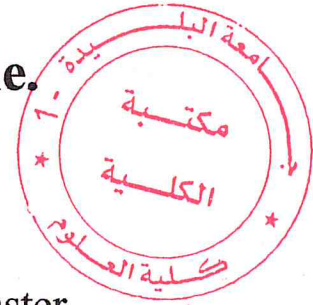


**Université de Blida (01)****Faculté des Sciences****Département de Physique.**

Mémoire Présenté par :  
M<sup>r</sup> HIDRA Bilal Nabil



En vue d'obtenir le diplôme de Master

**Domaine : Sciences de la matière.**

**Filière : Physique.**

**Spécialité : Physique médicale.**

**Option : Radiothérapie.**

**Simulation Monte Carlo des distributions de doses dans des milieux hétérogènes et Comparaison avec l'algorithme AAA.**

Soutenu le : xxnovembre2014, devant le jury composé de :

M <sup>r</sup> .CHEKIRINE MAMOUNE	Chargé de cours	USDB	Président
M <sup>me</sup> .AIT YAHIA	Chargé de recherche	USDB	Examinatrice
M <sup>r</sup> . KHELIFI RACHID	Maitre de conférence	USDB	Rapporteur

Année scolaire 2013-2014

***Remerciements***

Dans la vie de chaque individu, il y a des étapes qu'il ne faut pas oublier ou négliger ses moindres détails. C'est véritablement un cursus, un périple que l'on cache précieusement au fin fond de soi même.

Le plus important c'est de connaître son trajet sans oublier ses tenants et ses aboutissants.

Aujourd'hui, je ne peux plus résister au désir grandissant d'exprimer toute ma gratitude à tous mes professeurs qui ont marqué cette étape de mon voyage tant par leur personnalité bienveillante que par la dextérité de leur savoir et toute l'harmonie de leur connaissance.

Monsieur KHELIFI Rachid, responsable du master de physique pour toute la confiance exprimée ma petite personne.

Un remerciement particulier à Mr SIDI MOUSSA Ahmed, pour la constante solitude qu'il a eu pour suivre pas à pas mon travail avec une aide combien précieuse.

A Monsieur M.CHEKIRINE le Président de jury

Pour tous les sacrifices consentis afin que le couronnement se déroule dans les conditions les meilleures.

A tous ceux qui ont voulu m'accueillir dans leur service tout en mettant les moyens nécessaires à mon épanouissement.

*Dédicaces*

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

*À ma fiancée HIDRA ZINA ainsi qu'à ma sœur HIDRA ZINEB pour leur irremplaçable et inconditionnel soutien.*

*Merci encore pour tous mes amis pour leurs encouragements depuis notre rencontre.*

*Bilal Nabil*

## RESUME

Le code Monte Carlo a utilisé GATE comme outil de référence pour évaluer le degré de précision de l'algorithme AAA dans le calcul de dose des interfaces PMMA/Lung/PMMA. L'algorithme AAA utilise la méthode de convolution/Superposition pour déterminer la dose dans des milieux hétérogènes, de densités différentes, où la détermination de la dose exacte est une grande préoccupation en Radiothérapie.

Le but de cette étude est la modélisation des faisceaux de photons en 6 MV de l'accélérateur linéaire médical Varian 2100C du service de radiothérapie du Centre anticancéreux de Blida (CAC), au moyen du code GATE version (6.1). Dans une simulation, nous définissons la source des particules utilisées pour simuler les caractéristiques (rendement en profondeur et profil de dose) de nos faisceaux dans un fantôme de taille différente de champ {10x10, 3x3} placées à une distance source – surface de 100 cm.

Une comparaison des courbes obtenues par simulation du fantôme homogène et hétérogène est faite pour une taille de champ.

### Abstract

I used Monte Carlo code GATE as a reference to assess the accuracy of the AAA algorithm in the calculated dose of PMMA / PMMA interfaces Lung / the AAA algorithm uses the method of convolution / superposition to determine the dose in heterogeneous environments of different densities, determining the exact dose is a major concern in radiotherapy.

The purpose of this study is modeling photon beams of 6 MV linear accelerator Varian 2100C medical service radiotherapy Cancer Center Blida (CAC) through GATE code release (6.1). In a simulation, I defined the source of the particles used to simulate the characteristics (depth performance and profile of dose) of our beams in a phantom tale of different field {10x10, 3x3} placed at a distance source - area of 100 cm. A comparison of curves obtained by simulation of the heterogeneous and homogeneous phantom is made for a field size.



## Table des matières

Introduction Générale :.....	1
CHAPITRE I: GENERALITES.....	3
Introduction :.....	3
I.1. Code Monté Carlo .....	3
I.2. Générateur de nombre aléatoire : .....	4
I.2.1. Nombres aléatoires:.....	5
I.2.2. Nombres pseudo-aléatoires :.....	5
I.3. Technique d'échantillonnage .....	6
I.3.1. L'échantillonnage corrélé.....	6
I.3.2. Échantillonnage aléatoire simple.....	6
I.3.3. Échantillonnage d'une loi de probabilité non uniforme .....	7
a. Méthode de transformation : .....	7
b. Méthode de réjection de Von Neumann : .....	8
I.4. Les différents codes : .....	9
I.4.1. EGS: .....	9
I.4.2. MCNP: .....	9
I.4.3. ITS:.....	9
I.4.4. GEANT: .....	9
I.5. Le code GATE .....	10
I.5.1. La structure du fichier d'entrée GATE :.....	10
I.5.2. Principe de fonctionnement du Code GATE :.....	11
I.5.3. Les systèmes : .....	11
I.5.4. Les mouvements : .....	11
CHAPITRE II : ALGORITHME DE CALCUL DE DOSE D'UN FAISCEAU DE PHOTON .....	13
Introduction :.....	13
II.1. Transport des photons et des électrons.....	13
II.1.1. Interactions Electron Matière : .....	13
II.1.1.2. Interaction avec l'électron du milieu: .....	13
II.1.1.3. La diffusion élastique sur les noyaux: .....	14
II.1.1.4. La diffusion inélastique sur les noyaux « Bremsstrahlung»:.....	14

II.1.2.Intéraktion des Photons :.....	15
II.1.2.1.Effet photo-électrique :.....	15
II.1.2.2.Effet Compton :.....	16
II.1.2.3.Création de paire :.....	17
II.1.3.Sections efficaces d'interactions : .....	18
II.1.4.Dosimétrie .....	19
II.1.4.1.Définition de la dose absorbée :.....	19
II.1.4.2.Unité Gray :.....	20
II.1.4.3.Le KERMA :.....	20
II.1.4.4.Le rendement de dose en profondeur : .....	21
II.1.4.5.Le profil de dose : .....	23
II.1.4.5.a. Caractéristique de profil de dose:.....	23
II.1.5.L'algorithme de calcul de dose AAA.....	24
II.1.5.1.La méthode superposition/convolution : .....	26
II.1.5.1.a. Modèle du point Kernel : .....	26
II.1.5.1.b.Pencil Beam Kernel : .....	26
CHAPITREIII : MODELISATIONDEL'ACCELERATEUR LINAC PAR GATE .....	27
Introduction : .....	27
III.1.Description générale de l'accélérateur linéaire:.....	27
III.1.1.Présentation du Clinac2100C:.....	28
III.2. description de la Géométrie sur GATE :.....	29
III.2.1.la source : .....	29
III.2.2.Types de géométrie des fantômes:.....	30
III.2.3.Insertion du monde « Word » sur GATE : .....	31
III.2.4.Les Mâchoires: .....	32
III.2.5. Le fantôme : .....	33
III.2.6. La grille de calcul : .....	34
III.2.7.La physique sur GATE :.....	36
III.2.8.Le detector: .....	36
III.2.9. Le voxel :.....	36
III.3.Calcul au moyen de l'algorithme AAA:.....	38
III.3.1. Création du fichier patient TPS : .....	38
III.4.Hounsfield (unité) : .....	39

III.5.Le point de normalisation : .....	40
CHAPITRE IV:RESULTATS ET DISCUSSIONS.....	41
Introduction : .....	41
IV.1.Simulation de Faisceau de taille différente : .....	41
IV.2.Fantôme homogène : .....	42
IV.2.1.Fantôme homogène (PDD) :.....	43
IV.2.1.1. Discussions :.....	44
IV.2.2.Fantôme homogène (Profils) :.....	45
IV.2.2.1. Discussions :.....	45
IV.3.Fantôme hétérogène :.....	47
IV.3.1.Fantôme hétérogène (PDD) : .....	47
IV.3.2.1. Discussions :.....	48
IV.3.2.Fantôme hétérogène (Profils) : .....	49
IV.3.2.1. Discussions :.....	50
Conclusion générale :.....	51
Référence bibliographique :.....	53
ANNEXE : .....	56
Liste des figures :.....	64
Liste des tableaux :.....	65



## Introduction Générale :

Les codes Monte Carlo (MC) sont devenus un outil essentiel en physique de l'interaction rayonnement matière, tant dans le domaine de la radioprotection que dans celui de la physique médicale, en particulier la radiothérapie.

La possibilité d'y inclure une très grande partie de la physique de l'interaction élémentaire sous la forme de modèles numériques de plus en plus élaborés les rend à la fois plus prédictifs, précis et fiables. L'utilisation de ces méthodes est devenue une référence dans le cas des petits champs et celui des milieux hétérogènes dont le transport des électrons et des photons ne peut pas être modélisé de façon analytique.

Plusieurs codes généralistes du transport de rayonnement appliquant la méthode MC (Monte Carlo) ont été développés tels qu'EGS (Electron Gamma Shower), Penelope, GEANT (GEométrie ANd Tracking) et MCNP (Monte Carlo Nombre Particule) Les codes généralistes peuvent être utilisés dans une vaste gamme de géométries de formes complexes et de matériaux de composition variée. Ils sont choisis pour une application donnée en fonction de leur conception, c'est à dire de la description élémentaire des phénomènes mis en jeu. Celle-ci se fait à travers les données de base utilisées, en particulier les tableaux de sections efficaces d'interaction et les modèles numériques employés pour simuler les différents types d'interaction élémentaire.

Mon travail s'articule donc autour du dépôt de la dose délivrée par un faisceau de photons en radiothérapie. Dans un premier temps, il s'agit de valider la physique de GATE dans un milieu homogène puis en milieu hétérogène. La première étape tente de vérifier la bonne prise en compte de l'interaction des photons avec la cible, donc l'obtention d'une fluence photonique qui correspond au faisceau utilisé en radiothérapie en termes d'énergie et de distribution spatiale. La deuxième étape consiste en une simulation en milieux hétérogènes, afin de vérifier la bonne prise par la compte des hétérogénéités par les algorithmes de la traversée des frontières implantées dans les codes Monte Carlo <sup>[1]</sup>. Les calculs pour prédire la dose du patient à partir des



faisceaux de photons utilisés en radiothérapie ont été traditionnellement fondés sur la correction des distributions de doses calculées dans un fantôme homogène.

Il n'existe pas de solutions analytiques exactes par résolution déterministes des problèmes de transport de particules. La complexité des techniques d'irradiation demande des planifications dosimétriques très précises, ce qui rend les méthodes déterministes inopérantes pour de telles applications. Les méthodes Monte Carlo de part leurs qualités, se présentent donc comme un puissant outil de simulation du transport des particules.

En radiothérapie externe, la plupart des algorithmes implantés dans le TPS en vue de prédire la dosimétrie personnalisée, utilisent des grandeurs dosimétriques déduites des mesures effectuées le long de l'axe central et hors axe du faisceau pour des tailles de champs standards et des distances source-milieu bien définies.

Le code Monte Carlo de GATE a été développé essentiellement pour des applications en radiothérapie. En raison de sa grande précision dans la simulation du transport des particules chargées

Pour calculer le dépôt de dose dans un milieu hétérogène, nous avons d'abord simulé un fantôme dans le milieu homogène pour la comparaison apprêt aux données de l'hétérogénéité.

Dans le premier chapitre, nous décrirons en premier lieu certaines de ces grandeurs utilisées dans ce travail pour caractériser un faisceau de photon, ensuite nous présenterons les différents algorithmes de calcul de doses utilisées dans les TPS et nous terminerons par présenter l'algorithme AAA implémenté dans le TPS VARIAN 2100 C au sein de service radiothérapie CAC de Blida

Dans le deuxième chapitre, nous décrirons les méthodes statistiques basées sur l'échantillonnage, qui décriront les sections efficaces des différents processus physiques (effet Compton, effet photo-électrique, création de paires,...) engendré lors de l'interaction du rayonnement avec la matière.

Dans le troisième chapitre, nous décrirons la forme de notre source et l'accélérateur linéaire ainsi que la modalisation par le code et les paramètres physiques choisis pour la simulation.

Dans le quatrième et dernier chapitre, nous évoquerons les résultats et les discussions.

**CHAPITRE I:**

**GENERALITES**

## CHAPITRE I: GENERALITES

### Introduction :

En radiothérapie externe, la plupart des algorithmes implantés dans le TPS en vue de prédire la dosimétrie personnalisée, utilisent des grandeurs dosimétriques déduites des mesures effectuées le long de l'axe central et hors axe du faisceau pour des tailles de champs standards et des distances source-milieu bien définies.

### I.1. Code Monté Carlo

La méthode de Monte-Carlo a vu son essor à partir de la fin de la seconde guerre mondiale, essentiellement dans le cadre du projet américain « Manhattan » concernant le développement de l'arme nucléaire. Cette époque correspond également à la construction des premiers « ordinateurs ».

Ce projet étant été classé « secret défense », il est difficile de savoir exactement qui parmi ses pionniers : Von Neumann, Ulam, Métropolies a proposé le nom de « Monte-Carlo ».

Quoiqu'il en soit, ce terme fait référence aux jeux de hasard :

La capitale de la principauté de Monaco, avec ses casinos, ayant dès cette époque une solide réputation dans la société mondaine internationale <sup>[2]</sup>.

Les méthodes de Monte-Carlo sont couramment utilisées pour résoudre des problèmes mathématiques ou physiques complexes, auxquels les calculs analytiques ou numériques ne peuvent apporter de solution.

Elles s'avèrent être particulièrement adaptées à la physique médicale à cause de la nature stochastique des processus d'émission, de transport et de détection.

Ces différents processus sont régis par des lois probabilistes : par exemple, les interactions des particules dans la matière sont décrites par des sections efficaces d'interaction représentant la probabilité que la particule interagisse dans le milieu.

Les améliorations apportées aux modèles théoriques décrivant les processus physiques, en physique statistique et en physique des particules, ont directement profité aux méthodes de Monte-Carlo.



Avec la disponibilité croissante de processeurs de plus en plus puissants répondant aux besoins des calculs, les méthodes de Monte-Carlo constituent aujourd'hui un outil relativement utile dans de nombreux domaines (imagerie, météorologie, économie) <sup>[3]</sup>.

Un ordinateur effectue une suite d'opérations parfaitement déterministes. Comment alors simuler le hasard sur un ordinateur, On génère des suites de nombres « pseudo-aléatoires » qui ont les mêmes propriétés statistiques que des nombres aléatoires, mais qui ne sont pas aléatoires.

Les applications en physique médicale par exemple, à partir d'une source de rayon X dont on connaît les caractéristiques (distribution des photons en énergie, en direction) et des processus physiques bien maîtrisés d'interaction des photons avec la matière (tissus, milieu osseux, ...). On va par exemple simuler un ensemble de photons arrivant sur une tumeur cancéreuse, leur diffusion sur les cellules. Ensuite, on va en déduire un certain nombre de grandeurs statistiques, tel que le nombre moyen de photons absorbés à une profondeur  $x$  <sup>[2]</sup>.

Mathématiquement, ces interactions rayonnement-matière se définissent sous la forme de fonction de densité de probabilité de variables aléatoires. Ces fonctions sont déterminées par les sections efficaces différentielles d'interaction, obtenues expérimentalement par les laboratoires de physique nucléaire et diffusées sous forme de bibliothèques. Elles caractérisent l'histoire d'une particule à partir du libre parcours moyen entre deux interactions successives, du type d'interaction, de l'énergie perdue et de l'angle de déviation ainsi que les caractéristiques des éventuelles particules secondaires créées.

## **1.2.Générateur de nombre aléatoire :**

Il convient de faire la distinction entre « nombres aléatoires » et « nombres pseudo-aléatoires » <sup>[2]</sup>.

Une simulation de Monte-Carlo directe, ou analogique, utilisant les fonctions de densité de probabilités vraies, demande un temps de calcul relativement long afin de fournir des résultats statistiquement satisfaisants.



En effet, une majeure partie des photons générés doivent être rejetés, à cause de la faible efficacité géométrique des systèmes d'imagerie due au faible angle solide du détecteur. Les techniques de réduction de variance sont utilisées pour améliorer l'efficacité de la simulation et donc les propriétés statistiques des images produites.

Ces techniques sont basées sur la modification des fonctions de densité de probabilité, qui ne sont plus uniformes, de telle façon que l'on privilégie l'occurrence d'évènements intéressants :

On augmente ainsi la proportion relative d'évènements intéressants (détectés) par rapport aux évènements rejetés. Pour tenir compte des modifications apportées aux processus physiques simulés, on associe à chaque photon un poids qui représente la probabilité de réalisation de l'histoire par rapport à toutes les histoires possibles [3].

### **I.2.1. Nombres aléatoires:**

Ils peuvent être engendrés par traitement d'une source d'entropie extérieure.

Par exemple : Un élément radioactif constitue une excellente source d'entropie.

L'intervalle de temps entre deux désintégrations est aléatoire.

Autre exemple : Un site internet : ([www.random.org](http://www.random.org)) fournit gratuitement des fichiers préenregistrés (10 Méga Octets) ou personnalisés de nombres aléatoires. Ceux ci aléatoires sont obtenus en réglant un récepteur radio sur une fréquence ou personne ne diffuse.

### **I.2.2. Nombres pseudo-aléatoires :**

Ce sont des nombres obtenus par un algorithme mathématique qui ont l'apparence de nombres aléatoires mais dont la suite est parfaitement reproductible [2].

### **I.3. Technique d'échantillonnage**

#### **I.3.1. L'échantillonnage corrélé**

L'échantillonnage corrélé peut être utilisé pour le transport des électrons et des photons. Cette méthode est particulièrement efficace pour calculer les rapports ou les différences d'une quantité (par exemple la dose absorbée) dont les valeurs sont très voisines. L'idée de base est que les simulations dans les deux géométries d'intérêt soient corrélées autant que possible afin d'éliminer une grande partie de l'incertitude statistique dans le rapport ou la différence. Cela permet de mieux mettre en évidence les écarts entre les quantités à calculer. Une méthode simple d'échantillonnage corrélé a été utilisée par <sup>[6]</sup> les nombres aléatoires ayant servi à simuler toute particule primaire ou secondaire ayant déposé de l'énergie dans la région d'intérêt d'une géométrie, ils sont sauvegardés et réutilisés pour la simulation de ces mêmes particules dans une seconde géométrie. La méthode de l'échantillonnage corrélé est également employée dans les techniques récentes de calcul de répartition de dose en dosimétrie clinique par la méthode de Monte-Carlo <sup>[7,8]</sup>

#### **I.3.2. Échantillonnage aléatoire simple**

Pour que l'échantillon puisse représenter la population ("échantillon représentatif") il doit être pris de façon aléatoire. L'exemple le plus simple d'échantillonnage aléatoire est celui qui consiste à prendre un certain nombre d'individus d'une population de façon aléatoire. L'application typique est le sondage, dont le but est de déterminer une certaine caractéristique moyenne de cette population.

Un échantillon est un sous-ensemble de la population. On démontre que, si la population est de taille finie, N, il y a échantillons de taille n.

$$\binom{N}{n} = \frac{N!}{n! (N - n)!}$$

Si tout échantillon de taille n a la même probabilité  $1/\binom{N}{n}$  d'être extrait, on dit qu'il est obtenu par échantillonnage aléatoire simple.

### I.3.3.Échantillonnage d'une loi de probabilité non uniforme

#### a. Méthode de transformation :

Changement de variable : Soit  $X$  une variable aléatoire réelle possédant la densité de probabilité  $f(x)$ . Soit  $\Psi(x)$  une fonction réelle, monotone croissante, continue et dérivable. A  $X$  nous associons la variable aléatoire  $Y$  définie par :

$$Y = \Psi(X)$$

Nous allons montrer que la variable aléatoire  $Y$  possède une densité de probabilité  $g(y)$  que nous allons expliciter.

D'après la définition de la densité de probabilité :

$$P(\{x < X < x + dx\}) = f(x)dx \text{ pour } dx \rightarrow 0$$

mais puisque  $\Psi(x)$  est une fonction monotone croissante, elle réalise une bijection et le premier membre de cette égalité peut aussi s'écrire :

$$P(\{\Psi(x) < Y < \Psi(x + dx)\}) = P\left(\left\{\Psi(x) < Y < \Psi(x) + \frac{d\Psi(x)}{dx} dx\right\}\right)$$

En notant  $y = \Psi(x)$  et  $dy = \frac{d\Psi(x)}{dx} dx$

$$P(\{y < Y < y + dy\}) = f(x)dx$$

Puisque  $\Psi$  est monotone, elle admet une fonction réciproque  $\Psi^{-1}$ , donc

$$x = \Psi^{-1}(y)$$

On a

$$dx = \frac{dy}{\frac{d\Psi(x)}{dx}} = dy \frac{d\Psi^{-1}(y)}{dy}$$

d'où le résultat final :

$$P(\{y < Y < y + dy\}) = f(\Psi^{-1}(y)) \frac{d\Psi^{-1}(y)}{dy}$$

Ce qui prouve que  $Y$  admet une densité de probabilité  $g$



$$g(y) = f(\Psi^{-1}(y)) \frac{d\Psi^{-1}(y)}{dy}$$

Dans le cas d'une fonction monotone décroissante, on obtient :

$$g(y) = -f(\Psi^{-1}(y)) \frac{d\Psi^{-1}(y)}{dy}$$

Ce type de transformation peut se généraliser pour des variables aléatoires à valeurs dans  $\mathbb{R}^d$ . Elle fait intervenir un Jacobien.

Échantillonnage d'une densité de probabilité quelconque  $f$  :

• Etant donnée une densité de probabilité  $f(x)$ , on détermine la fonction de répartition

$$F(x) = \int_{-\infty}^x f(u) du$$

• On tire des nombres  $\eta$  au hasard suivant la loi uniforme sur le segment  $[0,1]$

• D'après ce qui précède les nombres  $x = F^{-1}(\eta)$  sont répartis suivant la densité de probabilité  $f$

**b. Méthode de réjection de Von Neumann :**

Soit à échantillonner la densité de probabilité proportionnelle à la fonction  $f(x)$  représentée par le trait plein sur le segment  $[x_{\min}; x_{\max}]$  est égale à 0 en dehors. Soit  $C$  une constante supérieure ou égale à  $F_{\max}$ , valeur maximale de  $f(x)$ . La méthode consiste à engendrer  $N$  couples de réels, uniformément dans le pavé  $[x_{\min}; x_{\max}] \times [0; C]$  et à ne retenir que ceux qui « tombent » sous la courbe  $f(x)$  voir figure 1.

Soit  $M$  le nombre total de couples retenus et  $V_M(x)dx$  le nombre de ceux d'entre eux dont l'abscisse est compris entre  $x$  et  $x + dx$  ( $dx$  fixé, arbitrairement petit). Alors lorsque  $N$  tend vers l'infini le rapport

$$\frac{v_M(x)dx}{M} \text{ tend vers: } \bar{f}(x)dx = \frac{f(x)dx}{\int_{x_{\min}}^{x_{\max}} f(x)dx}$$

Concrètement :

- La valeur de  $x$  est « tirée » suivant une loi uniforme sur le segment  $[x_{\min}; x_{\max}]$
- Un nombre aléatoire  $\eta$  distribué uniformément dans le segment  $[0,1]$  est généré.
- La valeur  $x$  est acceptée si  $f(x) = C > \eta$  ; sinon, elle est rejetée.



La relation ci-dessus montre que la méthode peut permettre plus généralement d'engendrer une distribution de probabilité  $f(x)$ , proportionnelle à une fonction positive quelconque  $f(x)$ , même lorsque l'intégrale de cette dernière n'est pas normalisée.

La méthode de réjection est évidemment plus coûteuse puisqu'une partie des tirages est simplement rejetée !

Lorsque  $F_{\max}$  est connu, on minimisera le nombre de rejections en prenant  $C = F_{\max}$ .<sup>[2]</sup>

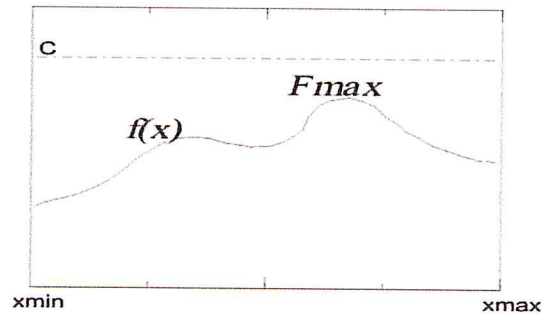


Figure 1 : Méthode de réjection de Von Neumann

#### I.4. Les différents codes :

Il s'agit de codes développés pour la physique des hautes énergies et la dosimétrie: quatre de ceux-ci sont particulièrement utilisés.

**I.4.1. EGS:** (Electron Gamma Shower), développé dès 1963 au SLAC par Nagel en 1964 pour simuler des cascades électromagnétiques de haute énergie (de quelques keV à plusieurs TeV) dans des géométries arbitraires. C'est un code dit de classe II, pour lequel la production d'électrons de collision et de Bremsstrahlung sont traités individuellement. Une nouvelle version, EGS4, inclut un transport des électrons de basse énergie (jusqu'à 1keV) amélioré, ainsi que la simulation de la diffusion Rayleigh.

**I.4.2. MCNP:** (Monte Carlo Neutron Photon), simulateur du projet Manhattan, est actuellement utilisé pour le transport des neutrons, des photons, des électrons, et constitue un standard en dosimétrie.

**I.4.3. ITS:** (Integrated Tiger Series) est le résultat du couplage de codes de transport des électrons et des photons. ITS est en fait une collection de programmes partageant la même librairie de codes sources qui peuvent résoudre des problèmes de transport complexes.

**I.4.4. GEANT:** (GEométrie ANd Tracking) est développé par la communauté de physique des hautes énergies au CERN depuis plus de 20 ans et existe actuellement en deux versions : GEANT3, codé en Fortran 77, a été utilisé pendant de très nombreuses

années par la communauté des physiciens des hautes énergies à travers le monde, et n'a cessé d'être amélioré et débogué grâce à l'interaction des utilisateurs avec les équipes de développement.

GEANT3 est actuellement considéré comme un standard en physique des hautes énergies et a déjà été utilisé en physique médicale <sup>[9,13]</sup>.

Le développement de GEANT3 a cependant été gelé en 1993 car la structure même du code rendait complexe la modification où l'ajout de nouveaux composants et ne répondait plus aux besoins des nouvelles expériences de physiques des particules et physique nucléaire. Une nouvelle version du logiciel, GEANT4, basée sur les nouvelles technologies orientées objet et codé en C++, est développée par leCERN et disponible depuis 1998.

### **1.5. Le code GATE**

GATE (GEANT4 Application for Tomographic Emission) est une plateforme de simulation Monte Carlo basée sur GEANT4, développée par la collaboration Open GATE depuis 2001 et distribuée depuis 2004 <sup>[13]</sup>. Initialement dédiée à la simulation d'examens de médecine nucléaire (scintigraphie, SPECT et PET), la plateforme GATE a été développée pour répondre à trois objectifs principaux : donner accès au potentiel du code GEANT4 sans aucune connaissance au langage C++, proposer des concepts suffisamment généraux réutilisables quel que soit le type d'examen simulé, être un code flexible pouvant s'adapter aux besoins croissants de la physique médicale.

#### **1.5.1. La structure du fichier d'entrée GATE :**

Les différents paramètres nécessaires à l'écriture du fichier d'entrée sont décrits à comme. La structure d'un fichier GATE est constituée de trois parties:

Le fichier « exemple.mac » : un fichier de forme Txt où on va décrire les étapes de notre simulation.

Le fichier « Output » est un document où se trouvent les résultats de la simulation pour le dépôt de dose ou bien même les statistiques de simulation.

Le fichier « Data » est un document où on trouve une base de données connues de matériaux utilisés comme l'air ou l'aluminium avec leur densité et leur caractéristique

mouvements respiratoires et cardiaques du patient, les acquisitions dynamiques ou l'évolution de l'activité injectée au cours de l'examen.

Comme GEANT4 nécessite une géométrie statique au cours d'une simulation, les mouvements sont représentés dans GATE en divisant la simulation totale en étapes élémentaires statiques. A chaque étape, la géométrie et l'activité des sources sont mises à jour.

## **CHAPITRE II:**

# **Algorithme de calcul de dose d'un faisceau de photon**



## CHAPITRE II : ALGORITHME DE CALCUL DE DOSE D'UN FAISCEAU DE PHOTON

### Introduction :

Le code Monte Carlo de GATE a été développé essentiellement pour des applications en radiothérapie. En raison de sa grande précision dans la simulation du transport des particules chargées.

Dans ce chapitre, nous décrivons les méthodes statistiques basées sur l'échantillonnage qui décrivent les sections efficaces des différents processus physiques (effet Compton, effet photo-électrique, création de paires,...) engendrés lors de l'interaction du rayonnement avec la matière.

### II.1. Transport des photons et des électrons

#### II.1.1. Interactions Electron Matière :

Les électrons interagissent avec les électrons ou les noyaux du milieu traversé. Les trois principaux modes d'interaction des électrons avec la matière sont :

##### II.1.1.2. Interaction avec l'électron du milieu:

Les électrons incidents ayant la même charge que les électrons atomiques avec lesquels ils interagissent, ils sont fortement diffusés. De plus, une fraction importante de l'énergie de l'électron peut être perdue en une seule collision et l'énergie maximale transférable au cours d'une collision est égale à l'énergie de l'électron incident  $E_{inc}$  voir figure 3. Cependant, après la collision, les électrons diffusés et arrachés étant indiscernables, il est d'usage de qualifier l'électron le plus rapide de diffusé, et l'électron le plus lent d'éjecté. De ce fait, le transfert d'énergie est compris entre 0 et  $E_{inc}/2$ .

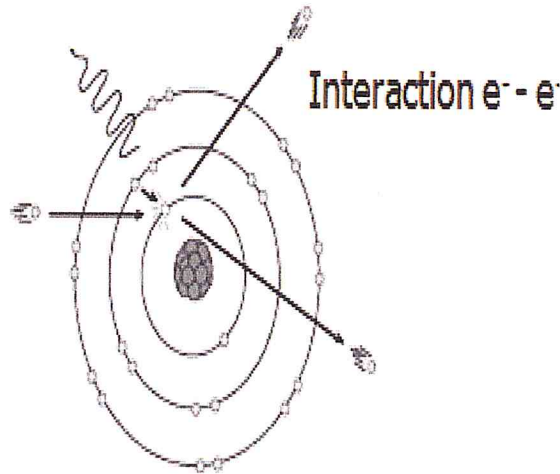


Figure 3 : Interaction d'électron avec l'électron du milieu.

### II.1.1.3. La diffusion élastique sur les noyaux:

Dans le champ coulombien d'un noyau de charge  $Z e$ , l'électron diffuse élastiquement sans perte d'énergie appréciable en raison de la grande différence de masses (rebondissement sur un obstacle fixe) voir figure 4. La probabilité de diffusion augmente en  $Z^2$  pour un angle de diffusion donné, d'autant plus grande que l'énergie de l'électron est faible.

Figure 4 : Diffusion élastique.

### II.1.1.4. La diffusion inélastique sur les noyaux « Bremsstrahlung »:

Un électron se déplaçant au voisinage d'un noyau est soumis à des forces d'accélération. Quand une particule chargée subit une accélération, elle rayonne de l'énergie sous forme d'une onde électromagnétique et se ralentit. La fraction de l'énergie de l'électron émise sous forme de rayonnement de freinage augmente avec l'énergie de l'électron et est favorisée dans les milieux absorbeurs

de numéro atomique élevé (dépendance en  $Z^2$ ). Le spectre de photons émis est un spectre continu dont l'énergie maximale est égale à l'énergie cinétique des électrons incidents voir figure 5.

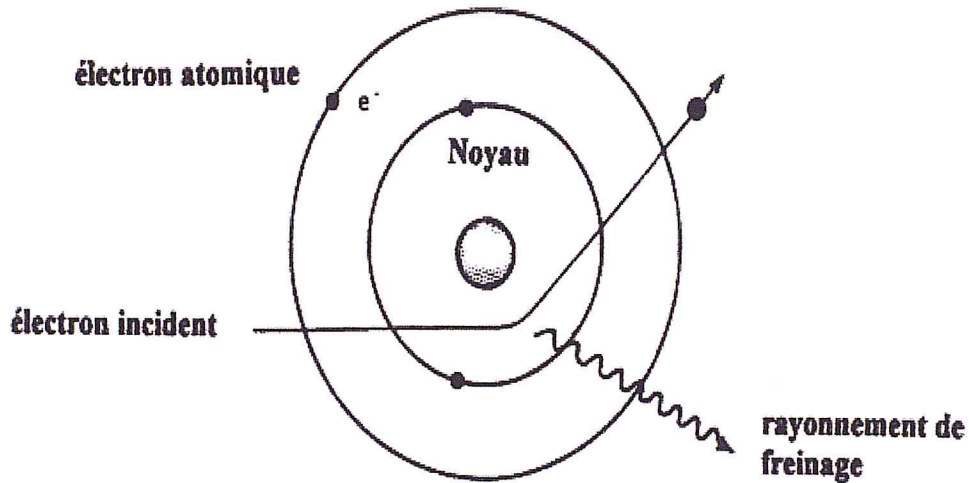


Figure 5 : La diffusion inélastique sur les noyaux « Bremsstrahlung ».

## II.1.2. Interaction des Photons :

### II.1.2.1. Effet photo-électrique :

Son énergie à un électron lié à l'atome, appelé photoélectron, qui est éjecté avec une énergie cinétique  $E_{cin} = h\nu - E_l$ , où  $E_l$  est l'énergie de liaison de l'électron sur sa couche électronique d'origine voir figure 6.

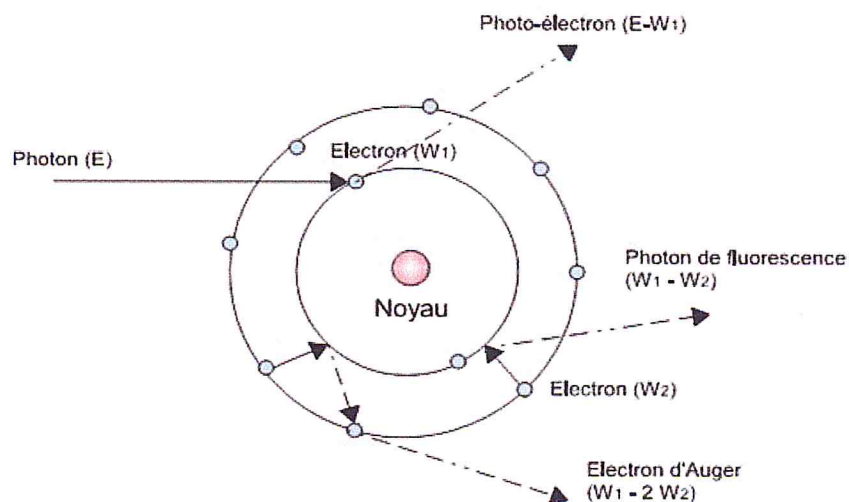


Figure 6 : Effet photo-électrique.



À la suite de l'effet photoélectrique, il se produit quasi instantanément un réarrangement du cortège électronique de l'atome, avec émission de rayons X caractéristiques ou d'électrons Auger qui emportent l'énergie d'excitation.

L'effet photoélectrique concerne en priorité les électrons les plus liés, mais il ne peut se produire avec les électrons d'une couche  $i$  que si  $h\nu > E_{l,i}$ , où  $E_{l,i}$  est l'énergie de liaison de l'électron sur la couche  $i$ .

Les photoélectrons sont émis dans toutes les directions de l'espace, mais avec une direction préférentielle qui dépend de l'énergie  $h\nu$  du photon incident. Pour les photons de basse énergie, la distribution est pratiquement symétrique par rapport à  $\theta = 90^\circ$ , où  $\theta$  est l'angle entre la direction du photon incident et celle de l'électron émis. Lorsque  $h\nu$  croît,  $\theta$  tend vers zéro<sup>[3]</sup>.

### II.1.2.2. Effet Compton :

C'est l'interaction d'un photon avec un électron peu lié du milieu absorbeur

Le photon est diffusé dans une direction  $\theta$  par rapport à la direction incidente et cède une fraction de son énergie à l'électron, qui recule dans une direction  $\phi$  par rapport à la direction incidente voir figure 7.

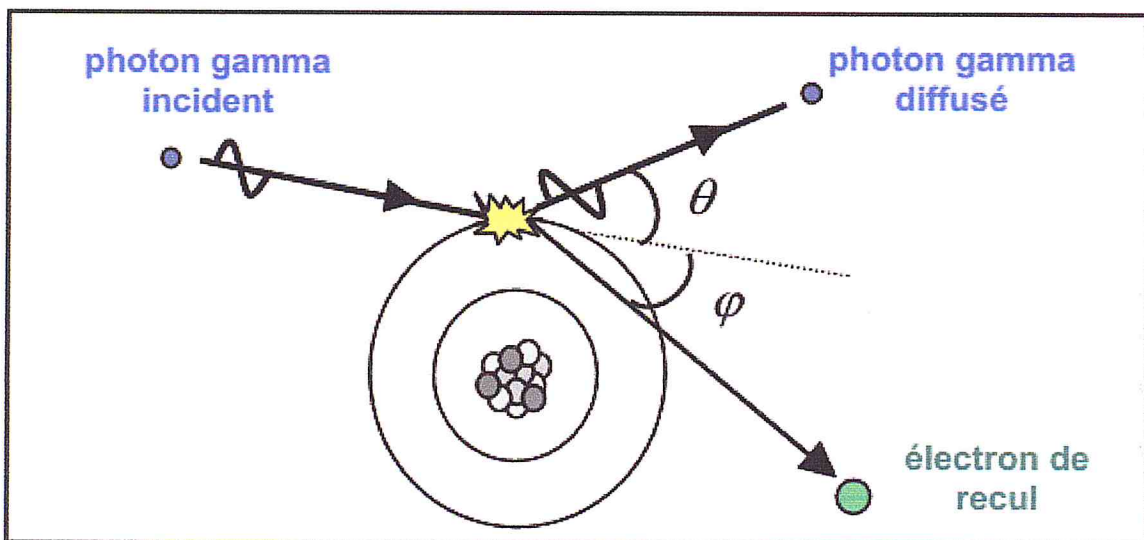


Figure 7 : Effet Compton.

En écrivant les lois de conservation en énergie et en impulsion, on obtient les formules. Concernant l'énergie du photon diffusé et de l'électron de recul. Dans les calculs suivants, l'énergie de liaison de l'électron est négligée car l'effet Compton concerne les électrons peu liés des couches électroniques externes de l'atome. L'énergie du photon diffusé  $h\nu'$  est donnée par :

$$hv' = \frac{hv}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)}$$

$$\alpha = \frac{hv}{m_0c^2} = \frac{hv(\text{Mev})}{0.511}$$

Où  $hv$  est l'énergie du photon incident,  $m_0 c^2$  l'énergie de masse de l'électron, et l'énergie du photon diffusé est maximale pour  $\theta$  très petit, où l'on a  $hv = hv'$ , est minimale pour  $\theta = 180^\circ$ , qui correspond au phénomène de rétrodiffusion voir figure 8. La distribution angulaire des photons diffusés dans l'angle solide  $d\Omega$  autour de la direction  $\theta$  par rapport à la direction du photon incident, est obtenue à partir de la section efficace différentielle par électron  $\frac{d\sigma}{d\Omega}$ . [3]

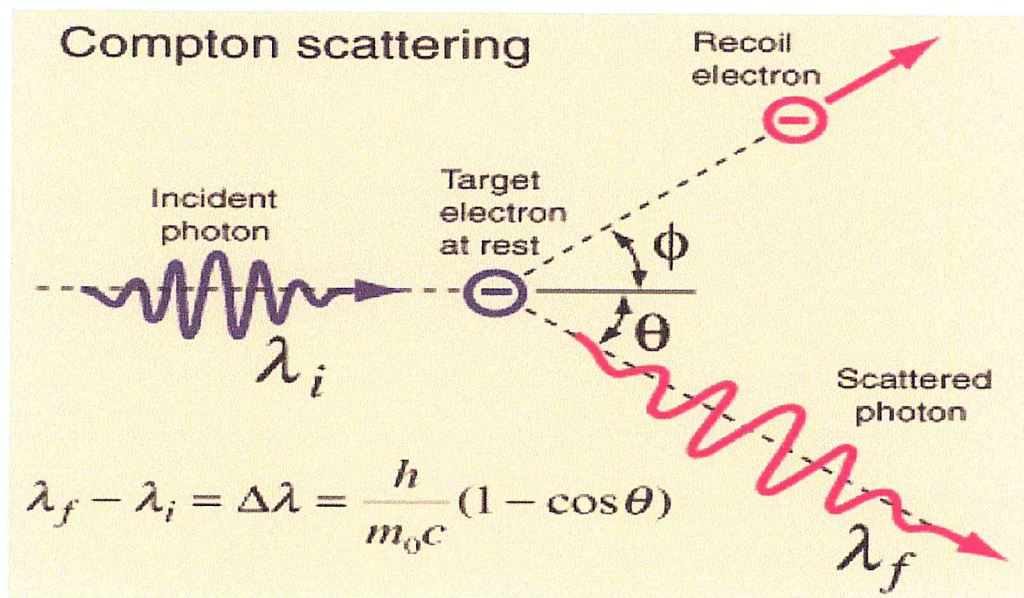


Figure 8: Effet Compton avec sa relation en longueur d'onde.

### II.1.2.3. Création de paire :

Le phénomène de création de paires est une conséquence de l'interaction du rayonnement avec le champ du noyau : le photon disparaît avec création simultanée d'un électron et d'un positon.

L'énergie minimale nécessaire à l'amorce de cet effet doit être au moins égale à la masse au repos de ces deux particules, à savoir 1,022 MeV.



L'énergie excédentaire initiale est emportée par la paire.

Le positron, après ralentissement dans la matière s'annihile rapidement avec un électron et la réaction donne lieu à la création de deux photons de 511 keV. La conservation de l'énergie s'écrit :

$$E = 2 E_0 + E_{e^+} + E_{e^-}$$

Où  $E_0$  est l'équivalent énergétique de la masse de l'électron ( $E_0 = 0,511 \text{ MeV}$ ),  $E_{e^+}$  et  $E_{e^-}$  sont respectivement les énergies cinétiques de l'électron et du positron.

L'électron et le positron sont ralentis dans la matière voir figure 9.

À la fin de son parcours, le positron interagit avec un électron et s'annihile ce qui engendre l'émission de deux photons gamma d'énergie 511 keV à  $180^\circ$  l'un de l'autre.

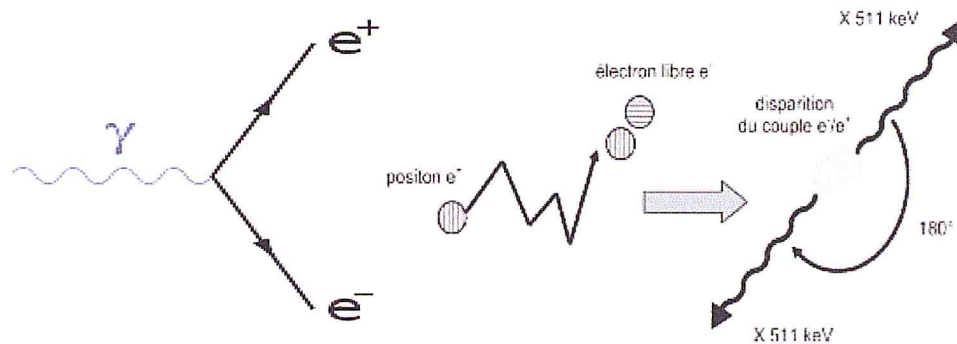


Figure 9 : Création de paire.

### II.1.3. Sections efficaces d'interactions :

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

L'importance relative de ces effets varie en fonction du numéro atomique  $Z$  du milieu et de l'énergie du photon incident.

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



de MeV.

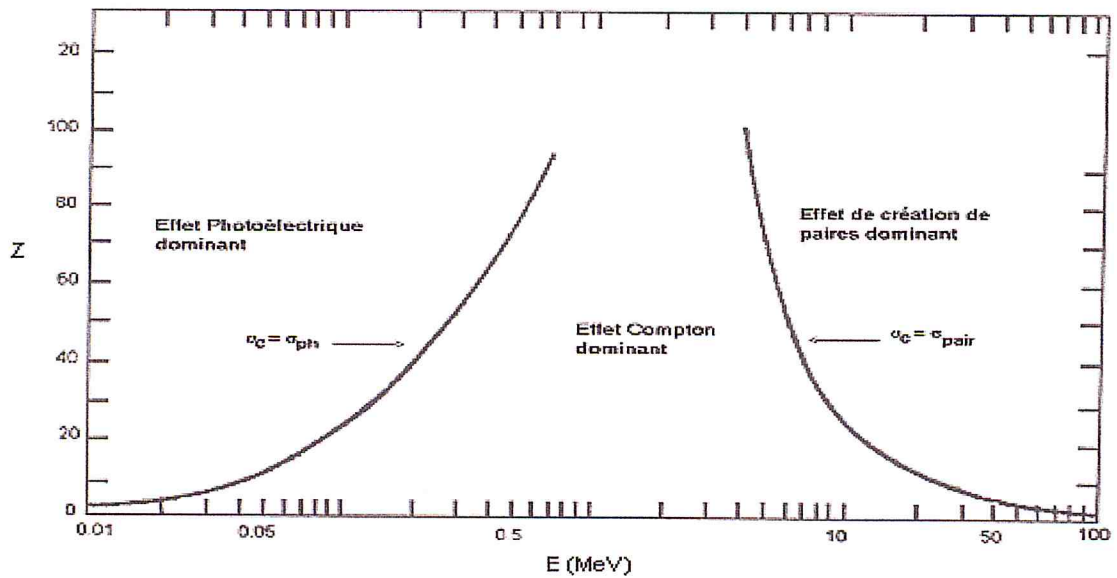


Figure 10 : Répartition des 3 interactions élémentaires photon-matière en fonction de l'énergie incidente  $E_0$  et du numéro atomique  $Z$ .

L'interaction des photons avec la matière comme section efficace  $\sigma$  est la somme de toutes les sections efficaces comme sur la figure 10 des différents processus. Elle est donnée par :

$$\sigma_{\text{tot}} = \sigma_{\text{ph}} + \sigma_{\text{c}} + \sigma_{\text{pair}}$$

Avec  $\sigma_{\text{ph}}$ ,  $\sigma_{\text{c}}$  et  $\sigma_{\text{pair}}$  sont les sections efficaces des effets photoélectriques, Compton et création de paires respectivement.

## II.1.4. Dosimétrie

### II.1.4.1. Définition de la dose absorbée :

Lorsqu'une particule ionisante traverse un milieu de volume  $V$  et de masse  $m$ , une certaine quantité d'énergie va être déposée dans ce milieu. La dose absorbée est définie comme l'énergie déposée par unité de masse figure 11.

L'unité utilisée est le Gray<sup>[15]</sup>.

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

## les composantes de la dose dans l'eau

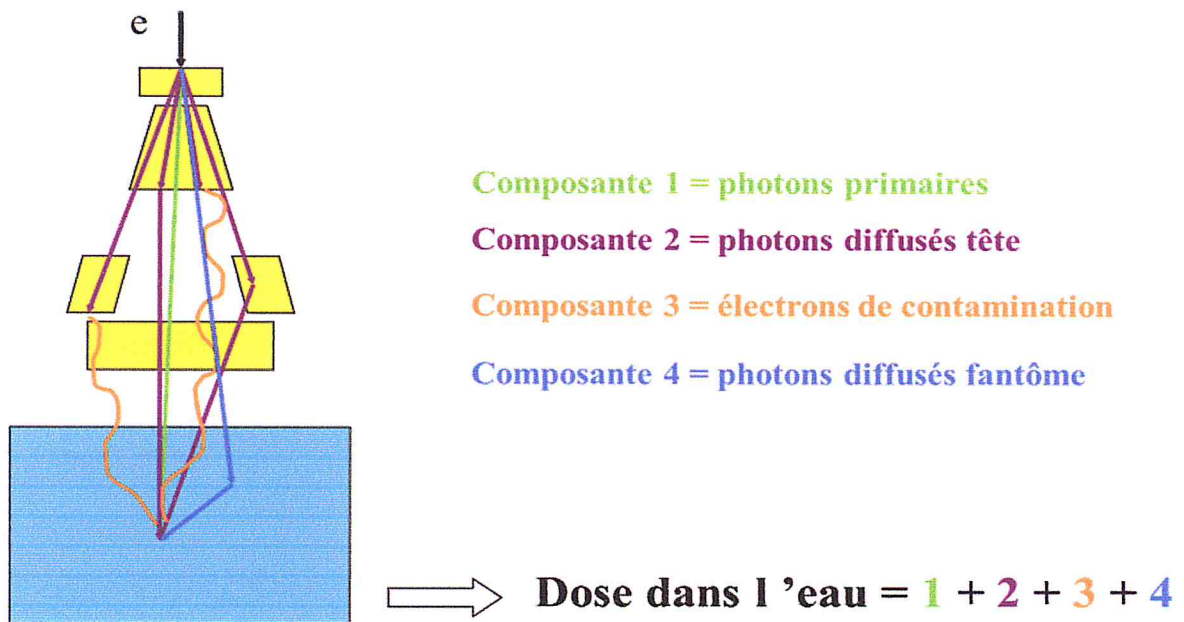


Figure 11: Les composantes de la dose dans l'eau.

### II.1.4.2. Unité Gray :

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

- Le rad (rad) valant 0,01 Gy ;
- Le röntgen (R), est une unité charge électrique par unité de masse valant 0,258 mC/kg. <sup>[16]</sup>

### II.1.4.3. Le KERMA :

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

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

L'unité du KERMA (Kinetic Energy Released per unit Mass) est la même que pour la dose absorbée, le Gray. Le kerma dépend de l'énergie des photons et de la nature du matériau, mais n'est pas directement mesurable voir figure 12. Dans des conditions d'équilibre électronique, le Kerma est égal à la dose absorbée.

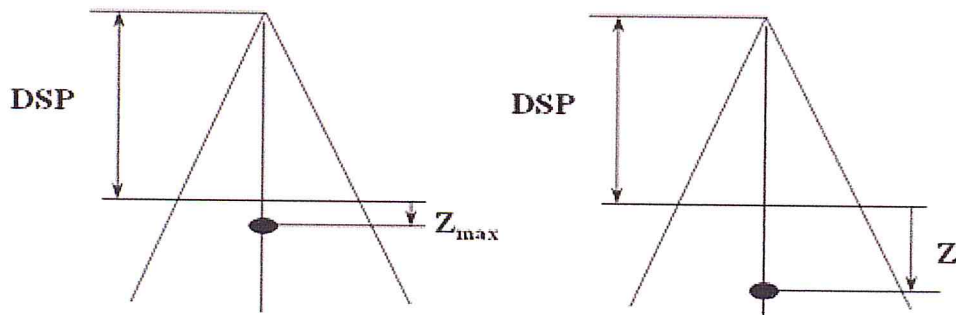
Figure 12 : Diagramme visualisant la différence entre le Kerma et la dose absorbée.

### II.1.4.4. Le rendement de dose en profondeur :

Le rendement de dose en profondeur  $R_z$  est le rapport exprimé en pourcentage de la dose absorbée  $D_z$ , mesurée à la profondeur  $z$  sur l'axe du faisceau, à la dose absorbée  $D_{max}$ , mesurée à la profondeur du maximum de dose. Le rendement en profondeur dépend de l'atténuation du faisceau dans le milieu et de l'éloignement à la source (voir figure 13).



- . distance source surface fixe (DSP)
- . champ défini au niveau de la surface



$$\text{Rendement}(\%) = \frac{\text{Dose}(c_{\text{dsp}}, z, \text{dsp})}{\text{Dose}(c_{\text{dsp}}, z_{\text{max}}, \text{dsp})}$$

Figure 13 : Calcul du rendement de dose en profondeur dans l'eau.

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

La variation de la dose en fonction de la profondeur comporte trois régions distinctes : Un accroissement de la dose (augmentation du flux des électrons secondaires), un maximum (établissement de l'équilibre électronique) et une décroissance exponentielle répondant aux lois de l'atténuation du faisceau de photons.

La figure ci jointe donne la variation de la dose en fonction de la profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale 6 MV et de taille de champ 10 x 10cm<sup>2</sup>.

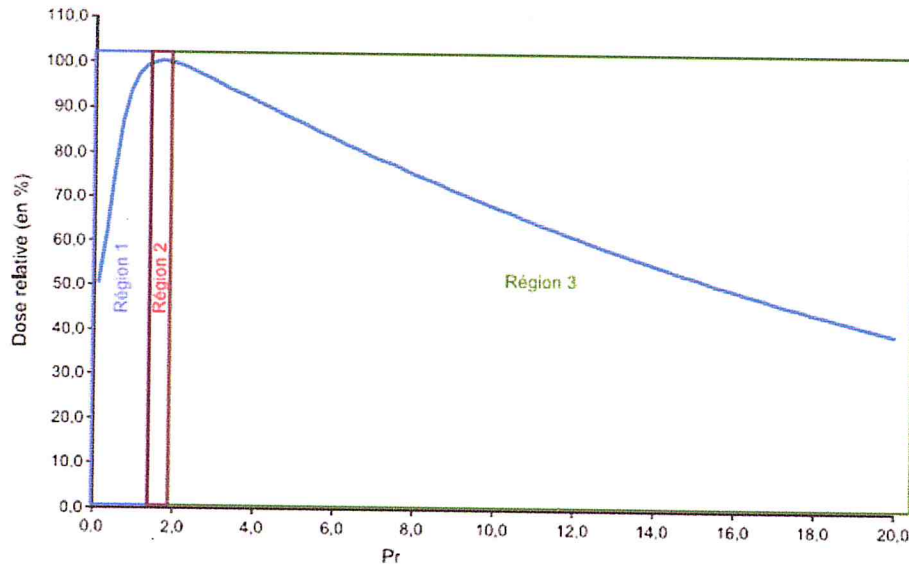


Figure 14 : Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale 6 MV et de taille de champ 10 x 10cm<sup>2</sup>.

Région 1 : accroissement de la dose ou le buildup.

Région 2 : maximum de dose.

Région 3 : atténuation exponentielle de la dose en fonction de la profondeur.

Le rendement de dose en profondeur dans un milieu d'eau dépend de trois paramètres : l'énergie du faisceau, la taille du champ d'irradiation et la distance source-surface du milieu figure 14.

#### II.1.4.5. Le profil de dose :

Le profil de dose correspond à la variation de la dose le long d'un axe dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau. Les valeurs de doses sont généralement normalisées par rapport à la valeur de la dose à l'axe du faisceau. Le profil de dose est mesuré dans l'eau avec une chambre d'ionisation suivant les directions médianes du champ (appelées *in plane* et *cross plane* selon les mâchoires Y et X respectivement) et suivant les diagonales, à différentes profondeurs. Il dépend de l'énergie du faisceau de photons, de la taille du champ d'irradiation et de la profondeur de mesure. <sup>[17]</sup>

##### II.1.4.5.a. Caractéristique de profil de dose:

Le profil de dose permet de contrôler l'homogénéité, la symétrie ainsi que la pénombre des faisceaux de photons. Il se compose de trois régions distinctes : un plateau (zone homogène et symétrique), une zone de décroissance (pénombre

physique), puis une queue en dehors du champ d'irradiation qui correspond à la transmission à travers le collimateur (zone d'ombre).

La figure 15 donne la variation de la dose en fonction de la distance à l'axe dans l'eau à une profondeur de 10 cm et à une distance source surface de l'eau de 90 cm pour un champ de photons de 6 MV et de dimensions 10 x 10 cm<sup>2</sup> à la profondeur de mesure, dans la direction *cross plane* c'est-à-dire dans le plan transverse droite-gauche.

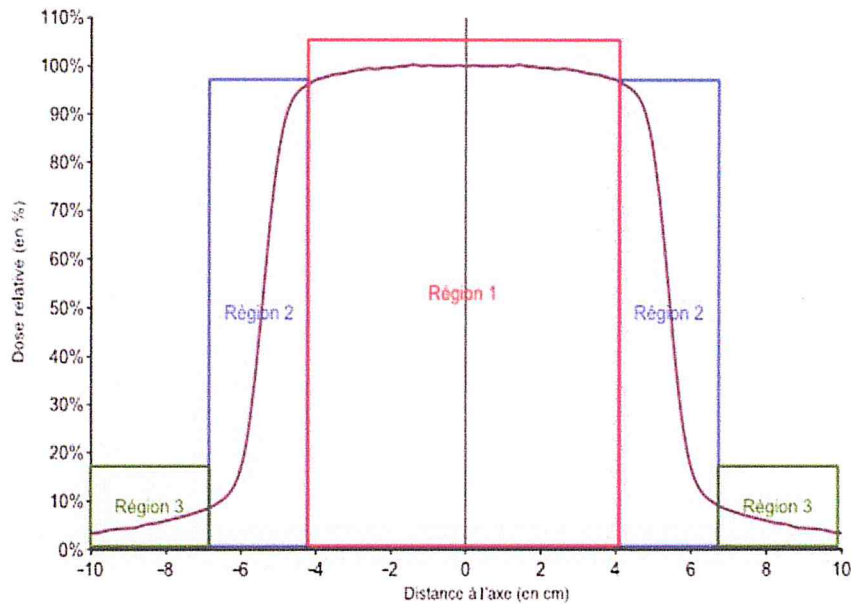


Figure 15 : Profil de dose d'un champ de photons de 6 MV et de dimensions 10 x 10 cm<sup>2</sup> calculé dans l'eau selon l'axe médian cross plane à une profondeur de 10 cm et à une distance source surface de l'eau de 90 cm.

Région 1 : zone homogène et symétrique du champ.

Région 2 : pénombre physique du champ.

Région 3: ombre du champ.

L'homogénéité est définie par la surface contenant des points distants de l'axe d'au plus 80% de la demi-longueur des axes médians du champ d'irradiation. La symétrie s'évalue par le rapport des doses pour chaque couple de points symétriques par rapport à l'axe à l'intérieur de la zone homogène du champ. La pénombre physique est caractérisée par la distance latérale entre le point à 80% et le point à 20% de la dose maximale sur l'axe du faisceau. <sup>[17]</sup>

### II.1.5.L'algorithme de calcul de dose AAA

L'algorithme AAA a été conçu par Ulmer et Kaisslet appliqué en radiothérapie sur des traitements stéréotaxiques avant d'être implanté dans Eclipse. Dans l'algorithme, le faisceau est représenté par un modèle à multiples sources :



Une source primaire ponctuelle située sur le plan de la cible. Elle modélise les photons de freinage qui n'interagissent pas avec les éléments de la tête de l'accélérateur. Son spectre photonique a été constitué à l'aide de simulations Monte Carlo par le code BEAMnrc<sup>[18]</sup>. Les kernels sont calculés à partir de ces spectres énergétiques disponibles dans une base de données.

Une source extra-focale située en dessous du cône égalisateur et représentée par une fluence gaussienne. Elle prend en compte les photons qui ont interagi avec le cône égalisateur, le collimateur primaire et les mâchoires.

Une source de contamination pour les électrons issus des différents éléments de la tête de l'accélérateur et les photons créés par leurs interactions.

Pour le calcul de la dose en mode photons, le volume du patient est subdivisé en voxel (selon le pas de calcul demandé par l'utilisateur) dont chacun est associé à sa densité électronique calculée à partir des images tomodynamométriques du patient (selon une courbe d'étalonnage fournie par l'utilisateur), de même le faisceau clinique est subdivisé dans son ensemble en « beamlets » dont la section correspond à la résolution de la grille de calcul. Chaque « beamlet » est modélisé en utilisant plusieurs kernels calculés par le code MCEGSnrc.

Le modèle AAA considère que la dose résultant de la diffusion des photons et des électrons peut être calculée séparément selon deux directions : latérale et profondeur. Le calcul du rayonnement diffusé dans un voxel est ainsi réalisé par une superposition des contributions d'un diffusé dans la direction de la profondeur et des contributions du diffusé provenant des voxels environnants situés dans le plan perpendiculaire à la direction du « beamlet ».

La distribution de dose 3D est calculée à partir de la superposition des convolutions distinctes de la fluence photonique par les kernels issus des différentes sources (principale, extra-focale, de contamination d'électrons). Ces convolutions sont réalisées pour tous les « beamlets » qui composent le faisceau. La convolution de la dose dans l'algorithme AAA est réalisée d'abord en termes d'énergie convertie ensuite en dose absorbée.

### II.1.5.1. La méthode superposition/convolution :

Les méthodes de convolution basées sur le PencilBeam ont été proposées au début des années 1980. Ces algorithmes basés sur la méthode de Monte Carlo. <sup>[19][20]</sup>

La dose calculée par ce modèle est obtenue en deux phases successives : d'abord est calculé le TERMA et ensuite les kernels. Le lien entre ces deux phases est effectué au moyen d'une convolution. Cette méthode prend en compte la dose déposée par toutes les interactions de photon. <sup>[21,22]</sup>

Le TERMA présente l'énergie transférée par tous les photons primaires dans une unité de masse. Le Kernel (point spread functions) est la fraction d'énergie par unité de volume déposée par les particules secondaires « photons et électrons ». Le Kernel peut être appelé aussi le noyau de dépôt d'énergie. Le Kernel décrit la distribution de l'énergie déposée dans un milieu infini autour d'un site d'interaction primaire appelé le « point Kernel ». <sup>[23]</sup>

Il existe deux types de Kernel :

- Point Kernel.
- PencilBeam Kernel<sup>[4]</sup>.

#### II.1.5.1.a. Modèle du point Kernel :

Dans ce modèle le TERMA est réalisé en traçant le parcours radiologique des particules le long d'une ligne traversant une série de voxels « ray tracing ». Puis, est superposé au TERMA la réponse pour chaque Kernel.

La dose  $D(p)$  en un point  $P$  caractérisé par  $(x, y, z)$  est obtenue par la superposition de tous les kernels aux points  $q(x', y', z')$  de volume  $dv$  et du TERMA correspondant au point  $q$  <sup>[4]</sup>.

#### II.1.5.1.b. Pencil Beam Kernel :

Le PencilBeam ou « Single PencilBeam » a été introduit par « Ahnesjo et al » En 1992. Le principe est de décomposer le faisceau initial en faisceaux élémentaires des sections semi infinies pour réduire le temps de calcul. Le principe est basé sur le point Kernel pré calculé le long du trajet des particules primaires <sup>[4]</sup>.

# **CHAPITRE III:**

## **Modélisation de l'accélérateur**

### **LINAC par GATE**



## CHAPITRE III : MODELISATION DE L'ACCELERATEUR LINAC PAR GATE

### Introduction :

Pour calculer le dépôt de dose dans un milieu hétérogène nous allons d'abord simuler un fantôme dans le milieu homogène pour la comparaison des données de l'hétérogénéité.

Dans ce chapitre, nous décrirons la forme de notre source et l'accélérateur linéaire ainsi que la modalisation par le code et les paramètres physiques choisis pour la simulation

### III.1. Description générale de l'accélérateur linéaire:

Dans ce paragraphe, nous donnerons une description globale de l'accélérateur linéaire clinique ainsi que de ses composants principaux. L'accélérateur linéaire clinique peut être décrit de façon générale en deux modules : le module de production et d'accélération des électrons et le module de la tête de l'accélérateur. L'accélérateur moderne typique offre trois gammes d'énergie en photons (6, 10 et 18 MV) et plusieurs gammes en électrons (6 à 25 MeV). Le schéma d'un accélérateur linéaire est présenté à la figure 16.

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

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

A la sortie, la configuration horizontale de la machine fait, en sorte, que le faisceau doit être courbé et redirigé verticalement en direction du patient. Un champ magnétique est utilisé pour contraindre les électrons à effectuer une rotation pour, ensuite, sortir

par une fenêtre. Dans notre cas, le faisceau passe dans un aimant de recourbement qui effectue une boucle de 270° à l'aide d'un champ magnétique.

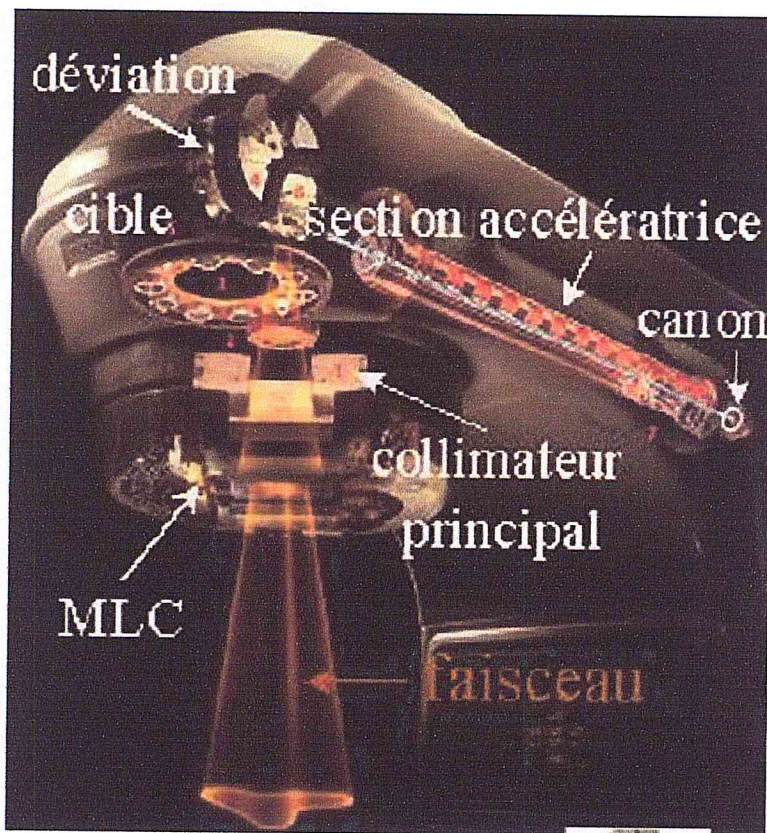


Figure 16 : Schéma d'un accélérateur linéaire électrons-photons (Varian 2100C).

### III.1.1. Présentation du Clinac 2100C:

Clinac 2100C qui est un accélérateur linéaire médical construit par la société Varian, très répandu dans les centres de radiothérapie. Nous nous intéressons dans cette étude plus particulièrement aux modèles en mode photons. Le fonctionnement du Clinac 2100C en mode photons est schématisé suivant la Figure 17. Le faisceau d'électrons est tout d'abord accéléré puis projeté sur une cible de numéro atomique élevé afin de produire des photons X de freinage. Ces rayons X sont ensuite filtrés et colmatés à l'aide de différents accessoires pour obtenir un faisceau de la taille et d'énergies voulues. La première collimation se fait à l'aide d'un collimateur primaire. Ensuite, le cône égalisateur permet d'uniformiser la dose au niveau du champ d'irradiation.

Enfin, deux paires de mâchoires mobiles, appelées mâchoires supérieures et inférieures, permettent de définir la taille du champ d'irradiation de forme parallélépipédique. Il est possible aussi de créer des champs plus complexes à l'aide de collimateurs mutilâmes (MLC- Multi-LeafCollimator). Composés, par exemple, d'une série de 120 lames de



tungstène juxtaposées pouvant se mouvoir indépendamment les unes des autres, les MLC peuvent ainsi donner la conformation souhaitée.

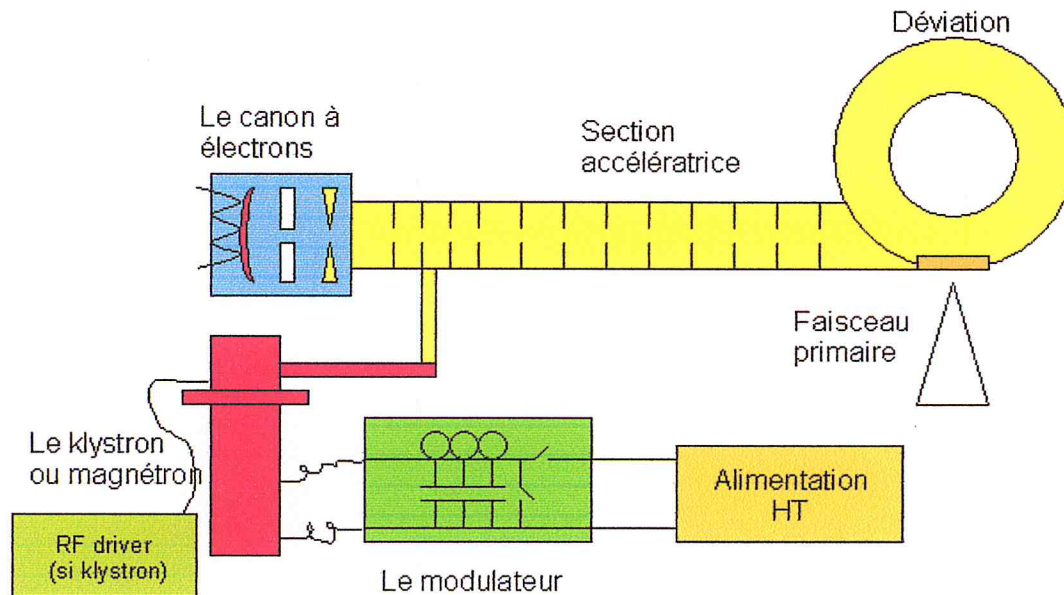


Figure 17 : Principe général de fonctionnement des accélérateurs linéaires.

### III.2. description de la Géométrie sur GATE :

#### III.2.1. la source :

La source peut être définie par sa forme et sa position aussi le type des particules émises, leurs énergies et leurs probabilités d'émission.

Une source peut être ponctuelle, surfacique ou volumique. Dans mon étude, j'ai choisi le cas le plus proche de l'utilisation clinique ponctuelle.

La position de la source selon l'axe des Y est de 108 cm pour la raison du calcul de dose PDD (distance source Fantôme) qui doit être de 100cm car le fantôme se compose de trois parties : la partie du milieu est de 6 cm, la partie supérieure est de 5 cm, avec la partie inférieure de 2 cm ce qui ne rentre pas dans le calcul de la position de la source.

Au total cela fera :

$$X = (6/2) + 5 + 100 = 108 \text{ cm}$$

On choisit aussi deux angles pour que la source délivre les particules dans le sens du fantôme sur l'axe des y pour avoir un cône de particules du haut vers le bas de  $20^\circ$  sur (X, Z) surnommer  $\theta$  et  $\phi$  comme représenter sur le code juin.



À partir des données récupérées sur la source de 6Mev de l'accélérateur nous pûmes établir un graphe représentatif figure 18.

E(MV)	I(%)	E(MV)	I(%)	E(MV)	I(%)
0.13	23.00264127	2.88	21.37722974	5.63	4.790871736
0.38	100	3.13	18.46093179	5.88	3.768405001
0.63	92.06766987	3.38	16.22026592	6.13	2.525694453
0.88	74.71947714	3.63	14.16363301	6.38	1.32741308
1.13	62.96360389	3.88	12.65851759	6.63	0.535604815
1.38	53.48386808	4.13	11.13900396	6.88	0.094255882
1.63	44.40436807	4.38	10.21842286	7.13	0
1.88	37.19168289	4.63	8.748147379	7.38	0
2.13	32.19149878	4.88	7.49364408	7.63	0
2.38	27.8581327	5.13	6.659473782	7.88	0
2.63	24.03906839	5.38	5.653716436		

Tableau 1: donnée énergétique d'une source de 6 Mev dans l'accélérateur de Linac du CAC Blida

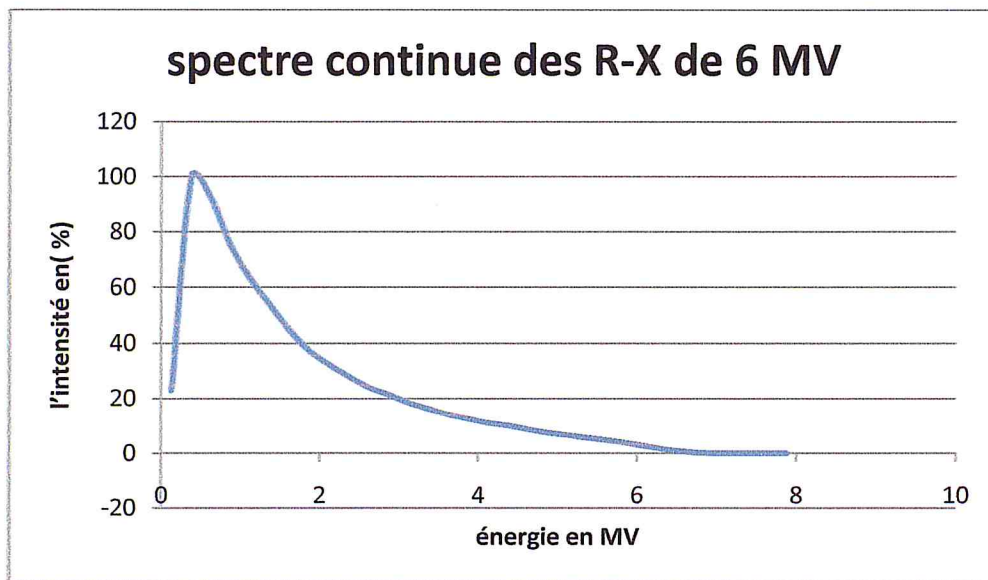


Figure 18 : spectre énergétique de 6 MV de des R-X de l'accélérateur de Blida CAC .

### III.2.2.Types de géométrie des fantômes:

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



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

### III.2.3. Insertion du monde « Word » sur GATE :

On doit définir pour le code GATE un monde où va se dérouler notre simulation. L'élément dans notre programme est de l'air. Ce dernier a une dimension de  $(5*5*5 \text{ m}^3)$  qui va être demandé du fichier DATA où se trouve les données data base qui comporte la différente matière et atome avec leur densité et leur statue (solide, liquide gazeux) (voir figure 19), la ligne utilisée pour tous les éléments sur GATE :

```
/gate/geometry/setMaterialDatabase data/GateMaterials.db
```

La définition du monde de travail sur le code :

```
# World:
/gate/world/geometry/setXLength, seYLength ,setZLength 5m
/gate/world/setMaterial Air
```

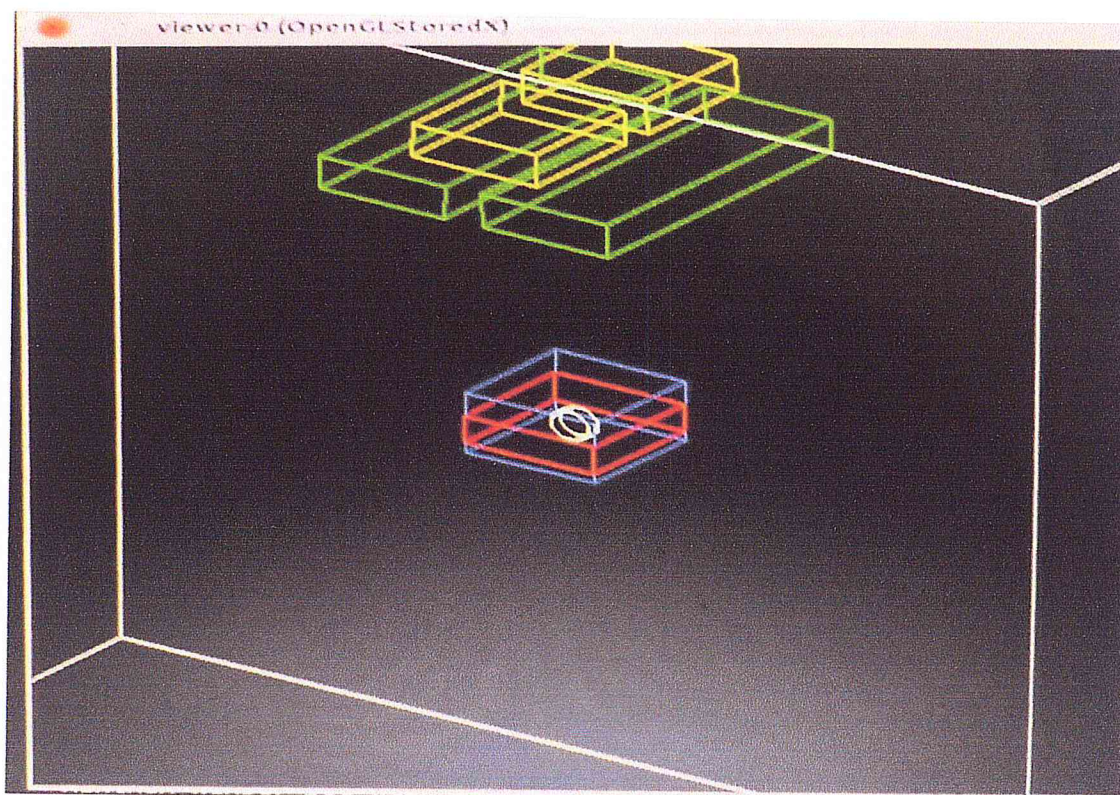


Figure 19 : simulation d'un fantôme hétérogène sur GATE.

La partie du fantôme se compose en deux parties : l'une pour un fantôme homogène l'autre pour un fantôme hétérogène. La différence se présente sur le matériel utilisé pour l'environnement intérieur de ce dernier et des parties incluses de dons. En premier lieu, nous simulons une boîte qu'on appelle box plane de PMMA pour que nos différentes parties soient incluses de dons. La dimension de la boîte est (X, Y, Z) # (20.5, 13, 20.5) sa position et le centre du World de travail (0, 0, 0) il peut être visualisé ou observé dans la simulation par une couleur bleue.

#phantom#

/gate/world/daughters/name	barebox
/gate/world/daughters/insert	box

### III.2.4. Les Mâchoires:

Cette partie nécessaire dans la simulation où elle va nous donner la possibilité de modéliser les faisceaux sur une dimension choisie comme  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  après des calculs de position et insertion d'un élément convenable aux types de particules et à la simulation.

Il y a deux mâchoires superposées. L'une sur l'autre répétée sur un axe. La première est définie comme suite d'une dimension (X, Y, Z) # (19.6, 7, 20). Sa position dans le World (0, 69.5, 12.3675) sur l'axe des X en élément de *Tungstène* nommé *Jaw\_x*

Le calcul de position de mâchoires se résume sur le tableau 2 :

Pour ajuster les mâchoires à  $10 \text{ cm}^2$ , il faut utiliser la formule dans la photo attachée. Donc, il faut calculer les distances (source-mâchoire) et (source-fantôme).

La formule est la suivante :

$$a/b = f_a/f_b$$

avec:

a: ajustement des mâchoires que l'on cherche

b: ouverture de champ dans ce cas  $10 \times 10$

$f_a$ : distance source-mâchoires

$f_b$ : distance source-fantôme (en général 100 cm)

On utilise la même méthode pour les mâchoires perpendiculaires *Jaws\_y* voir figure 20 La répétition de chacune de ces mâchoires est faite toute seule par une fonction propre du programme avec le nombre de répétition et la position par rapport à l'axe Y



machoir	S-posi	distS,M	1/2 Ma	b	Fa	Fb	a	a/2	position	position2
x10	108	27,35	3,5	10	80,65	100	8,065	4,0325	77,15	13,6325
y10	108	37,26	3,5	10	70,74	100	7,074	3,537	67,24	13,137
X3	108	27,35	3,5	4	80,65	100	3,226	1,613	77,15	11,213
Y3	108	37,26	3,5	4	70,74	100	2,8296	1,4148	67,24	11,0148

Tableau 2: résultat des calculs de position de mâchoire

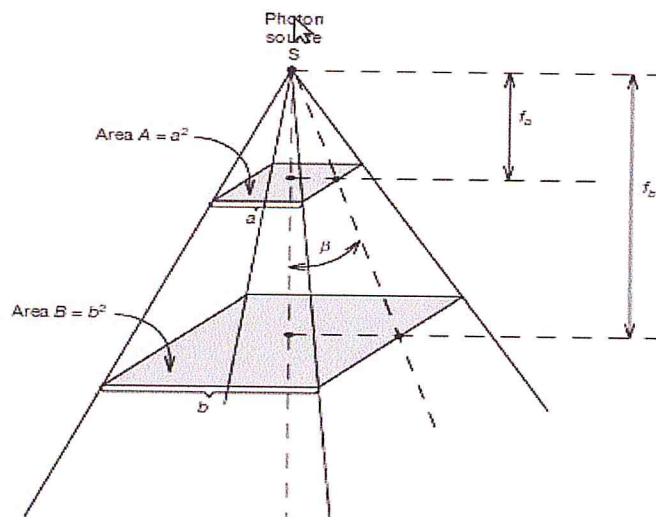


Figure 20 : Méthode de calcul de position de mâchoire.

### III.2.5. Le fantôme :

Pour le fantôme, il y a deux fantômes : le premier est Homogène, le deuxième sera hétérogène. Dans ce dernier, se trouve trois parties superposées l'une sur l'autre. Dans une salle remplie d'air défini comme environnement de travail englobé dans un fantôme général vide.

Dans le tableau qui suit, on trouve toutes les dimensions et positions de chaque partie, plus les éléments de composition. Sachant que dans le fantôme homogène on trouvera que les parties avec eau mais dans le fantôme hétérogène, on a choisi de changer la composition de quelques parties puis inclure la tumeur en forme sphérique pour pouvoir voir la différence entre les deux phénomènes.

PARTIE	ELEMENT	dimension(cm)			position(cm)			rayon(cm)
		X	Y	Z	X	Y	Z	R
Word	Air	5	5	5	0	0	0	/
fantôme global	Vacuum	20,5	13	20,5	0	0	0	/
Boite supérieure	PMMA	20,5	5	20,5	0	5,5	0	/
Boite du milieu	Lung	20,5	6	20,5	0	0	0	/
Boite inferieure	PMMA	20,5	2	20,5	0	-4	0	/
Sphère de la tumeur	PMMA	/	/	/	/	/	/	2

Tableau 3:positions et élément utilisé en simulation

### III.2.6. La grille de calcul :

Au début, on va lancer notre simulation sur ordinateur pour pouvoir atteindre notre but avec un nombre de particules de 1000 mais les donner sur output qu'on va avoir. Ils ne sont pas suffisants, ni satisfaisants. On doit, alors, augmenter le nombre de 1000 à 500 millions de particules statistiquement sur la grille. Cela est possible pour les calculs de doses et même pour cela, il faut faire des changements sur le code car la version GATE v6.1 sur ordinateur et sur la grille diffèrent. On doit bien faire attention aux différences demandées.

Sur le site <http://gatelab.creatis.insa-lyon.fr/> on va avoir un compte personnel ou on trouvera les différentes versions de GATE. On télécharge notre code après avoir préparé un fichier de trois dossiers data mac et output. On lance le document mac où se trouve notre code de simulation comme les photos le présentent voir figure 21



## CHAPITRE III : MODELISATION DE L'ACCELERATEUR LINAC PAR GATE

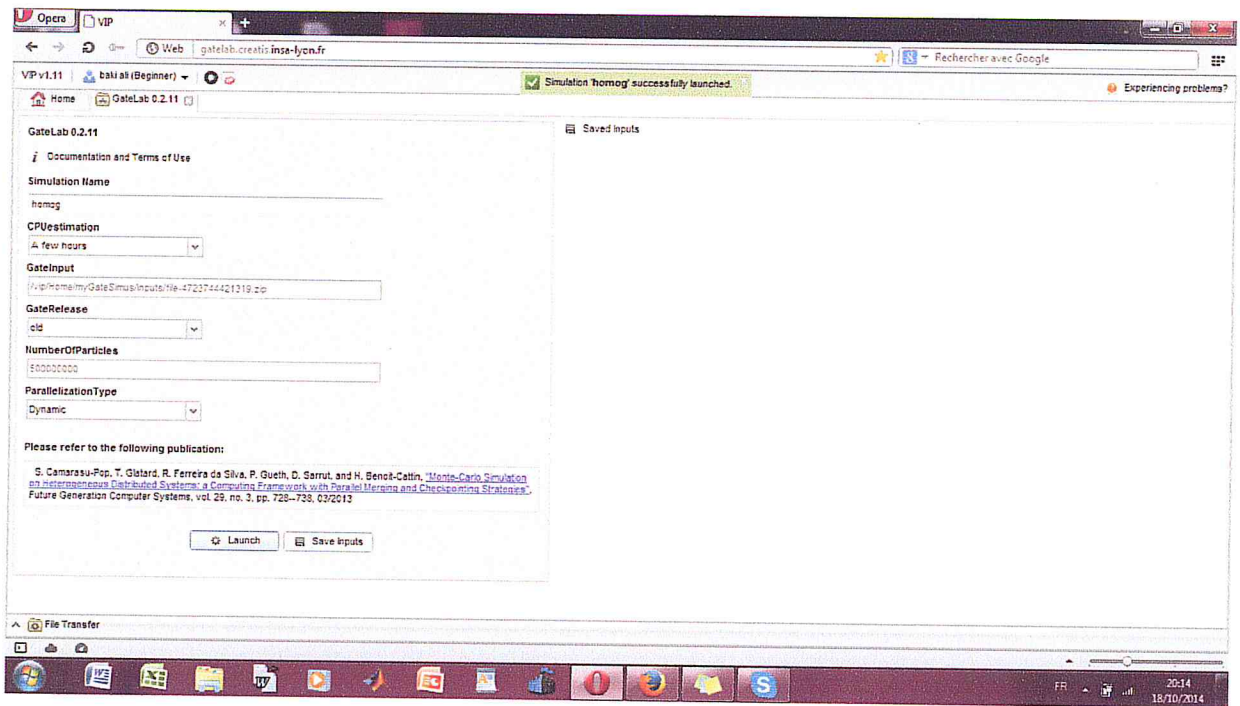


Figure 21 : interface de la grille de calcul gatelab creatis.

La grille de calcul de Lyon nous donne aussi des indications sur des erreurs sur le code ou même de ce qui doit être supprimé pour cause que sur la grille le noyau de GATE a déjà des données qu'on doit pas décrire sur notre code comme on peut le voir sur la figure 22

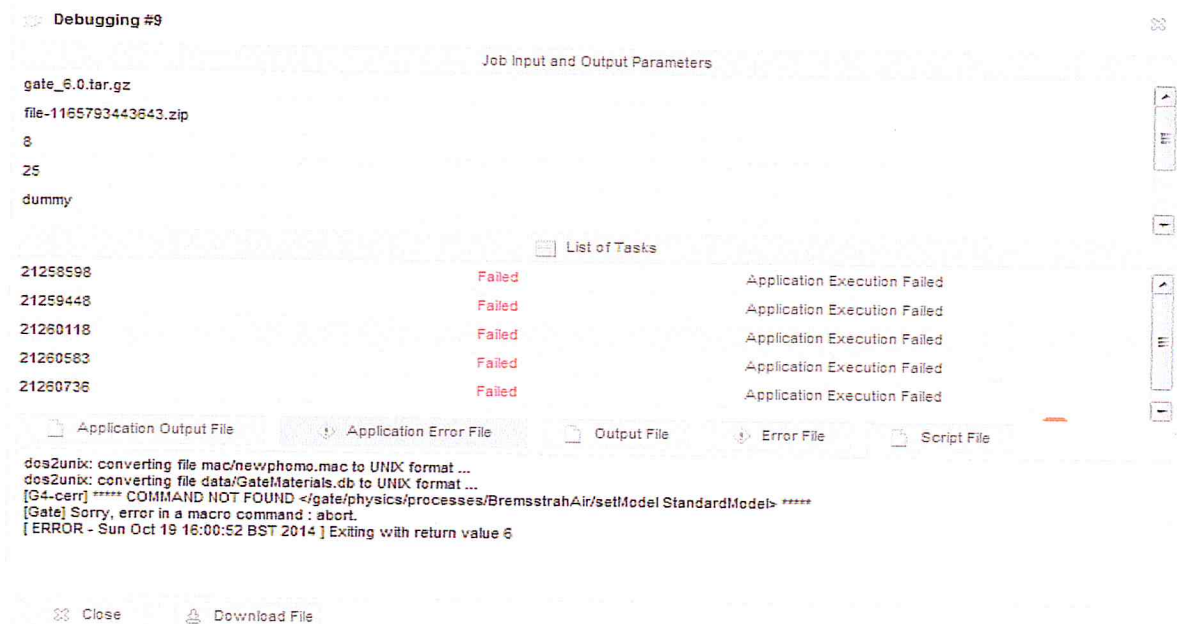


Figure 22 : interface d'erreur rencontrée sur la grille.



### III.2.7. La physique sur GATE :

Cette partie du code prend en considération la physique implantée pour la radiothérapie le transport des électrons, des photons ainsi que les différents phénomènes physiques comme : Photoélectrique, effet Compton, ionisation.

Il faut aussi signaler que la partie essentielle se présente dans la prise en compte des interactions qui se font dans le fantôme et les mâchoires. Cela va nous permettre d'avoir des résultats qu'on va utiliser prochainement pour la distribution de dose

*Par exemple:* Word pour chaque 0.1 mm on aura une donnée de dose sur output.

Par contre, pour les mâchoires et le fantôme, cela sera pour chaque 0.001 mm par rapport à leur importance dans notre cas.

### III.2.8. Le detector:

Il représente la partie la plus importante dans l'obtention des résultats finals. Il y a deux formes qu'on a utilisées pour avoir la distribution de dose en profondeur et pour le profil .Ils se positionnent parallèlement. L'axe des Y avec la trajectoire de la source prend ces données du bas vers le haut de la boîte fantôme globale. Sa référence sera le point (0,0,0) et sur la partie inférieure de dimension (X ,Y ,Z) # (5,130,5) en mm sur le cas de la distribution de dose en profondeur et d'autre part dans le second cas (X ,Y ,Z) # (300,5,5) en mm par rapport à la largeur de notre fantôme sur l'axe des X. On attachera ce détecteur au fantôme vide pour avoir des résultats sous formes TXT dans un fichier Outputs comme définie sur cette ligne (Voir figure 23).

```
/gate/actor/MydoseDistribution/save    output/PDD6MV.txt
```

### III.2.9. Le voxel :

Le voxel est une forme de calcul à trois dimensions comme le pixel avec une dimension en plus.

Dans notre cas, on va prendre des distributions de (5, 2,5) mm

On doit aussi définir les données de la dose qui vont être enregistrées dans le fichier output sous le nom d'output/config-18MeV.txt sous forme de note. On va avoir aussi la possibilité de télécharger, après, les statistiques comme le nombre de particules interagies.

### CHAPITRE III : MODELISATION DE L'ACCELERATEUR LINAC PAR GATE

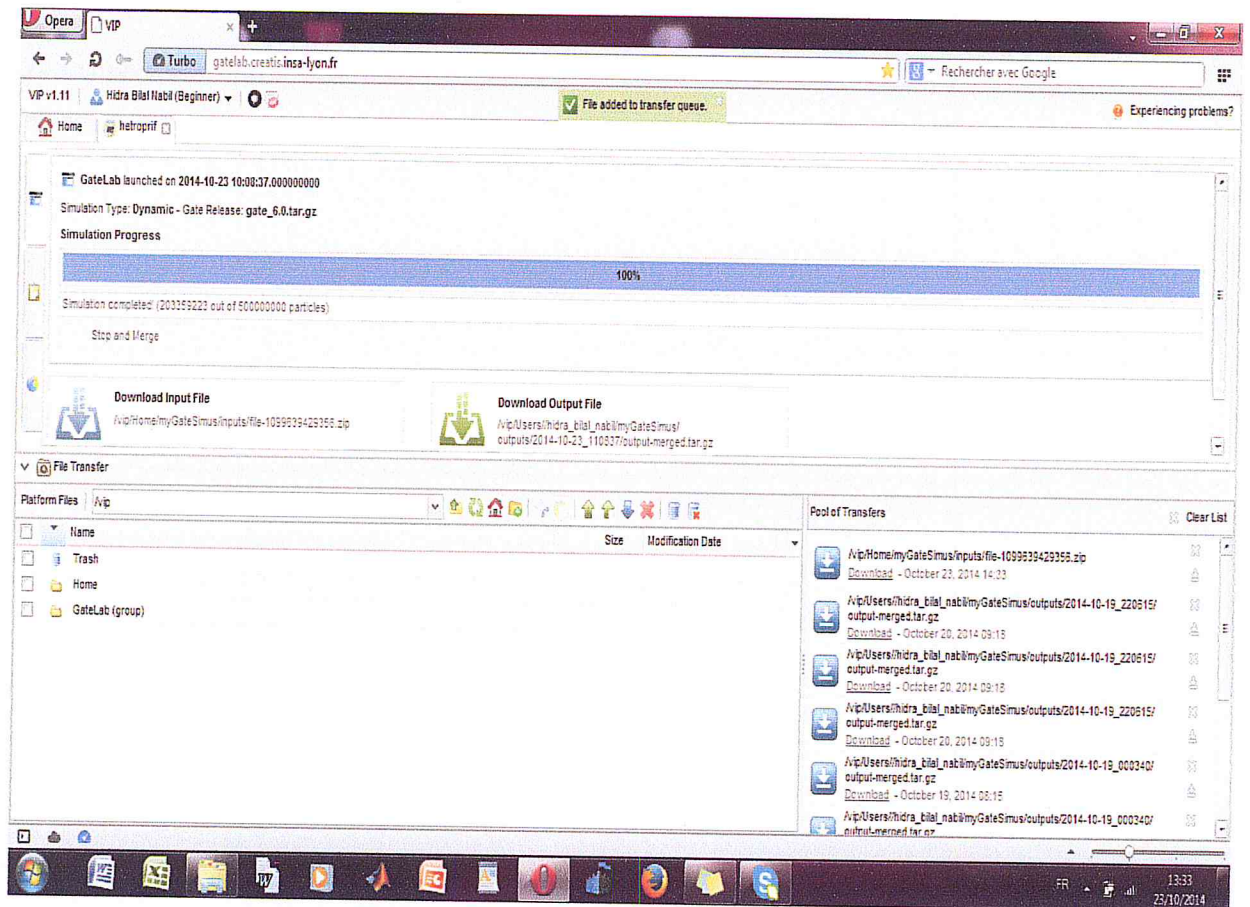


Figure 23 : interface représentatif de la réussite du calcul.



### III.3. Calcul au moyen de l'algorithme AAA:

#### III.3.1. Création du fichier patient TPS :

Dans cette partie, sur le TPS, on va attribuer un nom pour un fichier appelé fichier patient où on va créer une interface de travail.

À notre droite une fenêtre avec des vues de chaque face selon les trois axes (X, Y, Z) du fantôme et une image à trois dimensions 3D.

Sur la gauche deux interfaces : l'une pour le patient et les séries d'images avec le nombre de plans, l'autre pour les spécifications du fantôme. En bas, on aura également un tableau contenant les différents champs utilisés antérieurs ou autres, son énergie et sa taille.

Le champ antérieur qu'on utilisera dans notre étude et les champs 10x10 cm<sup>2</sup> et 3x3 cm<sup>2</sup>.

The screenshot displays the TPS software interface for a radiotherapy plan. The main window shows a 3D view of a patient phantom and three 2D cross-sectional views (axial, sagittal, and coronal). The left panel shows a tree view of the treatment plan, including the patient, series, and fields. The bottom panel contains a table with the following data:

Champs	Prescription de dose	Alignement des champs	Objectifs du plan	Objectifs d'optimisation	Statistiques de doses	Modèles de calcul	Somme de plans														
ID champ	Technique	Machîne/Energie	MLC	Pondération du champ	Échelle	Country Rtn (deg)	Coll Rtn (deg)	Couch Rtn (deg)	Filtre en coin	Field X (cm)	X1 (cm)	X2 (cm)	Field Y (cm)	Y1 (cm)	Y2 (cm)	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	DSP (cm)	LM	R64 D (Oy)
ANT	STATIC-I	CLINAC2100C - 6X		1.00	Varian CEI	0.0	0.0	0.0	Aucun	10.0	+5.0	+5.0	10.0	+5.0	+5.0	-0.0	-15.0	0.0	100.0	193	1.965

Figure 24 : image correspondante à l'algorithme AAA sur TPS



### III.4. Hounsfield (unité) :

G. Hounsfield, est un ingénieur anglais (1972), il a obtenu le prix Nobel.

L'unité définissant, en tomographie, l'absorption du faisceau de rayons X par les divers tissus qu'il traverse. Les données sont traitées et reconstruites par un ordinateur en une image, selon un calcul matriciel.

Elles correspondent à des densités qui dans l'ensemble de l'organisme s'étendent sur 2000 valeurs. Par définition le 0 correspond à l'eau pure, - 1000 à l'air pur, + 1000 au métal et à l'os compact. La majorité des structures tissulaires ont une densité comprise entre + 20 et +80 unités. La densité du sang se situe entre 50 et 80, celle du calcium est supérieure à 90, celle de la graisse va de - 50 à - 100. La densité du tissu cérébral est de +20 dans la substance blanche et +40 dans la substance grise. Un liquide visqueux riche en protéines peut atteindre une densité de 40 unités.

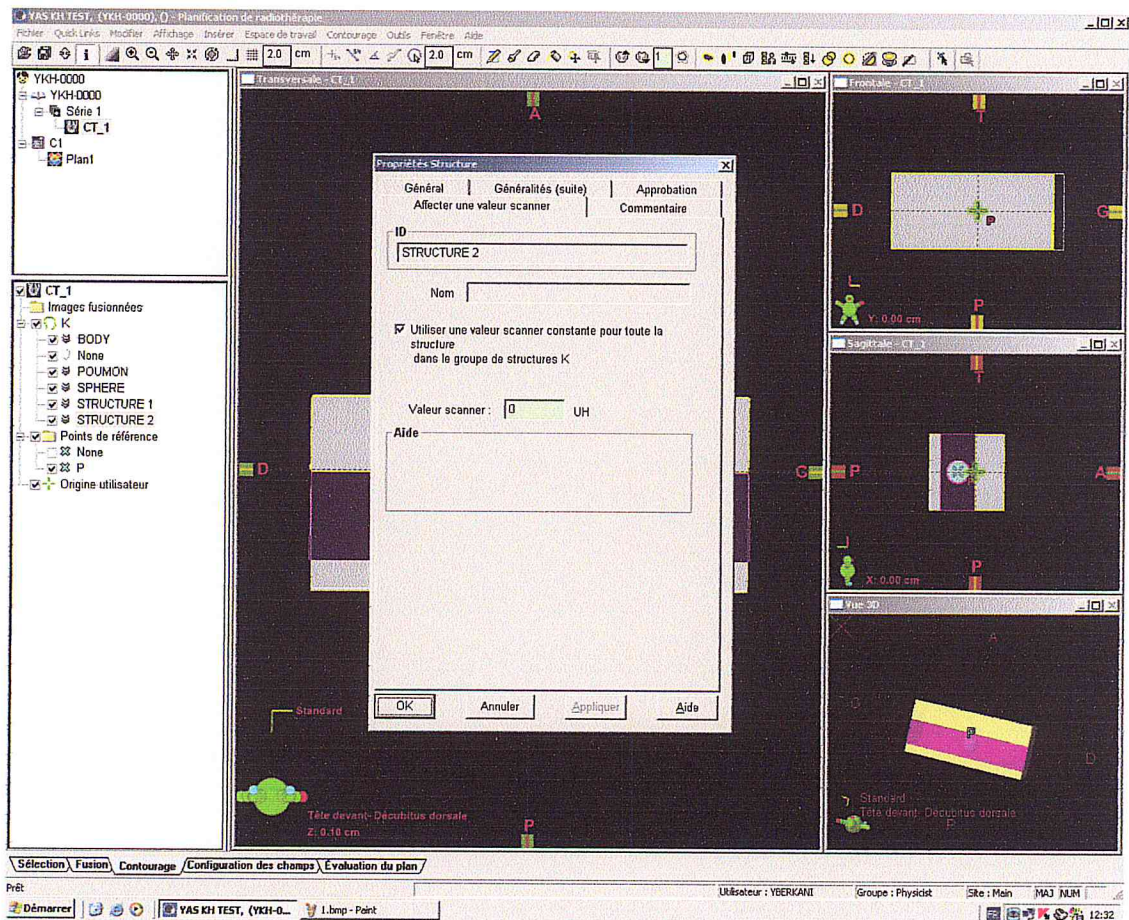


Figure 25: introduction de l'unité Hounsfield sur l'algorithme AAA



### III.5. Le point de normalisation :

Le choix sera pris pour le 100% de la dose déposée par le champ antérieur. Dans cette étude se trouvera la sphère prise en PMMA représentant la tumeur, le point P (0, 0, 0). Voir la figure 26

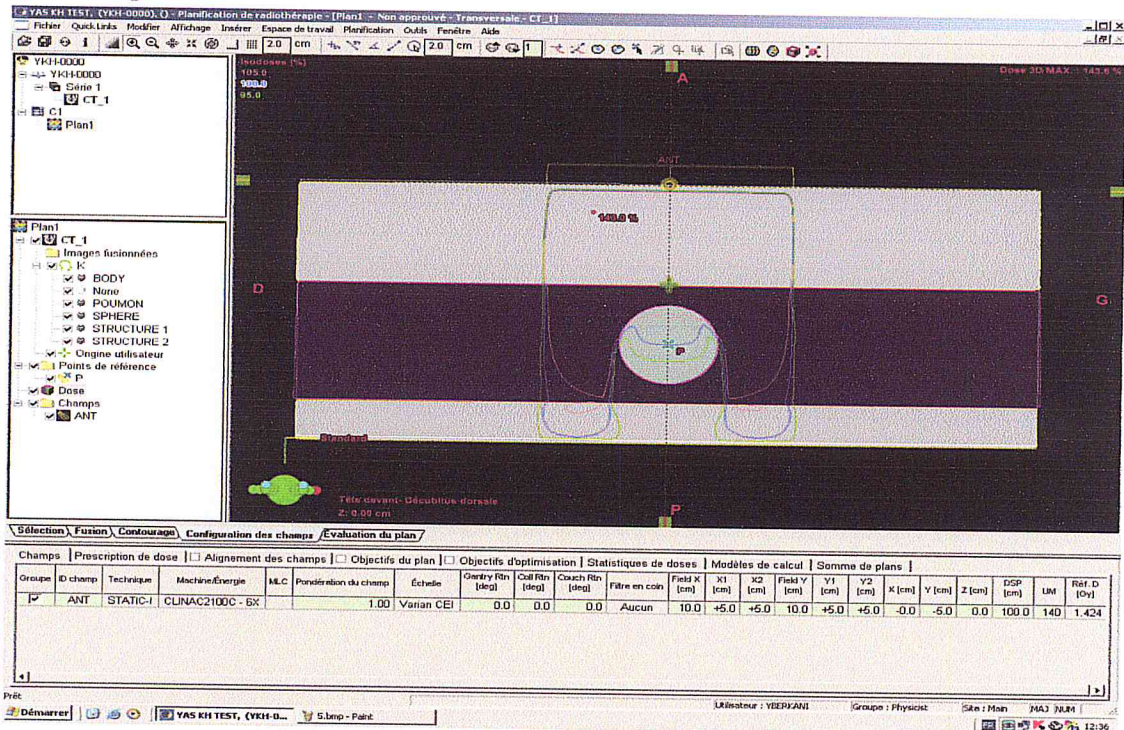


Figure 26 : distribution de dose dans un fantôme hétérogène normalisé au point « P ».

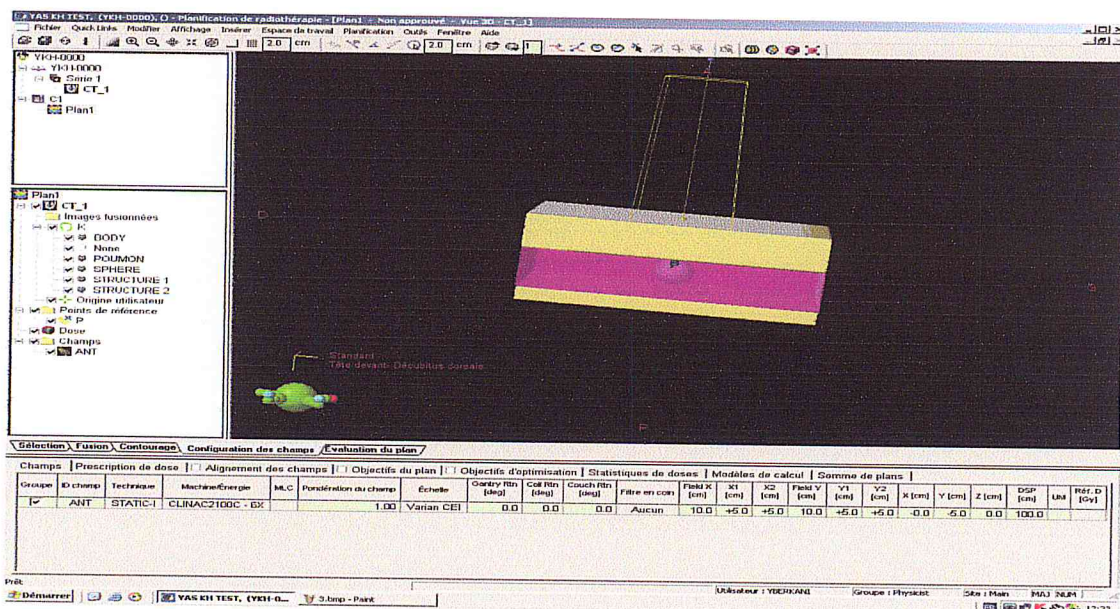


Figure 27 : la simulation du fantôme hétérogène à 3D dans AAA

La même simulation faite sur le code GATE a été aussi présentée sur l'algorithme AAA d'un fantôme hétérogène pour pouvoir faire la comparaison des résultats (figure 27).

**CHAPITRE IV:**  
**RESULTATS ET DISCUSSIONS**



## CHAPITRE IV:RESULTATS ET DISCUSSIONS

### Introduction :

L'objectif de notre travail est de calculer par le code GATE le dépôt de dose au niveau des interfaces de milieux homogènes et hétérogènes et de comparer les résultats obtenus avec ceux prédits par l'algorithme AAA décrits dans le deuxième chapitre. L'algorithme basé sur les méthodes MC étant considéré comme un outil de référence pour tester la validité des algorithmes implantés dans les TPS commerciaux en termes de prise en compte de l'hétérogénéité.

Dans ce chapitre, nous présenterons les résultats de nos simulations réalisées d'abord dans un fantôme homogène (eau) ensuite dans un fantôme hétérogène (cuve à PMMA dans, laquelle nous avons incéré une cavité de Lung de densité très différente de celle de l'eau).

La comparaison des calculs sur GATE des distributions de dose PDD et profils d'un faisceau d'énergie dans l'eau avec les calculs ayant pour but de valider la simulation de celui-ci. Les résultats obtenus dans les milieux hétérogènes seront comparés au calcul prédit par l'algorithme AAA.

### IV.1.Simulation de Faisceau de taille différente :

Pour le calcul de la dose déposée dans l'eau, milieu de référence pour les applications de physique médicale. Cette validation passe par le calcul de distributions de doses élémentaires dans l'eau pour des photons.

La configuration est constituée de trois plaques : PMMA (2 cm), poumon (6 cm) et PMMA (5 cm), irradiées par un faisceau de photons ponctuel et colmaté à la surface du fantôme (10x10 cm<sup>2</sup>) (3x3 cm<sup>2</sup>) de 6 MV dont le spectre en énergie correspond à celui d'un accélérateur de type Clinac Varian 2100C.

La dose est récupérée dans des voxels de 2x2x2 mm<sup>3</sup>. Un nombre total de (6x10<sup>8</sup>) particules primaires a été simulé, conduisant à une incertitude statistique inférieure à 0,6% dans toutes les doses.

## IV.2.Fantôme homogène :

Sur l’algorithme AAA nous avons simulé le fantôme à eau dont l’image (figure 28) suivante peut visualiser sa forme et remarquant la dimension du champ attribuée, ainsi la distribution de dose aussi qu’on observe.

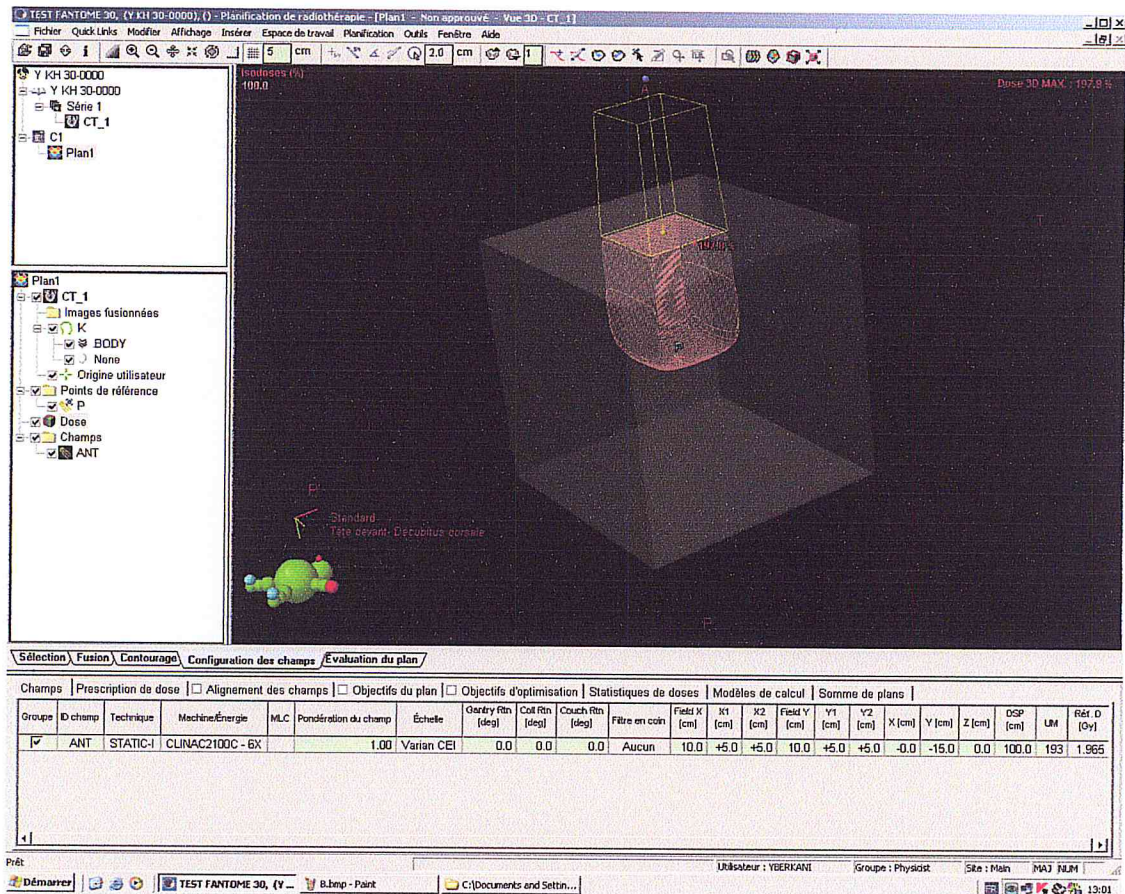


Figure 28: distribution de dose dans un fantôme homogène sur AAA

À partir des calculs des positions des mâchoires, on a eu différentes tailles de champs ( $3 \times 3 \text{cm}^2$ ) ( $10 \times 10 \text{cm}^2$ ).

On va présenter les courbes calculées par AAA et par GATE. La distribution de doses obtenues pour un faisceau de photons de 6MV avec des tailles de champs et des fantômes homogènes et hétérogènes.



#### IV.2.1. Fantôme homogène (PDD) :

La modélisation du dépôt de dose en profondeur dans un fantôme homogène nous a permis de tracer pour différentes tailles de champs, les courbes suivantes pour la distribution de dose PDD et le profil.

Le profil de dose pour le faisceau des photons 6 MV a été calculé à la profondeur (0 cm) de la dose maximale pour la taille du champ de référence de  $\{10 \times 10 \text{ cm}^2 \text{ et } 3 \times 3 \text{ cm}^2\}$  par l'algorithme AAA et puis la simulation avec GATE.

Les courbes sont représentées sur la figure ci-dessous pour les tailles ( $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ) ( $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ) pour un fantôme homogène.

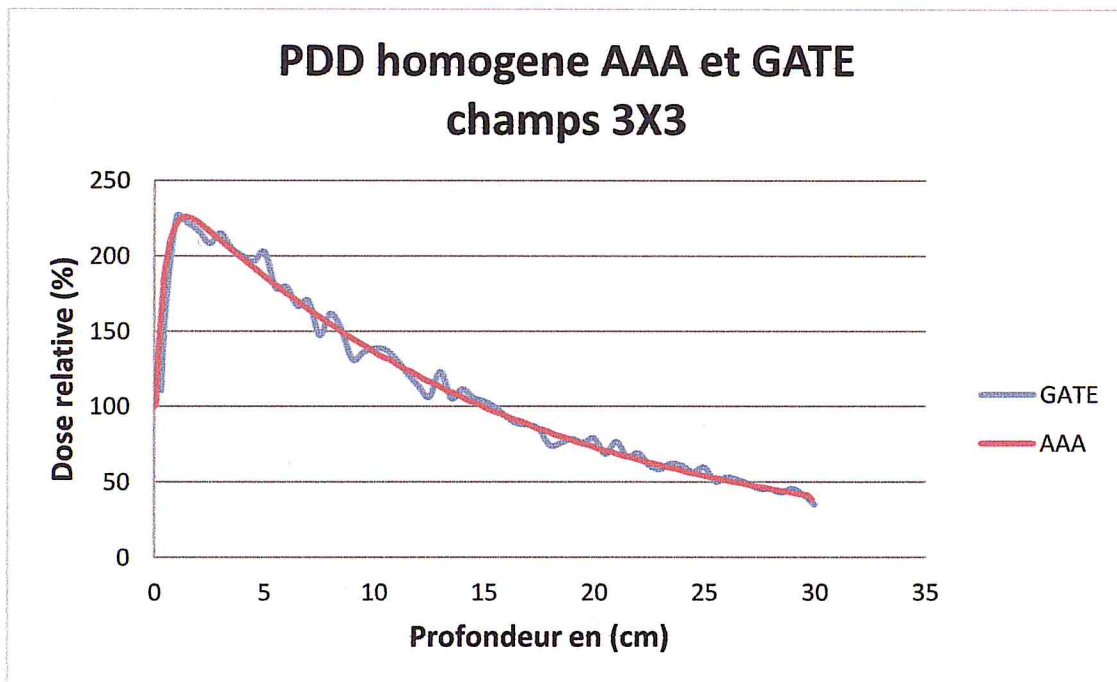


Figure 29: Rendement en profondeur de dépôt de dose dans un fantôme d'eau pour un faisceau de photons de 6 MV pour le champ  $3 \times 3 \text{ cm}^2$

D'après les figures {29 et 30} les rendements de doses en profondeur calculés par GATE sont en accord avec les mesures dans la région d'équilibre électronique calculé avec AAA.

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



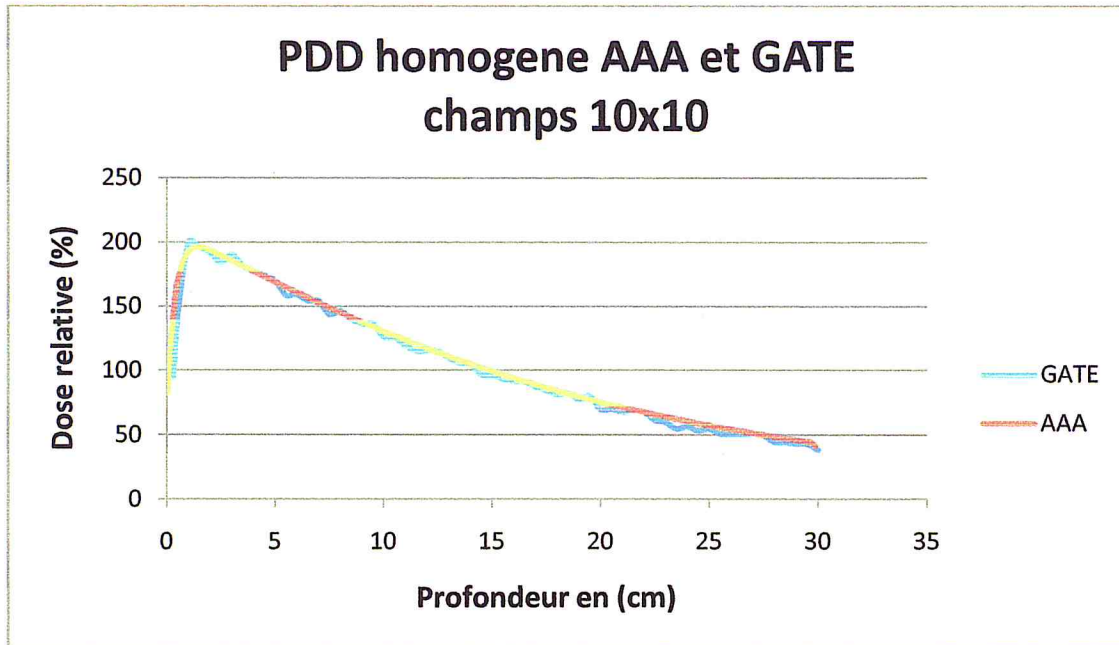


Figure 30 : Rendement en profondeur de dépôt de dose dans un fantôme d'eau pour un faisceau de photons de 6 MV avec la taille de champs : 10 X 10 cm<sup>2</sup>

#### IV.2.1.1. Discussions :

Par comparaison, on remarque un décalage. La dose à l'entrée calculée est plus grande que la dose simulée. Leur différence est de 11.44% pour le champ 10x10cm<sup>2</sup>, elle est 9.58% pour le champ 3x3cm<sup>2</sup>.

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

Après le « build-up », la partie descendante de la courbe ; il apparaît un décalage entre les courbes obtenues par simulation Monte Carlo sur GATE et celles par les mesures. Pour le champ 10x10 cm<sup>2</sup>, il est de 0 à 3,6% au maximum, alors que pour le champ 3x3 cm<sup>2</sup>, le décalage varie de 0 à 3.47% au maximum.

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

$$\text{Déviation (\%)} = [(\text{Calculé}_{\text{AAA}} - \text{Calculé}_{\text{GATE}}) / \text{Calculé}_{\text{AAA}}] \times 100$$

Les résultats graphique des figure {29 et 30} son normaliser a la dose de 200 % pour cause de calcule sur l'algorithmme AAA ou en à prie la même dose de référence pour GATE pour voir les différences

Taille de champ Cm <sup>2</sup>	Dose d'entrée calculée AAA D <sub>en</sub> (%)	Dose d'entrée calculée GATE D <sub>en</sub> (%)	Déviaton (%)
10x10	85,53	95,32	11.44
3x3	100,85	110,52	9.58

Tableau 4 : Comparaison des rendements de doses en profondeur à l'entrée du fantôme calculé pour différentes tailles de champ

**IV.2.2.Fantôme homogène (Profils) :**

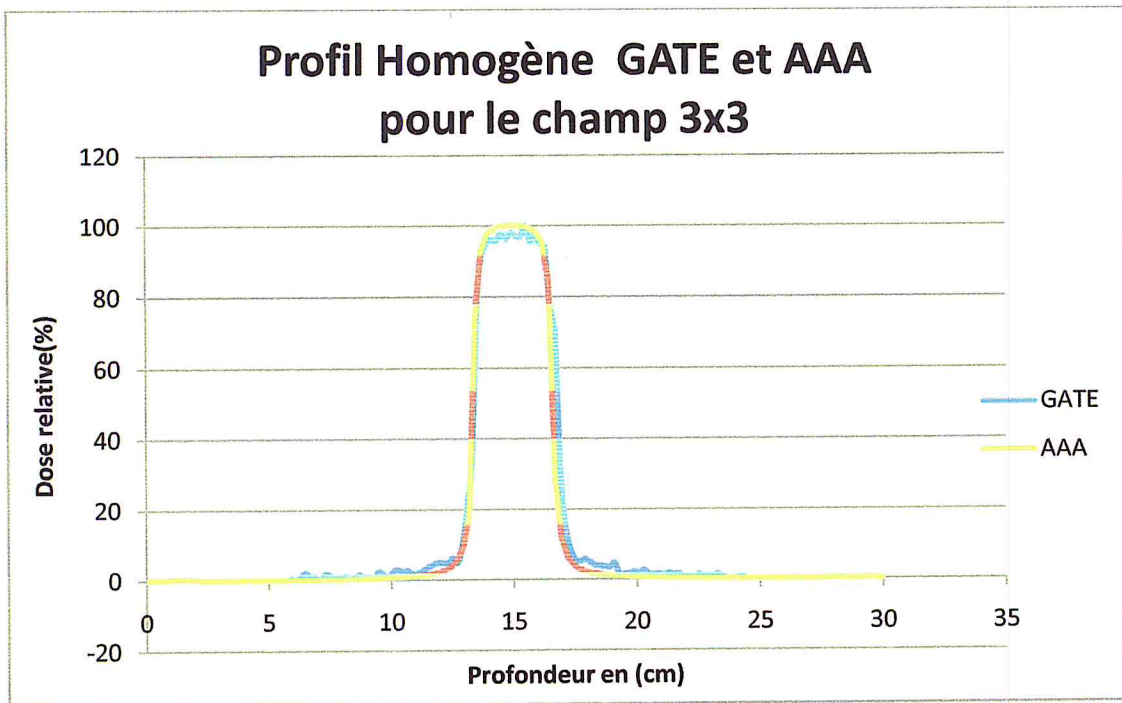


Figure 31: Profil de dose à 0 cm de profondeur pour un champ 3x3 cm<sup>2</sup> pour un faisceau de 6MV en photons

**IV.2.2.1. Discussions :**

La comparaison de nos résultats avec les données calculé montre un écart ne dépassant pas 0.5% notamment dans la région du plateau et au-delà de la pénombre voir les figures{31et 32}.

Dans la région du fort gradient de dose, nous avons comparé les valeurs de la pénombre physique déduite respectivement des calculs et des calculs pour les deux champs (voir tableau 5).

La pénombre physique est définie comme étant la distance latérale entre le point à 80% et le point 20% de dose maximale sur l'axe du faisceau.

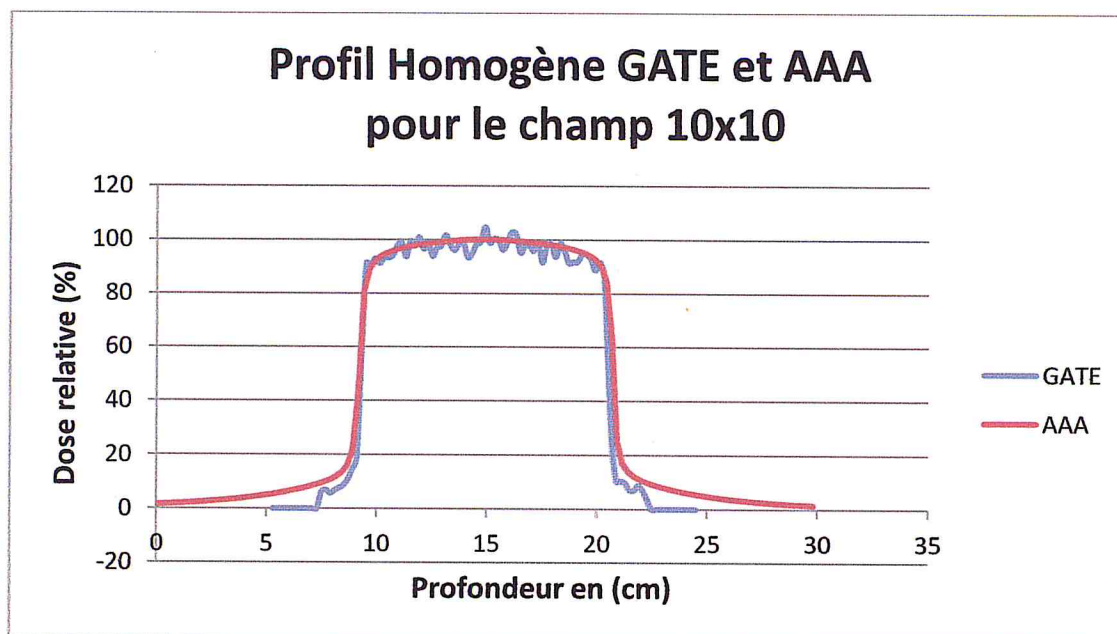


Figure 32 : Profil de dose à 0 cm de profondeur pour un champ 10 X 10 cm<sup>2</sup> ayant un faisceau de 6MV en photons

D'après les valeurs reportées dans le tableau 5, la pénombre physique est reproduite par GATE avec un écart qui ne dépasse pas (1mm) par rapport aux calculs. Cet écart étant inférieur à la valeur limite (2mm) fixée dans le rapport de l'AAPM TG 53. <sup>[24]</sup>

Taille de champ Cm <sup>2</sup>	Pénombre déduite des calculs AAA (cm)	Pénombre déduite des calculs GATE (cm)
10x10	0,55	0,5
3x3	0,35	0,4

Tableau 5 : Comparaison des pénombres physiques à la profondeur  $Z_{D_{max}}$



### IV.3.Fantôme hétérogène :

#### IV.3.1.Fantôme hétérogène (PDD) :

Nous avons calculé les rendements de doses en profondeur le long de l'axe du faisceau en considérant le fantôme hétérogène (voir figure 32) décrit dans le précédent chapitre et placé à une SSD= 100 cm. Nous nous sommes intéressés particulièrement aux calculs de doses aux interfaces PMMA/Lung pour les tailles de champs  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  et  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

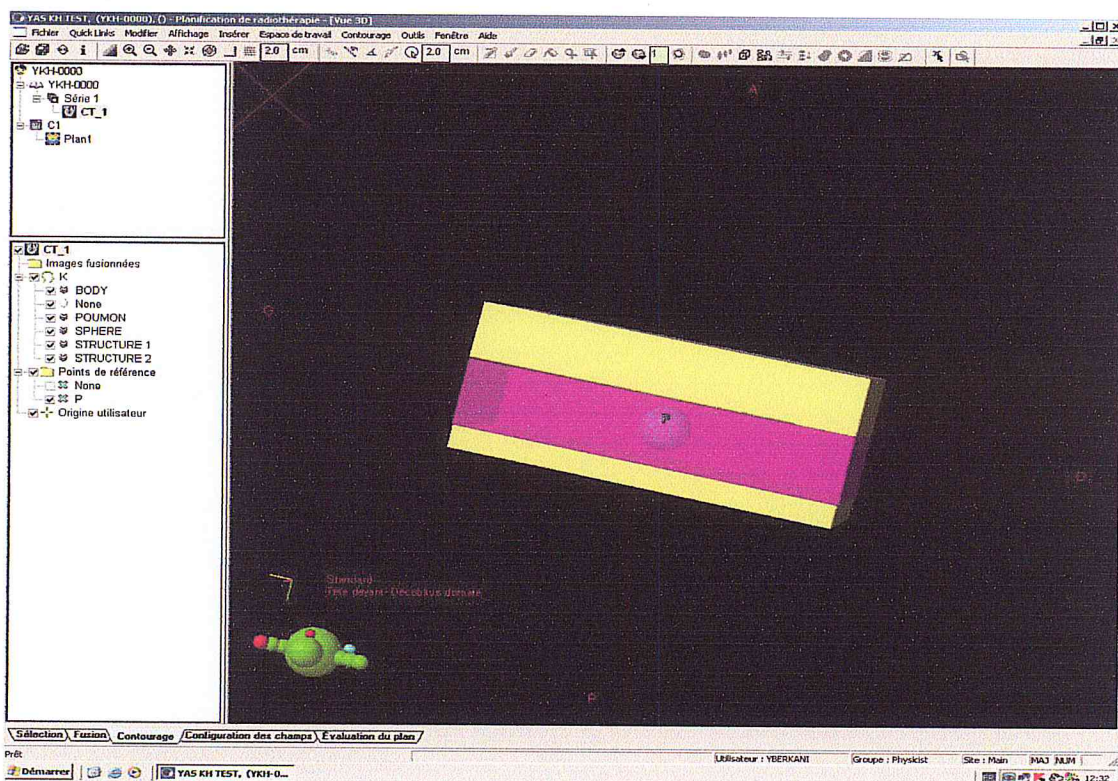


Figure 33: le fantôme hétérogène utilisé dans la simulation sur l'algorithme AAA

Les figures {34 et 35} représentent les rendements de doses calculés à l'aide du code GATE pour les tailles de champs  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  et  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ . La comparaison de ces valeurs aux mesures dans le milieu hétérogène avec l'algorithme AAA pour les mêmes tailles des champs montrent une modification de la distribution de doses dans la région de Lung où sa densité est proche de la densité de l'air.

En effet, nous avons noté que la dose relative diminue juste après la première interface PMMA/Lung jusqu'à la deuxième interface Lung/PMMA représentée en 3D par une sphère en élément de PMMA représentant dans notre cas, la tumeur.

La dose augmente juste après cette dernière avant de reprendre sa décroissance mais tout en restant inférieure à celle calculé par l'algorithme AAA.

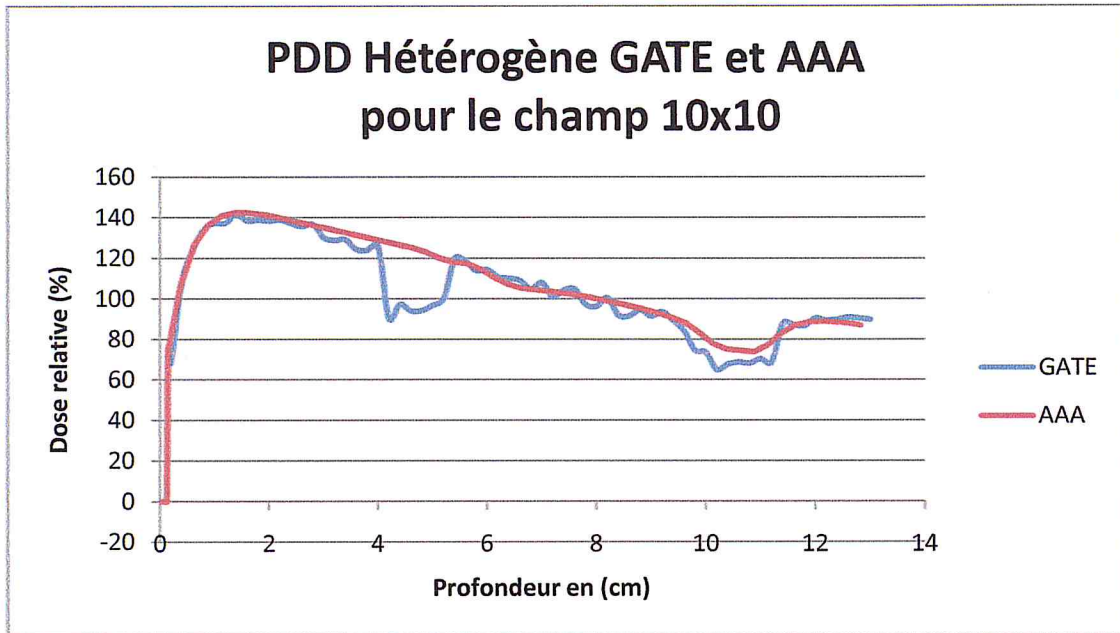


Figure 34 : Rendement en profondeur de dépôt de dose dans un fantôme hétérogène pour un faisceau de photons de 6 MV ayant la taille de champ 10x10 cm<sup>2</sup>

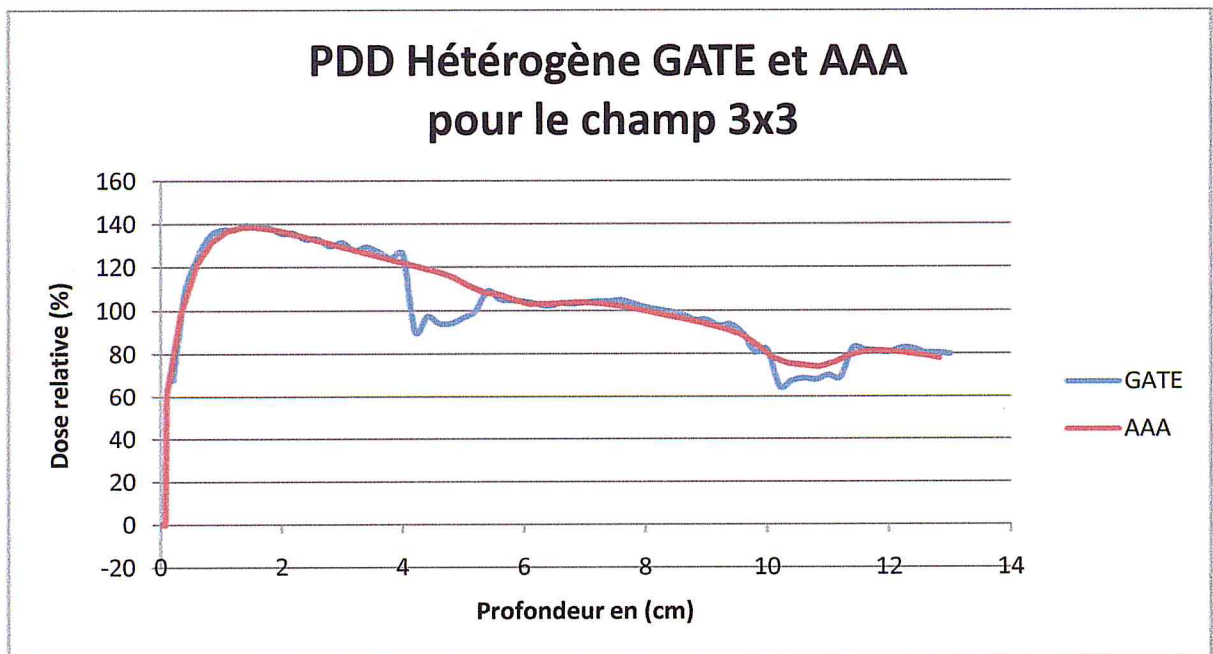


Figure 35 : Rendement en profondeur de dépôt de dose dans un fantôme hétérogène pour un faisceau de photons de 6 MV ayant la taille de champ 3x3 cm<sup>2</sup>

#### IV.3.2.1. Discussions :

Par comparaison, on remarque un décalage. La dose à l'entrée calculée est plus grande que la dose simulée et la différence est de 1% pour le champ 10x10cm<sup>2</sup>, par contre, elle est 1% pour le champ 3x3cm<sup>2</sup>.



Par déduction c'est résultat son faut par la seul cause d'une mal manipulation des calcule sur AAA. Pour raison que la détection se fait par une ligne où les deux point limite sont poser par le manipulateur qui non pas été situé sur la surface du fantôme mais plus haut avec quelque millimètre ou le dépôt de dose et presque nul.

Les résultats graphique des figure {34 et 35} son normaliser a la dose de 140 % pour cause de calcule sur l'algorithme AAA ou en à prie la même dose de référence pour GATE pour voir les différences

Taille de champ Cm <sup>2</sup>	Dose d'entrée calculée AAA D <sub>en</sub> (%)	Dose d'entrée calculée GATE D <sub>en</sub> (%)	Déviaton
10x10	0	68,08	1
3x3	0	62,75	1

Tableau 6 : Comparaison des rendements de doses en profondeur à l'entrée du fantôme calculé pour différentes tailles de champ

### IV.3.2.Fantôme hétérogène (Profils) :

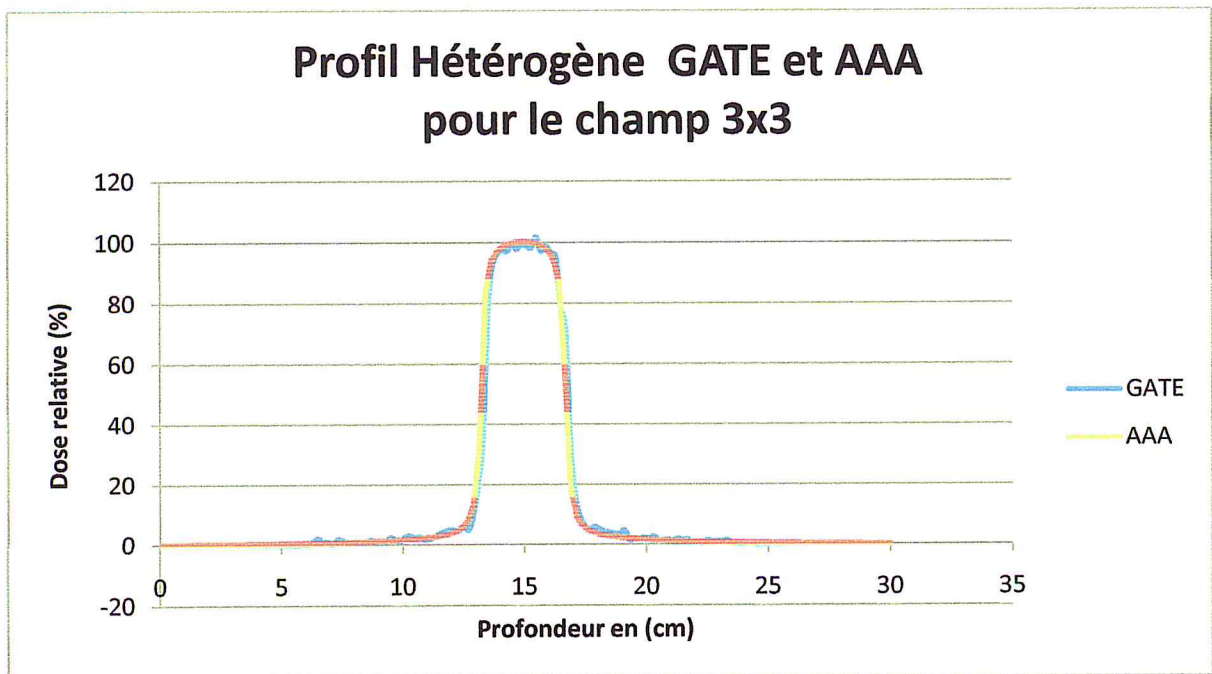


Figure 36 : Profil de dose à 0 cm de profondeur pour un champ 3x3 cm<sup>2</sup> pour un faisceau de 6MV en photons

On remarque que les valeurs obtenues par simulation avec GATE fluctuent autour du plateau. Ceci est dû à la faiblesse de notre statistique. Cela se justifie dans nos calculs



par les valeurs des erreurs obtenues de 0.89 à 3.45%. Un choix approprié du nombre des particules du faisceau de photon (historique), cela doit dépasser  $(300 \times 10^6)$  permettant un ajustement correct de la courbe simulée avec la calculé (voir figure 36).

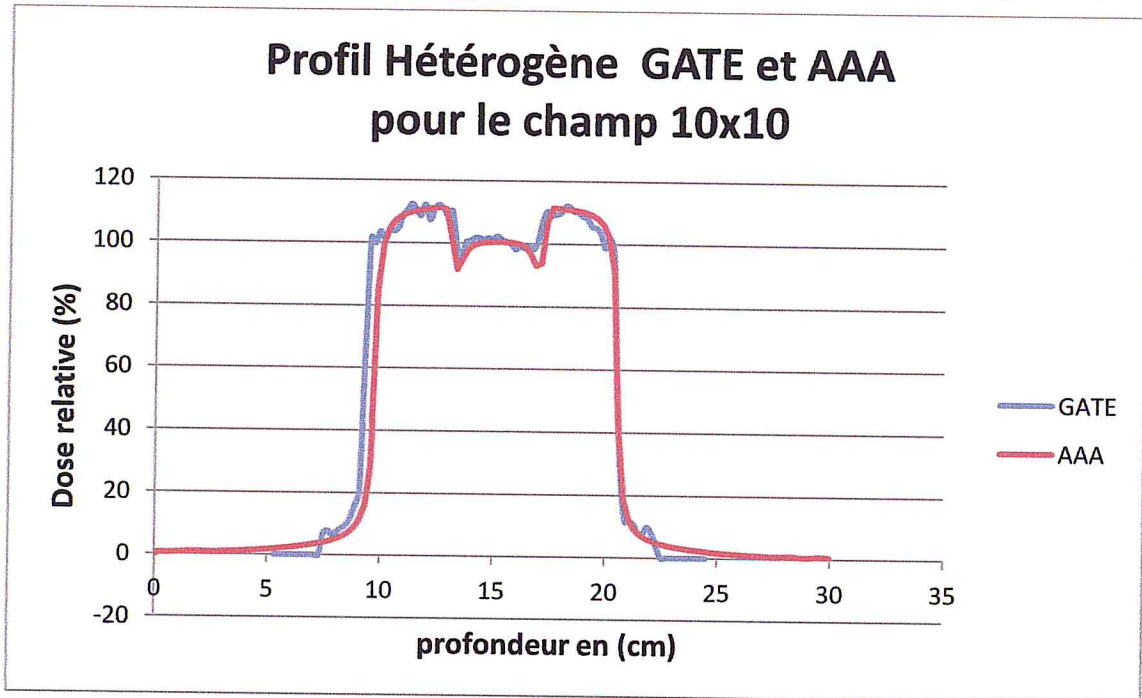


Figure 37 : Profil de dose à 0 cm de profondeur pour un champ 10 X 10 cm<sup>2</sup> pour un faisceau de 6MV en photons dans un fantôme hétérogène.

#### IV.3.2.1. Discussions :

Dans cette partie, la figure 37 présente les valeurs physique de la pénombre produites par GATE avec la mesure ne dépassant pas (0,3mm) pour le champ 10x10 cm<sup>2</sup> par rapport au petit champ où la différence est de (1 mm) qui reste de toute façon inférieures à (2 mm) comme fixée par le rapport de l'AAPM TG 53.

Taille de champ Cm <sup>2</sup>	Pénombre déduite des calculs AAA (cm)	Pénombre déduite des calculs GATE (cm)
10x10	0,38	0,35
3x3	0,4	0,5

Tableau 7: Comparaison des pénombres physiques à la profondeur  $z_{Dmax}$

# **Conclusion générale**

## Conclusion générale :

L'objectif essentiel de ce mémoire consiste à mettre en relief « La comparaison des résultats obtenus entre AAA et GATE ».

En radiothérapie, il existe des outils informatiques qui permettent de piloter, avec précision, des dispositifs médicaux de plus en plus complexes. Parmi ces outils, le code GATE nous a permis dans cette recherche d'utiliser les données de l'accélérateur linéaire médical VARIAN 2100C pour la gamme d'énergie 6 MV du service de radiothérapie du CAC Blida.

Cela fut, aussi, la possibilité d'approfondir notre maîtrise des rouages du code GATE, son utilisation comme source de particules dans les simulations de dépôt de dose en radiothérapie.

Cependant, les courbes de rendement en profondeur et de profil de doses obtenues par la simulation d'un fantôme homogène pour la gamme 6MV nous montre, qu'elle a été bien modélisée, bien que des efforts restent à fournir pour diminuer les erreurs statistiques afin de rendre son utilisation clinique possible.

Les courbes de rendement en profondeur ainsi que leur profil concernent un fantôme hétérogène avec les champs ( $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ) et ( $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ), montrent qu'il y a une différence entre la dose d'entrée calculée et obtenue de 2,85% qui n'est pas satisfaisante ne devant pas dépasser les 2% avec les perturbations remarquées sur les graphes calculés par GATE.

Les courbes calculées par AAA sont non satisfaisantes. On en peut apercevoir que pour le petit champ ( $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ) sur le passage d'une phase à l'autre où la densité est remarquablement différente GATE prend en considération cette différence mieux que l'algorithme AAA. Par déduction, AAA est fiable par contre, GATE est précis.

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

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



Notre travail sera la base pour d'autres simulations dans la gamme 18MV, et la simulation en mode électrons. Par la suite, nous simulerons un fantôme voxélisé représentant le patient afin de calculer la dose reçue par la tumeur et les organes à risques.

## Référence bibliographique :

- [1] Dépôt de dose dans les faisceaux de photons: simulations Monte Carlo GATE et EGSnrc. Comparaison avec des mesures expérimentales et la méthode Clarkson du logiciel IsoGray ; réalisé par Adel SAOUDI du 08/02/2010 au 31/07/2010 Laboratoire de Physique Corpusculaire 24 avenue des Landais BP 8002663177 Aubières cedex France.
- [2] Méthodes de Monte-Carlo ; Michel ROGER ; Service de Physique de l'Etat Condensé CEA Saclay ; 13 octobre 2008 :
- [3] Validation de la plate-forme de simulation GATE en Tomographie d'Émission Monophotonique et application au développement d'un algorithme de reconstruction 3D complète ; Par Delphine LAZARO « Diplômée d'Etudes Approfondies » ; THÈSE présentée pour obtenir le grade de DOCTEUR D'UNIVERSITÉ ; UNIVERSITÉ BLAISE PASCAL (U.F.R. de Recherche Scientifique et Technique) ECOLE DOCTORALE DES SCIENCES FONDAMENTALES (Spécialité : Physique Corpusculaire)
- [4] Méthodologie d'évaluation des impacts cliniques et dosimétriques d'un changement de procédure en radiothérapie : Aspect – Radio physique et médical ; Présentée par M. Abdulhamid Chaikh ; thèse pour obtenir le grade de DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE GRENOBLE ; soutenue publiquement le 13/03/12
- [5] Rayonnements ionisants ; Commission Universitaire de Sécurité et Santé au Travail Romande.
- [6] Bielajew A.F. (1990) An analytical theory of the point source non uniformity Correction factor for thick-walled ionisation chambers in photon beams. Phys.Med.Biol. Vol.35.517-538.
- [7] Holmes M.A. Mackie T.R. Sohn W. Reckwerdt P.J. Kinsella T.J. (1993) The application of correlated sampling to the computation of electron beam dose distributions in heterogeneous phantoms using the Monte Carlo method . Phys. Med. Bio1. Vol .38 . 675-688.
- [8] Wang L. Chui C.S. Lovelock M. (1998) A patient specific Monte Carlo dose calculation method for photon beams. Medical Physics. Vol .25. 867-878.
- [9] Tsang G. Moisan C. and Rogers J.G. (1995) A simulation to model position encoding multicrystal PET detectors. IEEE Trans. Nucl. Sci. 42 : 2236-43.

- [10] Rogers J.G. and Gumplinger P. (1999) A pixelated 3D Anger camera with light loss compensation. IEEE Trans. Nucl. Sci. 46 : 973-8.
- [11] Porras E. Escat B. Benlloch J.M. Kadi-Hanifi D. López S. Pavón N. Ruiz J.A. Sánchez F. and Sebastià A. (2002) Portable mini gamma camera for medical applications. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A 486 : 186-90.
- [12] Berthot J. Breton V. Brette P. Crespin S. Giokaris N. Lazaro D. Maublant J. and Méritet L. (2000) Monte-Carlo simulation of gamma cameras using GEANT. Proc. Conf. Rec. IEEE Nuclear Science Symp. and Medical Imaging Conf. 2000 Lyon, France. 20 : 110-13.
- [13] Michel C. Bol A. Spinks T. Townsend D.W. Bailey D. Grootenok S. and Jones T. (1991) Assessment of response function in two PET scanners with and without interplane septa. IEEE Trans. Med. Imaging. 10 : 240-248.
- [14] Jan S. and Morel C. (2004) GATE : a simulation toolkit for PET and SPECT. Phys. Med. Biol. 49 : 4543-4561.
- [15] THÈSE DE DOCTORAT Mesure De La Dose Physique Par Films Radiochromiques Et Simulation Monte Carlo Pour L'hadron thérapie par M. Nabil Zahra 2010
- [16] Journal de Radiologie Volume 89. Issue 10. October 2008.
- [17] THÈSE DE DOCTORAT Contrôle Dosimétrique Des Traitements De Radiothérapie Par Simulation Monte Carlo De L'image De Dose Portale Transmise Par Jean-Noël BADEL 2009.
- [18] Ulmer. W. Brenneisen. W. Application of an Analytical Pencil Beam Model to Stereotactic Radiation Therapy Planning. Journal of Radiosurgery 1998;1:169-176.
- [19] A Boyer. E Mok. A photon dose distribution model employing convolution calculations. Med. Phys. 1985; 12(2):169-77.
- [20] R Mohan. "C. Chui". L Lidofsky. Differential pencil beam dose computation model for photons. Med. Phys. 1986; 13: 64-73.
- [21] AAhnesjö. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. Med. Phys. 1989; 16: 577-593.



- [22] T R Mackie. J W Scrimger. J JBattista. A convolution method of calculating dose for 15-mv x rays. Med. Phys. 1985; 12(2):188–196.
- [23] W Ulmer. J. Pyyry. W Kaissl. A 3D photon superposition/convolution algorithm And its foundation on results of Monte Carlo calculations. Phys. Med. Biol. 2005; 50(8): 1767–1790.
- [24] Fraas B.et col “ Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning” AAPM TG 53.Med.Phy.25(10):1773-1892(1998).

**ANNEXE :****LE CODE MONTE CARLO SUR GATE HETEROGENE :****Distribution de dose en profondeur :**

```

#=====
#  VISUALIZATION
#=====
#/vis/open                               OGLSX
#/vis/viewer/set/viewpointThetaPhi      0 90
#/vis/viewer/zoom                        4
#/vis/drawVolume
#/tracking/storeTrajectory               1
#/vis/scene/add/trajectories
#/vis/scene/endOfEventActionaccumulate
#=====
#  VERBOSE
#=====
/gate/verbosePhysic      1
/gate/verboseCuts        1
/gate/verbose SD         0
/gate/verbose Actions   0
/gate/verboseActor       0
/gate/verboseStep        0
/gate/verboseError       0
/gate/verbose Warning   0
/gate/verbose Output     0
/gate/verboseBeam        0
/gate/verbose Volume     0
/gate/verbose Image      0
/gate/verboseGeometry    0
/gate/verboseCore        0
/run/verbose 0
/event/verbose 0
/tracking/verbose
#=====
#  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
#
#phantom
/gate/world/daughters/name          barebox
/gate/world/daughters/insert        box
/gate/barebox/geometry/setXLength    20.5 cm
/gate/barebox/geometry/setYLength    13 cm
/gate/barebox/geometry/setZLength    20.5 cm
/gate/barebox/placement/setTranslation 0 0 0 cm
/gate/barebox/setMaterial            PMMA

```

```

/gate/barebox/vis/setVisible 1
/gate/barebox/vis/setColor blue
# JAWS 10x10 cm2 aperture
# Y Jaws

/gate/world/daughters/name jaw_box_y
/gate/world/daughters/insert box
/gate/jaw_box_y/geometry/setXLength 20 cm
/gate/jaw_box_y/geometry/setYLength 7 cm
/gate/jaw_box_y/geometry/setZLength 50 cm
/gate/jaw_box_y/placement/setTranslation 0 69.5 12.3675 cm
/gate/jaw_box_y/placement/setRotationAxis 0 1 0
/gate/jaw_box_y/placement/setRotationAngle 90 deg
/gate/jaw_box_y/setMaterial Air

/gate/jaw_box_y/daughters/name jaw_y
/gate/jaw_box_y/daughters/insert wedge
/gate/jaw_y/setXLength 20 cm
/gate/jaw_y/setNarrowerXLength 19.6 cm
/gate/jaw_y/setYLength 7 cm
/gate/jaw_y/setZLength 20 cm
/gate/jaw_y/placement/setRotationAxis 1 0 0
/gate/jaw_y/placement/setRotationAngle 180 deg
/gate/jaw_y/setMaterial Tungsten
# X Jaws
/gate/world/daughters/name jaw_x
/gate/world/daughters/insert wedge
/gate/jaw_x/setNarrowerXLength 19.6 cm
/gate/jaw_x/setXLength 20 cm
/gate/jaw_x/setYLength 7 cm
/gate/jaw_x/setZLength 50 cm
/gate/jaw_x/placement/setRotationAxis 1 0 0
/gate/jaw_x/placement/setRotationAngle 180 deg
/gate/jaw_x/placement/setTranslation -12.86 59.5 0 cm
/gate/jaw_x/setMaterial Tungsten
# Jaws repetition
/gate/jaw_x/repeaters/insert ring
/gate/jaw_x/ring/setRepeatNumber 2
/gate/jaw_x/ring/setPoint1 0 1 0
/gate/jaw_x/ring/setPoint2 0 0 0
/gate/jaw_x/ring/enableAutoRotation
/gate/jaw_box_y/repeaters/insert ring
/gate/jaw_box_y/ring/setRepeatNumber 2
/gate/jaw_box_y/ring/setPoint1 0 1 0
/gate/jaw_box_y/ring/setPoint2 0 0 0
/gate/jaw_box_y/ring/enableAutoRotation
# Global Box inf
/gate/barebox/daughters/name          mainbox
/gate/barebox/daughters/insert        box
/gate/mainbox/geometry/setXLength      20.5 cm
/gate/mainbox/geometry/setYLength      2 cm
/gate/mainbox/geometry/setZLength      20.5 cm
/gate/mainbox/placement/setTranslation 0 -4 0 cm
/gate/mainbox/setMaterial PMMA
/gate/mainbox/vis/setVisible 1
/gate/mainbox/vis/setColor blue

# Global Box sup
/gate/barebox/daughters/name          tarte
/gate/barebox/daughters/insert        box
/gate/tarte/geometry/setXLength        20.5 cm

```



```

/gate/tarte/geometry/setYLength      5.0 cm
/gate/tarte/geometry/setZLength      20.5 cm
/gate/tarte/placement/setTranslation 0 5.5 0 cm
/gate/tarte/setMaterial PMMA
/gate/tarte/vis/setVisible 1
/gate/tarte/vis/setColor blue
# Third Lung slice
/gate/barebox/daughters/name      Lung_slice
/gate/barebox/daughters/insert    box
/gate/Lung_slice/geometry/setXLength 20.5 cm
/gate/Lung_slice/geometry/setYLength 6.0 cm
/gate/Lung_slice/geometry/setZLength 20.5 cm
/gate/Lung_slice/placement/setTranslation 0. 0. 0. cm
/gate/Lung_slice/setMaterial Air
/gate/Lung_slice/vis/setVisible 1
/gate/Lung_slice/vis/setColor red
# sphereart
/gate/mainbox/daughters/name      sphereart
/gate/mainbox/daughters/insert    sphere
/gate/sphereart/geometry/setRmin   0 mm
/gate/sphereart/geometry/setRmax   2 cm
/gate/sphereart/placement/setTranslation 0 0 0 cm
/gate/sphereart/placement/setRotationAngle 180 deg
/gate/sphereart/geometry/setPhiStart 0 deg
/gate/sphereart/geometry/setDeltaPhi 360 deg
/gate/sphereart/setMaterial        PMMA
/gate/geometry/setIonisationPotential Lung 75.2 eV
/gate/geometry/setIonisationPotential Air 85.7 eV
/gate/geometry/setIonisationPotential PMMA 74 eV

#=====
# PHYSICS
#=====
/gate/physics/addProcessPhotoElectric
/gate/physics/processes/PhotoElectric/setModelStandardModel
/gate/physics/addProcessCompton
/gate/physics/processes/Compton/setModelStandardModel
/gate/physics/addProcessGammaConversion
/gate/physics/processes/GammaConversion/setModelStandardModel
/gate/physics/addProcessElectronIonisation
/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setModelStandardModel e-
/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setModelStandardModel e+
/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setStepFunction e+ 0.2 0.1
mm
/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setStepFunction e- 0.2 0.1
mm
/gate/physics/addProcessBremsstrahlung
/gate/physics/processes/Bremsstrahlung/setModelStandardModel e-
/gate/physics/processes/Bremsstrahlung/setModelStandardModel e+
/gate/physics/addProcessPositronAnnihilation
/gate/physics/addProcessMultipleScattering
/gate/physics/processes/MultipleScattering/setGeometricalStepLimiterT
ype e- distanceToBoundary
/gate/physics/processes/MultipleScattering/setGeometricalStepLimiterT
ype e+ distanceToBoundary
/gate/physics/setEMin 0.1 keV
/gate/physics/setEMax 10 GeV
/gate/physics/setDEDX Binning 220
/gate/physics/setLambda Binning 220
#=====

```

```

# CUTS
#=====
/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion      world 0.1 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegion   world 0.1 mm
/gate/physics/Positron/SetCutInRegion   world 0.1 mm
/gate/physics/Gamma/SetCutInRegionjaw_box_y 0.001 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegionjaw_box_y 0.001 mm
/gate/physics/Positron/SetCutInRegionjaw_box_y 0.001 mm
/gate/physics/Gamma/SetCutInRegionbarebox 0.001 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegionbarebox 0.001 mm
/gate/physics/Positron/SetCutInRegionbarebox 0.001 mm
/gate/physics/Gamma/SetCutInRegionjaw_x 0.001 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegionjaw_x 0.001 mm
/gate/physics/Positron/SetCutInRegionjaw_x 0.001 mm
#=====
# DETECTORS
#=====
/gate/actor/addActorDoseActordoseDistribution
/gate/actor/doseDistribution/save          output/config-
18MeV.txt
/gate/actor/doseDistribution/attachTo     barebox
/gate/actor/doseDistribution/stepHitType   random
/gate/actor/doseDistribution/setPosition   0 80 0 cm
/gate/actor/doseDistribution/setSize       5 5 250 mm
/gate/actor/doseDistribution/setVoxelSize  2 2 2 mm
/gate/actor/doseDistribution/saveEveryNSeconds 60
/gate/actor/doseDistribution/enableEdep    true
/gate/actor/doseDistribution/enableUncertaintyEdep false
/gate/actor/doseDistribution/enableDose    true
/gate/actor/doseDistribution/enableUncertaintyDose true
/gate/actor/doseDistribution/enableNumberOfHits false
#=====
# INITIALISATION
#=====
/gate/run/initialize

# Type of particle & Energy spectrum 6 MV
#=====
/gate/source/addSourcemybeamgps
/gate/source/mybeam/setIntensity 10.
/gate/source/mybeam/gps/particle gamma
/gate/source/mybeam/gps/ene/type User
/gate/source/mybeam/gps/hist/type energy
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.13 0.032047941
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.38 0.139322874
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.63 0.128271317
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.88 0.104101320
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 1.13 0.087722697
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 1.38 0.074515256
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 1.63 0.061865442
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 1.88 0.051816519
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 2.13 0.044850118
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 2.38 0.038812754
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 2.63 0.033491917
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 2.88 0.029783373
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 3.13 0.025720295
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 3.38 0.022598543
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 3.63 0.019733182
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 3.88 0.017636211
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 4.13 0.015519179
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 4.38 0.014236603

```



```

/gate/source/mybeam/gps/hist/point 4.63 0.012188171
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 4.88 0.010440358
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 5.13 0.009278173
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 5.38 0.007876917
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 5.63 0.006674784
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 5.88 0.005250251
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 6.13 0.003518869
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 6.38 0.001849387
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 6.63 0.000746224
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 6.88 0.000131320
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 7.13 0.000000000
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 7.38 0.000000000
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 7.63 0.000000000
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 7.88 0.000000000
#=====
# Position and shape
#=====
/gate/source/mybeam/gps/position 0 105 0 cm
/gate/source/mybeam/gps/pos/type Point
/gate/source/mybeam/gps/ang/type iso
/gate/source/mybeam/gps/posrot1 1 0 0
/gate/source/mybeam/gps/posrot2 0 0 1
/gate/source/mybeam/gps/ang/mintheta 80deg
/gate/source/mybeam/gps/ang/maxtheta 100 deg
/gate/source/mybeam/gps/ang/minphi 80deg
/gate/source/mybeam/gps/ang/maxphi 100deg
#=====
# START BEAMS
#=====
/gate/random/setEngineNameMersenneTwister
/gate/random/setEngineSeed auto
#=====
# A C Q U I S I T I O N
#=====
/gate/application/noGlobalOutput
/gate/application/setTotalNumberOfPrimaries 600000000
/gate/application/start

```

### Pour le code homogène différence :

La suppression de la partie cylindrique en ajouton le symbole (#)

```

# CYLINDRICAL
#/gate/barebox/daughters/name cylindricalPET
#/gate/barebox/daughters/insert cylinder
#/gate/cylindricalPET/placement/setTranslation 0 0 0 cm
#/gate/cylindricalPET/placement/setRotationAxis 0 0 1
#/gate/cylindricalPET/placement/setRotationAngle 180 deg
#/gate/cylindricalPET/geometry/setRmax 3 cm
#/gate/cylindricalPET/geometry/setRmin 0 mm
#/gate/cylindricalPET/geometry/setHeight 2 cm
#/gate/cylindricalPET/setMaterial PMMA
#/gate/cylindricalPET/vis/forceWireframe
#/gate/cylindricalPET/vis/setColor white

```

La partie du phantom supérieure et inférieure et du milieu avec PMMA comme élément de constitution

### Pour le profil de dose :

Ce que j'ai fait dans cette partie se base sur la position du détecteur comme suit



```

# DETECTORS
/gate/actor/addActorDoseActorDoseDistribution
/gate/actor/doseDistribution/save          output/config-18MeV.txt
/gate/actor/doseDistribution/attachTo     barebox
/gate/actor/doseDistribution/stepHitType  random
/gate/actor/doseDistribution/setPosition  0 30 0 cm
/gate/actor/doseDistribution/setSize      5 5 250 mm
/gate/actor/doseDistribution/setVoxelSize 5 5 2 mm

```

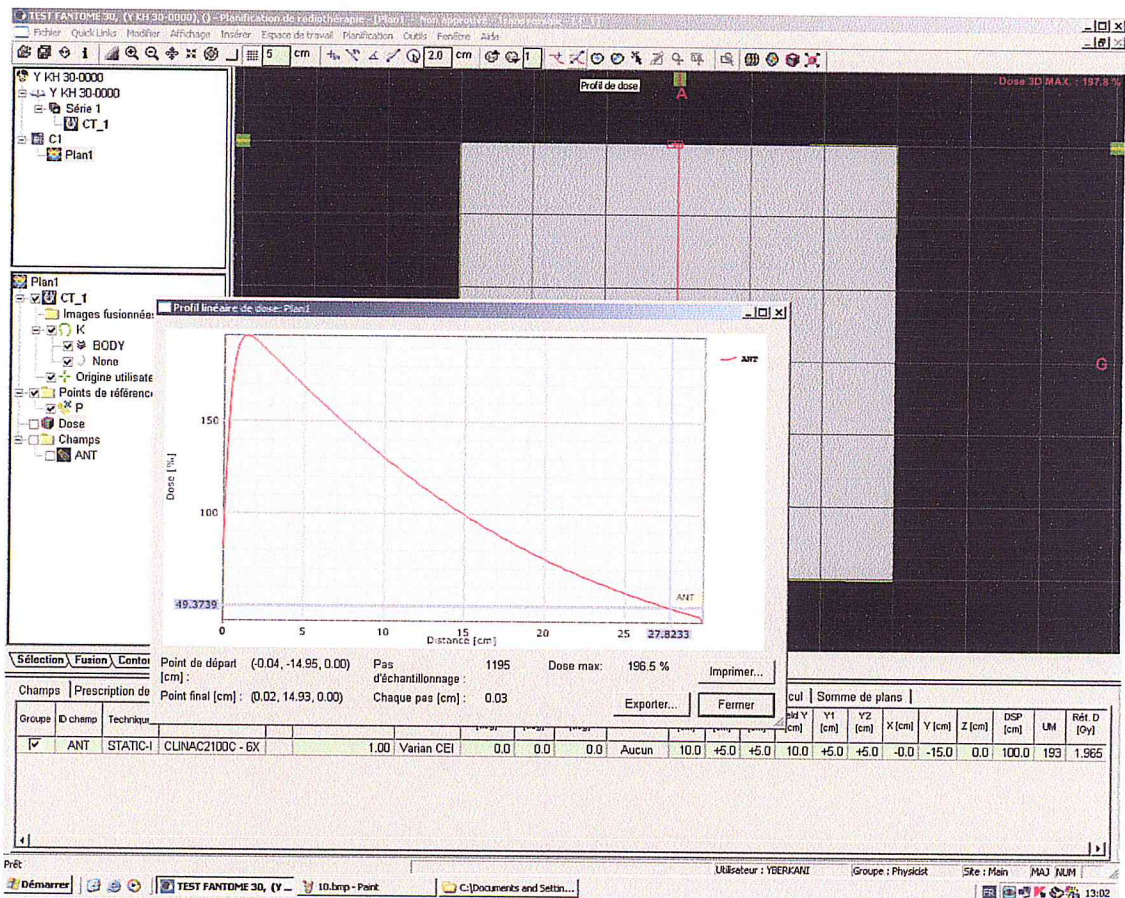


Figure 38: courbe de PDD d'un champ 10x10 cm<sup>2</sup> calculé par AAA pour un fantôme homogène



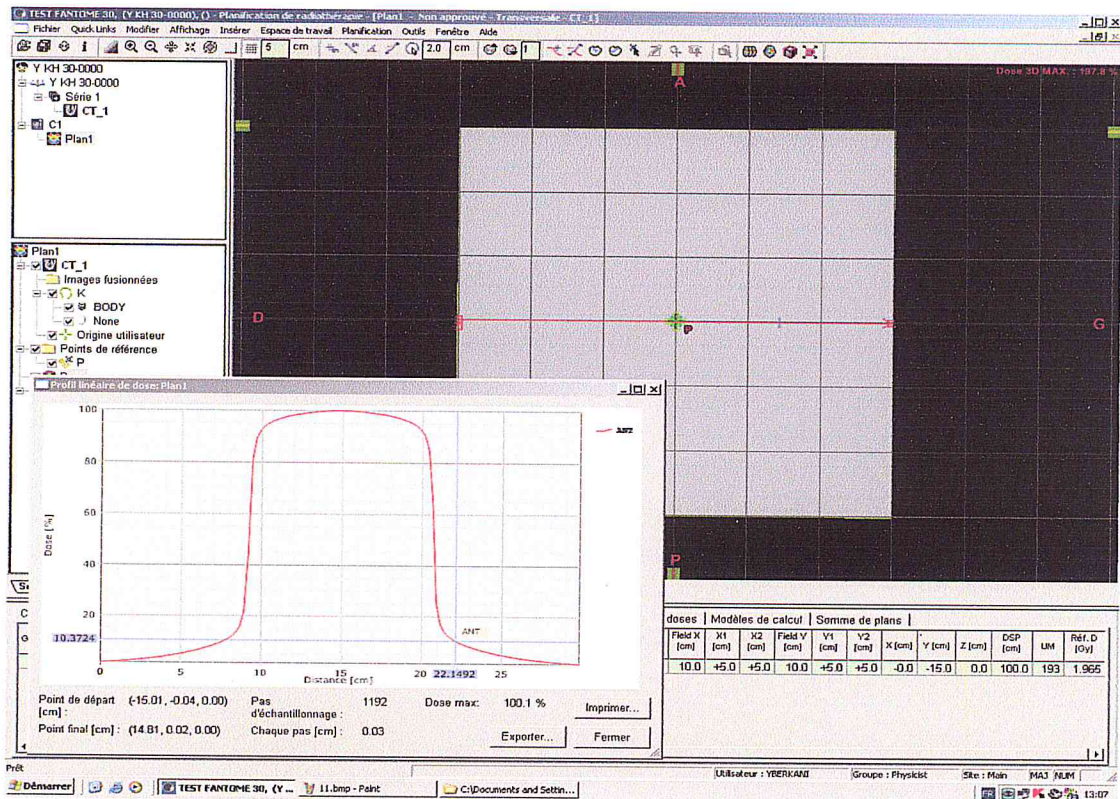


Figure 39 : courbe de profil de dose calculé par AAA pour le champ 10x10 cm<sup>2</sup>

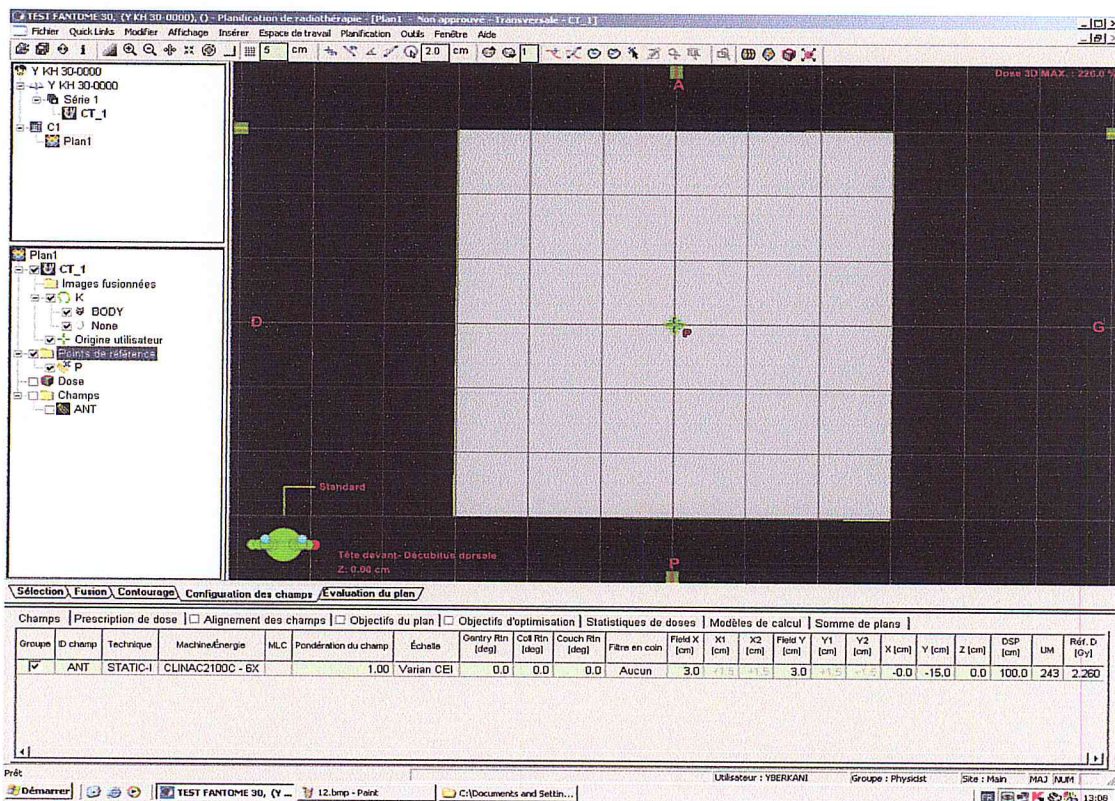


Figure 40 : point de normalisation choisie au centre du fantôme sur AAA



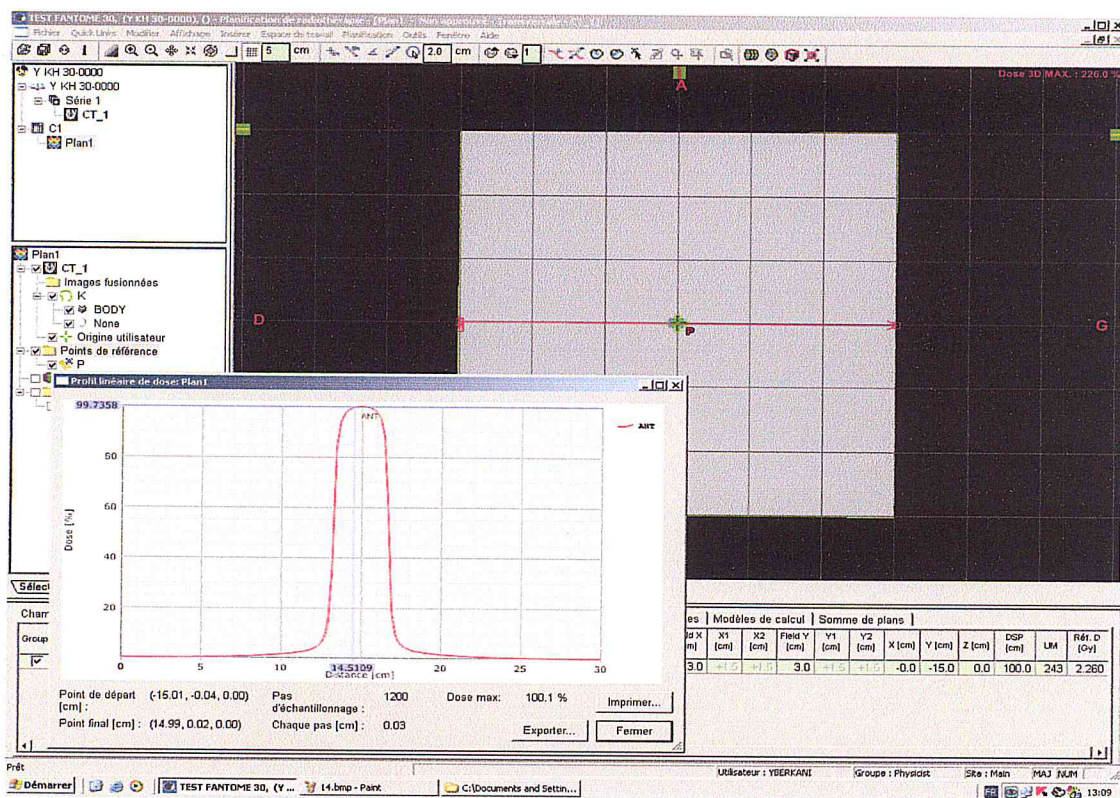


Figure 41 : courbe de profil pour un champ 3x3cm<sup>2</sup> calculé par AAA



## Liste des figures :

FIGURE 1 : METHODE DE REJECTION DE VON NEUMANN	9
FIGURE 2 : ORGANIGRAMME DE SIMULATION MONTE CARLO (GATE).	11
FIGURE 3 : INTERACTION D'ELECTRON AVEC L'ELECTRON DU MILIEU.	14
FIGURE 4 : DIFFUSION ELASTIQUE.	14
FIGURE 5 : LA DIFFUSION INELASTIQUE SUR LES NOYAUX « BREMSSTRAHLUNG».	15
FIGURE 6 : EFFET PHOTO-ELECTRIQUE.	15
FIGURE 7 : EFFET COMPTON.	16
FIGURE 8:EFFET COMPTON AVEC SA RELATION EN LONGUEUR D'ONDE.	17
FIGURE 9 : CREATION DE PAIRE.	18
FIGURE 10 : REPARTITION DES 3 INTERACTIONS ELEMENTAIRES PHOTON-MATIERE EN FONCTION DE L'ENERGIE INCIDENTE $E_0$ ET DU NUMERO ATOMIQUE $Z$ .	19
FIGURE 11:LES COMPOSANTES DE LA DOSE DANS L'EAU.	20
FIGURE 12 : DIAGRAMME VISUALISANT LA DIFFERENCE ENTRE LE KERMA ET LA DOSE ABSORBEE.	21
FIGURE 13 : CALCUL DU RENDEMENT DE DOSE EN PROFONDEUR DANS L'EAU.	22
FIGURE 14 : RENDEMENT DE DOSE EN PROFONDEUR DANS L'EAU POUR UN FAISCEAU DE PHOTONS D'ENERGIE NOMINALE 6 MV ET DE TAILLE DE CHAMP 10 X 10CM <sup>2</sup> .	23
FIGURE 15 : PROFIL DE DOSE D'UN CHAMP DE PHOTONS DE 6 MV ET DE DIMENSIONS 10 X 10 CM <sup>2</sup> CALCULE DANS L'EAU SELON L'AXE MEDIAN CROSS PLANE A UNE PROFONDEUR DE 10 CM ET A UNE DISTANCE SOURCE SURFACE DE L'EAU DE 90 CM.	24
FIGURE 16 : SCHEMA D'UN ACCELERATEUR LINEAIRE ELECTRONS-PHOTONS (VARIAN 2100C).	28
FIGURE 17 : PRINCIPE GENERAL DE FONCTIONNEMENT DES ACCELERATEURS LINEAIRES.	29
FIGURE 18 : SPECTRE ENERGETIQUE DE 6 MV DE DES R-X DE L'ACCELERATEUR DE BLIDA CAC .	30
FIGURE 19 : SIMULATION D'UN FANTOME HETEROGENE SUR GATE.	31
FIGURE 20 : METHODE DE CALCUL DE POSITION DE MACHOIRE.	33
FIGURE 21 : INTERFACE DE LA GRILLE DE CALCULGATELAB CREATIS.	35
FIGURE 22 : INTERFACE D'ERREUR RENCONTREE SUR LA GRILLE.	35
FIGURE 23 : INTERFACE REPRESENTATIF DE LA REUSSITE DU CALCUL.	37
FIGURE 24 : IMAGE CORRESPONDANTE A L'ALGORITHME AAA SUR TPS	38
FIGURE 25:INTRODUCTION DE L'UNITE HOUNSFIELD SUR L'ALGORITHME AAA	39
FIGURE 26 : DISTRIBUTION DE DOSE DANS UN FANTOME HETEROGENE NORMALISE AU POINT« P ».	40
FIGURE 27 : LA SIMULATION DU FANTOMEHETEROGENEA 3D DANS AAA	40
FIGURE 28: DISTRIBUTION DE DOSE DANS UN FANTOMEHOMOGENE SUR AAA	42
FIGURE 29: RENDEMENT EN PROFONDEUR DE DEPOT DE DOSE DANS UN FANTOME D'EAU POUR UN FAISCEAU DE PHOTONS DE 6 MV POUR LE CHAMP 3X3 CM <sup>2</sup>	43
FIGURE 30 : RENDEMENT EN PROFONDEUR DE DEPOT DE DOSE DANS UN FANTOME D'EAU POUR UN FAISCEAU DE PHOTONS DE 6 MV AVEC LA TAILLE DE CHAMPS : 10 X 10 CM <sup>2</sup>	44
FIGURE 31: PROFIL DE DOSE A 0 CM DE PROFONDEUR POUR UN CHAMP 3X3 CM <sup>2</sup> POUR UN FAISCEAU DE 6MV EN PHOTONS	45
FIGURE 32 : PROFIL DE DOSE A 0 CM DE PROFONDEUR POUR UN CHAMP 10 X 10 CM <sup>2</sup> AYANT UN FAISCEAU DE 6MV EN PHOTONS	46
FIGURE 33: LE FANTOME HETEROGENE UTILISE DANS LA SIMULATION SUR L'ALGORITHME AAA	47
FIGURE 34 : RENDEMENT EN PROFONDEUR DE DEPOT DE DOSE DANS UN FANTOME HETEROGENE POUR UN FAISCEAU DE PHOTONS DE 6 MV AYANT LA TAILLE DE CHAMP 10X10 CM <sup>2</sup>	48

FIGURE 35 : RENDEMENT EN PROFONDEUR DE DEPOT DE DOSE DANS UN FANTOME HETEROGENE POUR UN FAISCEAU DE PHOTONS DE 6 MV AYANT LA TAILLE DE CHAMP 3X3 CM <sup>2</sup>	48
FIGURE 36 : PROFIL DE DOSE A 0 CM DE PROFONDEUR POUR UN CHAMP 3X3 CM <sup>2</sup> POUR UN FAISCEAU DE 6MV EN PHOTONS	49
FIGURE 37 : PROFIL DE DOSE A 0 CM DE PROFONDEUR POUR UN CHAMP 10 X 10 CM <sup>2</sup> POUR UN FAISCEAU DE 6MV EN PHOTONS DANS UN FANTOME HETEROGENE.	50
FIGURE 38: COURBE DE PDD D'UN CHAMP 10X10 CM <sup>2</sup> CALCULE PAR AAA POUR UN FANTOMEHOMOGENE	61
FIGURE 39 : COURBE DE PROFIL DE DOSE CALCULE PAR AAA POUR LE CHAMP 10X10 CM <sup>2</sup>	62
FIGURE 40 : POINT DE NORMALISATION CHOISIE AU CENTRE DU FANTOME SUR AAA	62
FIGURE 41 : COURBE DE PROFIL POUR UN CHAMP 3X3CM <sup>2</sup> CALCULE PAR AAA	63

### Liste des tableaux :

TABLEAU 1:DONNEE ENERGETIQUE D'UNE SOURCE DE 6 MEV .....	30
TABLEAU 2:RESULTAT DES CALCULS DE POSITION DE MACHOIRE .....	33
TABLEAU 3:POSITIONS ET ELEMENT UTILISE EN SIMULATION .....	34
TABLEAU 4 : COMPARAISON DES RENDEMENTS DE DOSES EN PROFONDEUR A L'ENTREE DU FANTOME CALCULE POUR DIFFERENTES TAILLES DE CHAMP .....	45
TABLEAU 5 : COMPARAISON DES PENOMBRES PHYSIQUES A LA PROFONDEUR $Z_{D_{MAX}}$ .....	46
TABLEAU 6 : COMPARAISON DES RENDEMENTS DE DOSES EN PROFONDEUR A L'ENTREE DU FANTOME CALCULEPOUR DIFFERENTES TAILLES DE CHAMP .....	49
TABLEAU 7: COMPARAISON DES PENOMBRES PHYSIQUES A LA PROFONDEUR $Z_{D_{MAX}}$ .....	50