

UNIVERSITE SAAD DAHLAB BLIDA



Faculté des Sciences

Département de physique

MEMOIRE

Présentée pour obtenir le grade de MASTER

Domaine : Sciences de la matière

Filière : Physique

Spécialité : Physique Médicale

Option : Radiothérapie

PAR

Daiffalah Nabil

Maziri Abdellah

Simulation Monte Carlo d'un accélérateur linéaire, pour la caractérisation des faisceaux de photon 6 MV aux petits champs

Soutenue le : 20/12/2012, devant le jury composé de :

Mr. M. Bentaiba	Professeur USDB	Président
Mr. R. Khelifi	Maitre de Conférences, USDB	Rapporteur
Mr. M. Chekirine	Maitre-Assistant A, USDB	Examineur
Mr. B. Hocini	Maitre-Assistant A, USDB	Examineur

Résumé



La radiothérapie utilisant les petits champs de haute énergie avec un accélérateur médicale est une nouvelle technique d'irradiation très prometteuse. Cependant, pour la dosimétrie avec les petits champs, le choix du détecteur doit tenir compte de paramètres importants à savoir, l'occlusion de la source et du manque d'équilibre électronique. Pour contourner ces difficultés, une modélisation par Monte Carlo de la tête de l'accélérateur linéaire VARIAN CLINAC 2100C du Centre Anti-Cancer de Blida a été faite. A cet effet nous avons utilisé les deux codes Monte Carlo GATE6.1 et MCNP5 afin de simuler des rendements en profondeur et des profils de dose des faisceaux de photons 6MV de petite dimension (0.5, 1, 2, 3 et 4 cm x cm). Une comparaison des courbes obtenues par simulation à celles mesurées expérimentalement avec un détecteur pinpoint de petit volume a été faite.

Abstract

Radiotherapy using small fields with high-energy accelerator is a new medical irradiation technique very promising. However, using small fields dosimetry, the choice of detector must take into account important parameters namely, occlusion of the source and the lack of electronic equilibrium. To circumvent these difficulties, a Monte Carlo modeling of the head of the linear accelerator Varian 2100C CLINAC of the Centre Anti-Cancer Blida was made. For this purpose we used two Monte Carlo codes MCNP5 and GATE6.1 to simulate yields and depth dose profiles of small photon beams 6MV (0.5, 1, 2, 3 and 4 cm x cm). A comparison of the curves obtained by simulation with those measured experimentally with a small detector 'pinpoint' was made.

Remerciements

Il est temps de remercier les personnes qui ont contribué de près ou de loin à l'aboutissement de ce travail. Nous ne voudrions oublier personne... Alors, que ceux que nous aurions involontairement omis de citer nous pardonnent d'avance.

Nous tenons à exprimer notre profonde reconnaissance à Monsieur Khelifi Rachid, Professeur à l'Université de Blida, pour avoir dirigé ce travail, nous lui exprimons notre profonde gratitude pour ses conseils, ces idées pendant ce voyage.

Nous remercions tous les membres de notre jury, d'avoir accepté de juger ce travail. Merci à Monsieur M. Bentaïba Professeur à l'Université de Blida d'avoir accepté d'endosser le rôle de Président du Jury. Merci également à Monsieur M. Chekirine et Monsieur B. Hocini pour sa participation en tant qu'examinateur à notre jury de mémoire.

Notre remerciements s'adressent ensuite tout naturellement à Monsieur Sidi Moussa Ahmed, physicien médical à USTHB, pour ses conseils, sa rigueur scientifique et ses connaissances qui ont permis d'accomplir ce travail et qui ont toujours été pour nous une source d'enrichissement tant sur le plan professionnel que personnel.

Nous remercions également Mlle Sissoui Nassima, physicienne médicale dans le service de radiothérapie-oncologie du CAC-Blida, qui nous a permis de prendre conscience de la réalité clinique du métier de physicien médical.

Sommaire

Résumé

Remerciements

Introduction générale.....9

1. Contexte et positionnement

1.1. La nature des rayonnements ionisants.....12

1.2. Quantité dosimétrique : La dose absorbée.....13

1.3. Physique des rayonnements ionisants, les types d'interaction.....14

1.4. Les caractéristiques d'un faisceau de photon, distribution de dose dans l'eau.17

1.4.1. La dose à l'entrée.....17

1.4.2. L'équilibre électronique.....17

1.4. 3. Le rendement en profondeur.....18

1.4.4. Le profil de dose absorbée.....19

1.5. Dosimétrie des Petits champs.....20

1.6. Définition du problème.....22

2. Les simulations Monte-Carlo

2.1. Généralité.....25

2. 1.1. Etat de l'art de la simulation par la méthode Monte Carlo.....25

2.1.2. Définition.....25

2.1.3. Principe.....25

2.1.4. Transport des photons, électrons et les particules chargées par la méthode de Monte Carlo.....26

2.2. Code de Monte Carlo GATE.....	28
2.2.1 L'interface d'utilisateur.....	29
2.2.2. Architecture de simulation pour l'application en radiothérapie.....	29
2.3. Code de Monte Carlo MCNP.....	33
2.3.1. Fichier d'entrée.....	34
3. Modélisation de faisceau de photons 6 MV issu de l'accélérateur Varian 2100 C	
3.1. Les accélérateurs linéaires.....	37
3.2. Principe de fonctionnement d'un accélérateur linéaire utilisé en mode photons.....	38
3.3. Modélisation de faisceau de photon issu de l'accélérateur Varian 2100 C....	41
3.3.1. La géométrie.....	41
3.3.2 .La source des électrons initiaux.....	43
3.3.3. La physique.....	44
3.3.4. La sortie.....	46
3.4. Données expérimentales.....	46
4. Résultats et discussion	
4.1. Les rendements en profondeur	49
4.2. Les profils de dose.....	55
Conclusion et perspectives.....	62

Annexes

Annexe1 :

A-Présentation de fichier utilisé pour la création d'un espace de phase au formatGATE6.1..... 63

B-Annexe2 : Présentation de fichier utilisé pour le calcul d'un rendement en profondeur au formatGATE6.1 68

C-Annexe3 : Présentation de fichier utilisé pour le calcul d'un profil de dose au formatGATE6.1..... 73

Annexe2 :

A-Présentation d'un fichier d'entrée au format MCNP5 pour la création d'un espace de phase.....77

B- Présentation d'un fichier d'entrée au format MCNP5 pour le calcul d'un rendement en profondeur.....79

C- Présentation d'un fichier d'entrée au format MCNP5 pour le calcul d'un profil de dose.....82

Bibliographie.....85

Liste des figures

Figure 1: Diagramme illustrant le processus de diffusion cohérente.....	14
Figure2 : Diagramme représentant l'effet Compton.....	15
Figure3 : Diagramme représentant le processus de production de paires.....	15
Figure4 : illustration de processus Bremsstrahlung.....	16
Figure5 : Diagramme représentant la production de processus d'annihilation.....	17
Figure6 : Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons...	18
Figure7:Profile de dose	19
Figure8: Schématisation de l'occlusion partielle de la source.....	20
Figure9 : Variation d'output due aux paramètres de collimation secondaires, pour un champ $0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$ (en haut) et un champ $2.4 \times 2 \times 4 \text{ cm}^2$ (en bas).....	21
Figure10: Répartition de la méthode d'évaluation de taille du champ FWHM. L'impact de du manque d'équilibre électronique latérale sur le profil de dose d'un petit champ.....	22
Figure11 : Accélérateur linéaire Varian.....	24
Figure12: Les coefficients d'atténuation massique en fonction d'énergie de photon incident dans l'eau (XCOM NIST data).....	27
Figure13 : visualisés dans une fenêtre OpenGL de volume World et de système d'axes référence.....	31
Figure14:les principaux composants d'un LINAC	39
Figure15 : La Cible pris de Clinac 2100C en mode photon X6/18MV.....	40
Figure16 : Collimateur mutilâmes(MLC).....	40
Figure17 : visualisations OpenGL de la tête d'irradiation Varian 2100C pour un faisceau de photons 6 MV.....	42

Figure18 : Schéma des mesures en cuve à eau.....	46
Figure19 : La cuve d'eau utiliser dans les mesures.....	47
Figure20 : chambre <i>Semiflex</i> modèle T31010 (0.125 cm^3) ; chambre <i>Pinpoint</i> modèle T31014 (0.015 cm^3) ; l'électromètre de mesure.....	47
Figure21 : Rendements en profondeur mesurés et calculés pour des champs de $4\times 4\text{ cm}^2$ (A), $3\times 3\text{ cm}^2$ (B) , $2\times 2\text{ cm}^2$ (C) , $1\times 1\text{ cm}^2$ (D) et $0.5\times 0.5\text{ cm}^2$ (E).....	49
Figure22 : Différences entre les rendements en profondeur mesurée et les rendements en profondeur calculées avec GATE6.1, MCNP5.....	53
Figure23 : Profiles de dose mesurés et calculés pour des champs de $4\times 4\text{ cm}^2$ (A), $3\times 3\text{ cm}^2$ (B) , $2\times 2\text{ cm}^2$ (C) , $1\times 1\text{ cm}^2$ (D) et $0.5\times 0.5\text{ cm}^2$ (E).....	55
Figure24 : Différences entre les profiles mesurée et les profiles calculées avec GATE6.1, MCNP5	58

Liste des tableaux

Tableau 1: Les différents tallies disponibles dans MCNP5.....	36
Tableau 2 : Comparaisons des résultats des rendements en profondeur de GATE6.1 et MCNP5 avec les mesures expérimentales.....	52
Tableau 3 : valeurs des écarts relatifs maximaux entre le profil de dose mesuré et les profils de dose simulés.....	60

Introduction Générale

La radiothérapie consiste à exposer les cellules cancéreuses d'une tumeur par des rayonnements ionisant qui empêchent la multiplication des cellules malades et entraînent leur destruction. Ces rayonnements sont produits soit par des accélérateurs de particules (radiothérapie « externe »), soit par des sources radioactives introduites au contact de la tumeur (curiethérapie ou radiothérapie « interne »). C'est ce qu'on appelle « l'irradiation » de la tumeur. La radiothérapie est fréquemment utilisée au cours du traitement du cancer, mais elle n'est pas systématique. Son indication dépend de la localisation du cancer, de son stade d'évolution et de l'état général du patient.

La radiothérapie peut être associée à d'autres traitements du cancer, comme la chirurgie et la chimiothérapie. Là encore, l'ordre dans lequel se déroulent les différents traitements dépend du type de cancer et de son évolution.

La dose appropriée est ainsi prescrite au malade par un médecin spécialiste de la radiothérapie (un oncologue).

Pour cela, le physicien médical doit s'assurer que son équipement de radiothérapie est stable et précis car il est important de délivrer la dose correcte de rayonnement. En radiothérapie externe la dose est généralement appliquée au moyen d'un accélérateur linéaire d'électrons. Ce dernier produit des faisceaux de photons d'énergie comprise entre 6 et 25 MV et des faisceaux d'électrons d'énergie comprise entre 4 et 25 MV et délivrent des débits de dose de l'ordre du Gray ou quelques Grays par minute.

Plus particulièrement, l'accélérateur permettra la dosimétrie de petits champs et de champs composites utilisés dans le cadre d'applications avancées comme la radiochirurgie stéréotaxique ou la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité. Ces nouvelles modalités accompagnent une utilisation croissante des champs d'irradiation complexes obtenus par superposition de plusieurs faisceaux de petite taille. Les faisceaux de petites dimensions peuvent être obtenus au moyen d'un système de collimation adaptés et ajoutés en sortie de faisceau d'un appareil de radiothérapie conventionnel [1-4].

Cependant, ces évolutions induisent certaines difficultés pour la dosimétrie. Parmi ceux-ci, mentionnons; le choix du meilleur détecteur, comment s'assurer que la dose donnée à

la région à traiter correspond bien à la dose calculée par le plan de traitement si celui-ci comporte l'utilisation d'un nombre élevé de petits champs.

Ces difficultés ouvrent la voie à l'utilisation des techniques Monte Carlo, qui sont actuellement une alternative pour un calcul plus précis de la dose absorbée en radiothérapie. L'atout de ces techniques repose sur leur principe de simulation du transport des particules dans toute géométrie et tout matériau à partir des interactions élémentaires des particules avec la matière. Pour obtenir des résultats précis avec ces techniques il est indispensable de simuler un grand nombre de particules, ce qui engendre des temps de calcul relativement longs.

Au cours du projet, on participera à la réalisation des simulations Monte Carlo nécessaires pour l'établissement des références en termes de dose absorbée dans l'eau pour des petits faisceaux de photons de haute énergie issus de l'accélérateur linéaire VARIAN de type CLINAC 2100C [5]. Ces simulations seront réalisées à l'aide du code Monte Carlo GATE (Geant4 Application for Emission Tomography) version 6.1 et le code MCNP5 (Monte Carlo N-Particles, version 5), pour des faisceaux de 6 MV et des champs de dimensions 4×4 , 3×3 , 2×2 , 1×1 et $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ dans une cuve d'eau placée à une distance source surface de 100 cm. La validation dosimétrique, présentée dans ce mémoire, s'est appuyée sur une comparaison des dépôts de dose (rendement en profondeur et profil de dose) prédits par les deux codes Monte Carlo avec ceux mesurés expérimentalement.

Ce mémoire s'organise selon quatre grands axes. Le premier chapitre présente le contexte de cette étude. Concernant les principes fondamentaux de la radiothérapie externe utilisant les faisceaux de photon, telles que : les rayonnements ionisants et ses interactions avec la matière et les propriétés dosimétriques des faisceaux de photons. Il s'attache essentiellement à la dosimétrie des petits champs et leurs limitations actuelles, qui permettent d'introduire la technique Monte Carlo comme alternative.

Le second chapitre rappelle quelques principes de base de la simulation de Monte-Carlo, puis décrit les codes de simulation des interactions particule-matière GATE6.1 et MCNP5.

Le troisième chapitre aborde la modélisation de l'accélérateur linéaire Varian Clinac 2100 C, dont est équipé le service de radiothérapie du Centre de Anti -Cancer de Blida. Cet appareil de traitement a été modélisé en mode photons de 6MV.

Dans le dernier chapitre, nous faisons la synthèse des résultats obtenus au cours de ce mémoire et enfin une conclusion générale est proposée.

Chapitre1

Contexte et positionnement

Ce chapitre consacré aux aspects physiques et dosimétriques des unités de traitement. La description des interactions photons et électrons, avec la matière est nécessaire pour comprendre le dépôt de dose conséquent au passage d'un photon dans un milieu donné. Enfin à présenter les enjeux de la dosimétrie des petits champs en radiothérapie utilisant des faisceaux de photons.

1.1. La nature des rayonnements ionisants

Les rayonnements ionisants est le terme utilisé pour décrire des particules ou des photons de haut énergie, lesquelles lorsqu'elles interagissent avec la matière cible déposer une partie de leur énergie dans ce volume [6]. Cette énergie peut provoquer des collisions inélastiques lorsque l'atome cible absorbe une partie de l'énergie (l'atome placé dans un état énergétique plus élevé). Sinon, l'énergie peut être divisée entre le rayonnement incident et la cible, dans lesquelles deux sont déplacées avec des énergies dont la somme égale à l'énergie incidente totale.

- **Les photons**

Les photons sont des rayonnements ionisants qui créent des particules chargées (électrons et positrons) dans le milieu ; ces particules chargées à leur tour vont ioniser le milieu. L'effet spécifique qui se produit sur le milieu est en fonction de nature et d'énergie de photon incident. Ils sont regroupés selon leur origine en quatre catégories [7] : les rayons γ (les désintégrations radioactives de certaines radionucléides), les rayons X caractéristiques ou fluorescence (les transitions d'électrons de leur orbite), le rayonnement de freinage ou rayons X de Bremsstrahlung et la radiation d'annihilation (voir 1.3).

1.2. Quantité dosimétrique : La dose absorbée

Nous devons tout d'abord considérer ce que l'on entend par la dose de rayonnement. Les radiations ionisantes incidents sur la matière, interagissent avec elle éventuellement par déposer au moins d'une partie de leur énergie dans cette matière. L'énergie moyenne impartie à la matière est donnée par la relation :

$$\bar{E} = R_{in} - R_{out} + \sum q$$

Où : R_{in} est l'énergie radiante incidente, somme des énergies de toutes les particules ionisantes pénétrant le volume, R_{out} est l'énergie radiante sortant du volume et $\sum q$ est la somme de toutes les modifications de l'énergie de masse. L'énergie moyenne impartie s'exprime en joule (J).

La dose est le terme utilisé pour qualifier la quantité d'énergie absorbée, par unité de matière.

$$D = \frac{\bar{E}}{m}$$

L'unité de la dose absorbée étant à l'origine le Rad, ou 100 erg g^{-1} ($10^{-2} \text{ J kg}^{-1}$). Ceci a également été remplacé dans le système (SI), par le Gray (Gy), 1 Gy représentant 1 Joule déposé dans 1 kg de matière.

1.3. Physique des rayonnements ionisants, les types d'interaction

Il existe plusieurs modes caractéristiques d'interaction entre les rayonnements ionisants et la matière: le mécanisme dépend la forme et l'énergie du rayonnement et la matière sur laquelle elle est incidente. Pour nos besoins, les processus suivants sont les plus importants.

- **La diffusion cohérente**

La diffusion cohérente, aussi appelée la diffusion de Rayleigh, est illustrée dans la figure (1). Pour ce processus, aucune énergie n'est transférée à la cible. La direction du photon

est le seul paramètre modifié. Les atomes ne sont pas excités ou ionisés. La direction de propagation du photon change sans diminution de leur énergie.

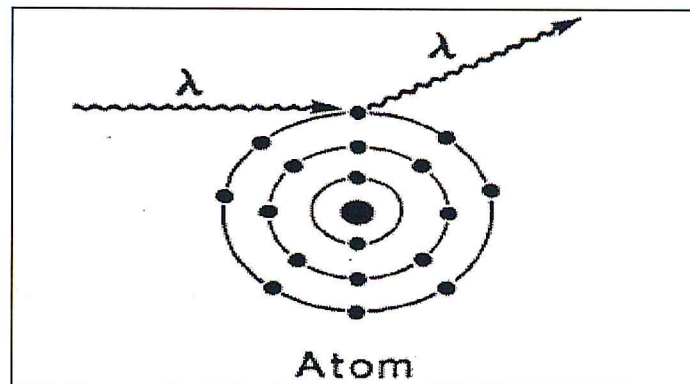


Figure 1: Diagramme illustrant le processus de diffusion cohérente. Le photon diffusé a la même longueur d'onde que le photon incident. Aucune énergie n'est transférée [9].

La diffusion cohérente est probable dans des matériaux ayant un numéro atomique Z élevé avec les photons de basse énergie.

- **L'effet photoélectrique**

L'effet photoélectrique est l'absorption d'un photon par un atome avec l'éjection d'un électron de cet atome. L'énergie de l'électron sortant est:

$$E = h\nu - E_L$$

Où E_L est l'énergie de liaison de l'électron. L'effet photoélectrique se produit toujours sur les électrons liés. La section efficace dépend du numéro atomique Z du matériau. Le processus photoélectrique est favorisé par les matériaux à Z élevés.

- **Diffusion Compton**

Le processus de Compton décrit la diffusion des photons avec libération des électrons (figure 2). Bien que les électrons soient liés dans l'atome, l'électron peut être considéré libre pour les photons d'énergie beaucoup plus grande que l'énergie de liaison de cet électron.

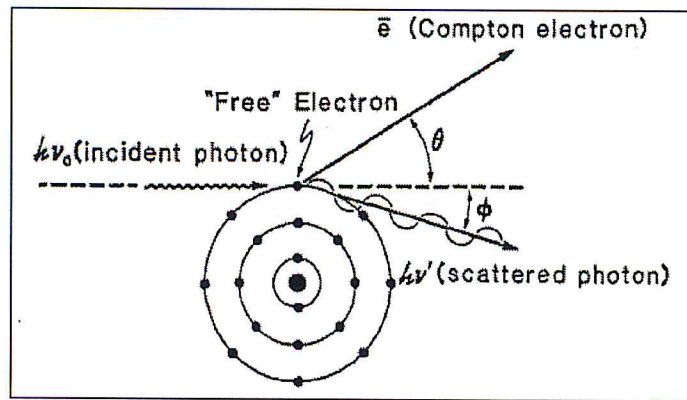


Figure2 : Diagramme représentant l'effet Compton [9].

- **Production de paires**

Le processus de production de paires décrit la transformation d'un photon en une paire électron-positron (figure 3). Cela se produit en présence d'un troisième corps, généralement un noyau. Par ailleurs, l'énergie minimale nécessaire pour créer une paire est égale à la somme de la masse de l'électron et la masse de positons (1,022MeV).

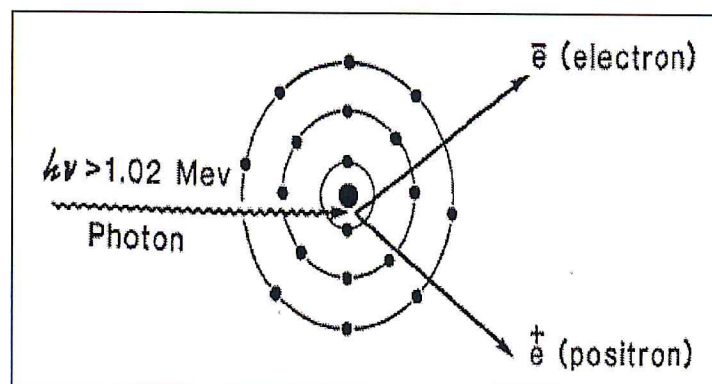


Figure3 : Diagramme représentant le processus de production de paires [9].

- **L'ionisation et l'excitation**

Les perd d'énergie des électrons passant à travers de matière due à la collision inélastique avec les électrons d'un atome. Cette énergie est transférée à l'atome et provoquant une d'ionisation ou excitation. La perte d'énergie $\bar{E}$ se retrouve se la forme de changement d'état de la de l'atome cible (ionisation ou excitation) et de l'émission des rayonnements de farinages. Le seuil est défini comme étant le minimum d'énergie E_s Dans laquelle les particules secondaires sont produites. Lorsque $E < E_s$, pas d'ionisation ou excitation.

- **Bremsstrahlung**

Les rayonnements de freinage est la production d'un rayonnement électromagnétique par une particule chargée accélérée dans un champ d'autres particules chargées, généralement un noyau (figure 4). La section efficace de rayonnement de freinage est proportionnelle à l'inverse carré de la masse.

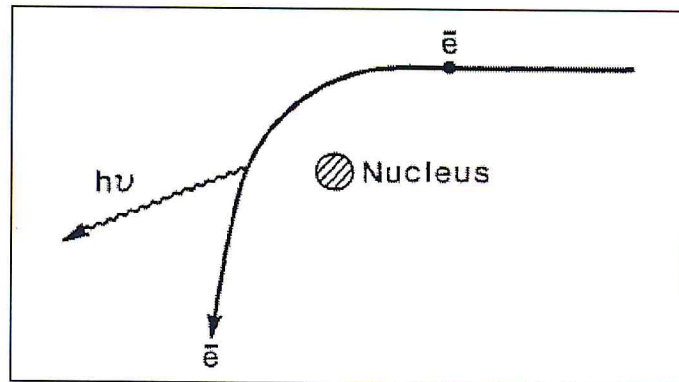


Figure4 : illustration de processus Bremsstrahlung [9].

Ainsi, ce processus est plus important pour les électrons et les positrons que d'autres particules chargées. Le spectre d'énergie bremsstrahlung est continu.

- **Annihilation de positons et l'électrons**

Plusieurs processus d'annihilation sont produits, l'annihilation en deux photons est ignorée car ces processus sont négligeables par rapport à annihilation de positons et d'électrons (figure 5).

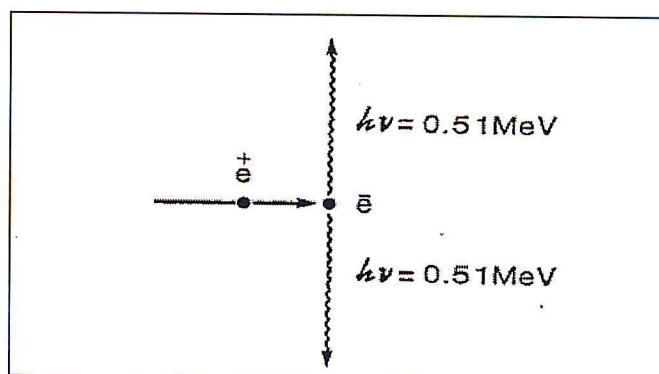


Figure5 :Diagramme représentant la production de processus d'annihilation[9].

1.4. Les caractéristiques d'un faisceau de photon, distribution de dose dans l'eau

Pour comprendre la distribution de la dose d'un faisceau de photons Pénétrer dans un milieu tel que l'eau, il est nécessaire d'introduire les notions de dose à l'entrée d'équilibre électronique, de rendement en profondeur et de profil de dose.

1.4.1. La dose à l'entrée

La dose à l'entrée (D_s) est la dose absorbée dans les premiers millimètres de milieu traversés par le faisceau de photons. La dose à l'entrée est due également à la diffusion des photons dans l'air [10].

1.4.2. L'équilibre électronique

Considérons un faisceau de photons pénétrant dans un milieu absorbant, à l'entrée de ce milieu les électrons mis en mouvement ont un certain parcours en fonction de leur énergie. Donc, dans chaque point de milieu, des électrons secondaires sont créés et d'autres sont arrêtés ceci jusqu'à une profondeur égale au parcours des électrons d'énergie maximale mis en mouvement dans le milieu, c'est la profondeur de l'équilibre électronique. Après cette profondeur, la dose décroît car le flux des électrons secondaires diminue parallèlement au flux des photons qui s'atténue en profondeur.

4. 3. Le rendement en profondeur

La dose absorbée pour un faisceau de photon incident dans l'eau, varie avec la profondeur et dépend de nombreux paramètres tels que l'énergie du faisceau, la taille du champ, la distance source surface du milieu. Un moyen de caractériser la distribution de la dose au long du centre du faisceau est de normaliser la dose en profondeur par rapport à une profondeur de dose maximale. Cette quantité est généralement exprimée en pourcentage et connu sous le nom de rendement en profondeur (PDD) :

$$PDD = D_z / D_{zmax} \times 100$$

D_z est la dose en profondeur d , et $D_{Z_{max}}$ est la dose en profondeur de maximum de dose, Z_{max} est fixe sur l'axe central du faisceau.

En pratique, le rendement de dose en profondeur d'un faisceau de photons est mesuré dans une cuve à eau avec une chambre d'ionisation que l'on déplace verticalement à l'aide d'un bras motorisé le long de l'axe du faisceau. La courbe obtenue, appelée courbe de rendement en profondeur, présente toujours trois parties distinctes figure (6).

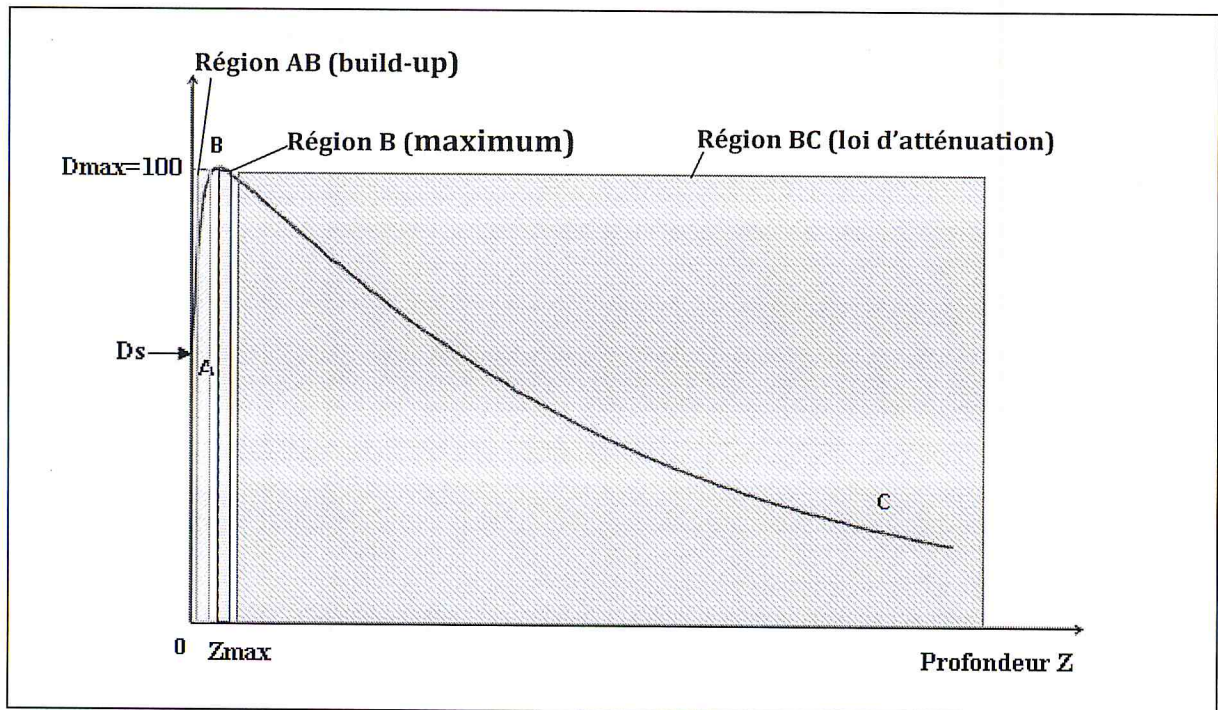


Figure6 : Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons [8].

La variation de la dose en fonction de la profondeur comporte trois régions distinctes: Un accroissement de la dose (la région AB), correspondant à l'augmentation du flux des électrons secondaires, c'est la région où la dose absorbée augmente jusqu'à sa valeur maximale, atteinte à la profondeur Z_{max} . Un maximum (la région B), correspondant à l'établissement de l'équilibre électronique (build-up). Une décroissance exponentielle (la région BC) répondant aux lois d'atténuation des photons (voir 1.1).

1.4.4. Le profil de dose absorbée

La variation de la dose absorbée dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau et à une profondeur donnée, est appelée profil de dose absorbée (figure 7). 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 inplane et crossplane) et suivant les diagonales. Il dépend de l'énergie du faisceau de photons, de la taille du champ d'irradiation et de la profondeur de mesure.

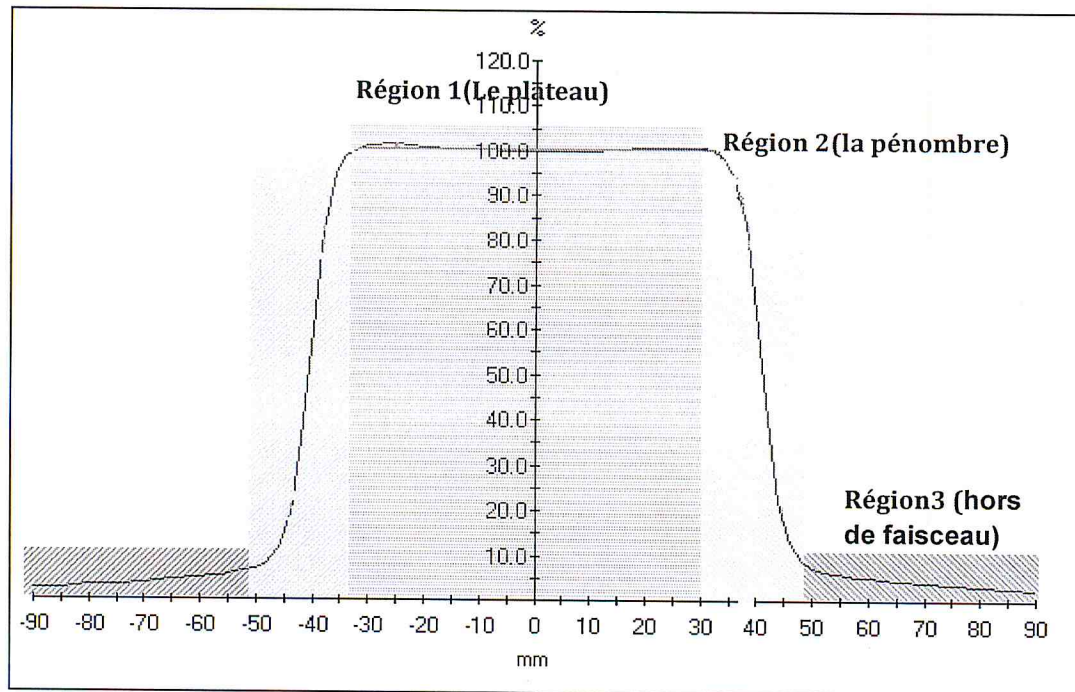


Figure7 : Profile de dose.

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 : une zone homogène et symétrique dit le plateau (Région1), une zone de décroissance (pénombre physique), puis une queue en dehors du champ d'irradiation correspondant à la transmission à travers le collimateur (zone d'ombre) [10].

La pénombre définit la région à la limite du champ d'un faisceau de radiothérapie où la dose absorbée change rapidement (la distance entre l'isodose 80% et l'isodose 20% [11]).

1.5. Dosimétrie des petits champs

Un faisceau de petite taille dont la dimension est telle que des questions particulières doivent se poser pour réaliser correctement la dosimétrie : des problèmes spécifiques doivent retenir toute l'attention concernant la taille [4]. Cela dépend de deux facteurs :

- **L'occlusion de la source :**

Toutefois lorsque les petits champs sont utilisés, une partie de la source (faisceau d'électrons initial, sur la cible sera caché par le système de collimation (la source est totalement visible dans le cas du champ large, voir la figure 8). L'output et la forme du champ sont fortement influencée par la collimation secondaire, en raison des différences en diffusé due au blocage de la source des photons [12,13], comme on peut le voir sur la figure (9).

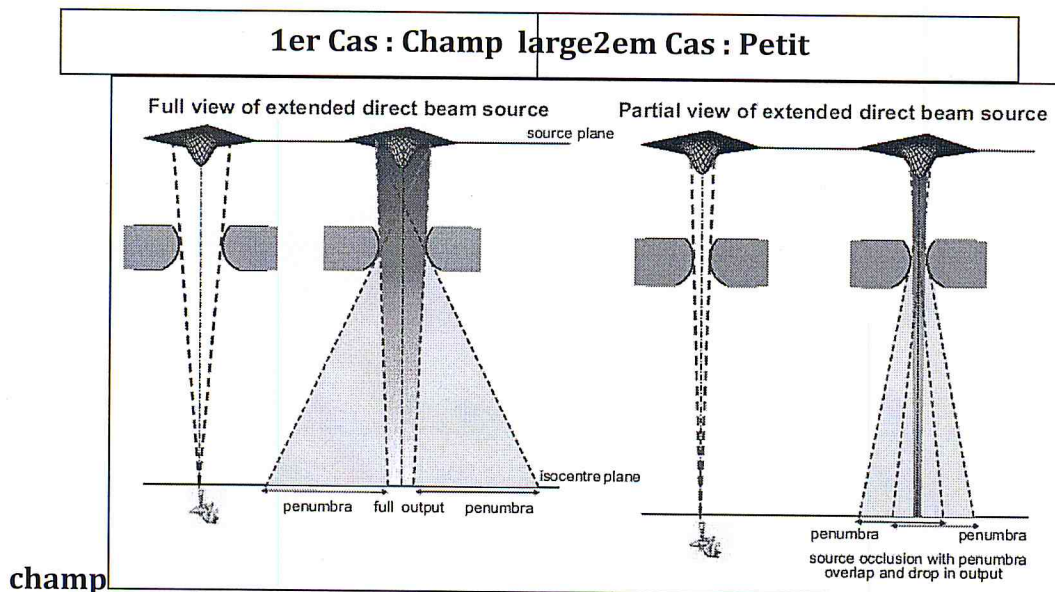
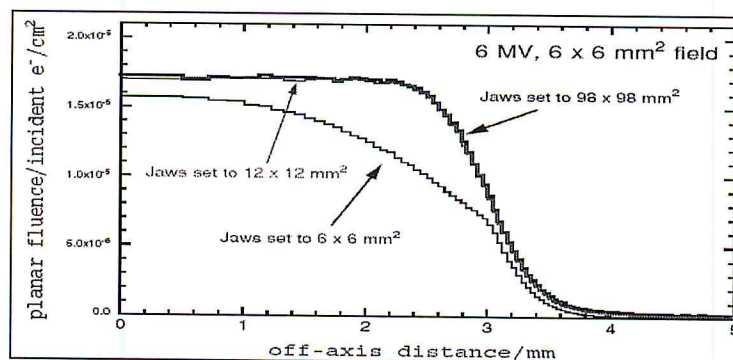


Figure 8: Schématisation de l'occlusion partielle de la source [14].



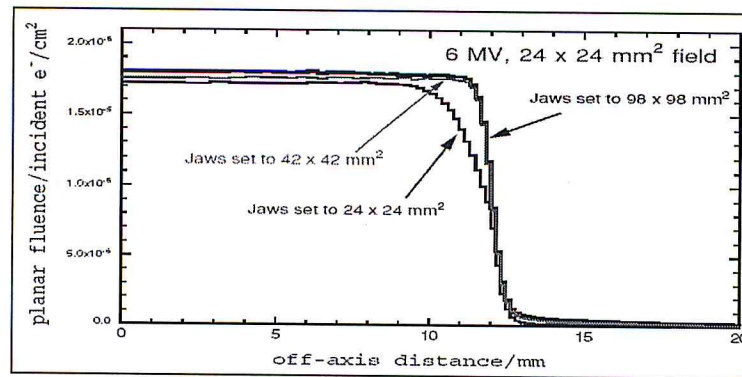


Figure 9 : Variation d'output due aux paramètres de collimation secondaires (mâchoires), pour un champ $0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$ (en haut) et un champ $2.4 \times 2 \times 4 \text{ cm}^2$ (en bas) [13].

- **Le manque d'équilibre électronique latéral et la diminution de dose au centre du faisceau:**

La gamme d'équilibre électronique pour un faisceau de photons de 6 MV est d'environ 1.5 cm, ce qui conduit un déséquilibre électronique dans le centre dans les champs larges et il y a seulement déséquilibre dans la région de pénombre. Dans ces conditions la largeur totale à mi-hauteur (FWHM) du profil de dose coïncide avec la grandeur géométrique du champ réel (mesurée avec une source lumineuse), par contre dans le cas des faisceaux étroits, le rayon du faisceau peut être inférieur au parcours maximal des électrons secondaires, ce qui entraîne dans un état de déséquilibre électronique total, et se traduira par une dose absolue plus faible au centre tout en ayant une gamme d'électrons latéraux plus grande. Cette situation se trouve à surestimer la grandeur du champ par rapport à la grandeur du champ réel [15]. Ceci implique que le champ d'irradiation produit est plus large que la taille du collimateur physique utilisé (l'effondrement de l'évaluation de la taille de champ avec la largeur à mi-hauteur FWHM), comme on peut le voir sur la figure (10).

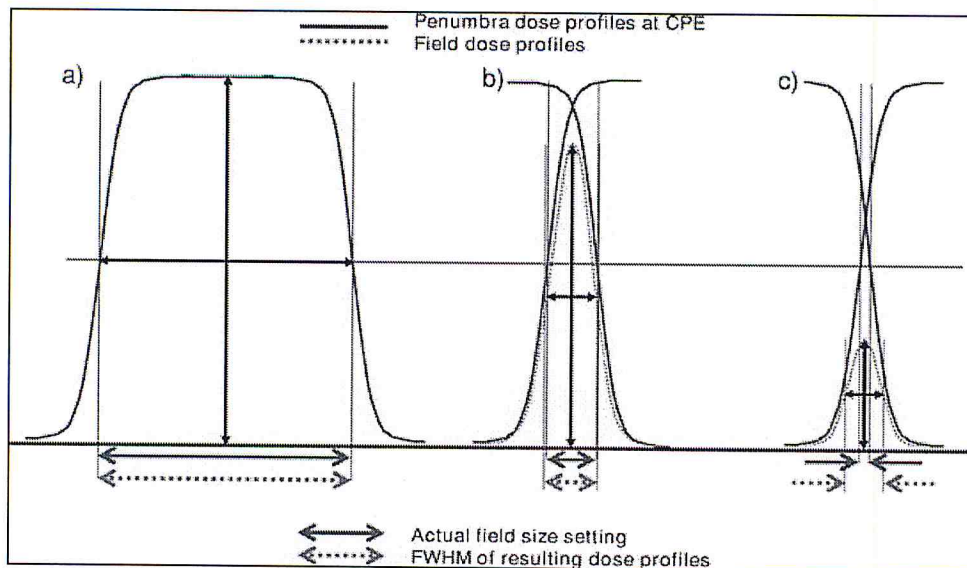


Figure 10 : Répartition de la méthode d'évaluation de taille du champ FWHM. L'impact de du manque d'équilibre électronique latérale sur le profil de dose d'un petit champ : plus on diminue la taille de champ la dose délivré au centre diminue et plus la pénombre couvre tout le champ. Cela provoquerait une différence entre la taille de champ et la FWHM.

Le détecteur lui-même peut présenter une influence sur la dosimétrie à petite champ [2]. Les détecteurs de grand volume causent des perturbations sur la fluence du photon et la trajectoire d'électrons secondaires [1, 3, 4, 16].

1.6. Définition du problème

Les protocoles de dosimétrie actuels tels que AIEA 398[17], AAPMTG51 [18], DIN 6800-2[19] décrivent des procédures pour la mesure de dose absolue à l'aide d'une chambre d'ionisation et un champ référence de 10cm x 10 cm. Aucune procédure appropriée n'a été donné pour la détermination de la dose pour un petit champ. A l'heure actuelle, les comités nationaux et internationaux travaillent sur des protocoles de dosimétrie dédiés pour la dosimétrie petit champ, voir par exemple ALFONSO, 2008 [20].

La définition du problème dans le processus des petits champs en radiothérapie peut être divisée en deux parties:

Problème (1): il n'existe pas de protocole standard, il n'y a pas de détecteurs idéales et il y a un besoin de facteurs de correction par la méthode Monte Carlo. Si les mesures de dose pour les petits champs devaient être exécutées avec une chambre d'ionisation de volume 0,125cm³, le résultat d'output serait sous-estimé (par exemple 44% pour le

champ $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$) [21]. Si ces résultats seraient utilisés dans le système de planification (TPS), le système de planification prescrirait un nombre très élevé d'unités moniteurs (MU) dans l'accélérateur. Ce serait à son tour de donner une dose trop élevée au patient. Lorsqu'on vérifie avec la même chambre, il n'y aurait pas un écart significatif: la fausse mesure doit être corrigée.

Problème (2): Des algorithmes analytiques sont effectués pour le calcul de dose dans les petits champs, sont généralement mauvais, surtout dans la région de déséquilibre électronique. La plupart des algorithmes permettent de prédire une erreur sur la dose absolue et la distribution de dose (différence de dose jusqu'à 20%) [2]. Résultat: possible d'un surdosage grave pour le patient.

Combinaison des problèmes: Si les deux points précédents seraient combinés, des erreurs très graves peuvent survenir. Des résultats dosimétriques fautifs peuvent mener à une implémentation fautive dans le système (cf. Toulouse, France [22]).

Il a alors été envisagé d'implémenter une nouvelle fonctionnalité pouvant répondre à ce type de calcul. Pour cela, la méthode de Monte Carlo est particulièrement bien adaptée à cette contrainte [23,24]. A cet effet, une modélisation et validation d'un accélérateur linéaire médical utilisé en radiothérapie doit être effectuée (figure 11). Les synthèses bibliographiques sur l'utilisation des codes Monte Carlo en radiothérapie, réalisées par Jiang (1999) et Verhaegen and Seuntjens (2003) [25], ont été démontrées comme étant la méthode la plus précise pour le calcul de dose en radiothérapie.

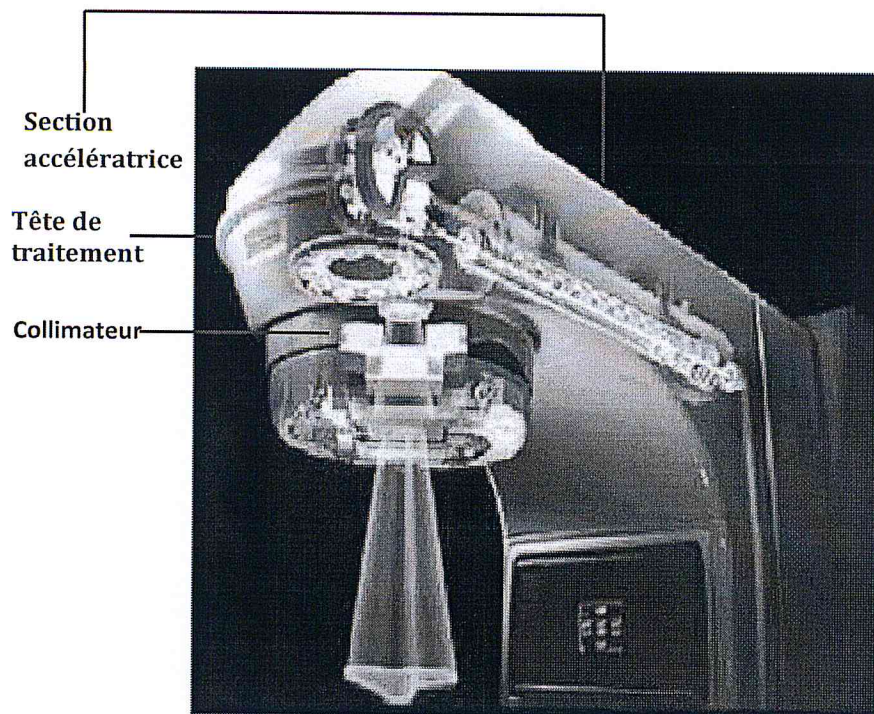


Figure11 : *Accélérateur linéaire Varian [5].*

Chapitre2

Les simulations Monte-Carlo

2.1. Généralité

2.1.1. Etat de l'art de la simulation par la méthode Monte Carlo

Les lois régissant les différentes interactions des rayonnements et des particules chargées avec la matière sont bien connues (voir 1.3). Mais il est souvent difficile d'évaluer les résultants d'un grand nombre d'interactions successives. Les méthodes déterministes ne sont pas efficaces pour de telles techniques complexes qui demandent des calculs dosimétriques très précises [2,26]. Pour cela, il existe une méthode statistique, dit Monte Carlo, qui présente un outil efficace de simulation du transport des particules.

2.1.2. Définition

Les méthodes Monte Carlo sont des algorithmes appliqués pour résoudre des problèmes physique et mathématique. Les résultats de ces algorithmes sont de nature aléatoires, peuvent être utilisés pour arriver à la solution des problèmes tels que la détermination de distribution de dose en radiothérapie [27]. L'application moderne de cette méthode est le fruit de recherche sur le problème de la diffusion des neutrons au Laboratoire scientifique de Los Alamos pendant la Seconde Guerre mondiale [28]. Le nom de cette technique provient de la ville Monte Carlo dans Monaco [29]. La ville est associée aux roulettes de chance, un simple générateur de nombres aléatoires.

2.1.3. Principe

Les méthodes de Monte-Carlo sont des méthodes statistiques basées sur le tirage de nombres pseudo-aléatoires suivant des lois de probabilité [30]. La précision de cette méthode augmente avec la quantité de nombres aléatoires utilisés dans ce processus. Une séquence de nombres aléatoires est générée à partir d'une distribution uniforme entre 0 et 1 [27]. Les résultats sont obtenus par une transformation des

nombres aléatoires fournis par le générateur des nombre aléatoire en fonction de densité de probabilité donnée [30,27].

Pour la radiothérapie externe ces méthodes sont utilisées pour le transport des Particules issus d'un accélérateur linéaire [31]. Le transport des particules dans la matière peut être suivi, en déterminant la trajectoire et les interactions de chaque particule depuis son point d'entrée jusqu'à sa sortie ou absorption dans le milieu. Le modèle physique d'interaction fait une partie dans l'algorithme de transport, c'est la partie la plus importante dans la caractérisation de transport de rayonnement en clinique. Les interactions décrite par un system informatique qui simuler chaque événement individuellement. La géométrie se réfère avec une description mathématique de surfaces ou bodies pour laquelle les particules reflètent. La distribution de dose est construite par l'addition de dépôt d'énergie dans un volume spécifique. Les résultats obtenus par l'application de la méthode de Monte Carlo reposent complètement sur la probabilité d'apparition d'un événement. Pour cette raison, chaque résultat est associé à une incertitude appelée statistique. Si l'incertitude est ne pas spécifiée dans les résultats, alors on ne peut pas connaître la différence avec les résultats réels. Chaque histoire simulée donne une valeur de dose dans un voxel (petit élément de trois dimensions). La dose est alors une valeur stochastique avec une incertitude associée. Par la collection de nombreuses histoires, il est possible de minimiser l'incertitude et donc améliorer la précision de résultat finale [27].

2.1.4. Transport des photons, électrons et les particules chargées par la méthode de Monte Carlo

Comme on le voit dans tous les manuels fondamentaux de physique, les principaux types d'interaction des photons dans la matière sont : la diffusion cohérent/incohérent, l'effet photoélectrique, l'effet Compton et la création de pair (e^-e^+), pour lesquels les coefficients d'atténuation massique dans l'eau sont représentés dans la figure 12 [32]. Comme un exemple de simplification [2], la majorité d'interactions à basse énergie d'un photon de 6 MV en radiothérapie sont l'effet photoélectrique et l'effet Compton. Nous introduisons la définition suivante : Σ = section efficace macroscopique : la probabilité d'interaction par unité de distance ($\Sigma = 1/\text{cm}$). Dans notre cas, nous intéressons seulement à l'effet Compton et l'effet photoélectrique et on négligeant les

autres effets comme la diffusion cohérente et incohérente, cela signifie que la section efficace totale est donnée par la relation :

$$\Sigma = \Sigma_c + \Sigma_{pe}$$

Tout d'abord, nous voulons calculer le parcours d'interaction de photon. La probabilité de passage de photon a une distance l sans interaction est donnée par $e^{-\Sigma l}$, considérant que Σdl est la probabilité d'interagir dans la distance dl . Par conséquent, la probabilité de photon à subir une interaction entre l et $l+dl$ est $e^{-\Sigma l} \Sigma dl$ et la distribution de probabilité $P(l)$ donnée par:

$$P(l) = \int_0^l e^{-\Sigma s} \Sigma ds = 1 - e^{-\Sigma l}$$

Comme cette distribution de probabilité est comprise entre 0 et 1, on utilise un nombre aléatoire R_1 pour calculer la distance de parcours l :

$$R_1 = 1 - e^{-\Sigma l} \rightarrow l = \frac{-1}{\Sigma} \ln(1 - R_1)$$

Cela signifie qu'il y a une distribution entre 0 et l'infinité avec une moyenne de $1/\Sigma$. Pour avoir le type d'interaction, on utilise un deuxième nombre aléatoire R_2 , si $R_2 > \Sigma_{pe} / \Sigma$, le choix d'interaction est la diffusion de Compton. Alors, pour obtenir des paramètres sur les diffusions des particules, on nécessite une génération de nombres aléatoires.

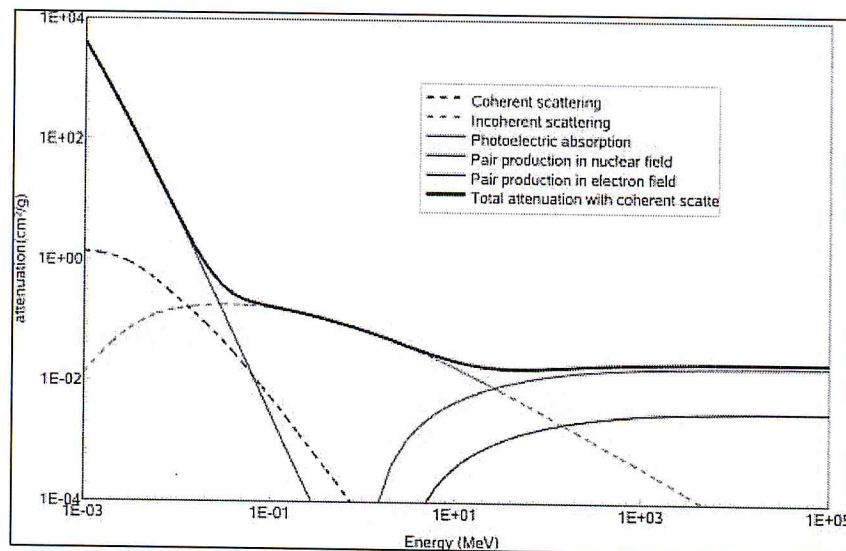


Figure 12: Les coefficients d'atténuation massique en fonction d'énergie du photon incident dans l'eau (XCOM NIST data) [32].

La simulation de l'interaction choisie est réalisée à l'aide des théories bien connus. Dans le cas d'interaction Compton, des échantillonnages sur la direction et l'énergie de photon diffusé sont nécessaires. Dans cet exemple donné, l'électron est aussi généré dans le processus. Pour le transport d'électron et les autres particules chargées, une autre histoire est posée. Ces derniers subissent un nombre très élevé d'interactions dans le matériau [33]. La simulation de chaque interaction individuelle serait un calcul extrêmement intensif. Par conséquent, le transport des électrons est effectué sur la base d'histoire condensée. Dans ce système, le chemin d'électron est divisé en plusieurs étapes. Au lieu de la simulation de chaque interaction individuelle, le parcours, la déviation angulaire et la perte d'énergie de chaque étape sont échantillonnées à la fois. Pour plus d'informations, nous renvoyons le lecteur à Berger 1963[34].

Dans le cas d'un photon traversant des différents matériaux, avec différents Σ , des problèmes pourraient se poser. Par conséquent, le photon est transporté jusqu'à la limite de premier matériau, l'interaction prochaine est échantillonnée par l'utilisation de section de deuxième matériau, tout en conservant les énergies et les coordonnées spatiales [35].

2.2. Code de Monte Carlo GATE

GATE (Geant4 Application for Emission Tomography) est un logiciel lancé et développé par la communauté internationale *OpenGate*[36], cette collaboration est dédiée à la simulation numérique des systèmes en imagerie médicale et en radiothérapie. Le logiciel GATE a été initié en 2001 pour faciliter l'utilisation du code GEANT4 dans le domaine d'imagerie médicale, et fut la première publication en 2004[37]. Il supporte actuellement les simulations pour la radiothérapie [38].

Le développement des applications dédiées à la radiothérapie ont été initiés dans le projet *ANRSimCa2 (2007-2010)* par *CREATIS* [39,40,41]. Les avantages de GATE est sa flexibilité qui permet de définir des géométries complexes. Il inclut la gestion du temps durant les simulations et reste compatible avec la dernière version Geant4 [26,41]. Il utilise un format facile à maîtriser macro mécanisme, qui permettant la configuration

des paramètres expérimentaux. Les fichiers macro décrivent les géométries, les listes de physiques, les sources de particules primaires et l'output en différents formats. L'utilisation de GATE ne nécessite pas de programmation C++, grâce à un mécanisme de script spécialisée qui s'étend l'interpréteur de commandes originaire de Geant4.

De 2004 à 2011, quatorze distributions de GATE ont été rendues publiques, la dernière version étant GATE6.1 distribuée en mars 2011, c'était la version utilisée pour notre étude.

2.2.1. L'interface d'utilisateur:

Les commandes de GATE6.1 sont organisées à la suite d'une *Tree*, ce qui concerne la fonction qu'il représente. Par exemple, toutes les commandes de contrôle de la géométrie commencer par la géométrie, et ils vont tous être trouvés dans la branche de *Tree/géométrie* /.

Lorsque GATE6.1 est exécuté dans le *Terminal* (système *Linux*), le message apparaît est *Idle>*. À cette étape, l'interpréteur de commandes est actif, c'est à dire toutes les commandes entrées seront interprétées et traitées directement. Toutes les fonctions de GATE6.1 sont accessibles à l'aide des lignes de commande. La géométrie du système, la description de la source, les interactions physiques considérées, etc.

Les macros sont des fichiers avec l'extension ".mac" dans lequel chaque ligne contient une commande. Pour exécuter une macro (mymacro.mac dans cet exemple) à partir de *Terminal*, il suffit de taper *Gate /control/execute mymacro.mac*.

2.2.2. Architecture de simulation pour l'application en radiothérapie

Dans chaque simulation, l'utilisateur doit:

1. définir la géométrie du système simulé
2. Spécifier les processus physiques
3. initialiser la simulation
4. définir la source(s)

5.spécifier les Actor

6.lancer l'acquisition

À la suite de l'initialisation, la géométrie ne peut plus être modifiée. Dans le paragraphe on décrit brièvement ces différentes étapes.

1. la Définition de géométrie

Habituellement, les Premières lignes de commande entrées à GATE6.1 traitent l'interface graphique. Pour la vérification de géométrie au cours de construction, un outil de visualisation doit être installé. Les différents outils de visualisation et les commandes associées sont examinés (Voir le Guide d'utilisateur GATE6.1: Visualisation) [42].

Tous les volumes sont reliés entre eux suivant une structure *Tree*, où chaque branche représente un volume. Chaque volume est caractérisé par la forme, la taille, la position et la composition des matériaux. Le matériau par défaut affecté à un nouveau volume est de l'air. La liste des matériaux disponible est définie dans le fichier *GateMaterials.db* qui comporte la définition d'un certain nombre de matériaux d'usage courant en physique médical (eau, Tungstène ...) (Voir le Guide d'utilisateur GATE6.1: Matériaux) [42]. La construction de la géométrie dans GATE6.1 se fait en imbriquant des volumes les uns dans les autres et est assistée par le mécanisme de commandes. Le volume père, le *World*, est construit par défaut dans GATE6.1 et il s'agit d'une boîte de $x \text{ cm} \times y \text{ cm} \times z \text{ cm}$. On peut modifier ses dimensions à l'aide des commandes :

```
/gate/world/geometry/setXLength x cm
```

```
/gate/world/geometry/setYLength y cm
```

```
/gate/world/geometry/setZLength z cm
```

Le *World* ne doit être ni traduit ni tourné (voir la figure 13). Tous les autres volumes seront contenus dans ce volume père. Pour créer un nouveau volume dans le volume père, on lui donne : un nom, une forme (ici, il s'agit d'une boîte), dimensions dans les trois directions et on lui assigne un matériau :

```
/gate/world/daughters/name linac
```

```
/gate/world/daughters/insert box
```

```
/gate/linac/geometry/setXLength 1 m
```



```

/gate/ linac /geometry/setYLength 1 m
/gate/ linac /geometry/setZLength 1 cm
/gate/ linac /placement/setTranslation 0 0 0 m
/gate/ linac /setMaterial water

```

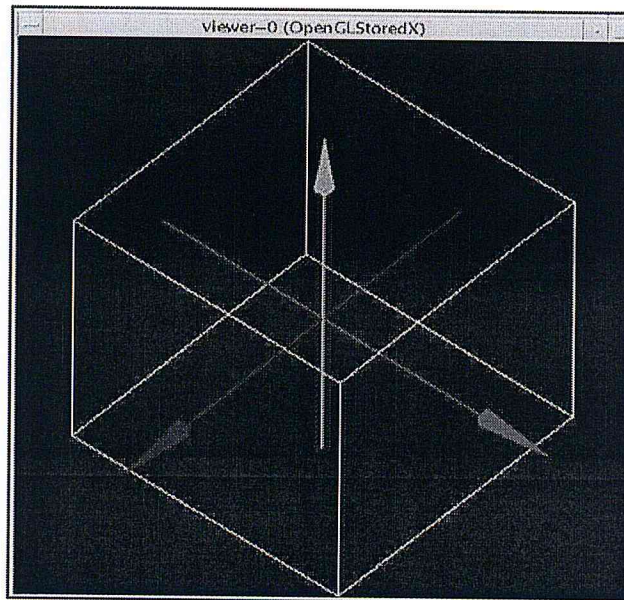


Figure 13 : visualisés dans une fenêtre OpenGL de volume World et de système d'axes référence (y : vert, x : rouge, z : bleu)

2. L'implémentation des processus de physique

Une fois les volumes sont décrits, les processus des interactions nécessaires dans la simulation doivent être spécifiés. Tous les processus physiques électromagnétiques sont disponibles dans GATE6.1 : pour les photons, il s'agit de l'effet photoélectrique, de la diffusion Compton, de la création de paires et de l'effet Rayleigh ; pour les électrons, il s'agit de l'ionisation et du bremsstrahlung.

L'utilisateur doit choisir entre ces processus pour chaque simulation. Ensuite, l'utilisateur peut personnaliser la simulation par la fixation des seuils, des coupures (cut), des options électromagnétiques...

Certaines listes physique sont disponibles dans le répertoire exemples /PhysicsLists:

- egammaStandardPhys.mac (liste de physique pour les photons, e- et e+ avec des processus standard).

- `egammaLowEPhys.mac` (liste de physique pour les photons, e-et e+ avec des processus de basse énergie).

3. Initialisation

Lorsque les 3étapesdécrites précédemment sont terminées, la simulation doit être initialisée à l'aide de commande `/gate/run/initialize`.

4. La mise en place de la source

En GATE6.1, une source est représenté par un volume dans lequel les particules soient émis (électrons, gamma, ions, de protons, ...). L'utilisateur peut définir la géométrie de la source et ses caractéristiques telles que la direction d'émission, la distribution de l'énergie, et l'activité.

5. Définition des Actor

Les acteurs sont des outils qui permettent d'interagir avec la simulation. Ils peuvent recueillir des informations lors de la simulation, telles que le dépôt d'énergie, le nombre de particules créées dans un volume donné... etc. Ils peuvent également modifier le comportement de la simulation.

- **Le DoseActor**

Cet acteur construit des images 3D de l'énergie déposée(*Edep*), dose déposée et le nombre de hits dans un volume donné. Il prend en compte le poids des particules. Il peut stocker de multiples informations dans une grille3D, chaque information peut être activée en utilisant:

```
/gate/actor/ [Actor Name]/enableEdep      true
/gate/actor/ [Actor Name]/enableUncertaintyEdep true
/gate/actor/ [Actor Name]/enableDose      true
/gate/actor/[Actor Name]/enableUncertaintyDose true
/gate/actor/ [Actor Name]/enableNumberOfHits true
/gate/actor/ [Actor Name]/enableNumberOfHits true
```

L'unité d' E_{dep} est le MeV et l'unité de dose est Gy. Pour l'output, les suffixes *Edep*, *Dose*, *NbOfHits*, *Edep-Uncertainty*, *Dose-Uncertainty* sont ajoutés au nom de fichier d'output donné par l'utilisateur. Vous pouvez utiliser plusieurs types de fichiers : ASCII file (.txt), root file (.root), (.hdr/.img).

- **Le PhaseSpaceActor**

Cet *actor* permet de créer des fichiers d'espace des phases en enregistrant les caractéristiques des particules pénétrant un volume associé : type, énergie, position, direction, poids, origine de la particule.

- **Le KillActor**

Cet *actor* permet l'arrêt de suivi des particules pénétrant sur le volume associé à l'*actor*. Il peut être utilisé pour ne pas simuler les particules qui ne contribueront pas à la grandeur d'intérêt. Ainsi, le *KillActor* peut être considéré comme une technique de réduction de variance puisqu'il tend à améliorer l'efficacité de la simulation en diminuant le temps de calcul.

6. L'acquisition

L'acquisition est définie dans la dernière étape. Le début et la fin de l'acquisition sont définis comme la durée de l'expérience réelle. En outre, GATE6.1 a besoin d'un paramètre de division de temps qui définit la période de temps pendant laquelle le système simulé est considéré comme une statique. Au cours de chaque découpage de temps, la géométrie est maintenue statique et la simulation du transport de particules et de produits d'acquisition de données. L'utilisateur doit définir le début de l'acquisition selon la commande `setTimeStart`. La fin de l'acquisition est calculée en additionnant chaque tranche de temps. La simulation est lancée avec la commande `/gate/application/start`

2.3. Code de Monte Carlo MCNP

Le code MCNP (**Monte Carlo N-Particle**) [43], très répandu dans le domaine de la physique nucléaire, est directement lié au projet Manhattan. Sa filiation remonte à la fin

des années 1940. A l'origine, il ne modélisait que les particules neutres, les photons et les neutrons. Au début des années 1990, le transport des électrons a été ajouté.

La version étendue du code MCNP, connue sous le nom de MCNP5a a été créée pour étendre les capacités du code MCNP dans plusieurs domaines : la physique des particules, les caractéristiques des sources modélisées et des paramètres de sortie. Depuis cette version, la modélisation de la géométrie est facilitée par la présence de l'outil VisEd (Visual Editor) [44] inclus dans la distribution du code.

MCNP5 a été largement validé par des mesures expérimentales, de sorte que les paramètres de fonctionnement et les limites sont bien connus [45]. Il a la capacité d'entrer des géométries complexes en trois dimensions, rendant le code très facile à utiliser mais au coût beaucoup des temps de calcul. Il dispose d'un large éventail de fonctionnalités pour les applications incluses dans la physique médicale.

2.3.1. Fichier d'entrée

L'utilisateur crée un fichier d'entrée qui contient des informations sur le sujet à modéliser, tels que :

1. la spécification géométrie, du problème à simuler
2. la description des matériaux, leur composition et densité
3. la sélection de bibliothèques de sections efficaces de réactions (choix des processus physique)
4. la définition de source de particules
5. la définition de *tally* (estimateurs: dose, énergie déposée...)

Les premières opérations sont réalisées à l'aide des fenêtres suivant :

- *Cell card*
- *Surface card*
- *Data card*

1. la Définition de géométrie

Les surfaces sont utilisées pour définir l'espace en coordonnées cartésiennes (x, y, z) (Ces surfaces seront numérotées). Avec la définition de sens des surfaces (+ ou -) et l'utilisation des trois opérateurs (Interaction-«espace», Union-':' et Complément- '#') on

peut construire des cellules délimitées par ces surfaces. Les cellules sont définies comme des volumes de base de la géométrie.

Donc, Les volumes peuvent être définis par intersection de ces surfaces. Il est aussi possible de définir directement un volume par l'intermédiaire des macrobodies dans le cas de certains éléments spécifiques tels le parallélépipède rectangle (RPP), le cylindre (RCC)...

2. la description des matériaux

La description des matériaux par le biais des pourcentages isotopiques atomique ou massique de chaque élément ou isotope présent dans le matériau. Dans la fenêtre *Materials card*, on identifie les éléments ou nucléides suivant $Mn\ ZZZAAA_1\ fraction_1\ ZZZAAA_2\ fraction_2$, Avec ZZZ =numéro atomique et AAA =nombre de masse. Pour les fractions le signe positif = fraction atomique et le signe négatif = fraction massique.

3. Le choix des processus physique

MCNP5 est généralement accompagné d'un ensemble de bibliothèques de sections efficaces correspondant aux différentes interactions des photons ou électrons dans la matière sont regroupées dans plusieurs bibliothèques. En absence de spécification par l'utilisateur, la première table de sections efficaces dans la liste de *XDIR* sera utilisée par MCNP5.

4. définition d'une source de particules

Avec MCNP5, on peut utiliser différents types de sources. La définition d'une source (position, nature des particules, énergie) est suivant leur géométrie donnée par :

- *SDEF card* pour une source classique
- *SSR card* pour une source surfacique.

5. les estimateurs tally

Dans MCNP5, des estimateurs dits *tallies* sont prédéterminés et permettent d'estimer des observables pour des détecteurs ponctuels, des surfaces, ou bien des volumes. La sélection de *tallies* ainsi que les spécificités qui s'y rapportent : surface, volume, point où les résultats sont nécessaires. Le choix de la *tally* se fera en fonction du résultat final. MCNP5 fournit dix types principaux de *tally*: six pour les calculs en mode de photons et

quatre font correspondre en mode électrons. Le tableau 1 résumé les *tallies* utilisé dans cette mémoire.

Type de tally	Fn Description du tally	Unité
F2	Flux à travers une surface	particules.cm ⁻²
F4	Flux moyen dans une cellule	particules.cm ⁻²
F6	Dose déposée dans une cellule	MeV.g ⁻¹
F8	Distribution en spectre d'énergie	MeV

Tableau 1 : *Les différents tallies disponibles dans MCNP5 et utilisés dans ce travail.*

Chapitre3

Modélisation de Faisceau de photons 6 MV issu de l'accélérateur Varian 2100 C

Dans ce chapitre, nous aborderons par une description générale de l'appareil du type de celui que nous nous proposons de modéliser : l'accélérateur linéaire Varian 2100 C. Nous détaillerons ensuite la méthode utilisée dans GATE6.1 et MCNP5 pour modéliser cet appareil de traitement en mode photons pour un faisceau d'irradiation de 6 MV.

3.1. Les accélérateurs linéaires

Dans les années 1920, Albert Hull a été inventé le premier magnétron (amplificateur d'onde électromagnétique) mais avec un rendement très faible. En 1935, Hans Hollmann en Berlin a développé un magnétron avec multichambers susceptibles de réaliser des hautes fréquences nécessaires pour générer les micro-ondes de haut énergie, mais avait aussi un tremblement de fréquence. En 1937, Russel et Sigurd Varian ont été inventés le klystron, qu'était très stable et présentait peu de dérivation de fréquence. Ainsi devenant l'un des choix pour l'utilisation dans la technologie du radar dans la Seconde Guerre mondiale. Après la Seconde Guerre mondiale, le magnétron et klystron étaient utilisés pour accélérer des particules chargées à travers un tunnel vide, ce qui a donné un résultat d'un dispositif appelé accélérateur linéaire ou LINAC [46,5]. Dans les années 1950, Dr Henry Kaplan de l'Université de Stanford, avec Edward Ginzton, un physicien de Stanford et fondateur participatif de Varian ont proposé un LINAC être conçu pour le traitement du cancer. L'idée était d'utiliser le klystron pour accélérer des électrons, et les frappant un matériau à Z élevé, tels que tungstène pour produire des rayons X à haute énergie.

En 1960, Varian a publié le Clinac 6, qui était le premier LINAC commercialisé, mais avec une production limitée. Le Clinac6 utilisait un faisceau de photon 6 MV pour le traitement avec une profondeur de dose maximale égale à 1,5 cm. Il a offert une meilleure dose à la surface et en profondeur, (67% de dose à une profondeur de 10cm). Même si ce n'était un grand avantage par rapport à l'unité de Cobalt-60 (l'accélérateur linéaire était trop coûteux à construire). En 1968, Varian a introduit le Clinac4. Il a utilisé

un guide d'ondes stationnaires, ce qui a permis de réduire la taille, le poids, le coût et la complexité globale de l'accélérateur linéaire et le rendre en compétitivité économique avec les unités de cobalt. Dans les années 80, Varian a décidé d'intégrer les ordinateurs pour contrôler l'accélérateur linéaire. En 1988 Varian a été publié le Clinac2100C, qui est le premier accélérateur de haute énergie contrôlée par ordinateur. L'intégration des ordinateurs avec l'accélérateur linéaire a été l'événement le plus important dans l'histoire de la radiothérapie.

3.2. Principe de fonctionnement d'un accélérateur linéaire utilisé en mode photons

L'accélérateur linéaire est composé essentiellement de deux parties indépendantes l'accélérateur et sa tête (figure 14). Dans cette partie, on s'appuie seulement à la tête de l'accélérateur, celle-ci est intéressée pour notre étude.

Le fonctionnement du LINAC en mode photons est le suivant. Les électrons sont produits par effet thermoélectronique à partir d'un filament de tungstène chauffé par un courant électrique intense. Ils sont ensuite générés par un klystron. Ce dernier est connecté au tube de l'accélérateur. À l'intérieur de tube, les électrons sont accélérés aux énergies de 4 à 25 MeV. La section accélératrice est une cavité résonnante pour l'onde HF (haute fréquence). Ces dimensions sont réglées de telle sorte que les électrons voient en permanence un champ électrique maximal et un champ magnétique nul ce qui permet une accélération optimale sans déviation des électrons. Le faisceau d'électrons est tout d'abord accélère puis projeté sur une cible de numéro atomique élevée (tungstène) afin de produire des photons X de freinage (voir la partie bleu dans la figure 14).

La cible est placée dans un barreau dit porte-cibles constitué de cuivre. Le choix du cuivre est pour stopper des rayons X de basse énergie inutiles au traitement et pour dissiper rapidement la chaleur. L'épaisseur de cette cible est choisie en fonction de l'énergie du faisceau que nous voulons (voir la figure 15).

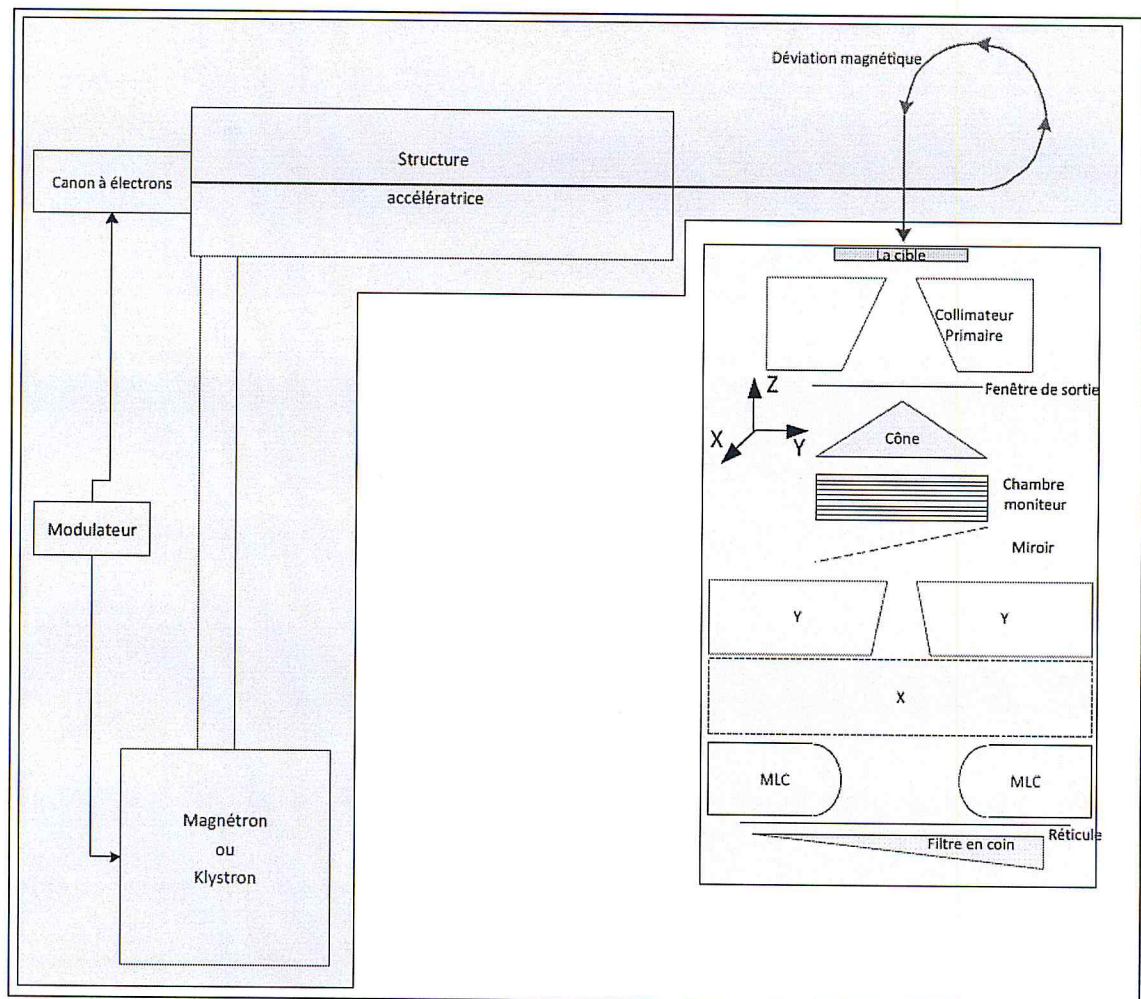


Figure 14: les principaux composants d'un LINAC : en rose les éléments de la tête d'accélérateur et en bleu le reste de l'accélérateur [47].

Ces rayons X, une fois passés la cible, sont à l'intérieur de la tête de l'appareil (en rose dans la figure 14). Le rôle de la tête est générer le faisceau de photons utilisés pour le traitement. Il devient alors de différents accessoires pour obtenir un faisceau de la taille et d'énergie voulue :

- le *collimateur primaire* délimitant le faisceau de photons en sortie de la cible avec une forme conique.
- le cône égalisateur situé dans l'axe du faisceau, permettant d'uniformiser la dose au niveau du champ d'irradiation
- Une série de *chambres d'ionisation* est placée derrière le cône égalisateur afin de contrôler la dose délivrée au patient et de stopper l'irradiation lorsque la dose prescrite est atteinte.

- le *miroir* dont le rôle est de refléter la lumière produite par une ampoule pour réaliser une simulation lumineuse du champ d'irradiation dans une direction perpendiculaire à la direction du faisceau.
- Un *système de collimation* composé de deux paires de *mâchoires* mobiles (une paire supérieure Y1 et Y2, et une inférieure X1 et X2) dirigés suivant les axes X et Y avec une orientation dans les bords pour minimiser la pénombre géométrique, et d'un *collimateur mutilâmes* (plusieurs lames fines noté MLC) pour conformer le champ d'irradiation à la forme irrégulière du volume tumoral à traiter et protéger les tissus sains (voire la figure 16).
- le *réticule* complétant la simulation lumineuse en matérialisant l'axe du faisceau.
- le *filtre en coin* qui permet de déformer les isodoses de base et de compenser les obliquités de surface pour faire en sorte que le volume cible soit irradié de façon homogène.

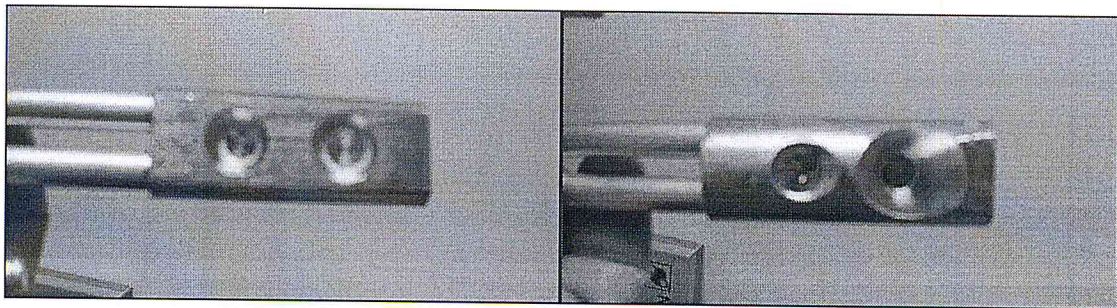


Figure 15 : La Cible pris de Clinac 2100C en mode photon 6/18MV. Remarque : l'ouverture gauche est de cible 10, 12,15 18 ,20 et 25 MV (4mmd'épaisseur). L'ouverture droite est de cible 4,6 8 MV (2mmd'épaisseur). La photo gauche (l'entrée du faisceau), la photo droite (la sortie du faisceau) [46].

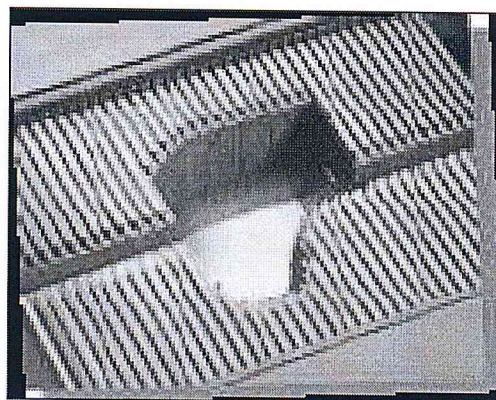


Figure 16 : Collimateur mutilâmes(MLC) [48].http://www.bnpcc.org/files/1_2_1/mlc.jpg

3.3. Modélisation de faisceau de photon issu de l'accélérateur Varian 2100 C

La modélisation d'un accélérateur linéaire se résume à la modélisation de sa tête car qu'aucun code Monté Carlo ne permet de simuler les phénomènes physiques complexes agissant dans la section accélératrice.

Il y a quatre paramètres indispensables pour la modélisation d'un accélérateur:

1. La définition précise de la géométrie de tête d'irradiation.
2. La définition de la source électronique primaire qui vient frapper la cible.
3. La spécification des processus physiques que l'on souhaite simuler.
4. L'acquisition des informations de sortie (généralement des rendements en profondeur et des profils de dose).

3.3.1. La géométrie

L'utilisation de simulations Monte-Carlo pour calculer la dose en radiothérapie nécessite de connaître parfaitement la géométrie et la composition de la tête de l'appareil de traitement. Plus ces informations ne sont précises, meilleure sera la justesse des simulations.

Grâce à la documentation du constructeur de l'accélérateur Varian 2100C, nous avons modélisé chaque élément de manière aussi exacte que possible. Pour valider notre modélisation, nous avons simulé les mêmes éléments réels, afin de pouvoir par la suite comparer nos résultats. Notre modélisation de l'accélérateur s'appuie sur la cible, le collimateur primaire, le cône égalisateur, les mâchoires supérieures et inférieures. Le reste de l'accélérateur n'influe pas beaucoup sur les résultats [49]. La visualisation d'éléments modélisés avec GATE6.1 est représentée dans les figures (17).

Les coordonnées de l'accélérateur sont exprimées dans un repère cartésien, l'axe (Oz) correspondant à l'axe d'irradiation, son origine étant située sur la face supérieure de la cible. Les axes (Ox) et (Oy) sont centrés à 0 au niveau de l'axe d'irradiation. Les noms X1, X2, Y1 et Y2 correspondent aux termes identifiant les mâchoires dans les spécifications. Les mâchoires Y2 et Y1 (supérieure) sont respectivement en direction du l'axe (Oy) et les mâchoires X2 et X1 (inférieure) sont respectivement en direction du

l'axe (Ox). Cette convention sera appliquée pour tous les éléments modalisés et correspond aux axes du logiciel de simulation GATE6.1 et MCNP5.

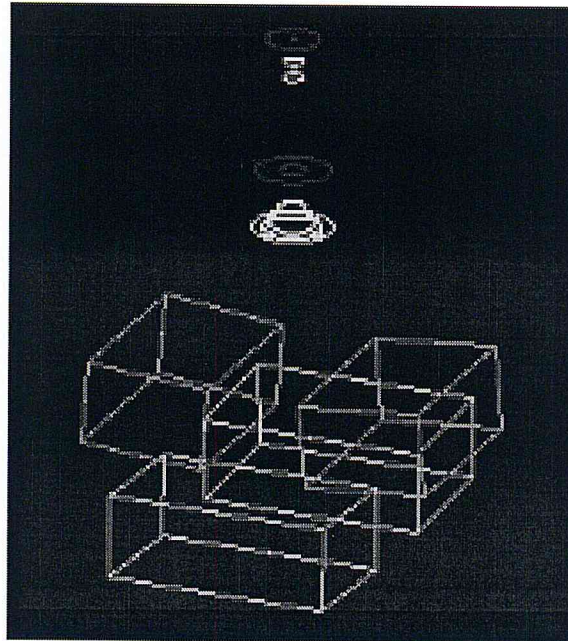


Figure 17 : *visualisations OpenGL de la tête d'irradiation Varian 2100C pour un faisceau de photons 6 MV.*

La cible et son support sont simulés par deux cylindres de diamètre 3 mm pour la cible et 8.89 mm pour le support. La cible est composée de tungstène ($Z=75$) et le support est composé de cuivre ($Z=29$).

Le collimateur primaire est modélisé par un cylindre de quelques centimètres de hauteur doté d'une ouverture conique. Cette dernière est composée en tungstène. Le cône égalisateur a été modélisé en superposant quelques cônes tronqués. Il est composé principalement de cuivre pour l'énergie des photons de 6MV. Le sommet du cône est placé à 4.8 cm en-dessous du plan inférieur du collimateur primaire.

Les mâchoires sont composées de deux paires de blocs, chaque bord de mâchoire délimitant le faisceau d'irradiation. Nous l'avons modélisé par deux paires de blocs parallélépipédique ; Y (bloc supérieur) et X (bloc inférieur). Les blocs de chaque paire sont sur un même plan, perpendiculaire à l'axe du faisceau. Les blocs sont composés de tungstène de 7.78 et 8.79 cm d'épaisseur pour Y et X respectivement.

3.3.2 .La source des électrons initiaux

Un calcul précis de dose nécessite une bonne description de la source d'électrons primaire. Les majorités des différences entre les mesures et les simulations peuvent être causées par des erreurs dans la description de la source de rayonnement.

La source électronique caractérisée par une distribution énergétique et une distribution spatiale dont il faut ajuster les paramètres. Généralement, la distribution spatiale est circulaire et la distribution en énergie est une gaussienne. Pour cette dernière, il est établi dans la littérature que ce paramètre est très peu influent sur la simulation et peut-être négligé [50].

En fait, Les paramètres clés sont l'énergie moyenne du faisceau d'électron et la taille de la tache focale (spot) sur la cible [51,52]. La méthode générale pour ajuster ces paramètres est la comparaison des distributions de dose calculées par Monte Carlo à des mesures de référence (dose en profondeur et dose profils), avec faire varier d'énergie et de distribution spatiale du faisceau d'électron primaire dans un intervalle donné [32]. Lorsque les rendements et profils calculés par la modélisation correspondent aux rendements et profils mesurés dans la cuve à eau dans les mêmes conditions, avec une erreur inférieure ou égale à la tolérance que l'on a fixé, alors on considérera que le modèle est capable de simuler la réalité à l'intervalle d'erreur prêt. Il est recommandé de régler en premier l'énergie du faisceau avec des rendements en profondeur, puis d'ajuster la taille de la tache focale avec des profils de doses [32,53].

En réalité, avec l'émergence des accélérateurs linéaires de même modèle, qui possèdent des caractéristiques dosimétriques similaires (avec une incertitude de mesure), on peut utiliser la même description de source électronique primaire dans les accélérateurs linéaires identiques [54]. Pour cela, nous basant sur les données de la littérature Estelle COURAGEOT [55] proposant une bonne définition du terme source pour un Clinac 2100C à 6 MV, le même accélérateur utilisé dans cette étude.

On considère que la source électronique est circulaire, plane (plan X-Y), centrée sur la cible, de rayon 1 mm et dirigée suivant l'axe du faisceau. Nous avons défini l'énergie du faisceau d'électron comme une gaussienne d'énergie centrale $E_0=6,2\text{MV}$, avec une largeur à mi-hauteur égale à 0,5 MV.

3.3.3. La physique

Une fois le faisceau incident d'électrons et la géométrie de la tête sont définis, La suite de la simulation est régie par les processus physiques simulés. Notre choix pour la physique est les suivants : l'effet photo-électrique, l'effet Compton, la création de paires, l'ionisation, bremsstrahlung, annihilation.

Les cuts sont des seuils de coupures qui définissent une limite en dessous duquel le suivi des particules dans la matière n'est plus réalisé. En GATE6.1, les cuts sont définis selon la nature des particules et sont seuils énergétiques. Ces cuts ne sont pas définis directement en énergie, mais en longueur. A chaque longueur est associée une énergie qui dépend du matériau dans lequel se trouve la particule. Dans la bibliothèque standard de GATE6.1, cette énergie est de 1 kV pour les électrons.

Le code MCNP5 par défaut donne 0,01 MV comme énergie de coupure au traitement des photons et des électrons. Dans ce travail nous avons pris 0,01 MV pour les photons et 0,5 MV pour les électrons dans tout l'accélérateur. Conformément à la simulation MCNP5, nous avons défini des cuts en longueur identiques dans tout l'accélérateur en GATE6.1. Leurs valeurs sont 0.15 mm pour les photons et 1.6 mm pour les électrons, qui correspondent respectivement à des énergies de coupures de 0,01 MV et 0,5 MV.

3.3.3.1. Réduction du temps de calcul

- **Réduction de variance**

Il existe diverses techniques de réduction de variance dont le principe commun consiste à modifier le poids statique selon des critères géométriques ou énergétiques. Afin de gagner du temps de calcul, nous avons mis en œuvre dans GATE6.1 une nouvelle technique : le "*Bremsstrahlung Splitting*". Cette technique de la réduction de variance augmente la fluence photonique primaire dans la cible, c'est-à-dire lorsqu'un rayonnement de freinage se produit, on va créer N photons au lieu de 1 photon [41]. Nous avons choisi un facteur de "*splitting*" de 100 et choisis d'utiliser une énergie de seuil à 5,7 MeV, en dessous de laquelle le "*splitting*" n'aura pas lieu.

Avec MCNP5, Chaque cellule doit avoir une "*importance*", utilisée pour la réduction variance (Importance de 0 : tué particules dans la cellule) .Il est alors possible de produire ou détruire des particules, avec la limite de leurs importance dans le bloc *importance card* (Il est possible avec *data card*). Le résultat de l'estimation du *tally* étant conservé par une modification du poids de ces dernières. L'utilisation adéquate de ces techniques de réduction de variance est d'une grande aide pour l'utilisateur car elles permettent de réduire considérablement le temps d'exécution.

- **Espace des phases**

L'espace des phases représente toutes les informations relatives aux particules traversant une surface plane (position, direction, énergie, élément dans lequel la particule a été créée, etc.). Toutes les particules qui vont franchir le plan vont être stoppées et l'ensemble de leurs caractéristiques, va être stocké dans un fichier nommé fichier d'espace des phases. Par la suite ce fichier est utilisé pour simuler l'irradiation des dosimètres situés en aval du plan de l'espace des phases [56]. Donc on peut effectuer notre simulation en deux temps. En première temps, on prend en compte l'ensemble de cible, collimateur et cône égalisateur et on stocke toutes les particules dans l'espace de phases situé avant le collimateur secondaire [25]. Dans un second temps, il ne reste plus qu'à simuler le collimateur secondaire pour chaque taille de champ. L'avantage de Cette technique est qu'il va nous permettre de modéliser le faisceau de l'accélérateur tel qu'il est avant de traverser le collimateur secondaire et que ce modèle pourra être réutilisé quelque soit la forme du champ d'irradiation, ce qui permet un gain de temps très important.

Dans notre cas nous avons placé un plan de phase perpendiculaire à l'axe du faisceau d'irradiation, ce plan est circulaire de 10 cm de rayon situé à 1 mm au-dessus des mâchoires.

Pour réalisés notre fichier d'espaces de phases, nous avons envoyé trois millions d'électrons primaires sur la cible. Le fichier a été obtenu après une durée de 5 heures sur un poste de travail Windows avec un processeur de 1.8GHz et de 1GO de RAM.

3.3.4. La sortie

Lorsque les paramètres de la simulation seront réglés, on met en place un ensemble de détecteurs dans une cuve à d'eau afin de calculer les doses déposées dans l'eau. La cuve d'eau modélisée correspond à la cuve utilisée dans les mesures expérimentales 70 cm en X, 60 cm en Y et 50 cm en Z. L'entrée de fantôme a été placée à une distance de 100 cm de la cible. Nous avons placé des détecteurs dans la direction Z pour la mesure du rendement en profondeur et dans la direction X ou Y à 5 cm de profondeur pour la mesure du profil de dose (X : inplane, Y : cross plane, voir la figure 18), les résultats obtenus pour les champs 4x4, 3x3, 2x2, 1x1 et 0.5x0.5 cm². La dimension des voxels de mesure 5 mm x 5 mm x 5 mm selon les axes X, Y et Z respectivement.

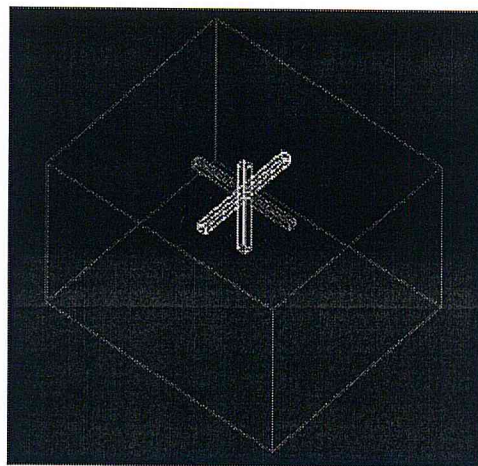


Figure 18 : Schéma des mesures en cuve à eau. Selon l'axe des X en rouge et l'axe Y en jaune est effectuée la mesure du profil, selon l'axe Z en vert est effectué la mesure de rendement en profondeur.

Nous avons lancé 20 simulations pour calculer des rendements en profondeur et profils de dose à partir de fichier d'espace des phases. Le transport des particules dans la cuve nécessite environ quatre heures de calcul par simulation avec un système d'exploitation Windows monté sur un processeur de 1.8GHz et de 1GO de RAM.

3.4. Données expérimentales

Pour valider notre modèle selon la méthodologie exposée précédemment, il est nécessaire de disposer de données expérimentales. Une précédente étude réalisée au service de radiothérapie oncologie du CAC Blida sur la caractérisation de faisceau de photons 6 MV d'un Clinac 2100C pour les petits champs [21]. Il a été mis en évidence de

nombreux profils et rendements expérimentaux acquis dans la cuve d'eau de trois dimensions *MP3 PTW* (figure 19) avec deux modèles de chambre d'ionisation : la chambre d'ionisation *Semiflex PTW 31010* (0.125 cc) et la chambre d'ionisation de petite volume (0.015 cc) la *Pinpoint PTW 31014* (chambre de mesure conçue spécialement pour les petits champs). Les chambres ont été associées à un électromètre *PTW* de type *TANDEM* (Figure 20). Le but des mesures avec deux détecteurs est de démontrer l'avantage qu'offre une chambre d'ionisation de petit volume dans la dosimétrie des petits champs.

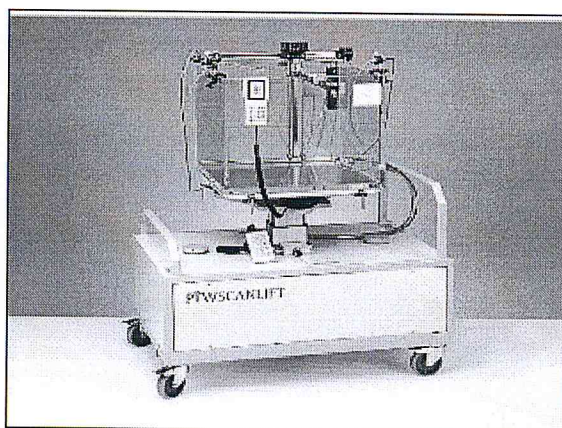


Figure 19 : La cuve d'eau utiliser dans les mesures. Les dimensions de la cuve sont de 70 cm en X, 60 cm en Y et 50 cm en Z.

Les rendements en profondeur ont été relevés dans l'axe du faisceau entre 0 et 30 cm de profondeur pour cinq tailles de champ (4x4, 3x3, 2x2, 1x1 et 0.5x0.5 cm²). Pour les profils, les mesures ont été faites à une distance source surface de la cuve de 100 cm au niveau de cinq profondeurs dans l'eau, pour les tailles de champ précédemment énumérées.

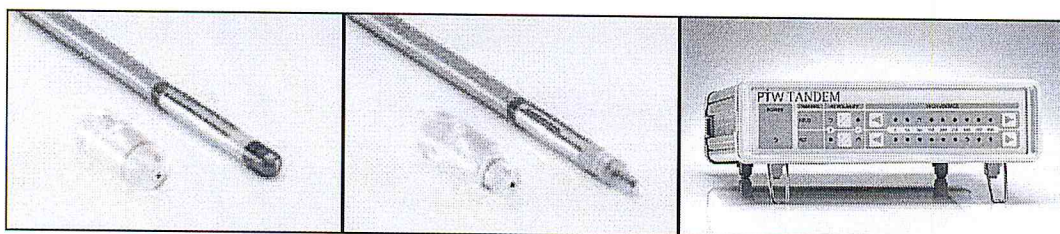


Figure 20 : chambre *Semiflex* modèle *T31010* (0.125 cm³) à gauche ; chambre *Pinpoint* modèle *T31014* (0.015 cm³) au milieu ; l'électromètre de mesure à droite.

Les données expérimentales retenues pour ce travail sont : les rendements en profondeur et les profils de dose (à 5 cm de profondeur) acquis par la chambre d'ionisation *Pinpoint*, pour avoir comparés aux résultats obtenues avec les deux codes Monte Carlo GATE6.1 et MCNP5.

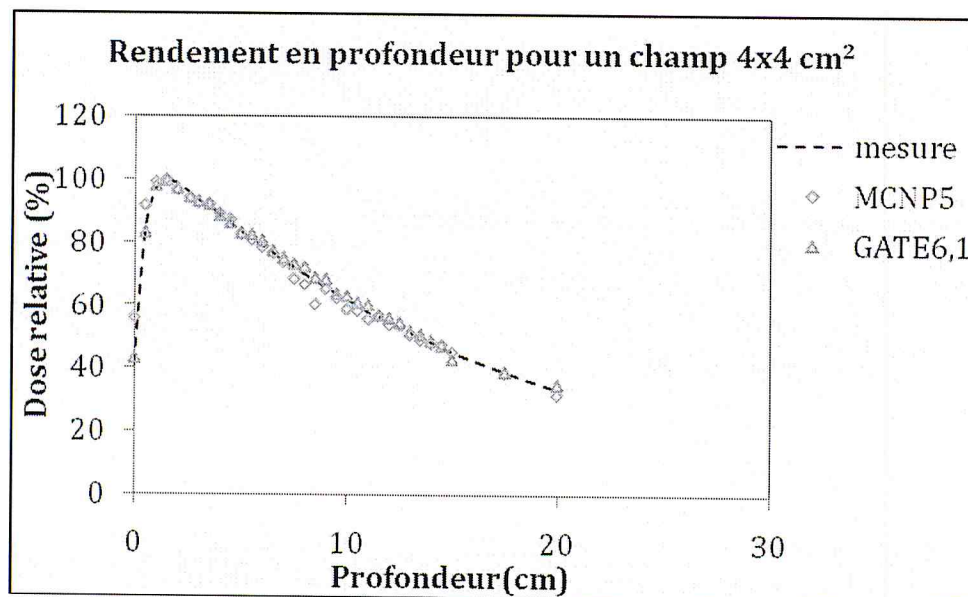
Chapitre4

Résultats et discussion

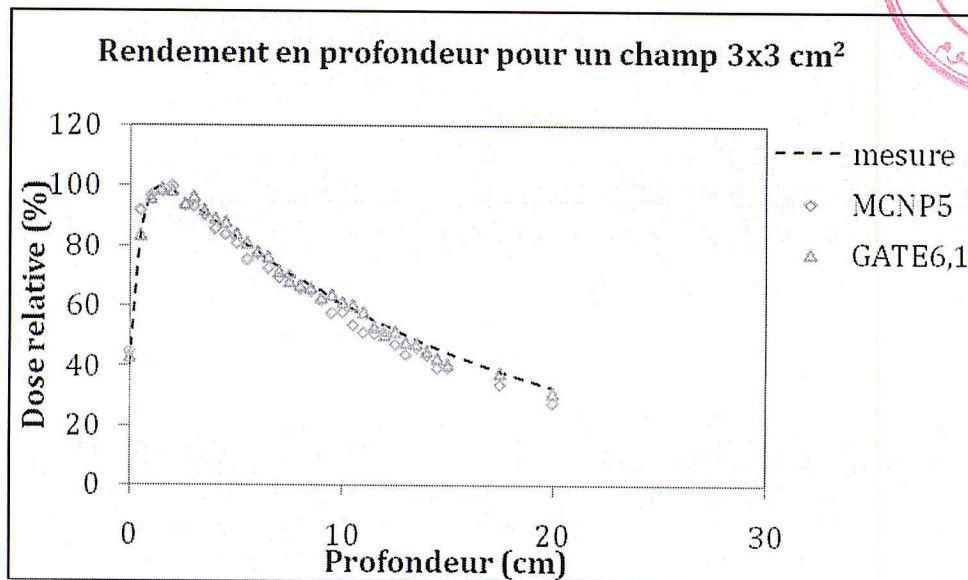
Dans ce chapitre, nous présentons les résultats de nos simulations, les courbes de dose en profondeur et les courbes de profils obtenues sont comparées avec des courbes mesurées par la chambre d'ionisation Pinpoint T31014 dans l'eau pour un faisceau de 6 MV, avec cinq tailles de champ d'irradiation : 4x4, 3x3, 2x2, 1x1 et 0.5x0.5 cm². Les valeurs mesurées et calculées sont exprimées en dose relative, c'est à dire en pourcentage de la dose maximale reçue.

4.1. Les rendements en profondeur

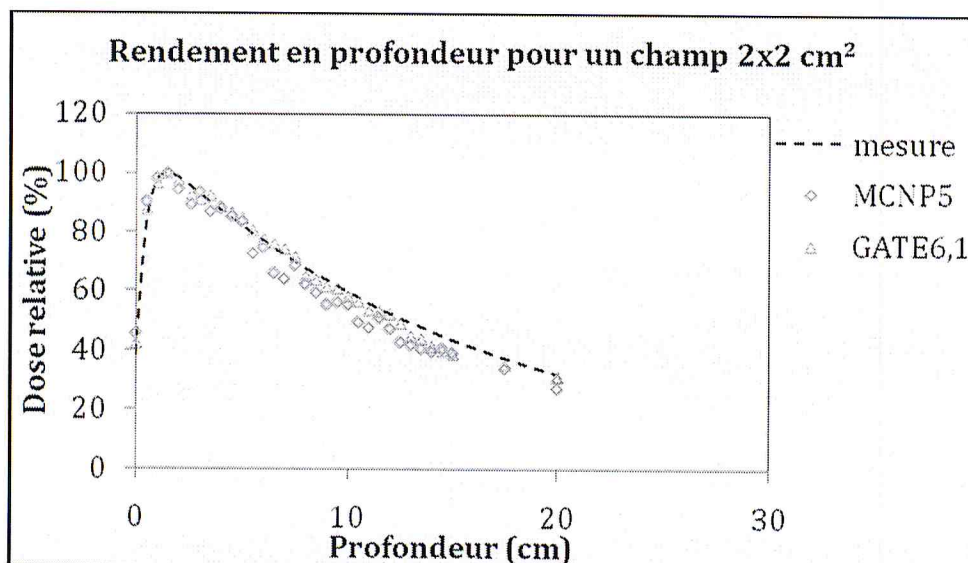
L'exactitude de la dose est réalisée par comparaisons des rendements en profondeur mesurés dans l'eau avec ceux simulés avec GATE6.1 et MCNP5. Les courbes PDD sont représentées dans la figure 21.



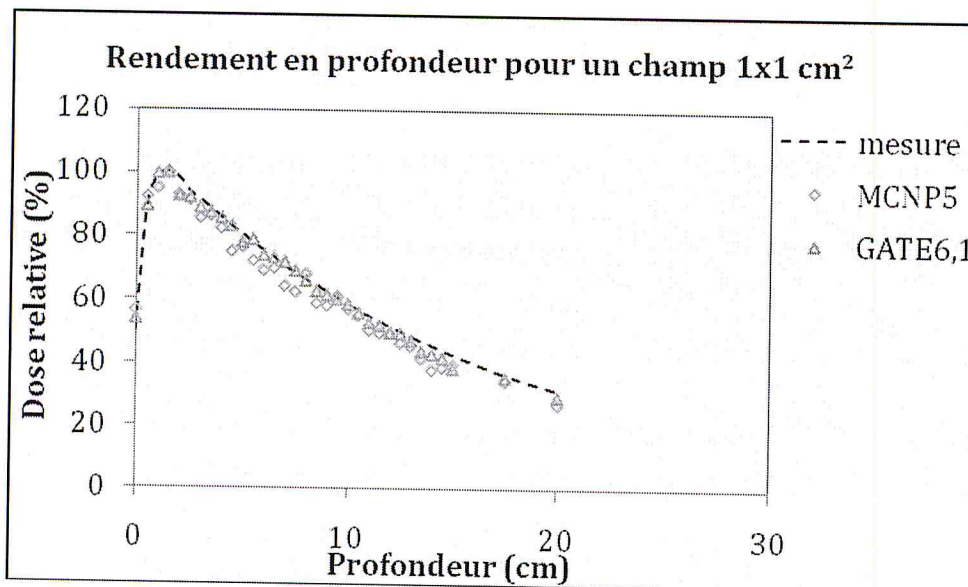
(A)



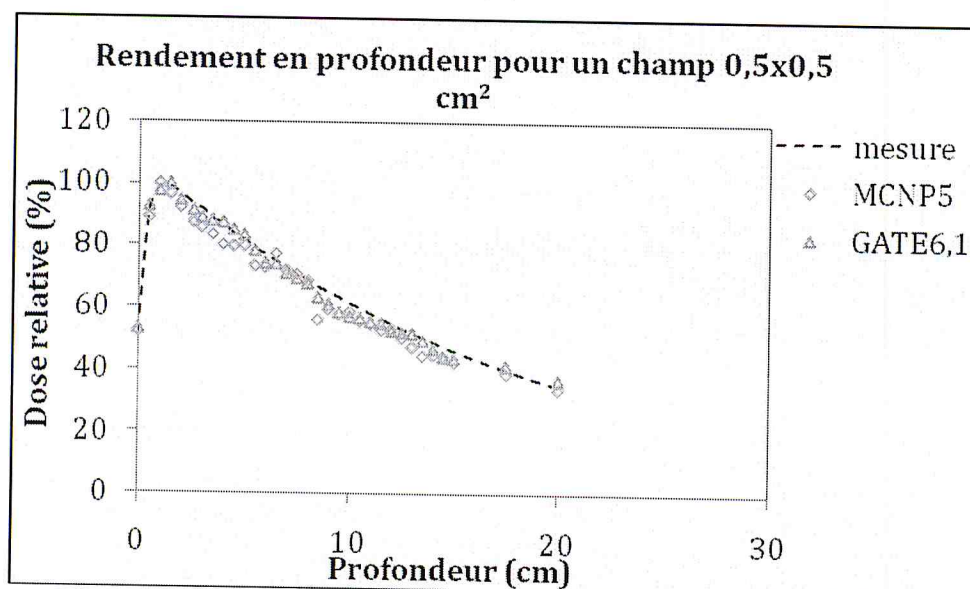
(B)



(C)



(D)



(E)

Figure 21 : Rendements en profondeur mesurés et calculés pour des champs de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ (A), $3 \times 3 \text{ cm}^2$ (B), $2 \times 2 \text{ cm}^2$ (C), $1 \times 1 \text{ cm}^2$ (D) et $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ (E).

-Comparaisons des courbes rendements en profondeur

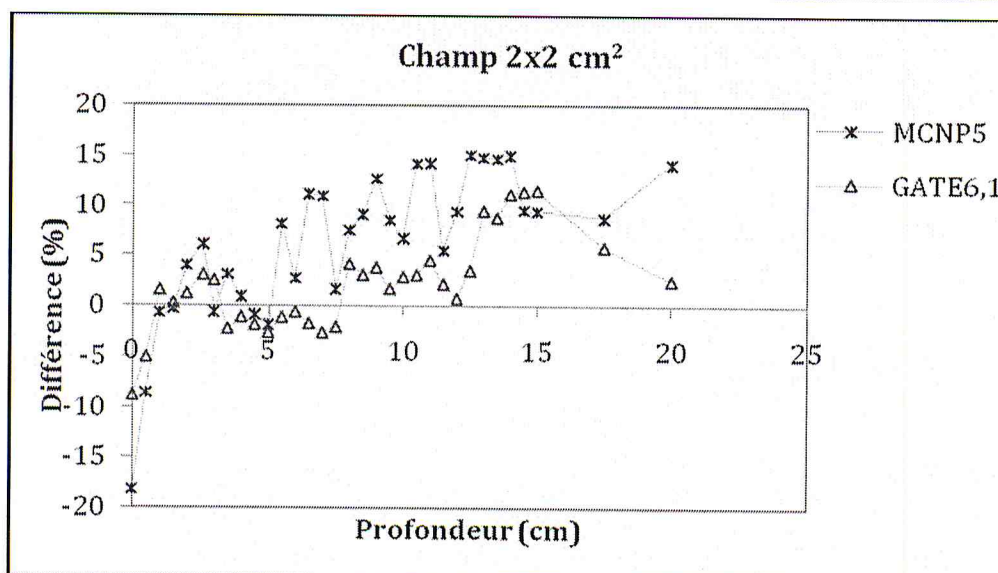
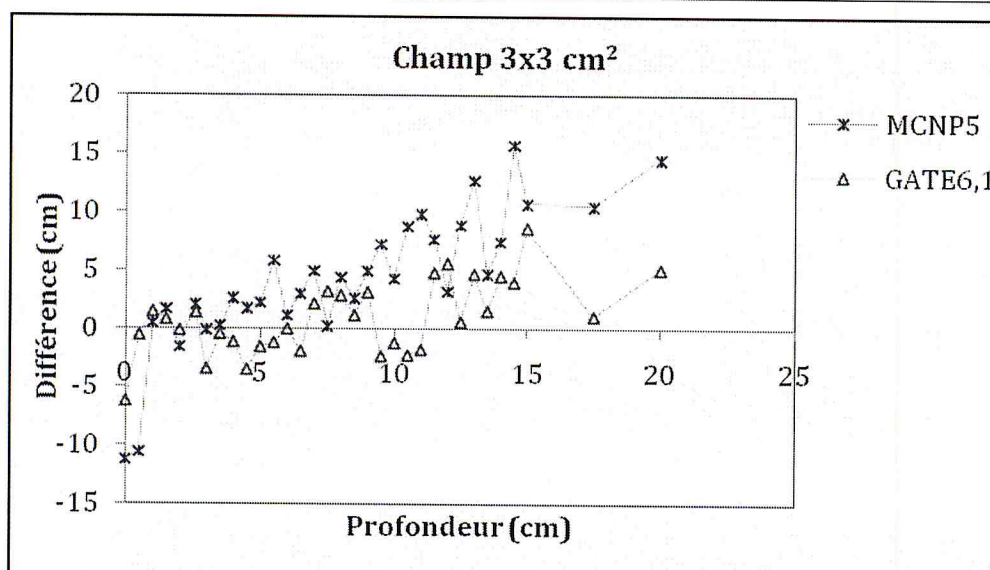
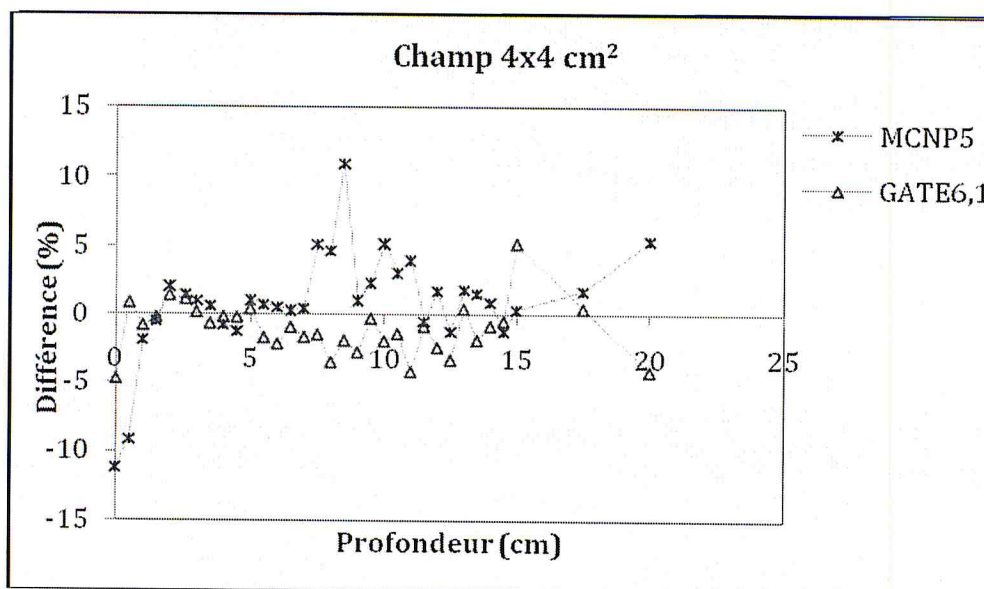
	mesuré (Pinpoint)					GATE6.1					MCNP5				
champ (cm ²)	4x4	3x3	2x2	1x1	0.5x0.5	4x4	3x3	2x2	1x1	0.5x0.5	4x4	3x3	2x2	1x1	0.5x0.5
R ₁₀₀ (cm)	1.5	1.4	1.4	1.3	1	1.6	1.35	1.4	1.5	1.5	1.5	2	1.5	1.5	1
D _s (%)	43,78	42,7	40,9	43,4	49,5	43,3	43,1	42,1	54	53,1	56	45,1	45,7	56,9	52,2
D ₁₀₀ (%)	62	60,7	59,6	58,85	61,47	63,2	61,4	57,9	58,9	57,1	58,8	58	55,6	57,1	58,7

Tableau 2 : Comparaisons des résultats des rendements en profondeur de GATE6.1 et MCNP5 avec les mesures expérimentales. R₁₀₀ profondeur du maximum de dose, D_s pourcentage de dose à la surface du fantôme, D₁₀₀ pourcentage de dose à 10 cm.

Il est difficile de déterminer visuellement quelle courbe, parmi les 2 obtenus par le code Monté Carlo est la plus proche de la mesure de référence. Nous avons donc calculé l'erreur moyenne, pour chacun des rendements en profondeur, avec la formule suivante :

$$\text{Différence (\%)} = \frac{PDD_{\text{calculé}} - PDD_{\text{mesuré}}}{PDD_{\text{mesuré}}} \times 100$$

Dans les courbes suivantes (Figure22), on représente la différence entre les rendements en profondeur obtenus avec GATE6.1, MCNP5 et les mesures.



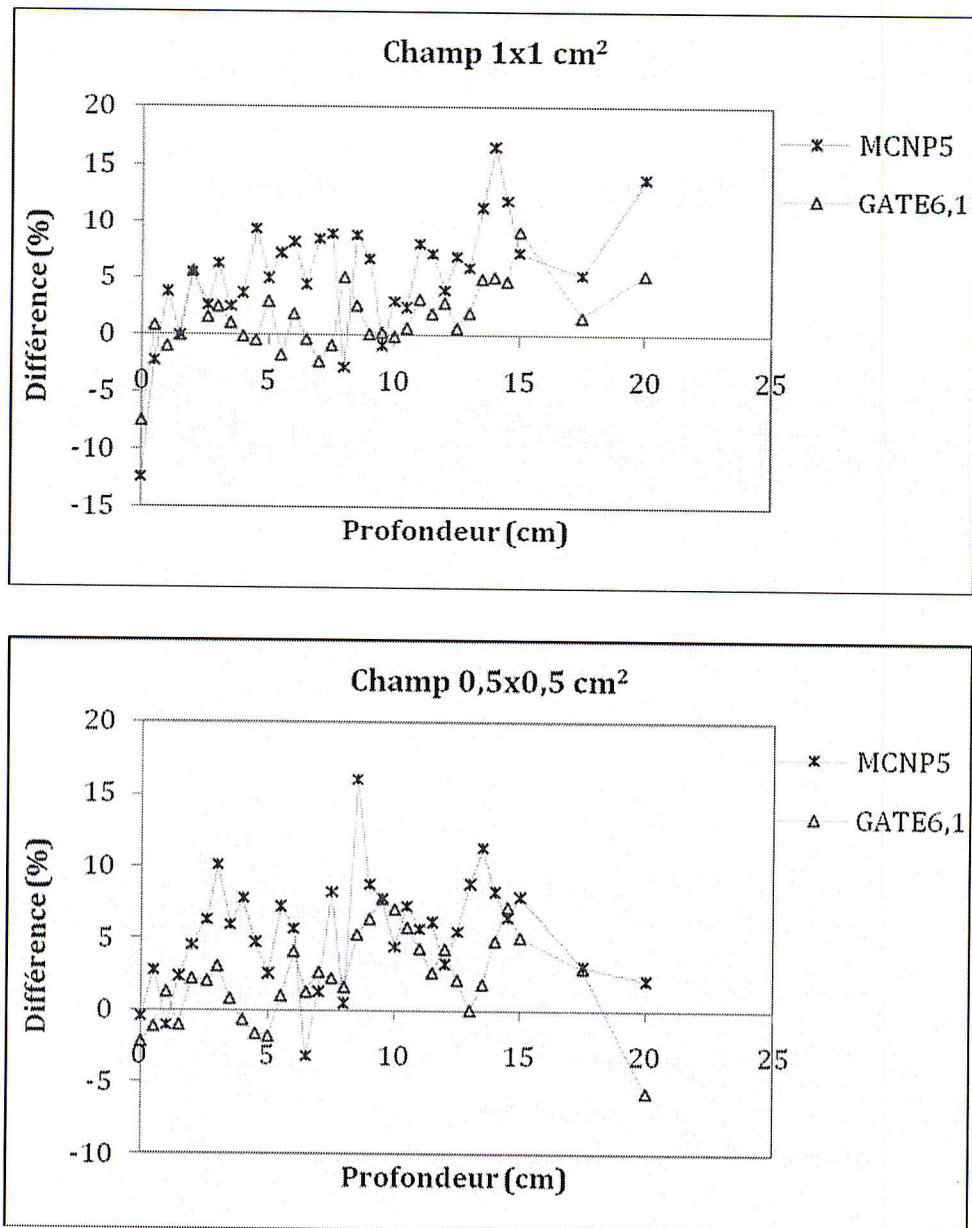


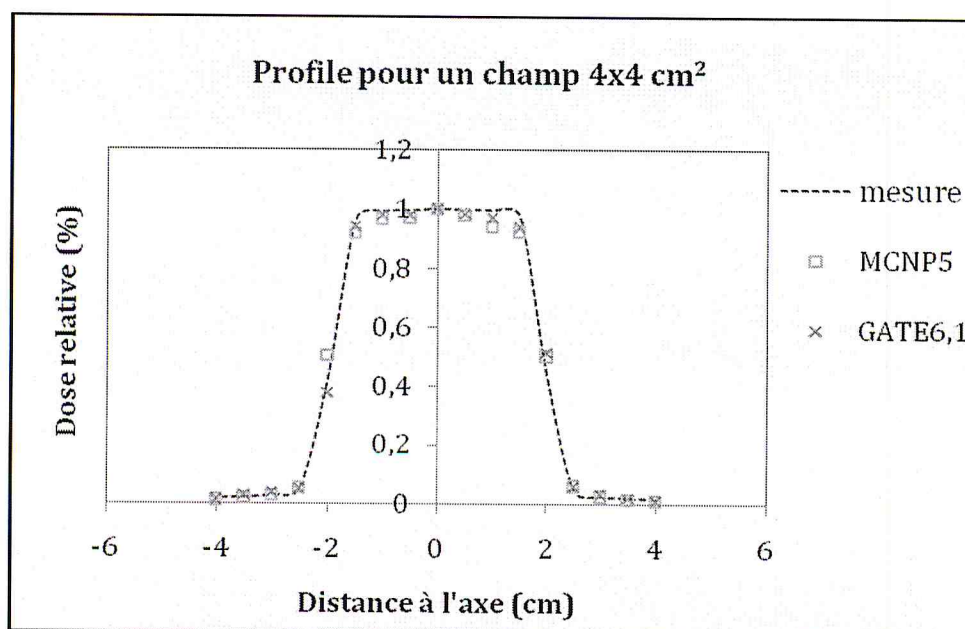
Figure 22: Différences entre les rendements en profondeur mesurée et les rendements en profondeur calculées avec GATE6.1, MCNP5.

Nous avons observés des différences de dose entre les mesures expérimentales et les simulations Monte Carlo, notamment dans la région d'équilibre électronique. De plus, les plus importants écarts sont constatés pour les profondeurs d'eau inférieures ou égales à 5 mm. Les valeurs moyennes d'écarts dans cette région sont entre 8,8% et 2.15 %, avec GATE6.1 et entre 11.16% et 4.4% avec MCNP5 pour les cinq tailles de champ. Ces écarts de dose sont dus aux électrons de contamination biaisée par l'imprécision de la modélisation de la collimation secondaire (mâchoire X et Y).

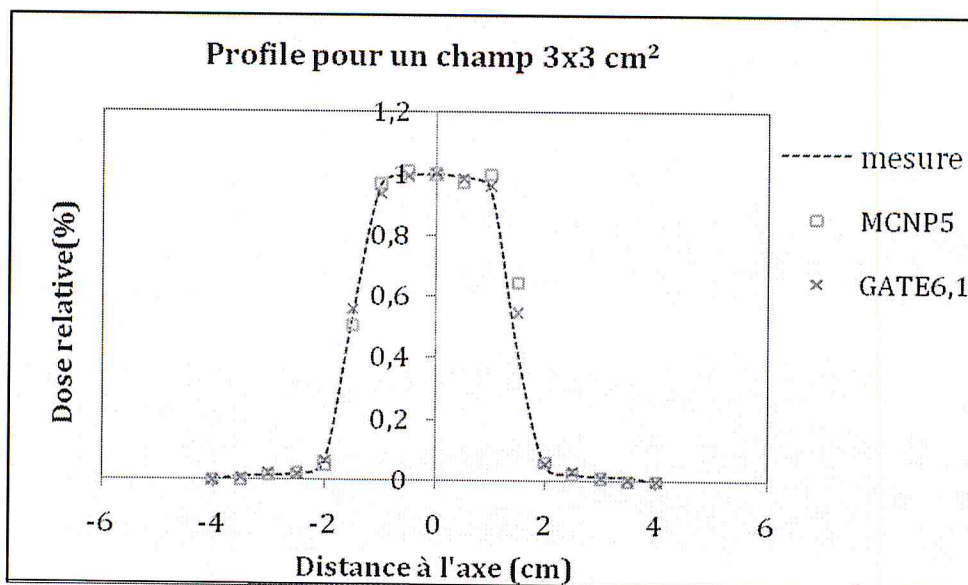
Un autre point d'intérêt est l'influence de la chambre Pinpoint elle-même dans la mesure, du fait des forts gradients de dose dans cette région. Néanmoins, en plus des raisons citées plus haut, on peut dire que ce décalage est dû à une mauvaise discrétisation du détecteur virtuel utilisé dans notre simulation. En effet, nous avons discrétiser l'axe de la profondeur en utilisant des pas de 5 mm dans nos calculs. D'où l'intérêt d'avoir une discrétisation plus fine dans l'axe de profondeur.

4.2. Les profils de dose

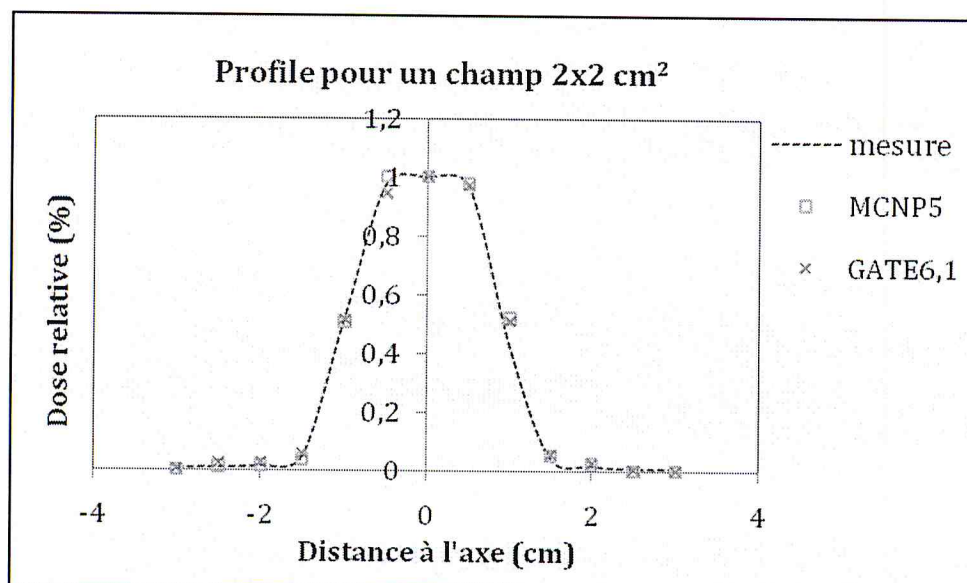
L'évaluation des profils de dose est un indicateur de la justesse de la géométrie utilisée, spécialement dans la zone de pénombre. La figure 23 présente les profils de dose mesurés et calculés avec GATE6.1 et MCNP5 à 5 cm de profondeur pour les tailles de champs précédemment décrits.



(A)



(B)



(C)

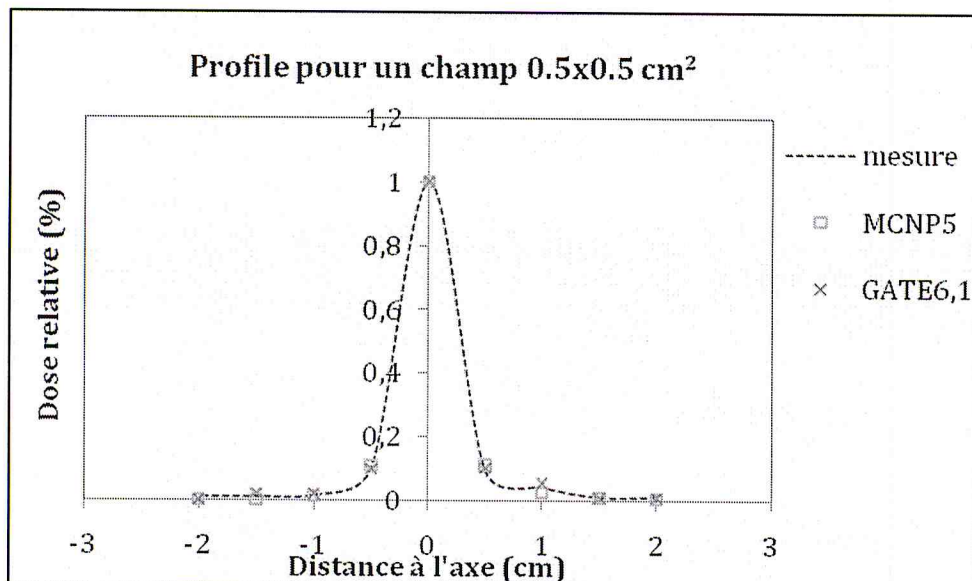
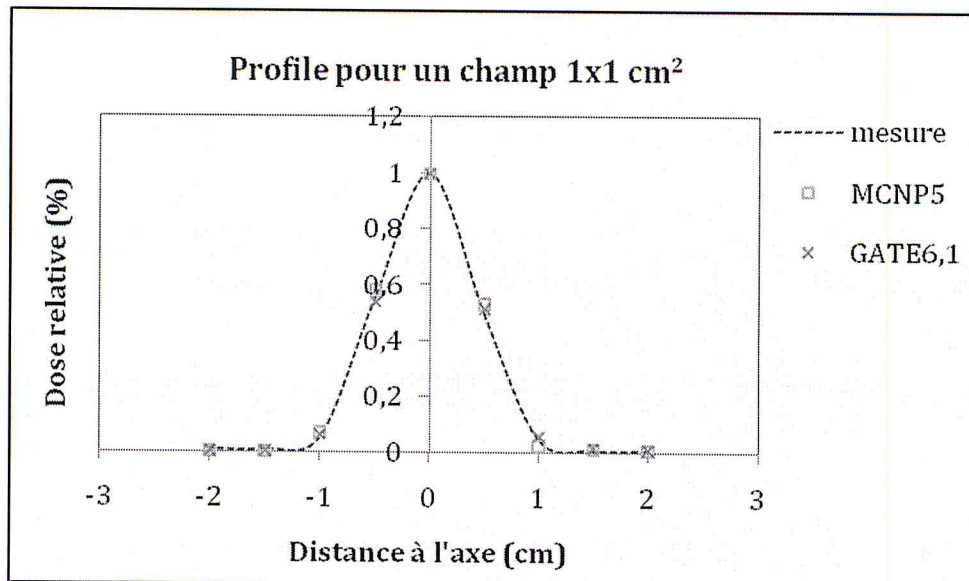
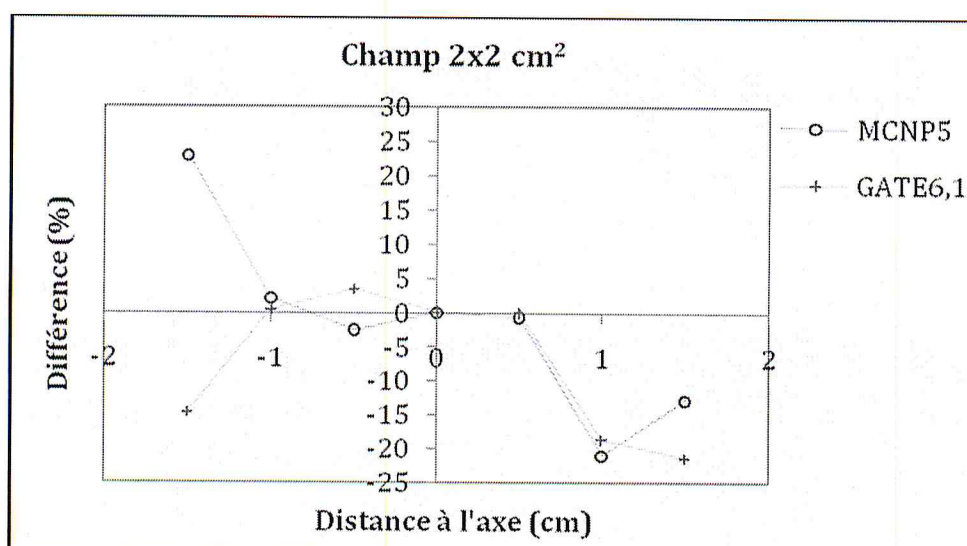
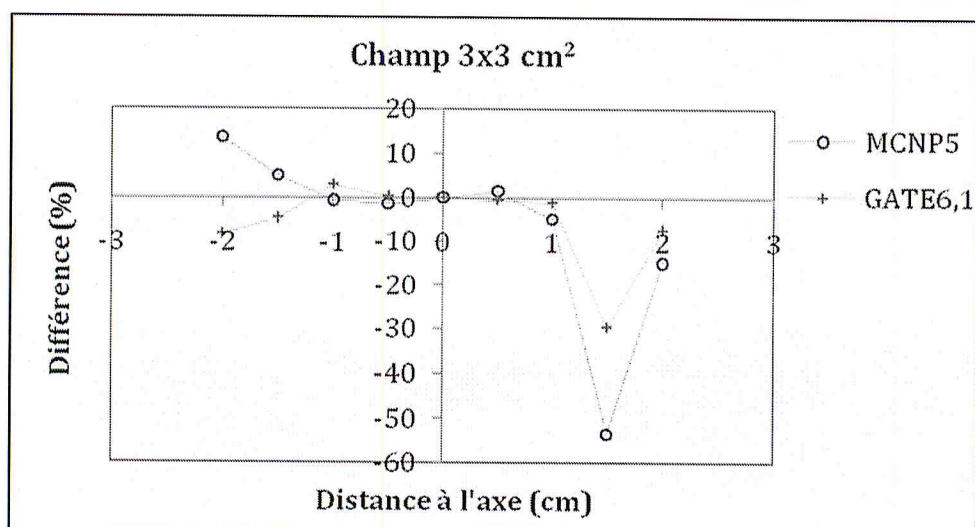
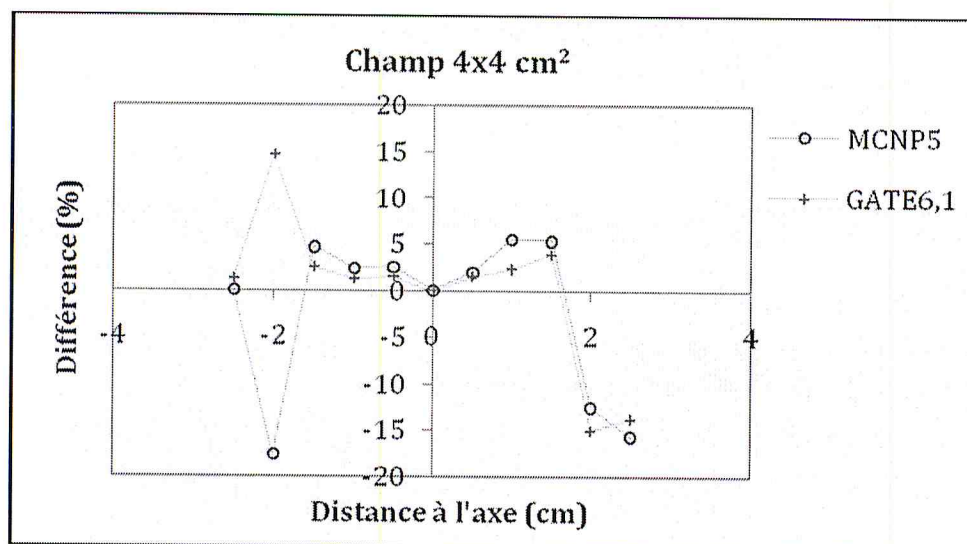


Figure 23 : Profils de dose mesurés et calculés pour des champs de 4x4 cm² (A), 3x3 cm² (B), 2x2 cm² (C), 1x1 cm² (D) et 0.5x0.5 cm² (E)

-Comparaisons des courbes de profils

Nous avons également mis en évidence la difficulté de modéliser correctement les profils de dose en calculant l'écart point à point en fonction de la distance à l'axe, le calcul de cette écart a été effectué avec la même équation que nous avons utilisés dans le calcul des différences entre les courbes de rendements en profondeur, c'est à dire la

différence correspondant à l'erreur entre 2 points est exprimé en pourcent (voir la figure24).



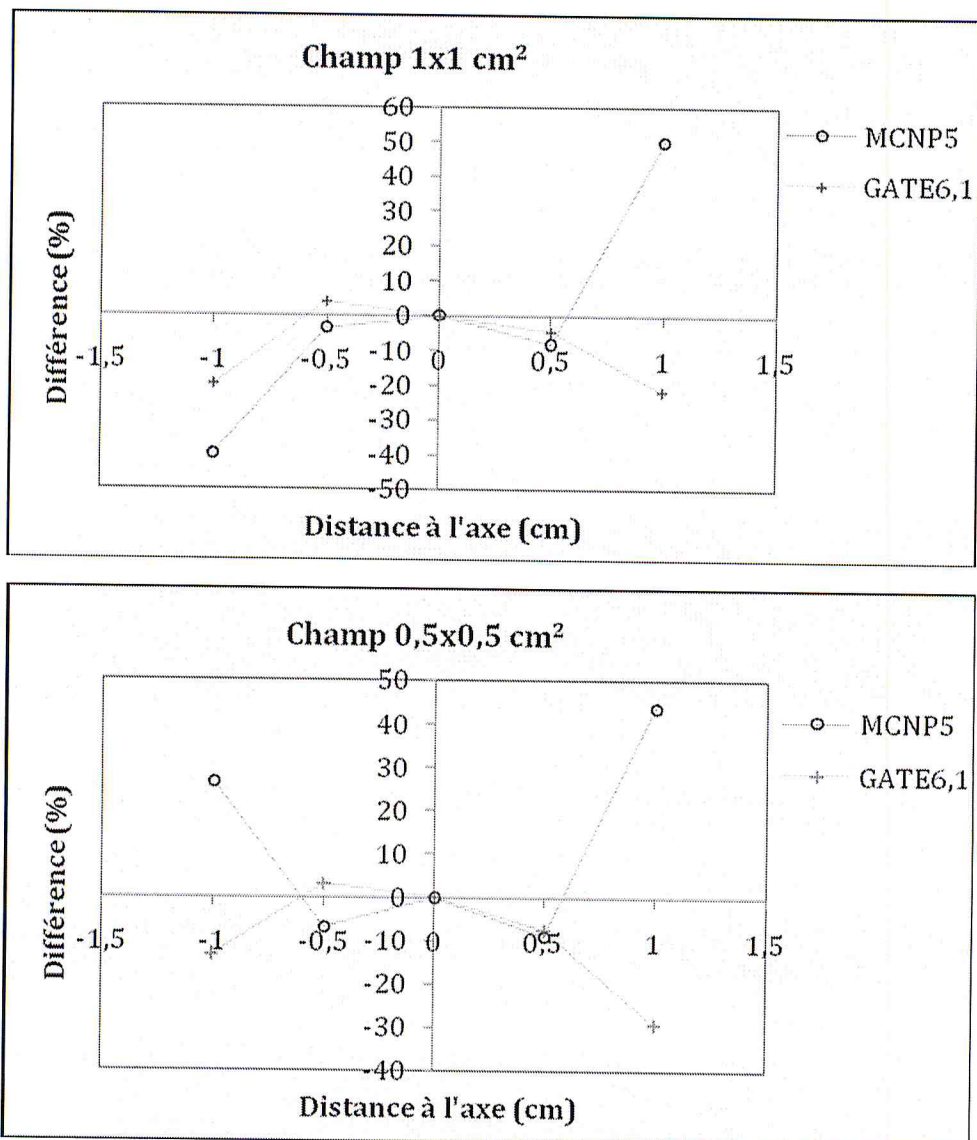


Figure 24: Différences entre les profils mesurée et les profils calculées avec GATE6.1, MCNP5.

Grandeurs de Comparaison	GATE6.1					MCNP5				
	4x4	3x3	2x2	1x1	0.5x 0.5	4x4	3x3	2x2	1x1	0.5x 0.5
Ecart maximal(%) dans la région du plateau centrale	3,89	2,9	3,38	0	0	5,52	-4,9	-2,45	0	0
Ecart maximal(%) dans la région de pénombre	14,65	-29,5	-18,6	-4,48	-7,5	-17,6	-53,3	-20,93	-8,1	-8,92
Ecart maximal(%) en dehors du faisceau	-23,33	-37,5	-41,1	-21,7	-29,2	33,33	43	-17,39	50	43,9

Tableau 3 : valeurs des écarts relatifs maximaux entre le profil de dose mesuré et les profils de dose simulés. La comparaison est segmentée en trois régions : (1) la région du plateau centrale du faisceau, (2) la région de pénombre, (3) la région en dehors du faisceau (voir 1.4.4).

Dans la région du plateau central, tous les profils présentent un bon accord entre les simulations Monté Carlo et les mesures. On a noté que les écarts entre les profils mesurés et calculés sont tous à l'intérieur de 4% pour GATE6.1 et 6% pour MCNP5 dans cette région. Cependant, on peut noter que le code Monté Carlo ne modélise pas très bien les régions de fort gradient de dose par rapport aux valeurs mesurées. Ceci est dû au fait que le dépôt de dose par voxel dans les simulations Monté Carlo de 5 mm de côté est nettement plus grand que la résolution de la chambre d'ionisation Pinpoint. D'autre part l'élargissement anormal de la pénombre (que nous n'avons pas jugé utile de quantifier ici) est dû à l'implantation incorrecte de la géométrie des mâchoires et de cône égalisateur.

En générale, tous les profils et les rendements en profondeur calculés présentent des décalages par rapport aux mesures et qui peuvent être justifié par plusieurs raisons :

- Le nombre de particules dans la simulation est faible pour espérer avoir un bon résultat.
- La moyenne de la distribution gaussienne en énergie et la largeur à mi-hauteur radiale de la section du faisceau d'électrons primaire utilisée dans la simulation. Les erreurs significatives entre les mesures et les valeurs calculées par Monté Carlo, nous laissent croire que 6,2 MV pour la distribution gaussienne en énergie et 0.5 MV pour la largeur de tache focale ne représentent pas les paramètres exacts pour simuler notre faisceau incident.

Conclusion et perspectives

Dans notre étude nous avons présenté la méthode Monte Carlo, les codes de simulation GATE6.1 et MCNP5 et le travail accompli pour simuler un faisceau de photons de 6 MV délivré par un accélérateur de type Clinac 2100C pour les petits tailles de champ.

Typiquement, Cette simulation consiste à modéliser les éléments de la tête de l'accélérateur (à partir des modèles géométriques dont dispose le code de simulation considéré), le faisceau d'électrons sources et les processus physique afin d'obtenir des distributions de dose à savoir : des rendements en profondeur et des profils de doses obtenus dans une cuve à eau.

Nous avons montré que pour la dosimétrie incluant des petits champs, GATE6.1 et MCNP5 sont capables de reproduire des distributions de dose comparables aux mesures expérimentales, bien que des efforts restent à fournir pour diminuer les erreurs statistiques afin de rendre son utilisation clinique possible.

En plus des mesures avec une pinpoint, qui nous a servi comme base de validation aux codes Monte Carlo, il est aussi prévu l'utilisation d'autres détecteurs notamment des films gafchromics pour asseoir une conclusion.

Même si ce travail est avant tout destiné à l'étude dosimétrique des faisceaux de petits champs carrés, la modélisation que nous avons proposée peut également servir de base à d'autres types d'applications qui utilisent des champs d'irradiation de petite taille et de forme complexe tels que la radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité et la stéréotaxie extra-crânienne.

Annexes

Annexe 1 :

A-Présentation de fichier utilisé pour la création d'un espace de phase au format GATE6.1

```
/control/execute verbose.mac
```

```
#=====
# GEOMETRY
#=====
/gate/geometry/setMaterialDatabase data/GateMaterials.db
```

```
# -----
# World
# -----
/gate/world/geometry/setXLength 5 m
/gate/world/geometry/setYLength 5 m
/gate/world/geometry/setZLength 5 m
/gate/world/setMaterial Air
/gate/world/vis/setVisible 0
```

```
# -----
# LINAC
# -----
/gate/world/daughters/name      linac
/gate/world/daughters/insert    box
/gate/linac/setMaterial        Air
/gate/linac/geometry/setXLength 0.5 m
/gate/linac/geometry/setYLength 0.5 m
/gate/linac/geometry/setZLength 1.2 m
/gate/linac/placement/setTranslation 0 0 0 mm
/gate/linac/vis/setVisible      0
/gate/linac/placement/setRotationAxis 1 0 0
/gate/linac/placement/setRotationAngle -90 deg
/gate/linac/placement/setTranslation 0 1350 0 mm
```

```
# -----
# TARGET
# -----
/gate/linac/daughters/name      target_box
/gate/linac/daughters/insert    cylinder
/gate/target_box/setMaterial    Air
/gate/target_box/geometry/setRmin 0 mm
/gate/target_box/geometry/setRmax 10 mm
/gate/target_box/geometry/setHeight 16 mm
/gate/target_box/placement/setTranslation 0 0 0 mm
/gate/target_box/vis/setVisible 1
```

```
    /gate/target_box/daughters/name      target
    /gate/target_box/daughters/insert    cylinder
    /gate/target/setMaterial             Tungsten
    /gate/target/geometry/setRmin        0 mm
    /gate/target/geometry/setRmax        3 mm
    /gate/target/geometry/setHeight      2 mm
/gate/target/placement/setTranslation 0 0 3 mm
```



```

/gate/target/vis/setColor      red
/gate/target/vis/setVisible    1

    /gate/target_box/daughters/name      target_support
    /gate/target_box/daughters/insert    cylinder
    /gate/target_support/setMaterial      Copper
    /gate/target_support/geometry/setRmin 3 mm
    /gate/target_support/geometry/setRmax 8.89 mm
    /gate/target_support/geometry/setHeight 2 mm
/gate/target_support/placement/setTranslation 0 0 3 mm
/gate/target_support/vis/setColor      white
/gate/target_support/vis/setVisible    1
/gate/target_support/daughters/name      target_support_bottom
/gate/target_support/daughters/insert    cylinder
    /gate/target_support_bottom/setMaterial      Copper
    /gate/target_support_bottom/geometry/setRmin 0 mm
    /gate/target_support_bottom/geometry/setRmax 8.89 mm
    /gate/target_support_bottom/geometry/setHeight 15.24 mm
    /gate/target_support_bottom/placement/setTranslation 0 0 -0.38 mm
/gate/target_support_bottom/vis/setColor      white
/gate/target_support_bottom/vis/setVisible    1

# -----
# PRIMARY_COLLIMATOR
# -----
/gate/linac/daughters/name      primary_collimator
/gate/linac/daughters/insert    cone
/gate/primary_collimator/setMaterial      Tungsten
/gate/primary_collimator/geometry/setRmin2 3 mm
/gate/primary_collimator/geometry/setRmax2 25.4 mm
/gate/primary_collimator/geometry/setRmin1 12.7 mm
/gate/primary_collimator/geometry/setRmax1 35.5 mm
/gate/primary_collimator/geometry/setHeight 127 mm
/gate/primary_collimator/placement/setTranslation 0 0 -31.5 mm
/gate/primary_collimator/vis/setColor      blue
/gate/primary_collimator/vis/setVisible    0

# -----
# FLATTENING_FILTER
# -----
/gate/linac/daughters/name      flattening_filter
/gate/linac/daughters/insert    cylinder
/gate/flattening_filter/setMaterial      Air
/gate/flattening_filter/geometry/setRmin 0 mm
/gate/flattening_filter/geometry/setRmax 40 mm
/gate/flattening_filter/geometry/setHeight 55 mm
/gate/flattening_filter/placement/setTranslation 0 0 -124.4 mm
/gate/flattening_filter/vis/setVisible    0

/gate/flattening_filter/daughters/nameflattening_filter_cone1
    /gate/flattening_filter/daughters/insert    cone
    /gate/flattening_filter_cone1/setMaterial      Copper
    /gate/flattening_filter_cone1/geometry/setRmin2 0 mm
    /gate/flattening_filter_cone1/geometry/setRmax2 0.02 mm
    /gate/flattening_filter_cone1/geometry/setRmin1 0 mm
    /gate/flattening_filter_cone1/geometry/setRmax1 13.3 mm
    /gate/flattening_filter_cone1/geometry/setHeight 32.94 mm
    /gate/flattening_filter_cone1/placement/setTranslation 0 0 10 mm
/gate/flattening_filter_cone1/vis/setColor      yellow

```

```

/gate/flattening_filter_cone1/vis/setVisible    0

    /gate/flattening_filter/daughters/nameflattening_filter_cone2
    /gate/flattening_filter/daughters/insert      cone
    /gate/flattening_filter_cone2/setMaterial      Copper
    /gate/flattening_filter_cone2/geometry/setRmin2  0 mm
    /gate/flattening_filter_cone2/geometry/setRmax2 13.3 mm
    /gate/flattening_filter_cone2/geometry/setRmin1  0 mm
    /gate/flattening_filter_cone2/geometry/setRmax1 25.4 mm
    /gate/flattening_filter_cone2/geometry/setHeight 14.1 mm
    /gate/flattening_filter_cone2/placement/setTranslation 0 0-13 mm
/gate/flattening_filter_cone2/vis/setColor      yellow
/gate/flattening_filter_cone2/vis/setVisible    0

    /gate/flattening_filter/daughters/nameflattening_filter_cone3
    /gate/flattening_filter/daughters/insert      cone
    /gate/flattening_filter_cone3/setMaterial      Copper
    /gate/flattening_filter_cone3/geometry/setRmin2  0 mm
    /gate/flattening_filter_cone3/geometry/setRmax2 25.4 mm
    /gate/flattening_filter_cone3/geometry/setRmin1  0 mm
    /gate/flattening_filter_cone3/geometry/setRmax1 27.9 mm
    /gate/flattening_filter_cone3/geometry/setHeight 7.49 mm
    /gate/flattening_filter_cone3/placement/setTranslation 00 -23.5 mm
/gate/flattening_filter_cone3/vis/setColor      yellow
/gate/flattening_filter_cone3/vis/setVisible    0

/gate/flattening_filter/daughters/nameflattening_filter_cone4
    /gate/flattening_filter/daughters/insert      cone
    /gate/flattening_filter_cone4/setMaterial      Copper
    /gate/flattening_filter_cone4/geometry/setRmin2  0 mm
    /gate/flattening_filter_cone4/geometry/setRmax2 27.9 mm
    /gate/flattening_filter_cone4/geometry/setRmin1  0 mm
    /gate/flattening_filter_cone4/geometry/setRmax1 38.1 mm
    /gate/flattening_filter_cone4/geometry/setHeight 1.5 mm
    /gate/flattening_filter_cone4/placement/setTranslation 0 0 -24.2 mm
/gate/flattening_filter_cone4/vis/setColor      yellow
/gate/flattening_filter_cone4/vis/setVisible    0

# -----
# VIRTUAL PLANE FOR PHASE SPACE
# -----
/gate/linac/daughters/name      PhS_Plane
/gate/linac/daughters/insert    cylinder
/gate/PhS_Plane/setMaterial      Vacuum
/gate/PhS_Plane/geometry/setRmin  0 mm
/gate/PhS_Plane/geometry/setRmax  100 mm
/gate/PhS_Plane/geometry/setHeight 1 nm
/gate/PhS_Plane/placement/setTranslation 0.0 0.0 -276 mm
/gate/PhS_Plane/vis/setColor      white
/gate/PhS_Plane/vis/setVisible    1

# =====
# PHYSICS
# =====
/gate/physics/addProcess PhotoElectric
/gate/physics/addProcess Compton
/gate/physics/addProcess GammaConversion
/gate/physics/addProcess ElectronIonisation
/gate/physics/addProcess Bremsstrahlung

```



```

/gate/physics/addProcess PositronAnnihilation
/gate/physics/addProcess MultipleScattering e+
/gate/physics/addProcess MultipleScattering e-

/gate/physics/processes/Bremsstrahlung/activateSplitting e- 100
/gate/physics/processes/Bremsstrahlung/addFilter energyFilter primaries
/gate/physics/processes/Bremsstrahlung/primaries/energyFilter/setEmin 5.7 MeV
/gate/physics/processes/Bremsstrahlung/addFilter angleFilter secondaries
/gate/physics/processes/Bremsstrahlung/secondaries/angleFilter/setAngle 60
/gate/physics/processes/Bremsstrahlung/secondaries/angleFilter/setDirection 0 0 -1
/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion world 1 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegion world 1 mm
/gate/physics/Positron/SetCutInRegion world 1 mm

#=====
# DETECTORS
#=====

/gate/actor/addActor SimulationStatisticActor stat
/gate/actor/stat/save output/output-writePhS-stat.txt
/gate/actor/stat/saveEveryNSeconds 20

# -----
# Phase space storage (a PhS for gamma, another for e-)
# -----
/gate/actor/addActor PhaseSpaceActor PhS_g
/gate/actor/PhS_g/attachTo PhS_Plane
/gate/actor/PhS_g/save output/output-PhS-g.root
/gate/actor/PhS_g/enableParticleName true
/gate/actor/PhS_g/enableProductionVolume true
/gate/actor/PhS_g/enableProductionProcess true
/gate/actor/PhS_g/useVolumeFrame true
/gate/actor/PhS_g/addFilter particleFilter
/gate/actor/PhS_g/particleFilter/addParticle gamma
/gate/actor/PhS_g/enableZPosition true
/gate/actor/PhS_g/saveEveryNSeconds 20
#/gate/actor/addActor PhaseSpaceActor PhS_e
#/gate/actor/PhS_e/attachTo PhS_Plane
#/gate/actor/PhS_e/save output/output-PhS-e.root
#/gate/actor/PhS_e/enableParticleName false
##/gate/actor/PhS_e/enableProductionVolume false
#/gate/actor/PhS_e/enableProductionProcess false
#/gate/actor/PhS_e/useVolumeFrame true
# /gate/actor/PhS_e/addFilter particleFilter
#/gate/actor/PhS_e/particleFilter/addParticle e-
#/gate/actor/PhS_e/enableZPosition true
#/gate/actor/PhS_e/saveEveryNSeconds 20

#=====
# INITIALISATION
#=====
/gate/run/initialize

#=====
# BEAMS
#=====
/gate/source/addSource mybeam gps
/gate/source/mybeam/gps/particle e-
/gate/source/mybeam/gps/pos/type Beam

```



```

/gate/source/mybeam/gps/pos/shape Circle
/gate/source/mybeam/gps/pos/centre 0 0 0.1 mm
/gate/source/mybeam/gps/pos/sigma_x 1 mm
/gate/source/mybeam/gps/pos/sigma_y 1 mm
/gate/source/mybeam/gps/ang/type beam1d
/gate/source/mybeam/gps/ang/sigma_r 0 deg
/gate/source/mybeam/gps/ene/type Gauss
/gate/source/mybeam/gps/ene/mono 6.2 MeV
/gate/source/mybeam/gps/ene/sigma 0.5 MeV
/gate/source/mybeam/gps/direction 0 0 -1

```

```

#=====
# VISUALISATION

```

```

#=====
# /vis/open OGLSX
# /vis/viewer/set/viewpointThetaPhi 40 45
# /vis/viewer/zoom 1
# /vis/viewer/set/style surface
# /vis/drawVolume
# /vis/viewer/flush
# /tracking/verbose 0
# /tracking/storeTrajectory 1
# /vis/scene/add/trajectories
# /vis/scene/endOfEventAction accumulate

```

```

#/control/execute visu.mac

```

```

#=====
# START BEAMS
#=====

```

```

/gate/random/setEngineSeed auto
/gate/application/noGlobalOutput
/gate/application/setTotalNumberOfPrimaries 25000000
/gate/application/start
#=====

```

B-Présentation de fichier utilisé pour le calcul d'un rendement en profondeur au format GATE6.1

```
/control/execute verbose.mac
```

```
#=====
# GEOMETRY
#=====
/gate/geometry/setMaterialDatabase data/GateMaterials.db

# -----
# World
# -----
/gate/world/geometry/setXLength 5 m
/gate/world/geometry/setYLength 5 m
/gate/world/geometry/setZLength 5 m
/gate/world/setMaterial Air
/gate/world/vis/setVisible 0

# -----
# LINAC
# -----
/gate/world/daughters/name      linac
/gate/world/daughters/insert    box
/gate/linac/setMaterial        Air
/gate/linac/geometry/setXLength 0.5 m
/gate/linac/geometry/setYLength 1 m
/gate/linac/geometry/setZLength 0.5 m

/gate/linac/vis/setVisible 0

/gate/linac/placement/setTranslation 0 0 10000 mm

# -----
# WATER BOX
# -----

/gate/world/daughters/name      waterbox
/gate/world/daughters/insert    box
/gate/waterbox/setMaterial      Water
/gate/waterbox/placement/setTranslation 0 0 0 mm
/gate/waterbox/geometry/setXLength 700 mm
/gate/waterbox/geometry/setYLength 600 mm
/gate/waterbox/geometry/setZLength 500 mm
/gate/waterbox/vis/setColor     blue
/gate/waterbox/vis/setVisible 1
/gate/waterbox/placement/setTranslation 0 0 0 mm

# -----
# Volume to calculate pdd
# -----

/gate/waterbox/daughters/name    pdd
/gate/waterbox/daughters/insert  box
/gate/pdd/geometry/setXLength    5 mm
```

```

/gate/pdd/geometry/setYLength 5 mm
/gate/pdd/geometry/setZLength 300 mm
/gate/pdd/placement/setTranslation 0 0 100 mm
/gate/pdd/vis/setColor red
/gate/pdd/vis/setVisible 1

# -----
##volume to calculte profile x
# -----

#/gate/waterbox/daughters/name profilex
#/gate/waterbox/daughters/insert box
#/gate/profilex/placement/setTranslation 0 150 0 mm
#/gate/profilex/geometry/setXLength 300 mm
#/gate/profilex/geometry/setYLength 5 mm
#/gate/profilex/geometry/setZLength 5 mm
#/gate/profilex/vis/setColor red
#/gate/profilex/vis/setVisible 1

# -----
## Volume to calculte profile y
# -----

#/gate/waterbox/daughters/name profiley
#/gate/waterbox/daughters/insert box
#/gate/profiley/placement/setTranslation 0 150 0 mm
#/gate/profiley/geometry/setXLength 5 mm
#/gate/profiley/geometry/setYLength 5 mm
#/gate/profiley/geometry/setZLength 300 mm
#/gate/profiley/vis/setColor yellow
#/gate/profiley/vis/setVisible 1

# -----
# Jaws
# -----

# Y Jaws box
/gate/linac/daughters/name jaws_y_box
/gate/linac/daughters/insert box
/gate/jaws_y_box/setMaterial Air
/gate/jaws_y_box/geometry/setXLength 12 cm
/gate/jaws_y_box/geometry/setYLength 20 cm
/gate/jaws_y_box/geometry/setZLength 7.75 cm
/gate/jaws_y_box/placement/setTranslation 0 0 18.3 cm
/gate/jaws_y_box/vis/setVisible 0

# Y Jaws
/gate/jaws_y_box/daughters/name jaws_y1
/gate/jaws_y_box/daughters/insert box
/gate/jaws_y1/setMaterial Tungsten
/gate/jaws_y1/geometry/setXLength 11.94 cm
/gate/jaws_y1/geometry/setYLength 18.76 cm
/gate/jaws_y1/geometry/setZLength 7.74 cm
/gate/jaws_y1/placement/setTranslation 7.47 0 0 cm
/gate/jaws_y1/vis/setVisible 1
/gate/jaws_y1/vis/setColor magenta

```



```

/gate/jaws_y1/placement/setRotationAxis 0 1 0
/gate/jaws_y1/placement/setRotationAngle -6 deg

/gate/jaws_y_box/daughters/name      jaws_y2
/gate/jaws_y_box/daughters/insert    box
/gate/jaws_y2/setMaterial      Tungsten
/gate/jaws_y2/geometry/setXLength  11.94 cm
/gate/jaws_y2/geometry/setYLength  18.76 cm
/gate/jaws_y2/geometry/setZLength  7.74 cm
/gate/jaws_y2/placement/setTranslation -7.47 0 0 cm
/gate/jaws_y2/vis/setVisible      1
/gate/jaws_y2/vis/setColor        magenta
/gate/jaws_y2/placement/setRotationAxis 0 1 0
/gate/jaws_y2/placement/setRotationAngle 6 deg

```

```

# X Jaws box
/gate/linac/daughters/name      jaws_x_box
/gate/linac/daughters/insert    box
/gate/jaws_x_box/setMaterial      Air
/gate/jaws_x_box/geometry/setXLength  22 cm
/gate/jaws_x_box/geometry/setYLength  14 cm
/gate/jaws_x_box/geometry/setZLength  7.75 cm
/gate/jaws_x_box/placement/setTranslation 0 0 9.50 cm
/gate/jaws_x_box/vis/setVisible      0

```

```

# X Jaws
/gate/jaws_x_box/daughters/name      jaws_x1
/gate/jaws_x_box/daughters/insert    box
/gate/jaws_x1/setMaterial      Tungsten
/gate/jaws_x1/geometry/setXLength  21.51 cm
/gate/jaws_x1/geometry/setYLength  13.46 cm
/gate/jaws_x1/geometry/setZLength  7.74 cm
/gate/jaws_x1/placement/setTranslation 0 8.23 0 cm
/gate/jaws_x1/vis/setVisible      1
/gate/jaws_x1/vis/setColor        green
/gate/jaws_x1/placement/setRotationAxis 1 0 0
/gate/jaws_x1/placement/setRotationAngle 6 deg

```

```

/gate/jaws_x_box/daughters/name      jaws_x2
/gate/jaws_x_box/daughters/insert    box
/gate/jaws_x2/setMaterial      Tungsten
/gate/jaws_x2/geometry/setXLength  21.51 cm
/gate/jaws_x2/geometry/setYLength  13.46 cm
/gate/jaws_x2/geometry/setZLength  7.74 cm
/gate/jaws_x2/placement/setTranslation 0 -8.23 0 cm
/gate/jaws_x2/vis/setVisible      1
/gate/jaws_x2/vis/setColor        green
/gate/jaws_x2/placement/setRotationAxis 1 0 0
/gate/jaws_x2/placement/setRotationAngle -6 deg

```

```

# =====
# PHYSICS
# =====
/gate/physics/addProcess PhotoElectric
/gate/physics/addProcess Compton
/gate/physics/addProcess GammaConversion

```

```

/gate/physics/addProcess ElectronIonisation
/gate/physics/addProcess Bremsstrahlung
/gate/physics/addProcess PositronAnnihilation
/gate/physics/addProcess MultipleScattering e+
/gate/physics/addProcess MultipleScattering e-

/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion   linac 1 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegion linac 1 mm
/gate/physics/Positron/SetCutInRegion linac 1 mm

/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion   waterbox 0.1 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegion waterbox 0.05 mm
/gate/physics/Positron/SetCutInRegion waterbox 0.05 mm
/gate/physics/SetMaxStepSizeInRegion  waterbox 0.025 mm

/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion   pdd 0.1 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegion pdd 0.05 mm
/gate/physics/Positron/SetCutInRegion pdd 0.05 mm
/gate/physics/SetMaxStepSizeInRegion  pdd 0.025 mm

#=====
# DETECTORS
#=====
/gate/actor/addActor      DoseActor doseDistribution
/gate/actor/doseDistribution/save      output/pdd 3x3cm .txt
/gate/actor/doseDistribution/attachTo   pdd
/gate/actor/doseDistribution/stepHitType random
/gate/actor/doseDistribution/setPosition 0 0 0 cm
/gate/actor/doseDistribution/setResolution 1 1 60
/gate/actor/doseDistribution/saveEveryNSeconds 60
/gate/actor/doseDistribution/enableEdep true
/gate/actor/doseDistribution/enableUncertaintyEdep true
/gate/actor/doseDistribution/enableDose true
/gate/actor/doseDistribution/enableUncertaintyDose true
/gate/actor/doseDistribution/enableNumberOfHits true

#=====
# INITIALISATION
#=====
/gate/run/initialize

#=====
# BEAMS
#=====

/gate/source/addSource      beam_g phaseSpace
/gate/source/beam_g/addPhaseSpaceFile output/output-PhS-g.root
/gate/source/beam_g/setParticleType gamma
/gate/source/beam_g/attachTo   PhS_Plane
#/gate/source/beam_g/useRandomSymmetry true
#/gate/source/beam_g/useNbOfParticleAsIntensity true

# /gate/source/addSource      beam_e phaseSpace
# /gate/source/beam_e/addPhaseSpaceFile output/output-PhS-e.root
# /gate/source/beam_e/setParticleType e-

```

```
# /gate/source/beam_e/attachTo      PhS_Plane
# /gate/source/beam_e/useRandomSymmetry    true
# /gate/source/beam_e/useNbOfParticleAsIntensity true
# /control/execute visu.mac
```

```
#=====
# START BEAMS
#=====
/gate/random/setEngineSeed auto
/gate/application/noGlobalOutput
/gate/application/setTotalNumberOfPrimaries 30000000
/gate/application/start
#=====
```


C-Présentation de fichier utilisé pour le calcul d'un profil de dose au format GATE6.1

/control/execute verbose.mac

```
#=====
# GEOMETRY
#=====
/gate/geometry/setMaterialDatabase data/GateMaterials.db

# -----
# World
# -----
/gate/world/geometry/setXLength 5 m
/gate/world/geometry/setYLength 5 m
/gate/world/geometry/setZLength 5 m
/gate/world/setMaterial Air
/gate/world/vis/setVisible 0

# -----
# LINAC
# -----
/gate/world/daughters/name      linac
/gate/world/daughters/insert    box
/gate/linac/setMaterial         Air
/gate/linac/geometry/setXLength 0.5 m
/gate/linac/geometry/setYLength 1 m
/gate/linac/geometry/setZLength 0.5 m
/gate/linac/vis/setVisible      0
/gate/linac/placement/setTranslation 0 0 1000 mm

# -----
# WATER BOX
# -----
/gate/world/daughters/name      waterbox
/gate/world/daughters/insert    box
/gate/waterbox/setMaterial       Water
/gate/waterbox/placement/setTranslation 0 0 0 mm
/gate/waterbox/geometry/setXLength 700 mm
/gate/waterbox/geometry/setYLength 600 mm
/gate/waterbox/geometry/setZLength 500 mm
/gate/waterbox/vis/setColor      blue
/gate/waterbox/vis/setVisible 0
/gate/waterbox/placement/setTranslation 0 0 0 mm

# -----
# Jaws
# -----
# Y Jaws box
/gate/linac/daughters/name      jaws_y_box
/gate/linac/daughters/insert    box
/gate/jaws_y_box/setMaterial     Air
/gate/jaws_y_box/geometry/setXLength 12 cm
/gate/jaws_y_box/geometry/setYLength 20 cm
/gate/jaws_y_box/geometry/setZLength 7.75 cm
/gate/jaws_y_box/placement/setTranslation 0 0 18.3 cm
/gate/jaws_y_box/vis/setVisible 0
```

Y Jaws

```
/gate/jaws_y_box/daughters/name jaws_y1
/gate/jaws_y_box/daughters/insert box
/gate/jaws_y1/setMaterial Tungsten
/gate/jaws_y1/geometry/setXLength 11.94 cm
/gate/jaws_y1/geometry/setYLength 18.76 cm
/gate/jaws_y1/geometry/setZLength 7.74 cm
/gate/jaws_y1/placement/setTranslation 7.97 0 0 cm
/gate/jaws_y1/vis/setVisible 1
/gate/jaws_y1/vis/setColor magenta
/gate/jaws_y1/placement/setRotationAxis 0 1 0
/gate/jaws_y1/placement/setRotationAngle 5 deg
```

```
/gate/jaws_y_box/daughters/name jaws_y2
/gate/jaws_y_box/daughters/insert box
/gate/jaws_y2/setMaterial Tungsten
/gate/jaws_y2/geometry/setXLength 11.94 cm
/gate/jaws_y2/geometry/setYLength 18.76 cm
/gate/jaws_y2/geometry/setZLength 7.74 cm
/gate/jaws_y2/placement/setTranslation -7.97 0 0 cm
/gate/jaws_y2/vis/setVisible 1
/gate/jaws_y2/vis/setColor magenta
/gate/jaws_y2/placement/setRotationAxis 0 1 0
/gate/jaws_y2/placement/setRotationAngle 5 deg
```

X Jaws box

```
/gate/linac/daughters/name jaws_x_box
/gate/linac/daughters/insert box
/gate/jaws_x_box/setMaterial Air
/gate/jaws_x_box/geometry/setXLength 22 cm
/gate/jaws_x_box/geometry/setYLength 14 cm
/gate/jaws_x_box/geometry/setZLength 7.75 cm
/gate/jaws_x_box/placement/setTranslation 0 0 9.50 cm
/gate/jaws_x_box/vis/setVisible 0
```

X Jaws

```
/gate/jaws_x_box/daughters/name jaws_x1
/gate/jaws_x_box/daughters/insert box
/gate/jaws_x1/setMaterial Tungsten
/gate/jaws_x1/geometry/setXLength 21.51 cm
/gate/jaws_x1/geometry/setYLength 13.46 cm
/gate/jaws_x1/geometry/setZLength 7.74 cm
/gate/jaws_x1/placement/setTranslation 0 8.73 0 cm
/gate/jaws_x1/vis/setVisible 1
/gate/jaws_x1/vis/setColor green
/gate/jaws_x1/placement/setRotationAxis 1 0 0
/gate/jaws_x1/placement/setRotationAngle 5 deg
```

```
/gate/jaws_x_box/daughters/name jaws_x2
/gate/jaws_x_box/daughters/insert box
/gate/jaws_x2/setMaterial Tungsten
/gate/jaws_x2/geometry/setXLength 21.51 cm
/gate/jaws_x2/geometry/setYLength 13.46 cm
/gate/jaws_x2/geometry/setZLength 7.74 cm
/gate/jaws_x2/placement/setTranslation 0 -8.73 0 cm
```

```

/gate/jaws_x2/vis/setVisible    1
/gate/jaws_x2/vis/setColor      green
/gate/jaws_x2/placement/setRotationAxis 1 0 0
/gate/jaws_x2/placement/setRotationAngle -5 deg

# =====
# PHYSICS
# =====

/gate/physics/addProcess PhotoElectric
/gate/physics/addProcess Compton
/gate/physics/addProcess GammaConversion
/gate/physics/addProcess ElectronIonisation
/gate/physics/addProcess Bremsstrahlung
/gate/physics/addProcess PositronAnnihilation
/gate/physics/addProcess MultipleScattering e+
/gate/physics/addProcess MultipleScattering e-

/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion  linac 1 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegion  linac 1 mm
/gate/physics/Positron/SetCutInRegion  linac 1 mm

/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion  waterbox 0.1 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegion  waterbox 0.05 mm
/gate/physics/Positron/SetCutInRegion  waterbox 0.05 mm
/gate/physics/SetMaxStepSizeInRegion  waterbox 0.025 mm

# =====
# DETECTORS
# =====

/gate/actor/addActor      SimulationStatisticActor stat
/gate/actor/stat/save      output/output-readPhS-stat4x4cm.txt
/gate/actor/stat/saveEveryNSeconds 10

# -----
# the following actor stores 3D Dose/Edep distributions
# -----
/gate/actor/addActor      DoseActor doseDistribution
/gate/actor/doseDistribution/attachTo      waterbox
/gate/actor/doseDistribution/stepHitType    random
/gate/actor/doseDistribution/setPosition    0 0 0 mm
/gate/actor/doseDistribution/setVoxelSize   5 5 5 mm
/gate/actor/doseDistribution/saveEveryNSeconds 20
/gate/actor/doseDistribution/enableEdep     true
/gate/actor/doseDistribution/enableUncertaintyEdep true
/gate/actor/doseDistribution/enableDose     true
/gate/actor/doseDistribution/enableNumberOfHits true
/gate/actor/doseDistribution/save           output/output4x4cm.hdr

# =====
# INITIALISATION
# =====

/gate/run/initialize

# =====

```



```

# BEAMS
#=====
/gate/source/addSource          beam_g phaseSpace
/gate/source/beam_g/addPhaseSpaceFile  output/output-PhS-g.root
/gate/source/beam_g/setParticleType    gamma
/gate/source/beam_g/attachTo          PhS_Plane
#/gate/source/beam_g/useRandomSymmetry  true
#/gate/source/beam_g/useNbOfParticleAsIntensity true

# /gate/source/addSource          beam_e phaseSpace
# /gate/source/beam_e/addPhaseSpaceFile  output/output-PhS-e.root
# /gate/source/beam_e/setParticleType    e-
# /gate/source/beam_e/attachTo          PhS_Plane
# /gate/source/beam_e/useRandomSymmetry  true
# /gate/source/beam_e/useNbOfParticleAsIntensity true

#/control/execute visu.mac

#=====
# START BEAMS
#=====
/gate/random/setEngineSeed auto
/gate/application/noGlobalOutput
/gate/application/setTotalNumberOfPrimaries 30000000
/gate/application/start
#=====

```

Annexe 2 :

A-Présentation d'un fichier d'entrée au format MCNP5 pour la création d'un espace de phase

c définition de géométrie

```
1 1 -0.00129 (-1 :-3 :-4 :2) (5 7)8 9 -10 34
2 2 -19.35 1 -2 3 4
3 6 -7.9 (-5 6):-7
4 6 -7.9 -6 7
5 4 -19.35 -9
6 5 -8.96 -8
7 0 11
8 4 -7.86 10 -11
9 1 -0.00129 -12
10 1 -0.00129 12 -13
11 1 -0.00129 13 -14
12 1 -0.00129 14 -15
13 1 -0.00129 15 -16
14 1 -0.00129 16 -17
15 1 -0.00129 17 -18
16 1 -0.00129 18 -19
17 1 -0.00129 19 -20
18 1 -0.00129 20 -21
19 1 -0.00129 21 -22
20 1 -0.00129 22 -23
21 1 -0.00129 23 -24
22 1 -0.00129 24 -25
23 1 -0.00129 25 -26
24 1 -0.00129 26 -27
25 1 -0.00129 27 -28
26 1 -0.00129 28 -29
27 1 -0.00129 29 -30
28 1 -0.00129 30 -31
29 1 -0.00129 31 -32
30 1 -0.00129 32 -33
31 1 -0.00129 33 -34
```

```
1 rcc 0 -8.89 -0.508 0 12.448 0 1.27
2 rcc 0 0 2.54 0 0 -6.985 3.557
3 trc 0 0 -7.94 0 0 6.338 2.16 0.578
4 rcc 0 0 2.55 0 0 -1.8 0.302
5 trc 0 0 -12.446 0 0 2.394 3.34 0.002
6 trc 0 0 -12.446 0 0 1.41 1.3335 0.002
7 rcc 0 0 -12.445 0 0 -0.152 4.61
8 rcc 0 0 0 0 0 -0.424 0.301
9 rcc 0 0 1e-005 0 0 0.3 0.301
10 rpp -150 150 -150 150 -260 50
11 rpp -155 155 -155 155 -265 55
12 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 0.2
13 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 0.4
14 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 0.6
15 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 0.8
16 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 1
17 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 1.2
18 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 1.4
19 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 1.6
```

20 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 1.8
 21 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 2
 22 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 2.2
 23 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 2.4
 24 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 2.6
 25 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 2.8
 26 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 3
 27 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 3.2
 28 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 3.4
 29 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 3.6
 30 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 3.8
 31 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 4
 32 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 4.2
 33 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 4.4
 34 rcc 0 0 -13.5 0 0 -0.01 4.6

c definition des matériaux

mode p e

m1 8000.02p 0.232 \$air
 7000.02p 0.755 18000.02p 0.013
 m2 74000.02p 1 \$tungsten
 m4 74000.03e 1 \$tungsten e
 m5 29000.03e 1 \$copper
 m6 26000.02p 0.75 \$aliage
 28000.02p 0.17 24000.02p 0.08
 imp:p 1 5r 0 1 23r \$ 1,31
 imp:e 1 30r \$ 1,31

c definition du terme source

sdef POS=0 0 0.1 AXS=0 0 -1 EXT=0 RAD=d1 PAR=3 ERG=d2

si1 0 0.3

sp1 -21 1

sp2 -4 0.5 6.2

c définition des tally

f4:p 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 29 30 31
 nps 25000000

B- Présentation d'un fichier d'entrée au format MCNP5 pour le calcul d'un rendement en profondeur

c définition de géométrie

```

1 0 1
2 4 -15 2 -1
3 1 -19.35 -3
4 1 -19.35 -4
5 1 -19.35 -5
6 1 -19.35 -6
7 2 -1 -7 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
8 3 -0.00129 -2 3 4 5 6 7
36 2 -1 -35
37 2 -1 -36
38 2 -1 -37
39 2 -1 -38
40 2 -1 -39
41 2 -1 -40
42 2 -1 -41
43 2 -1 -42
44 2 -1 -43
45 2 -1 -44
46 2 -1 -45
47 2 -1 -46
48 2 -1 -47
49 2 -1 -48
50 2 -1 -49
51 2 -1 -50
52 2 -1 -51
53 2 -1 -52
54 2 -1 -53
55 2 -1 -54
56 2 -1 -55
57 2 -1 -56
58 2 -1 -57
59 2 -1 -58
60 2 -1 -59
61 2 -1 -60
62 2 -1 -61
63 2 -1 -62
64 2 -1 -63
65 2 -1 -64
66 2 -1 -65
67 2 -1 -66
68 2 -1 -67

1 rpp -155 155 -155 155 -155 155
2 rpp -150 150 -150 150 -150 150
3 rpp -9.398 9.398 -16.938 -5 36.703 44.323
4 rpp -9.398 9.398 5 16.938 36.703 44.323
5 rpp -18.462 -5 -10.795 10.795 28.067 35.687
6 rpp 5 18.462 -10.795 10.795 28.067 35.687
7 rpp -25 25 -25 25 -78.33 -28.33
35 rcc 0 0 -28.33 0 0 -0.5 3.81
36 rcc 0 0 -28.83 0 0 -0.5 3.81

```

```

37 rcc 0 0 -29.33 0 0 -0.5 3.81
38 rcc 0 0 -29.83 0 0 -0.5 3.81
39 rcc 0 0 -30.33 0 0 -0.5 3.81
40 rcc 0 0 -30.83 0 0 -0.5 3.81
41 rcc 0 0 -31.33 0 0 -0.5 3.81
42 rcc 0 0 -31.83 0 0 -0.5 3.81
43 rcc 0 0 -32.33 0 0 -0.5 3.81
44 rcc 0 0 -32.83 0 0 -0.5 3.81
45 rcc 0 0 -33.33 0 0 -0.5 3.81
46 rcc 0 0 -33.83 0 0 -0.5 3.81
47 rcc 0 0 -34.33 0 0 -0.5 3.81
48 rcc 0 0 -34.83 0 0 -0.5 3.81
49 rcc 0 0 -35.33 0 0 -0.5 3.81
50 rcc 0 0 -35.83 0 0 -0.5 3.81
51 rcc 0 0 -36.33 0 0 -0.5 3.81
52 rcc 0 0 -36.83 0 0 -0.5 3.81
53 rcc 0 0 -37.33 0 0 -0.5 3.81
54 rcc 0 0 -37.83 0 0 -0.5 3.81
55 rcc 0 0 -38.33 0 0 -0.5 3.81
56 rcc 0 0 -38.83 0 0 -0.5 3.81
57 rcc 0 0 -39.33 0 0 -0.5 3.81
58 rcc 0 0 -39.83 0 0 -0.5 3.81
59 rcc 0 0 -40.33 0 0 -0.5 3.81
60 rcc 0 0 -40.83 0 0 -0.5 3.81
61 rcc 0 0 -41.33 0 0 -0.5 3.81
62 rcc 0 0 -41.83 0 0 -0.5 3.81
63 rcc 0 0 -42.33 0 0 -0.5 3.81
64 rcc 0 0 -42.83 0 0 -0.5 3.81
65 rcc 0 0 -43.33 0 0 -0.5 3.81
66 rcc 0 0 -45.83 0 0 -0.5 3.81
67 rcc 0 0 -48.33 0 0 -0.5 3.81

```

c definition des matériaux

mode p e

m1 74000.02p 1 \$tungsten

m2 1000.02p 0.67 \$water

8000.02p 0.33

m3 8000.02p 0.232 \$air

7000.02p 0.755 18000.02p 0.013

m4 26000.02p 1 \$iron

imp:p 0 1 4r 32 1 \$ 1,8

32 32r \$ 36,68

imp:e 1 40r \$ 1,68

c definition du terme source

sdef erg=d1 pos=0 0 59.27 rad=d2 par=2 vec=0 0 -1 dir=d3 axs=0 0 1

si1 a 2.500E-01 5.000E-01 7.500E-01 1.000E+00 1.250E+00 1.500E+00

1.750E+00 2.000E+00 2.250E+00 2.500E+00 2.750E+00 3.000E+00

3.250E+00 3.500E+00 3.750E+00 4.000E+00 4.250E+00 4.500E+00

4.750E+00 5.000E+00 5.250E+00 5.500E+00 5.750E+00 6.000E+00

6.250E+00 6.500E+00 6.750E+00 7.000E+00

sp1 9.4485E-06 9.5786E-06 8.0766E-06 6.8650E-06 5.8836E-06 5.0212E-06

4.2913E-06 3.7020E-06 3.2493E-06 2.7831E-06 2.4103E-06 2.1283E-06

1.8404E-06 1.5743E-06 1.4005E-06 1.2077E-06 1.0442E-06 8.6051E-07

7.4537E-07 5.7857E-07 4.3973E-07 2.8741E-07 1.2629E-07 7.6060E-09

7.6060E-19 7.6060E-19 7.6060E-19 7.6060E-19 7.6060E-24

si2 0 3

sp2 -21 1

si3 -1 0.9987 1

sp3 0 0.7 0.3

sb3 0 0 1

c définition des tally

*f8:e,p 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

nps 30000000

C- Présentation d'un fichier d'entrée au format MCNP5 pour le calcul d'un profil de dose

c définition de géométrie

```

1 0 1
2 4 -15 2 -1
3 1 -19.35 -3
4 1 -19.35 -4
5 1 -19.35 -5
6 1 -19.35 -6
7 2 -1 -7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 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

```

```

8 3 -0.00129 -2 3 4 5 6 7
9 2 -1 -8
10 2 -1 -9
11 2 -1 -10
12 2 -1 -11
13 2 -1 -12
14 2 -1 -13
15 2 -1 -14
16 2 -1 -15
17 2 -1 -16
18 2 -1 -17
19 2 -1 -18
20 2 -1 -19
21 2 -1 -20
22 2 -1 -21
23 2 -1 -22
24 2 -1 -23
25 2 -1 -24
26 2 -1 -25
27 2 -1 -26
28 2 -1 -27
29 2 -1 -28
30 2 -1 -29
31 2 -1 -30
32 2 -1 -31
33 2 -1 -32
34 2 -1 -33
35 2 -1 -34
36 2 -1 -35
37 2 -1 -36
38 2 -1 -37
39 2 -1 -38
40 2 -1 -39
41 2 -1 -40
42 2 -1 -41
43 2 -1 -42
44 2 -1 -43
45 2 -1 -44
46 2 -1 -45
47 2 -1 -46
48 2 -1 -47
49 2 -1 -48
50 2 -1 -49
51 2 -1 -50
52 2 -1 -51

```

53 2 -1 -52
 54 2 -1 -53
 55 2 -1 -54
 56 2 -1 -55
 57 2 -1 -56
 58 2 -1 -57
 59 2 -1 -58
 60 2 -1 -59
 61 2 -1 -60
 62 2 -1 -61
 63 2 -1 -62
 64 2 -1 -63
 65 2 -1 -64
 66 2 -1 -65
 67 2 -1 -66

1 rpp -155 155 -155 155 -155 155
 2 rpp -150 150 -150 150 -150 150
 3 rpp -9.398 9.398 -16.938 -5 36.703 44.323
 4 rpp -9.398 9.398 5 16.938 36.703 44.323
 5 rpp -18.462 -5 -10.795 10.795 28.067 35.687
 6 rpp 5 18.462 -10.795 10.795 28.067 35.687
 7 rpp -25 25 -25 25 -78.33 -28.33
 8 s 0 0 -28.58 0.25
 9 s 0 0 -29.08 0.25
 10 s 0 0 -29.58 0.25
 11 s 0 0 -30.08 0.25
 12 s 0 0 -30.58 0.25
 13 s 0 0 -31.08 0.25
 14 s 0 0 -31.58 0.25
 15 s 0 0 -32.08 0.25
 16 s 0 0 -32.58 0.25
 17 s 0 0 -33.08 0.25
 18 s 0 0 -33.58 0.25
 19 s 0 0 -34.08 0.25
 20 s 0 0 -34.58 0.25
 21 s 0 0 -35.08 0.25
 22 s 0 0 -35.58 0.25
 23 s 0 0 -36.08 0.25
 24 s 0 0 -36.58 0.25
 25 s 0 0 -37.08 0.25
 26 s 0 0 -37.58 0.25
 27 s 0 0 -38.08 0.25
 28 s 0 0 -38.58 0.25
 29 s 0 0 -39.08 0.25
 30 s 0 0 -39.58 0.25
 31 s 0 0 -40.08 0.25
 32 s 0 0 -40.58 0.25
 33 s 0 0 -45.58 0.25
 34 s 0 0 -50.58 0.25
 35 s 0.5 0 -28.58 0.25
 36 s 1 0 -28.58 0.25
 37 s 1.5 0 -28.58 0.25
 38 s 2 0 -28.58 0.25
 39 s 2.5 0 -28.58 0.25
 40 s 3 0 -28.58 0.25
 41 s 3.5 0 -28.58 0.25
 42 s 4 0 -28.58 0.25
 43 s 4.5 0 -28.58 0.25

44 s 5 0 -28.58 0.25
 45 s 5.5 0 -28.58 0.25
 46 s 6 0 -28.58 0.25
 47 s 6.5 0 -28.58 0.25
 48 s 7 0 -28.58 0.25
 49 s 7.5 0 -28.58 0.25
 50 s 8 0 -28.58 0.25
 51 s -0.5 0 -28.58 0.25
 52 s -1 0 -28.58 0.25
 53 s -1.5 0 -28.58 0.25
 54 s -2 0 -28.58 0.25
 55 s -2.5 0 -28.58 0.25
 56 s -3 0 -28.58 0.25
 57 s -3.5 0 -28.58 0.25
 58 s -4 0 -28.58 0.25
 59 s -4.5 0 -28.58 0.25
 60 s -5 0 -28.58 0.25
 61 s -5.5 0 -28.58 0.25
 62 s -6 0 -28.58 0.25
 63 s -6.5 0 -28.58 0.25
 64 s -7 0 -28.58 0.25
 65 s -7.5 0 -28.58 0.25
 66 s -8 0 -28.58 0.25

c definition des matériaux

mode p e

m1 74000.02p 1 \$tungsten

m2 1000.02p 0.67 \$water

8000.02p 0.33

m3 8000.02p 0.232 \$air

7000.02p 0.755 18000.02p 0.013

m4 26000.02p 1 \$iron

imp:p 0 1 65r \$ 1,67

imp:e 1 66r \$ 1,67

c definition du terme source

sdef erg=d1 pos=0 0 59.27 rad=d2 par=2 vec=0 0 -1 dir=d3 axs=0 0 1

si1 a 2.500E-01 5.000E-01 7.500E-01 1.000E+00 1.250E+00 1.500E+00

1.750E+00 2.000E+00 2.250E+00 2.500E+00 2.750E+00 3.000E+00

3.250E+00 3.500E+00 3.750E+00 4.000E+00 4.250E+00 4.500E+00

4.750E+00 5.000E+00 5.250E+00 5.500E+00 5.750E+00 6.000E+00

6.250E+00 6.250E+00 6.500E+00 6.750E+00 7.000E+00

sp1 9.4485E-06 9.5786E-06 8.0766E-06 6.8650E-06 5.8836E-06 5.0212E-06

4.2913E-06 3.7020E-06 3.2493E-06 2.7831E-06 2.4103E-06 2.1283E-06

1.8404E-06 1.5743E-06 1.4005E-06 1.2077E-06 1.0442E-06 8.6051E-07

7.4537E-07 5.7857E-07 4.3973E-07 2.8741E-07 1.2629E-07 7.6060E-09

7.6060E-19 7.6060E-19 7.6060E-19 7.6060E-19 7.6060E-24

si2 0 3.81

sp2 -21 1

si3 -1 0.9987 1

sp3 0 0.7 0.3

sb3 0 0 1

c définition des tally

*f8:e 9 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

nps 30000000

Bibliographie

- [1] Kamen A. Paskalev .Dosimetry of very small photon fields, 2002.isbn: 0-612-85814-6.
- [2] Frederik Crop, Monte Carlo modelling of small field. Medical Physics. 2008 Radiotherapy.
- [3] Frederic La Croix.Conception d'un prototype clinique de dosimetre matriciel a fibres scintillantesmai stéréotaxique2007.
- [4] S. Derreumaux, G. Boisserie, G. Brunet , I. Buchheit , T. Sarrazin , M. Chea , C. Huet , I. Robbes , F. Trompier Mesure de la dose absorbée dans les faisceaux de photons de très petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique. Rapport DRPH/SER n°2008-18.
- [5] Varian Medical Systems, Radiation Oncology: The March Toward Curing Cancer Varian Medical Systems 2003 Annual Report; 2003.
- [6] D. Jennings, A. Flint, B.C.H. Turton and L.D.M. Nokes. IIntroduction to Medical Electronics Applications . 1995. SBN 0 340 61457 9.
- [7] Podgorsak E.B. Radiation oncology physics : A handbook for teachers and student.IAEA, 2005.
- [8] Aissani Marwa Yahouni Imène."Dosimétrie des photons de haute énergie". CHU Tlemcen.2011.
- [9]Khan, Faiz M. The physics of radiation therapy I Faiz M. Khan.-3rd ed. ISBN 0-7817-3065- Medical physics. 2. Radiotherapy. I. Title. R895.K44 2003615.8'42'015r-dc21
- [10]Jean-Noël BADEL .Contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation Monte Carlo de l'image de dose portale transmise.2009-ISAL-0110.
- [11] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) (1984) Report 35: Radiation dosimetry : electron beams with initial energies between 1 and 50MeV, Washington, DC.
- [12] Jan Seuntjens, Ph.D., FAAPM, FCCPM.Small Field Dosimetry for IMRT and Radiosurgery. SEAAPM 2011.
- [13] Ding GX, Duggan DM and Co_ey CW2006 Commissioning stereotactic radiosurgery beams using both experimental and theoretical methods Phys. Med. Biol. 51 2549(2566)
- [14] *Small Field MV Photon Dosimetry, IPEM Report No. 103 (Institute of Physics and Engineering in Medicine, New York, 2010).*
- [15] Indra J. Das George X. Ding Anders Ahnesjö Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. 2008 American Association of Physicists in Medicine. Med. Phys. 35 206.15.
- [16] Jean-Christophe Gagnon .performance dosimétrique et capacité matricielle du détecteur à fibre scintillante pour les contrôles de qualité en radiochirurgie, 2011
- [17] B.Chauvenet,F.Delaunay,J.M.Dolo,G.Le Roy,A.Bridier,P.Francois,R.Sabattier. Utilisation des référence métrologique national de dose absorbé dans l'eau et application du protocole de dosemétrie AIEA n 398 aux faisceaux de photons de haute énergie. BNM-LNHB LCIE SFMP
- [18] Peter R. Almond (chair), Peter J. Biggs, B.M. Coursey, W.F. Hanson, M.Saiful Huq, Ravinder Nath, D.W.O. Rogers"AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams" by PR Almond et al., Medical Physics 26, 1847-1870 (1999).

- [19] Zakaria A, Schuette W, Younan C. Reference Dosimetry according to the New German Protocol DIN 6800-2 and Comparison with IAEA TRS 398 and AAPM TG 51. *Biomedical Imaging and Intervention Journal* .March 2008.
- [20] Alfonso, 2008 R. Alfonso, P. Andreo, R. Capote, M. S. Huq, W. Kilby, P. Kjall, T. Mackie, H. Palmans, K. Rosser et J. Seuntjens (2008) A new formalism for reference dosimetry of small and non standard fields. *Medical Physics*, 35, 5179.
- [21] N.Sissaoui. Caractérisation des faisceaux de RX 6MV pour les petits champs. Blida, juillet 2012.
- [22] Rapport IRSN DRPH/2007-04, L'accident de surexposition au Centre Hospitalier Universitaire de Toulouse, Rapport d'expertise N°1, Vérification des protocoles expérimentaux d'étalonnage des microfaisceaux avant et après correction du dysfonctionnement, 16 octobre 2007.
- [23] Alison J. D. Scott, Alan E. Nahum, John D. Fenwick. Using a Monte Carlo model to predict dosimetric properties of small radiotherapy photon fields. 2008 American Association of Physicists in Medicine.
- [24] C. Moignier , T. Lacornerie , C. Huet Développement d'un modèle Monte Carlo pour la caractérisation dosimétrique des faisceaux de photons de petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique .
- [25] Frank Verhaegen and Jan Seuntjens. Monte carlo modelling of external radiotherapy photon beams. *Phys Med Biol*, 48(21) :R107–R164, Nov 2003.
- [26] Yann Perrot .Évaluation de la dose déposée par des faisceaux d'électrons en radiothérapie dans des fantômes voxélisés en utilisant la plateforme de simulation Monte Carlo GATE fondée sur GEANT4 dans un environnement de grille. PCCF T 1108 décembre 2011
- [27] Todd Pawlicki , C.-M. Charlie Ma. Monte carlo simulation for mlc-based intensity-modulated radiotherapy .*medical dosimetry*, Vol. 26, No. 2, pp. 157–168, 2001
- [28] Roger Eckhardt .Stan Ulam, John Von Neumann, *and the MONTE CARLO Method*. Los Alamos Science Special Issue 1987.
- [29] McCracken, D. D. The Monte Carlo method. *Sci. Am.* **129**: 90–6; 1955.
- [30] Malvin H. Kalos, Paula A. Whitlock .*Monte Carlo Methods Second Revised and Enlarged Edition* .2008 WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim. **ISBN**: 978-3-527-40760-6 (<http://dnb.d-nb.de>)
- [31] Patterson, R.; Daly, T.; Garrett, D.; *et al.* PEREGRINE: Bringing Monte Carlo based treatment planning to today's clinic. In: Schlegel, W.; Bortfeld, T., editors. *Proceedings of the 13th International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy*. Heidelberg, Germany: Springer; 2000: 417–9.
- [32] M. J. Berger, J. H. Hubbell, S. M. Seltzer, J. Chang, J. S. Coursey, R. Sukumar, and D. S. Zucker, XCOM, Photon Cross Sections Database, National Institute of Standards and Technology, USA, Standard Reference Database 8 (XGAM) (<http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/Text/XCOM.html>).
- [33] Chiacassa S., Développement d'un outil dosimétrique personnalisé pour la radioprotection en contamination interne et la radiothérapie vectorisée en médecine nucléaire, thèse de doctorat présentée à l'université Paul Sabatier en physique radiologique et médicale, 2005

- [34] Berger MJ 1963 Monte Carlo calculations of the penetration and diffusion of fast charged particles Methods in Computational Physics, Academic press, New York 1 135;215.
- [35] Jenkins M, Nelson W and Rindi Alessandro 1988 Monte Carlo Transport of Electrons and Photons Ettore Majorana International science series, Plenum Press, New York and London
- [36] www.opengatecollaboration.org
- [37] S. Jan, et al. Physics in Medicine and Biology, 49(19):4543, 2004.
- [38] S. Jan, D. Benoit, E. Becheva, T. Carlier, F. Cassol, P. Descourt, T. Frisson, L. Grevillot L. Guigues, L. Maigne, C. Morel, Y. Perrot, N. Rehfeld, D. Sarrut, D. R. Schaart, S. Stute, U. Pietrzyk, D. Visvikis, N. Zahra, and I. Buvat. GATE V6: a major enhancement of the GATE simulation platform enabling modelling of CT and radiotherapy. Physics in Medicine and Biology, 56(4):881, 2011.
- [39] www.creatis.insa-lyon.fr/rio
- [40] David Sarrut and Laurent Guigues. Region-oriented CT image representation for reducing computing time of Monte Carlo simulations. Med Phys, 35(4):1452_1463, Apr 2008.
- [41] L. Grevillot, T. Frisson, D. Maneval, N. Zahra, J.-N. Badel, and D. Sarrut. Simulation of a6 MV Elekta Precise Linac photon beam using GATE/GEANT4. Physics in Medicine and Biology, 56(4):903, 2011.
- [42] S. Jan, et al. GATE Users Guide Version 6.1, 2011 [36].
- [43] [MCNP5 2005] X-5 Monte Carlo Team: MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, New Mexico, USA, April 2003 (revised 2005).
- [44] Carter L.L. et Schwarz R.A., "MCNP Visual Editor Computer Code Manual", novembre 2005.
- [45] Brown, F., A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, Volume I. 2003.
- [46] Willis E Brumley, Commissioning of ADAC Pinnacle for IMRT Utilizing Solid Compensators. March 17, 2008.
- [47] Yassine Ben Hdech. Contrôle de qualité dosimétrique des systèmes de planification des traitements par radiothérapie externe à l'aide d'Objets-Tests Numériques calculés par simulations Monte-Carlo PENELOPE. École polytechnique de l'université de Nantes thèse N° ED 503-154. 2011
- [48] www.bnpcc.org/files/1_2_1/mlc.jpg
- [49] Jean-Noël BADEL. Contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation Monte Carlo de l'image de dose portale transmise. 2009-ISAL-0110.
- [50] Michael K Fix, Paul J Keall, and Jeffrey V Siebers. Photon-beam subsource sensitivity to the initial electron-beam parameters. Med Phys, 32(4):1164–1175, Apr 2005.
- [51] D. Sheikh-Bagheri and D. W. Rogers, "Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code," Med. Phys. **29**, 391–402 !2002".
- [52] D. Sheikh-Bagheri and D. W. Rogers, "Sensitivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters," Med. Phys. **29**, 379–390 !2002".

[53] S. Y. Lin, T. C. Chu, and J. P. Lin. Monte carlo simulation of a clinical linear accelerator. Appl Radiat Isot, 55(6):759–765, Dec 2001

[54] Paul J. Keall,a) Jeffrey V. Siebers, Bruce Libby, and Radhe Mohan .Determining the incident electron fluence for Monte Carlo-based photon treatment planning using a standard measured data set Department of Radiation Oncology, Virginia Commonwealth University, P.O. Box 980058, Richmond, Virginia 23298

[55] E.Courageot. Reconstitution dosimétrique physique d'accident radiologique par simulations numériques à l'aide d'outils associant un modèle anthropomorphe à un code de calcul MonteCarlo.l'IRSN/DRPH/SDE/ LDRI, BP 17, 92262 Fontenay-aux-Roses Cedex .IRSN/IRSN-2010/136.

[56] Chamberlain Francis Djoumessi Zamo.Modelisation par methodes monte carlo de l'espace des phases d'un faisceau de photons en radiotherapie .Laboratoire de Rayonnement, Image et Oncologie(RIO) Centre de Lutte Contre le Cancer Léon – Bérard(Lyon).2006

