

Simulation Monte Carlo d'une Radiographie X du fantôme anthropomorphe Zubal

DJEMIL Mohamed Lamine ⁽¹⁾ DJEMIL Taoufik ⁽²⁾

ملخص

تستخدم برامج المحاكاة مونت كارلو لمتابعة الانبعاثات، والنقل، والكشف عن الإشعاعات (الإلكترونية، والفوتونية، وما إلى ذلك) في المواد بدقة عالية وتستخدم على نطاق واسع لدراسة التطبيقات الطبية للإشعاعات المؤينة مثل التصوير بالأشعة السينية أو العلاج الإشعاعي. الهدف من عملنا هذا هو الحصول على صور بالأشعة السينية للجسم البشري باستخدام الجسم الوهمي Zubal. يتم نقل الإشعاع عبر الجسم الوهمي ودخوله إلى الكاشف عن طريق البرنامج penEasy، الذي يستند على برنامج PENELOPE-2006. الصور التي تم الحصول عليها قابلة للمقارنة مع تلك التي يتم الحصول عليها عن طريق نظام تصوير شعاعي فعلي ولكن مع حدود تتحدد من الجسم الوهمي و نموذج الكاشف المستخدم.

الكلمات الرئيسية: المحاكاة، مونت كارلو، الجسم الوهمي الرقمي، الأشعة السينية، التصوير بالأشعة.

Résumé

Les codes de simulation Monte Carlo permettent de suivre l'émission, le transport et la détection des rayonnements (électron, photon, etc.) dans la matière avec une grande précision et sont très utilisés pour l'étude des applications médicales des radiations ionisantes telles que l'imagerie ou la radiothérapie. Le but de notre travail est d'obtenir des images radiographiques X du corps humain en utilisant le fantôme anthropomorphe Zubal. Le transport des radiations, traversant le fantôme et arrivant sur le détecteur, est réalisé à l'aide du code penEasy, basé sur le code générique PENELOPE 2006. Les images obtenues sont comparables à celles obtenues par un système d'imagerie radiographique réel mais avec des limites qui sont celles du fantôme et du modèle de détecteur utilisés.

Mots clés : Simulation, Monte Carlo, fantôme numérique, rayons X, radiographie.

Abstract

The Monte Carlo simulation codes are used to follow the emission, transport and detection of radiation (electron, photon, etc.) into matter with high accuracy and are widely used for the study of medical applications of ionizing radiation such as X-ray imaging or radiotherapy. The aim of our work is to obtain X-ray radiographic images of the human body using the anthropomorphic phantom Zubal. Transport of radiation through the phantom and entering the detector is carried out using the penEasy code, based on the generic code PENELOPE 2006. The images obtained are comparable with those obtained by an actual radiographic imaging system but with limits that are those of the phantom and detector model used.

Keywords: Simulation, Monte Carlo, numerical phantom, X-ray, radiography.

INTRODUCTION

L'imagerie médicale est un outil qui permet non seulement de diagnostiquer une affection mais aussi de planifier une radiothérapie. En effet, elle définit précisément la cible à atteindre, les organes sensibles à éviter et les trajectoires à suivre. Son évolution à travers les années a révolutionné le monde de la médecine, en apportant un accès immédiat et fiable aux informations médicales. Les technologies utilisées ont largement contribué à l'émergence de nouvelles méthodologies en médecine comme l'apparition d'applications intégrant la réalité virtuelle. L'intérêt de la simulation, outil incontournable de nos jours, permet d'optimiser la qualité de l'image, de connaître l'importance des propriétés physiques, l'influence de la géométrie du détecteur et d'estimer de manière précise les doses absorbées lors

d'une radiothérapie ou pour des mesures de radioprotection.

FANTOMES NUMERIQUES

La reconstitution d'une image radiologique ou dosimétrique pour une radiothérapie ou en radioprotection nécessite l'utilisation d'un fantôme anthropomorphe numérique associé à un code Monte Carlo afin de simuler le patient et son environnement. Les premiers modèles anthropomorphes numériques durant les années 70, ont permis de représenter spécifiquement les organes au moyen d'équations mathématiques. Ce sont les fantômes du comité MIRD (Medical Internal Radiation Dose). Le but était d'approcher les principales caractéristiques des organes (forme, taille et localisation) en utilisant des équations faciles à résoudre afin de minimiser les temps de calcul. Mais cette description mathématique restait très

1. *Master II Électronique Biomédicale Département d'Électronique Faculté des Sciences de l'Ingénieur Université BADJI Mokhtar Annaba, Algérie.*
2. *Maître de Conférences A en physique Département de Médecine Faculté de Médecine Université BADJI Mokhtar Annaba, Algérie.*

Received 30/03/2015

Accepted 06/06/2015

Correspondance:

Email : taoufik.djemil@univ-annaba.dz



approximative et simplifiée.

Grâce aux avancées de l'imagerie médicale telles que la tomographie par émission de positons ou l'imagerie par résonance magnétique, de nouveaux fantômes anthropomorphiques appelés fantômes *voxélisés* ont été élaborés. Dans ce modèle, le corps humain est représenté sous formes d'une matrice composée de petits cubes nommés *voxels*. Le plus connu d'entre eux, et celui que nous avons utilisé dans notre travail, est le fantôme Zubal illustré par la Figure 1. Il a été réalisé par l'équipe de G. Zubal (1) à l'Université de Yale et peut être librement utilisé (<http://noodle.med.yale.edu/zubal/>). Ce fantôme, sans bras ni jambes, consiste en un volume *voxélisé* de $128 \times 128 \times 293$ pixels. Chaque *voxel* possède un volume de $0.4 \times 0.4 \times 0.4 \text{ mm}^3$ et contient un matériau ou un tissu donné au nombre de quinze : l'air, les muscles, les tissus mous ou organes, l'os cortical, le cartilage, la graisse adipeuse, le sang, la peau, les poumons, le tissu glandulaire, le cerveau, la moelle, le foie, l'estomac et finalement l'eau.

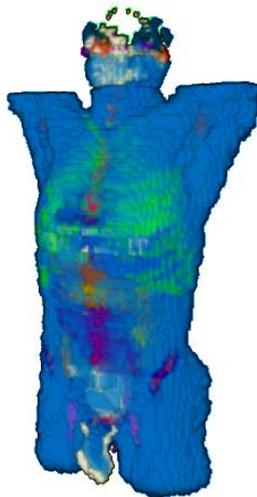


Figure 1 : Le fantôme *voxélisé* Zubal (1) utilisé dans ce travail. Il consiste en 128 pixels selon l'axe antéro-postérieur (x), 128 pixels selon l'axe transversal (y) et 243 pixels selon l'axe longitudinal (z). Chaque *voxel* est un cube de 0.4 mm de côté contenant un tissu donné.

Depuis quelques années, des fantômes de types différents sont développés. Ces fantômes dits NURBS, pour Non Uniform Rational B-Splines, sont construits à l'aide de courbes de Bézier et définies à l'aide de points de contrôle. Un des fantômes les plus connus, payant celui-ci, est le fantôme 4D NCAT développé par de W. P. Segars (2). Ces fantômes sont déformables et peuvent être adaptés à différentes anatomies dans le cadre de procédures personnalisées. Ils sont capables d'intégrer le facteur temps, modélisation 4D du corps humain, pour simuler la respiration ou les battements du cœur. Ils permettent une description plus détaillée de l'anatomie que les fantômes anthropomorphiques définis à l'aide de volumes géométriques.

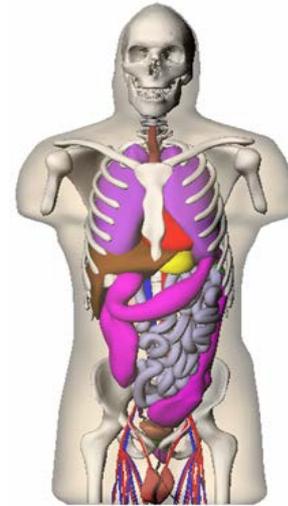


Figure 2 : Un exemple de fantôme NURBS développé par W. P. Segars (2) appelé 4D NCAT qui peut simuler la respiration ou les battements cardiaques.

MODELISATION ET SIMULATION DU TRANSPORT DE PARTICULES

Les lois physiques et les formalismes mathématiques qui gouvernent les interactions élémentaires des particules (électrons, photons, etc.) avec la matière sont bien connus. Mais le nombre d'interactions élevé, successives et leur caractère stochastique, rend la tâche difficile. Il existe deux catégories de méthodes : les méthodes déterministes et les méthodes statistiques. Si les méthodes déterministes de transport des particules dans la matière telle que l'équation de Boltzmann pour les photons ou l'équation de Lewis pour les électrons sont bien établies, la complexité des systèmes étudiés rend très rapidement ces méthodes lourdes à mettre en œuvre.

La première utilisation des techniques *Monte Carlo* est l'expérience de l'aiguille de *Buffon*, une expérience de probabilité proposée en 1733 par le compte Georges-Louis Leclerc de *Buffon*, un scientifique français du XVIIIe siècle. Cette expérience fournit une approximation du nombre π . Mais le véritable développement des méthodes *Monte Carlo* s'est effectué sous l'impulsion de *John Von Neumann* et *Stanislas Ulam* notamment, lors de la Seconde Guerre mondiale et des recherches sur la fabrication de la bombe atomique.

Les méthodes dites de *Monte Carlo* se basent sur une modélisation microscopique aboutissant à une simulation à 3 dimensions. Les interactions des particules sont simulées individuellement à partir d'une série de nombres aléatoires et de sections efficaces chargées de reproduire le phénomène physique réel. La solution est tirée de la moyenne statistique des grandeurs obtenues. Celles-ci sont affectées d'incertitudes statistiques à partir de la simulation d'un grand nombre de particules primaires appelées aussi « événement ».

Le code *Monte Carlo* PENELOPE, acronyme de «PENetration and Energy Loss of Positrons and

Électrons» a été développé à l'Université de Physique de Barcelone au début des années 1990 (3). PENELOPE simule les cascades électromagnétiques pour un domaine d'énergie allant de 1 keV (100 eV pour les électrons et positrons) à quelques centaines de MeV dans des matériaux de base dont le numéro atomique est compris entre l'hydrogène ($Z=1$) et le californium ($Z=98$) mais aussi dans des matériaux composites. PENELOPE est constitué d'un ensemble de sous-programmes écrits en Fortran 77 chargés de la partie physique de la simulation. Le programme utilisateur PENDOSES contrôle la géométrie et l'évolution des trajectoires, stocke les valeurs des grandeurs générées par le modèle de diffusion contenues dans PENELOPE.

Le code Monte Carlo que nous avons utilisés est penEasyImaging. C'est une extension à penEasy qui apporte de nouvelles fonctionnalités permettant la simulation de systèmes d'imagerie médicale. Actuellement penEasyImaging est basé sur la version penEasy 2008-06-15 et utilise les sous-programmes de modélisation physique de Penelope 2006. Ce code est constitué d'un programme principal, modulaire et conviviale pour PENELOPE et de nombreuses options de pointages utiles et différents modèles de sources. Il dispose également d'un modèle géométrique flexible dans lequel les objets simulés peuvent être décrits en utilisant soit des surfaces quadriques, soit des *voxels*, soit une combinaison de *voxels* et quadriques. penEasyImaging implémente deux extensions majeures au code penEasy à savoir les modules images et source de rayonnements (4).

PROCEDURE ET GEOMETRIE DE LA SIMULATION

Nous avons placé notre source de rayons X à 1,5 m du fantôme centré dans le plan frontal (xoz) qui est le plan de projection de l'image. Le faisceau de rayon X est isotrope et de forme conique, de demi-angle égal à 18° . L'énergie des photons X est constante et égale à 50 keV. Le détecteur est une couche mince d'iodure de césium (CsI), de dimension $100 \times 120 \text{ cm}^2$ et d'épaisseur égale à 0.06 cm, placé à 0.8 cm derrière le fantôme. La résolution du détecteur est de 600×600 pixels.

Nous avons simulé 10^9 événements ou photons incidents. Cette valeur est limité par la puissance de calcul disponible (processeur Intel Core i5-2450M CPU @ $2.50\text{GHz} \times 4$). Nous avons compté dans un premier temps l'énergie déposée dans chaque pixel par les photons primaires uniquement c'est à dire les photons non diffusés. Puis dans un second temps, l'énergie déposée par les photons primaires et diffusés. Les figures 3 et 4 illustrent les images obtenues.

Un nombre d'événements plus grand permettrait de diminuer le bruit et d'obtenir des images plus nettes. Mais la puissance de calcul disponible limite l'augmentation du nombre d'événement. Pour donner un aperçu, simuler un nombre de photons incidents de 10^9 sans compter les photons diffusés, demande un temps de calcul de 2h30. Si on inclut la diffusion ce temps grimpe à 16h30. Un autre point démontré par la simulation est l'intérêt d'utiliser une grille anti-diffusion dans la réalité pour éliminer les

photons diffusés qui génèrent un flou sur l'image.

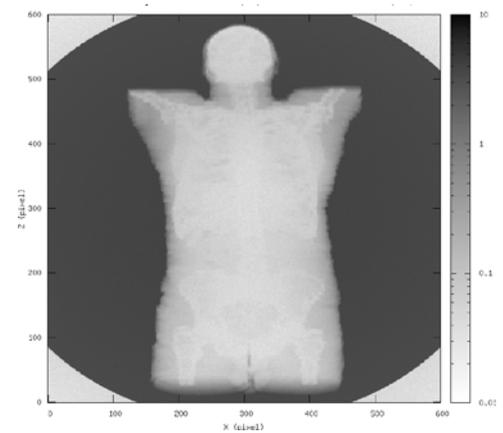


Figure 3 : Radiographie X du fantôme Zubal obtenue par simulation Monte Carlo. L'énergie déposée sur chaque pixel par tous les photons diffusés ou primaires ($\text{eV}/\text{cm}^2 \cdot \text{photons}$).

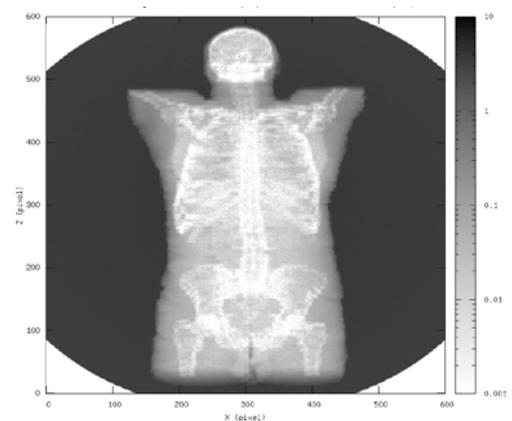


Figure 4 : Radiographie X du fantôme Zubal obtenue par simulation Monte Carlo. L'énergie déposée sur chaque pixel par les photons primaires et simulant l'utilisation de grilles anti-diffusion ($\text{eV}/\text{cm}^2 \cdot \text{photons}$).

CONCLUSION

Notre travail a consisté à réaliser par des simulations *Monte Carlo* une radiographie aux rayons X d'un fantôme numérique représentant une modélisation géométrique des structures anatomiques et de leurs propriétés physiques. Nous avons utilisé pour cela le code générique de simulation penEasyImaging qui décrit à l'aide des techniques Monte Carlo le transport des électrons, positrons et photons dans la matière. La source de rayons X possédait une émission isotrope de photons X d'énergie égale à 50 keV. Le fantôme anthropomorphe *voxelisé* Zubal nous a servi à décrire le corps humain. Les images obtenues sont comparables à celles obtenues par un système d'imagerie radiographique réel mais avec des limites qui sont celles du fantôme et du modèle de détecteur utilisés. L'intérêt de la grille anti-diffusion dans l'amélioration de la qualité de l'image a été illustré par les

images obtenues par la simulation.

Comme perspective à ce travail, il est possible d'utiliser une source de rayons X poly-énergétique plus proche du spectre réellement émis par un tube à rayons X. Des fantômes numériques ayant une plus grande résolution avec une description plus détaillée de l'anatomie que le fantôme Zubal permettraient d'obtenir des images de meilleures qualités. Enfin, le calcul dosimétrique, mesurant l'énergie déposée dans chaque *voxel*, permet d'aborder les aspects radiothérapie et radioprotection qui deviennent facilement accessibles. Il est alors possible d'utiliser par exemple des électrons de haute énergie, entre 6 et 20 MeV, produits par des accélérateurs de particules ou une source radioactive de Cobalt 60 émettant des photons gamma de 1.17 et 1.33 MeV et visualiser la répartition de la dose absorbée pour une géométrie donnée.

REFERENCES

1. ZUBAL, I.G., HARRELL, C.R, SMITH, E.O, RATTNER, Z., GINDI, G. AND HOFFER, P.B., Computerized three-dimensional segmented human anatomy, *Medical Physics*, 21(2):299-302, 1994.
2. W. P. SEGARS, B. *Development of a new dynamic NURBS-based cardiac-torso (NCAT) phantom*, Ph.D. dissertation, Univ. of North Carolina, Chapel Hill, May 2001.
3. F. SALVAT, J.M. FERNÁNDEZ-VAREA AND J. SEMPAN, *PENELOPE-2006: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport* (3rd edition), OECD-NEA 2006, Issy-les-Moulineaux, France.
4. JOSEP SEMPAN, ANDREU BADAL, AND LORENZO BRUALLA, A PENELOPE-based system for the automated Monte Carlo simulation of clinacs and voxelized geometries, application to far-from-axis fields, *Med. Phys.* 38, 5887 (2011).