

UTILISATION DES FANTOMES VOXELISES POUR L'AMELIORATION DES ETALONNAGES EN ANTHROPORADIOMETRIE

N. Pierrat, D. Franck, L. de Carlan, N. Borissov

IRSN : Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire, IRSN/DPHD/SDOS/LEMEDI
BP 17, F-92 262 Fontenay-aux-Roses Cedex, contact : noelle.pierrat@irsn.fr

Résumé

Le but de cette communication est de montrer le potentiel des techniques de calcul Monte Carlo (MCNP) associées aux fantômes voxélisés pour la simulation réaliste de la mesure anthroporadiométrique des actinides dans les poumons à l'aide d'une interface graphique. Après description de l'interface CEDIPE, la validation de l'outil est présentée en utilisant un fantôme d'étalonnage couramment utilisé (fantôme Livermore). Ensuite une approche de contamination inhomogène a été réalisée afin d'étudier les variations des facteurs d'étalonnage en fonction de la répartition des radioéléments dans les poumons. Les différents résultats montrent le potentiel de cette technique pour l'étalonnage réaliste des installations anthroporadiométriques.

Introduction

La mesure anthroporadiométrique consiste à détecter et à quantifier l'activité contenue dans le corps entier ou un organe en effectuant une mesure spectrométrique externe de la personne à mesurer comparée à celle réalisée à l'aide d'un fantôme d'étalonnage. Dans le cas de la mesure pulmonaire des actinides qui sont émetteurs X et γ de basse énergie (< 200 keV), l'étalonnage devient crucial étant données les faibles énergies de photons émis et leur absorption dans les tissus thoraciques (en particulier ^{239}Pu).

Un des problèmes majeurs de la mesure pulmonaire concerne les incertitudes sur les résultats, principalement liées aux conditions d'étalonnage [1]. Bien que considérablement améliorés, les fantômes d'étalonnage restent limités par une distribution de la contamination toujours homogène dans les poumons et une anatomie thoracique souvent différente de la personne à mesurer. La connaissance de l'épaisseur et de la composition chimique des tissus extra-thoraciques est cruciale, l'absorption des photons étant importante dans la gamme d'énergie considérée. En général, cette épaisseur est estimée en utilisant des techniques d'ultrasons ou des mesures bioparamétriques, essentiellement le poids et la taille [2] qui sont d'une précision insuffisante pour effectuer une correction satisfaisante des facteurs d'étalonnage. C'est pourquoi il est important de développer de nouvelles techniques d'étalonnage plus facilement adaptables à ce type de variations. De précédents travaux ont déjà montré la possibilité de tels étalonnages par les techniques de Monte Carlo [3], [4].

Le but du travail présenté ici est de combiner l'utilisation de fantômes voxélisés spécifiques aux personnes (à partir de données scanner ou IRM de celles-ci) et l'utilisation du code Monte Carlo MCNP [5]. La méthode est basée sur l'utilisation d'une interface graphique (appelée "CEDIPE") spécialement développée pour réaliser de façon simple et automatique la simulation [6].

Après une rapide présentation de l'outil développé, il sera exposé la validation de la méthode dans une configuration réaliste de mesure à l'aide du fantôme anthropomorphe de Livermore et de 4 détecteurs germanium placés sur le thorax. Dans un second temps, un premier modèle simple d'approche de contamination inhomogène dans les poumons sera proposé.

Présentation d'CEDIPE

Afin de pouvoir réaliser la simulation de géométries complexes avec des fantômes voxélisés, la mise en place de la simulation est réalisée au moyen d'une interface graphique conviviale réalisée en langage PV-WAVE® : **CEDIPE (Outil d'Evaluation de la Dose Interne Personnalisée)**. Cet outil permet soit de réaliser une simulation de mesure anthroporadiométrique, soit d'effectuer un calcul de dose (partie qui ne sera pas détaillée ici). L'intérêt principal de cet outil est la création automatique du fichier d'entrée MCNP à partir de l'entrée conviviale des données concernant tous les paramètres de la simulation grâce à l'interface graphique. La figure 1 présente une description générale des fonctionnalités d'CEDIPE.

Le point crucial de la réalisation de la simulation est la mise en place des données d'entrée du système. Elles sont de trois ordres : (i) les images tomographiques d'un fantôme ou d'une personne, (ii) le descriptif de la source, à savoir le type de source (ponctuelle ou volumique), le nombre de raies utilisées, leur énergie et leur probabilité d'émission ainsi que l'activité de la source et le temps de mesure, permettant directement de comparer calcul et mesure et enfin, (iii) la géométrie du détecteur et son positionnement par rapport au fantôme numérique. Toutes ces données sont prises en compte lors de la création du fichier d'entrée MCNP.

La segmentation des images est basée sur les différents niveaux de gris contenus dans l'image ; les différents organes ou tissus ainsi délimités sont ensuite associés aux densités tissulaires définies par l'ICRU [7].

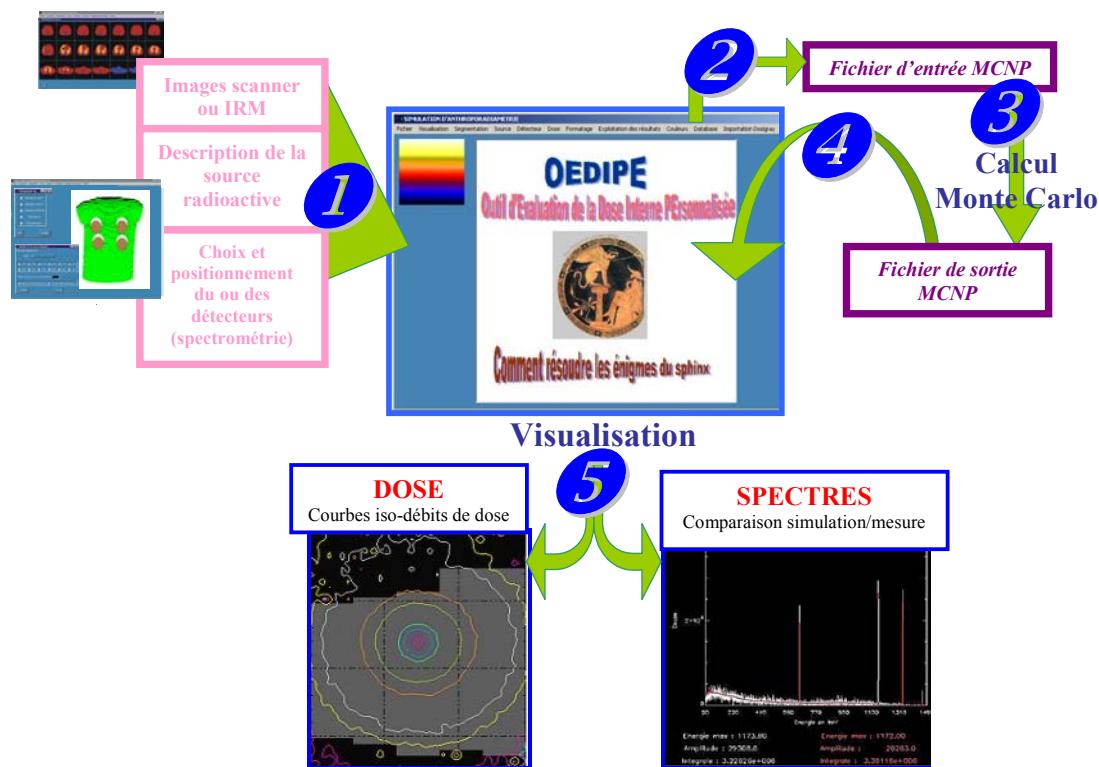


Figure 1 : Synoptique du fonctionnement du logiciel OEDIPE : ❶ Entrée des données nécessaires à la création du fichier d'entrée MCNP (fantôme, source(s), détecteur(s), géométrie de détection), ❷ Création automatique du fichier d'entrée MCNP, ❸ Calcul MCNP, ❹ Lecture et extraction des données pertinentes du fichier de sortie MCNP, ❺ Visualisation des données (dose déposée ou spectre de dépôt d'énergie dans le détecteur).

Validation d'OEDIPE pour la mesure anthroporadiométrique

La validation de la méthode de simulation et des différents paramètres retenus (détecteurs, géométrie) a été réalisée en simulant une installation réelle comportant 4 détecteurs, configuration la plus souvent employée en routine. Le système de comptage du laboratoire n'étant composé que d'un seul détecteur germanium, quatre mesures de 3600 secondes ont été tour à tour effectuées sur un fantôme anthropomorphe appelé fantôme de Livermore (figure 2-a). Ce fantôme, spécialement conçu pour l'étalonnage des systèmes de mesures anthroporadiométriques basse énergie, possède des poumons amovibles uniformément contaminés du radionucléide d'intérêt.

Les détecteurs ont été positionnés avec une configuration choisie comme référence, publiée par Kramer (figure 2-b, [8]). Les mesures ont été réalisées sur le fantôme contenant des poumons contaminés en ^{241}Am (70 kBq) et équipé de la plaque extrathoracique n°3, de composition tissulaire 50% muscle – 50% graisse et d'une épaisseur de 16 mm (soit une épaisseur extrathoracique totale de 3,5 cm).

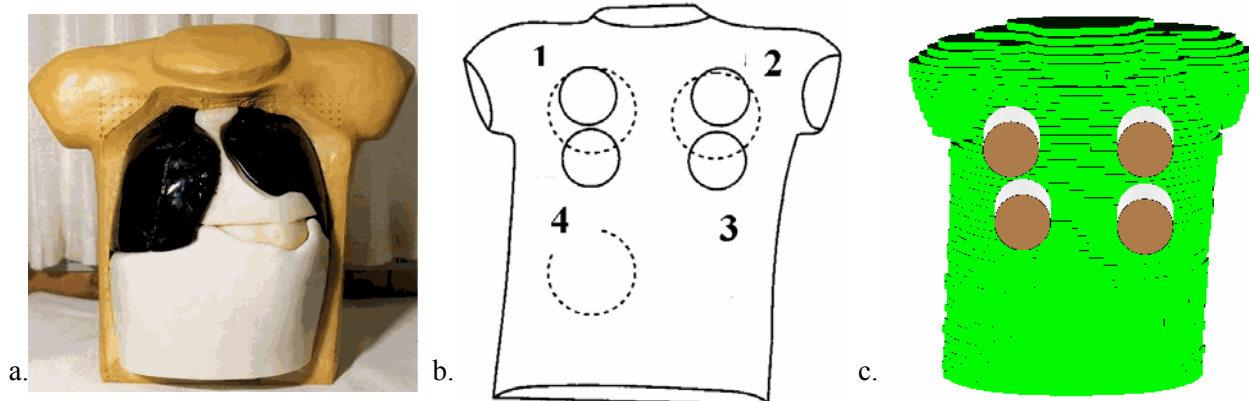


Figure 2 : Positionnement des détecteurs germanium par rapport au fantôme Livermore

Après segmentation des 49 images scanner (épaisseur de coupe : 1 cm) du fantôme Livermore équipé de la plaque n°3, le fantôme numérique a été reconstruit par CEDIPE. La taille de chaque voxel est de $1,94 \times 1,94 \times 10 \text{ mm}^3$ pour une résolution de $256 \times 256 \times 49$.

Tous les paramètres simulés sont identiques à ceux utilisés lors de la mesure physique. Ainsi la source de 70 kBq en ^{241}Am simulée dans le fantôme numérique est répartie de façon homogène dans les poumons, le temps de comptage de 3600 secondes et la géométrie de détection similaire (visualisée par le logiciel Sabrina® sur la figure 2-c). 20 millions d'histoires ont été suivies.

Un exemple de comparaison de spectres entre mesure et calcul pour la position 1 est présenté sur la figure 3. La comparaison de l'ensemble des résultats avec la mesure pour le pic à 59,54 keV de ^{241}Am est donnée dans le tableau 1.

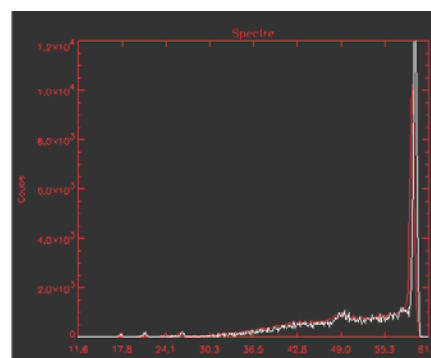


Figure 3 : Comparaison du spectre simulé (blanc) et expérimental (rouge)

Tableau 1 : Ecart observés entre simulation et mesure pour le pic à 59,54 keV de ^{241}Am

Position du détecteur	Rapport simulation / mesure
1	1,04
2	0,84
3	0,74
4	0,94

Les résultats semblent cohérents, hormis pour le détecteur 3 (partie inférieure du poumon gauche) pour lequel on constate un écart de plus de 25% entre simulation et mesure, explicable par un mauvais positionnement dans CEDIPE engendrant ainsi une importante erreur sur le résultat de la simulation. Afin de mieux appréhender ce problème, les positions de chaque détecteur ont ensuite été légèrement modifiées : les détecteurs positionnés sur la partie basse des poumons ont été déplacés de 2 cm vers la

tête et ceux situés sur la partie haute de 5 mm (et décalage latéral vers le sternum de 8 mm pour le détecteur 1). Les résultats obtenus sont présentés dans le tableau 2.

Tableau 2 : Ecart observé entre simulation et mesure pour le pic à 59,54 keV de ^{241}Am après modification du positionnement des détecteurs

Position du détecteur	Rapport simulation / mesure
1	1,13
2	0,91
3	1,04
4	1,01

On observe alors une très bonne concordance entre simulation et mesure pour les détecteurs 3 et 4 (< 5%) alors qu'inversement, le rapport simulation / mesure pour le détecteur 1 se détériore, passant de 4% pour le premier positionnement à 13% alors que les modifications de positions sont presque négligeables. Ces résultats montrent donc que la sensibilité de positionnement des détecteurs est un paramètre critique dans l'étalonnage des émetteurs basse énergie.

Grâce à ces outils, des études plus approfondies sur les erreurs systématiques de positionnement sont actuellement réalisées.

Approche de contamination inhomogène

Une des difficultés liées à l'étalonnage des systèmes de mesure basse énergie réside dans l'hypothèse d'une répartition homogène de la contamination dans les poumons. Cela provient d'une part du fait qu'il existe peu de données concernant la répartition au sein des poumons et d'autre part qu'il est beaucoup plus simple pour des raisons techniques de réaliser une contamination homogène dans les organes d'intérêt. Le but de cette étude est de voir, grâce à la simulation, l'influence d'une hétérogénéité de dépôt sur les facteurs d'étalonnage (considérés pour une contamination homogène). Une contamination en couches a alors été considérée et des "marges" de 1 cm et de 2 cm ont été créées à l'intérieur des poumons (figure 4).



Figure 4 : Représentation par ŒDIPE des fantômes Livermore sans et avec marge

- a. Homogène ; b. Marge de 2 cm ; c. Marge de 1 cm

L'activité a été répartie de façon homogène dans la partie la plus externe du poumon, seule à avoir été contaminée. Les résultats sont reportés dans la figure suivante.

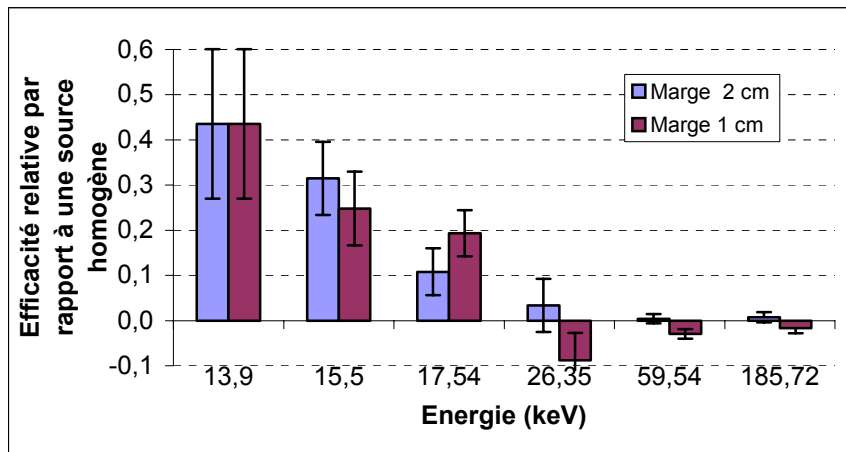


Figure 5 : Efficacités comparées entre les contaminations en couches par rapport à une contamination homogène

L'allure de la courbe montre une nette diminution avec l'énergie : de 45% d'écart entre contaminations surfacique et homogène à 13,9 keV, le rapport chute à moins de 10% à 26,30 keV. A partir de cette énergie, il existe très peu de différence entre les deux types de contaminations, les écarts étant quasiment toujours inférieurs à 5%. Ceci s'explique par une sorte de compensation des activités : en effet, la même activité est placée soit dans la totalité du poumon soit dans les marges, ce qui implique dans ce dernier cas une concentration volumique de l'activité plus élevée. L'activité étant concentrée dans les marges et une partie de cette contamination étant très près du détecteur, plus de photons parviendront au détecteur que lors d'une contamination homogène, en particulier à basse énergie. Ce phénomène s'atténue quand l'énergie des photons augmente, du fait de la diminution du phénomène d'auto-absorption [9]. En effet, à basse énergie, les photons émis dans le fond des poumons seront auto-absorbés pendant la traversée du volume pulmonaire ; plus l'énergie des photons deviendra importante, moins les photons seront absorbés dans les tissus, engendrant ainsi une diminution des écarts.

Conclusion

L'interface ŒDIPE a été développée afin de rendre possible l'utilisation de fantômes numériques voxélisés pour l'étalonnage de systèmes de mesures anthroporadiométriques. Dans un premier temps, la validation de l'outil effectuée avec le fantôme de Livermore a été démontrée, les écarts entre simulation et mesure étant inférieurs à 20%. Cette étape a également permis de montrer le potentiel de la technique pour l'étude des erreurs systématiques, notamment la sensibilité de positionnement du détecteur. Dans un second temps, une approche de contamination inhomogène a permis d'entrevoir les possibilités offertes par la simulation pour une meilleure prise en compte de paramètres jusqu'alors impossibles à étudier avec des fantômes physiques. Le potentiel de l'outil ŒDIPE pour la mesure anthroporadiométrique, que ce soit pour l'amélioration des étalonnages ou la meilleure maîtrise des incertitudes liées à la mesure, sera exploité dans des études complémentaires.

Références

- [1] Franck D., de Carlan L., Bérard P., Dousse C., Pihet P., Razafindralambo N., Soulié R. – Les mesures anthroporadiométriques dans les basses énergies : évolution technologique et bases des recherches futures. Radioprotection **32**(5), 685-696 (1997)
- [2] Vikers L.R. – The gender-specific chest wall thickness prediction equations for routine measurements of ^{239}Pu and ^{241}Am within the lungs using HPGe detectors. Health Phys. **70**(3), 346-357 (1996)
- [3] Mallett M.W., Hickman D.P., Krutchén D.A., Poston J.W. - Development of a method for calibrating *in vivo* measurement systems using magnetic resonance imaging and Monte Carlo computation. Health Phys. **68**(6), 773-785 (1995)
- [4] Hunt J.G., Dantas B.M., Lucena E. - Calibration of an *in vivo* measurement system using a voxel phantom. Rad. Prot. Dosim. **79**(1-4), 425-427 (1998)
- [5] Breisemeister J.F. – MCNPTM. A general Monte Carlo N-particle transport code, version 4c. LANL Memorandum. Los Alamos National Laboratory, LA-13709-M (2000)
- [6] Borisov N., Franck D., de Carlan L., Laval L. – A new graphical user interface for fast construction of computation phantoms and MCNP calculations : application to calibration of *in vivo* measurement systems. Health Phys. **83**(2), 272-279 (2002)
- [7] ICRU 44 - Tissue substitutes in Radiation Dosimetry and Measurements. International Commission on Radiation Units and measurement, ICRU Publication, Bethesda (1989)
- [8] Kramer G. H., Hauck B. M., Allen S. A. – Comparison of the LLNL and JAERI torso phantoms using Ge detectors and phoswich detectors. Health Phys. **74**(5), 594-601 (1998)
- [9] Razafindralambo N. - Limite de détection de la spectrométrie X pour l'anthroporadiométrie pulmonaire du plutonium: Analyse et perspectives de développement. Thèse de l'Université Paul Sabatier de Toulouse (1995)