

# Validation du code Monte-Carlo GATE pour la radiothérapie et applications aux hétérogénéités

- LUCESKI Angela -

Les systèmes de planification de traitement (TPS) actuels sont basés sur des algorithmes analytiques rapides. L'estimation de la dose délivrée avec ces TPS est suffisante pour la majorité des traitements mais devient limite pour des traitements complexes avec des forts gradients de densités comme dans les poumons.

Afin d'optimiser les calculs de dose dans ces contextes d'hétérogénéités, des codes Monte-Carlo (MC) tendent à être implémentés dans les TPS. Toutefois, les temps de calculs restent trop importants pour une utilisation en routine.

Le sujet de cette étude concerne la validation du code MC GATE en radiothérapie externe tout d'abord pour une utilisation simple puis pour des cas plus complexes avec des fantômes hétérogènes.

Afin de réaliser cette étude, nous avons modélisé l'accélérateur linéaire médical CLINAC 2100C (Varian) du centre hospitalier de Belfort-Montbéliard pour un faisceau de photons de 6 MV.

## I- Etat de l'art de la simulation MC GATE/GEANT4

GEANT4 est un code MC généraliste initialement développé pour simuler la physique des hautes énergies. La plateforme GATE (Geant4 Application for Emission Tomography) a vu le jour en 2002 pour étendre les applications de GEANT4 à la médecine nucléaire. Initialement dédiée à la simulation d'exams TEP et TEMP, la plateforme GATE a récemment évolué pour permettre la modélisation d'accélérateur linéaire médical.

Suite à cette évolution, des études visant à valider l'utilisation de GATE en radiothérapie ont été réalisées. Deux de ces études se distinguent de part leur similarité avec notre projet :

- La première étude concerne la faisabilité de GATE pour la modélisation de l'accélérateur Elekta Precise pour un **faisceau de photons de 6 MV** [1]. Les auteurs ont étudiés plusieurs modèles de source et validés la modélisation de l'accélérateur pour les paramètres caractéristiques de la source suivants : énergie  $E_0 = 6,7$  MeV, largeur à mi-hauteur (LMH) énergétique égale à 3 % de  $E_0$  et rayon de la source = 1,5 mm. La validation s'est appuyée sur la comparaison de rendements en profondeur et de profils de dose pour un champ carré de  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> obtenus dans un fantôme d'eau avec GATE v6.0.
- La deuxième étude concerne l'évaluation de la dose déposée par des faisceaux d'électrons issus de l'**accélérateur Clinac 2100C (Varian)** dans des fantômes voxélisés [2]. Cette étude a permis de valider la physique de GEANT4 pour le transport des électrons lors d'applications en radiothérapie externe. Les distributions de dose pour un champ carré de  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> obtenus avec GATE v6.1 dans différents fantômes (homogène, hétérogène à plaques, anthropomorphique) ont été validées par comparaison aux valeurs expérimentales et aux distributions obtenues avec le code EGSnrc.

Ces deux études ont permis d'effectuer une première modélisation de l'accélérateur et de la source électronique primaire.

## II- Matériels et Méthodes

La validation entreprise dans cette étude est basée sur la comparaison des distributions de dose obtenues avec le code GATE v6.2 basé sur les bibliothèques de GEANT4 v4.9.5.p01 avec les résultats expérimentaux obtenus avec une chambre d'ionisation PTW M31002.

La première étape de validation consiste à comparer le code pour une simulation simple en milieu homogène afin de déterminer les paramètres adéquats pour la modélisation de la source électronique primaire.

La seconde étape consiste à éprouver le code dans des situations plus complexes à l'aide de fantômes hétérogènes.

La source électronique est une distribution gaussienne caractérisée par sa distribution énergétique et sa distribution spatiale dont il faut optimiser les paramètres.

Verhaegen *et al.* [3] donnent une méthode pour régler ces paramètres :

- Etape 1 :  
Faire varier l'énergie moyenne  $E_0$  de la source électronique pour un champ  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  afin d'obtenir un rendement en profondeur correspondant à celui mesuré dans un fantôme d'eau.
- Etape 2 :  
Faire varier le rayon de la source de sorte que les profils de dose correspondent à ceux mesurés dans un fantôme d'eau à 10 cm de profondeur.
- Etape 3 :  
Vérifier que l'étape 2 n'a pas modifié la correspondance du rendement en profondeur.

Pour ce qui est de la distribution énergétique, la littérature a montré que ce paramètre est peu influant sur les distributions de dose [4]. D'après Cho *et al.* [5], la majorité des utilisateurs prennent une valeur de LMH égale à 3% de  $E_0$ .

La validation des distributions de dose devant reposer sur une comparaison quantitative, le test de l'index gamma sera utilisé. L'index gamma [6] permet de combiner simultanément un critère de dose et de distance. Le principe du test de l'index gamma est de définir une ellipse autour du point de référence dont les axes correspondent aux critères de dose et de distance. Pour remplir les critères d'acceptabilité, le point doit se situer à l'intérieur de cette ellipse. D'après la littérature [7] [8], il est possible de valider la distribution de dose par rapport à celle de référence (dans notre cas la mesure expérimentale) si au moins 95 % des points répondent aux critères d'acceptabilité pour un critère de dose de 3 % et un critère de distance de 3 mm.

Le deuxième objectif de cette étude est d'éprouver le code préalablement validé en le soumettant à différents fantômes hétérogènes. Pour cela, des fantômes hétérogènes de plus en plus complexes seront simulés.

Le premier fantôme hétérogène est un fantôme mathématique simple. Ce fantôme se compose de cinq plaques de 2 cm constituées de matériaux différents afin de visualiser le comportement du code à l'interface de 2 matériaux (Figure 1).

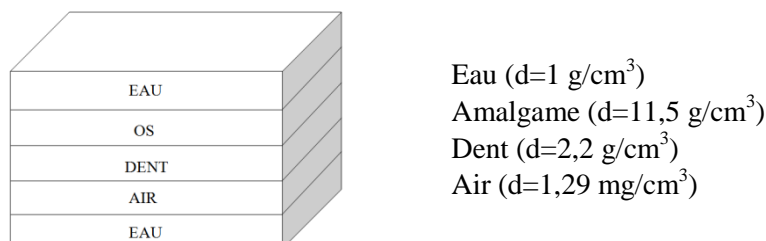


Figure 1 : Fantôme hétérogène simple à plaques

Le deuxième fantôme est un fantôme voxélisé représentant une mâchoire. Il est composé de cinq plaques de PMMA ( $d=1,19 \text{ g/cm}^3$ ) dont les trois plaques centrales sont percées de manière à y inclure des hétérogénéités. La configuration du fantôme est donnée sur la Figure 2 suivante :

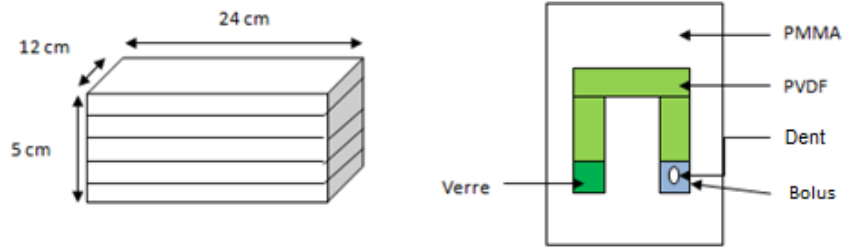


Figure 2 : Fantôme voxélisé représentant une mâchoire

Le fantôme a été percé afin de contenir du polyfluorure de vinylidène (PVDF) ( $d= 1,78 \text{ g/cm}^3$ ), du verre Pyrex ( $d= 2,23 \text{ g/cm}^3$ ) et une dent en amalgame ( $d= 11,5 \text{ g/cm}^3$ ) placée dans du bolus (matériau équivalent eau). L'avantage de ce fantôme est qu'il a déjà été simulé avec le code BEAMnrc/EGSnrc, ce qui permet une comparaison.

### III- Résultats

#### 1) Caractérisation de la distribution énergétique de la source électronique

Des simulations de 26 milliards de particules ont été exécutées pour des énergies allant de 6,6 à 6,7 MeV. Les courbes de rendement en profondeur ont été normalisées à 10 cm.

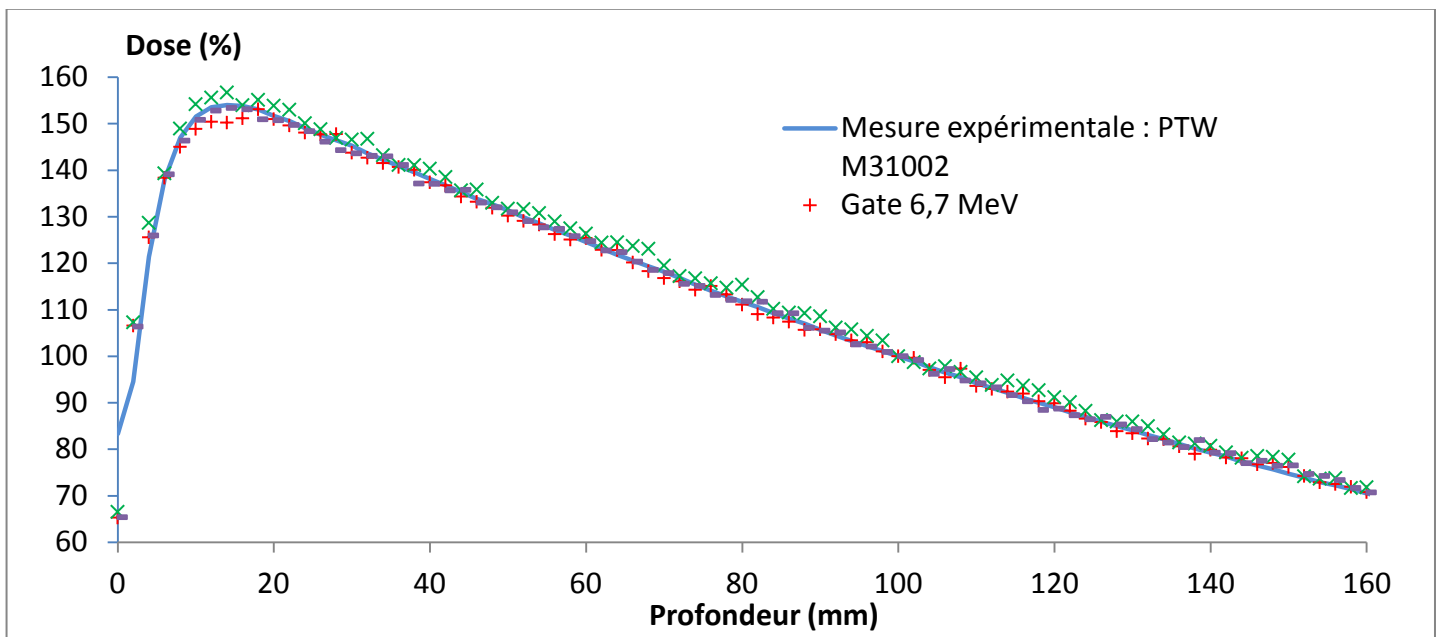


Figure 3 : Courbes de rendement en profondeur expérimental et simulés pour  $E_0 = 6,6 \text{ MeV}$ ,  $E_0 = 6,7 \text{ MeV}$  et  $E_0 = 6,65 \text{ MeV}$

La Figure 3 montre que la courbe de rendement en profondeur pour une énergie égale à 6,6 MeV est plus énergétique que la courbe expérimentale contrairement à celle à 6,7 MeV qui est légèrement inférieure à la courbe expérimentale.

Les index gamma de ces courbes ont été calculés et répertoriés dans le Tableau 1 pour différents critères d'acceptabilité :

- Critère de dose 2 %, critère de distance 2 mm
- Critère de dose 3 %, critère de distance 3 mm
- Critère de dose 10 %, critère de distance 2 mm dans la zone du Build Up et critère de dose 2 %, critère de distance 1 mm pour le reste

Les valeurs obtenues donnent le pourcentage de points ayant un index gamma supérieur à 1. Nous rappelons que dans la littérature, le calcul peut être validé si 95 % des points passent le test de l'index gamma pour les critères 3 % / 3 mm.

Paramètres		Index gamma (2 % / 2 mm)	Index gamma (3 % / 3 mm)	Index gamma (10 % - 2 mm / 2 % - 1 mm)
Energie	Nbre d'evt			
6,7 MeV	2,65E+10	3,31 %	1,32 %	1,99 %
6,6 MeV	2,60E+10	3,31 %	1,99 %	1,99 %

Tableau 1 : Index gamma calculés pour des énergies de 6,6 MeV et 6,7 MeV

Les valeurs d'index gamma obtenues étant semblables il est difficile de déterminer quel est le paramètre adéquat. Afin d'optimiser au mieux le rendement en profondeur, nous avons simulé l'accélérateur avec une énergie comprise entre ces deux simulations, soit une énergie de 6,65 MeV. La courbe à  $E_0 = 6,65$  MeV (Figure 3) tend à se rapprocher de la courbe à  $E_0 = 6,7$  MeV en s'alignant davantage sur la courbe expérimentale.

Paramètres		gamma index (2 %/2 mm)	gamma index (3 %/3 mm)	gamma index (10 %-2 mm/2 %-1 mm)
Energie	Nbre d'evt			
6,65 MeV	2,48E+10	3,31 %	1,32 %	1,32 %

Tableau 2 : Index gamma pour  $E_0 = 6,65$  MeV

Le pourcentage de points ne passant pas le test de l'index gamma étant inférieur à ceux obtenus pour les autres énergies, nous avons pris l'énergie  $E_0 = 6,65$  MeV comme paramètre de simulation.

## 2) Caractérisation de la distribution spatiale de la source électronique

Une estimation initiale de 1 mm pour le rayon de la source est recommandée par Verhaegen *et al.* [3]. Différentes simulations ont été lancées en variant le rayon de la source de 1 à 1,5 mm avec tous les autres paramètres identiques.

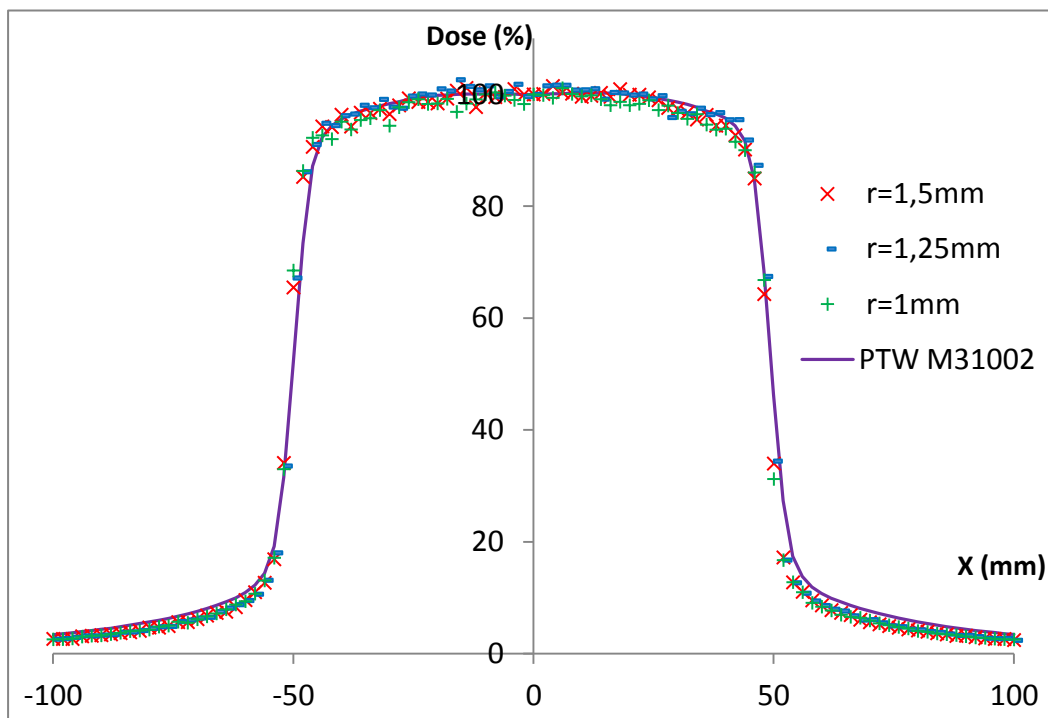


Figure 4 : Profils de dose pour différentes valeurs de rayon

La Figure 4 montre que la variation du rayon de la source ne modifie pas les courbes de profils de dose obtenues. Les courbes simulées sont éloignées de l'expérimentale, ce qui explique les index gamma élevés obtenus (Tableau 3). C'est pourquoi nous ne sommes pas en mesure de valider les index gamma pour 95 % des points.

Paramètres		Index gamma (3 % / 3 mm)	Index gamma (10 % - 2 mm / 2 % - 1 mm)
rayon	Nbre d'evt		
1,5 mm	2,65E+10	6,93 %	7,92 %
1,25 mm	2,60E+10	6,93 %	8,91 %
1 mm	2,48E+10	7,92 %	13,86 %

Tableau 3 : Index gamma pour différentes valeurs de rayon

### 3) Applications aux hétérogénéités

A ce jour, nous n'avons réalisé qu'une seule simulation avec le fantôme mathématique simple. La distribution de dose obtenue est la suivante :

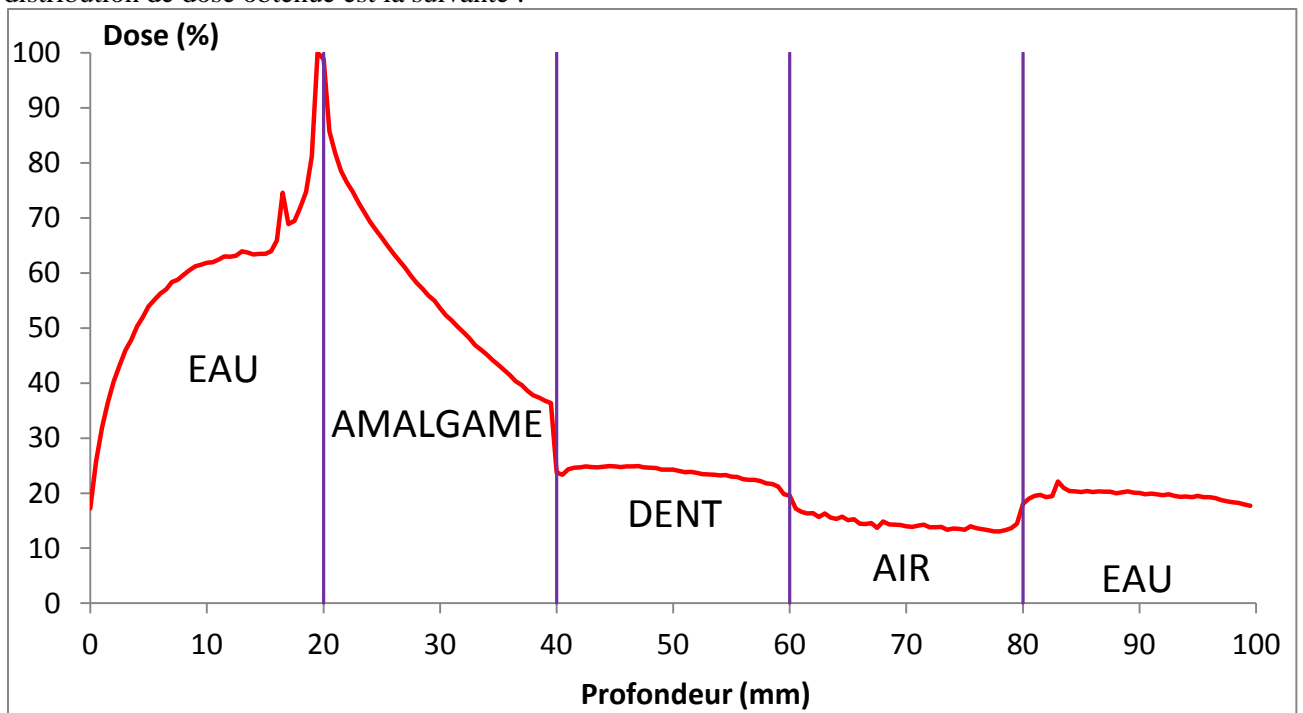


Figure 5 : Rendement en profondeur dans le fantôme hétérogène

La Figure 5 montre l'impact des différentes hétérogénéités sur le rendement en profondeur. Au passage dans la première hétérogénéité (amalgame), nous pouvons visualiser un pic significatif de rétrodiffusion dû au fort gradient de densité entre l'eau ( $d=1 \text{ g/cm}^3$ ) et l'amalgame ( $d=11,5 \text{ g/cm}^3$ ). Puis au passage dans la dent (élément moins dense que l'amalgame), nous observons une importante descente de gradient de dose due à une densité de matériau plus faible. Dans les autres matériaux, les comportements sont similaires, bien que moins marqués du fait de leur gradients de densités moins importants.

## Conclusion

Le modèle de l'accélérateur Clinac 2100C a été validé pour une énergie  $E_0$  de 6,65 MeV, une distribution énergétique égale à 3 % de  $E_0$  et une distribution spatiale de 1,5 mm. La validation de la modélisation GATE a été réalisée à partir de l'index gamma. Les courbes de rendements en profondeur ont été validées avec plus de 95 % des points qui passent le test à 2 % / 2 mm et les profils de dose ont été validés avec plus de 90 % des points qui passent le test à 3 % / 3 mm. Le profil de dose n'ayant pas été validé pour 95 % des points, d'autres tests seront réalisés afin de l'optimiser.

Le premier test réalisé sur les hétérogénéités montre la capacité de GATE à modéliser des cas complexes. Une validation sera entreprise en simulant le fantôme mâchoire et en le comparant à la simulation réalisée avec le code BEAMnrc/EGSnrc.

## Références

- [1] Rapport de stage de L. Grevillot. Modélisation Monté-Carlo de la tête d'accélérateur Elekta Precise avec GATE/GEANT4 (2008), Université Claude Bernard Lyon I et Université Joseph Fourier Grenoble
- [2] Thèse de Y. Perrot. Evaluation de la dose déposée par des faisceaux d'électrons en radiothérapie dans des fantômes voxelisés en utilisant la plateforme de simulation Monté-Carlo GATE fondée sur GEANT4 dans un environnement de grille (2011), Université Blaise Pascal Clermont-Ferrand
- [3] F. Verhaegen and J. Seuntjens. Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams. *Phys. Med. Biol.*, 48(21): R107-R164, 2003
- [4] M. K. Fix, P. J. Keall and J. V. Siebers. Photon-beam subsource sensitivity to the initial electron-beam parameters. *Med. Phys.*, 32(4): 1164-1175, 2005
- [5] S. H. Cho, O. N. Vassiliev, S. Lee, H. Liu, G. S. Ibbott and R. Mohan. Reference photon dosimetry data and reference phase space data for the 6 MV photon beam from varian clinac series linear accelerators. *Med. Phys.*, 32(1) : 137-148, 2005
- [6] D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic and J. A. Purdy. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med. Phys.* 25 : 656-661, 1998
- [7] H. Li, L. Zhang, J. N. Yang, M. T. Gillin and X. Ronald Zhu. Toward a better understanding of the gamma index: investigation of parameters with a surface -based distance method. *Med. Phys.*, 38(12): 6730-6741, 2011
- [8] Technical Reports Series n° 430 (IAEA). Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. (2004)