

Université Saâd DAHLAB de Blida



Faculté des Sciences

Département de : Physique.

Mémoire Présenté par :

M^{lle} MAMMERI Ahlam

M^{lle} CHERCHALI Fahima

En vue d'obtenir le diplôme de Master

Domaine : Sciences de la matière.

Filière : Physique.

Spécialité : Physique médicale.

Option : Radiothérapie.

**Sujet : Simulations par Monte Carlo en radiothérapie externe :
validation des faisceaux de photons de 6MV.**

Soutenue le : 20 septembre 2011, devant le jury composé de :

M ^r . M.Chekirine	Chargé de cours	USDB	Président
M ^r . M. Arib	Maitre de Recherche	CRNA	Examineur
M ^r . B.Hocini	Chargé de recherche	USDB	Examineur
M ^r . R.Khelifi	Maitre de conférence	USDB	Rapporteur

Remerciements

«Le plus important dans un voyage n'est pas le lieu où l'on va ni la date d'arrivée, mais plutôt ce que l'on devient tout au long du trajet»

Louange à dieu le tout puissant qui a donné la santé, le courage et qui nous a guidé vers le savoir.

Nous tenons à exprimer profondément notre reconnaissance à ;

Monsieur le promoteur R.Khelifi, qui nous a permis de poursuivre notre travail de recherche dans un esprit scientifique rigoureux. Son écoute attentive et ininterrompue, ainsi que ses vastes connaissances ont été d'une aide précieuse. Nous lui adressons nos plus sincères remerciements.

Ensuite nous tenons à apporter notre reconnaissance et remerciements au Mr.

M.Chekirine, d'avoir accepté de présider le jury.

Remercier également tous les membres du jury Mr. B.Hocini et Mr. M.Arib, d'avoir aimablement accepté d'examiner ce mémoire.

Comment ne pas saluer aussi et adresser nos plus profondes pensées aux personnes rencontrées lors de nos enquêtes, le chef de département de physique M^d ALI MASSAOUD et la physicienne médicale en CAC de Blida M^{lle} SOUSSAOUI Nassima.

Un remerciement particulier à Mr SIDI MOUSSA Ahmad, pour son aide précieuse.

Nous leur sommes très reconnaissantes d'avoir coopéré et de nous avoir accordés de leurs temps.

Innombrable remercient pour tous nos camarades de promotion et toute personne qui nous a soutenus de près ou de loin pour réaliser ce travail.

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail, à mes très chers parents en reconnaissance à leur soutien indéfectible de tout l'amour, du respect et de ma profonde sympathie et leur souhaite beaucoup de bien.

Gratitude que je leur porte, je ne les remercierais jamais assez pour tout ce qu'ils ont fait pour moi ;

A mon frère Abdo.

A mes sœurs Samira, Nadjwa, Nadia, Amira, Iman, Ikram et Yasmin.

A mon binôme Fahima.

À mes amies.

Et pour finir, mes derniers remerciements (et pas des plus moindres !) Un grand merci à ma famille.

Ahlam

Dédicaces

Je dédie ce travail, à mes parents qui m'ont toujours encouragée et soutenue durant toutes ces années et qui m'ont permis d'aller au bout de mes projets. Merci d'avoir cru à mes choix d'étude et de m'avoir donné les moyens d'accomplir ce travail dans les meilleures conditions.

A mes frères pour leurs irremplaçables et inconditionnels soutiens.

A mon Binôme adoré parti bien trop tôt...Ahlam

Merci encore pour tout mes amis pour leurs soutien et leurs encouragements depuis notre rencontre.

Fahima

RESUME

La détermination de la dose exacte est une grande préoccupation en radiothérapie. La méthode Monte Carlo au vu de bon nombre de ses caractéristiques se présente comme un outil puissant pour le calcul des doses. Le but de cette étude est la modélisation des faisceaux de photons en 6 MV de l'accélérateur linéaire médical Varian 2100C du service de radiothérapie du Centre anticancéreux de Blida (CAC), au moyen code MCNP version 5. Une simulation géométrique de la tête de l'accélérateur pour la gamme 6 MV a été faite dans le fichier d'INPUT. Dans une seconde simulation, on a défini la source des particules dans ce fichier et utilisé pour simuler les caractéristiques (rendement en profondeur et profil de dose) de nos faisceaux dans une cuve d'eau placée à une distance source – surface de 100 cm.

Une comparaison des courbes obtenues par simulation à celles mesurées expérimentalement est faite pour différentes tailles de champs pour juger le code.

Mots clés : Monte Carlo, code MCNP, dose, rendement en profondeur, profile de dose.

تلخيص

تحديد الجرعة بالضبط هو مصدر قلق كبير في العلاج الإشعاعي. في الوقت الراهن، نهج واحد لتحديد جرعة الإشعاع هو الاعتماد على طريقة التصوير الرقمي المتكامل للمسرعات الخطية الطبية؛ أصبح من الممكن تحديد الجرعة أكثر دقة للمريض باستخدام طريقة مونت كارلو.

تعتبر طريقة مونت كارلو لتتنوع خصائصها قوية لحساب الجرعة الهدف من هذه الدراسة هي نمذجة حزمة الفوتون للسلسلة 6 و 18 ميفافولت للمسرعات الخطية الطبي 2100 قاريان بقسم العلاج الإشعاعي لمركز مكافحة السرطان (CAC) بالبلدية.

بإستخدام برنامج مونت كارلو إصدار رقم 05. أولاً، أنشأنا مكونات المسرع الخطي للحزمة 6 ميفافولت المقلدة في مستند لنظام معلوماتي.

ثانياً، استعمل هذا المستند بتنشيط منبع الجزيئات بغرض تقليد مواصفات الحزم السابقة الذكر (الحزمة على العمق و مقطع عرضي للجرعة)

في برميل ماء بشكل مكعب، تقدر المسافة بين منبع الجزيئات و سطح برميل الماء 100 سم.

وأخيراً، المطابقة بين المنحنيات المتحصل عليها عن طريق التقليد و المنحنيات المتحصل عليها تجريبياً للعديد من الحزم المختلفة القامات (الحقل 10 X 10، 20 X 20، 40 X 40 سم²) لغرض الحكم عليه.

الكلمات الرئيسية: مونت كارلو، مونت كارلو للعديد من الجزيئات، جرعة الإشعاع، جرعة الإشعاع على العمق

Abstract

Determining the exact dose is a major concern in radiotherapy. Currently, one approach for determining the radiation dose transmitted it is by means of digital imaging integrated with linear accelerators; hence it becomes possible to determine more the accurately dose to the patient by using Monte Carlo.

The Monte Carlo method in view of many of their characteristics is presented as a powerful tool for calculating doses. The purpose of this study is modeling of photon beams at 6 and 18 MV of medical linear accelerator Varian 2100C of the radiotherapy department of fighting Cancer Center (ACC) Blida using MCNP code version 5.

A simulation of the components of the accelerator head for 6 and 18MV lines was made in the file INPUT.

In a second simulation, we define a source of particles in this file and used it to simulate the characteristics (yield in depth and dose profile) of our bundles in a water tank placed at a distance source-surface 100cm. A comparison of curves obtained by simulation with those measured experimentally is made for different sizes of fields to govern the code. Keywords: Monte Carlo, MCNP, dose, yield in depth.

Glossaires

KERMA: Kinetic Energy Released per unit Mass

DSP: Distance source peau

MC : Monte-Carlo

MCNP : Monte Carlo N-Particule

Tally : donnée de sortie dans le code MCNP

CT : Computed Tomography

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique nucléaire

MIRD: Comite Medical Internal Radiation Dose

CIPR : Commission Internationale de Protection Radiologique

Voxel: élément parallélépipédique composant une image numérique tridimensionnel
(Volume X Element)

Pixel: élément parallélépipédique composant une image numérique bidimensionnelle

GSF : Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit (Centre de Recherche pour
l'Environnement et la Santé)

VIP-man: Visible Photographic Man

LINAC : LINear ACcelerator

MLC: Multi Leaf Collimator / Collimateur Multi-lames

MCNP5: Monte Carlo N-Particule version 5 du code

CAC : Centre anticancéreux

WP : Water Phantom

RDM : Multi Résolution Dose

PMMA : Polyméthacrylate de méthyle

Table des matières

INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE I : GENERALITES	
I.1. Interactions des rayonnements avec la matière.....	3
I.1.1. Interactions Electron – Matière.....	3
I.1.1.A. Interaction avec l'électron du milieu	3
I.1.1.B. la diffusion élastique sur les noyaux.....	3
I.1.1.C. la diffusion inélastique sur les noyaux « Bremsstrahlung».....	4
I.1.2. Interactions Photon – Matière.....	5
I.1.2.A. L'effet photoélectrique.....	5
I.1.2.B. Diffusion Compton (incohérente).....	6
I.1.2.C. Production de paires.....	6
I.1.2.D. L'effet Thomson-Rayleigh (diffusion cohérente)	7
I.1.3. Sections efficaces d'interactions	7
I.2. Dosimétrie.....	9
I.2.1. Définition de la dose absorbée.....	9
I.2.2. Le KERMA.....	10
I.2.3. Le rendement de dose en profondeur.....	10
I.2.4. Le profil de dose.....	12
I.2.4.1. Caractéristiques de profil de dose.....	12
CHAPITRE II : METHODES MONTE CARLO	
II.1. Méthodes MONTE CARLO.....	15
II.1.1. Historique.....	15
II.1.2. Principe et application au transport des particules dans la matière ...	15
II.1.3. Génération de nombres aléatoires.....	16
II.1.4. Estimation des erreurs.....	17
II.1.5. Définition de la géométrie.....	17
II.1.6. Définition des matériaux et les sections efficaces.....	18
II.1.7. Définition de la source.....	19
II.1.8. Grandeurs calculées.....	19
II.1.9. La structure du fichier d'entrée MCNP.....	20
II.1.10.Principe de fonctionnement du code MCNP.....	21
II.2. Types de géométrie des fantômes.....	22
II.2.1. Modèles mathématiques standards.....	22
II.2.2. Modèles voxélisés.....	23
II.3. Description générale de l'accélérateur linéaire.....	25

CHAPITRE III : MODELISATION DES FAISCEAUX DE PHOTONS 6MV AU MOYEN DE MCNP

III.1. Présentation du Clinac 2100C.....	29
III.2. Modélisation de la tête du Clinac 2100C 6 MV... ..	30
III.2.1. L'espace des phases.....	32
III.2.2. Spectre en énergie.....	33
III.3. La validation expérimentale.....	34
III.3.1. Matériels utilisés expérimentalement	35
III.3.2. Méthode de mesure.....	38

CHAPITRE IV : RESULTATS ET DISCUSSIONS

IV.1. Spectre des photons de 6 MV	40
IV.2. Le rendement en profondeur de dose	41
IV.3. Le profil de dose.....	49

CONCLUSION	52
-------------------------	----

Bibliographies

Annexe A : Présentation d'un fichier d'entrée au format MCNP pour le spectre de 6MV.

Annexe B : Présentation d'un fichier d'entrée au format MCNP pour le rendement en profondeur de champ $10*10\text{cm}^2$.

Annexe C : Présentation d'un fichier d'entrée au format MCNP pour le profile de dose, champ $10*10\text{cm}^2$.

Annexe D : Tableaux des résultantes.

LISTE DES FIGURES

- p. 3 - Figure I. 1 : Interaction d'électron avec l'électron du milieu.
- p. 4 - Figure I. 2 : Interaction élastique.
- p. 4 - Figure I. 3 : La diffusion inélastique sur les noyaux « Bremsstrahlung ».
- p. 5 - Figure I. 4 : Effet photo-électrique.
- p. 6 - Figure I. 5 : Effet Compton.
- p. 7 - Figure I. 6 : Création de paires.
- p. 7 - Figure I. 7 : Diffusion cohérente.
- p. 8 - Figure I. 8 : Répartition des 3 interactions élémentaires photon-matière en fonction de l'énergie incidente E_0 et du numéro atomique Z .
- p. 9 - Figure I. 9 : Les composantes de la dose dans l'eau.
- p. 10 - Figure I. 10 : Diagramme visualisant la différence entre le Kerma et la dose absorbée.
- p. 11 - Figure I. 11 : Calcul du rendement en profondeur dans l'eau.
- p. 12 - Figure I. 12 : Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale 6 MV et de taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
- p. 13 - Figure I. 13 : Profil de dose d'un champ de photons de 6 MV et de dimensions $10 \times 10 \text{ cm}^2$ mesuré dans l'eau.
- p. 21 - Figure II. 1 : La structure du fichier d'entrée MCNP.
- p. 22 - Figure II. 2 : Organigramme de simulation Monte Carlo (MCNP).
- p. 23 - Figure II. 3 : Représentation du fantôme MIRD.
- p. 24 - Figure II. 4 : Définition d'un voxel (a) et construction de la matrice en trois dimensions (b).
- p. 25 - Figure II. 5 : Modèle voxélisé de Zubal.
- p. 26 - Figure II. 6 : Principe général de fonctionnement des accélérateurs linéaires.
- p. 27 - Figure II. 7 : Schéma de la tête d'un accélérateur linéaire électrons-photons (Varian 2100C).
- p. 30 - Figure III. 1 : Coupe d'un accélérateur linéaire Clinac 2100C.
- p. 30 - Figure III. 2 : Modélisation géométrie de la source et de la cible.

LISTE DES TABLEAUX

- p. 20 - Tableau II .1 : Liste des tallies pouvant être calculés par le code MCNP pour les photons (P) et les électrons.
- p. 37 - Tableau III .1 : Données techniques Chambre d'ionisationPTW31013.
- p. 43 - Tableau IV.1 : Comparaison entre les valeurs expérimentales et simulées du point de dépôt maximal de dose en profondeur du champ 10x10 cm².
- p. 45 - Tableau IV.2 : Comparaison entre les valeurs expérimentales et simulées du point de dépôt maximal de dose en profondeur du champ 20x20 cm².
- p. 47 - Tableau IV.3: Comparaison entre les valeurs expérimentales et simulées du point de dépôt maximal de dose en profondeur du champ 40x 40 cm².
- p. 49 - Tableau IV.4 : Comparaison entre les valeurs expérimentales et simulées du point de dépôt maximal de dose en profondeur dans le cas d'un faisceau de 6 MV dose.
- p. 50 - Tableau IV.5: Comparaison entre les valeurs expérimentales et simulées pour le profile de dose du champ 10x10 cm².

- p. 31 - Figure III.3 : Visualisation en trois dimensions (a) et en coupe (b) de la modélisation de la tête du Clinac2100C 6 MV.
- p. 32 - Figure III. 4: Visualisation en coupe de la modélisation de la tête avec l'espace des phases du Clinac2100C 6 MV.
- p. 33 - Figure III. 5 : Visualisation en trois dimensions de positionnement des détecteurs pour calculer le rendement en profondeur.
- p. 34 - Figure III. 6 : Visualisation en trois dimensions de positionnement des détecteurs pour calculer le profil de dose.
- p. 35 - Figure III. 7 : Le fantôme d'eau semi-conducteur WP-300.
- p. 36 - Figure III. 8: Electromètre Unidos type T10002-20714.
- p. 36 - Figure III.9: Thermomètre.
- p. 36 - Figure III.10 : Le baromètre.
- p. 37 - Figure III.12 : Chambre d'ionisation semi-flexible Type (PTW) 31013.
- p. 40 - Figure IV.1 : Spectre des photons pour la configuration 6 MV.
- p. 41 - Figure IV.2 : Rendement en profondeur de dépôt de dose dans un fantôme d'eau pour un faisceau de photons de 6 MV pour les tailles de champs : 10 X 10 cm².
- p. 42 - Figure IV.3 : Rendement en profondeur de dépôt de dose dans un fantôme d'eau pour un faisceau de photons de 6 MV pour les tailles de champs : 20 X 20 cm².
- p. 42 - Figure IV.4 : Rendement en profondeur de dépôt de dose dans un fantôme d'eau pour un faisceau de photons de 6 MV pour les tailles de champs : 40 X 40 cm².
- p. 50 - Figure IV.5 : Profil de dose à 1.4 cm de profondeur pour un champ 10 X 10 cm² pour un faisceau de 6MV en photons.

Introduction

En radiothérapie, la principale préoccupation est la fourniture d'une dose de rayonnement définie avec précision à un volume tumoral prédéterminé. Le rayonnement est sélectif selon les cellules tumorales et les tissus sains environnants. En fait, les dommages aux tissus sains environnants est le facteur limitant le plus important dans la prestation de doses aux tumeurs en radiothérapie conventionnelle. Il s'ensuit que les traitements de radiothérapie optimale permettront de minimiser la dose aux tissus sains tout en maximisant la dose au volume tumoral sélectionné.

La radiothérapie est dans un processus évolutif important depuis une quinzaine d'années. On peut dire qu'elle a subi une révolution, tant les pratiques actuelles diffèrent des premières bases établies. L'informatisation en est la principale source puisqu'elle se retrouve dans toutes les phases de diagnostic, d'imagerie, de préparation, de traitement et de validation. Cette même informatisation a poussé les professionnels à rapprocher la précision des actes pratiques aux possibilités quasi infinies des ordinateurs.

La radiothérapie est basée sur l'utilisation d'accélérateur linéaire médical (Linac), où le contrôle de qualité est toujours nécessaire pour l'appareillage et les faisceaux de rayonnement utilisés. L'établissement des TPS (Treatment Planning System) a pour objectif d'assister le médecin dans la réalisation du traitement de radiothérapie.

Ces derniers utilisent des algorithmes pour calculer la distribution de dose dans le patient.

Les calculs pour prédire la dose du patient à partir des faisceaux de photons utilisés en radiothérapie ont été traditionnellement fondés sur la correction des distributions de dose mesurées dans un fantôme homogène. Il n'existe pas de solutions analytiques exactes par résolution déterministes des problèmes de transport de particules. La complexité des techniques d'irradiation demande des planifications dosimétriques très précises, ce qui rend les méthodes déterministes inopérantes pour de telles applications. Les méthodes Monte Carlo de part leurs qualités, se présentent donc comme un puissant outil de simulation du transport des particules.

A cet effet, nous avons étudié la méthode de Monte Carlo au moyen du code MCNP, (Monte Carlo N-Particules) afin de simuler le transport des électrons et photons de traitement à travers la tête du Clinac (Varian 2100C). Nous avons modélisé la tête de l'accélérateur en se basant sur les données du constructeur à savoir les dimensions et les matériaux qui le composent [ref, article Canadien]. En utilisant ce modèle, le rendement en profondeur ainsi que le profil de dose déposé dans un fantôme d'eau ont été simulés par MCNP pour un faisceau de photons d'énergie 6MV. Les résultats obtenus ont été comparés au rendement en profondeur et le profil de dose mesurés. Un très bon accord a été observé entre la simulation à l'aide de MCNP et les résultats expérimentaux.

Nos travaux de recherches sont présentés sous forme de quatre chapitres, et en premier, on commence par une généralité sur les phénomènes d'interaction rayonnement avec la matière et la dosimétrie.

Dans le second chapitre, on explicite la méthode de Monte Carlo historiquement, sa structure, son principe de fonctionnement. Aussi, on indique les types de géométrie des fantômes existants et enfin la description générale de l'accélérateur linéaire.

Au troisième chapitre, on présente le Linac Varian 2100C et on modélise sa tête par l'utilisation du code MCNP5 pour caractériser l'énergie de 6MV par le spectre de fluence d'énergie. On calcul la dose en profondeur et profil de dose dans un modèle de fantôme d'eau virtuel de différentes tailles de champ à la distance source-surface 100 cm (SSD).

Enfin dans le quatrième chapitre, on discute les résultats obtenus, ou ceux calculés sont comparés avec les résultats expérimentaux. On montre aussi le très bon accord entre les valeurs simulés par MCNP et mesurés.

CHAPITRE I :

GENERALITES

I.1. Interactions des rayonnements avec la matière :

I.1.1. Interactions Electron – Matière :

Les électrons interagissent avec les électrons ou les noyaux du milieu traversé.

Les trois principaux modes d'interaction des électrons avec la matière sont :

I.1.1.A Interaction avec l'électron du milieu: Les électrons incidents ayant la même masse que les électrons atomiques avec lesquels ils interagissent, ils sont fortement diffusés. De plus, une fraction importante de l'énergie de l'électron peut être perdue en une seule collision et l'énergie maximale transférable au cours d'une collision est égale à l'énergie de l'électron incident E_{inc} . Cependant, après la collision, les électrons diffusés et arrachés étant indiscernables, il est d'usage de qualifier l'électron le plus rapide de diffusé, et l'électron le plus lent d'éjecté. De ce fait, le transfert d'énergie est compris entre 0 et $E_{inc}/2$.

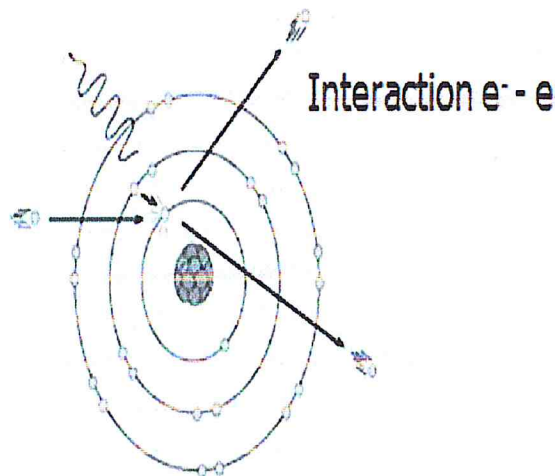


Figure I.1 : Interaction d'électron avec l'électron du milieu.

I.1.1.B La diffusion élastique sur les noyaux: Dans le champ coulombien d'un noyau de charge Ze , l'électron diffuse élastiquement sans perte d'énergie appréciable en raison de la grande différence de masses (rebondissement sur un obstacle fixe). La probabilité de diffusion augmente en Z^2 pour un angle de diffusion donné, d'autant plus grande que l'énergie de l'électron est faible.

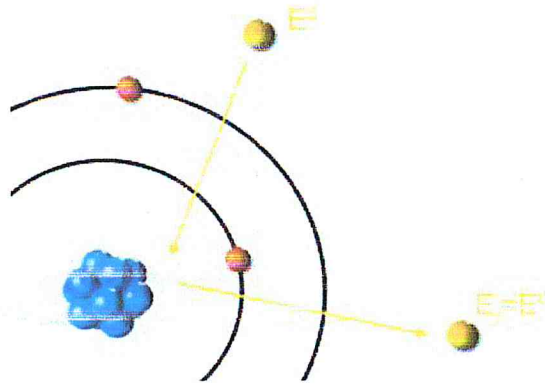


Figure I.2 : Diffusion élastique.

I.1.1.C La diffusion inélastique sur les noyaux « Bremsstrahlung »: un électron se déplaçant au voisinage d'un noyau est soumis à des forces d'accélération. Quand une particule chargée subit une accélération, elle rayonne de l'énergie sous forme d'une onde électromagnétique et se ralentit. La fraction de l'énergie de l'électron émise sous forme de rayonnement de freinage augmente avec l'énergie de l'électron et est favorisée dans les milieux absorbeurs de numéro atomique élevé (dépendance en Z^2). Le spectre de photons émis est un spectre continu dont l'énergie maximale est égale à l'énergie cinétique des électrons incidents.

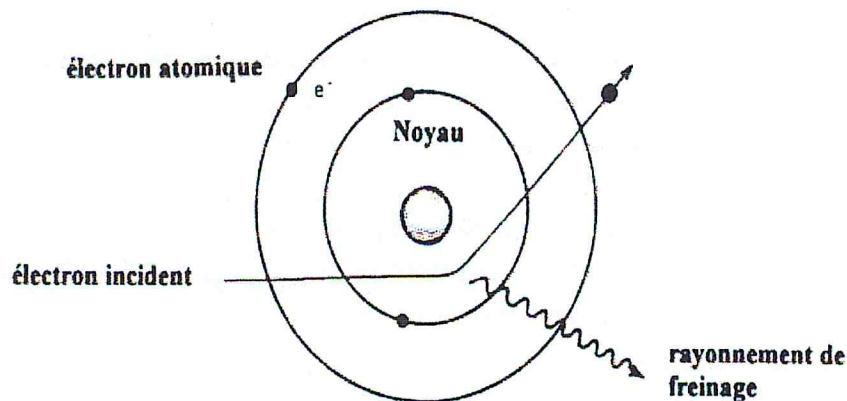


Figure I.3 : La diffusion inélastique sur les noyaux « Bremsstrahlung ».

I.1.2. Interactions Photon – Matière:

Quatre types d'interactions photon-matière peuvent se produire : l'effet photoélectrique, l'effet Compton, la création de paires et l'effet Thomson-Rayleigh.

I.1.2.A L'effet photoélectrique: résulte du transfert de la totalité de l'énergie du photon incident sur un électron d'une couche profonde (K ou L le plus souvent) de l'un des atomes du milieu. Cet effet se produit si l'énergie E du photon est supérieure à l'énergie de liaison W_1 de l'électron. Ce dernier, appelé photoélectron, est alors éjecté du cortège électronique de l'atome avec une énergie cinétique $E_c = E - W_1$. L'électron expulsé, laisse une place vacante ce qui place l'atome dans un état excité. Pour revenir à son état fondamental, l'atome peut soit combler la place vacante par un électron des couches externes, ce qui s'accompagne d'une libération d'énergie sous la forme d'un photon dit de fluorescence, soit expulser un électron périphérique, qui s'appellera alors électron Auger. L'effet Auger prédomine largement pour les éléments légers des milieux biologiques. L'effet photoélectrique est d'autant plus important que l'énergie des photons est basse, le matériau cible est dense (son numéro atomique élevé).

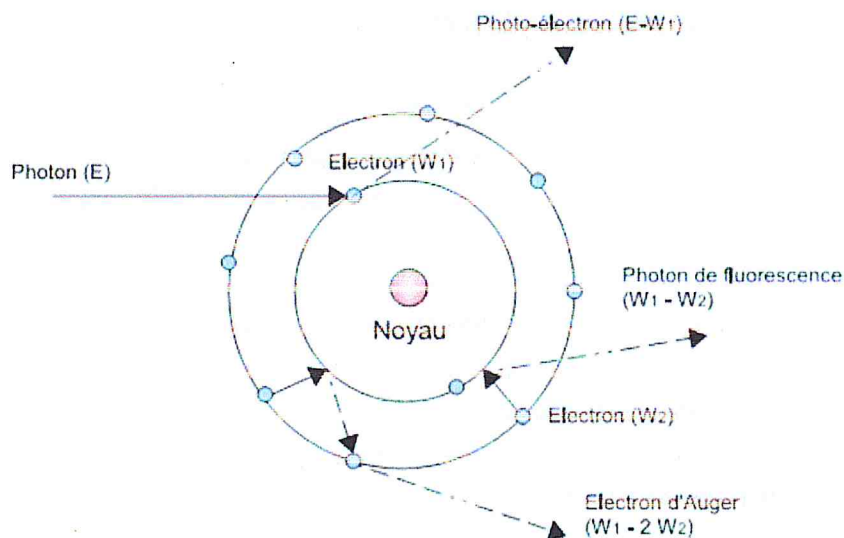


Figure I.4 :-Effet photo-électrique.

I.1.2.B Diffusion Compton (incohérente): résulte de l'interaction d'un photon incident d'énergie E avec un électron libre ou faiblement lié d'un atome du milieu, dont l'énergie de liaison ou l'énergie cinétique sont négligeables devant E . Au cours de cette interaction qui peut être décrite comme une collision, l'électron, dit électron Compton, acquiert une énergie cinétique E_a et un photon diffusé est émis avec l'énergie E_s dans une direction faisant un angle θ compris entre 0° et 180° avec la direction du photon incident. Selon la loi de conservation de l'énergie :

$$E = E_a + E_s \quad (I.1)$$

L'électron Compton est projeté, quant à lui, suivant une direction faisant un angle φ compris entre 0° et 90° avec la trajectoire du photon incident. L'effet Compton est d'autant plus important que le matériau de faible Z .

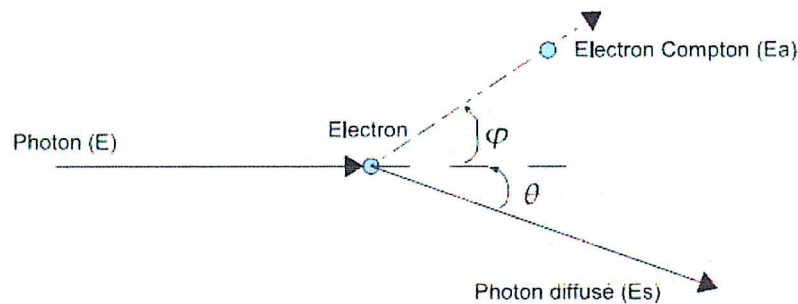


Figure I.5 : Effet Compton.

$$E_s = \frac{E}{[1 + (1 - \cos \theta)E/m_e c^2]} \quad (I.2)$$

Avec $m_e c^2 = 511 \text{ KeV}$ et $E = h\nu$.

I.1.2.C Production de paires: se produit pour des photons très énergétiques passant à proximité d'un noyau. Le photon incident se matérialise sous la forme d'un électron et d'un positon, de même masse m_0 et de même énergie cinétique E_{e^-} et E_{e^+} , respectivement. Soit E l'énergie incidente, la conservation de l'énergie s'écrit :

$$E = 2m_0 c^2 + E_{e^+} + E_{e^-} \quad (I.3)$$

L'électron et le positon épuisent leur énergie cinétique en ionisations et excitations. A la fin de son parcours, le positon se combine à un électron du milieu en une réaction d'annihilation qui donne naissance à deux photons de 511 keV émis dans des directions opposées.

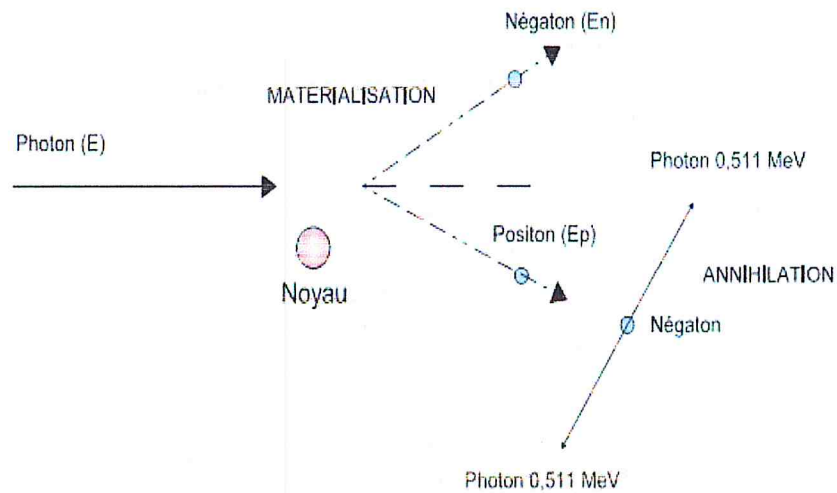


Figure I.6 : Création de paires.

I.1.2.D L'effet Thomson-Rayleigh (diffusion cohérente): l'effet Thomson-Rayleigh traduit la diffusion d'un photon sans changement d'énergie. Le photon incident en traversant le nuage électronique qui constitue la périphérie de l'atome, subit une collision dite élastique. Le photon ne subit aucune perte énergétique et il est diffusé d'un angle faible.

Cet effet ne se produit que pour les faibles valeurs d'énergie des photons. Sa probabilité d'apparition diminue très rapidement lorsque l'énergie augmente.

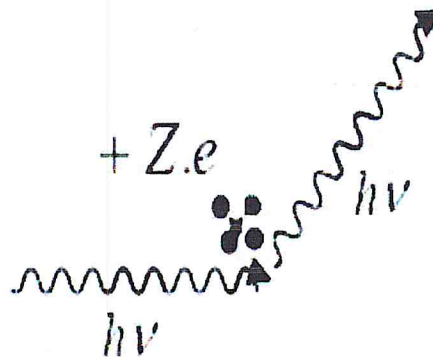


Figure I. 7 : Diffusion cohérente.

I.1.3. Sections efficaces d'interactions :

Chacun de ces modes d'interaction est associé à une section efficace, qui dépend de l'énergie des photons incidents et du numéro atomique Z du matériau traversé.

En fonction du numéro atomique Z du milieu et de l'énergie du photon incident, l'importance relative de ces effets varie (Figure I.8).

La diffusion Thomson se produit principalement à faible énergie, mais sa probabilité n'est jamais la plus grande. L'effet photoélectrique est prédominant aux énergies inférieures à quelques dizaines de keV. Cette prédominance persiste d'autant plus que le Z de l'atome est grand. La probabilité que se produise une diffusion Compton croît à mesure que l'effet photoélectrique diminue. Le domaine de prédominance de la diffusion Compton concerne les énergies intermédiaires (entre 30 keV et 20 MeV, pour les milieux de Z faible). La création de paire devient importante pour des photons de haute énergie, au delà de quelques dizaines de MeV.

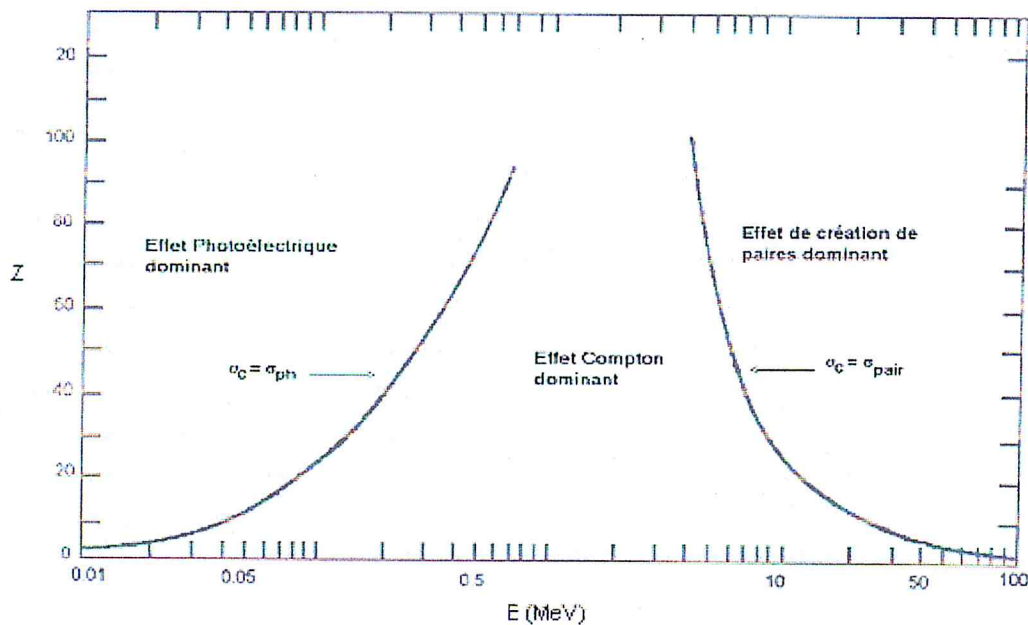


Figure I.8 : Répartition des 3 interactions élémentaires photon-matière en fonction de l'énergie incidente E_0 et du numéro atomique Z .

L'interaction des photons avec la matière comme section efficace c'est la somme de toutes les sections efficaces des différents processus. Elle est donnée par :

$$\sigma_{\text{tot}} = \sigma_{\text{ph}} + \sigma_{\text{c}} + \sigma_{\text{pair}}. \quad (\text{I.4})$$

Avec σ_{ph} , σ_{c} et σ_{pair} sont les sections efficaces des effets photoélectrique,

Comptons et création de paires respectivement. [1]

I.2 Dosimétrie

I.2.1 Définition de la dose absorbée :

Lorsqu'une particule ionisante traverse un milieu de volume V et de masse m , une certaine quantité d'énergie va être déposée dans ce milieu. La dose absorbée est définie comme l'énergie déposée par unité de masse.

L'unité utilisée est le Gray [2].

$$D_{\text{abs}} = \frac{dE_{\text{absorbée}}}{dm}$$

✓ Unité :

L'unité de dose du système international est le gray (Gy) ; c'est une unité dérivée valant un joule par kilogramme ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$). Le gray a officiellement supplanté d'anciennes unités qui restent cependant d'usage courant :

- Le rad (rad) valant 0,01 Gy ;
- Le röntgen (R), est une unité charge électrique par unité de masse valant 0,258 mC/kg. [3]

les composantes de la dose dans l'eau

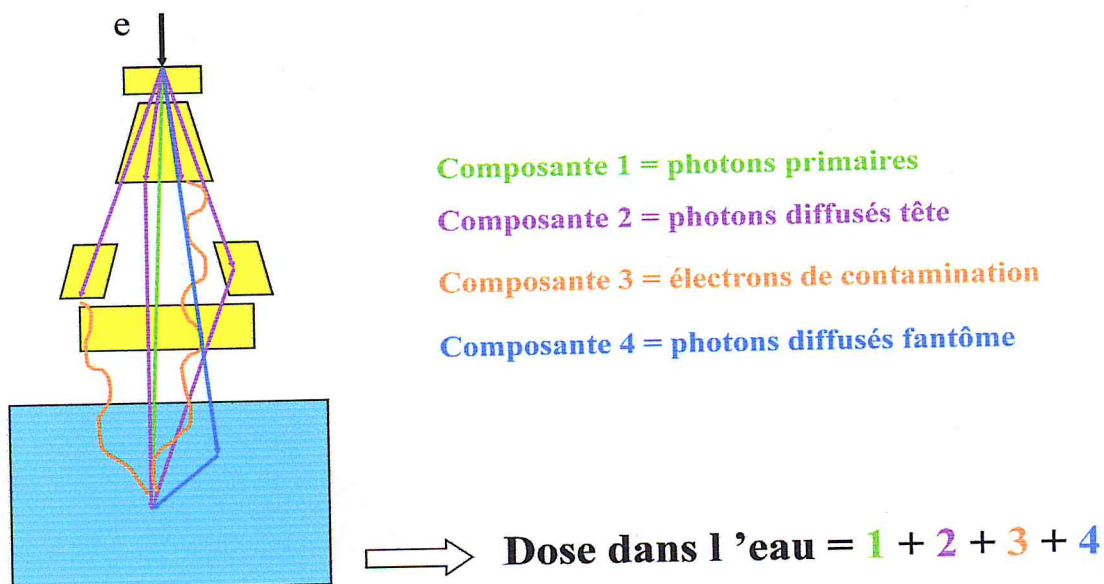


Figure I. 9 : Les composantes de la dose dans l'eau. [4]

I.2.2 Le KERMA :

L'énergie cinétique transférée à des particules chargées par unité de masse est défini comme le quotient de dE_{tr} par dm , où dE_{tr} est la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules ionisantes chargées (électrons et positrons) libérées par des particules non chargées (photons) dans un élément de matière de masse dm :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

L'unité du KERMA (Kinetic Energy Released per unit Mass) est la même que pour la dose absorbée, le Gray. Le kerma dépend de l'énergie des photons et de la nature du matériau, mais n'est pas directement mesurable. Dans des conditions d'équilibre électronique, le Kerma est égal à la dose absorbée (figure I.10). [5]

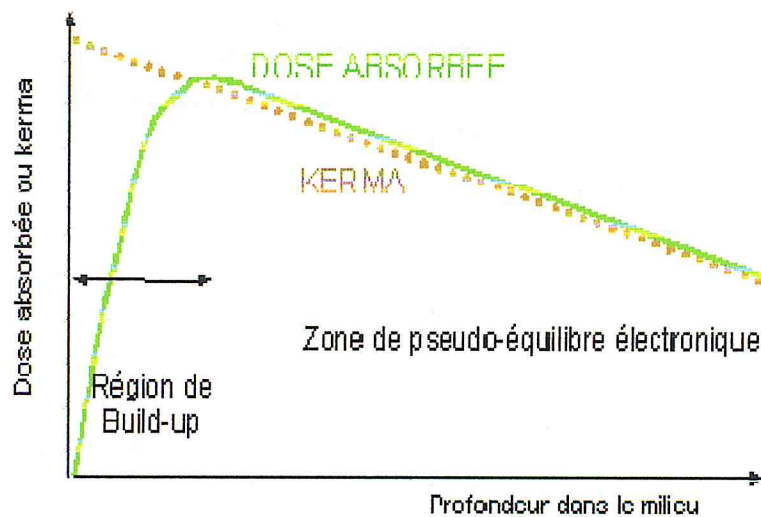


Figure I.10: Diagramme visualisant la différence entre le Kerma et la dose absorbée.

I.2.3 Le rendement de dose en profondeur :

Le rendement de dose en profondeur R_z est le rapport exprimé en pourcentage de la dose absorbée D_z , mesurée à la profondeur z sur l'axe du faisceau, à la dose absorbée D_{max} , mesurée à la profondeur du maximum de dose. Le rendement en profondeur dépend de l'atténuation du faisceau dans le milieu et de l'éloignement à la source.

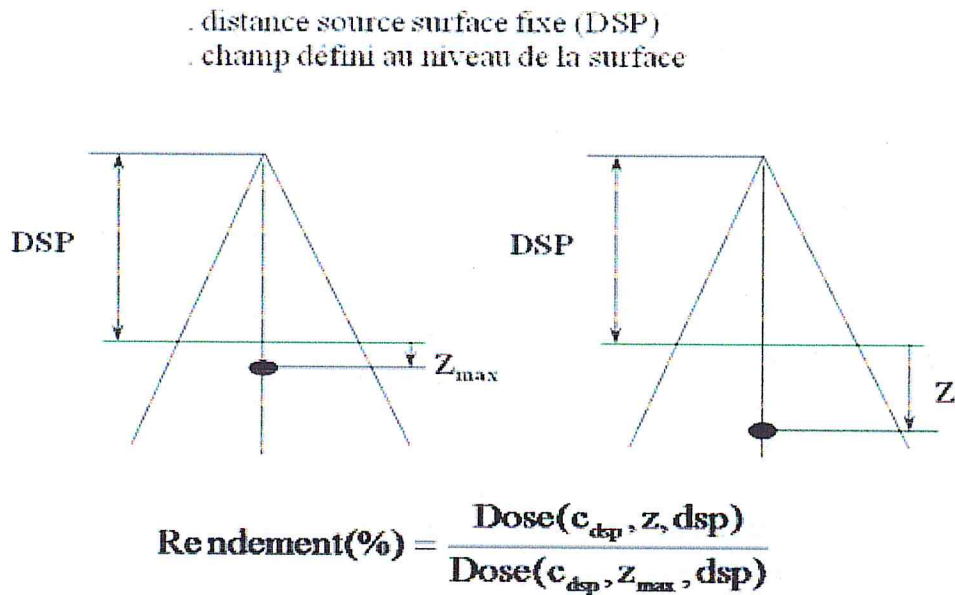


Figure I.11 : Calcul du rendement de dose en profondeur dans l'eau [4]

La mesure du rendement de dose en profondeur permet de contrôler la stabilité de l'énergie d'un faisceau de photons par la détermination de l'indice de qualité I.

La variation de la dose en fonction de la profondeur comporte trois régions distinctes :

Un accroissement de la dose (augmentation du flux des électrons secondaires), un maximum (établissement de l'équilibre électronique) et une décroissance exponentielle répondant aux lois de l'atténuation du faisceau de photons. [6]

La figure I.12 donne la variation de la dose en fonction de la profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale 6 MV et de taille de champ 10 x 10cm².

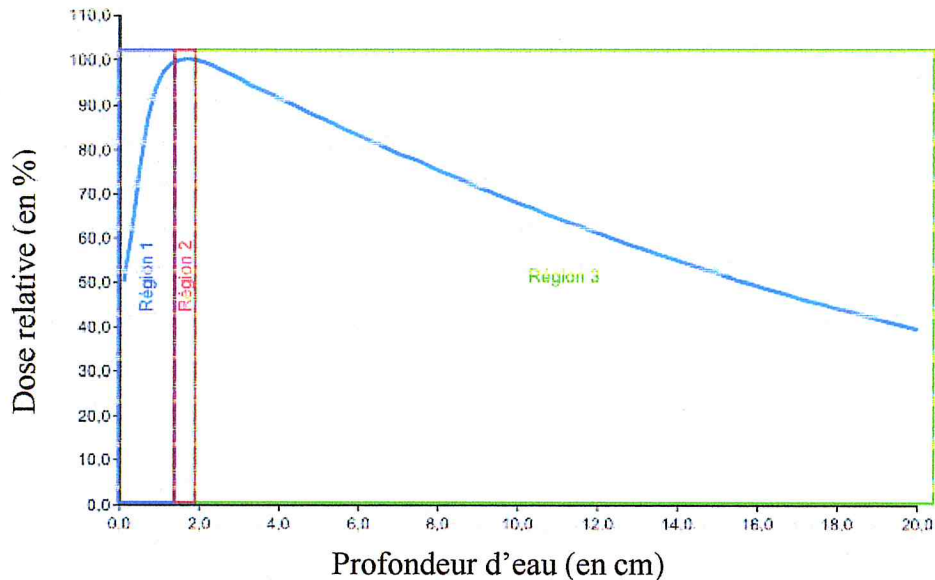


Figure I.12: Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale 6 MV et de taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Région 1 : accroissement de la dose ou le buildup. Région 2 : maximum de dose. Région 3 : atténuation exponentielle de la dose en fonction de la profondeur.

Le rendement de dose en profondeur dans un milieu d'eau dépend de trois paramètres : l'énergie du faisceau, la taille du champ d'irradiation et la distance source-surface du milieu.

I.2.4 Le profil de dose :

Le profil de dose correspond à la variation de la dose le long d'un axe dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau. Les valeurs de dose sont généralement normalisées par rapport à la valeur de la dose à l'axe du faisceau. Le profil de dose est mesuré dans l'eau avec une chambre d'ionisation suivant les directions médianes du champ (appelées *in plane* et *cross plane* selon les mâchoires Y et X respectivement) et suivant les diagonales, à différentes profondeurs. Il dépend de l'énergie du faisceau de photons, de la taille du champ d'irradiation et de la profondeur de mesure. [6]

I.2.4.1 Caractéristiques de profil de dose:

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 correspond à la transmission à travers le collimateur (zone d'ombre).

La figure I.13 donne la variation de la dose en fonction de la distance à l'axe dans l'eau à une profondeur de 10 cm et à une distance source surface de l'eau de 90 cm pour un champ de photons de 6 MV et de dimensions $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à la profondeur de mesure, dans la direction *cross plane* c'est-à-dire dans le plan transverse droite-gauche.

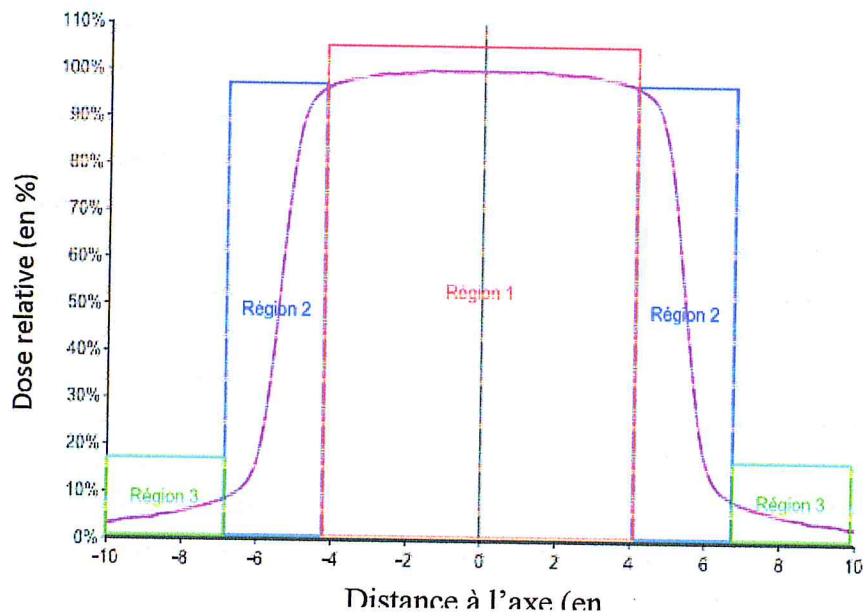


Figure I.13 : Profil de dose d'un champ de photons de 6 MV et de dimensions $10 \times 10 \text{ cm}^2$ mesuré dans l'eau selon l'axe médian *cross plane* à une profondeur de 10 cm et à une distance source surface de l'eau de 90 cm.

Région 1 : zone homogène et symétrique du champ. Région 2 : pénombre physique du champ. Région 3 : ombre du champ.

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. [6]

CHAPITRE II :

METHODES MONTE CARLO

II.1. METHODES MONTE CARLO :

II.1.1. Historique :

Le terme « Monte-Carlo » (MC) a été introduit durant la seconde guerre mondiale par Ulam, Metropolis et von Neumann en tant que nom de code pour dissimuler des travaux confidentiels sur l'élaboration d'une bombe atomique à Los Alamos (USA). Ces travaux, dans le projet Manhattan, impliquaient une collaboration entre mathématiciens et physiciens pour étudier le comportement aléatoire des neutrons diffusés et absorbés dans les matériaux fissiles. [7]

La méthode de Monte Carlo permet de simuler des processus aléatoires en utilisant des suites de nombres pseudo-aléatoires. Elle est devenue un outil important en médecine nucléaire, pour assister l'étude et le développement de systèmes d'imagerie. [8]

La méthode a beaucoup évolué et s'est étendue à des domaines aussi variés que la météorologie, la finance, l'astrophysique ou que les diverses branches de la physique fondamentale des interactions rayonnement-matière. Ce n'est qu'en 1963 que Zerby publia un article sur l'utilité de la méthode MC pour simuler le transport des particules en physique médicale et en présenta les premières applications à travers l'étude de la réponse d'un compteur à scintillation. Présentement, la méthode MC est reconnue pour être la plus efficace pour estimer les distributions spatiales des particules et des dépôts d'énergie. En milieu médical, elle est utilisée dans la totalité des disciplines du diagnostic et de la thérapie par rayonnements, mais également pour la radioprotection des patients [9].

II.1.2. Principe et application au transport des particules dans la matière :

Le premier code MC, proposé par Hayward et Hubbell en 1954, ne pouvait suivre la trajectoire que de 67 photons. Aujourd'hui, la puissance des microprocesseurs et la précision des modèles physiques décrivant les interactions permettent de simuler la trajectoire d'un très grand nombre de particules en reproduisant les effets rayonnement-matière qui ont lieu, quel que soit le type de particules (photons, électrons, neutrons...) sur de larges gammes d'énergies. Différentes méthodes de simulation sont adoptées dans les codes en fonction de la nature et de l'énergie de la particule incidente. Celles qui concernent les photons et les électrons seront présentées ultérieurement. [9]

Le principe des méthodes de Monte Carlo consiste à évaluer une donnée numérique à l'aide de processus aléatoires afin de résoudre des problèmes dans un espace à plus d'une dimension. Ces processus aléatoires sont associés à une fonction de densité de probabilité décrivant un phénomène réel : la répétition de ces processus aléatoires d'un grand nombre de fois permet d'approcher sous forme de moyenne la donnée numérique recherchée. Appliquée au transport des particules, la méthode Monte Carlo consiste à créer un grand nombre de particules incidentes et à suivre chacune d'entre elles au fur et à mesure de sa progression dans les différents milieux traversés : ce sont les histoires stochastiques. Chacune d'entre elles tient alors compte des différentes interactions rayonnement-matière avec des particules. Mathématiquement, ces interactions rayonnement-matière se définissent sous la forme de fonction de densité de probabilité de variables aléatoires. Ces fonctions sont déterminées par les sections efficaces différentielles d'interaction, obtenues expérimentalement par les laboratoires de physique nucléaire et diffusées sous forme de bibliothèques. Elles caractérisent l'histoire d'une particule à partir du libre parcours moyen entre deux interactions successives, du type d'interaction, de l'énergie perdue et de l'angle de déviation ainsi que les caractéristiques des éventuelles particules secondaires créées. [10]

II.1.3. Génération de nombres aléatoires

La génération de nombres aléatoires joue un rôle fondamental pour l'application de la méthode de Monte-Carlo. La précision de la simulation dépend directement de la qualité du générateur de nombres aléatoires utilisé. La méthode de Lehmer, également appelée méthode de résidus de congruence, est la plus communément utilisée. Les générateurs de ce type fournissent des nombres pseudo-aléatoires à partir d'une graine ξ_0 et de la relation suivante :

$$\xi_i = (A \cdot \xi_{i-1} + B) \text{ modulo } M. \quad (\text{II.1})$$

Où A et B sont des constantes et $i = 1, 2, 3, \dots$. La valeur modulo M est généralement égale à 2^b , b étant le nombre de bits codant un entier pour l'ordinateur utilisé. Dans la mesure où la série obtenue est périodique, on parle de nombre pseudo-aléatoires. Une même graine conduira toujours à la même série de nombres pseudo-aléatoires. Pour modifier la série, la graine doit être

changée. La connaissance des distributions à échantillonner permet d'utiliser des générateurs uniformes sur l'intervalle $[0,1[$. [11]

II.1.4. Estimation des erreurs :

Une quantité x calculée par méthode de Monte-Carlo n'a de signification que si elle est associée à une erreur. Il existe différentes méthodes pour estimer cette erreur. La démarche adoptée par les codes MCNP est la suivante :

- Soit N le nombre total d'histoires que l'on souhaite simuler, la valeur moyenne $\bar{x}$ est estimée suivant l'équation :

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (\text{II.2})$$

Où x_i est la valeur estimée pour la i^{eme} histoire.

- La variance associée est estimée à partir de la distribution de x_i :

$$s_x^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \quad (\text{II.3})$$

- Si les variables x_i suivent une distribution normale, la variance de $\bar{x}$ est :

$$s_{\bar{x}}^2 = \frac{s_x^2}{N} \quad (\text{II.4})$$

- La quantité moyenne calculée $\bar{x}$ est présentée accompagnée de la valeur de déviation standard $s_{\bar{x}}$ de telle sorte que le résultat final qui doit être considéré est :

$$x = \bar{x} \pm s_{\bar{x}} \quad (\text{II.5})$$

II.1.5. Définition de la géométrie:

Les codes MCNP permettent de définir relativement aisée tout type de géométrie complexe. Les géométries créées peuvent être visualisées en 2 dimensions.

Les codes MCNP considèrent une géométrie comme un ensemble de volumes, appelés cellules, définis par intersection et union des surfaces. Les surfaces peuvent être définies par des équations. Certains volumes simples sont prédéfinis. Ils sont appelés macrobodies et s'utilisent comme des surfaces. Ils permettent de simplifier la construction d'une géométrie en définissant en même temps plusieurs surfaces. Les macrobodies disponibles sont une boîte

orthogonale orientée arbitrairement (BOX), un parallélépipède rectangle (RPP), une sphère (SPH), un cylindre circulaire droit (RCC) et un prisme hexagonal droit (RHP ou HEX).

Les cellules s'écrivent selon le format suivant : Ncell Nmat d ss imp : n où

- Ncell est le numéro identifiant la cellule,
- Nmat le numéro du matériau remplissant la cellule,
- d la densité du matériau. Une valeur positive est interprétée comme une densité atomique (10^{24} atomes.cm⁻³) et une valeur négative comme une densité massique (g.cm⁻³);
- ss sont les numéros des surfaces limitant la cellule. L'intérieur est dissocié de l'extérieur par l'emploi du signe -. Soit $s = f(x, y, z)$ l'équation d'une surface. Si $s = f(x, y, z) = 0$, le point (x, y, z) est sur la surface. Un point (x, y, z) est considéré comme étant à l'intérieur de la cellule si $s = f(x, y, z) < 0$ et comme étant à l'extérieur si $s = f(x, y, z) > 0$,
- imp : n permet de définir l'importance appliquée aux particules n dans la cellule.

La valeur d'importance est comprise entre 0 et 1. Si imp : n = 0, les particules n entrant dans la cellule ne sont pas suivies et la valeur calculée dans cette cellule est nulle. [10]

II.1.6. Définition des matériaux et les sections efficaces:

La carte matériaux (MAT) permet de spécifier la composition des matériaux remplissant les cellules ainsi que les sections efficaces à utiliser.

Elles se définissent comme suit : Mn ZAID_i fraction_i avec $i = 1, 2, 3, \dots$, où :

- Mn est le numéro du matériau,
- ZAID_i équivaut à ZZZAAA.nnX ou à ZZZAAA, ZZZ étant le numéro atomique et AAA la masse atomique du constituant i et nn est le numéro d'identification de la librairie de sections efficaces correspondant au type de particule X,
- fraction_i est la fraction atomique (valeur positive) ou la fraction massique (valeur négative) du constituant i du matériau. [10]

II.2.7. Définition de la source:

La carte SDEF permet de définir la forme et la position de la source ainsi que le type des particules émises, leurs énergies et leurs probabilités d'émission.

Une source peut être ponctuelle, surfacique ou volumique. De plus, sa définition est liée au format de la géométrie. Pour simuler les sources radioactives dans l'organisme définies au moyen des structures répétées, nous avons considéré trois types de sources :

- Source(s) ponctuelle(s) : le mot clé POS suivi des coordonnées du point source en cm.

Plusieurs sources ponctuelles peuvent être définies avec des probabilités d'émission différentes.

- Source distribuée uniformément dans une ou plusieurs région(s) : l'utilisateur doit définir les bornes du voxel élémentaire en cm. De plus, le mot clé CELL suivi d'un numéro de cellule va permettre au code d'appliquer la méthode de réjection. Plusieurs régions sources, correspondant aux tissus ou organes, peuvent être définies avec des probabilités d'émission différentes.

- Source distribuée uniformément dans chaque voxel : l'utilisateur attribue à chaque élément du lattice repéré par ses coordonnées x, y, z une probabilité d'émission. [10]

II.1.8. Grandeurs calculées:

MCNP propose six sortes de résultats, appelés tallies, pour les photons et les électrons (Tableau II.1). Ils sont repérés par la lettre F suivie d'un chiffre correspondant à leur type. Plusieurs tallies peuvent être définis dans un même problème. Dans ce cas, le dernier chiffre correspondra au type du tally. Par exemple, les tallies F6 et F16 sont deux tallies différents, associés par exemple à des cellules différentes, tous deux de type 6. Tous les résultats fournis par MCNP sont normalisés par le nombre de particules incidentes. [10]

Tableau II.1 : Liste des tallies pouvant être calculés par le code MCNP pour les photons (P) et les électrons (E).

Tally	Particules	Description	F unité	*F unité
F1	P ou E	Nombre de particules ou énergie des particules traversant une surface	-	MeV
F2	P ou E	Nombre de particules à travers une surface	1/cm ²	M eV /cm ²
F4	P ou E	Nombre de particules à travers une cellule	1/cm ²	M eV /cm ²
F5	P	Flux de particules en un détecteur point	1/cm ²	M eV /cm ²
F6	P	Energie déposée par unité de masse dans une cellule	MeV/g	jerks/g
F8	P ou E ou P/E	Energie déposée dans une cellule	Coups	MeV

(1 jerk = 10⁹ joules).

II.1.9. La 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 :

- 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. Les principales sont les suivantes :
 - o Données « matériaux » : toutes les compositions des matériaux nécessaires à la modélisation y sont listées. C'est dans cette partie que l'on spécifie également les

bibliothèques de sections efficaces différentielles d'interaction que l'on souhaite utiliser.

o Données « source » : il permet de décrire tous les paramètres de la source tels que le type de particules émises, leur spectre d'énergie, la position et la répartition géométrique de l'émission, etc.

o Paramètres de simulation : il regroupe un certain nombre de cartes permettant de choisir des options concernant la simulation (méthode de réduction de variance, paramètres du fichier de sortie, etc.)

o Données « tally » : les différentes cartes « tally » permettent de choisir le type de résultat désiré à l'issue du calcul. [10]

La structure du fichier d'entrée MCNP est présentée dans la figure II.1 :

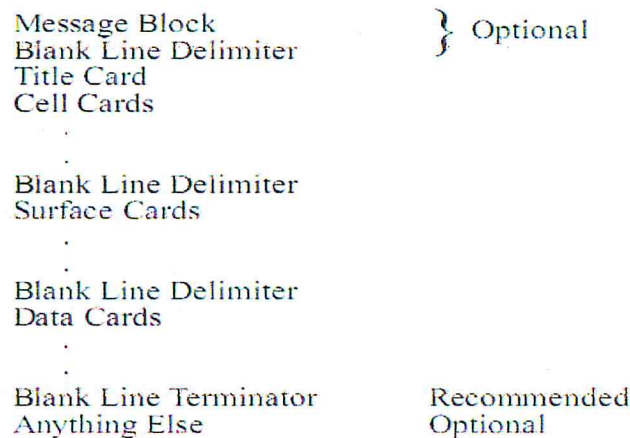


Figure II.1 : La structure du fichier d'entrée MCNP. [12]

II.1.10. Principe de fonctionnement du Code MCNP :

Après avoir défini une géométrie particulière, les positions des sources, ainsi que la composition de chacun des matériaux, le programme génère, lors de son exécution, une particule en une position aléatoire de la source et la suit ensuite jusqu'à sa « mort ». Cette dernière peut survenir par absorption, par fuite, par fission, etc... suivant la nature de la particule en question. Les événements durant la durée de vie de la particule sont simulés séquentiellement. [13]

La figure II.2 représente le schéma du fonctionnement du code MCNP.

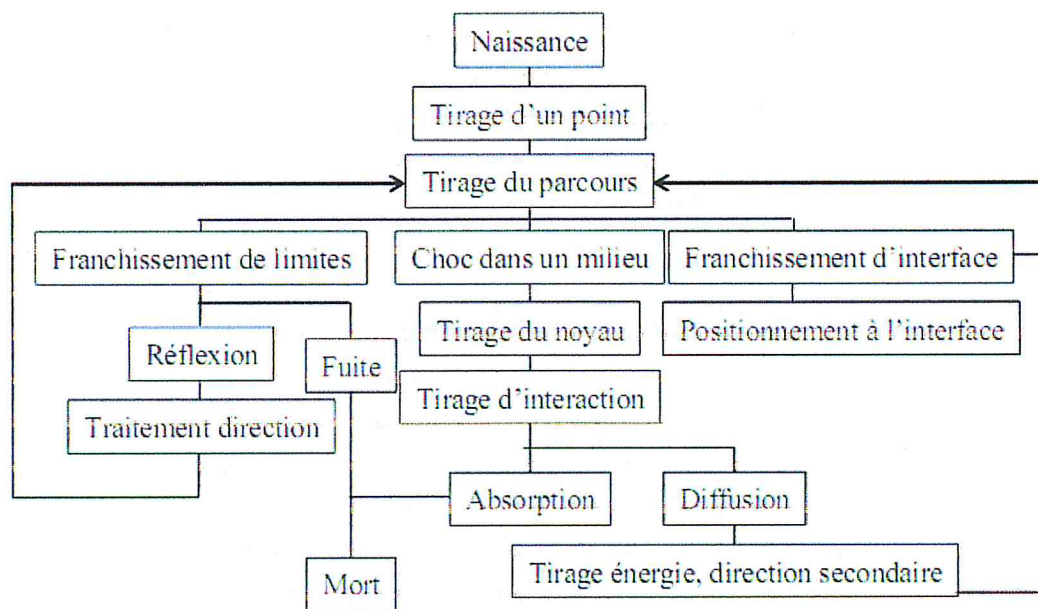


Figure II.2 : Organigramme de simulation Monte Carlo (MCNP).

II.2. Types de géométrie des fantômes:

Les modèles des fantômes sont à l'heure actuelle très utilisés pour une représentation plus ou moins complexe du corps humain dans des modélisations impliquant des rayonnements ionisants (radioprotection, médecine nucléaire, ...) ou non-ionisants (effets des rayonnements électromagnétiques par exemple). Il existe à l'heure actuelle deux types de modèles :

Les modèles mathématiques, simples à utiliser mais représentant le corps humain de manière assez peu réaliste, et les modèles voxélisés, plus complexes mais représentant de manière beaucoup plus précise le corps humain, [10] elles sont créés à partir de son image anatomique CT ou IRM. [14]

II.2.1. Modèles mathématiques standards:

Les modèles mathématiques sont des modèles représentant le corps humain sous forme d'organes définis par des équations mathématiques. Le premier modèle de ce type est le fantôme développé dans le cadre du Comité du MIRD (Medical International Radiation Dose), modèle créé par W.S. Snyder en 1969 (Figure II.3). Ces modèles ont généralement utilisés l'homme et la femme de référence définis par la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR) initialement dans la publication 23 et plus récemment dans la publication 89. En médecine nucléaire, six modèles ont été définis par Cristy et Eckerman. Ces modèles représentent un

nouveau-né, des enfants de 1 et 15 ans et un adulte. Ils sont hermaphrodites, c'est à dire qu'ils possèdent les organes des deux sexes. Le modèle de l'adolescent de 15 ans était initialement utilisé pour représenter la femme adulte. En 1995, Stabin a défini quatre nouveaux modèles mathématiques [14].



Figure II.3 : Représentation du fantôme MIRD

II.2.2. Modèles voxélisés :

Grâce aux avancées de l'imagerie médicale, de nouveaux fantômes numériques appelés fantômes voxélisés ont vu le jour. Ces fantômes sont créés à partir d'images issues de l'imagerie médicale tomodensitométrique (scanner) ou par résonance magnétique (IRM). Dans ce modèle, plus précis que celui proposé par le modèle mathématique, le corps humain est représenté sous forme d'une matrice composée de petits cubes nommés voxels (anglicisme pour élément de volume) dont le volume est créé en donnant une certaine épaisseur à la coupe de l'examen transformant le pixel (2 dimensions) en voxel (3 dimensions). Ensuite, les différentes coupes sont juxtaposées créant ainsi une matrice en trois dimensions (Figure II.4). [10]

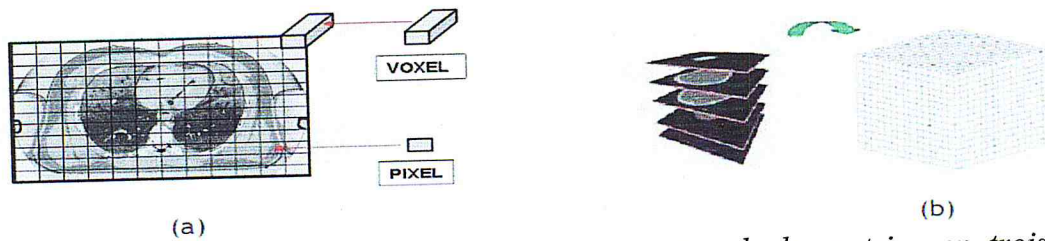


Figure II.4 : Définition d'un voxel (a) et construction de la matrice en trois dimensions (b).

De nombreux laboratoires, en particulier dans le domaine de la radioprotection, ont créé des modèles voxélisés hommes et femmes. Ces modèles présentent l'avantage d'être plus réalistes que les modèles mathématiques. Ils sont généralement segmentés avec beaucoup de détails. Le modèle de Zubal (figure II.4) dont la taille et le poids sont proches de ceux du modèle mathématique adulte de Cristy et Eckerman, est une matrice de $128 \times 128 \times 243$ voxels, composée de 68 tissus et organes. Le laboratoire national allemand de radioprotection GSF (Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Allemagne) a également créé une famille de modèles voxélisés, d'âges et de morphologies différentes. Des laboratoires brésiliens et japonais ont chacun développé des modèles voxélisés standards homme et femme, correspondant aux morphologies moyennes de ces pays. Contrairement à la plupart des modèles voxélisés obtenus à partir d'images CT ou IRM, le modèle voxélisé VIP-man a été créé à partir de photos des coupes transversales découpées dans un cadavre préalablement congelé. [14]

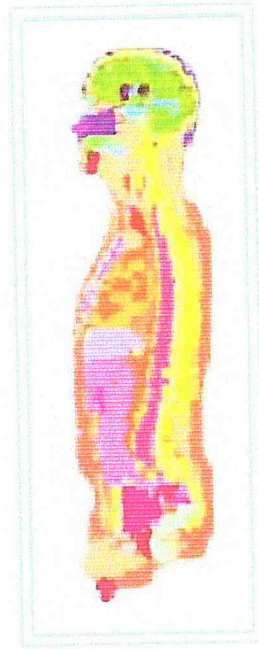


Figure II.5: Modèle voxélisé de Zubal

II.3. Description générale de l'accélérateur linéaire:

Dans ce paragraphe, nous donnerons une description globale de l'accélérateur linéaire clinique ainsi que de ses composants principaux. L'accélérateur linéaire clinique peut être décrit de façon générale en deux modules : le module de production et d'accélération des électrons et le module de la tête de l'accélérateur. L'accélérateur moderne typique offre trois gammes d'énergie en photons (6, 10 et 18 MV) et plusieurs gammes en électrons (6 à 25MeV) [15]. Le schéma d'un accélérateur linéaire est présenté à la figure II.5.

Les électrons produits dans un premier temps, à l'aide d'une cathode métallique chauffée, sont ensuite soumis à un champ électrique constant (pour les extraire), associé à un champ électrique alternatif (pour maintenir le faisceau groupé). Ils sont ensuite injectés dans un tube où règne un vide très poussé, et sont, finalement, accélérés sur une trajectoire linéaire de dimension finie par l'intermédiaire d'une onde électromagnétique haute fréquence et de forte puissance, fournie par un pilote et amplifiée par résonateur-amplificateur (klystron) ou par un magnétron.

Le faisceau d'électrons, ainsi produit est soit délivré au patient, soit converti en X, par rayonnement de freinage sur une cible de tungstène insérée sur la trajectoire du faisceau d'électrons.

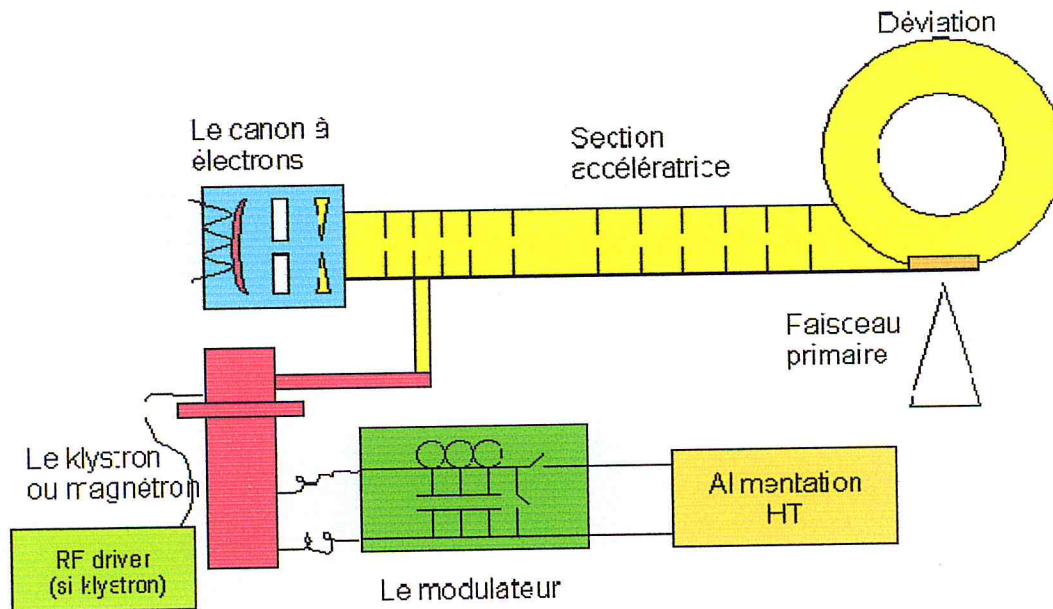


Figure II.6: Principe général de fonctionnement des accélérateurs linéaires

À la sortie, la configuration horizontale de la machine fait en sorte que le faisceau doit être courbé et redirigé verticalement en direction du patient. Un champ magnétique est utilisé pour contraindre les électrons à effectuer une rotation pour ensuite sortir par une fenêtre. Dans notre cas, le faisceau passe dans un aimant de recourbement qui effectue une boucle de 270° à l'aide d'un champ magnétique.



Figure II.7 : Schéma d'un accélérateur linéaire électrons-photons (Varian 2100C)

CHAPITRE III : MODELISATION DES FAISCEAUX DE PHOTONS 6MV AU MOYEN DE MCNP

Pour notre étude, la modélisation de la tête de l'accélérateur a porté uniquement sur la cible, le collimateur primaire, le cône égalisateur, la chambre d'ionisation et les mâchoires supérieures et inférieures, le reste de l'accélérateur n'étant pas nécessaire pour ce travail.

III.1. Présentation du Clinac 2100C:

Nous avons opté pour la modélisation du Clinac 2100C qui est un accélérateur linéaire médical construit par la société Varian, très répandu dans les centres de radiothérapie. Nous nous intéressons dans cette étude plus particulièrement aux modèles en mode photons. Le fonctionnement du Clinac 2100C en mode photons est schématisé suivant la Figure III.1. Le faisceau d'électrons est tout d'abord accéléré puis projeté sur une cible de numéro atomique élevé afin de produire des photons X de freinage. Ces rayons X sont ensuite filtrés et collimatés à l'aide de différents accessoires pour obtenir un faisceau de la taille et d'énergie voulues. La première collimation se fait à l'aide d'un collimateur primaire. Ensuite le cône égalisateur permet d'uniformiser la dose au niveau du champ d'irradiation.

Enfin, deux paires de mâchoires mobiles, appelées mâchoires supérieures et inférieures, permettent de définir la taille du champ d'irradiation de forme parallélépipédique. Il est possible aussi de créer des champs plus complexes à l'aide de collimateurs mutilâmes (MLC- Multi-Leaf Collimator). Composés, par exemple, d'une série de 120 lames de tungstène juxtaposées pouvant se mouvoir indépendamment les unes des autres, les MLC peuvent ainsi donner la conformation souhaitée.

CHAPITRE III : MODELISATION DES FAISCEAUX DE PHOTONS 6MV AU MOYEN DE MCNP

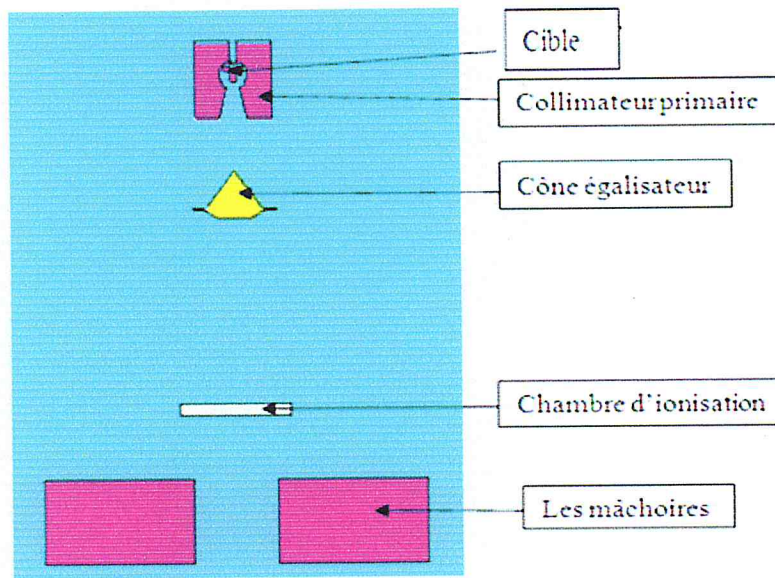


Figure III.1 : Coupe d'un accélérateur linéaire Clinac 2100C

III.2. Modélisation de la tête du Clinac 2100C 6 MV :

A partir des données géométriques fournies par le constructeur Varian, nous avons réalisé une modélisation par le code de calcul MCNP de la tête d'irradiation du Clinac 2100C pour une tension d'accélération de 6 MV.

Nous avons pris comme point de référence à notre simulation le centre de la cible. La géométrie est représentée dans un système de coordonnées cartésiennes orienté vers le haut.

Dans notre modélisation, le terme source (faisceau incident) a été représenté par un disque de 0,25 cm de rayon et de 0.01 cm d'épaisseur placé à 0,025 cm derrière la cible (Figure III.2).

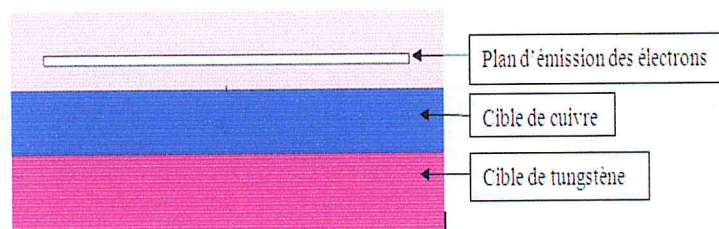


Figure III.2 : Modélisation géométrique de la source et de la cible

Le collimateur primaire est modélisé sous la forme d'un cylindre en alliage de tungstène évidé par un cône dans lequel nous avons modélisé la cible. Cette dernière est constituée de deux cylindres : le premier en cuivre et le second en tungstène.

Pour modéliser le cône égalisateur, nous avons utilisé une superposition de 3 cônes et un cylindre circulaire tronqué en fer [16]. La chambre d'ionisation modélisée sous la forme d'un cylindre de coordonnées $(z1, z2, x', y', R) = (14, 15, 0, 0, 2.5)$.

Les mâchoires supérieures et inférieures sont modélisées à l'aide de quatre parallélépipèdes en alliage de tungstène.

Cette modélisation est présentée dans la Figure III.3.

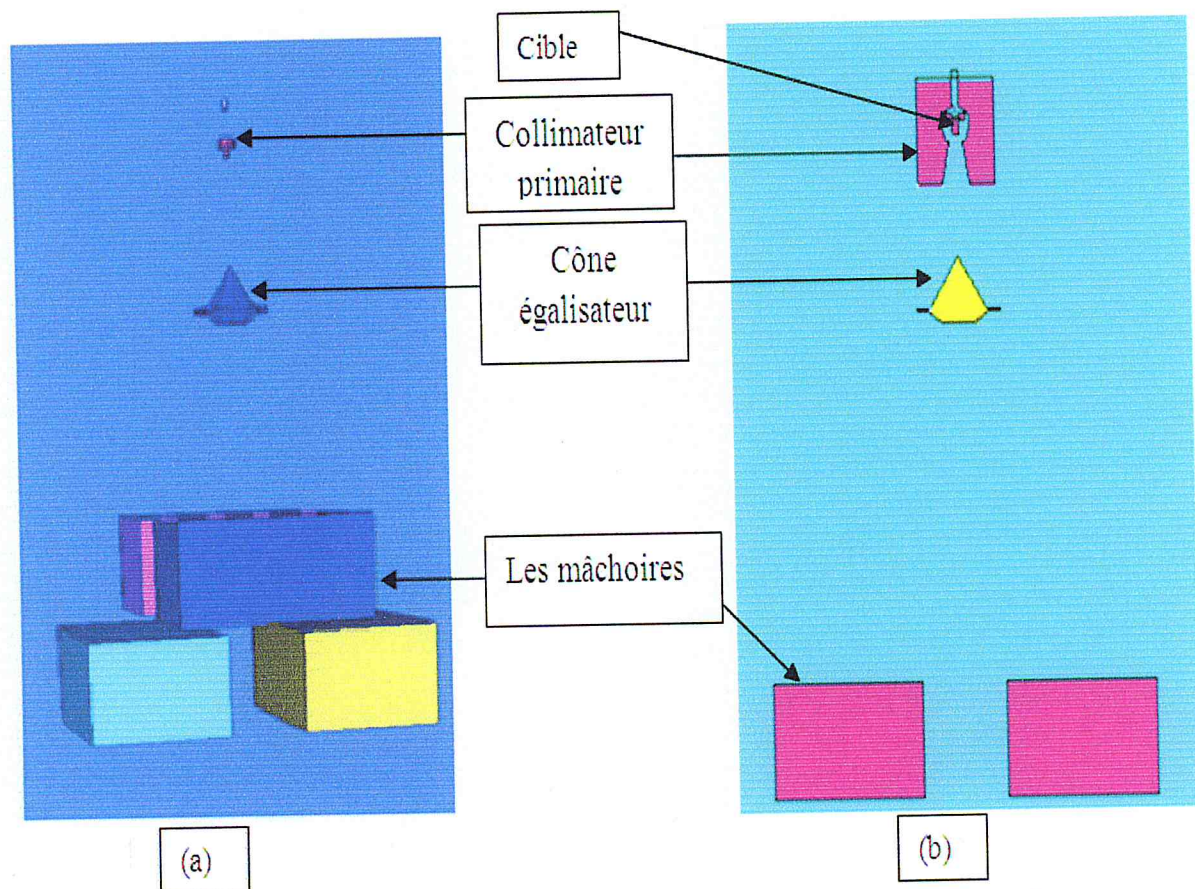


Figure III.3 : Visualisation en trois dimensions (a) et en coupe (b) de la modélisation de la tête du Clinac 2100C 6 MV.

CHAPITRE III :

MODELISATION DES

FAISCEAUX DE PHOTONS 6MV

AU MOYEN DE MCNP

III.2.1. L'espace des phases

De plus en plus utilisés pour les modélisations d'accélérateurs linéaires, les espaces des phases permettent de recueillir l'ensemble des données concernant les particules incidentes (type, énergie, poids, direction, etc.) dans un plan de référence. Ces données sont stockées dans un fichier afin d'être utilisées en tant que nouveau terme source. Ils permettent donc de ne plus simuler les électrons incidents ainsi que leurs transports et leurs interactions dans la tête de l'accélérateur. Ils servent de terme source « secondaire » pour réaliser des calculs Monte Carlo.

Dans notre cas, ce plan de référence d'espace des phases est placé perpendiculairement à l'axe d'émission du faisceau d'électrons incident à la sortie du cône égalisateur (Figure III.4).

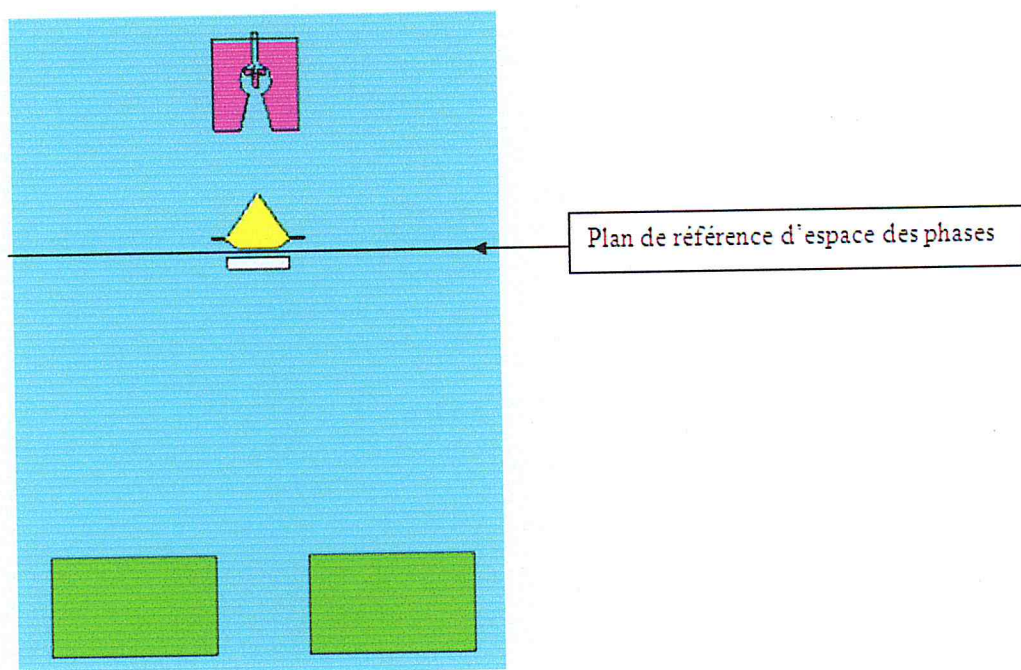


Figure III.4 : Visualisation en coupe de la modélisation de la tête avec l'espace des phases du Clinac 2100C 6 MV

CHAPITRE III : MODELISATION DES FAISCEAUX DE PHOTONS 6MV AU MOYEN DE MCNP

III.2.2. Spectre en énergie

En deuxième étape, pour définir la source secondaire (source de photons), nous avons calculé la fluence du faisceau dans l'air à sa sortie du cône égalisateur pour la configuration de 6MV. Le spectre d'énergie a été défini comme suit :

c ----- Définition de la source des photons
SDEF POS x y z ERG=d1 PAR=2 (mode Photons)

SI1 L E1 E2 E3 E_{MAX} \$ Les énergies discrètes (MeV)

SP1 p1 p2 p3 \$ Flux de chaque énergie.

Pour simuler les rendements en profondeur et le profil de dose, nous avons modélisé une cuve à eau parallélépipédique de 38 cm sur 30 cm de section avec une profondeur de 38 cm dans l'axe du faisceau. L'entrée de la cuve à eau a été placée à une distance de 100 cm de la cible. Pour déterminer les rendements en profondeur, nous avons décrit des cylindres d'eau de 0.25 cm d'épaisseur et de 2.5 cm de rayon dans laquelle nous avons effectué un tally *F8 mode photon-électron pour déterminer l'énergie déposée à cette profondeur. La simulation a été faite entre $z=100$ et $z=131.5$ cm centrée en $x=0$ et $y=0$ sur l'axe du faisceau (Figure III.5).

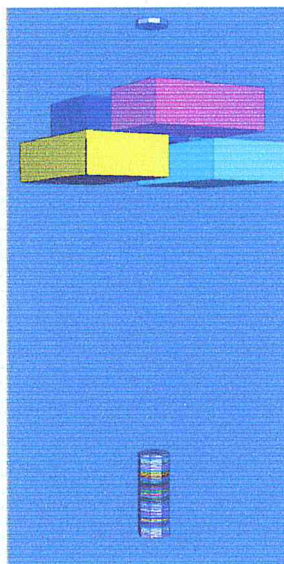


Figure III.5: Visualisation en trois dimensions de positionnement des détecteurs pour calculer le rendement en profondeur

CHAPITRE III : MODELISATION DES FAISCEAUX DE PHOTONS 6MV AU MOYEN DE MCNP

Pour le profil de dose, nous avons placé dans cette cuve, à 1.4 cm de profondeur, une série de cylindres d'eau de 0.25 cm d'épaisseur et de 2.5 cm de rayon dans laquelle nous avons effectué un tally *F8 pour déterminer la dose déposée à cette profondeur. Ces cylindres ont été réparties sur une droite perpendiculaire au plan Z dirigée selon l'axe x'x (Figure III.6).

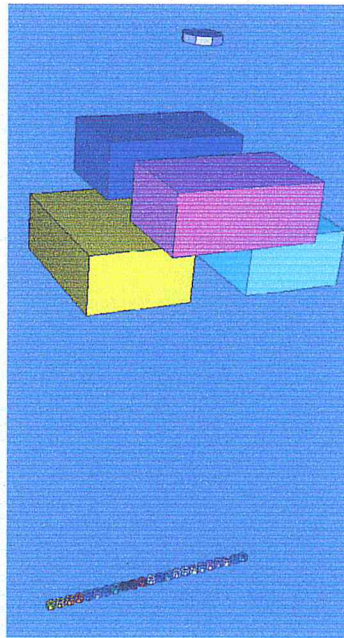


Figure III.6: Visualisation en trois dimensions de positionnement des détecteurs pour calculer le profil de dose

Une fois le terme source correctement défini, on modélise les rendements en profondeur avec un champ carré de 10 x 10, 20x20 et de 40x40 cm² et comparer aux rendements expérimentaux. Comme pour les rendements, le profil de dose a été calculé pour le champ de 10x10 cm². Les résultats obtenus ont été comparés aux valeurs expérimentales sur le Clinac 2100C du CAC de Blida.

III.3. La validation expérimentale

Nous allons dans cette partie présenter les différents outils utilisés pour la modélisation de la tête du Clinac 2100C

CHAPITRE III : MODELISATION DES FAISCEAUX DE PHOTONS 6MV AU MOYEN DE MCNP

III.3.1. Matériels utilisés

✓ Le simulateur MCNP5

Nous avons dans le cadre de ce travail utilisé la version 5 du code MCNP, l'ensemble des calculs a été effectué sur un système d'exploitation monté sur un processeur de 2,2 GHz et de 2 GB de mémoire.

Le matériel au centre de notre étude est un accélérateur linéaire médical Varian 2100C du service de radiothérapie du Centre anticancéreux de Blida(CAC). Notre étude a porté sur sa configuration pour un fonctionnement en mode photons pour la gamme d'énergie 6 MV.

✓ Fantôme d'eau semi-automatique (WP-300)

C'est un fantôme doté d'un mécanisme manuel de positionnement du détecteur et un mécanisme de contrôle à distance, il comporte :

- Une cuve d'eau (30cm de largeur ,38cm de long, 38cm de hauteur) ;
- Une manivelle tournante ;
- Un support pour le détecteur;
- Un moteur RDM-100-3 de positionnement téléguidé d'un pas minimal de 0.001 cm.
- Le fantôme pèse 6.4 Kg à vide et 50Kg lorsqu'il est rempli d'eau, le déplacement de détecteur est verticale (à une dimension) et atteint 25cm de profondeur. [17]

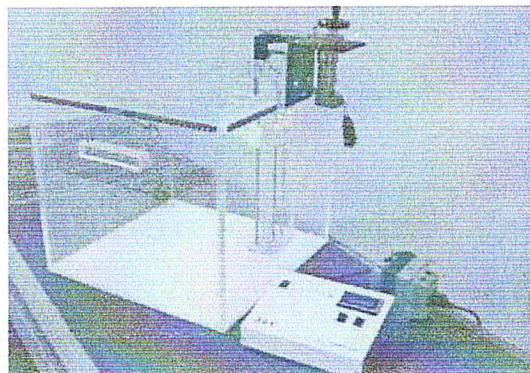


Figure III.7 : Le fantôme d'eau semi-conducteur WP-300.

CHAPITRE III : MODELISATION DES FAISCEAUX DE PHOTONS 6MV AU MOYEN DE MCNP

✓ L'électromètre

C'est un électromètre commercialisé par PTW de type T10002-20714.



Figure III.8 : Electromètre Unidos type T10002-20714.

✓ Thermomètre

Sert à mesurer des températures dont la grandeur est comprise entre -50° à $+150^{\circ} \pm 0.20^{\circ}\text{C}$, il contient une sonde en acier inoxydable, de longueur 10cm avec un câble de 1m.



Figure III.9 : Thermomètre.

✓ Le baromètre

Le baromètre est un instrument de mesure de la pression atmosphérique de type LAM BRECHT.



Figure III.10 : Le baromètre.

CHAPITRE III : MODELISATION DES FAISCEAUX DE PHOTONS 6MV AU MOYEN DE MCNP

✓ Chambre d'ionisation

La chambre d'ionisation (PTW) 31013 semi-flexible est une chambre cylindrique scellée, étanche, de volume sensible de $0,3 \text{ cm}^3$. Elle est idéale pour les mesures de dose précise et pour la mesure des distributions de dose dans les systèmes de balayage dans les fantômes d'eau.

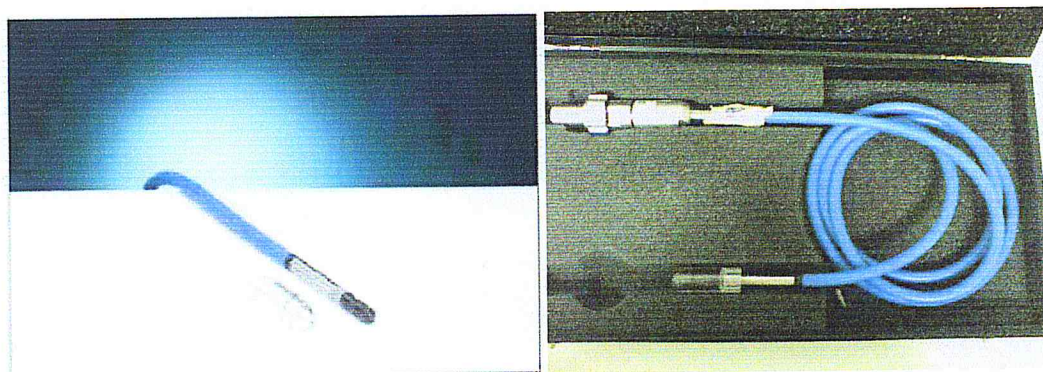


Figure III.11 : chambre d'ionisation semi-flexible Type (PTW) 31013.

Les données techniques Chambre d'ionisation PTW31013 sont données dans le tableau suivant :

Volume	0.3cm ³
Réponse	10 nC/Gy
Fuite	$\leq \pm 4 \text{ fA}$
Point de référence	sur axe de chambre, à 9.5 mm de la pointe de chambre
Tension de polarisation	400V minimum ; $\pm 500\text{V}$ maximum
Fuite de câble	$\leq 1 \text{ pC/ (Gy}\cdot\text{cm)}$

Tableau III 1 : Données techniques Chambre d'ionisation PTW31013.

CHAPITRE III : MODELISATION DES FAISCEAUX DE PHOTONS 6MV AU MOYEN DE MCNP

III.3.2. Méthode de mesure

Ce paragraphe décrit comment les mesures des caractéristiques de nos faisceaux de photons ont été effectuées dans un environnement clinique afin de valider les différents calculs Monte Carlo effectués.

Les mesures cliniques ont été effectuées au moyen d'un fantôme d'eau WP-300 disponible au service de radiothérapie du centre de Blida. Il est utilisé pour mesurer les caractéristiques suivantes.

✓ *Le rendement en profondeur*

Le gantry de l'accélérateur Clinac 2100C a été placée à 0° , ainsi que l'angle du collimateur; notre fantôme de profondeur 38 cm parallèle au collimateur et remplie d'eau est placée sous le gantry à une distance source-surface de 100 cm. A l'aide d'une chambre d'ionisation PTW31013 centrée à l'axe du champ, on a procédé à une mesure de différentes charges en fonction de la profondeur d'eau. Les valeurs sont traduites en termes de doses. Ces mesures ont été effectuées en 6 MV et pour différentes tailles de champs.

✓ *Le profil de dose*

Avec le même fantôme pour le même accélérateur, nous avons au moyen de la chambre d'ionisation PTW31013 effectué des mesures de charges en condition « cross plane » (sens gauche droite). Ces mesures étant effectués 1.4 cm de profondeur pour les faisceaux 6MV. Ces données traduites en termes de doses pour permettre de tracer le profil latéral de doses.

CHAPITRE IV :

RESULTATS ET DISCUSSIONS

Les simulations Monte Carlo effectuées tout au long de ce travail nous ont permis à la fois de vérifier certains processus physiques dans la tête de l'accélérateur linéaire médicale et de mesurer les caractéristiques du faisceau de photons.

IV.1. Spectre des photons de 6 MV :

Nous avons déterminé le spectre à l'aide du détecteur virtuel où tally F4 (est une carte utilisée pour spécifier le flux à travers la chambre d'ionisation). Nous avons obtenu le spectre d'énergie suivant :

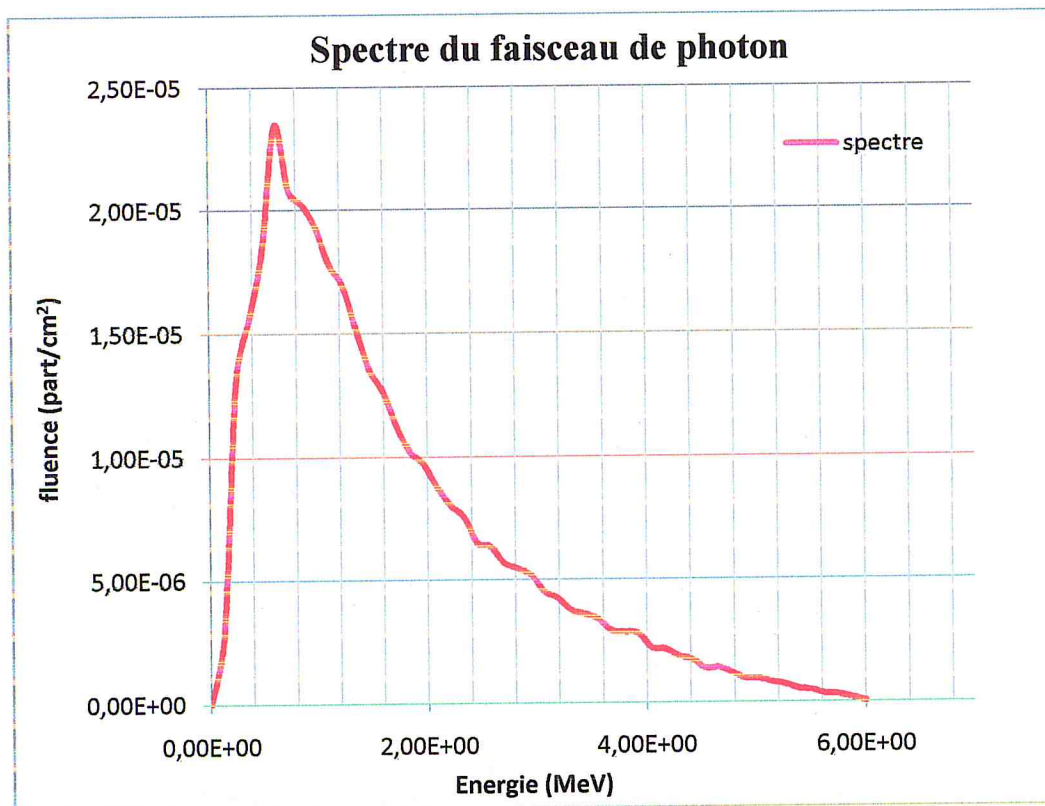


Figure IV.1: Spectre des photons pour la configuration 6 MV

L'augmentation du spectre est due au phénomène de Bremsstrahlung sur la section transversale utilisée jusqu'à atteindre la valeur maximale du flux de photons ainsi sa diminution est provoquée par l'atténuation des photons et des électrons diffusés dans le milieu jusqu'à leurs disparition. Le spectre des photons est un spectre continu compris entre 0 et l'énergie maximale des électrons incidents (6MV). L'énergie moyenne estimée par MCNP5 est égal à 1.62 MeV, et la largeur à mi-hauteur est 1.433 MeV. Ce résultat est comparable aux résultats obtenus dans les études [18], [19]

IV.2. Le rendement en profondeur de dose

La modélisation du dépôt de dose en profondeur dans un fantôme homogène (cuve d'eau) nous a permis de tracer pour différentes tailles de champs, les courbes suivantes :

Les figures ci-dessous présentent les courbes expérimentales et calculées par MCNP du rendement en profondeur obtenues pour un faisceau de photons de 6MV pour les tailles de champs : 10 X 10, 20 X 20 et 40 X 40 cm².

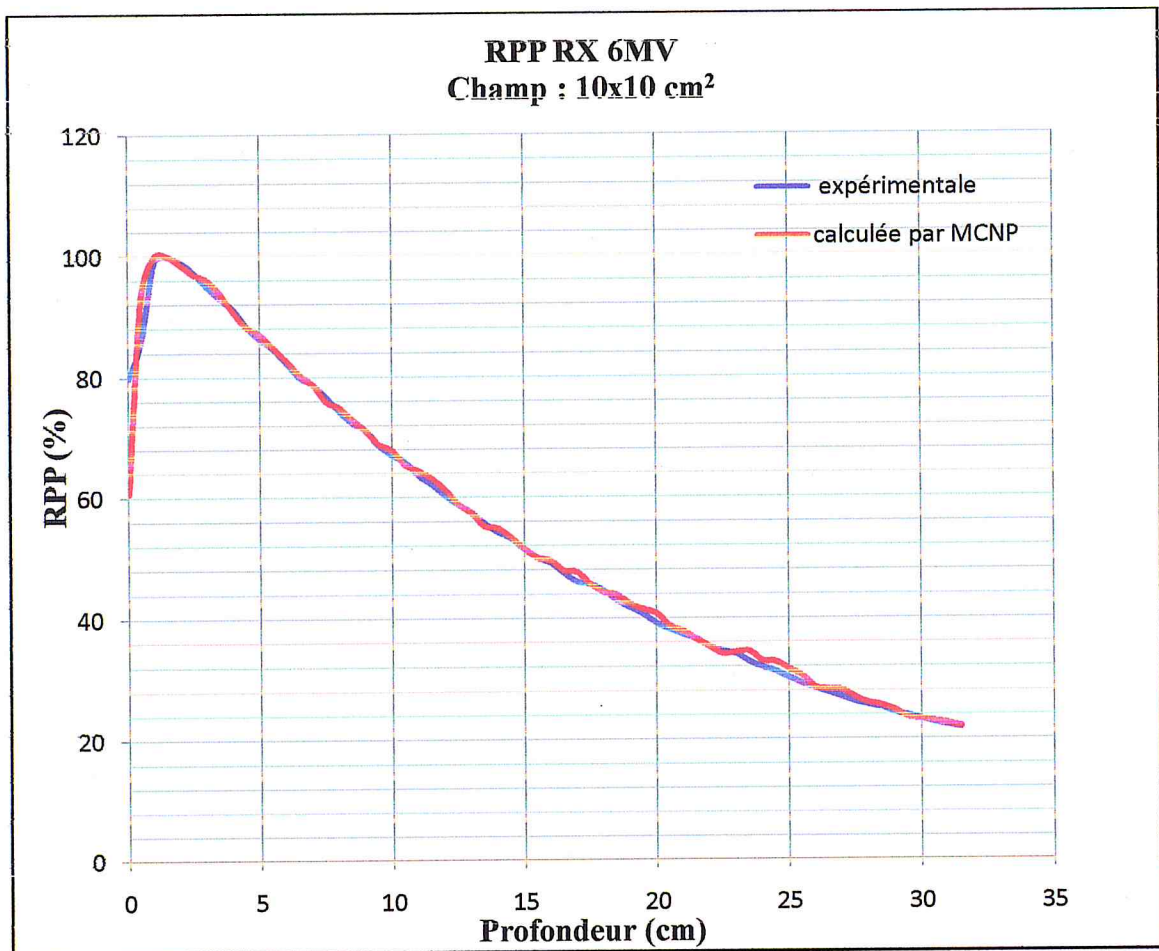


Figure IV.2 : Rendement en profondeur de dépôt de dose dans un fantôme d'eau pour un faisceau de photons de 6 MV pour les tailles de champs : 10 X 10 cm²

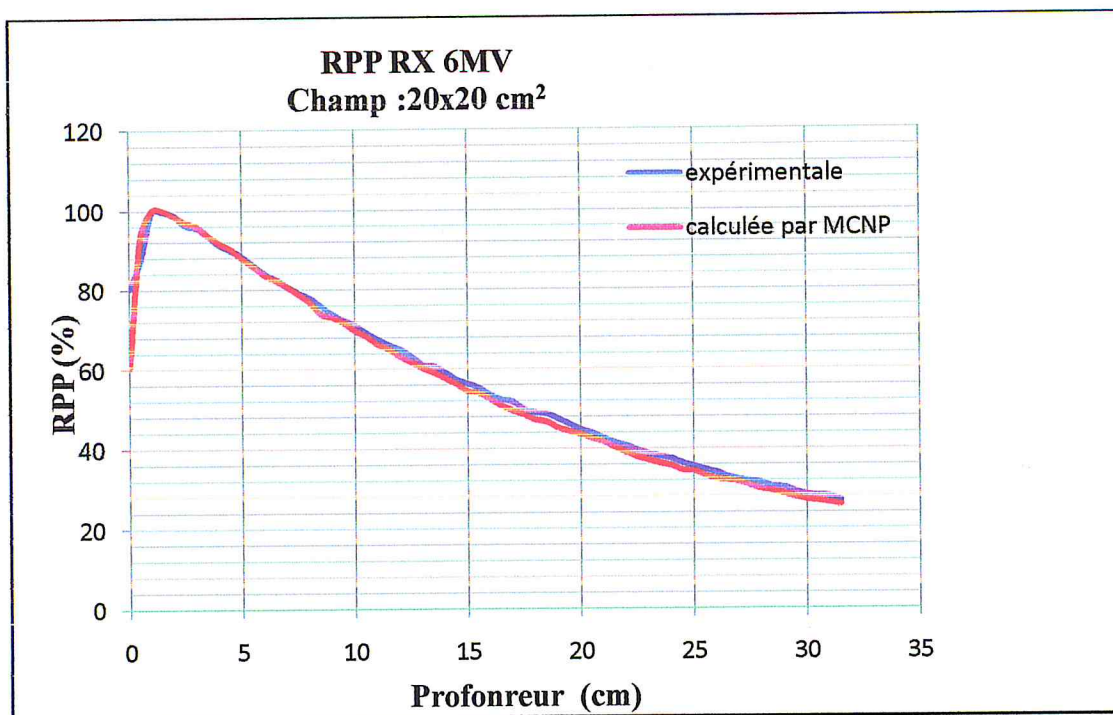


Figure IV.3 : Rendement en profondeur de dépôt de dose dans un fantôme d'eau pour un faisceau de photons de 6 MV pour les tailles de champs : 20 X 20 cm²

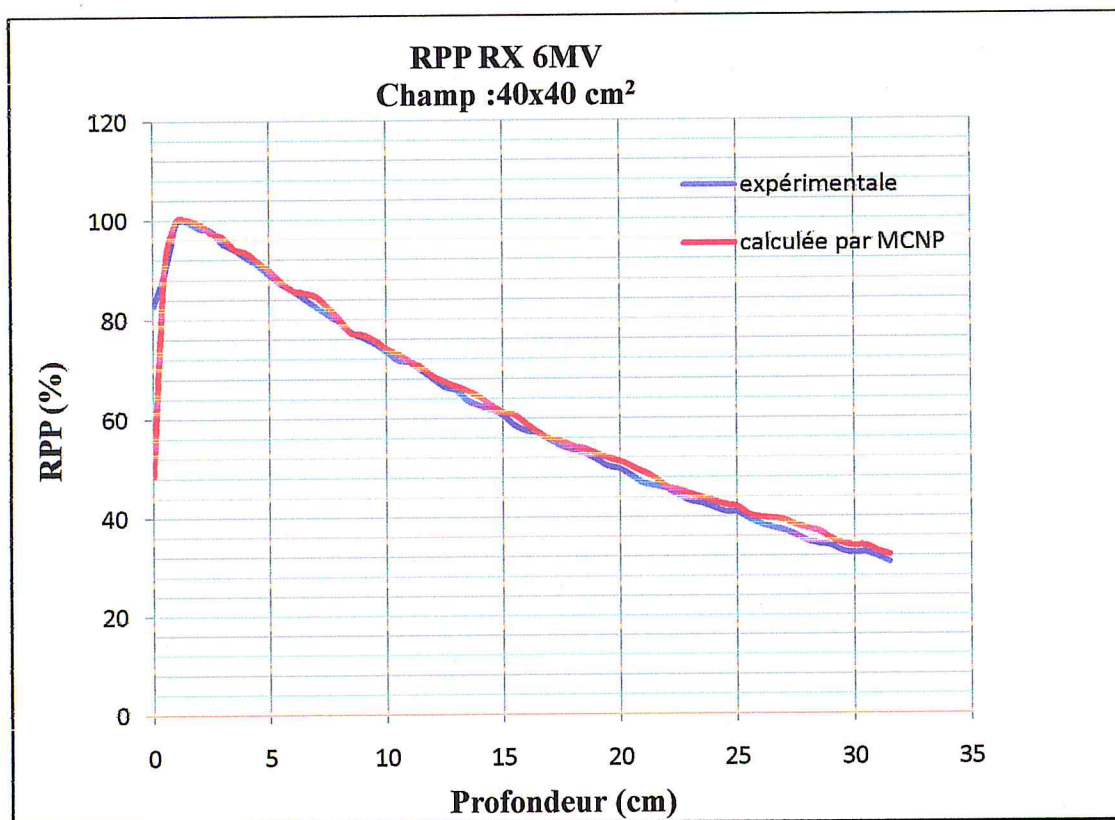


Figure IV.4 : Rendement en profondeur de dépôt de dose dans un fantôme d'eau pour un faisceau de photons de 6 MV pour les tailles de champs : 40 X 40 cm²

On note que la zone de « build-up » augmente à cause de l'accumulation de dose créée par les photons primaires incidents, les photons diffusés tête, les électrons de contamination, les photons et les électrons diffusés dans le fantôme jusqu'à l'obtention de la dose maximale en profondeur. Celles-ci sont dues aux différents phénomènes d'interaction photon-matière. La diminution de la courbe est provoquée par l'atténuation exponentielle de la dose en fonction de la profondeur.

On remarque un grand décalage dans dose à l'entrée, la dose à l'entrée expérimentale est plus grande que la dose simulée et la différence est de 5.23% pour le champ 10x10cm², elle est 6.93% pour le champ 20x20 cm² et 7.11% pour le champ 40x40 cm².

Dans la région de « build-up », on remarque que les courbes simulées s'ajustent convenablement aux mesures. Cet effet est observé jusqu'au point de dépôt maximum de dose.

Après le « build-up », la partie descendante de la courbe ; il apparaît un petit décalage entre les courbes obtenues par simulation Monte Carlo et celles par les mesures. Pour le champ 10x10 cm², il est de 0 à 4.43% au maximum, alors que pour le champ 20x20 cm² le décalage varie de 0.14 à 4.90% au maximum et pour le champ 40x40 cm², il est de 0.12 à 7.11 % au maximum.

Nous avons comparé le résultat des valeurs simulées avec le résultat obtenus expérimentalement pour valider notre modèle. La différence entre l'expérimentale et le simulé pour chaque point a été définie comme :

$$\text{Différence(\%)} = [(\text{Calculé} - \text{Mesuré}) / \text{Mesuré}] \times 100. [20].$$

La différence entre l'expérimentale et le simulé est présentée sur le tableau IV.1 :

Profondeur (cm)	expérimentale	simulée	erreur relative de la valeur simulée (%)	Différence(%)
0,5	86,1	90,61	0,4	5,23
1	99,16	99,94	0,4	0,77
1,4	100	100	0,41	0
2	99	98,56	0,41	0,44
2,5	97,3	96,96	0,42	0,34
3	95	96	0,42	1,05
3,5	93	93,73	0,42	0,78
4	91,2	90,72	0,43	0,52

CHAPITRE IV : RESULTATS ET DISCUSSIONS

4,5	88,4	88,23	0,44	0,19
5	86,4	87	0,44	0,69
5,5	84,8	84,87	0,44	0,08
6	82,5	82,77	0,45	0,32
6,5	80,1	80,38	0,46	0,34
7	78,8	78,77	0,46	0,03
7,5	76,8	76,01	0,47	1,02
8	74,4	74,93	0,48	0,71
8,5	72,4	72,95	0,48	0,75
9	71,2	71,1	0,49	0,14
9,5	68,7	68,82	0,49	0,17
10	67,1	67,83	0,5	1,08
10,5	65,9	65,4	0,51	0,75
11	63,7	64,42	0,51	1,13
11,5	62,2	63,14	0,52	1,51
12	60,4	61,3	0,53	1,49
12,5	58,8	58,88	0,54	0,13
13	57,5	57,38	0,54	0,20
13,5	55,7	55,23	0,55	0,84
14	54,3	54,85	0,55	1,01
14,5	53,3	53,37	0,56	0,13
15	51,5	51,53	0,57	0,05
15,5	50	50,02	0,58	0,04
16	49,2	49,51	0,58	0,63
16,5	47,5	47,9	0,6	0,84
17	46,1	47,64	0,6	3,34
17,5	45,7	45,67	0,61	0,06
18	44,6	44,39	0,62	0,47
18,5	43	43,87	0,62	2,02
19	41,8	42,37	0,63	1,36
19,5	40,7	41,48	0,64	1,91
20	39,2	40,8	0,65	4,08
20,5	38,2	38,72	0,66	1,36
21	37,3	37,84	0,66	1,44
21,5	36,6	36,5	0,67	0,27
22	35,3	35,25	0,68	0,14
22,5	34,6	34,09	0,69	1,47
23	34,1	34,3	0,7	0,58
23,5	32,8	34,5	0,7	5,18
24	31,9	32,9	0,72	3,13
24,5	31,2	32,76	0,73	5
25	30,2	31,54	0,73	4,43
25,5	29,2	30,39	0,74	4,07

26	28,4	28,54	0,75	0,49
26,5	27,7	28,19	0,76	1,76
27	27	28,05	0,77	3,88
27,5	26,2	26,89	0,78	2,63
28	25,7	25,97	0,79	1,05
28,5	25,2	25,52	0,79	1,26
29	24,4	24,76	0,8	1,47
29,5	23,9	23,55	0,81	-1,46
30	23,3	23,29	0,82	-0,04
30,5	22,8	22,95	0,83	0,65
31	22,3	22,56	0,83	1,16
31,5	21,9	22,06	0,83	0,73

Tableau IV.1 : Comparaison entre les valeurs expérimentales et simulées pour le rendement en profondeur du champ 10x10 cm²

La différence entre l'expérimentale et le simulé pour le champ 20x20 cm² est présentée le tableau IV.2 :

Profondeur (cm)	expérimentale	simulée	erreur relative de la valeur simulée (%)	Différence(%)
0,5	87,533	93,6	0,4	6,93
1	99,898	99,93	0,4	0,03
1,4	100	99,35	0,41	0,65
2	98,9	98,57	0,41	0,33
2,5	96,4	96,96	0,42	0,58
3	95,7	96,01	0,42	0,32
3,5	93,7	93,73	0,42	0,03
4	91,5	91,7	0,43	0,22
4,5	90,1	90,23	0,44	0,14
5	88,5	87,99	0,44	0,58
5,5	86,3	85,86	0,44	0,51
6	84,1	83,78	0,45	0,38
6,5	82,7	82,38	0,46	0,38
7	80,9	80,77	0,46	0,16
7,5	79,3	78,99	0,47	0,39
8	78	76,91	0,48	1,39
8,5	76	73,95	0,48	2,69
9	73,9	73,11	0,49	1,06
9,5	72,4	71,82	0,49	0,80
10	71,2	69,81	0,5	1,95
10,5	69,2	68,4	0,51	1,15

CHAPITRE IV : RESULTATS ET DISCUSSIONS

11	67,7	66,42	0,51	1,89
11,5	66,2	65,14	0,52	1,60
12	65,1	63,3	0,53	2,76
12,5	63,4	61,87	0,54	2,41
13	61,2	60,37	0,54	1,35
13,5	60,9	59,23	0,55	2,74
14	59,3	57,85	0,55	2,44
14,5	57,5	56,36	0,56	1,98
15	56,5	54,53	0,57	3,48
15,5	55,4	54,02	0,58	2,49
16	53,7	52,52	0,58	2,19
16,5	52,5	50,91	0,6	3,02
17	51,9	49,65	0,6	4,33
17,5	50	48,66	0,61	2,68
18	49,2	47,38	0,62	3,69
18,5	48,9	46,86	0,62	4,17
19	47,7	45,36	0,63	4,90
19,5	46,3	44,46	0,64	3,97
20	45	43,79	0,65	2,68
20,5	44,1	42,72	0,66	3,12
21	42,8	41,84	0,66	2,24
21,5	41,7	40,51	0,67	2,85
22	40,9	39,25	0,68	4,03
22,5	39,8	38,08	0,69	4,32
23	38,9	37,3	0,7	4,11
23,5	38,2	36,5	0,7	4,45
24	37,7	35,9	0,72	4,77
24,5	36,5	34,76	0,73	4,76
25	35,7	34,54	0,73	3,24
25,5	34,9	33,38	0,74	4,35
26	34,2	32,53	0,75	4,88
26,5	33,1	32,2	0,76	2,71
27	32,4	31,75	0,77	2,01
27,5	31,9	30,89	0,78	3,17
28	31,6	29,98	0,79	5,13
28,5	30,6	29,51	0,79	3,56
29	30,4	28,75	0,8	5,43
29,5	29,3	27,94	0,81	4,64
30	28,6	27,28	0,82	4,62
30,5	28,2	26,95	0,83	4,43
31	28,1	26,56	0,83	5,48

31,5	27	26,05	0,83	3,51
------	----	-------	------	------

Tableau IV.2 : Comparaison entre les valeurs expérimentales et simulées pour le rendement en profondeur du champ 20x20 cm²

La différence entre l'expérimentale et le simulé pour le champ 40x40 cm² est présentée le tableau IV.3 :

Profondeur (cm)	expérimentale	simulée	erreur relative de la valeur simulée (%)	Différence(%)
0,5	89,452	90,63	0,4	1,32
1	99,391	99,81	0,4	0,42
1,4	100	99,4	0,41	0,60
2	98,4	99,25	0,41	0,86
2,5	98	97,47	0,42	0,54
3	95,4	96,51	0,42	1,16
3,5	94,2	94,18	0,42	0,02
4	92,6	93,44	0,43	0,91
4,5	91,1	91,66	0,44	0,61
5	89,1	89,87	0,44	0,86
5,5	87,3	87,57	0,44	0,31
6	85,9	85,8	0,45	0,12
6,5	84,3	85,33	0,46	1,22
7	82,6	84,58	0,46	2,40
7,5	81	82,49	0,47	1,84
8	79,6	79,95	0,48	0,44
8,5	77,5	77,3	0,48	0,26
9	76,5	76,9	0,49	0,52
9,5	75,3	75,83	0,49	0,70
10	73,6	74,16	0,5	0,76
10,5	71,9	73,03	0,51	1,57
11	71,4	71,54	0,51	0,20
11,5	69,9	70,33	0,52	0,62
12	68,1	68,56	0,53	0,68
12,5	66,5	67,36	0,54	1,29
13	65,8	66,46	0,54	1,00
13,5	63,7	65,55	0,55	2,90
14	62,7	64,32	0,55	2,58
14,5	61,9	62,67	0,56	1,24
15	60,7	61,29	0,57	0,97
15,5	58,7	60,75	0,58	3,49
16	57,6	58,87	0,58	2,20
16,5	57,2	57,15	0,6	0,09
17	55,7	55,87	0,6	0,31

17,5	54,4	55,32	0,61	1,69
18	53,6	54,37	0,62	1,44
18,5	52,9	53,81	0,62	1,72
19	51,7	52,78	0,63	2,09
19,5	50,3	51,91	0,64	3,20
20	49,8	51,27	0,65	2,95
20,5	48,4	50,23	0,66	3,78
21	46,9	49,12	0,66	4,73
21,5	46,4	47,86	0,67	3,15
22	45,8	46,11	0,68	0,68
22,5	44,5	45,53	0,69	2,31
23	43,3	44,67	0,7	3,16
23,5	42,8	43,89	0,7	2,55
24	42	43,27	0,72	3,02
24,5	41,1	42,49	0,73	3,38
25	41	42,08	0,73	2,63
25,5	39,7	40,55	0,74	2,14
26	38,6	39,92	0,75	3,42
26,5	37,9	39,68	0,76	4,70
27	37,3	39,42	0,77	5,68
27,5	36,3	38,38	0,78	5,73
28	35,2	37,64	0,79	6,93
28,5	34,6	37,06	0,79	7,11
29	34,2	35,62	0,8	4,15
29,5	33,1	34,63	0,81	4,62
30	32,7	34,17	0,82	4,50
30,5	32,8	34,1	0,83	3,96
31	31,9	33,04	0,83	3,57
31,5	30,8	32,29	0,83	4,84

Tableau IV.3 : Comparaison entre les valeurs expérimentales et simulées pour le rendement en profondeur du champ 40x40 cm²

L'écart dans nos résultats peut être justifié par plusieurs raisons :

- L'énergie moyenne de la gaussienne en énergie du faisceau d'électrons primaire n'est pas correctement ajustée (6 MeV)
- Le nombre de particules dans la simulation est limité.
- L'incertitude dont le fabricant a fourni des informations sur la géométrie de l'accélérateur.
- Une fluctuation statistique des résultats MC et les fluctuations dans l'eau (fantôme) lors de mesure.

Le tableau suivant présente une comparaison entre les valeurs expérimentales et simulées du point de dépôt maximal de dose en profondeur dans le cas d'un faisceau de photon de 6 MV :

Taille de champs (cm ²)	10 X 10	20 X 20	40 X 40
Mesures (cm)	1.4	1.4	1.4
MCNP (cm)	1.5	1.5	1.25
Différence en mm	1	1	0.15
Erreurs relatives(%)	1.14	1.31	2.25

Tableau IV.4 : Comparaison entre les valeurs expérimentales et simulées du point de dépôt maximal de dose en profondeur dans le cas d'un faisceau de 6 MV.

✓ Pour un champ de 40x40 cm²

Le maximum de dose se trouve déplacé vers la surface du fait rayonnement diffusé par le collimateur.

On constate que la dose max se déplace vers la surface quand la taille du champ augmente à cause de l'augmentation du diffusé dans un niveau de profondeur.

Ces résultats sont en bon accord avec les résultats donnés dans la littérature [18], [20], [7] et [19].

Certaines grandeurs dosimétriques peuvent être définies à partir de la courbe de rendement en profondeur : la dose à la surface, la dose de sortie et la profondeur de maximum de dose (profondeur de l'équilibre électronique): Z_{max} . [21]

IV.3. Le profil de dose

Le profil de dose pour le faisceau des photons 6 MV a été mesuré à la profondeur 1.4 cm de la dose maximale pour la taille du champ de référence de 10 x 10 cm² expérimentalement et par la simulation avec MCNP5. Les courbes sont représentées sur la figure ci-dessous.

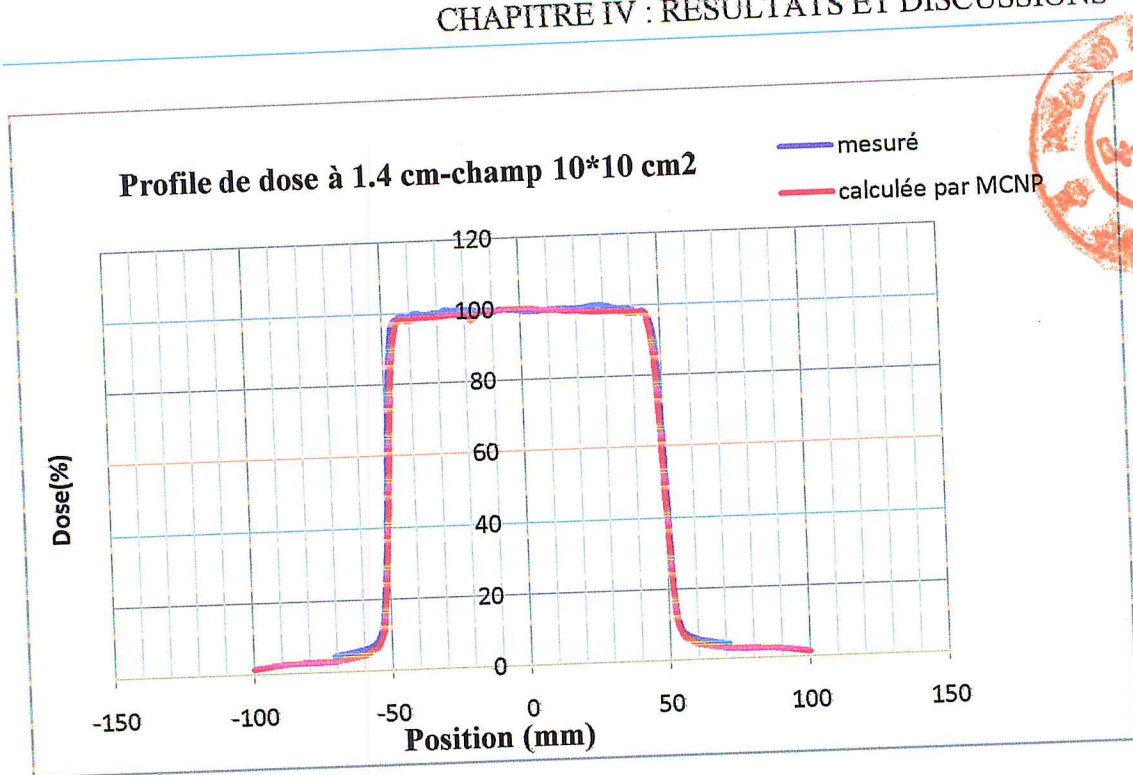


Figure IV.5 : Profil de dose à 1.4 cm de profondeur pour un champ 10 X 10 cm²
pour un faisceau de 6MV en photons

Nous avons comparé le résultat du simulé avec le résultat d'expérimentale pour valider notre modèle.

La différence entre l'expérimentale et le simulé est présentée sur le tableau IV.5 :

Position (mm)	expérimentale	simulée	Différence(%)
0	100	100	0
2,5	99,25	100	0,75
5	99,3	99,90	0,60
7,5	99,35	99,50	0,15
10	99,55	99,50	0,05
12,5	99,55	99,46	0,09
15	99,75	99,23	0,52
17,5	99,89	98,98	0,91
20	99,55	98,98	0,57
22,5	99,85	98,81	1,04
25	100,12	98,60	1,51
27,5	100,24	98,57	1,66
30	100,04	98,45	1,58
32,5	100,04	98,45	1,58
35	99,06	98,50	0,56
37,5	99,16	98,06	1,10
40	98,66	97,66	1,01
42,5	98,07	97,86	0,21

45	97,1	96,98	0,12
47,5	91,1	82,74	9,17
50	52,94	42,94	18,88
52,5	17,48	12,48	28,60
55	82	6,9	15,80
57,5	6,72	5,72	14,88
60	6,18	4,56	26,21
70	4,395	3,23	26,50

Tableau IV.5 : Comparaison entre les valeurs expérimentales et simulées pour le profile de dose du champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$

On remarque que les valeurs obtenues par simulation avec MCNP5 fluctuent autour du plateau. Ceci est dû à la faiblesse de notre statistique plus haut évoquée ; Cela se justifie dans nos calculs par les valeurs des erreurs obtenues de 0.89 à 3.45%. Un choix approprié du nombre de particule du faisceau d'électrons primaire permettrait un ajustement correct de la courbe simulée à l'expérimentale.

Notons que la cloche du profil de dose est presque ajustée à celle du profil expérimental, ce qui nous laisse croire que pour le faisceau de 6MV en photons, 1.62 MeV semble être la bonne énergie moyenne pour la distribution gaussienne en énergie et 1.433 MeV de la largeur à mi-hauteur.

Pour une meilleure comparaison entre l'expérimentale et le simulé, nous avons considéré trois régions dans nos profils y compris (1) la zone homogène et symétrique du champ, (2) la région de la pénombre, et (3) région plat ou ombre. Pour la première région la différence locales ont été jusqu'à 1.66%.

Pour la deuxième région, la différence locale de 18.88 % a été observée. Dans la troisième région, qui est situé à l'extérieur de bordure du champ, on ne peut pas calculer la différence par ce qu'on n'a pas les valeurs expérimentale.

La sensibilité des résultats de la simulation est obtenue par la connaissance des paramètres d'entrée, comme la position, la direction, l'énergie du faisceau de photons initial sortant de l'accélérateur et aux détails de la géométrie de la tête de traitement, les matériaux, et tous les densités des composants ; la cible, collimateur primaire, le filtre....etc. pour avoir une meilleure modélisation de la tête d'accélérateur.

Conclusion :

En radiothérapie, il existe des outils informatiques qui permettent de piloter des dispositifs médicaux de plus en plus complexes avec précision.

Parmi ces outils, le code MCNP qui nous a permis dans ce travail de modéliser la géométrie de la tête de l'accélérateur linéaire médical VARIAN 2100C pour la gamme d'énergie 6 MV du service de radiothérapie du CAC Blida.

Cela fût aussi la possibilité d'approfondir notre maîtrise des rouages du code MCNP pour la gestion de l'espace des phases depuis la création de son fichier jusqu'à son utilisation comme source de particules dans les simulations de dépôt de dose en radiothérapie.

Cependant, les courbes de rendement en profondeur et de profil de dose obtenues par simulation d'un fantôme homogène pour la gamme 6MV nous montre, que nous avons trouvé un bon accord entre le simulé et l'expérimentale.

Afin de rendre possible l'utilisation du code Monte Carlo en clinique, la durée des calculs doit être réduite par l'incorporation de nouveau moyen de calcul encore plus performants et rapides.

Il apparaît donc que le code MCNP fait l'objet d'un contrôle de performances approfondi afin de garantir la qualité et la sécurité des traitements par radiothérapie.

Notre travail sera la base pour d'autres simulations dans la gamme 18MV, et la simulation en mode électrons.

Par la suite, on simule un fantôme voxélisé représentant le patient pour calculer la dose reçue par la tumeur et les organes à risques.

Bibliographies

- [1] Radiation Physics for Medical Physicists, Ervin B. Podgorsack, springer,2005.
- [2] THÈSE DE DOCTORAT Mesure De La Dose Physique Par Films Radiochromiques Et Simulation Monte Carlo Pour L'hadronthérapie par M. Nabil Zahra 2010
- [3] Journal de Radiologie Volume 89, Issue 10, October 2008, Pages 1242-1243
- [4] cours de Mr S.KHOUDRI- Physicien Médical -Paramètres dosimétriques caractérisant les faisceaux de Photons -Centre Anti Cancer de Blida 2009
- [5] THÈSE DE DOCTORAT Validations Dosimétriques Des Conditions Cliniques Des Radiothérapies Thoraciques, par : Robin GARCIA 2009
- [6] THÈSE DE DOCTORAT Contrôle Dosimétrique Des Traitements De Radiothérapie Par Simulation Monte Carlo De L'image De Dose Portale Transmise Par Jean-Noël BADEL 2009.
- [7] Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning Medical Physics, Vol. 34, No. 12, December 2007
- [8] Monte Carlo simulation in nuclear medicine Centre de physique des particules de Marseille, CNRS-IN2P3 et université de la Méditerranée- Médecine Nucléaire 31 (2007) 160–164
- [9] Monte Carlo: concepts, algorithms, and applications, George S. Fishman, Springer, New York, 1996.
- [10] THÈSE DE DOCTORAT Reconstitution Dosimétrique Physique D'accident Radiologique Par Simulations Numériques A L'aide D'outils Associant Un Modèle Anthropomorphe A Un Code De Calcul Monte Carlo, par : Estelle COURAGEOT 2010.
- [11] THÈSE DE DOCTORAT, Dosimétrie en radiothérapie et curiethérapie par simulation Monte-Carlo GATE sur grille informatique par Cheick Oumar THIAM 2007

- [12] RSICC COMPUTER CODE COLLECTION MCNP4C Monte Carlo N-Particle Transport Code System, Contributed by: Los Alamos National Laboratory, April 2000
- [13] J. F. Briesmeister, MCNP – A general Monte Carlo N-Particle transport code, LA-13079-M, (2000)
- [14] THÈSE DE DOCTORAT Development of a Personalised Dosimetric Tool for Radiation Protection in case of Internal Contamination and Targeted Radiotherapy in Nuclear Medicine. Par Sophie Chiavassa 2005.
- [15] Modelisation Par Methodes Monte Carlo De L'espace Des Phases D D'un Faisceau De Photons En Radiotherapie Par Chamberlain Francis DJOUMESSI ZAMO-Master 2 Physique Médicale, Centre de Lutte Contre le Cancer Léon-Bérard (LYON), 2006.
- [16] Neutron Fluence and Energy Spectra, Around the Varian Clinac 2100C/2300C Medical Accelerator, K.R KASE, X.S.MAO, W.R.NELSON, J.C.LIU, J.H.CLECK AND M.ELSALIM
- [17] Radiatiopn Medicine Qasoluions, 8008/2009, p14-16-46
- [18] Development and commissioning of a Monte Carlo photon beam model for Varian Clinac 2100EX linear accelerator, A. Mesbahi et al. / Applied Radiation and Isotopes 64 (2006) 656–662
- [19] Monte Carlo Dose Verification Of An X-Ray Beam In A Virtual Watertm Phantom. Par Virginia L.Maniquis; 2006
- [20] Monte Carlo calculation of Varian 2300C/D Linac photon beam characteristics: a comparison between MCNP4C, GEANT3 and measurements, A. Mesbahi et al. / Applied Radiation and Isotopes 62 (2005) 469–477
- [21] K. Siegbahn, Alpha, beta and gamma-ray spectroscopy, North Holland Publishing Company (1965)
- [22] Monte Carlo simulation of surface percent depth dose, S.-Y. Lin et al. / Applied Radiation and Isotopes 56 (2002) 505–510
- [23] Handbook of radiotherapy physics, P MAYLES; A NAHUM; J C ROSENWALD; by Taylor & Francis Grroup, 2007

Annexe A :
Présentation d'un fichier d'entrée au format MCNP pour le spectre de 6MV

```

c Created on: Saturday, April 23, 2011 at 20:06
c *****
c ***** This program is a simulation *****
c ***** of head accelerator of *****
c ***** Clinac 2100C *****
c *****
c
c *****
c ***** Definition of cells *****
c *****
c Air
1 7 -0.001205 -2 #4 #5 #6 #7 #12 #13 imp:p,e=1
c Concrete (Béton)
2 0 -1 2 imp:p,e=1
c Void
3 0 1 imp:p,e=0
c Target 1
4 2 -8.96 -3 imp:p,e=1
c Target 2
5 1 -19.35 #((6 :-7 )(5 :-4 )) imp:p,e=1
c Primary Collimator
6 1 -19.35 # (9 :-13 :-8 :-11 :-10 :(-11 12 )) imp:p,e=1
c Filter
7 3 -7.87 # (15 (14 :-15 )16 17 ) imp:p,e=1
c Electron source
12 7 -2.9e-006 (36 -35 -34 ) imp:p,e=1
c chambre d'ionisation
13 7 -0.00029 -108 imp:p,e=1
c *****

```

c ***** Definition of geometries *****

c *****

c null

1 rpp -155 155 -155 155 -155 155

2 rpp -150 150 -150 150 -150 150

c Target 1

3 rcc 0 0 0 0 0 0.063 0.3

c Target 2

4 rcc 0 0 0 0 0 0.0635 0.301

5 rcc 0 0 0.0634 0 0 1.026 0.301

6 rcc 0 0 -0.254 0 0 0.524 0.889

7 rcc 0 0 -0.254 0 0 1.524 0.301

c Primary Collimator

8 rcc 0 -8.89 0.508 0 12.448 0 1.27

9 rcc 0 0 -2.54 0 0 6.985 3.557

10 rcc 0 -8.89 6.19 0 17.399 0 0.4445

11 trc 0 0 7.94 0 0 -6.338 2.16 0.578

12 rcc 0 0 4.444 0 0 3.4935 2.54

13 rcc 0 0 -2.55 0 0 1.8 0.302

c filter

14 trc 0 0 12.446 0 0 -3.294 2.54 0.002

15 trc 0 0 12.444 0 0 -1.41 1.3335 0.002

16 rcc 0 0 12.445 0 0 0.152 3.81

17 trc 0 0 12.596 0 0 0.749 2.79 1.58

c Electron source

34 c/z 0 -5e-006 0.3

35 pz -0.001

36 pz -0.501

108 rcc 0 0 14 0 0 0.05 5

c *****

c ***** Definition of materials *****

c *****

m1 74000.03e 1 \$ Copper
m2 29000.03e 1 \$ Tungsten
m3 26000.03e 1 \$ Iron
m4 73000.03e 1 \$ Tantalum
m6 82000.03e 1 \$ lead
m7 1000.02p 2 \$ water
8000.02p 1

mode p e

sdef ERG=6.8 PAR=3 POS=0 0 -0.01 VEC=0 0 1 DIR=1 RAD=d1 EXT=0 AXS=0 0 1

si1 0 0.139

sp1 -21 1

phys:e 100 0 0 0 1 1 1 1 1

phys:p 100 0 0 0 0

c PROBLEM CUTOFFS

cut:e 6.8 0.30

cut:p 6.8 0.01

f4:p 13

E4:p 0 48I 6.8

nps 10000000

Annexe B :
Présentation d'un fichier d'entrée au format MCNP pour le rendement en profondeur
de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$

```

c   Created on: Thursday, May 19, 2011 at 09:39

c   *****

c   ***** This program is a simulation *****

c   ***** of head accelerator of *****

c   ***** Clinac 2100C *****

c   *****

c

c   *****

c   ***** Definition of cells *****

c   *****

c Air

  1  7 -0.00029 -2 #13 #25 #21 #22 #23 #24 #15 #28 #29 #30 #31 #32 #33
    #34 #35 #36 #37 #38 #39 #40 #41 #42 #43 #44 #45 #46 #47 #48 #49
    #50 #51 #52 #53 #54 #55 #56 #57 #58 #59 #60 #61 #62 #63 #64 #65
    #66 #67 #68 #69 #70 #71 #72 #73 #74 #75 #76 #77 #78 #79 #80 #81
    #82 #83 #84 #85 #86 #87 #88 #89

c Concrete (Béton)

  2  0    -1 2

c Void

  3  0    1

c Target 1

c  4  2 -8.96 -3 imp:p,e=1

c Target 2

c  5  1 -19.35 #((6 :-7 )(5 :-4 )) imp:p,e=1

c Primary Collimator

c  6  1 -19.35 #((9 :-13 :-8 :-11 :-10 :(-11 12 )) imp:p,e=1

c Filter

c  7  3 -7.87 #((15 (14 :-15 )16 17 ) imp:p,e=1

c Electron source

c 12  0    (36 -35 -34 ) imp:p,e=1

```

c chambre d'ionisation

13 7 -0.00029 (39 -38 -37)

c les detecteurs

15 6 1 -44

c Jaws

21 1 -19.35 -57

22 1 -19.35 -58

23 1 -19.35 -59

24 1 -19.35 -60

c fantome d'eau

25 6 1 -61 #15 #28 #29 #30 #31 #32 #33 #34 #35 #36 #37 #38 #39
 #40 #41 #42 #43 #44 #45 #46 #47 #48 #49 #50 #51 #52 #53 #54 #55
 #56 #57 #58 #59 #60 #61 #62 #63 #64 #65 #66 #67 #68 #69 #70 #71
 #72 #73 #74 #75 #76 #77 #78 #79 #80 #81 #82 #83 #84 #85 #86 #87
 #88 #89

28 6 1 -44 trcl=(0 0 0.5)

29 6 1 -44 trcl=(0 0 1)

30 6 1 -44 trcl=(0 0 1.5)

31 6 1 -44 trcl=(0 0 2)

32 6 1 -44 trcl=(0 0 2.5)

33 6 1 -44 trcl=(0 0 3)

34 6 1 -44 trcl=(0 0 3.5)

35 6 1 -44 trcl=(0 0 4)

36 6 1 -44 trcl=(0 0 4.5)

37 6 1 -44 trcl=(0 0 5)

38 6 1 -44 trcl=(0 0 5.5)

39 6 1 -44 trcl=(0 0 6)

40 6 1 -44 trcl=(0 0 6.5)

41 6 1 -44 trcl=(0 0 7)

42 6 1 -44 trcl=(0 0 7.5)

43 6 1 -44 trcl=(0 0 8)

44 6 1 -44 trcl=(0 0 8.5)

45 6 1 -44 trcl=(0 0 9)
46 6 1 -44 trcl=(0 0 9.5)
47 6 1 -44 trcl=(0 0 10)
48 6 1 -44 trcl=(0 0 10.5)
49 6 1 -44 trcl=(0 0 11)
50 6 1 -44 trcl=(0 0 11.5)
51 6 1 -44 trcl=(0 0 12)
52 6 1 -44 trcl=(0 0 12.5)
53 6 1 -44 trcl=(0 0 13)
54 6 1 -44 trcl=(0 0 13.5)
55 6 1 -44 trcl=(0 0 14)
56 6 1 -44 trcl=(0 0 14.5)
57 6 1 -44 trcl=(0 0 15)
58 6 1 -44 trcl=(0 0 15.5)
59 6 1 -44 trcl=(0 0 16)
60 6 1 -44 trcl=(0 0 16.5)
61 6 1 -44 trcl=(0 0 17)
62 6 1 -44 trcl=(0 0 17.5)
63 6 1 -44 trcl=(0 0 18)
64 6 1 -44 trcl=(0 0 18.5)
65 6 1 -44 trcl=(0 0 19)
66 6 1 -44 trcl=(0 0 19.5)
67 6 1 -44 trcl=(0 0 20)
68 6 1 -44 trcl=(0 0 20.5)
69 6 1 -44 trcl=(0 0 21)
70 6 1 -44 trcl=(0 0 21.5)
71 6 1 -44 trcl=(0 0 22)
72 6 1 -44 trcl=(0 0 22.5)
73 6 1 -44 trcl=(0 0 23)
74 6 1 -44 trcl=(0 0 23.5)
75 6 1 -44 trcl=(0 0 24)
76 6 1 -44 trcl=(0 0 24.5)

77 6 1 -44 trcl=(0 0 25)
78 6 1 -44 trcl=(0 0 25.5)
79 6 1 -44 trcl=(0 0 26)
80 6 1 -44 trcl=(0 0 26.5)
81 6 1 -44 trcl=(0 0 27)
82 6 1 -44 trcl=(0 0 27.5)
83 6 1 -44 trcl=(0 0 28)
84 6 1 -44 trcl=(0 0 28.5)
85 6 1 -44 trcl=(0 0 29)
86 6 1 -44 trcl=(0 0 29.5)
87 6 1 -44 trcl=(0 0 30)
88 6 1 -44 trcl=(0 0 30.5)
89 6 1 -44 trcl=(0 0 31)

c *****

c ***** Definition of geometries *****

c *****

c null

1 rpp -155 155 -155 155 -155 155

2 rpp -150 150 -150 150 -150 150

c chambre d'ionisation

37 cz 2.5

38 pz 15

39 pz 14

c le détecteur

44 sz 97.31 0.25

c Jaws

57 rpp -9.398 9.398 -15.804 -3.866 28.067 35.687

58 rpp -9.398 9.398 3.866 15.804 28.067 35.687

59 rpp -17.328 -3.866 -10.795 10.795 36.703 44.323

60 rpp 3.866 17.328 -10.795 10.795 36.703 44.323

c fantome d'eau

61 rpp -19 19 -15 15 97.21 135.21

mode p e

c *****

c ***** Definition of materials *****

c *****

m1 74000.03e 1 \$Tungsten

m2 29000.03e 1 \$Copper

m3 26000.03e 1 \$Iron

m6 1000.02p 0.67 \$Water

8000.02p 0.33

m7 6000.02p -0.000124 \$ air

7000.02p -0.755267 8000.02p -0.231781 18000.02p -0.012827

imp:p 1 71r \$ 1, 89

imp:e 1 71r \$ 1, 89

sdef ERG=d1 CEL=13 PAR=2 POS=0 0 14.5 VEC=0 0 1 DIR=1 RAD=d2 AXS=0 0 1

sil L 0 1.2245E-01 2.4490E-01 3.6735E-01 4.8980E-01 &

6.1224e-01 7.3469E-01 8.5714E-01 9.7959E-01 1.1020E+00 &

1.2245e+00 1.3469E+00 1.4694E+00 1.5918E+00 1.7143E+00 &

1.8367e+00 1.9592E+00 00 3.9184E+00 4.0408E+00 2.3265E+00 &

2.4490e+00 2.5714E+00 2.6939E+00 2.8163E+00 2.9388E+00 &

3.0612e+00 3.1837E+00 3.3061E+00 2.2041E+00 2.0816E+00

3.4286E+00 3.5510E+00 3.6735e+00 3.7959E+4.1633E+00 &

4.2857e+00 4.4082E+00 4.5306E+00 4.6531E+00 4.7755E+00 &

4.8980e+00 5.0204E+00 5.1429E+00 5.2653E+00 5.3878E+00 &

5.5102e+00 5.6327E+00 5.7551E+00 5.8776E+00 6.0000E+00

sp1 D 0 2.89553E-06 1.30970E-05 1.55782E-05 1.83190E-05 &

1.02223e-05 9.71890E-06 8.77690E-06 8.02747E-06 7.55607E-06 &

1.69527e-05 1.51839E-05 1.35461E-05 1.26527E-05 1.12546E-05 &

2.34284e-05 2.08003E-05 2.02100E-05 1.93065E-05 1.78034E-05 &

6.49925e-06 6.33925E-06 5.68258E-06 5.46002E-06 5.17841E-06 &

4.52171e-06 4.25676E-06 3.76900E-06 3.60952E-06 3.40333E-06 &

```
2.93044e-06 2.85813E-06 2.80136E-06 2.22518E-06 2.17037E-06 &
9.74668e-07 9.65394E-07 8.20933E-07 7.22342E-07 5.46021E-07 &
1.89586e-06 1.74528E-06 1.39103E-06 1.41884E-06 1.20170E-06 &
4.89435e-07 3.31428E-07 3.05267E-07 1.69709E-07 3.67324E-08
si2 0 2.5
phys:p 100 0 0 0 0
phys:e 100 0 0 0 1 1 1 1 1
c  PROBLEM CUTOFFS
cut:p 6 0.01
cut:e 6 0.30
*f8:p,e 15 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46
47 48 49 50 51 52 53 54 55 56 57 58 59 60 61 62 63 64 65
66 67 68 69 70 71 72 73 74 75 76 77 78 79 80 81 82 83 84
85 86 87 88 89
nps 10000000
```


Annexe C :

Présentation d'un fichier d'entrée au format MCNP pour le profile de dose, champ
10*10cm²

```

c Created on: Thursday, May 19, 2011 at 09:39
c *****
c ***** This program is a simulation *****
c ***** of head accelerator of *****
c ***** Clinac 2100C *****
c *****
c
c *****
c ***** Definition of cells *****
c *****
c Air
1 7 -0.00029 -2 #13 #25 #21 #22 #23 #24 #16 #17 #18 #19 #20 #15 #26 #27
  #28 #29 #30 #31 #32 #33 #34 #35 #36 #37 #38 #39 #40 #41 #42 #43 #44
  #45 #46 #47 #48 #49 #50 #51 #52 #53 #54 #55 #56 #57 #58 #59 #60 #61
  #62 #63 #64 #65 #66 #67 #68 #69 #70 #71 #72 #73 #74 #75 #76 #77 #78
  #79 #80 #81 #82 #83 #84 #85 #86 #87 #88

c #4 #5 #6 #7 #12
c Concrete (Béton)
2 0 -1 2

c Void
3 0 1

c Target 1
c 4 2 -8.96 -3

c Target 2
c 5 1 -19.35 #((6 :-7 )(5 :-4 ))

c Primary Collimator
c 6 1 -19.35 #((9 :-13 :-8 :-11 :-10 :(-11 12 ))

c Filter
c 7 3 -7.87 #((15 (14 :-15 )16 17 )

```

c Electron source

c 12 0 (36 -35 -34)

c chambre d'ionisation

13 6 -1 (39 -38 -37)

c fantome d'eau

15 6 1 -44

16 6 1 -45

17 6 1 -46

18 6 1 -47

19 6 1 -48

20 6 1 -49

c Jaws

21 1 -19.35 -57

22 1 -19.35 -58

23 1 -19.35 -59

24 1 -19.35 -60

c fantome d'eau

25 6 1 -61 #16 #17 #18 #19 #20 #15 #26 #27 #28 #29 #30 #31 #32 #33
#34 #35 #36 #37 #38 #39 #40 #41 #42 #43 #44 #45 #46 #47 #48 #49 #50
#51 #52 #53 #54 #55 #56 #57 #58 #59 #60 #61 #62 #63 #64 #65 #66 #67
#68 #69 #70 #71 #72 #73 #74 #75 #76 #77 #78 #79 #80 #81 #82 #83 #84
#85 #86 #87 #88

26 6 1 -62

c *****

c ***** Definition of geometries *****

c *****

c null

1 rpp -155 155 -155 155 -155 155

2 rpp -150 150 -150 150 -150 150

c Target 1

3 rec 0 0 0 0 0 0.063 0.3

c Target 2

- 4 rcc 0 0 0 0 0 0.0635 0.301
 5 rcc 0 0 0.0634 0 0 1.026 0.301
 6 rcc 0 0 -0.254 0 0 0.524 0.889
 7 rcc 0 0 -0.254 0 0 1.524 0.301

c Primary Collimator

- 8 rcc 0 -8.89 0.508 0 12.448 0 1.27
 9 rcc 0 0 -2.54 0 0 6.985 3.557
 10 rcc 0 -8.89 6.19 0 17.399 0 0.4445
 11 trc 0 0 7.94 0 0 -6.338 2.16 0.578
 12 rcc 0 0 4.444 0 0 3.4935 2.54
 13 rcc 0 0 -2.55 0 0 1.8 0.302

c filter

- 14 trc 0 0 12.446 0 0 -3.294 2.54 0.002
 15 trc 0 0 12.444 0 0 -1.41 1.3335 0.002
 16 rcc 0 0 12.445 0 0 0.152 3.81
 17 trc 0 0 12.596 0 0 0.749 2.79 1.58

c Electron source

- 34 c/z 0 0 0.25
 35 pz -0.025
 36 pz -0.035

c chambre d'ionisation

- 37 c/z 0 0 2.5
 38 pz 15
 39 pz 14

c fantome d'eau

- 44 s 0.5 0 98.61 0.25
 45 sz 98.61 0.25
 46 s 1 0 98.61 0.25
 47 s 1.5 0 98.61 0.25
 48 s 2 0 98.61 0.25
 49 s 2.5 0 98.61 0.25

c Jaws

57 rpp -9.398 9.398 -19.67 -7.732 28.067 35.687
 58 rpp -9.398 9.398 7.732 19.67 28.067 35.687
 59 rpp -21.194 -7.732 -10.795 10.795 36.703 44.323
 60 rpp 7.732 21.194 -10.795 10.795 36.703 44.323

c fantome d'eau

61 rpp -20 20 -20 20 97.21 137.21
 62 s 3 0 98.61 0.25

mode p e

c *****

c ***** Definition of materials *****

c *****

m1 29000.03e 1 \$ Copper

m2 74000.03e 1 \$ Tungsten

m3 26000.03e 1 \$ Iron

m6 1000.02p 0.67 \$ Water

8000.02p 0.33

m7 6000.02p -0.000124 \$ air

7000.02p -0.755267 8000.02p -0.231781 18000.02p -0.012827

imp:p 1 0 1r 1 74r \$ 1, 88

imp:c 1 77r \$ 1, 88

sdef ERG=d1 CEL=13 PAR=3 POS=0 0 14.5 VEC=0 0 1 DIR=1 RAD=d2 AXS=0 0 1

sil L 0 1.2245E-01 2.4490E-01 3.6735E-01 4.8980E-01 &

6.1224E-01 7.3469E-01 8.5714E-01 9.7959E-01 1.1020E+00 &

1.2245E+00 1.3469E+00 1.4694E+00 1.5918E+00 1.7143E+00 &

1.8367E+00 1.9592E+00 2.0816E+00 2.2041E+00 2.3265E+00 &

3.0612E+00 3.1837E+00 3.3061E+00 3.4286E+00 3.5510E+00 &

2.4490E+00 2.5714E+00 2.6939E+00 2.8163E+00 2.9388E+00 &

3.6735E+00 3.7959E+00 3.9184E+00 4.0408E+00 4.1633E+00 &

4.2857E+00 4.4082E+00 4.5306E+00 4.6531E+00 4.7755E+00 &

4.8980E+00 5.0204E+00 5.1429E+00 5.2653E+00 5.3878E+00 &

5.5102e+00 5.6327E+00 5.7551E+00 5.8776E+00 6.0000E+00
spi D 0 2.89553E-06 1.30970E-05 1.55782E-05 1.83190E-05 &
1.69527e-05 1.51839E-05 1.35461E-05 1.26527E-05 1.12546E-05 &
1.02223e-05 9.71890E-06 8.77690E-06 8.02747E-06 7.55607E-06 &
2.34284e-05 2.08003E-05 2.02100E-05 1.93065E-05 1.78034E-05 &
6.49925e-06 6.33925E-06 5.68258E-06 5.46002E-06 5.17841E-06 &
4.52171e-06 4.25676E-06 3.76900E-06 3.60952E-06 3.40333E-06 &
2.93044e-06 2.85813E-06 2.80136E-06 2.22518E-06 2.17037E-06 &
1.89586e-06 1.74528E-06 1.39103E-06 1.41884E-06 1.20170E-06 &
9.74668e-07 9.65394E-07 8.20933E-07 7.22342E-07 5.46021E-07 &
4.89435e-07 3.31428E-07 3.05267E-07 1.69709E-07 3.67324E-08

siZ 0 2.5

phys:e 100 0 0 0 1 1 1 1 1

phys:p 100 0 0 0 0

c PROBLEM CUTOFFS

cut:e 6 0.30

cut:p 6 0.01

*f14:e 15

*f8:p,e 15

nps 10000000

Annexe D :

Tableaux des résultantes

Tableau D.1: Tableau de Spectre de photon 6 MV

Energie1(MV)	Intensité1	Errer1	energie2(MV)	Intensité2	Errer2
0,00E+00	0,00E+00	0.0000	3,06E+00	4,52E-06	0.0326
1,22E-01	2,90E-06	0.0520	3,18E+00	4,26E-06	0.0335
2,45E-01	1,31E-05	0.0232	3,31E+00	3,77E-06	0.0356
3,67E-01	1,56E-05	0.0213	3,43E+00	3,61E-06	0.0364
4,90E-01	1,83E-05	0.0182	3,55E+00	3,40E-06	0.0375
6,12E-01	2,34E-05	0.0154	3,67E+00	2,93E-06	0.0404
7,35E-01	2,08E-05	0.0158	3,80E+00	2,86E-06	0.0411
8,57E-01	2,02E-05	0.0158	3,92E+00	2,80E-06	0.0415
9,80E-01	1,93E-05	0.0160	4,04E+00	2,23E-06	0.0464
1,10E+00	1,78E-05	0.0166	4,16E+00	2,17E-06	0.0471
1,22E+00	1,70E-05	0.0169	4,29E+00	1,90E-06	0.0501
1,35E+00	1,52E-05	0.0178	4,41E+00	1,75E-06	0.0523
1,47E+00	1,35E-05	0.0188	4,53E+00	1,39E-06	0.0586
1,59E+00	1,27E-05	0.0195	4,65E+00	1,42E-06	0.0581
1,71E+00	1,13E-05	0.0207	4,78E+00	1,20E-06	0.0633
1,84E+00	1,02E-05	0.0217	4,90E+00	9,75E-07	0.0702
1,96E+00	9,72E-06	0.0222	5,02E+00	9,65E-07	0.0707
2,08E+00	8,78E-06	0.0233	5,14E+00	8,21E-07	0.0762
2,20E+00	8,03E-06	0.0245	5,27E+00	7,22E-07	0.0815
2,33E+00	7,56E-06	0.0252	5,39E+00	5,46E-07	0.0935
2,45E+00	6,50E-06	0.0272	5,51E+00	4,89E-07	0.0990
2,57E+00	6,34E-06	0.0275	5,63E+00	3,31E-07	0.1196
2,69E+00	5,68E-06	0.0290	5,76E+00	3,05E-07	0.1255
2,82E+00	5,46E-06	0.0296	5,88E+00	1,70E-07	0.1693
2,94E+00	5,18E-06	0.0304	6,00E+00	3,67E-08	0.3611

Tableau D.2: Tableau des rendements en profondeur pour les champs 10x10, 20x20, 40x40 cm² expérimentale :

Profondeur (cm)\ taille du champ (cm ²)	10x10	20x20	40x40
0	79,858	80,406	82,7
0,5	86,1	87,533	89,452
1	99,168	99,898	99,391
1,4	100	100	100
2	99	98,9	98,4
2,5	97,3	96,4	98
3	95	95,7	95,4

3,5	93	93,7	94,2
4	91,2	91,5	92,6
4,5	88,4	90,1	91,1
5	86,4	88,5	89,1
5,5	84,8	86,3	87,3
6	82,5	84,1	85,9
6,5	80,1	82,7	84,3
7	78,8	80,9	82,6
7,5	76,8	79,3	81
8	74,4	78	79,6
8,5	72,4	76	77,5
9	71,2	73,9	76,5
9,5	68,7	72,4	75,3
10	67,1	71,2	73,6
10,5	65,9	69,2	71,9
11	63,7	67,7	71,4
11,5	62,2	66,2	69,9
12	60,4	65,1	68,1
12,5	58,8	63,4	66,5
13	57,5	61,2	65,8
13,5	55,7	60,9	63,7
14	54,3	59,3	62,7
14,5	53,3	57,5	61,9
15	51,5	56,5	60,7
15,5	50	55,4	58,7
16	49,2	53,7	57,6
16,5	47,5	52,5	57,2
17	46,1	51,9	55,7
17,5	45,7	50	54,4
18	44,6	49,2	53,6
18,5	43	48,9	52,9
19	41,8	47,7	51,7
19,5	40,7	46,3	50,3
20	39,2	45	49,8
20,5	38,2	44,1	48,4
21	37,3	42,8	46,9
21,5	36,6	41,7	46,4
22	35,3	40,9	45,8
22,5	34,6	39,8	44,5
23	34,1	38,9	43,3
23,5	32,8	38,2	42,8
24	31,9	37,7	42
24,5	31,2	36,5	41,1
25	30,2	35,7	41



25,5	29,2	34,9	39,7
26	28,4	34,2	38,6
26,5	27,7	33,1	37,9
27	27	32,4	37,3
27,5	26,2	31,9	36,3
28	25,7	31,6	35,2
28,5	25,2	30,6	34,6
29	24,4	30,4	34,2
29,5	23,9	29,3	33,1
30	23,3	28,6	32,7
30,5	22,8	28,2	32,8
31	22,3	28,1	31,9
31,5	21,9	27	30,8