



*Radiothérapie et accélérateur
médical*

Introduction

La radiothérapie consiste à exposer une partie précise du corps à des radiations, on utilise pour cela des radiations ionisantes : rayons X et électron produits par les accélérateurs de particules. Ces derniers sont des instruments qui utilisent des champs électriques ou magnétiques pour amener des particules chargées électriquement à des vitesses élevées. En d'autres termes, ils communiquent de l'énergie aux particules. On en distingue deux grandes catégories : les accélérateurs linéaires et les accélérateurs circulaires [9]. Dans les accélérateurs linéaires, les particules accélérées se déplacent selon une trajectoire rectiligne et dans les accélérateurs circulaires, la trajectoire des particules accélérées est circulaire [9].

I. Notion de radiothérapie

La radiothérapie est une technique médicale qui utilise les rayonnements ionisants pour détruire les cellules de tumeurs cancéreuses tout en épargnant les tissus sains. Elle est née avec la découverte des rayons X par W.K Röntgen en 1895. Son objectif est de délivrer de la manière la plus précise possible la dose de rayonnement prescrite au volume de la tumeur. Les appareils de radiothérapie moderne sont les accélérateurs linéaires de particules. Les faisceaux des appareils de radiothérapie les plus couramment employés dans les centres de radio-oncologie sont composés des photons et d'électrons de haute énergie [16]. La radiothérapie peut être utilisée seule ou en association avec la chirurgie et la chimiothérapie. Il est lié au type de tumeur, à son emplacement, à son stade et l'état général du patient.

II. Rayonnements utilisés en radiothérapie

II.1. Les électrons

Les électrons sont des particules directement ionisantes, ils présentent de très fortes probabilités d'interaction avec les tissus et ont un faible parcours. Le dépôt de dose est assez homogène sur tout leur parcours, ils peuvent donc s'avérer très efficaces dans le traitement de tumeurs superficielles [16].

II.2. Les photons

Les photons sont des rayonnements indirectement ionisant. Dans les accélérateurs linéaires, ils sont produits par interactions des électrons avec la cible généralement constituée de tungstène. Les photons sont utilisés en radiothérapie pour traiter des tumeurs plus profondes que celles traitées par des électrons.

II.3. Les protons

Les caractéristiques physiques des protons leur donnent un avantage spécifique par rapport aux photons. Lorsqu'ils pénètrent dans les tissus, les protons déposent une grande partie de leur énergie à une profondeur donnée, aux niveaux du pic de Bragg. La profondeur du pic de Bragg dans les tissus dépend de l'énergie et peut donc être ajustée en fonction de la profondeur de la tumeur à irradier. Ce qui protège totalement les structures saines qui se trouvent derrière la tumeur [17].

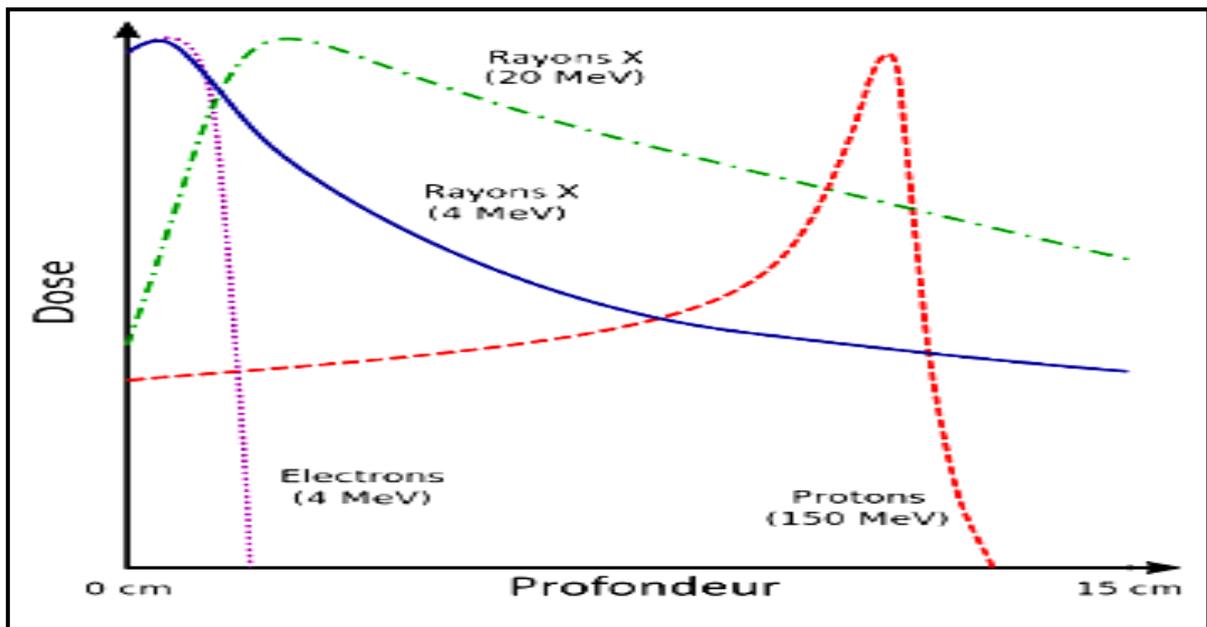


Figure (II.1) : Forme des rendements en profondeur pour des faisceaux de rayons X, protons et électrons [18].

III. Types de radiothérapie

Le choix de l'appareil, du type de rayons et d'énergie dépend du type de la tumeur, on distingue deux principaux types d'irradiations : radiothérapie externe et interne.

III.1. Radiothérapie externe

La radiothérapie externe est une méthode de traitement anticancéreuse utilisant des radiations ionisantes issues d'une source placée à l'extérieur du patient. C'est de loin le mode de traitement le plus fréquemment utilisé. En fonction de la tumeur à traiter, de sa localisation, de sa taille, de son stade, de l'état général du patient des symptômes associés, elle peut être curative, palliative ou symptomatique [19]. Et on utilise la planification des traitements en radiothérapie externe pour déterminer le nombre, l'orientation, le type et les caractéristiques des faisceaux

d'irradiation utilisés pour délivrer la dose de rayonnement ionisant prescrite à un patient suivant le type, la taille et le stade de la tumeur. L'accélérateur linéaire est l'appareil le plus employé aujourd'hui.

III.2. Radiothérapie interne

Cette technique consiste à mettre directement en contact des sources radioactives avec la tumeur. Cette technique permet de délivrer une dose très élevée directement au contact de la tumeur, tout en limitant l'irradiation des tissus sains [22]. Les techniques de radiothérapie interne varient en fonction de la nature et de la localisation de la tumeur.

IV. Description générale d'accélérateur médical

C'est une machine dédiée à produire des électrons accélérés et des rayons X de haute énergie pour le traitement en radiothérapie. Les tumeurs cancéreuses sont exposées soit à des électrons accélérés soit à des photons de haute énergie produits par la cible. Les accélérateurs médicaux sont des accélérateurs linéaires constitués d'un canon à électrons et d'un électro-aimant. L'interposition d'une cible en tungstène génère des photons X. La figure (II.2) illustre de façon générale la structure d'un accélérateur médicale.

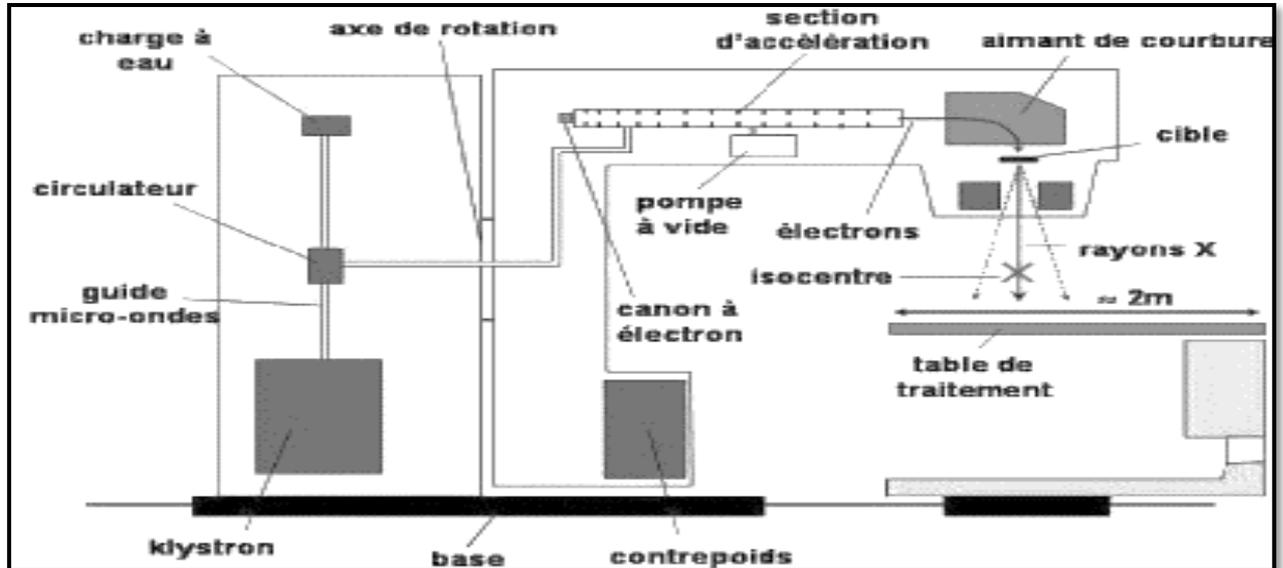


Figure (II.2) : Synoptique d'un accélérateur médical [13].

Les deux parties principales de l'accélérateur médical sont : une section accélératrice pour l'accélération des électrons qui viennent 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 en

radiothérapie. C'est la tête de l'accélérateur qui nous intéresse dans la simulation et nous allons la décrire dans ce qui suit.

V. La tête de l'accélérateur

La tête de l'accélérateur où la tête de traitement est l'élément le plus important de l'accélérateur. Il est responsable de la production du faisceau clinique. Les composantes essentielles de la tête de l'accélérateur sont montrées dans la figure (II.3).

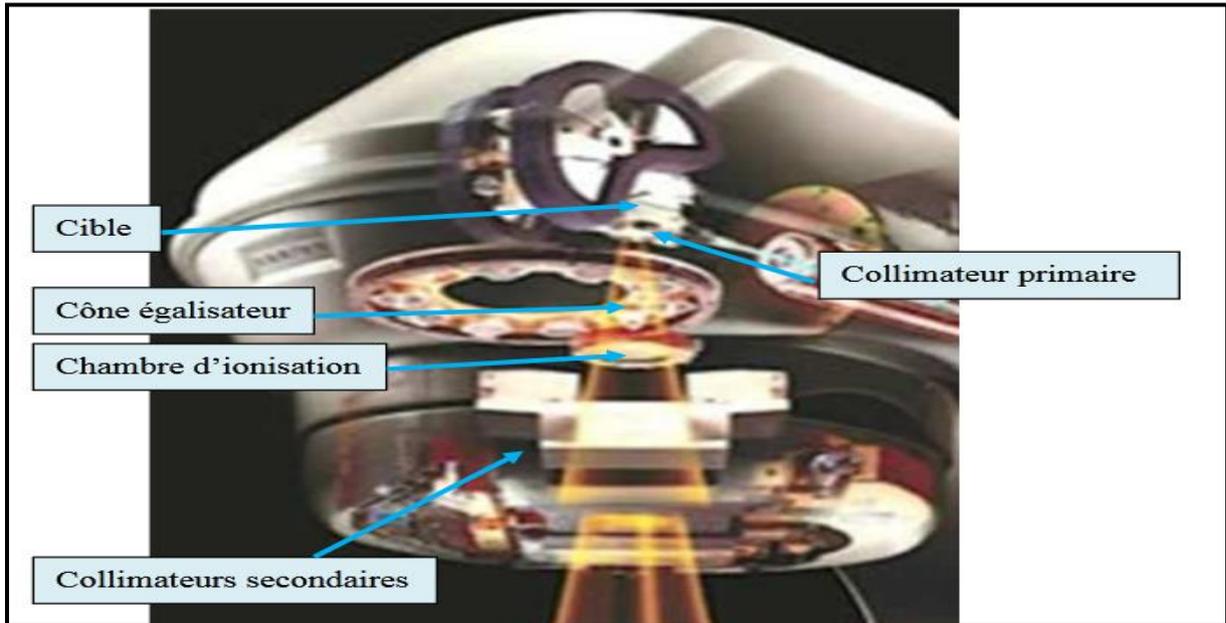


Figure (II.3) : La tête de l'accélérateur médical [14].

V.1. La cible

La cible est constituée d'une plaque de tungstène de quelques millimètres d'épaisseur et d'une plaque de cuivre, le tungstène permet la production de photons principalement par rayonnement de freinage alors que le cuivre est utilisé pour stopper les rayons X de basse énergie inutile au traitement, car trop peu pénétrants, et pour dissiper rapidement la chaleur.

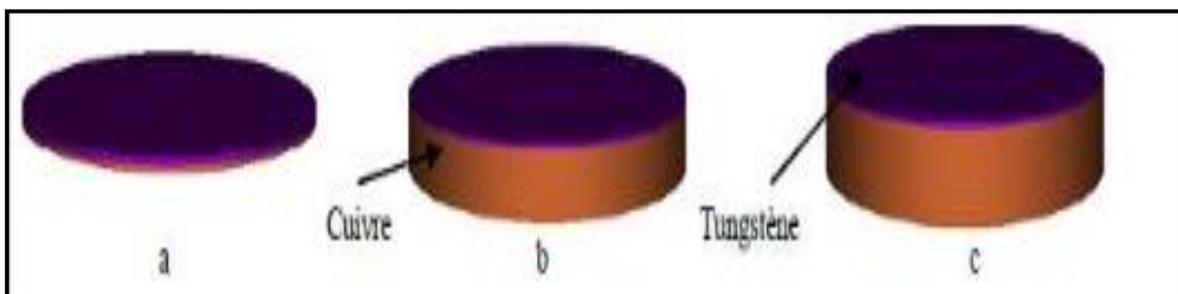


Figure (II.4) : Cibles de différentes épaisseurs [35].

V.2. Le collimateur primaire

Le collimateur primaire est situé directement après la cible de production de photons, il limite les photons afin qu'ils soient dirigés vers le patient. Le collimateur primaire est généralement de forme conique, il est constitué généralement de matériau de numéro atomique Z élevé (composé d'un bloc en tungstène de quelques centimètres de hauteur).

Le collimateur fait partie de la famille de modificateurs du faisceau, la modification est portée sur la forme géométrique pour atteindre la direction privilégiée et alors le patient va recevoir une dose bien focalisée et bien localisée [14].

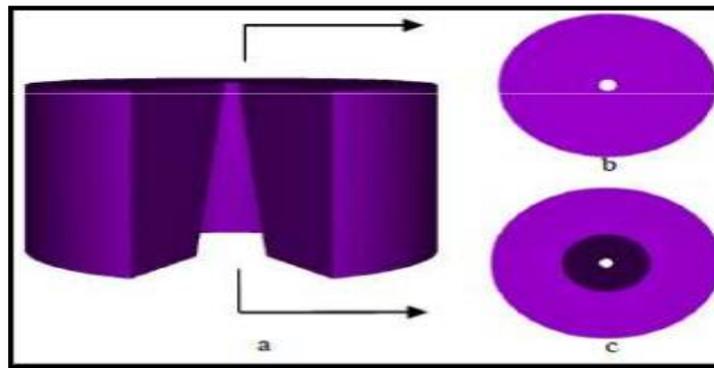


Figure (II.5) : Collimateur primaire [35].

V.3. Cône égalisateur

Le cône égalisateur est situé directement après le collimateur primaire de forme conique. Le cône égalisateur peut être en acier, en tungstène ou en cuivre, il est uniquement présent dans la tête de l'accélérateur pour qu'il soit utilisé en mode photon afin d'homogénéiser le faisceau.

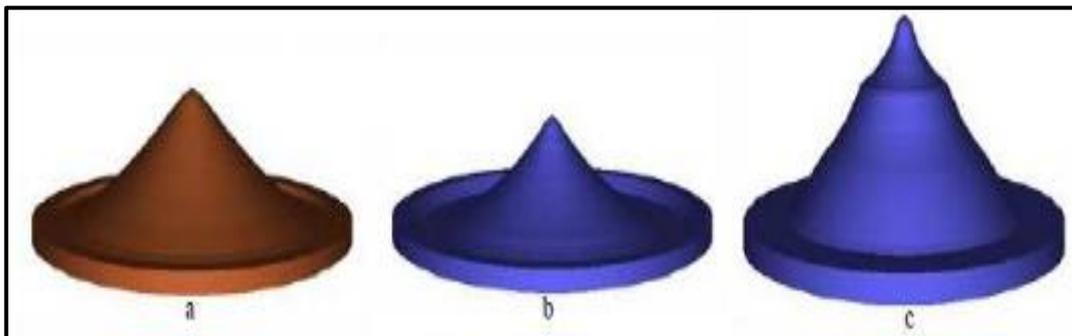


Figure (II .6) : Représentation en trois dimensions d'un Cône [35].

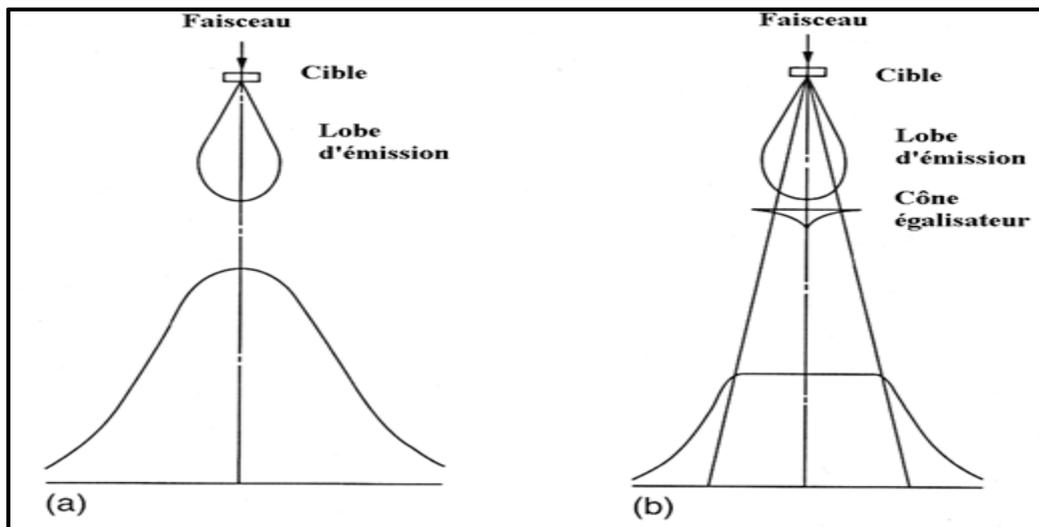


Figure (II.7) : Le rôle du cône égalisateur [20].

V.4.Collimateur multi-lames

Ce type de collimateur est essentiel pour donner des traitements en radiothérapie conformationnelle. Il consiste en 40 à 60 paires de lames en tungstène ou en plomb disposées en deux rangés opposés soit un total de 80 à 120 lames. Les lames peuvent être déplacées individuellement afin de moduler la forme du champ d'irradiation pour permettre de s'adapter à la forme de la tumeur, il y a deux fonctions [15] :

- Délimiter un faisceau d'irradiation de forme complexe
- Moduler l'intensité du faisceau pendant le traitement

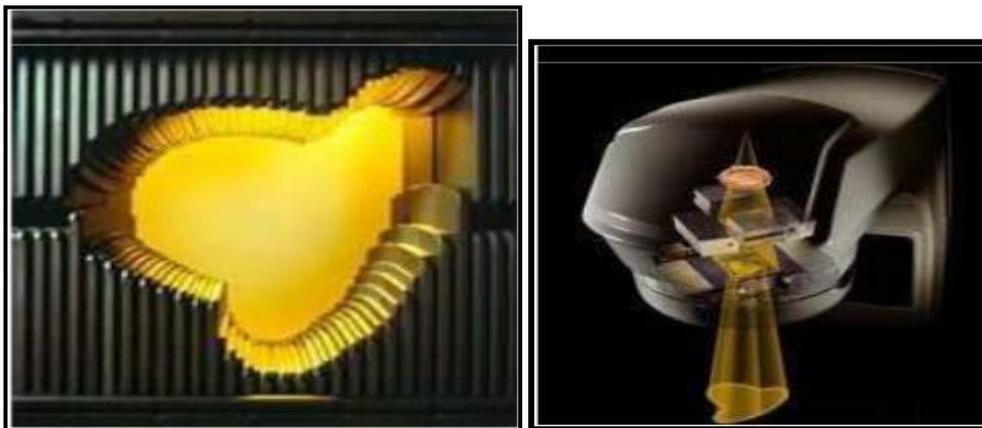


Figure (II.8) : Collimateur multi-lames avec le contour de la cible à traiter [15].

V.5. Les mâchoires X/Y

Le système des mâchoires X/Y permet de définir la taille de champ d'irradiation rectangulaire. Ces mâchoires sont formées généralement de matériau de numéro atomique Z élevé (comme le tungstène) pour les fuites de rayonnement, ils sont composés de quatre blocs placés de façon orthogonale. Les grandeurs ou les dimensions de champ d'irradiation sont déterminées par les mâchoires et permet de définir des tailles de champ d'irradiation jusqu'à $40 \times 40 \text{ cm}^2$ à 100 cm de la cible [15].

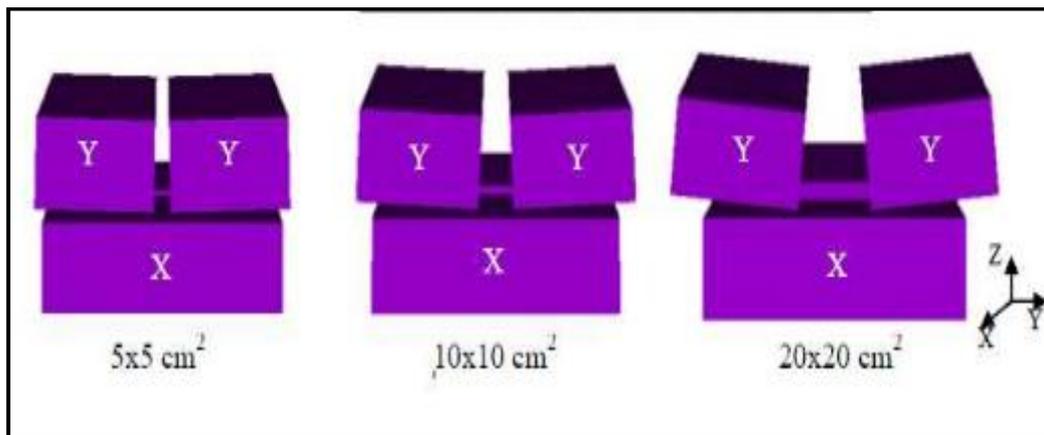


Figure (II.9) : Représentation 3D des mâchoires X/Y dans le cas de 3 tailles de champ à l'iso centré [15].

VI. Mode de fonctionnement de la tête d'irradiation

La tête d'irradiation de traitement de l'accélérateur fonctionne suivant deux modes : le mode photons et le mode électrons.

VI.1. Le mode électron

Le faisceau à la sortie de la chambre de déviation magnétique est déjà constitué par des particules d'intérêt. Sur la trajectoire de faisceau ne trouve pas la cible et l'absorbeur. Les constituants majeurs dans la modification du faisceau sont des couches minces qualifiées de feuilles de diffusion.

Le rôle principal de cette partie est de diffuser le faisceau quasi mono-incident en sortie de la déviation magnétique. Afin d'obtenir un faisceau d'électrons de haute qualité pour la thérapie du cancer.

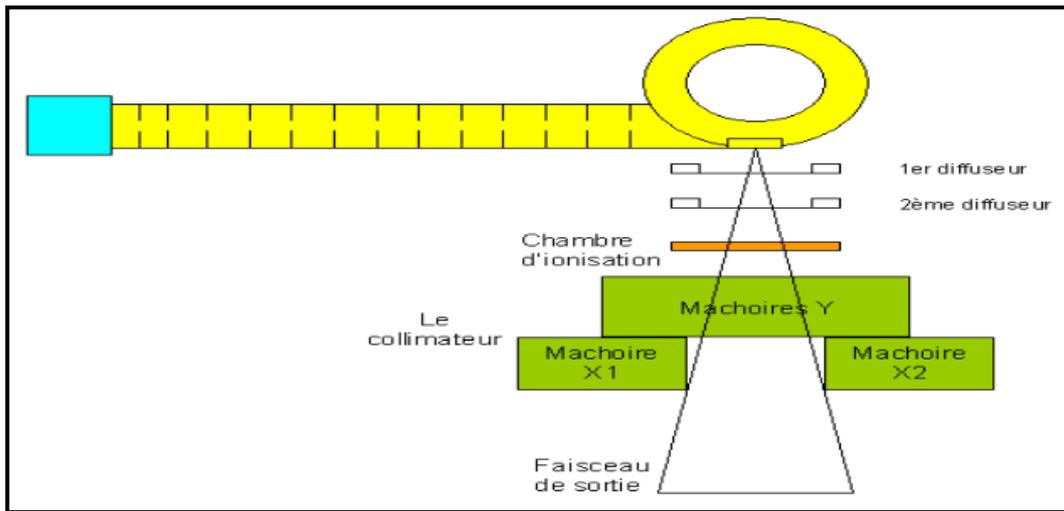


Figure (II.10) : Schéma simplifié en mode électrons [8].

VI.2. Le mode photons

Pour ce mode, l'accélérateur linéaire possède une cible généralement de tungstène. Le faisceau de photon est produit lorsque le faisceau d'électrons interagissant avec la cible.

Lorsque le faisceau sort de la cible il pénètre directement dans le collimateur primaire. Ce dernier va confiner le faisceau, c'est lui qui définit le champ maximum d'irradiation par son ouverture supérieure et sa forme en cône [34].

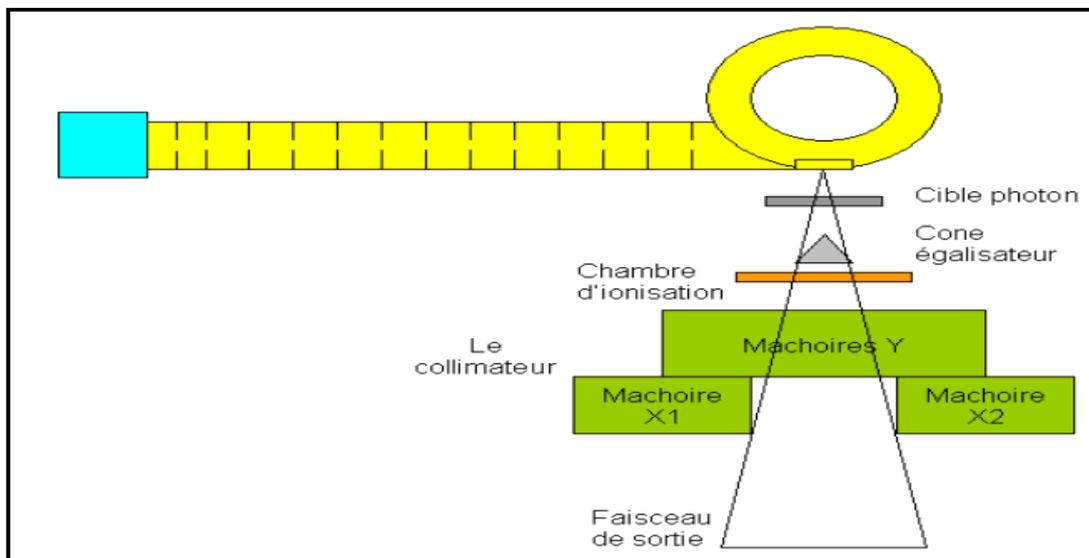


Figure (II.11) : Schéma simplifié en mode photons [8].

La figure (II.12) représente la différence entre les deux modes de fonctionnement d'un accélérateur. Le mode photon (A) et le mode électron (B).

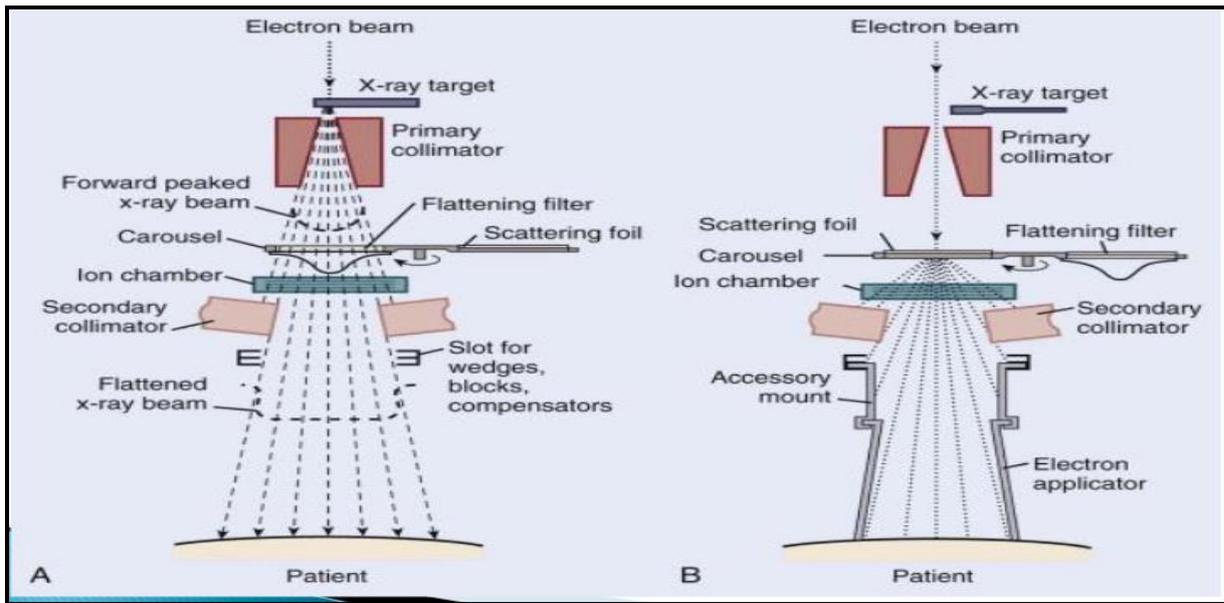


Figure (II.12) : Schéma simplifié montrant les deux modes de fonctionnement d'un accélérateur [20].

VII. Le fantôme d'eau (milieu de référence)

L'eau est recommandée dans l'AIEA comme milieu de référence pour la mesure de la dose absorbée pour les deux faisceaux photons et électrons. Donc on peut définir le milieu de référence qui est un fantôme de matériau pouvant absorber et diffuser les rayonnements ionisants de la même façon que le tissu biologique. Le fantôme doit avoir des densités électroniques et volumiques qui se rapprochent à celles des tissus. Cependant, ce sont les fantômes d'eau qui ont ces particularités (les tissus biologiques sont constitués de plus de 80% d'eau) et sont les plus fréquemment utilisés. Une autre raison du choix de l'eau comme matériau fantôme est qu'elle est universellement disponible avec des propriétés de rayonnements reproductibles [20].



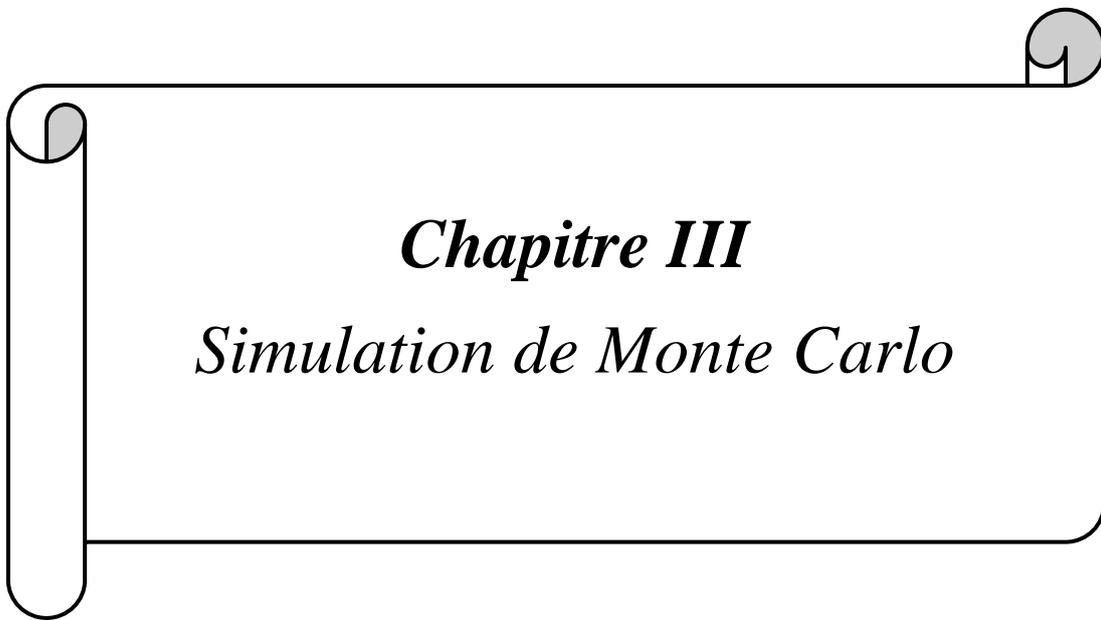
Figure (II.13) : Fantôme d'eau MP3-P [21].

Le fantôme MP3-P a la caractéristique suivant [21] :

- ✓ Réservoir d'eau 3D de haute précision.
- ✓ Taille et plage de déplacement optimisé pour le faisceau horizontal.
- ✓ Ouverture d'entrée étroite pour une précision optimale.

Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons rappelé quelques notions de radiothérapie. La dernière partie de ce chapitre explique la structure de l'accélérateur linéaire et les modes de fonctionnement (mode photon et mode électrons). Dans le chapitre suivant, nous parlerons de la simulation et le code PENELOPE que nous utilisons.



Introduction

La première partie de ce chapitre présente les aspects généraux des méthodes de simulation Monte-Carlo. Dans la seconde partie, on présente la description du code PENELOPE utilisé au cours de ce travail et l'intérêt de l'utilisation de PENELOPE pour notre étude. La méthode Monte-Carlo est une technique qui permet de calculer une valeur numérique à partir des techniques basées sur la génération de nombres aléatoires.

Elle est massivement utilisée dans la simulation du LINAC et dans plusieurs études dans la physique de radiothérapie pour le calcul dosimétrique et énergétique [24].

De manière générale, on appelle une méthode de Monte-Carlo une technique visant à calculer une quantité déterministe par le biais d'un procédé aléatoire.

Le but de la méthode est de trouver une solution statistique proche de la solution exacte d'un problème.

I. L'histoire

Le nom de Monte-Carlo se rapporte aux jeux de hasard des casinos. Les codes fondés sur cette méthode sont très utilisés dans la prédiction des phénomènes stochastiques en finance (calculs de risque), mathématiques (estimation d'aires) et physique (solution numérique de l'équation de transport de Boltzmann) [25].

La première expérience historique fameuse de calcul stochastique utilisation connue des méthodes Monte-Carlo date du 18 siècle, plus précisément de l'année 1777, date à laquelle le comte de Buffon estima la valeur de π à l'aide d'expériences répétées. Le développement majeur de cette technique, initié par Stanislaw Ulam sur la bombe atomique et John Von Neumann à la fin de la seconde guerre mondiale dans le cadre du projet Manhattan.

II. Le principe de la méthode Monte-Carlo

Le principe fondamental de la méthode Monte-Carlo consiste à estimer le résultat moyen d'une quantité d'intérêt, engendrée par une série d'événements de nature stochastique. Dans la physique du transport de particules (photons, électrons...), la méthode Monte-Carlo décrit l'histoire de chaque particule, pénétrant dans milieu par une trajectoire unique résultante d'une série d'interaction [26], le choix de chaque interaction est le résultat d'un processus aléatoire qui peut être décrit par une fonction de densité de probabilité [12], afin d'obtenir l'énergie moyenne

absorbée par le milieu et par conséquent la détermination de la dose délivrée à ce milieu. La figure (III.1) résume de façon générale le principe fondamental de méthode Monte- Carlo.

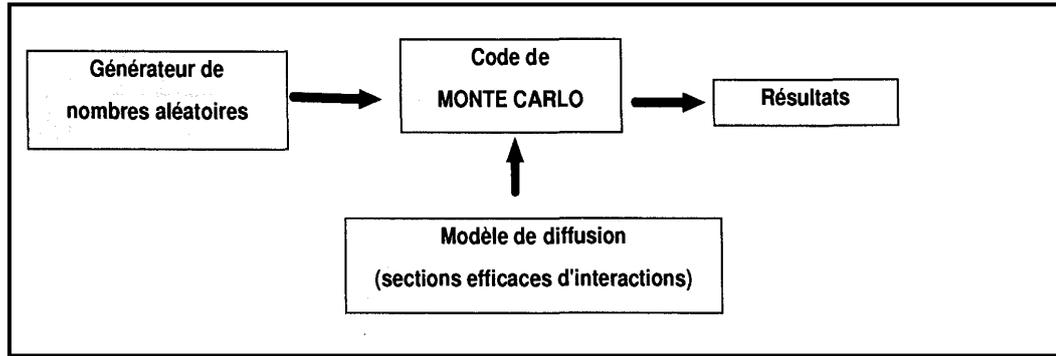


Figure (III.1) : Schéma de principe des méthodes de Monte-Carlo [27].

III. Les incertitudes

L'incertitude est un paramètre associé au résultat qui caractérise la dispersion des valeurs numériques qui peuvent être raisonnablement attribuées ou mesurables.

Les résultats issus de calculs par Monte-Carlo sont également soumis à des incertitudes statistiques [27].

III.1. Les incertitudes statistiques

Elles concernent toutes les techniques d'évaluation basées sur un procédé statistique (déviation aléatoire) prenant en compte la disparition observée lors de la répétition du procédé de mesure (analyse de variance, étude et de reproductibilité) [28]. L'incertitude statistique est estimée par l'écart-type associé à la valeur moyenne par exemple :

La valeur moyenne (\bar{D}) de la dose absorbée est donnée par la relation suivant :

$$\bar{D} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N d_i \quad (\text{III.1})$$

Où N est le nombre d'histoires simulées et d_i est la dose absorbée au cours de l'histoire, donc l'écart-type est définie par [18] :

$$\sigma_D = \sqrt{\frac{1}{N} \left[\frac{1}{N} \sum_{i=0}^N (d_i^2 - \bar{D}^2) \right]} \quad (\text{III.2})$$

Dans le code Monte-Carlo PENELOPE l'évaluation des incertitudes est basée sur les expressions statistiques classiques.

III.2. Les incertitudes physiques

Elles concernent à contrario toute technique d'évaluation basée sur un procédé autre que statistique. Une telle évaluation s'appuie généralement sur un jugement porté à la suite d'une analyse utilisant toutes les informations disponibles [28].

Les incertitudes physiques sont liées à l'incertitude sur les sections efficaces.

IV. Efficacité d'une simulation Monte- Carlo

L'efficacité ε d'une simulation permet de comparer les performances de deux méthodes de simulation. L'efficacité est définie par la relation [27] :

$$\varepsilon = \frac{1}{\sigma^2 T} \quad (\text{III.3})$$

Où T représente la tempe de calcule σ^2 et la variance de l'estimation.

L'efficacité d'un code de Monte-Carlo dépend en grande partie de la qualité de son générateur de nombres aléatoires.

V. Simulation Monte- Carlo de l'interaction de photon

Le transport des photons a été réalisé par Hayward et Hebbel en 1954 en générant 67 histoires [27]. Le transport des particules se fait via leur énergie, le photon va ainsi être transporté en ligne droite sur une distance suivant la direction initiale de ce photon [18].

Le parcours d'une particule dans la matière est un phénomène naturel qui peut être comme une succession d'événements aléatoires qui constituent l'historique de la particule : trajectoire, déviation, perte d'énergie [26]. Le transport d'un photon dans un code Monte-Carlo se déroule en plusieurs étapes répétables [18].

VI- Codes basés sur la méthode de monte Carlo

Dans cette partie, on présente les principaux codes Monte Carlo les plus répandus et utilisés en physique médicale. Parmi eux, on a : EGS, MCNP, GEANT4 et PENELOPE.

VI.1. Le code EGS (Électron Gamma Shower)

Le code EGS, du National Research Council Canada, a été développé pour la physique des accélérateurs et permet une construction très facile de ce type de géométrie à l'aide du code BEAMnrc [29]. Il permet la modélisation de faisceaux d'électrons, de photons de basses et moyennes énergies ainsi que la dosimétrie 3D.

VI.2. Le code MCNP

Le code MCNP (Monte Carlo N-Particule) a été développé aux années 40 par le laboratoire national de Los Alamos. Ce code, probablement un des plus utilisés, simule le transport des particules (électrons, photons et neutrons) dans les réacteurs selon leur nature, énergie et dans des géométries des plus simples aux plus complexes [25]. Il permet d'estimer des grandeurs physiques telles que l'énergie déposée dans un volume quelconque, la fluence de particules et permet aussi de déterminer la dose.

VI.3. Le code GEANT4

Ce code a été développé au CERN (Conseil Européen de Recherche Nucléaire) pour une première diffusion en 2001. Initialement, ce code a été conçu pour la physique des hautes énergies. Son extension pour des applications médicales été possible.

VI.4. Le code PENELOPE

Le code PENELOPE est utilisé depuis de nombreuses années pour les applications de la physique médicale, en laboratoire de métrologie de référence Henri-Becquerel [31].

VII. Description du code PENELOPE

Le code PENELOPE (PENetration and Energy LOSS of Positrons and Electrons) a été développé en 1995 à l'université de Barcelone par F. Salvat, J. M. Fernandez-Varea et J. Sempau, initialement pour le transport des électrons et positrons [32]. Le transport de celles-ci est réalisé dans un système de matériaux prédéfinis relevant d'une géométrie complexe organisée en modules juxtaposés. Consistant en un certain nombre de régions homogènes (corps) limitées par des zones nettes (et passives) interfaces. Initialement, il a été conçu pour simuler la Pénétration et l'énergie de Positrons et électrons dans la matière ; les photons ont été introduits plus tard.

Les modèles d'interaction adoptés et les bases de données associées permettent de simuler le transport d'électrons / positons et de photons dans la gamme d'énergie de 1 eV à 100 GeV dans des matériaux simples de ($Z=1$ à $Z=92$) ainsi que dans des matériaux composites.

Les développements ont été faits en particulier pour améliorer les techniques de réduction de variance et de parallélisations du code permettant d'utiliser la puissance de réduction de variance.

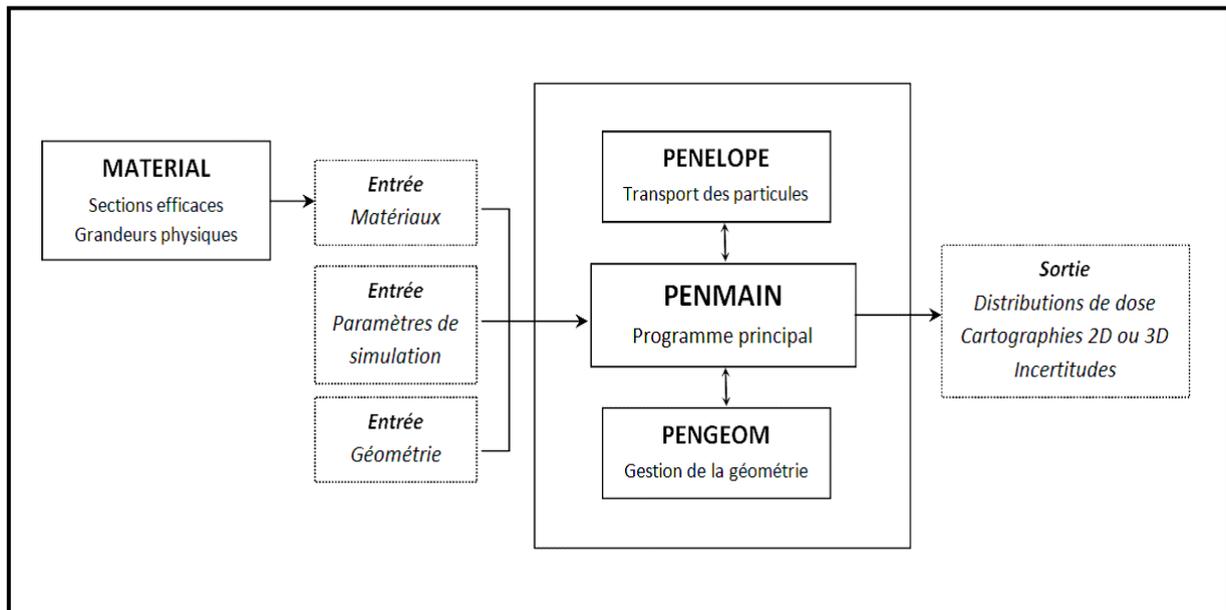


Figure (III.2) : Architecture simplifiée des programmes et des fichiers d'entrée de sortie du code PENELOPE [18].

VII.1. Les différents programmes dans PENELOPE

PENELOPE effectue toutes les opérations nécessaires à la simulation du transport des particules en appelant un ensemble de sous-programmes écrits en FORTRAN77. Chacune est dédiée à une tâche particulière visant à reproduire au global les phénomènes physiques des interactions [33]. Le programme PENELOPE gère la géométrie et le programme MATERIAL qui calcule les données relatives aux matériaux [30].

Le code PENELOPE est construit à partir d'un programme principal 'Penmain.f' faisant appel à deux parties principales [32] :

- 'Pengeom.f' dont les fonctions permettent la modélisation de géométries complexes ;
- 'Penelope.f' qui contient les algorithmes d'interactions des particules. Ces algorithmes utilisent des bases de données contenant les sections efficaces des interactions des photons, des électrons et des positrons.

Le programme principal PENMAIN effectue le contrôle de la géométrie ainsi que le contrôle des paramètres de suivi des particules (primaires et secondaires). Il réalise également le stockage des valeurs d'intérêt. Il est à noter que ce programme est accessible à l'utilisateur et autorise l'apport de modifications permettant de répondre à un problème donné [33].

VII.2. La géométrie dans PENELOPE

La configuration de la géométrie dans PENELOPE est réalisée à partir des équations réduites de surfaces élémentaires $F_r(x, y, z)$.

L'expression quadratique s'écrit :

$$F_r(x, y, z) = I_1x^2 + I_2y^2 + I_3z^2 + I_4z + I_5$$

Où I_i (avec $i=1,2,\dots$) sont les indices caractérisant l'équation réduite et leurs valeurs peuvent être de -1, 0 ou 1, selon les formes géométries voulues. La Figure (III.4) résume les indices des surfaces principales disponibles dans PENELOPE.

Pour des géométries faisant intervenir plusieurs surfaces, la délimitation des structures est effectuée à l'aide de plans chaque volume est associé à un milieu localisé à l'intérieur ou à l'extérieur, en utilisant les valeurs +1 ou -1, respectivement. L'assemblage de ces volumes par des unions ou/et des intersections permet de modéliser des objets de forme plus ou moins sophistiquée, tels que la tête d'un accélérateur [30].

Le programme principal s'appuie, successivement, sur trois fichiers d'entrée écrits par l'utilisateur et définissant la configuration de la simulation [31] :

- Un fichier géométrie ayant pour extension « . geo » contenant les définitions géométriques de la configuration. La géométrie du système est définie par le matériau et les surfaces comme :

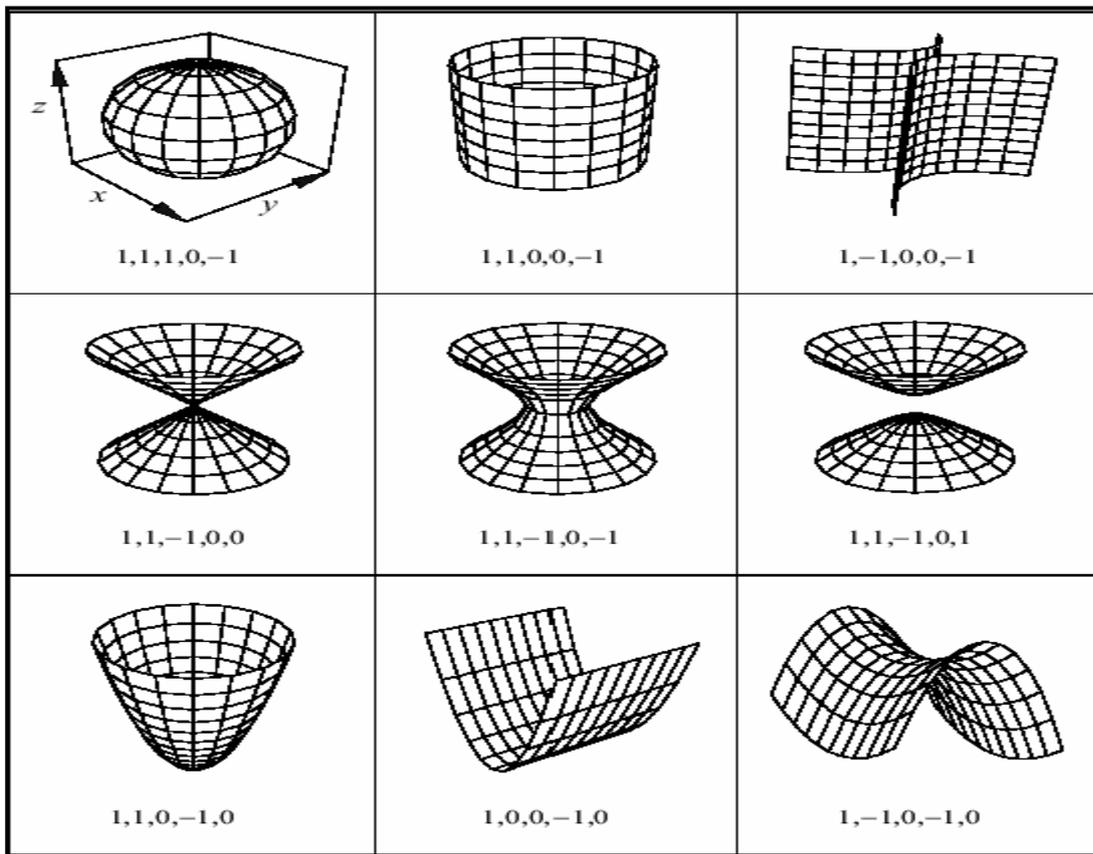


Figure (III.3) : modalisation de géométries dans le code PENELOPE [31].

Les chiffres 1,-1 et 0 représentent les indices caractérisant une surface (-1 correspond à l'intérieur de la surface et 1 l'extérieur)

| Equation réduite | Indices | Type de géométrie |
|-------------------|-------------|---------------------------|
| $z-1=0$ | 0 0 0 1 -1 | plan |
| $z^2-1=0$ | 0 0 1 0 -1 | plans parallèles |
| $x^2+y^2+z^2-1=0$ | 1 1 1 0 -1 | sphère |
| $x^2+y^2-1=0$ | 1 1 -1 0 0 | cylindre |
| $x^2+y^2-z^2=0$ | 1 1 -1 0 0 | cône |
| $x^2-y^2-1=0$ | 1 -1 0 0 -1 | cylindre hyperbolique |
| $x^2+y^2-z^2-1=0$ | 1 1 -1 0 -1 | hyperboloïde à 1 branche |
| $x^2+y^2-z^2+1=0$ | 1 1 -1 0 1 | hyperboloïde à 2 branches |
| $x^2-z=0$ | 1 0 0 -1 0 | cylindre parabolique |
| $x^2+y^2-z=0$ | 1 1 0 -1 0 | paraboloïde |
| $x^2-y^2-z=0$ | 1 -1 0 -1 0 | paraboloïde hyperbolique |

Figure (III.4) : Description des indices et des types de surfaces employées par PENELOPE [18].

- Un fichier matériaux ayant pour extension « Mat » contenant les données utiles à la simulation des interactions pour chacun des milieux nécessaires, notamment les sections efficaces, masse volumique et la composition atomique de chaque matériau utilisé dans le code PENELOPE.

- un fichier d'entrée principal ayant pour extension « .in » contenant les paramètres de la source, ceux de l'absorption et de la diffusion multiple pour chaque matériau et ceux des techniques de réduction de variance utilisées.

Enfin, différents fichiers de données sont créés par le code après la simulation, indiquant par exemple l'énergie déposée dans chacun des volumes définis dans le fichier « .geo » ou l'énergie déposée dans des (voxels) dont la taille est définie dans le fichier « .in ». Il est également possible d'obtenir des spectres en énergie de chaque type de particules pénétrant dans le volume défini [32].

VII.3. Paramètres de simulation

Le code PENELOPE utilise la méthode de simulation mixte pour le transport des électrons et positrons. Un certain nombre de paramètres doivent être renseignés dans le fichier « .in » pour chaque matériau défini et chaque type de particule (électrons, positrons et photons). Ces paramètres sont détaillés ci-dessous [32] :

- $-E_{ABS}(KPAR, M)$ est l'énergie cinétique de coupure en dessous de laquelle la particule de type KPAR est absorbée dans le matériau M. la valeur de ce paramètre doit être choisie de manière à ce que la particule ayant une énergie $E_{ABS}(KPAR, M)$ parcourt une distance inférieure aux dimensions du volume d'intérêt dans lequel on calcule la dose [32]
- $C_1(M)$: ce paramètre peut prendre des valeurs comprises entre 0 (simulation purement détaillée, interaction par interaction) et 0,2 (simulation plus rapide mais avec moins de précision). Il permet de déterminer le libre parcours moyen et la déflexion angulaire moyenne des électrons et positrons entre deux événements élastiques dans le matériau M.
- $C_2(M)$ est lié à la perte d'énergie moyenne maximale entre deux collisions élastiques. De la même façon, $C_2(M)$ peut varier de 0 à 0,2.

Les paramètres C_1 et C_2 sont des constantes, sans unité, dont les valeurs peuvent varier entre 0 et 0,2. $C_1=0,2$ correspond à un angle moyen de ($C_1=1-\cos \theta$) et $C_2=0,2$ à un pourcentage de perte d'énergie de 20% [30].

- $W_{CC}(M)$ correspond à la perte maximale d'énergie en eV pour les collisions inélastiques « hard » dans le matériau M ;

- $W_{CR}(M)$ correspond à la perte maximale d'énergie en eV pour les interactions « hard » avec émission de rayonnement de freinage. Des faibles valeurs de $W_{CC}(M)$ et $W_{CR}(M)$ permettent d'augmenter la précision mais nécessitent de longs temps de calcul [30].
- d_{max} Ce paramètre est particulièrement important pour des petits volumes à l'intérieur desquels le nombre de cas ne serait pas suffisant pour que le résultat soit statistiquement faible. Ainsi, il est recommandé d'utiliser une valeur de d_{max} équivalant à un dixième de la taille du volume traversé.

Conclusion

Nous avons parlé dans ce chapitre sur la méthode de Monte- Carlo et les codes les plus importants qu'elle contient et qui sont utilisés en physique médicale. Nous avons décrit aussi le code PENELOPE que nous allons utiliser dans notre travail et on a rappelé ses différents programmes qui permettent de lancer une simulation. Dans le chapitre suivant, on va présenter les résultats de simulation que nous avons effectuée. Une discussion de ces résultats sera donnée.