume ou une diode adaptée (réponse compensée pour les photons de basse énergie).

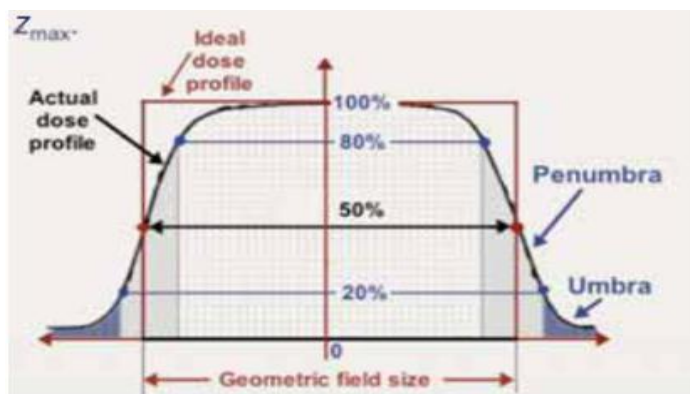


Figure (II-10) : Profil latéral de dose et leur régions (la partie centrale >80%, la partie de pénombre entre 20%, la partie de transmission >20%)

Pour définir à partir de la courbe de profile de dose : la pénombre, la taille du champ, les corrections hors axe central et la profondeur de mesure.

Caractéristiques :

- Le profil de dose permet de contrôler l'homogénéité, la symétrie ainsi que la pénombre des faisceaux de photons. Il se compose de trois régions distinctes : un plateau (zone homogène et symétrique), une zone de décroissance (pénombre physique), puis une queue en dehors du champ d'irradiation correspondant à la transmission à travers le collimateur (zone d'ombre).
- L'homogénéité est définie par la surface contenant des points distants de l'axe d'au plus 80% de la demi-longueur des axes médians du champ d'irradiation. La symétrie s'évalue par le rapport des doses pour chaque couple de points symétriques par rapport à l'axe à l'intérieur de la zone homogène du champ. La pénombre physique est caractérisée par la distance latérale entre le point à 80% et le point à 20% de la dose maximale sur l'axe du faisceau. [37]

IV. La planification de traitement (TPS) :

La préparation du traitement est réalisée grâce à un système de planification de traitement TPS pour déterminer la distribution de dose dans la tumeur et les zones avoisinantes. Cette distribution de dose doit être optimum de manière à ce que les tissus normaux autour reçoivent le minimum de dose. Plusieurs TPS sont utilisés dans les structures hospitalières. Ils intègrent des algorithmes de calcul de la distribution de dose, des outils de traitement des images médicales et de "contourage" de tumeur pour définir les volumes cibles. Suivant le degré de complexité et les risques associés au traitement, la modélisation et la simulation seront plus ou moins complexifiées. Les différentes étapes de la planification de traitement sont [29] :

- Le placement des faisceaux : choix des angles d'incidences pour éviter au maximum les structures les plus critiques. Ce choix est généralement fait dans une représentation dit en beam's eye view, c'est-à-dire vue du faisceau incident.

Chapitre II Notions de physique médicale pour la radiothérapie stéréotaxique

- L'ajustement des faisceaux : choix du type de rayonnement, des accessoires, des modificateurs de faisceaux.
- La phase de calcul dosimétrique où le programme va calculer la dose déposée par chaque faisceau et quantifier l'irradiation dans chaque organe considéré.
- La validation clinique du résultat et le transfert des paramètres de traitement pour la réalisation pratique des accessoires puis de l'irradiation sous la machine. [29]

1. Définition des volumes :

i. Volumes à traiter ou volumes cibles

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

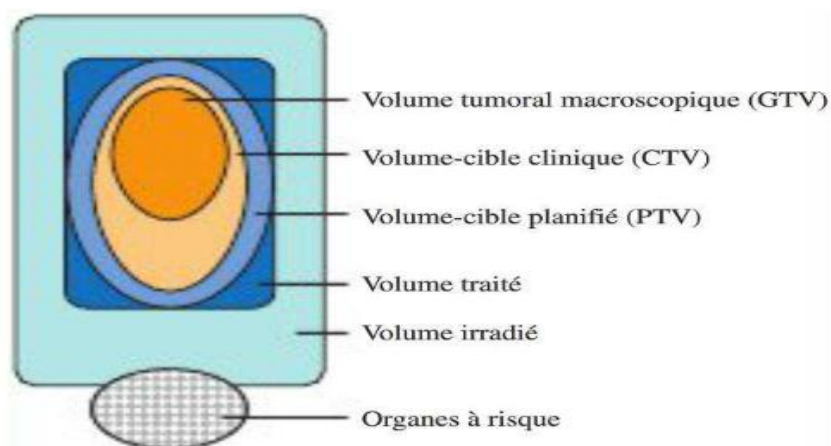


Figure (II-11) : Représentations des principaux volumes cibles en radiothérapie

a. Le volume tumoral macroscopique (Gross Tumor Volume : GTV)

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

b. Le volume cible clinique (Clinical Target Volume : CTV)

Il comprend le GTV, ainsi que des tissus avec une probabilité tumorale forte même si cela est non visibles à l'imagerie. La définition du CTV reste encore subjective pour beaucoup de localisation et est fondé sur l'expérience et les connaissances de la maladie, La définition du GTV et du CTV constitue une part essentielle de la prescription.

c. Le volume cible planifié (Planning Target Volume : PTV)

Il comprend le CTV et une marge de sécurité qui permet de prendre en compte les incertitudes de positionnement, les mouvements éventuels des organes et du patient. [30]

ii. Volumes relatifs à la dose

a. Le volume traité

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

b. Le volume irradié

C'est le volume de tissus recevant une dose considérée comme significative vis-à-vis de la tolérance des tissus sains. On pourra évaluer, par exemple, le volume de l'isodose correspondant à 80%, 50%, ou 25% de la dose prescrite [30]

c. Volumes à protéger

Les organes à risque (Organs At Risk, OAR) sont des tissus pour lesquels il est crucial de limiter l'irradiation afin de limiter les effets secondaires. Une attention toute particulière doit être portée à la distribution de dose aux OARs, essentiellement en raison de l'importance des gradients observés en bordure de volume cible. Les contraintes de dose aux OARs interviennent souvent comme des égalités dans la fonction de coût à optimiser pour définir le plan de traitement. [30]

2. La spécification de la dose

Pour un traitement donné, l'ICRU propose dans un premier temps de choisir un point de référence représentatif pour la clinique et pour la dose absorbée délivrée au PTV. Idéalement, ce point est placé au centre du PTV et au plus près de l'axe du faisceau où le calcul de la dose absorbée est le plus précis. La dose absorbée spécifiée doit être au mieux la dose absorbée délivrée.

L'ICRU recommande d'optimiser les paramètres de la chaîne de traitement pour homogénéiser le plus possible la dose à l'intérieur du PTV. Il est recommandé de réaliser une planification de manière à ce que la dose au PTV se trouve entre 95% et 107% de la dose prescrite. [30]

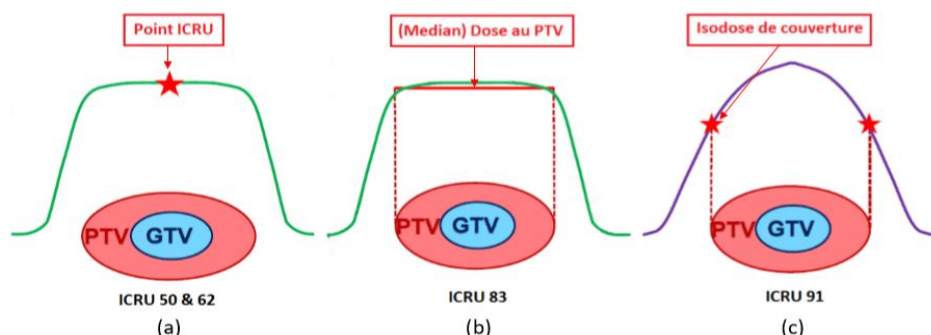


Figure (II-12) : Illustration des différentes façons de prescription de dose recommandées par l'ICRU : traitements conformationnelles 3D (a), traitements avec modulation d'intensité (b) et traitements stéréotaxiques (c)

V. La radiobiologie

1. Rappel sur le cycle cellulaire

Le cycle cellulaire de cellules eucaryotes supérieures comprend quatre phases, Durant deux de ces phases, phase S et phase M, les cellules exécutent les deux événements fondamentaux du cycle : réplication de l'ADN (phase S, pour synthèse) et partage rigoureusement égal des chromosomes entre les 2 cellules filles (phase M, pour mitose). Les deux autres phases du cycle, G1 et G2, représentent des intervalles ("Gap") : au cours de la phase G1, la cellule effectue sa croissance, intègre les signaux mitogènes ou anti-mitogènes et se prépare pour effectuer correctement les phases S ; au cours de la phase G2, la cellule se prépare pour la phase M [31].

Dans un cycle, les quatre phases se succèdent dans un ordre immuable : G1, S, G2 et M. Les trois premières phases (G1, S, G2) constituent l'interphase, durant laquelle le noyau de la cellule est limité par une enveloppe nucléaire, alors que la mitose (M) est caractérisée par la disparition de cette enveloppe et par l'apparition des chromosomes. Après la mitose, les cellules peuvent soit passé en G1, soit entré en G0, stade quiescent de non division [31].

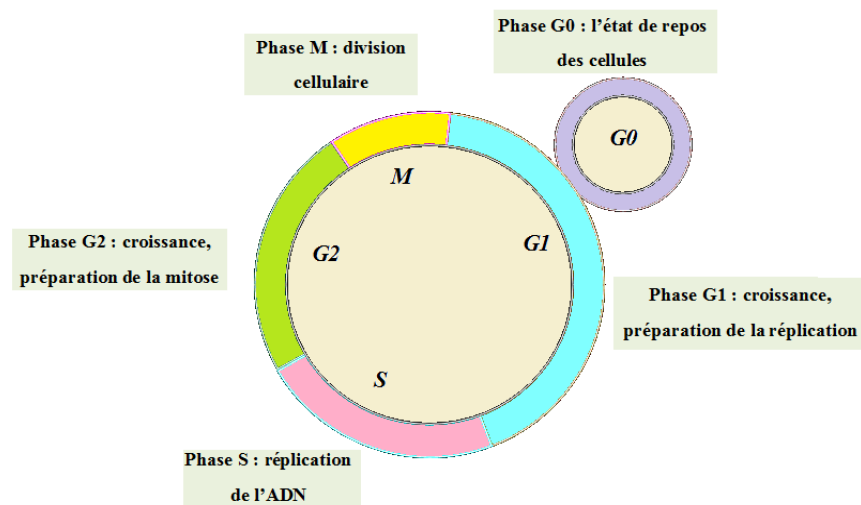


Figure (II-13) : les différentes phases du cycle cellulaire.

Remarque :

La cellule la plus sensible pour le rayonnement la phase M et la cellule plus résistante la phase S par ce que le mécanisme de réparation est très actif et efficace.

2. Rappel sur la structure des molécules d'ADN

Un brin d'acide désoxyribonucléique (ADN) est un polymère formé de l'union de nucléotides, un nucléotide comportant :

Chapitre II Notions de physique médicale pour la radiothérapie stéréotaxique

- Une base purique [Adénine (A) ou Guanine (G)] ou pyrimidique [Cytosine (C) ou Thymine (T)].
- Un sucre (le désoxyribose), qui est lié à la base en question,
- Un acide phosphorique lié pour sa part au sucre.

Ces nucléotides sont assemblés entre eux par l'intermédiaire de liaisons covalentes qui joignent le sucre à l'acide phosphorique. La molécule d'ADN est constituée de deux chaînes ou brins complémentaires qui sont unis entre eux par des liaisons hydrogène entre les bases des deux brins. Les bases s'associent de façon complémentaire, ainsi, en face d'une thymine sur une chaîne se trouvent nécessairement une adénine sur l'autre ; de même qu'en face d'une guanine se trouvera une cytosine.[24]

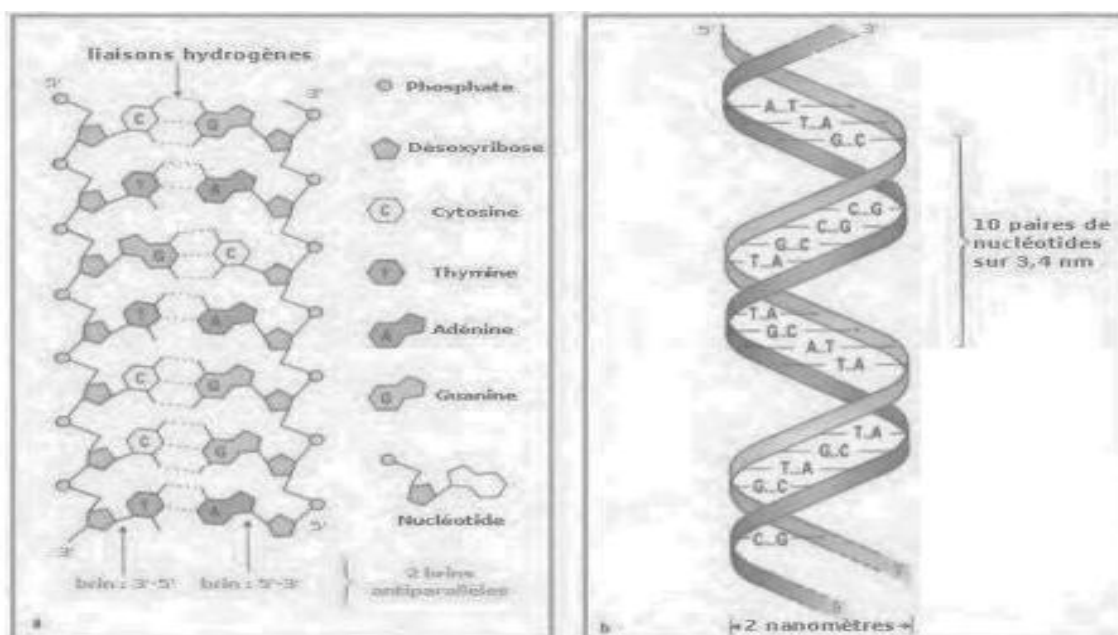


Figure (II-14) : Représentation d'une partie de la molécule l'ADN. a) -Agencement de chaque brin constituant l'ADN, seulement si celui-ci est supposé déroulé. b) -Sur cette représentation chaque brin s'enroule autour de l'autre, formant ainsi une structure en double hélice.

3. Effets biologiques des rayonnements ionisants :

Le tissu biologique est principalement constitué de molécules d'eau (80%). On peut donc l'assimiler à une solution aqueuse. Lorsque les rayonnements parvenus sur le tissu il y aura des réactions de deux ordres. Des réactions impliquant les molécules d'eau ou celles du tissu, les ionisations créées par les rayonnements peuvent avoir une voie directe ou une voie indirecte.

a. L'effet direct :

Dans l'effet direct, le rayonnement interagit directement avec une cible critique dans la cellule : molécule ou structure intracellulaire de faibles dimensions (gènes, chromosomes, etc.). Les atomes de ces structures ou de ces molécules critiques peuvent s'ioniser ou être excités à partir

Chapitre II Notions de physique médicale pour la radiothérapie stéréotaxique

d'une interaction coulombienne, menant à une chaîne d'événements physiques et chimiques qui aboutissent à un dommage biologique. [32].

b. Les effets indirects :

Proviennent principalement des ionisations des molécules d'eau que conduisent à la formation de radicaux libres spécifiques. Ces produits de la radiolyse de l'eau sont H° et OH° tous deux extrêmement réactifs, ils vont donc réagir à leur tour avec les molécules de la solution, entraînant leurs modifications chimiques. Ces réactions sont quasi immédiates après l'irradiation (6 s). [33]

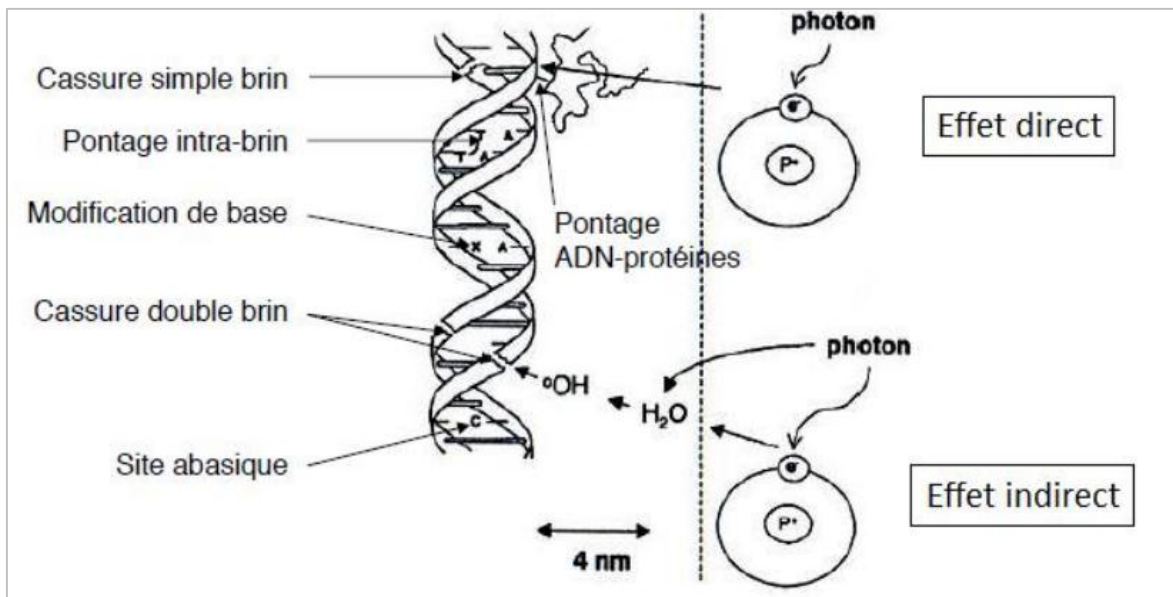


Figure (II-15) : Représentation schématique des lésions de l'ADN induites par les effets directs et indirects des rayonnements ionisants.

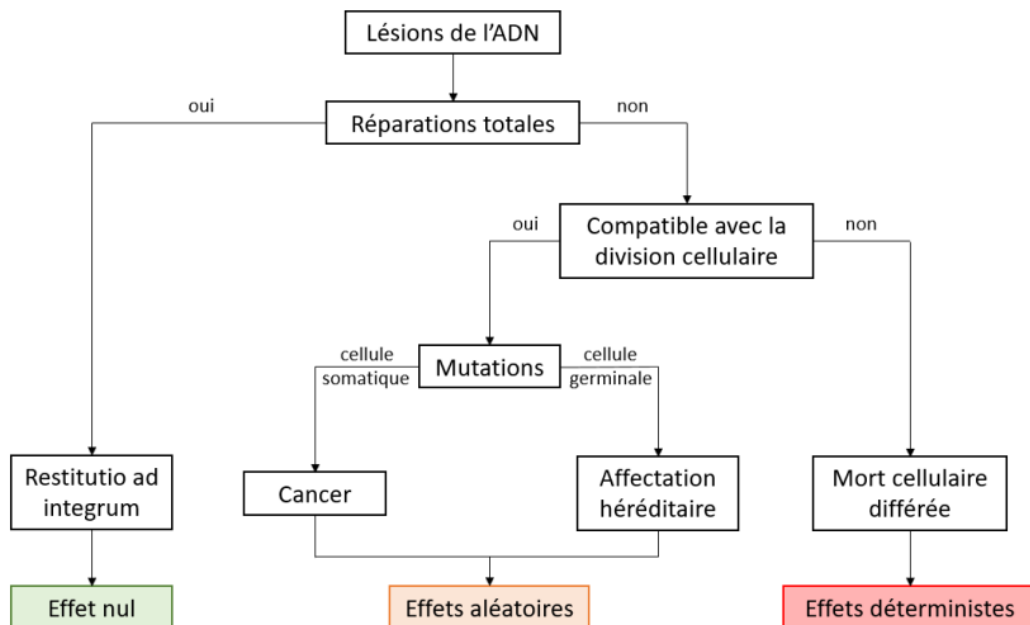


Figure (II-16) : Représentation schématique des conséquences de lésions sur l'ADN

4. Facteurs influençant les effets des radiations ionisantes :

Les principaux paramètres d'influence identifiés étaient le débit de dose absorbée, le degré d'hétérogénéité de la distribution des doses absorbées et cinq facteurs radiobiologiques à savoir la radiosensibilité, la réparation cellulaire, le repeuplement cellulaire, l'oxygénation et la redistribution du cycle cellulaire [34].

a. La radiosensibilité intrinsèque

C'est la capacité qu'à une cellule de réparer ou non les radiolésions qui la rend radiosensible (Si elle ne répare pas les radiolésions), ou radorésistance (si elle répare les radiolésions).

b. L'effet oxygène

La présence d'oxygène est indispensable à l'action biologique des radiations ionisantes. Des radicaux libres à durée de vie très courte (10^{-5} s) sont formés par les particules chargées traversant la matière. Ils entraînent des manifestations biochimiques au niveau des cellules-cibles, avec formation en présence d'O₂, de peroxydes responsables de lésions de l'ADN (cassures) qui peuvent être toutes réparées. L'efficacité de ce processus est maximale si l'oxygène est présent au moment de l'irradiation. En l'absence d'oxygène (hypoxie), les cellules sont moins sensibles aux radiations. La dose nécessaire pour détruire une cellule en hypoxie est 2,5 à 3 fois plus importante que celle nécessaire pour détruire la même cellule bien oxygénée. Ce phénomène est appelé **effet oxygène**. [35]

c. Le cycle cellulaire

Il se décompose en 4 phases : la phase G₁, qui suit la mitose et dont la durée est variable la Phase S, pendant laquelle l'ADN est répliqué ; la phase G₂ ; la phase de mitose M. les cellules qui ne se divisent pas sont dites hors cycle, ou en G₀. La radiosensibilité est maximale durant les phases G₂ et M, minimale en S. l'irradiation provoque un ralentissement de la synthèse de l'ADN, donc un allongement de la phase S, et un blocage temporaire des cellules en G₂, avec un retard à la mitose et une synchronisation cellulaire. [35]

d. Le facteur temps

Ils comprennent le fractionnement et l'étalement d'une irradiation

Le fractionnement est le nombre de fractions (ou de séances) d'une irradiation. Il comprend également l'intervalle de temps entre deux fractions. Le fractionnement conventionnel est une fraction par jour de 2 Gy. Il permet la restauration de l'ADN des cellules normales grâce aux systèmes enzymatiques de réparation. Il est un élément important de la survenue ou non des complications tardives.

Le bifractionnement (2 séances par jour) permet de délivrer à chaque séance une faible dose, moins toxique pour les cellules normales qui réparent, et plus toxique pour les cellules tumorales

Chapitre II Notions de physique médicale pour la radiothérapie stéréotaxique

qui réparent mal. On protège donc les tissus sains tout en délivrant une dose d'irradiation efficace à condition que les deux séances soient espacées d'au moins 6 heures.

Les différents protocoles de traitement utilisent soit une augmentation du nombre de fractions (hyperfractionnement) pour des traitements curatifs, soit une diminution du nombre de fractions (hypofractionnement) pour des traitements plus palliatifs en recherchant rapidement l'effet désiré (antalgique par exemple) avec peu de séances de traitement.

L'étalement est la durée totale du traitement. La plupart des tumeurs prolifèrent rapidement. En réduisant l'étalement (accélération), on dépasse la prolifération des cellules tumorales, leur destruction est plus importante. Ainsi, il est possible de modifier l'efficacité biologique d'une irradiation en agissant sur les facteurs temps. Un allongement du temps de traitement (protraction) est utilisé dans le cadre de traitements plus palliatifs dit « split course ».

L'étalement est un élément important de la survenue ou non des complications aiguës. [35]

e. La réponse cellulaire

La réponse d'une cellule face à une exposition à un rayonnement ionisant dépend de la capacité de la cellule à réparer les dommages induits. Celle-ci varie selon le type de cellule et la quantité de dommages induits ; en effet si la quantité ou la gravité des dommages dépassent un certain seuil, une cellule peut activer une mort cellulaire programmée appelée apoptose. La capacité des cellules à réparer les dommages radio-induits conditionne la réponse à plus large échelle du tissu qu'elles constituent. En effet un tissu est un système complexe au sein duquel s'équilibrent naissance et mort cellulaires. [36]

Chapitre III
La simulation par méthodes
Monte Carlo

Introduction

D'une manière générale, la technique Monte Carlo (MC) est une méthode statistique utilisée pour réaliser des intégrations numériques. De nos jours, la technique a été développée et nommée ainsi à la fin de la deuxième guerre mondiale dans le cadre des travaux sur les armes nucléaires. Cependant, la méthode MC demeure la meilleure en précision dans la simulation numérique, et la modélisation de transports des rayonnements. Elle a pour avantage de décrire avec exactitude les effets d'atténuations et de diffusion des dispositifs de collimation des rayonnements.

Les premières applications de cette méthode en physique médicales ont porté sur l'efficacité de la détection des caméras des rayons gamma et sur le calcul de la distribution de la dose dans le patient subissant un examen en médecine nucléaire. Plus tard, Andero a complété Raeside en ajoutant l'utilisation de la méthode de monte Carlo dans les domaines de radiothérapie, radioprotection et micro-dosimétrie des électrons.

I. La simulation Monte Carlo

La méthode informatique la plus évoluée pour reproduire une distribution de dose dans un corps humain est la simulation Monte Carlo. Cette méthode consiste à prendre en compte, la réalité des interactions entre les rayonnements, les matériaux et les tissus. Les informations exploitées sont issues des connaissances de la physique des rayonnements.

1. Principe de la simulation Monte Carlo

Les méthodes de Monte Carlo (MC) sont des méthodes de simulation probabilistes basées sur l'utilisation des nombres aléatoires pour résoudre avec des ordinateurs des problèmes des sciences appliquées et des techniques. Leur principe de base est simple et repose sur le théorème de limite central : un paramètre, écrit sous forme de l'espérance d'une variable aléatoire, peut être approché par des évaluations répétées et indépendantes de cette variable. L'erreur de la méthode est évaluée par la variance de l'estimateur. Une façon d'améliorer la convergence est de réduire l'ordre de variance des estimateurs. [38]

De manière générale afin de simuler la trajectoire d'une particule par méthodes MC :

- Découpe la trajectoire de la particule en un grand nombre de séquences (quelques On milliers à quelques dizaines de milliers),
- Chaque séquence, simulée individuellement à partir d'une série de nombres pseudo aléatoires et de sections efficaces, comprend un temps de vol libre et une interaction,

- Chaque interaction est décrite par une fonction mathématique issue d'un modèle physique représenté par sa densité de probabilité qui régit l'occurrence de l'interaction concernée,
- À la fin de la simulation d'un grand nombre d'histoires l'information voulue est tirée de la moyenne statistique des grandeurs obtenues, affectée d'incertitudes statistiques, [39]

Le résultat d'une simulation MC est une estimation de dose moyenne \bar{X} calculée sur un nombre d'histoire N :

$$\bar{X} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i \quad (\text{III-1})$$

L'incertitude statistique qui lui est associée est définie par l'écart-type de cette moyenne :

$$\sigma_{\bar{X}} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i^2 - \bar{X}^2 \right)} \quad (\text{III-2})$$

Dans ce travail, toutes les incertitudes statistiques associées aux calculs MC sont des incertitudes à 2σ , correspondant à un intervalle de confiance de 95 %, recommandé par les organismes européens de métrologie. [25]

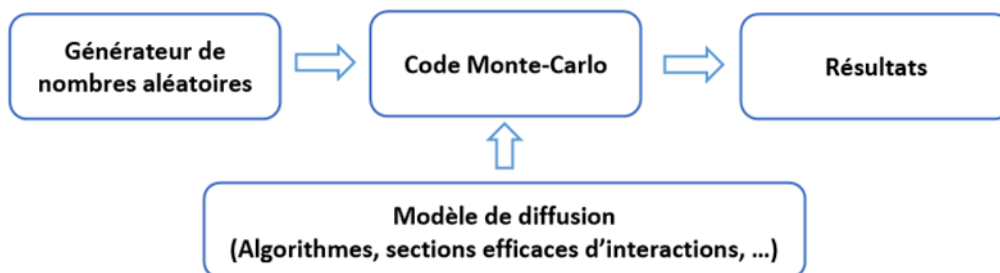


Figure (III-1) : Schéma de principe général des méthodes de Monte-Carlo.

2. La simulation détaillée

L'histoire d'une particule est considérée comme une séquence aléatoire d'interactions reproduites par l'échantillonnage des section efficaces employées, au cours desquelles la particule change sa direction et perd l'énergie. Le critère d'arrêt est généralement une énergie d'absorption appelée énergie de coupure. Au-dessus de ce seuil, toutes les interactions sont simulées individuellement. [40]

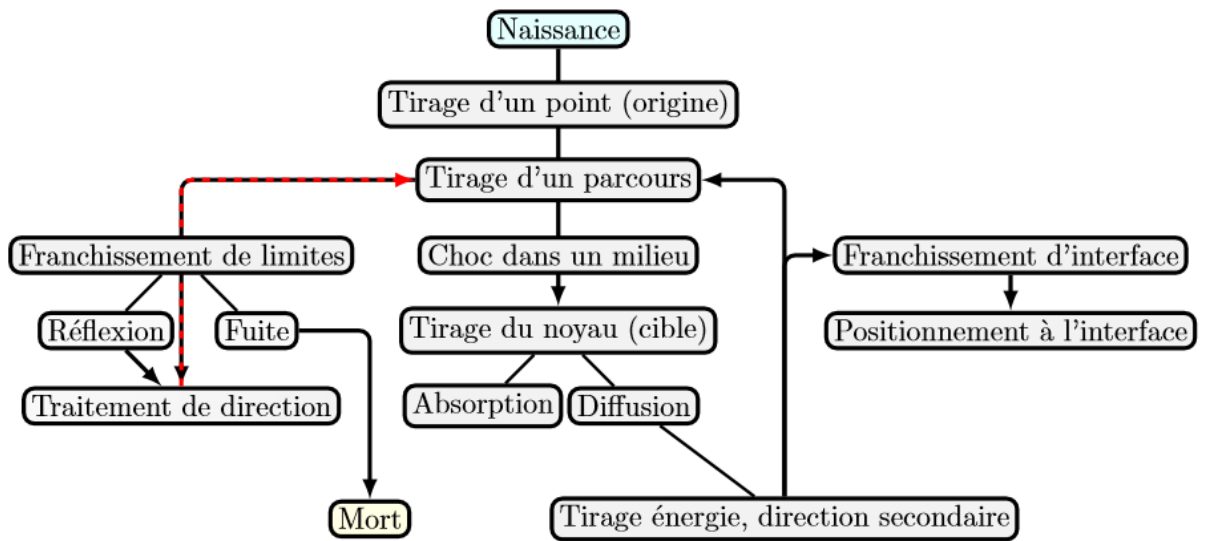


Figure (III-2) : Organigramme de l'histoire d'une particule par la méthode Monte Carlo.

3. L'efficacité de simulation

Tout système régi en tout ou en partie par le hasard nécessite que sa modélisation soit réalisée en utilisant des nombres aléatoires. Ces nombres sont utilisés pour trouver une solution qui dans certains cas n'est pas aléatoire.

En répétant l'expérience N fois on peut évaluer la dispersion (ou variance) des estimations de Monte Carlo par la relation :

$$\sigma^2 = [\sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^2] / [N(N - 1)] \quad \text{(III-3)}$$

Avec

σ^2 : La dispersion des estimations.

\bar{X} : Facteur moyen des estimations.

N : Nombre d'expériences.

La méthode de Monte Carlo est d'autant plus efficace que la dispersion est plus petite. Mais il est bien évident que la dispersion diminue si le nombre d'épreuves dans chaque expérience croît, c'est-à-dire si le temps de calcul T croît. Donc la méthode est d'autant plus efficace, que T est petit pour σ^2 .

Finalement l'efficacité de la méthode peut se mesurer par : [41]

$$Efficacité = \frac{1}{T\sigma^2} \quad \text{(III-4)}$$

4. Fiabilité de la simulation

Les résultats des simulations nécessitent d'avoir une certaine fiabilité estimée en termes d'incertitude statistique. C'est ainsi qu'au résultat fourni par chaque type de compteurs (tallies), il est associé un estimateur de la qualité du résultat R définie comme l'incertitude standard de la moyenne $\sigma_{\bar{X}}$ divisée par la moyenne estimée \bar{X} . Cette statistique est calculée pour chaque nombre d'événements N associé à un tally dont elle serait proportionnelle en $1/\sqrt{N}$ [42]. Cependant, il est à noter que les estimateurs ne se réfèrent pas à l'exactitude d'un résultat expérimental ou théorique mais uniquement à la fiabilité du calcul Monte Carlo. Ils peuvent être réduits en augmentant le nombre total d'événements, donc le temps de calcul.

Dans le tableau sont énumérées les valeurs de R permettant d'interpréter la qualité d'un résultat de simulation [43].

Estimateur R (%)	Qualité du résultat
50 à 100	Non Significatif
20 à 50	Faible
10 à 20	Discutable
$5 < R < 10$	Généralement fiable
$R < 5$	Fiable

Tableau (III-1) : Fiabilité d'un résultat de simulation Monte Carlo en fonction de l'erreur relative.

5. Classification des codes Monte Carlo

Actuellement, il existe de nombreux 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, MCNPX, PENELOPE et GEANT4. [24]

6. Intérêt de la méthode Monte Carlo

L'intérêt de la méthode Monte Carlo réside dans sa capacité de traiter avec simplicité des problèmes de propagation en géométrie à trois dimension (3D). Au plan physique elle permet une description aussi exacte que possible de l'interaction rayonnement matière (généralement l'interaction particule-matière). Ces propriétés qui en font une méthode de référence à la quelle peuvent se comparer les méthodes déterministes pour valider leurs hypothèse, approximation et modèles. Les méthode Monte Carlo présente l'avantage de modéliser au mieux la réalité du transport des particules et les énergies déposées dans le milieu traversé. [44]

II. Code MCNP

Le code de calcul utilisé dans le cadre de ce travail est le MCNP (Monte Carlo N Particules) est un code capable de simuler le transport des particules à travers la matière en utilisant la méthode Monte-Carlo. Un grand nombre de particules est généré et les trajectoires de ces particules sont calculées suivant les sections efficaces correspondantes à ces particules.

1. Structure du fichier d'entrée MCNP

Les différents paramètres nécessaires à l'écriture du fichier d'entrée sont décrits à l'aide de cartes réparties en bloc. La structure d'un fichier MCNP est constituée de trois blocs séparés par une ligne vide :

- Le bloc 'géométrie' : la totalité de la géométrie est décrite à l'aide de surfaces combinées entre elles afin de définir des cellules représentant les différents volumes de la géométrie.
- Le bloc 'surfaces' : toutes les surfaces simples nécessaires à la conception des cellules y sont répertoriées.
- Le bloc 'données' : dans ce bloc toutes les données nécessaires au calcul sont spécifiées.

[46]

La structure du fichier d'entrée est la suivante [45] :

Titre(1ligne)

Les cartes des cellules(bloc1)

...

...

Ligne vide

Les cartes des surfaces(bloc2)

...

...

Ligne vide

Les cartes des données(bloc3)

...

...

a. Cellules

Ce sont des boîtes constituant la géométrie à simuler. Elles se constituent des différents paramètres que sont : les numéros de cellule et de matériau attribués par l'utilisateur, la densité de matériau, les numéros des surfaces désignant la cellule avec les signes adéquats et les importances pour chaque particule. Un numéro de surface muni d'un signe (-) indique l'intérieur de la cellule, sinon son extérieur. Un zéro à la place du numéro de matériau et de la densité indique une cellule vide. La cellule peut être définie par deux opérateurs d'intersection et d'union. Ils sont représentés respectivement par un espace et le caractère (:) entre deux numéros de surface dans la carte cellule. Il est aussi possible d'exclure une cellule d'un espace par l'opérateur symbolisé par (#). Les cellules sont définies verticalement et se déclarent de la manière suivante :[45]

J m d géom. Params

Avec

J : le numéro de la cellule,

m : le numéro du matériau,

d : la densité du matériau, en g/cm³ si négative ou en atome/cm³, positif.

géom. : des surfaces définissant la cellule associée aux différents opérateurs (espace, : et #)

params : spécification optionnelle utilisant des mots clés comme IMP, Vol...

b. Surfaces

C'est dans ce bloc que sont définies la géométrie et les dimensions du matériau à simuler. Les surfaces peuvent être représentées, par des équations (tableau), des points ou des macrobodies. Dans ce travail, c'est la méthode des macrobodies qui a été principalement utilisés. Ces dernières, déjà prêtes à l'utilisation, représentent une façon alternative de définir les cellules et les surfaces. Les formes prédéfinies sont : BOX (boite), RPP (parallélépipède), SBH (sphère), RCC (cylindre), HEX (hexagone), REC (cylindre elliptique), TRC (cône), ELL (ellipsoïde), WED (cale, coin), ARB (polyèdre). Ces géométries sont décomposées par MCNP en équations de surface et les facettes sont assignées des numéros individuels sélectionnés par l'utilisateur en vue de leur exploitation dans les différents tallies. [45]

Mnemonic	Type	Description	Equation	Card Entries	
F	Plane	General	$Ax + By + Cz - D = 0$	ABCD	
PX		Normal to X-axis	$x - D = 0$	D	
PY		Normal to Y-axis	$y - D = 0$	D	
PZ		Normal to Z-axis	$z - D = 0$	D	
SO	Sphere	Centered at Origin	$x^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R	
S		General	$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} \bar{y} \bar{z} R$	
SX		Centered on X-axis	$(x - \bar{x})^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} R$	
SY		Centered on Y-axis	$x^2 + (y - \bar{y})^2 + z^2 - R^2 = 0$	$\bar{y} R$	
SZ		Centered on Z-axis	$y^2 + z^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{z} R$	
COX		Cylinder	Parallel to X-axis	$(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{y} \bar{z} R$
COY	Parallel to Y-axis		$(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} \bar{z} R$	
COZ	Parallel to Z-axis		$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} \bar{y} R$	
CX	On X-axis		$y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R	
CY	On Y-axis		$x^2 + z^2 - R^2 = 0$	R	
CZ	On Z-axis		$x^2 + y^2 - R^2 = 0$	R	
KX	Cone		Parallel to X-axis	$\sqrt{(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2} - n(x - \bar{x}) = 0$	$\bar{x} \bar{y} \bar{z} r^2 \pm 1$
KY			Parallel to Y-axis	$\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2} - n(y - \bar{y}) = 0$	$\bar{x} \bar{y} \bar{z} r^2 \pm 1$
KZ		Parallel to Z-axis	$\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2} - n(z - \bar{z}) = 0$	$\bar{x} \bar{y} \bar{z} r^2 \pm 1$	
KX		On X-axis	$\sqrt{y^2 + z^2} - n(x - \bar{x}) = 0$	$\bar{x} r^2 \pm 1$	
KY		On Y-axis	$\sqrt{x^2 + z^2} - n(y - \bar{y}) = 0$	$\bar{y} r^2 \pm 1$	
KZ		On Z-axis	$\sqrt{x^2 + y^2} - n(z - \bar{z}) = 0$	$\bar{z} r^2 \pm 1$ ± 1 used only for 1 sheet cone	
SQ		Ellipsoid Hyperboloid Paraboloid	Axis parallel to X-, Y-, or Z-axis	$A(x - \bar{x})^2 + B(y - \bar{y})^2 + C(z - \bar{z})^2 + 2D(x - \bar{x}) + 2E(y - \bar{y}) + 2F(z - \bar{z}) - G = 0$	ABCDE FGH $\bar{x} \bar{y} \bar{z}$
GQ	Cylinder Cone Ellipsoid Hyperboloid Paraboloid	Axis not parallel to X-, Y-, or Z-axis	$Ax^2 + By^2 + Cz^2 + Dxy + Eyz + Fzx + Gx + Hy + Jz + K = 0$	ABCDE FGHIK	
TX	Elliptical or circular torus. Axis is parallel to X-, Y-, or Z-axis		$(x - \bar{x})^2/B^2 + (\sqrt{(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2} - A)/C^2 - 1 = 0$	$\bar{x} \bar{y} \bar{z} A B C$	
TY			$(y - \bar{y})^2/B^2 + (\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2} - A)/C^2 - 1 = 0$	$\bar{x} \bar{y} \bar{z} A B C$	
TZ			$(z - \bar{z})^2/B^2 + (\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2} - A)/C^2 - 1 = 0$	$\bar{x} \bar{y} \bar{z} A B C$	
XYZP	Surfaces defined by points			See pages 3-15 and 3-17	

Tableau (III-2) : Cartes des surfaces utilisées par MCNP.

2. Données physiques

a. Sources

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. Certains des paramètres à déclarer sont :[45]

- **PAR** : le type de particule émise,
- **POS** : la position de la source,
- **ERG** : son énergie en MeV,
- **CEL** : la cellule contenant la source,
- **VEC** : le vecteur directeur de la source si non isotrope
- **RAD** : le rayon de la source.

Il existe d'autres paramètres supplémentaires permettant à une variable de prendre plusieurs valeurs. 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 Probability) qui décrit les probabilités correspondantes à la distribution décrite avec la source. [45]

b. Tallies

Les compteurs (tallies) sont des observables permettant de spécifier la grandeur physique que l'on veut obtenir à la fin du calcul MCNP. Défini par la carte F_n (n indique le type de tally), un tally se présente par F ou $*F$ précédé de certains paramètres (numéro de cellule, numéro de surface...). Le tableau représente les différents types de tally disponibles dans MCNP. Les tallies peuvent être associées à d'autres cartes afin d'avoir un résultat autre que celui spécifié par la carte F_n . Dans ce travail, la carte F_n a été associée aux cartes DE (Dose Energy) et DF (Dose Function). Ces dernières permettent d'avoir directement l'équivalent de dose associé à une fluence en introduisant les coefficients de conversion. [45]

Tally	Description	F Unités	*F Unités
F1	Nombre de particules ou énergie des particules traversant une surface	-	MeV
F2	Fluence de particules à travers un surface	1/cm ²	MeV/cm ²
F4	Fluence de particules à travers une cellule	1/cm ²	MeV/cm ²
F5	Fluence de particules en détecteur point	1/cm ²	MeV/cm ²
F6	Energie déposée par unité de masse	MeV/g	Jerks/g
F7	Energie de fission déposées à travers une cellule	MeV/g	MeV
F8	Energie déposée	Événements	MeV

Tableau (III-3) : Présentation des différents tallies du code MCNP et de leurs unités associées

c. Matériaux

Les cartes de cette section précisent les compositions isotopiques des matériaux auxquels un numéro a déjà été attribué dans les cellules. Les matériaux se déclarent comme suit :

Mn ZAID₁ fraction₁ ZAID₂ fraction₂... fraction ZAID_i

ZAID_i indique le nucléide pour le constituant i et, se décompose en ZZZAA, abx, avec ZZZ le numéro atomique de l'élément considéré, AAA son nombre de masse, ab la librairie de sections efficaces et x la classe de la donnée. La fraction représente la composition élémentaire du constituant dans le matériau. Elle peut être inscrite en termes de fraction moléculaire ou en termes de masse précédé par un signe moins. Dans le cas des photons ou des électrons ainsi que pour les éléments naturels, la valeur de AAA se ramène à 000 et ZAID s'écrit tout simplement ZZZ000. [45]

3. Les sections efficaces

Les sections efficaces de réactions considérées par MCNP proviennent de résultats expérimentaux obtenus par divers organismes ou laboratoires comme le « Applied Nuclear Science Group » de Los Alamos. Chaque organisme a réalisé des fichiers de mesures réunis en un seul pour MCNP : le XSDIR. XSDIR contient plus de 500 tables de sections efficaces d'interaction pour les neutrons ; il contient aussi des tables pour les photons et les électrons. La composition du milieu est définie par l'utilisateur qui peut sélectionner les tables de données par l'intermédiaire d'identificateurs. Ces derniers contiennent le numéro atomique Z et le nombre de masse A spécifiques du noyau cible choisi ainsi que le nombre de noyaux cibles par unité de volume.

Les tables permettent ainsi d'obtenir la probabilité pour qu'une particule subisse une interaction avec un atome particulier. Le choix de l'atome ayant été effectué, l'étape suivante consiste à choisir le type d'interaction. D'autres sections efficaces (différentielles) donnent la probabilité que la particule ait, après l'interaction, une direction donnée. Connaissant cette direction, MCNP peut calculer la nouvelle énergie de la particule émise et ainsi simuler son devenir.

Enfin, les tables de données relatives aux interactions des électrons prises en compte par MCNP sont celles décrivant le transport propre des électrons (diffusions successives, excitations, ionisations) et la production de photons selon le processus de rayonnement de freinage (Bremsstrahlung) ou d'annihilation (positons). [47]

III. L'accélérateur linéaire LINAC

Les accélérateurs linéaires médicaux sont des machines de traitement du cancer dans la radiothérapie externe en mode photon ou en mode électron, ils ont connu une grande évolution physique et technologique.

L'accélérateur constitué de deux parties principales : une section accélératrice pour l'accélération des électrons qui viennent de frapper une cible pour produire les photons et une tête pour la production, la collimation et la filtration du faisceau de photons pour l'usage clinique.

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

Les électrons accélérés peuvent être directement utilisés pour le traitement des tumeurs superficielles ou semi profondes (cancers de la peau, paroi thoracique après mastectomie, etc.), ou bien interagir avec un matériau de haute densité pour produire principalement par rayonnement de freinage des rayons X de hautes énergies (de 4 à 25 MV) pour le traitement des tumeurs profondes (cancers de la prostate, du poumon, etc.). [48]

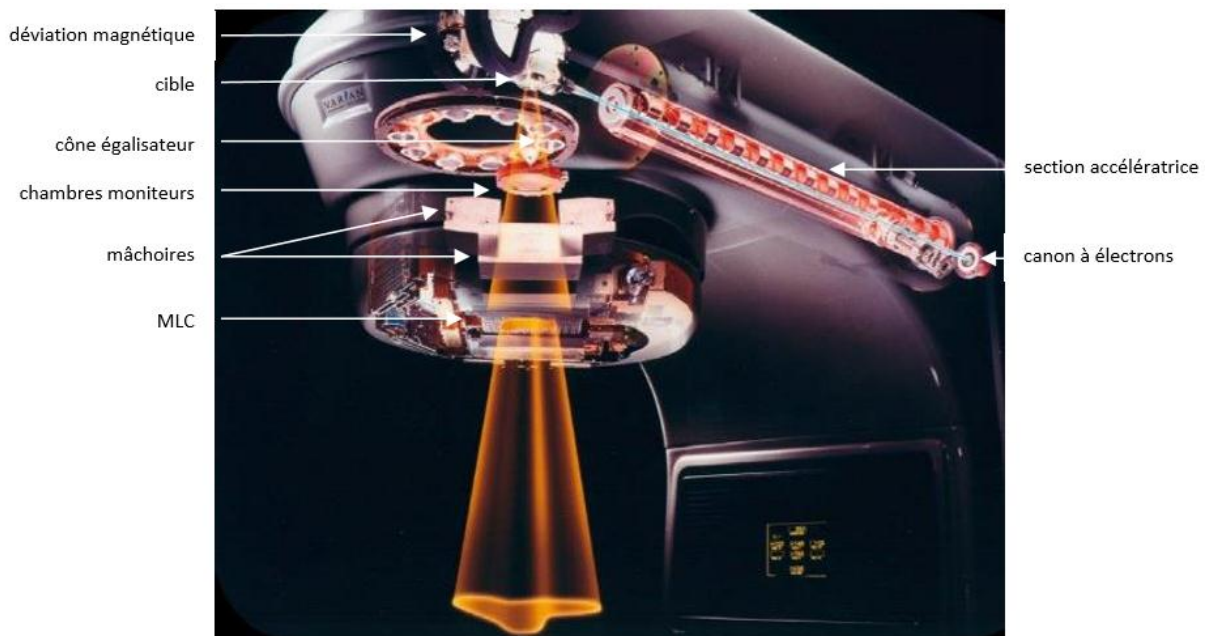


Figure (III-3) : Schéma typique simplifié de la tête du linac et ses différents constituants

1. Section accélératrice :

Production par un canon à électrons puis passage dans la section accélératrice. A la sortie de faisceau d'électrons sous forme d'un très fin pinceau de 2 à 3 mm de diamètre, qui est dévié par

de puissantes lentilles magnétiques vers la tête de l'accélérateur. En mode photon le pinceau d'électrons est projeté sur une cible en tungstène pour obtenir des rayons X de haute énergie.

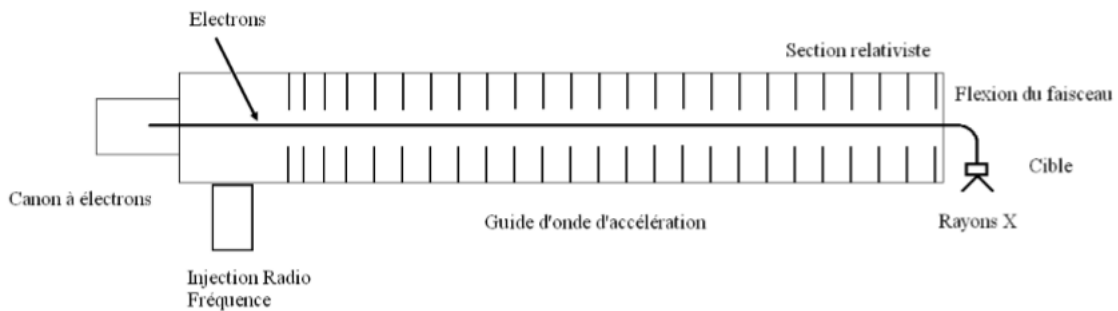


Figure (III-4) : Diagramme schématique de la section accélératrice d'un accélérateur linéaire conçu pour la radiothérapie et utilisé en mode rayons X. Les électrons sont injectés avec un canon à électrons dans une section où règne un champ électromagnétique obtenu par une source d'énergie en micro-onde radiofréquence. A la sortie de la section relativiste le faisceau d'électrons peut être courbé avant d'atteindre la cible métallique à haut Z.

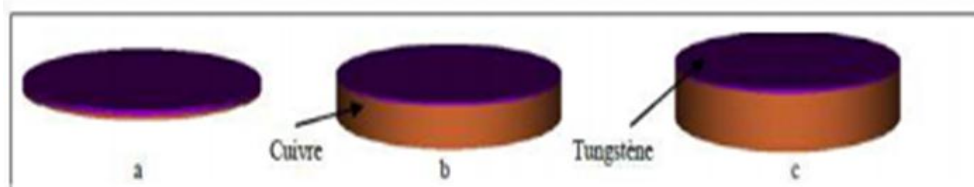
2. Composants d'une tête de LINAC

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

a. L'élément cible et porte cible

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

Dont la cible sera nécessaire pour l'obtention d'un faisceau de photons X. Elle est généralement en tungstène et d'épaisseurs différentes en fonction de l'énergie pour limiter les pertes. Pour le traitement en électrons l'élément porte cible contient des « Pré diffuseurs » permettant la première étape de la mise en forme du faisceau d'électrons sur le patient ainsi qu'un dispositif lumineux de simulation de faisceau [33].



la cible photonique : a) X6, b) X16, c) X18

Figure (III-5) : exemple de la cible et la porte cible.

b. Le collimateur primaire :

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

c. La fenêtre de sortie :

Assurant l'interface entre la cible et le collimateur primaire situés dans le vide et le reste des éléments de la tête d'irradiation situés dans l'air.

d. Le cône égalisateur permettant :

D'uniformiser la dose au niveau du champ d'irradiation (le rôle de cône égalisateur homogénéisation de faisceaux).

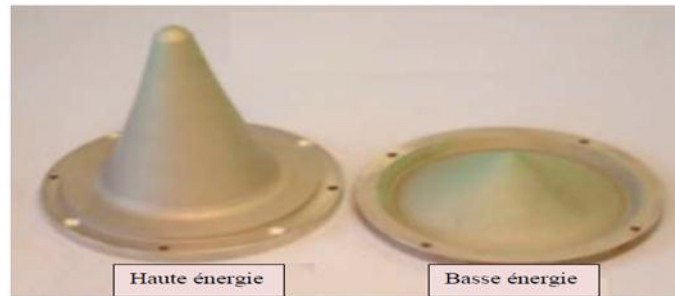


Figure (III-6) : Cône égalisateur d'un linac Varian [<http://slideplayer.com/slide/10423138/>]

e. Collimateur à mâchoires

Le système de collimation est composé de deux éléments : les mâchoires XY qui délimitent un champ d'irradiation rectangulaire de dimension maximale 40x40 cm².

3. La production des rayons X par LINAC

Pour créer les photons de haute énergie, le faisceau d'électron entre en collision avec une cible en Tungstène qui se trouve dans la tête de l'accélérateur de particules. L'interaction des électrons avec la cible va produire deux types de rayonnements, le Bremsstrahlung (rayonnement de freinage) et le rayonnement X caractéristique (réarrangement électronique). Le Bremsstrahlung est le résultat d'une collision entre un électron de haute énergie et un noyau d'atome. L'électron est dévié en raison de l'attraction du noyau, il perd de l'énergie qui est émise sous forme de photons. La probabilité que le Bremsstrahlung se produise est proportionnelle au carré du numéro atomique de l'atome (d'où l'intérêt d'une cible de type Tungstène $Z = 74$). Les rayonnements X caractéristiques sont créés par l'éjection d'un électron de couche orbitale interne (K, L ou M). Pour combler ce manque, un électron de couche orbitale supérieure va descendre sur une couche inférieure (réarrangement électronique), l'énergie restante de cette descente va produire un

rayonnement électromagnétique (photon). Le rayonnement de freinage possède un spectre continu, alors que le réarrangement électronique possède un spectre de raie. En radiothérapie externe on utilise le spectre continu [49].

4. Mode photons

Les électrons issus du tube de glissement rencontrent une cible en tungstène ($Z=74$) afin de générer des faisceaux de photons créés par freinage. La fenêtre de sortie de la chambre de déviation est largement ouverte afin d'augmenter le rendement en conversion des électrons en photons. Pour des raisons de qualités dosimétriques compatibles avec le traitement, plusieurs éléments interviennent : le cône égalisateur, les filtres et systèmes de collimations.

Dans le cas des simulations de faisceaux d'électrons, la partie section accélératrice et déviation magnétique n'est pas modélisée, on considère la source d'électrons pratiquement ponctuelle. Tous les éléments partir de la fenêtre de sortie sont modélisés, un applicateur est ajouté la sortie de la tête d'irradiation pour assurer l'obtention d'UN champ d'irradiation bien défini (Ex : 10×10). [50]

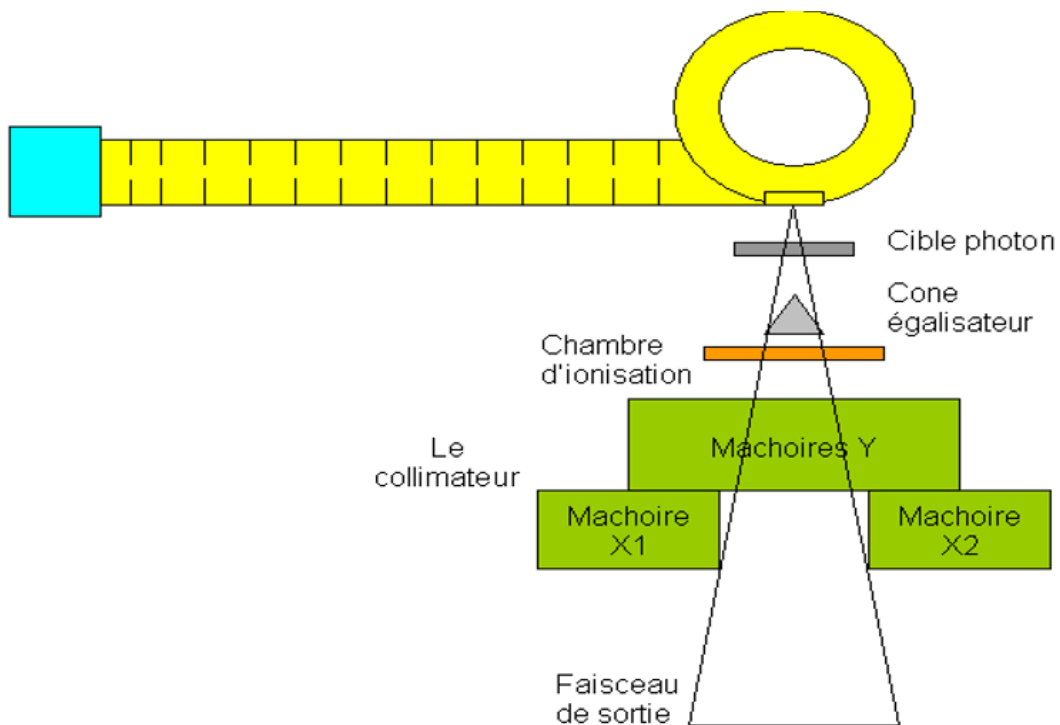


Figure (III-7) : Schéma simplifié le mode de photons X6 et X18 MV

IV. Modélisation de la tête d'accélérateur

a. Modélisation de la cible et la porte cible

Ils sont simulés par deux cylindres de diamètres 5.5mm et de hauteur respectives 3 et 4.5mm. La cible est composée de tungstène ($Z=74$) de densité 19.4g/cm^3 alors que le support est composé de cuivre ($Z=29$) de densité 8.96g/cm^3 .

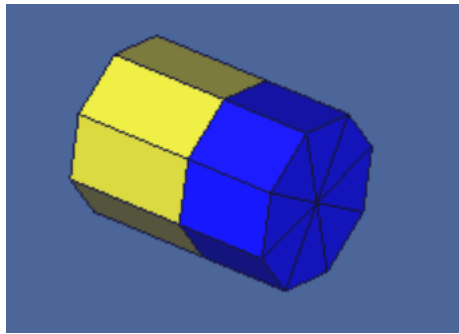


Figure (III-8) : géométrie de la cible et la porte cible.

b. Modélisation de collimateur primaire

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

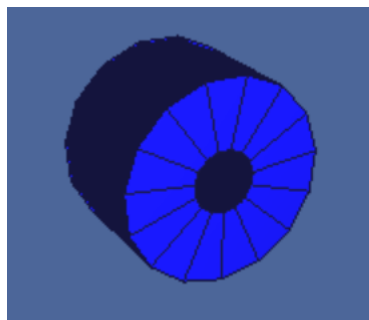


Figure (III-9) : géométrie de collimateur primaire.

c. Modélisation de cône égalisateur

Le cône égalisateur est placé à la sortie du collimateur primaire, nous avons modélisé par un cône d'ouverture angulaire d'environ 12.6° et de hauteur 2.4 cm. La base du cône est confondue avec le support de forme cylindrique, de hauteur 0.2 cm et de rayon 4.6 cm.

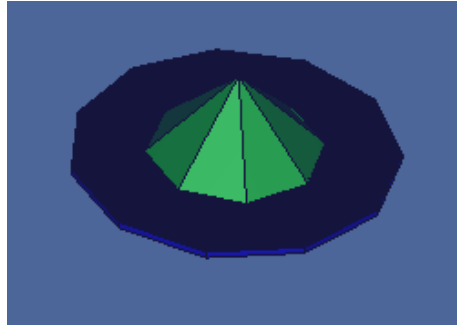


Figure (III-10) : géométrie cône égalisateur.

d. Modélisation des mâchoires

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

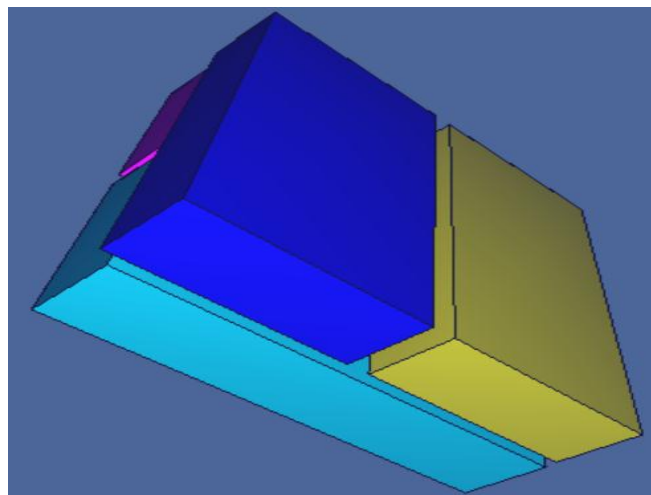


Figure (III-11) : géométrie des mâchoires.

V. Modélisation d'une tumeur à l'intérieur d'une tête humaine

1. La géométrie Snyder Head Phantom

Les efforts récents dans la normalisation de la dosimétrie physique ont utilisé un simple fantôme rectangulaire de l'eau. Alors qu'un fantôme rectangulaire de l'eau pourrait être utilisé pour tester les calculs de transport de Monte Carlo, un modèle plus réaliste, comme Snyder Head Phantom [52], avec ses surfaces courbes, sa composition hétérogène et ses matériaux biologiques appropriés, est un test plus robuste de logiciels de planification du traitement. Un fantôme de tête

ellipsoïdal basé sur le modèle Snyder est utilisé par le groupe Harvard-MIT pour la dosimétrie physique de deux faisceaux de neutrons au réacteur de recherche du MIT. [53] [54]

Cet exemple utilisera le pont analytique d'entrée Snyder Head Phantom inclus disponible sur le site Web du MCNP. Ce fantôme est composé de trois ellipsoïdes et une sphère comprenant la tumeur au centre des ellipsoïdes concentriques. Les équations utilisées pour créer les cartes de surface pour ces ellipsoïdes sont indiqués ci-dessous

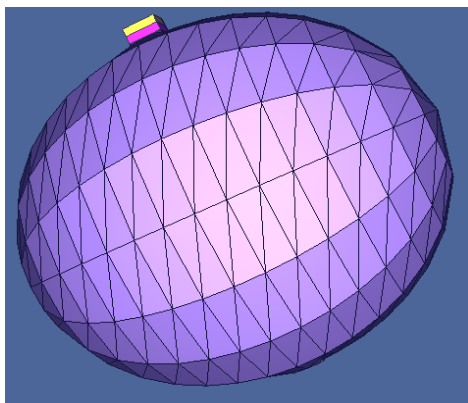
La géométrie (figure III-12) est décrite par 3 ellipsoïdes d'équations :

$$\text{Cerveau} : \left(\frac{x}{6}\right)^2 + \left(\frac{y}{9}\right)^2 + \left(\frac{[z-1]}{6.5}\right)^2 = 1$$

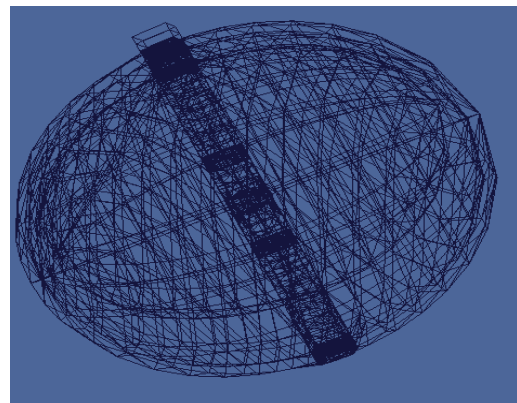
$$\text{Os} : \left(\frac{x}{6.8}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.8}\right)^2 + \left(\frac{z}{8.3}\right)^2 = 1$$

$$\text{Peau} : \left(\frac{x}{7.3}\right)^2 + \left(\frac{y}{10.3}\right)^2 + \left(\frac{z}{8.8}\right)^2 = 1$$

La tumeur est modélisée par une forme sphérique de rayon $r = 1.5\text{cm}$, et elle est placée au centre de Snyder Head Phantom.



a.



b.

Figure (III-12) : Deux modes de la représentation pour la géométrie de la tête humaine.

2. Composition des matériaux Snyder Head Phantom

Les trois régions différentes du Snyder Head Phantom modifié étaient composées de matériaux constituant le cerveau entier, le crane entier adulte et la peau adulte, tel que définis par ICRU 46 et répertoriés dans le tableau (III-4). Cependant, la variation entre les individus existe.

Z	Elément	Air	ICRU 46 Squelette - Crane	ICRU 46 Cerveau Entier Adulte	ICRU 46 Peau adulte
ρ (g/cm ³)		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	0.1	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 (III-4) : Densité des matériaux et compositions en fraction massique.

La composition élémentaire de la tumeur est donnée dans le tableau (III-5) :

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 (III-5) : Composition élémentaire de la tumeur utilisée dans la simulation.

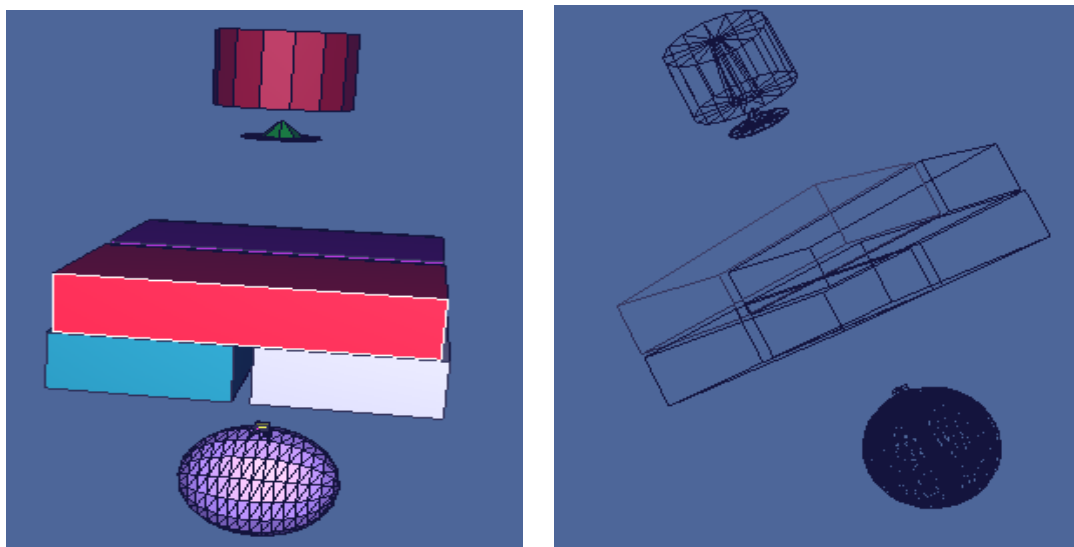
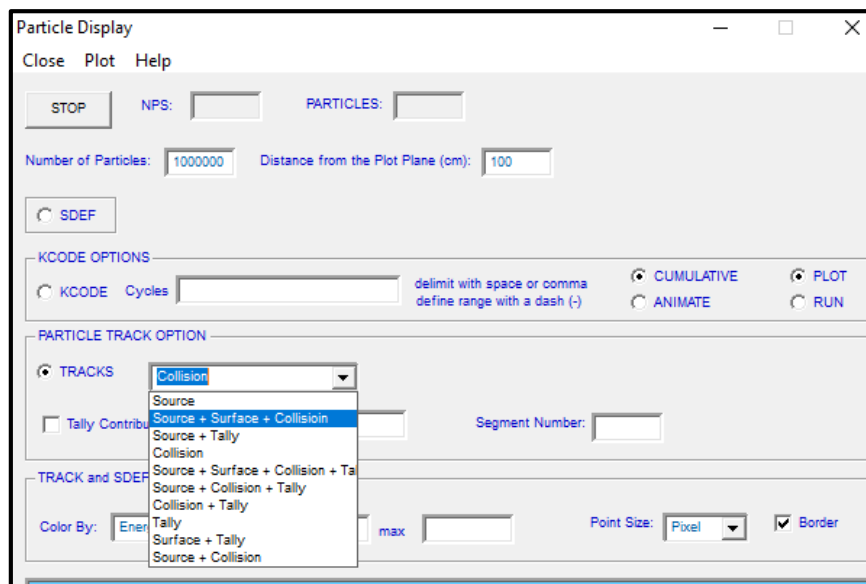
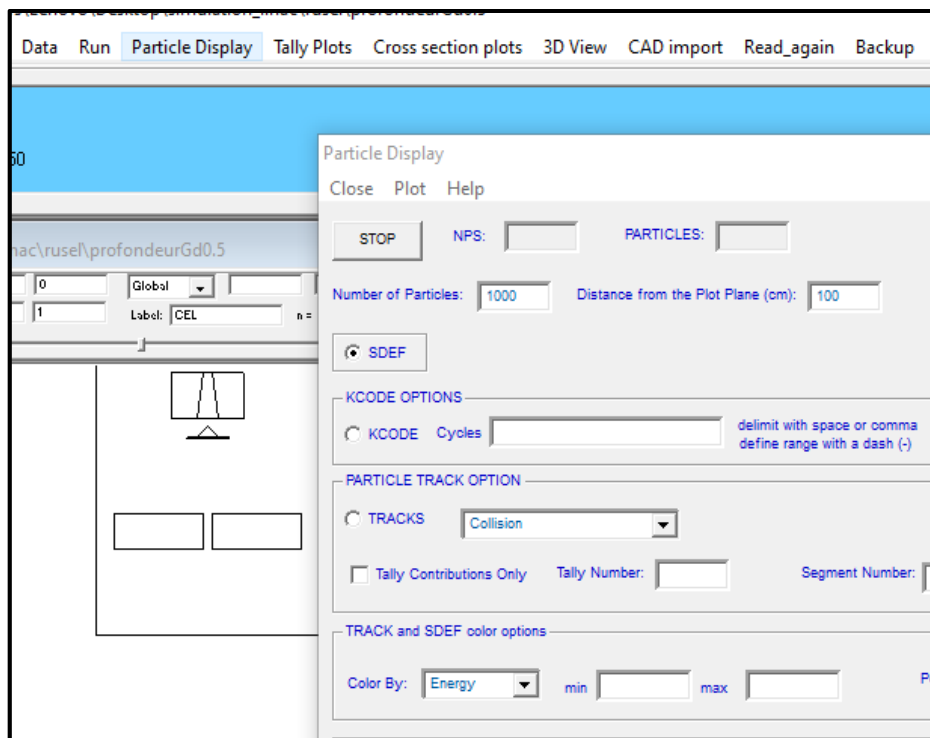
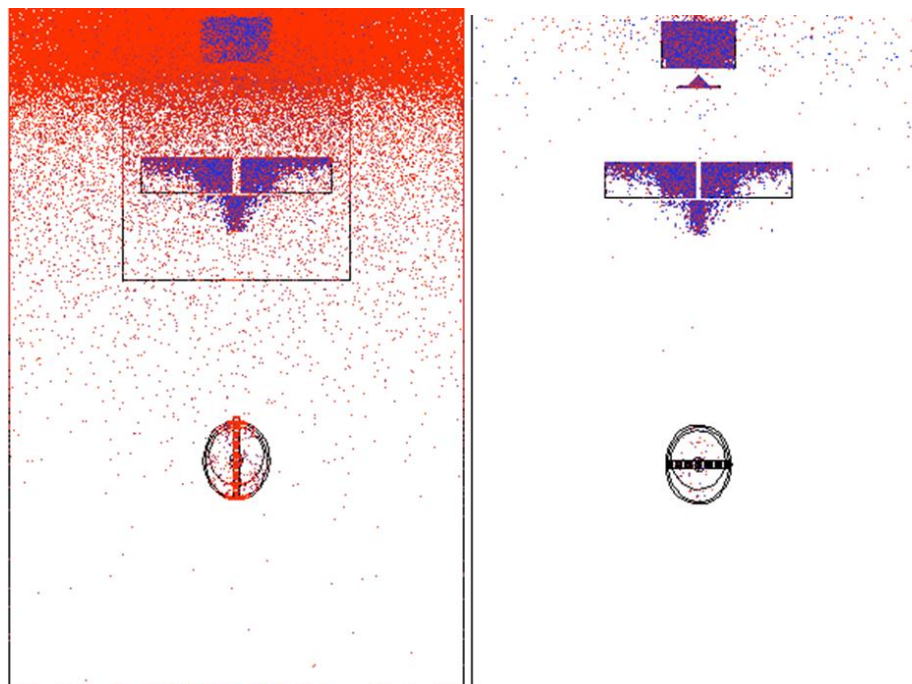


Figure (III-13) : La géométrie complexe (LINAC et Phantom Snyder Head) en 3D.

On peut afficher avec ce code aussi la distribution des particules de la source au Snyder Head Phantom pour avoir une idée sur l'irradiation de la tumeur ainsi que les tissus avoisinants. Pour cela on peut procéder comme suit :



Après cette étape, on obtient les figures suivantes :



a- source+surface+collision.

b- collision

Figure (III-14) : la distribution des particule en 2D par MCNP5.

La méthode Monte Carlo est une technique de calcul précise, elle est massivement utilisée dans la simulation du linac et dans plusieurs études dans la physique de radiothérapie pour le calcul dosimétrique et énergétique.

Dans ce travail de recherche, nous allons utiliser la méthode Monte Carlo représenté par le code MCNP pour une évaluation dosimétrique et énergétiques d'un faisceau à rayons X en stéréotaxie cérébrale.

Chapitre IV
Résultats et interprétations

Introduction

Le but principal de ce travail est d'étudier les effets des nanoparticules irradiées par des photons X afin d'augmenter la dose au niveau d'une tumeur cérébrale en préservant au mieux les tissus sains avoisinants dans la technique de stéréotaxie cérébrale. Nous discutons du photon incident provenant de la source puis de son absorption par des nanoparticules principalement de l'Or, du Gadolinium et de l'Argent.

Le code de simulation MCNP version 5, basé sur les méthodes Monte-Carlo, a été utilisé pour évaluer la distribution de dose dans un « Snyder Head Phantom » avec une tumeur cérébrale voxélisée suivant l'axe Z et X.

Les caractéristiques des nanoparticules utilisées en stéréotaxie

Une nanoparticule est un assemblage de quelques centaines à quelques milliers d'atomes formant un objet dont au moins une dimension est comprise entre 1 et 100 nm. Cette définition exclut donc les objets dont la plus petite dimension est comprise entre 100 et 1000 nm. Ces particules, bien que de taille nanométrique, étant désignées comme des micrométriques. A titre de comparaison avec les structures organiques naturelles, les nanoparticules se situent principalement dans la gamme de taille correspondant aux protéines (Figure IV-1). [52]

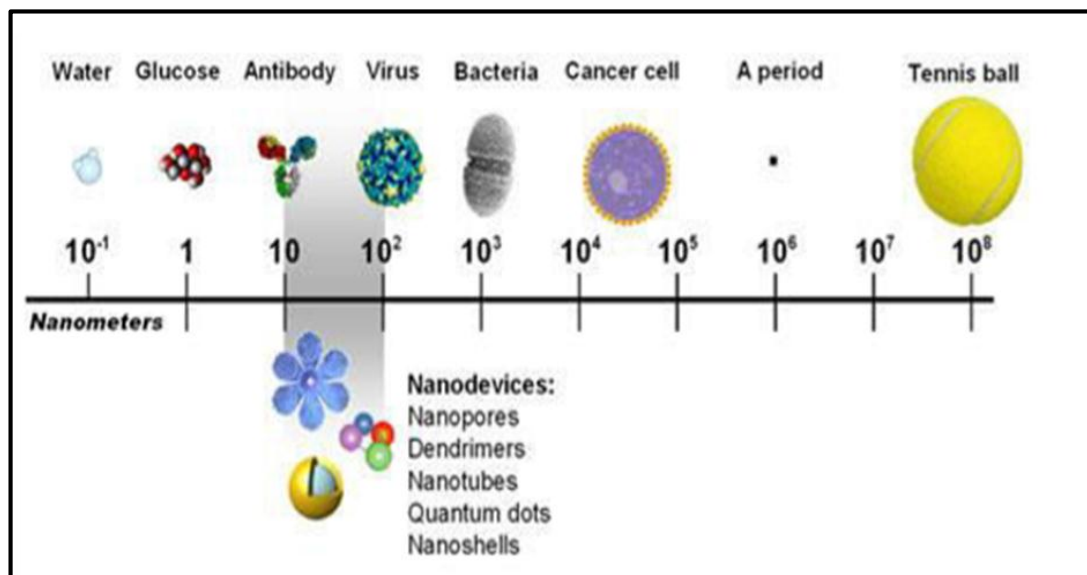


Figure (IV-1) : Comparaison de l'ordre de grandeur des nanoparticules et des constituants biologiques.

Les caractéristiques des nanoparticules utilisées dans ce travail sont regroupées dans le tableau ci-dessous :

Elément	Gd	Or	Ag
Z	64	79	47
ρ (g/cm ³)	7.90040	19.3200	10.5000

Tableau (IV-1) : Les caractéristiques nanoparticules métalliques utilisées.

En premier temps, nous avons procédé au calcul du rendement de dose en profondeur en fonction des énergies des photons X incidents pour les différents nanoparticules (Or, Gadolinium et Argent), en variant la quantité de ces derniers.

Deuxièmement, nous avons présenté la variation des profils de dose en fonction des caractéristiques des nanoparticules exploitées.

I. Le rendement de dose en profondeur

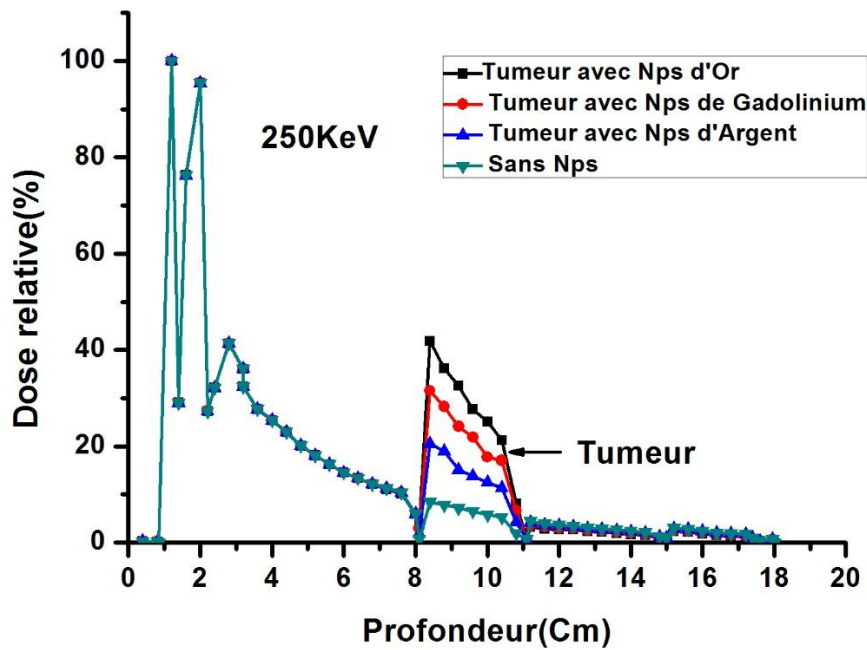
Le rendement en profondeur de la dose ou le PDD est la distribution de la dose sur l'axe central du faisceau (l'axe Z). Dans la présente étude, nous avons étudié la variation du PDD en fonction d'une taille de champ constante ($2 \times 2 \text{ cm}^2$), et une distance source-surface (SSD=100) constante également.

Le PDD est un paramètre recommandé par l'AIEA pour évaluer la qualité du faisceau produit utilisé dans le traitement radiothérapeutique du cancer.

1. Effet des nanoparticules métalliques dans la tumeur

Pour étudier l'effet de présence des nanoparticules dans la tumeur, nous avons simulé le rendement en profondeur de dose en absence et en présence de ces nanoparticules. Les résultats obtenus sont présentés sur la figure (IV-2).

Arrivant à ce stade de l'étude, nous avons considéré que la source d'émission des photons dans l'espace est ponctuelle isotrope. Elle a été placée à une distance de 100 cm du centre de la tumeur.



Figure(IV-2) :Rendement de dose en profondeur dans Snyder Head Phantom à la concentration 500mg/ml.

Des résultats ressortis de ce graphe, nous observons la présence de quatre pics en fonction de la profondeur du « Snyder Head Phantom » qui représentent les différents tissus dans la tête :

Le premier, le deuxième et le troisième pic représentent les doses absorbées dans les trois premiers tissus en fonction de la profondeur fantôme de la tête. La différence dans la hauteur des pics reflète la différence de densité dans les différents tissus (Peau, Os, Cerveau) (Tableau III-4). Cette différence représente également la profondeur traversée par des photons X.

Le quatrième pic, représente l'augmentation de la dose relative dans la tumeur (représentée par un sphère de diamètre $R=1.5$ cm) qui varie en fonction de différentes nanoparticules (Or, Argent et Gadolinium) injectées avec la même concentration. Une nette différence a été observé dans les résultats obtenus suite à l'utilisation avec ou sans nanoparticules, en se référant au principe du stéréotaxie cérébrale à la base des nanoparticules lourdes.

La dose relative absorbée dans la tumeur en présence des nanoparticules d'Or est la plus élevée, par rapport à celle obtenue avec le Gadolinium ou avec l'Argent.

Interprétation :

Lorsqu'un faisceau des photons X pénètre dans une tumeur dans laquelle se trouve des nanoparticules (Z élevée), les photons X interagissent directement avec ces dernières. Les matériaux constituant ces nanoparticules présentent une probabilité d'absorption plus grande que les atomes légers constituant les cellules cancéreuses.

Nous avons également constaté une différence dans la dose relative dans la tumeur en modifiant les nanoparticules utilisées. Cette augmentation de dose relative est due à l'effet photoélectrique prédominant pour des atomes de numéro atomique élevée et pour des photons de basses énergies, mais pas pour les hautes énergies. Celui là est le résultat de l'augmentation des sections efficaces photoélectrique comme le montre le Tableau (IV-2) qui regroupe les différentes sections efficaces des éléments exploités dans ce travail.

	$\sigma_{ph}(barn)$		
	Or	Gadolinium	Argent
160 keV	609	288	261
200 keV	300	143	96.5
250 keV	121	62.7	52.8

Tableau (IV-2) : Les sections efficaces de l'effet photoélectrique.

Pour l'énergie des photons de 250 keV, la section efficace (en barn) de l'effet photonélectrique des nanoparticules utilisées est :

$$\sigma_{Or} = 121 > \sigma_{Gadolinium} = 62.7 > \sigma_{Argent} = 52.8$$

Les problématiques rencontrées sont :

- L'augmentation de la dose dépend de la concentration des nanoparticules, qui doit être toujours minimale et de qualité de faisceau, donc des paramètre de l'accélérateur.
- Forte absorption des photons dans l'os, qui va diminuer le l'absorption du faisceau atteignant la tumeur.

2. Effet de l'énergie des photons dans la tumeur

Nous avons simulé l'irradiation du fantôme à différentes énergies, avec une concentration d'Or, Gadolinuim et Argent fixée.

La figure (IV-3) représente le rendement de dose en profondeur dans la tumeur avec des énergies de 160 keV, 200 keV et 250 keV.

La tumeur (sphère de $R=1.5$ cm) est localisée au centre de « Snyder Head Phantom ».

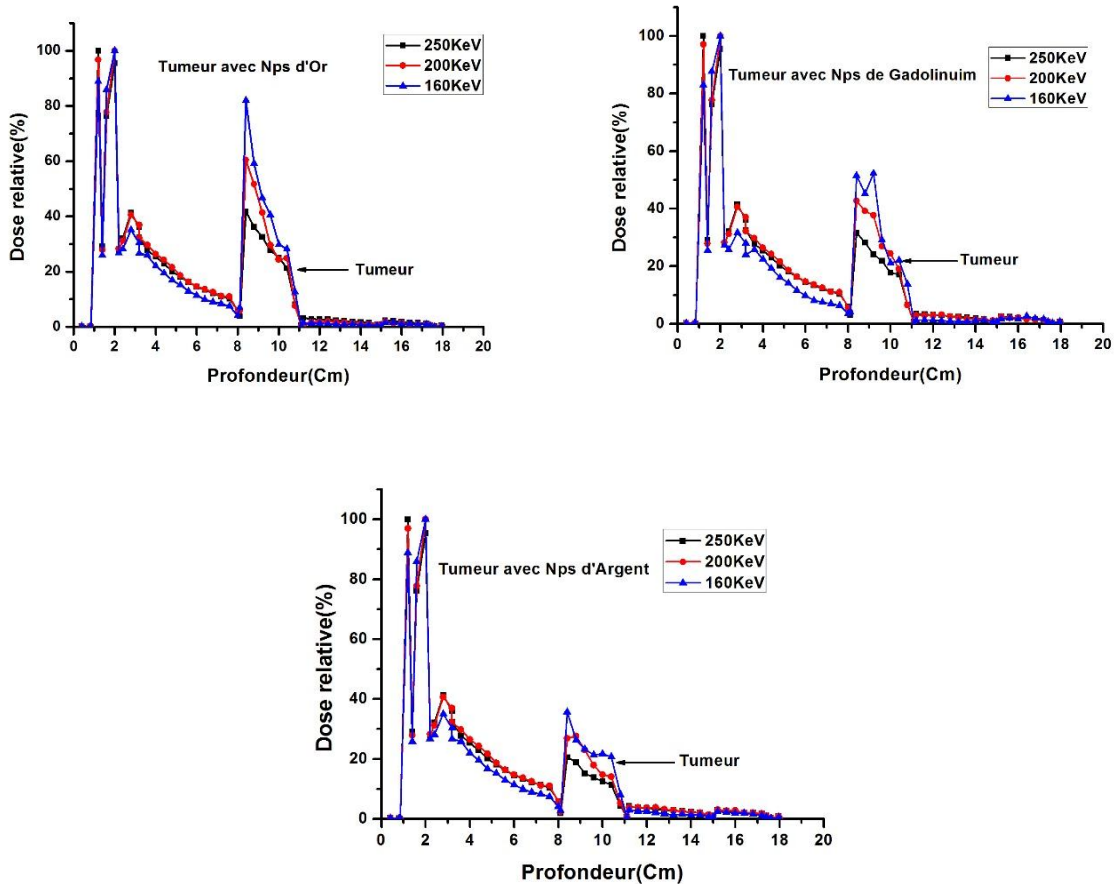


Figure (IV-3) : Le rendement de dose en profondeur pour différentes énergies à la même concentration 500mg/ml.

Pour les trois courbes, la dose maximale est obtenue pour l'énergie de 160 keV, qu'est la plus basse des énergies utilisées dans le cas des trois nanoparticules (Or, gadolinium ou Argent). Il est alors ressorti que l'effet photoélectrique est prédominant dans le cas des basses énergies pour les matériaux lourds.

A titre de comparaison entre le rapport dose/matériau, nous avons observé que l'Or est le meilleur matériau utilisé avec une énergie d'irradiation de 160 keV. Cela est maintenu après avoir remarqué que la dose dans les tissus sains (peau, os et cerveau) est inférieure à celle déposée par les photons à 200 keV et 250 keV, tandis-que la dose est plus élevée dans la région de la tumeur. La dose obtenue en cas d'utilisation de l'Or est plus importante que celle obtenue en cas d'utilisation du Gadolinium et l'Argent.

3. L'effet de la concentration des nanoparticules dans la tumeur

Nous avons simulé les PDDs pour différentes concentrations (20 mg/ml, 30 mg/ml et 50 mg/ml) à 160 keV en présence de l'Or.

Les résultats sont illustrés dans la figure (IV-4).

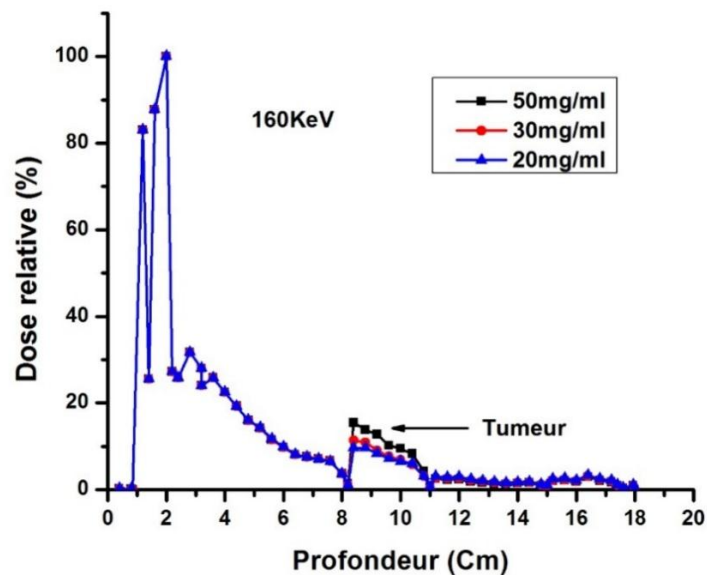


Figure (IV-4) : Le rendement de dose en profondeur à différentes concentrations de l'Or.

D'après les résultats présentés dans la figure en dessus, nous avons remarqué que la dose déposée dans la tumeur augmente avec l'augmentation de la concentration des nanoparticules d'Or. La concentration peut être limitée par les conditions biologiques.

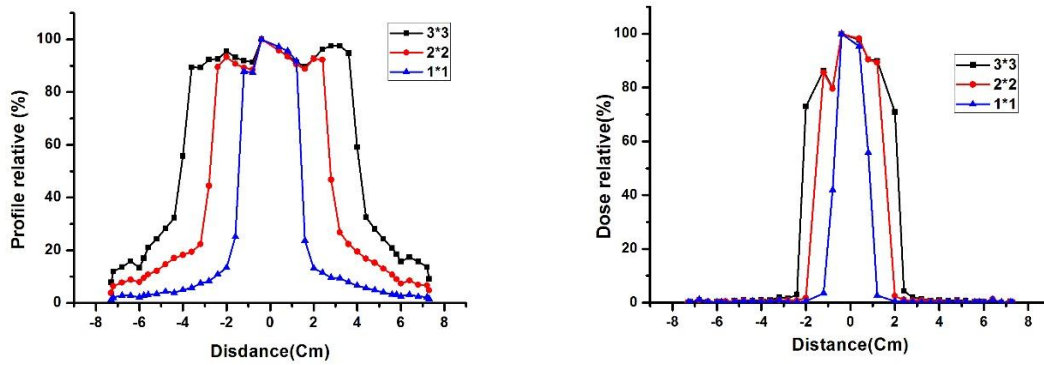
Pour déposer le maximum de dose dans la tumeur, la technique souvent utilisée est le fractionnement (irradiation spatiale) géométrique, en utilisant plusieurs faisceaux à plusieurs angles. La dose sera par la suite multipliée dans la tumeur, alors que les tissus sains seront protégés.

II. Le profil latérale de dose

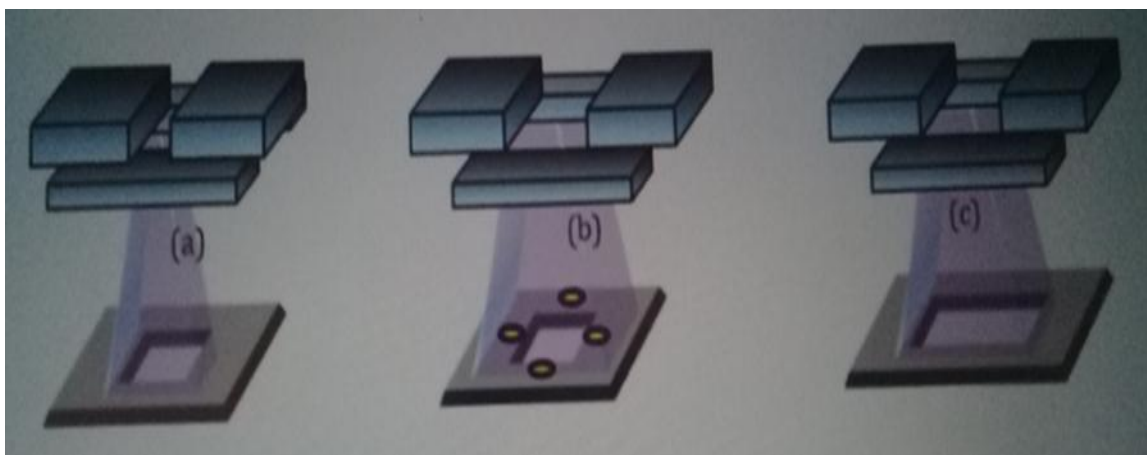
Le profil de la dose ou la dose latérale est la distribution de la dose sur les axes latéraux ou perpendiculaires sur l'axe central du faisceau.

❖ L'effet des mâchoires sur Snyder Head Phantom

Nous avons étudiés la variation de la taille de champs $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ et $1 \times 1 \text{ cm}^2$ à partir des mâchoires X et Y, en réglant la distance entre ces mâchoires et la cible. Les résultats d'irradiation sont présentés ci-dessous (Figure (IV-5)).



Figure(IV-5) : Profil de dose latérale (l'axe X) par différent taille de champs à la même profondeur (à la centre de Snyder head phantom).



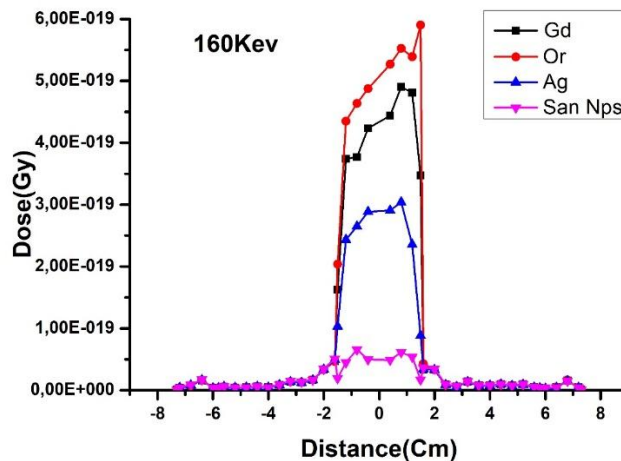
Figure(IV-6) : Un schéma montrant la variation de la surface irradiée.

Nous avons remarqué la modification de la distance entre la cible et les machoires (X et Y), ce qui provoque la diffusion des photons.

Les profils de la dose s'élargissent avec la profondeur dans le fantôme. Cet élargissement est dû à la divergence du faisceau de photons avec la profondeur. Nous avons constaté aussi que les profils de la dose à des profondeurs faibles sont plus aplatis par rapport aux profils de la dose à de grandes profondeurs, souvent dû aux effets du cône égalisateur.

❖ **Profil de dose à la présence des nanoparticules dans la tumeur**

Pour l'étude du profil de la dose en présence de nanoparticules dans la tumeur, nous avons procédé à l'étude de la variation de la dose relative en présence et en absence de particules pour une taille de champ (1.5×1.5 cm²) et SSD constante, en vue d'une comparaison ultérieure. Les résultats sont représentés sur la figure (IV-7)



Figure(IV-7) : Profil de la dose horizontale à la même profondeur (centre de Snyder Head Phantom) pour plusieurs nanoparticules à 160 keV.

L'augmentation de la dose dans la région de la tumeur en fonction des Nps utilisées montre un profil de dose en forme de plateau dans cette région. Nos constatations les plus remarquables pour ce modèle, c'est qu'il nécessite encore des améliorations plus poussées pour avoir un profil plus homogène. Nous proposons alors, à titre d'exemple de travailler encore en modifiant les paramètres de l'accélérateur comme le cône égalisateur.

Conclusion

Les nanoparticules métalliques ont également fait l'objet d'études pour le traitement de tumeurs intracérébrales.

Dans ce travail, nous avons effectué une simulation de Monte-Carlo basée sur le code MCNP5. Pour cela, nous avons utilisé un faisceau externe de rayons X irradiant une tumeur cérébrale de la tête humaine dans les conditions stéréotaxiques. Nous avons également étudié l'effet de l'insertion de nanoparticules métalliques dans cette tumeur afin d'améliorer cette thérapie. Nous pouvons conclure que les nanomatériaux d'Or, Gadolinium et Argent présentent les mêmes avantages, leur insertion dans la tumeur entraîne une augmentation de la dose absorbée. L'Or et le Gadolinium sont les plus appropriés pour une radiothérapie par photons X. L'Or est le meilleur matériau pour l'augmentation de dose, Les photons de basse énergie à l'utilisation des nanoparticules c'est le meilleur pour la protection des tissus sains.

Nous proposons alors d'utiliser des énergies inférieures en raison de diminuer la dose déposée dans l'os et le cerveau.

Conclusion générale

Conclusion générale

La stéréotaxie est une technique de radiothérapie externe (RTE) de haute précision permettant de traiter des volumes cibles de petites dimensions à l'aide d'une multitude de mini-faisceaux convergents avec précision millimétrique. « Stéréo » signifie en trois dimensions 3D et « taxique » signifie explorer. La radiothérapie stéréotaxique est donc basée sur des techniques propres à la neurochirurgie qui permettent de repérer en 3D les lésions à traiter, dans le but d'améliorer la précision du traitement et d'épargner le plus possible les tissus sains environnants. Les traitements stéréotaxiques délivrent des fortes doses. Ce type de traitement peut être utilisé pour traiter des tumeurs maligne ou bénignes.

le but de ce travail est de montrer par simulation Monte-Carlo une évaluation dosimétrique de la radiotérapie stéréotaxique (RTS) par des photons X produits par un accélérateur de type LINAC en présence des nanoparticules. Cette simulation est réalisée par le code MCNP5 pour obtenir la distribution de dose dans un modèle de fantôme de tête Snyder simplifié avec une tumeur cérébrale située au centre en présence d'un élément lourd (Gadolinium, Or et Argent) .

La présence des nanoparticules au niveau de la tumeur permet d'augmenter la dose par absorption photoélectrique, en utilisant des photons X de faible énergie où cet effet est prédominant.

En utilisant notre modèle avec des irradiations par un faisceau monoénergétique de 160 keV, 200 keV et 250 keV, nous avons pu calculer les rendements en profondeur et les profils de dose en présence et en absence des nanoparticules. Les résultats obtenus montrent une augmentation considérable de dose en présence des nanoparticules. Cette augmentation varie en fonction de la concentration des nanoparticules qui doit être élevée dans la tumeur et faible dans les tissus sains.

Bibliographie

BIBLIOGRAPHIE

- [1] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY "Radiation oncology physics : a handbook for teachers and students", ISBN 92-0-107304-6 (Vienna, 2005).
- [2] Mathias Vautrin, thèse de doctorat, Planification de traitement en radiothérapie stéréotaxique par rayonnement synchrotron, L'université de Grenoble, 26 septembre 2011.
- [3] Belbachir Ahmed Hafid, cour exercices mestre, Interaction rayonnement-matière, université des sciences et de la technologie, 9 / 2010.
- [4] <http://mon.ftp.a.moi.chez-alice.fr/Ecole/LSM3/Microscope/Micro1.pdf>
- [5] <http://biochimej.univ-angers.fr/Page2/COURS/5RayonIONISANT/Cours2/1Cours2.htm>
- [6] Abdallah Lyoussi, détection de rayonnements et instrumentation nucléaire, EDP Sciences, 2010.
- [7] Julien Bonin-Robert Atlani, Rayonnements ionisants principe physiques à la médecine nucléaire, Editions Robert Atlani, 2011.
- [8] LIU, Y.L., ET AL., Synthesis, stability, and cellular internalization of gold nanoparticles containing mixed peptide-poly (ethylene glycol) monolayers. Analytical Chemistry, 2007. 79(6) : p. 2221-2229.
- [9] Sara Biella. 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. Physique des Hautes Energies - Expérience [hep-ex]. Université Toulouse 3 Paul Sabatier, 2016. Français. tel-01383148.
- [10] Ounoughi Nabil, Polycopie de cours matière : Instrumentation – université Mohamed Seddik Ben Yahia Jijel (2014/2015).
- [11] Alexandra-Iulia Potop. Imagerie par rayons X résolue en énergie : Méthodes de décomposition en base de matériaux adaptées à des détecteurs spectrométriques. Imagerie médicale. INSA de Lyon, 2014. Français. NNT : 2014ISAL0096. tel-01211091
- [12] DAHI el hadj MEHERCHI Lamia, MÉMOIRE, Système double calcul dosimétrique, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2010-2011.

- [13] Talal Abdul Hadi, thèse de doctorat, La mesure et la modélisation des faisceaux de photons de petite taille pour l'IMRT et la Radiochirurgie, Université Toulouse III Paul Sabatier (UT3 Paul Sabatier), le mercredi 24/05/2017.
- [14] E.B. Podgorsak Chapter 2 dosimetric principles, quantities and units, Radiation Oncology Physics : A Handbook for Teachers and Students, July 2005, ISBN 92-0-107304-6.
- [15] E. Bonfand, Foos et J.N. Rimbart, Manuel de radioactivité, Hermann, 2009.
- [16] Benlakhdar Fatiha, thèse de doctorat, Etude de l'effet des nanomatériaux sur l'absorption Des rayonnements dans un tissu biologique, Université des Sciences et Technologies d'Oran Mohamed Boudiaf, 20/02/2018 à 14h00.
- [17] BOUHADDOU, A. (2015). Les tumeurs cérébrales. Thèse de doctorat en médecine. Université Abou Bekr Belkaid, 60P.
- [18] Chang BK, Timmerman RD. Stereotactic Body Radiation Therapy : A Comprehensive Review. Am J Clin Oncol. Déc 2007 ;30(6) :637- 44.
- [19] AAPM Report n° 54 – Stereotactic Radiosurgery June 1995.
- [20] HAUTÉ AUTORITÉ DE SANTE, Irradiation intracrânienne en conditions stéréotaxiques : les méningiomes-Rapport d'évaluation : Tom I, Novembre 2011.
- [21] Caroline BOUDOU, Thèse soutenue, Dosimétrie pour la radiothérapie stéréotaxique en rayonnement synchrotron : calculs Monte-Carlo et gels radiosensibles, UNIVERSITÉ JOSEPH FOURIER – GRENOBLE 1, 22 septembre 2006.
- [22] Nicolas Garnier, thèse de doctorat, Simulation d'un accélérateur linéaire d'électrons l'aide du Monte-Carlo PENELPE : métrologie des traitements stéréotaxique par cônes et évaluation de l'algorithme eMC, Université COTE D'AZUR, 19 Décembre 2018.
- [23]. MUTIC Sasa. CT Simulation Process and Techniques .44th annual ASTRO meeting, course 206, 2002.
- [24] Benlakhdar Fatiha, thèse de doctorat, Etude de l'effet des nanomatériaux sur l'absorption des rayonnements dans un tissu biologique, Université des sciences et de la technologie d'Oran Mohamed Boudiaf, 22/02/2018 à 14 :00.

- [25] Mme Fanny MARSOLAT, thèse de doctorat, Développement d'un Dosimètre Diamant pour une Mesure de la Dose absorbée dans les Mini-Faisceaux utilisés en Radiothérapie Stéréotaxique, L'université Pierre et Marie Curie, 10 Janvier 2014.
- [26] SIMEON Sébastien. « modélisation et validation de la version 7.4F DU TPS (Treatment Planning System) PINNACLE », UNIVERSITE BLAISE PASCAL. 2006
- [27] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY "Radiation oncology physics : a handbook for teachers and students", ISBN 92-0-107304-6 (Vienna, 2005).
- [28] FAIZ MOHAMED. KHAN. "Physics of Radiation Therapy". Edition : Williams &
- [29] DAHI el hadj, MEHERCHI Lamia, Système de double calcul dosimétrique, mémoire, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2010-2011.
- [30] Ming Chao Yang, Optimisation des plans de traitement en radiothérapie grâce aux dernières techniques de calcul de dose rapide. Médecine nucléaire, Université Paris Sud - Paris XI, 2014. Français. NNT : 2014PA112034. tel-01011223.
- [31] JALADE P. (2005). Mesures et modélisation des effets radiobiologiques des ions légers Sur des cellules tumorales humaines : Application à l'hadronthérapie. Thèse de doctorat : Physique Nucléaire Théorique. Université Claude Bernard - Lyon I, 248P.
- [32] Jean-Noël BADEL. « Contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation Monte Carlo de l'image de dose portale transmise ». L'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon. 2009
- [33] « Myriam COULIBALY & Boris GEYNET, évolution technologique en radiothérapie externe », université de technologie compiègne, Année 2000 – 2001
- [34] PETITGUILLAUME, A. (2014). Dosimétrie Monte Carlo personnalisée pour la Planification et l'évaluation des traitements de radiothérapie interne : développement et Application à la radiothérapie interne sélective (SIRT). Thèse De Doctorat : Physique. Université Paris-Sud, 282P.
- [35] Dr David AZRIA, Pr Jean-Bernard DUBOIS, Item 141 Radiothérapie, Notions radiobiologiques ; Principaux effets secondaires, Faculté de Médecine Montpellier-Nîmes, Année Universitaire 2006-2007.

- [36] Yann PERROT, Évaluation de la dose déposée par des faisceaux d'électrons en radiothérapie dans des fantômes voxélisés en utilisant la plateforme de simulation Monte Carlo GATE fondée sur GEANT4 dans un environnement de grille, thèse, UNIVERSITÉ BLAISE PASCAL, publiquement le 08 décembre 2011.
- [37] Ming Chao Yang, Optimisation des plans de traitement en radiothérapie grâce aux dernières techniques de calcul de dose rapide. Médecine nucléaire, Université Paris Sud - Paris XI, 2014. Français. NNT : 2014PA112034. tel-01011223
- [38] Robin Garcia, Thèse de doctorat, Validations dosimétriques des conditions cliniques des radiothérapies thoraciques, L'université de Toulouse III-Paul Sabatier, 21 Septembre 2009.
- [39] KAWRAKOW I. ET ROGERS D.W.O., 'The EGSnrc code system : Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport', NRCC Report PIRS-701, Novembre 2003.
- [40] Jockeyne Mazurier, adaptation du code de Monte Carlo penelope pour la métrologie de la dose absorbée : caractérisation des faisceaux de photons X de haute énergie et calcul de facteurs de correction de dosimètres de référence, Thèse, l'université Paul Sabatier de Toulouse en vue de l'obtention du doctorat en physique radiologique et Médicale, 28 Mai 1999.
- [41] Azli Tarek, Thèse de Magister, Calcul de l'énergie déposée des particules chargées dans la matière, Université Ferhat Abbas–SETIF, Novembre 2010.
- [42] X5 Monte Carlo Team. MCNP - A general Monte Carlo Ntransport particle code, version 5. Los Alamos National Laboratory, LA-UR-03-1987, 2003.
- [43] D. B. Pelowitz. MCNPX user's manual, version 2.6.0. Los Alamos National Laboratory, LA-CP-07-1473, 2007.
- [44] Bencheikh Mohamed, Simulation Monte Carlo d'un accélérateur linéaire pour l'optimisation de la dosimétrie en radiothérapie, THESE de DOCTORAT, Université Sidi Mohammed Ben Abdellah, 04 /11/ 2017.
- [45] Yobba Ould SALEM, Thèse de Doctorat, Etude expérimentale et modélisation Monte Carlo des grandeurs opérationnelles en métrologie des rayonnements ionisants : application à la dosimétrie neutrons radiophotoluminescence, l'Université de Strasbourg, Le 09 Septembre 2014.

- [46] Estelle COURAGEOT, Thèse de Doctorat, Reconstitution dosimétrique physique d'accident radiologique par simulations numériques à l'aide d'outils associant un modèle anthropomorphe à un code de calcul Monte Carlo, Université Paris-Sud 11.
- [47] Marie-Laure Nenot. DIANE, un code de simulation de l'interaction des neutrons avec la matière vivante. Applications aux faibles doses de neutrons rapides sur des cellules tumorales humaines. Biophysique [physics.bio-ph]. Université Blaise Pascal - Clermont-Ferrand II, 2003. Français. <tel-00003719>
- [48]. Jean-Noël BADEL. « Contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation Monte Carlo de l'image de dose portale transmise ». L'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon. 2009
- [49]. SIMEON Sébastien. « MODELISATION ET VALIDATION DE LA VERSION 7.4F DU TPS (Treatment Planning System) PINNACLE », UNIVERSITE BLAISE PASCAL. 2006
- [50] Cheick Oumar THIAM, Simulation Monte Carlo de l'accélérateur linéaire clinique SL-ELEKTA Etude dosimétrique dans un fantôme d'eau, Université Blaise Pascal – IN2P3-CNRS Juin 2003
- [51] FRANCOLON, N. (2015). Elaboration et caractérisation de nanoparticules luminescentes par upconversion pour l'imagerie médicale. Thèse de doctorat : Chimie, sciences des matériaux. Université Blaise Pascal-Clermont Ferrand, 199P.
- [52] W.S Snyder, M.R. Ford, G.G. Warner, and H.L. Fisher Jr., "Estimates for absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom," J. Nucl. Med., Suppl. 3, (Pamphlet 5), 47 (1969).
- [53] R.D. Rogus, O.K. Harling, and J.C. Yanch, "Mixed field dosimetry of epithermal neutron beams for boron neutron capture therapy at the MITR-II research reactor," Med Phys, 21, (10), 1611-25 (1994).
- [54] O.K. Harling, K.A Roberts, D.J. Moulin, and R.D. Rogus, "Head phantoms for neutron capture therapy," Med Phys, 22, (5), 579-83 (1995).

Résumé

La radiothérapie stéréotaxique est une technique de haute précision, en utilisant un ensemble des faisceaux convergents de très petites dimensions (« micro ou mini faisceaux ») permettant le traitement des volumes tumoraux de très petites tailles avec une très grande précision, suivie d'une irradiation par rayons X à faible énergie. On utilise les nanoparticules des métaux lourds tels que le gadolinium ou l'or dans une tumeur cérébrale, permettant d'augmenter l'efficacité thérapeutique de la technique. L'objectif principal de cette étude est d'évaluer la distribution de dose dans une tumeur cérébrale.

Les mots clés : radiothérapie stéréotaxique, faisceau photon, Linac, dose, tumeur.

Abstract

Stereotactic radiotherapy is a high-precision technique, using a set of very small converging beams ("micro or mini beams") allowing the treatment of very small tumor volumes with very high accuracy, followed by low-energy X-ray irradiation. Nanoparticles of heavy metals such as gadolinium or gold are used in a brain tumour to increase the therapeutic effectiveness of the technique. The main objective of this study is to evaluate dose distribution in a brain tumor.

Key word: stereotactic radiotherapy, photon beam, Linac, dose, tumeur.

ملخص

العلاج الإشعاعي المجسم هو تقنية عالية الدقة، وذلك باستخدام مجموعة من الحزم المتقاربة الصغيرة جداً ("الحزم الصغرى أو الصغيرة") مما يسمح بمعالجة كميات صغيرة جداً من الأورام بدقة عالية جداً، تليها الأشعة السينية منخفضة الطاقة. وتستخدم الجسيمات النانوية من المعادن الثقيلة مثل gadolinium أو الذهب في ورم في الدماغ لزيادة الفعالية العلاجية لهذه التقنية. الهدف الرئيسي من هذه الدراسة هو تقييم توزيع الجرعة في ورم في الدماغ.

الكلمات المفتاحية: العلاج الإشعاعي، الشعاع الفوتوني، المعجل الخطي، الجرعة، الورم.