

UNIVERSITÉ PARIS XI
FACULTÉ DE MÉDECINE PARIS-SUD

THÈSE

pour obtenir le grade de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ PARIS XI
Spécialité : Rayonnements et Imagerie en Médecine

présentée et soutenue publiquement par

Noëlle PIERRAT

le 6 décembre 2005

**Application des fantômes numériques voxélisés
associés au code Monte Carlo MCNP
à la mesure *in vivo* réaliste des actinides
dans les poumons et les plaies contaminées**

Directeur de thèse : M. Didier FRANCK

JURY

| | | |
|-------------------------|---|--------------------|
| M. Didier PAUL | Professeur, Université d'Aix-Marseille II | Président |
| M. Libor MAKOVICKA | Professeur, Université de Franche-Comté | Rapporteur |
| M. Henri METIVIER | Professeur émérite, INSTN | Rapporteur |
| M. Didier FRANCK | HDR, IRSN | Directeur de thèse |
| M. Didier CAVADORE | Pharmacien biologiste, CEA | Examineur |
| Mme Maria Antonia LOPEZ | Docteur-ès-sciences, CIEMAT (Espagne) | Examineur |
| M. Loïc de CARLAN | Docteur-ès-sciences, IRSN | Invité |

A mes parents,
A ma sœur,
A Emma,

A Olivier,
sans qui l'aventure aurait été plus laborieuse...
Merci pour ta compréhension, tes encouragements
et ton soutien permanent. Merci d'avoir toujours été là.

Je tiens tout d'abord à vivement remercier Monsieur Didier PAUL, professeur à l'Université d'Aix-Marseille, pour avoir accepté de présider le jury de cette thèse.

Mes remerciements vont également à Messieurs Libor MAKOVICKA et Henri METTIER, respectivement professeurs à l'Université de Franche-Comté et à l'Institut National des Sciences et Techniques Nucléaires, pour avoir accepté la lourde tâche de rapporteur.

Leurs connaissances en matière de calcul Monte Carlo et de radioprotection sont pour moi une preuve de la solidité de ce travail.

Que Madame Maria Antonia LOPEZ, chercheur au CIEMAT, trouve ici la reconnaissance d'avoir accepté de faire partie de ce jury (en français...). Forte de sa double compétence en anthroporadiométrie et en calcul Monte Carlo, sa présence dans ce jury de thèse est pour moi un grand honneur.

Je remercie vivement Monsieur Didier CAVADORE, responsable du Laboratoire d'Analyses de Biologie Médicale du centre CEA de Marcoule (anciennement AREVA/COGEMA) pour avoir accepté de participer à ce jury et surtout pour avoir soutenu et suivi avec intérêt ce travail pendant ces trois ans.

Mes plus sincères remerciements vont à Messieurs Didier FRANCK, chef du Laboratoire d'Evaluation de la Dose Interne et qui a dirigé cette recherche, et Loïc de CARLAN, ingénieur-chercheur au LEDI et qui a pris le temps de suivre mon travail au quotidien.

Je les remercie pour m'avoir soutenue et constamment apporté de nombreux et précieux conseils. Merci également pour tous nos échanges, fruits d'un grand enrichissement d'un point de vue scientifique et personnel. Pour leur disponibilité, leur aide précieuse dans la réalisation de ce travail, sans oublier leur bonne humeur quotidienne, je leur exprime ici toute ma gratitude.

Pour m'avoir accueillie au sein d'un laboratoire de recherche et développement et mis à disposition les moyens nécessaires à la réalisation de ce travail, je tiens à remercier Monsieur le Docteur GOURMELON, Directeur de la RadioProtection de l'Homme à l'IRSN, et tout particulièrement Monsieur Jean-René JOURDAIN, ancien chef du Laboratoire d'Evaluation et de Modélisation de la Dose Interne au sein duquel j'ai commencé ma thèse et actuel chef du Service de Dosimétrie Interne.

Je remercie également Messieurs les Professeurs TURSZ et AUCLAIR de m'avoir acceptée dans l'école doctorale de cancérologie dont ils sont responsables, ainsi que Madame Muriel NICOLETTI pour ses précieux conseils administratifs.

Pour m'avoir fait confiance et avoir suivi mon travail tout au long de ces trois années, je remercie chaleureusement Messieurs le Docteur QUESNE et Xavier LECHAFTOIS.

Je tiens également à remercier l'ensemble de l'équipe de spectrométrie du LABM de Marcoule, en particulier Bertrand MATHY pour tous ses précieux conseils et son aide lors des expériences sur site.

Je remercie également Messieurs le Professeur JEANBOURQUIN et le Docteur PECKING, chefs respectifs du service d'Imagerie Médicale de l'Hôpital d'Instruction des Armées Percy (Clamart) et du service de Médecine Nucléaire du Centre de Lutte contre le Cancer René Huguenin (Saint-Cloud), pour m'avoir mis à disposition les moyens nécessaires à l'acquisition d'images scanner et IRM et pour m'avoir autorisée à exploiter des images scanner de patients.

Un merci particulier revient à Monsieur Patrice ROCH, physicien médical au Centre René Huguenin, pour son aide quant à la recherche d'images scanner ainsi que pour les bons moments passés lors de son stage au laboratoire.

Je tiens également à remercier tout particulièrement Mesdames Sandrine RATEAU et Anne VAN der MEEREN, ainsi que Monsieur Etienne ROUIT, du CEA/DSV/DRR/SRCA/LRT de Bruyères-le-Châtel de me faire profiter de leur expérience en matière de primates et sans qui cette étude particulière n'aurait pas été possible.

Je remercie également Messieurs Michel BOTTLAENDER et Christophe JOUY, respectivement chercheur au CEA/DSV/DRM/SHFJ et vétérinaire au CEA Saclay, pour avoir rendu possible l'acquisition d'images scanner d'un babouin.

Un merci tout particulier revient à Monsieur Nicolas DUDOIGNON, vétérinaire à l'IRSN, pour avoir pris en charge toutes les formalités administratives, pour son écoute et ses précieux conseils sur les primates.

Enfin, je tiens à remercier sincèrement l'équipe de l'ex-LEMDI pour le soutien dont elle m'a fait preuve durant ces trois ans. Que tout le monde trouve ici un témoignage de ma profonde gratitude pour avoir eu à mes côtés des personnes avec qui j'ai eu plaisir à travailler.

Je voudrais remercier tout particulièrement Monsieur Eric BLANCHARDON pour son infinie patience lors de nos échanges sur la dosimétrie interne et la biocinétique, pour sa sympathie, sa gentillesse et son soutien inconditionnel.

Merci à Mesdemoiselles Angélique LEMOSQUET et Stéphanie MENARD, ainsi qu'à Monsieur Nicolai BORISSOV pour leur aide précieuse sur la simulation Monte Carlo et pour leur dévouement.

Que Madame Claudine DUBIAU soit remerciée pour sa sympathie, sa bonne humeur et sa précieuse expérience en spectrométrie gamma.

Un grand merci à Mademoiselle Juliette AMBROISE pour sa bonne humeur quotidienne, son sourire et son sang-froid les veilles de congrès...

J'ai également une pensée spéciale pour l'ensemble des stagiaires qui ont contribué à la vie du laboratoire, tout particulièrement pour Joëlle, Cédric, et Géraud... Merci pour tous ces bons moments !

RESUME

L'anthroporadiamétrie pulmonaire, méthode privilégiée pour la surveillance des personnes exposées à un risque d'inhalation d'actinides, est cependant limitée par l'utilisation de fantômes physiques d'étalonnage qui ne peuvent représenter, pour des raisons techniques, qu'une approximation de la géométrie de la personne à mesurer. Les avancées dans les domaines de l'imagerie médicale et de l'informatique ont permis de concevoir une nouvelle approche de la mesure anthroporadiamétrique, qui associe à un code de calcul Monte Carlo des fantômes numériques, directement basés sur les images scanner ou IRM des personnes. Dans le contexte de la mise en place au laboratoire de cette méthode innovante par l'intermédiaire d'un outil informatique spécifique, ŒDIPE, l'axe principal de la thèse a été d'apporter des éléments de réponse à la question suivante : quels sont les apports de ces fantômes numériques et des nouvelles techniques telles qu'ŒDIPE pour améliorer les étalonnages en anthroporadiamétrie ?

Après des développements dans l'interface ŒDIPE, la méthode numérique a été validée pour des systèmes composés de quatre détecteurs germanium, géométrie la plus répandue dans les laboratoires d'analyses de biologie médicale (présentant une bonne concordance avec la mesure, l'écart étant inférieur à 10%). Cette étude constitue la première étape en vue d'un étalonnage numérique des installations, spécifique à la personne, qui permettra d'estimer de façon plus fiable la rétention d'activité.

Dans un second temps, une évaluation exhaustive des incertitudes rencontrées en anthroporadiamétrie pulmonaire a pu être menée grâce à l'approche proposée par ŒDIPE, préalablement validée. Il a ainsi été montré que les incertitudes estimées de façon expérimentale dans des travaux antérieurs avaient été sous-estimées, notamment les variations morphologiques entre fantôme et personne. Des améliorations de la procédure de mesure ont alors été proposées, en particulier de nouvelles équations bioparamétriques spécifiques aux conditions de mesure françaises qui permettent un choix plus judicieux du fantôme d'étalonnage en estimant directement l'épaisseur de la plaque extrathoracique à rajouter au fantôme Livermore en fonction du poids et de la taille de la personne à mesurer.

L'intérêt des fantômes numériques et de la simulation Monte Carlo a enfin été mis en évidence pour l'étude de cas concrets et réalistes de contamination, non accessibles par la méthode classique, que ce soit au niveau des poumons ou d'une blessure. Dans ce dernier cas, la technique a permis d'ajuster le niveau de la contamination présente dans un cas réel de blessure de la main et devrait permettre d'améliorer la détermination de la géométrie de la source, permettant d'affiner le calcul dosimétrique.

Grâce à cette approche innovante, un étalonnage "personnalisé" des installations, que ce soit au niveau morphologique ou de la distribution des contaminants, apparaît possible et représente une étape importante dans le cadre de la mise en place d'une dosimétrie personnalisée.

ABSTRACT

In vivo lung counting, one of the preferred methods for monitoring people exposed to the risk of actinide inhalation, is nevertheless limited by the use of physical calibration phantoms which, for technical reasons, can only provide a rough representation of human tissue. A new approach to *in vivo* measurements has been developed to take advantage of advances in medical imaging and computing; this consists of numerical phantoms based on tomographic images (CT) or magnetic resonance images (IRM) combined with Monte Carlo computing techniques. Under laboratory implementation of this innovative method using specific software called GEDIPE , the main thrust of this thesis was to provide answers to the following question: what do numerical phantoms and new techniques like GEDIPE contribute to the improvement in calibration of low-energy *in vivo* counting systems?

After a few developments of the GEDIPE interface, the numerical method was validated for systems composed of four germanium detectors, the most widespread configuration in radiobioassay laboratories (a good match was found, with less than 10% variation). This study represents the first step towards a person-specific numerical calibration of counting systems, which will improve assessment of the activity retained.

A second stage focusing on an exhaustive evaluation of uncertainties encountered in *in vivo* lung counting was possible thanks to the approach offered by the previously-validated GEDIPE software. It was shown that the uncertainties suggested by experiments in a previous study were underestimated, notably morphological differences between the physical phantom and the measured person. Some improvements in the measurement procedure were then proposed, particularly new biometric equations specific to French measurement configurations that allow a more sensible choice of the calibration phantom, directly assessing the thickness of the torso plate to be added to the Livermore phantom based on the weight and height of the measured person.

Lastly, the study underlined the interest of numerical phantoms and Monte Carlo simulation through actual contamination cases of lungs or wounds, which are impossible to study using traditional methods. In the case of contaminated wounds, this method was used to adjust the level of the retained activity in an actual injury on a hand and should improve the determination of source geometry, thereby refining the dose calculation.

Personalised calibration of counting systems (for morphological purposes or distribution of radionuclides in the body) appears possible thanks to this innovative method and represents an important step towards implementation of personalised dosimetry.

GLOSSAIRE

| | |
|-------------|--|
| AI | Activité Incorporée |
| CIPR | Commission Internationale de Protection Radiologique |
| CWT | Chest Wall Thickness (épaisseur thoracique) |
| DAMA | Diamètre Aérodynamique Médian en Activité |
| GeHP | Germanium de Haute Pureté |
| ICRU | Commission Internationale pour les Unités de Rayonnements et les mesures |
| IRM | Imagerie par Résonance Magnétique |
| LABM | Laboratoire d'Analyses de Biologie Médicale |
| LEDI | Laboratoire d'Evaluation de la Dose Interne |
| LEGe | Germanium basse énergie |
| LRT | Laboratoire de RadioToxicologie |

TABLE DES MATIERES

| | |
|--|-----------|
| INDEX DES FIGURES | V |
| INDEX DES TABLEAUX | IX |
| INTRODUCTION | 1 |
| CHAPITRE I : ETAT DE L'ART EN ANTHROPORADIOMETRIE PULMONAIRE ET VOIES D'AMELIORATION | 5 |
| 1 CONTAMINATION INTERNE PAR LES ACTINIDES | 7 |
| 1.1 La famille des actinides | 7 |
| 1.1.1 Généralités | 7 |
| 1.1.2 Cycle du combustible et principaux actinides | 7 |
| 1.1.3 Toxicité..... | 9 |
| 1.2 Exposition des travailleurs..... | 9 |
| 1.2.1 Modes d'incorporation | 9 |
| 1.2.1.1 Inhalation | 10 |
| 1.2.1.2 Ingestion..... | 10 |
| 1.2.1.3 Blessure..... | 10 |
| 1.2.2 Mesures curatives | 11 |
| 1.3 Biocinétique de la contamination après inhalation | 11 |
| 1.3.1 Anatomie de l'appareil respiratoire | 12 |
| 1.3.2 Dépôt..... | 13 |
| 1.3.3 Epuration | 14 |
| 1.3.4 Rétention pulmonaire | 15 |
| 2 SURVEILLANCE DES TRAVAILLEURS | 16 |
| 2.1 Concept d'activité incorporée..... | 16 |
| 2.2 Moyens de surveillance | 17 |
| 2.2.1 Analyses radiotoxicologiques sur excréta..... | 17 |
| 2.2.2 Anthroporadiamétrie | 18 |
| 3 ANTHROPORADIOMETRIE PULMONAIRE : ETAT DE L'ART | 19 |
| 3.1 Problématique de la spectrométrie des actinides | 19 |
| 3.1.1 Propriétés spectrométriques des actinides | 20 |
| 3.1.2 Etalonnage d'une installation anthroporadiamétrique..... | 21 |
| 3.2 Améliorations des techniques de détection..... | 22 |
| 3.2.1 Evolutions des systèmes de mesure depuis 30 ans..... | 22 |
| 3.2.2 Détecteurs germanium et recherches actuelles en métrologie | 23 |
| 3.3 Incertitudes en anthroporadiamétrie pulmonaire | 24 |
| 3.3.1 Détermination de l'épaisseur thoracique | 25 |
| 3.3.2 Variation de la teneur en graisse de la paroi thoracique..... | 27 |
| 3.3.3 Distribution de la contamination..... | 28 |
| 4 APPLICATION DES FANTOMES NUMERIQUES VOXELISES ET DU CALCUL MONTE CARLO EN ANTHROPORADIOMETRIE | 29 |
| 4.1 Principe..... | 29 |
| 4.1.1 Fantômes numériques..... | 29 |
| 4.1.2 Association des fantômes numériques avec un code de calcul Monte Carlo | 32 |

| | | |
|--|---|-----------|
| 4.2 | Apport de la technique en anthroporadiamétrie..... | 34 |
| 4.3 | Développement d'outils de calcul numérique en anthroporadiamétrie | 36 |
| 4.3.1 | Visual Monte Carlo in vivo (VMC in vivo) | 36 |
| 4.3.2 | MRIPP | 36 |
| 5 | PLAN DE THESE..... | 37 |
| | | |
| CHAPITRE II : DEVELOPPEMENT ET VALIDATION DE L'INTERFACE CEDIPE | | 39 |
| | | |
| 1 PRINCIPE DE L'INTERFACE CEDIPE | | 41 |
| 1.1 | Historique | 41 |
| 1.2 | Fonctionnalités..... | 42 |
| 1.2.1 | Reconstruction du fantôme numérique voxelisé | 43 |
| 1.2.2 | Ecriture du fichier d'entrée pour le code MCNP..... | 44 |
| 1.2.3 | Exploitation des résultats | 46 |
| 1.3 | Outils numériques associés..... | 48 |
| 1.3.1 | Logiciel Dosigray® | 48 |
| 1.3.2 | Code de calcul Monte Carlo MCNP | 51 |
| | | |
| 2 VALIDATION DE L'OUTIL CEDIPE POUR UNE INSTALLATION ANTHROPORADIAMETRIQUE MULTIDECTEURS..... | | 54 |
| 2.1 | Matériel et méthodes | 55 |
| 2.1.1 | Fantôme | 55 |
| 2.1.2 | Système de détection et mesure | 55 |
| 2.1.3 | Simulation..... | 56 |
| 2.2 | Résultats | 56 |
| 2.3 | Discussion..... | 58 |
| | | |
| 3 VALIDATION DE L'OUTIL CEDIPE POUR L'INSTALLATION REELLE DU LABM MARCOULE..... | | 60 |
| 3.1 | Modélisation du système de comptage | 60 |
| 3.2 | Validation de la modélisation des détecteurs avec des sources ponctuelles..... | 62 |
| 3.2.1 | Méthode..... | 62 |
| 3.2.2 | Résultats..... | 63 |
| 3.2.3 | Optimisation | 65 |
| 3.3 | Validation d'CEDIPE avec le fantôme Livermore..... | 68 |
| 3.3.1 | Matériel et méthodes | 68 |
| 3.3.1.1 | Mesure expérimentale..... | 68 |
| 3.3.1.2 | Simulation..... | 68 |
| 3.3.2 | Résultats..... | 69 |
| | | |
| CHAPITRE III : ETUDE DES INCERTITUDES METROLOGIQUES ET AMELIORATIONS | | 73 |
| | | |
| 1 PARTIE I : ETUDE DES INCERTITUDES | | 76 |
| 1.1 | Incertitudes liées à la mesure physique | 76 |
| 1.1.1 | Sensibilité liée au positionnement des détecteurs..... | 76 |
| 1.1.1.1 | Sensibilité au milieu du poumon droit | 76 |
| 1.1.1.2 | Sensibilité pour un système multidétecteurs | 79 |
| 1.1.2 | Incertitudes liées au fantôme physique d'étalonnage..... | 85 |
| 1.1.2.1 | Matériaux équivalent tissus | 85 |
| 1.1.2.2 | Etude spécifique des poumons physiques | 89 |
| 1.2 | Variations morphologiques entre fantômes physiques utilisés et individus à mesurer : cas du fantôme de Zubal..... | 94 |
| 1.2.1 | Fantômes numériques utilisés dans l'étude | 95 |

| | | |
|--|---|------------|
| 1.2.2 | Méthode..... | 97 |
| 1.2.2.1 | Calcul de l'épaisseur thoracique du fantôme de Zubal..... | 97 |
| 1.2.2.2 | Choix et comparaison des fantômes d'étalonnage..... | 98 |
| 1.2.2.3 | Simulation de la mesure anthroporadiométrique..... | 100 |
| 1.2.3 | Résultats et discussion..... | 101 |
| 2 PARTIE II : AMELIORATION DES INCERTITUDES METROLOGIQUES GRACE A | | |
| L'APPROCHE NUMERIQUE | | 103 |
| 2.1 | Amélioration de la correspondance entre fantôme d'étalonnage et personne à mesurer par la création d'une bibliothèque de fantômes numériques..... | 103 |
| 2.1.1 | Création de la bibliothèque de fantômes numériques voxélisés..... | 103 |
| 2.1.2 | Caractéristiques morphologiques des fantômes..... | 104 |
| 2.2 | Amélioration de l'estimation de l'épaisseur de paroi thoracique par le développement de nouvelles équations bioparamétriques..... | 107 |
| 2.2.1 | Contexte..... | 107 |
| 2.2.2 | Objectif..... | 110 |
| 2.2.3 | Méthode..... | 111 |
| 2.2.4 | Résultats..... | 112 |
| 2.2.5 | Comparaison des nouvelles équations bioparamétriques avec des équations référentes..... | 114 |
| CHAPITRE IV : ETUDE DE CONTAMINATIONS REALISTES | | |
| 1 APPROCHES DE CONTAMINATIONS PULMONAIRES INHOMOGENES | | 123 |
| 1.1 | Modèle de contamination par sources ponctuelles..... | 124 |
| 1.1.1 | Méthode..... | 124 |
| 1.1.2 | Résultats et discussion..... | 125 |
| 1.2 | Modèle de contamination par sources surfaciques..... | 128 |
| 1.2.1 | Méthode..... | 128 |
| 1.2.2 | Résultats et discussion..... | 128 |
| 2 CONTAMINATION PULMONAIRE REALISTE D'UN BABOUIN | | 130 |
| 2.1 | Partie expérimentale réalisée par le LRT..... | 131 |
| 2.1.1 | Description de l'expérimentation..... | 131 |
| 2.1.2 | Résultats expérimentaux..... | 133 |
| 2.2 | Reconstruction du fantôme numérique du babouin et de sa contamination pulmonaire..... | 134 |
| 2.2.1 | Acquisition des images scanner..... | 134 |
| 2.2.2 | Reconstruction du fantôme numérique du babouin..... | 135 |
| 2.2.3 | Création de sources pulmonaires..... | 137 |
| 2.3 | Simulation de la mesure anthroporadiométrique..... | 138 |
| 2.3.1 | Méthode..... | 138 |
| 2.3.2 | Résultats et discussion..... | 139 |
| 3 CONTAMINATION REELLE D'UN TRAVAILLEUR PAR PLAIE..... | | 141 |
| 3.1 | Contexte de l'incident..... | 141 |
| 3.2 | Estimation de l'activité présente par mesure anthroporadiométrique..... | 142 |
| 3.2.1 | Matériel et méthode..... | 142 |
| 3.2.2 | Résultats..... | 143 |
| 3.3 | Simulation numérique de la mesure anthroporadiométrique..... | 144 |
| 3.3.1 | Création et segmentation du fantôme numérique..... | 144 |
| 3.3.2 | Création de la géométrie de mesure..... | 145 |
| 3.4 | Estimation de l'activité présente par calcul Monte Carlo..... | 146 |
| 3.4.1 | Hypothèse 1 : source homogène dans la zone cicatricielle..... | 146 |
| 3.4.2 | Hypothèse 2 : source ponctuelle avec recherche du barycentre de la source..... | 148 |
| 3.4.3 | Hypothèse 3 : source volumique complexe..... | 150 |
| 3.5 | Bilan de l'étude de la plaie contaminée..... | 153 |

| | |
|---|------------|
| CHAPITRE V : SYNTHÈSE, DISCUSSION ET PERSPECTIVES | 155 |
| 1 BILAN DES DÉVELOPPEMENTS RÉALISÉS ET DE L'ESTIMATION DES INCERTITUDES | 157 |
| 1.1 Développement et validation de l'outil CEDIPE | 157 |
| 1.2 Bilan des incertitudes et discussion | 158 |
| 2 AMÉLIORATIONS PROPOSÉES AU COURS DE LA THÈSE | 162 |
| 2.1 Amélioration de l'étalonnage grâce à la détermination de nouvelles équations bioparamétriques | 162 |
| 2.2 Amélioration de l'estimation de l'activité retenue dans les plaies contaminées | 163 |
| 3 PERSPECTIVES OFFERTES PAR LA THÈSE POUR L'ÉTALONNAGE NUMÉRIQUE DES INSTALLATIONS | 164 |
| 3.1 Implémentation de la technique | 165 |
| 3.2 Création d'une bibliothèque de fantômes numériques | 166 |
| 3.3 Choix du fantôme numérique | 166 |
| 3.4 Mise en place pratique de la technique des étalonnages virtuels | 170 |
| 3.5 Perspectives pour la prise en compte des sources réalistes | 171 |
| CONCLUSION | 173 |
| REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES | 177 |
| ANNEXE 1 : GRANDEURS UTILISÉES EN DOSIMÉTRIE INTERNE | 193 |
| 1 DOSE ABSORBÉE | 193 |
| 2 DOSE ÉQUIVALENTE | 193 |
| 3 DOSE EFFICACE | 194 |
| 4 DOSE ENGAGÉE | 195 |
| ANNEXE 2 : FANTÔMES PHYSIQUES POUR L'ÉTALONNAGE D'UN SYSTÈME DE MESURE BASSE ÉNERGIE | 197 |
| 1 FANTÔME THORACIQUE LIVERMORE | 197 |
| 2 FANTÔME THORACIQUE JAERI | 199 |
| 3 FANTÔME RANDO | 200 |
| 4 PROCÉDE DE FABRICATION DES POUMONS PHYSIQUES D'ÉTALONNAGE | 201 |
| ANNEXE 3 : COMPOSITION ÉLÉMENTAIRE DES TISSUS | 203 |
| ANNEXE 4 : FORMALISME DE DÉTERMINATION DE L'ÉPAISSEUR DE PAROI THORACIQUE ÉQUIVALENTE | 209 |
| PUBLICATIONS RÉALISÉES AU COURS DE LA THÈSE | 213 |

INDEX DES FIGURES

| | |
|---|----|
| Figure I-1 : Imbrication des différents modèles de la CIPR..... | 12 |
| Figure I-2 : Représentation schématique de l'appareil respiratoire [ICRP-66, 1994]..... | 13 |
| Figure I-3 : Courbes de rétention du plutonium 239 (classe S, DAMA 5 µm) dans différents organes après inhalation de 1 Bq par un travailleur, calculées avec le logiciel DCAL [Leggett <i>et al.</i> , 1993]. | 16 |
| Figure I-4 : Système de comptage d'anthroporadiométrie pulmonaire du Laboratoire d'Evaluation de la Dose Interne (LEDI - site du Vésinet). | 19 |
| Figure I-5 : Etalonnage avec le fantôme Livermore du système anthroporadiométrique du LEDI (site de Fontenay-aux-Roses)..... | 21 |
| Figure I-6 : Modèle mathématique adulte de type MIRD. | 30 |
| Figure I-7 : Définition d'un voxel (images scanner thoraciques)..... | 30 |
| Figure I-8 : Image originale du projet "Visible Human" et visualisation 3D du fantôme VIP-MAN... | 31 |
| Figure I-9 : Comparaison du fantôme mathématique Eva et voxelisé Donna, élaborés par le GSF. | 32 |
| Figure II-1 : Description du fonctionnement du logiciel ŒDIPE et principaux développements réalisés au cours de ma thèse (en vert)..... | 43 |
| Figure II-2 : Fenêtre de positionnement du détecteur dans ŒDIPE..... | 45 |
| Figure II-3 : Affichage dynamique du détecteur et du fantôme numérique. | 45 |
| Figure II-4 : Comparaison des spectres simulés (blanc) et expérimentaux (rouge) obtenus avec une source de ²⁴¹ Am (a : spectre total ; b : pic à 59,54 keV). | 47 |
| Figure II-5 : Comparaison entre spectre calculé (rouge) et mesuré (noir) avec le logiciel de spectrométrie γ Génie-2000® pour un fantôme Livermore (contamination pulmonaire en ²⁴¹ Am). | 48 |
| Figure II-6 : Coupe thoracique segmentée avec Dosigray®. | 49 |
| Figure II-7 : Visualisation tridimensionnelle sous Dosigray® d'un fantôme numérique. | 50 |
| Figure II-8 : Fenêtre ŒDIPE d'importation des contours effectués avec le logiciel Dosigray®..... | 51 |
| Figure II-9 : Positionnement des détecteurs germanium par rapport au fantôme Livermore : a. Littérature [Kramer <i>et al.</i> , 1998], b. Visualisation de la géométrie de simulation par Sabrina®. | 55 |
| Figure II-10 : Comparaison avec ŒDIPE du spectre simulé (blanc) et du spectre expérimental (rouge) pour la position 1 (poumon droit haut). | 57 |
| Figure II-11 : Système de comptage du LABM de AREVA/COGEMA Marcoule. | 60 |
| Figure II-12 : Schéma d'un des 4 détecteurs LEGe, fourni par Canberra-Eurisys..... | 61 |
| Figure II-13 : Visualisation par le plotter MCNP d'une unité du système de comptage simulée (a. Vue sagittale ; b. Vue transverse au niveau des cristaux de germanium)..... | 62 |
| Figure II-14 : Géométrie de comptage pour les sources ponctuelles : a. Système expérimental, b. Visualisation Sabrina® de la géométrie simulée avec la source ponctuelle modélisée par une sphère pour vérifier sa position par rapport aux détecteurs..... | 63 |

| | |
|--|-----|
| Figure II-15 : Comparaison entre simulation et mesure pour des sources ponctuelles positionnées à différentes distances des détecteurs (somme des réponses des quatre détecteurs, normalisation par les données mesurées)..... | 63 |
| Figure II-16 : Influence de l'épaisseur de zone morte sur la réponse des détecteurs pour une distance source-détecteurs de 5 cm (somme des réponses des quatre détecteurs, normalisation par les données mesurées). | 66 |
| Figure II-17 : Fantôme Livermore et géométrie de détection (a. Système expérimental avec fantôme Livermore équipé de la plaque extrathoracique n°2, b. Visualisation Sabrina® du système de comptage simulé positionné au dessus du fantôme voxelisé Livermore). | 69 |
| Figure II-18 : Comparaison entre simulation et mesure pour les pics photoélectriques de ²⁴¹ Am et du ²³⁸ Pu avec le fantôme Livermore (somme des réponses des quatre détecteurs, normalisation par les données mesurées)..... | 70 |
| Figure III-1 : Visualisation Sabrina® du détecteur modélisé par rapport au fantôme numérique Livermore..... | 77 |
| Figure III-2 : Visualisation par le plotter MCNP (a. Coupe transverse) et Sabrina® (b. Vue du dessus ; tissus mous et os transparents) du détecteur modélisé par rapport aux poumons du fantôme numérique Livermore..... | 77 |
| Figure III-3 : Sensibilité du détecteur positionné au milieu du poumon droit (E = 59,54 keV ; ²⁴¹ Am). | 78 |
| Figure III-4 : Sensibilité du détecteur positionné au milieu du poumon droit (E = 17 keV ; ²³⁹ Pu). | 78 |
| Figure III-5 : Visualisations Sabrina® du positionnement des quatre détecteurs du système par rapport au fantôme numérique Livermore et à ses poumons (tissus mous et os transparents à droite). | 80 |
| Figure III-6 : Variations de la réponse des détecteurs en fonction de leur position sur l'axe tête-pieds à 59,54 keV (détecteurs positionnés au niveau de la partie : A. supérieure du poumon droit, B. supérieure du poumon gauche, C. inférieure du poumon gauche, D. inférieure du poumon droit)..... | 81 |
| Figure III-7 : Visualisation par plotter MCNP d'une coupe transverse au niveau de la base des poumons du fantôme Livermore..... | 82 |
| Figure III-8 : Variations de la réponse des détecteurs en fonction de leur position sur l'axe tête-pieds à 17 keV (détecteurs positionnés au niveau de la partie : A. supérieure du poumon droit, B. supérieure du poumon gauche, C. inférieure du poumon gauche, D. inférieure du poumon droit)..... | 84 |
| Figure III-9 : Comparaison des tissus Griffith et ICRU..... | 88 |
| Figure III-10 : Exemple de poumon physique droit du fantôme Livermore. | 89 |
| Figure III-11 : Variation de la densité des poumons physiques en fonction du jeu de poumons utilisé (étude réalisée par le LABM La Hague). | 91 |
| Figure III-12 : Géométrie de comptage des différents jeux de poumons physiques. | 92 |
| Figure III-13 : Visualisation Sabrina® du fantôme de Zubal..... | 95 |
| Figure III-14 : Fantômes physiques utilisés pour l'étalonnage de systèmes anthroporadiométriques pulmonaires : a) Livermore, b) JAERI, c) Rando. | 96 |
| Figure III-15 : Représentation par l'interface EDIPE d'une coupe transverse de différents fantômes voxelisés : a) Livermore (muni de sa plaque n°2), b) JAERI (muni de sa plaque), c) Rando, d) Zubal..... | 97 |
| Figure III-16 : Positionnement des détecteurs par rapport aux fantômes Livermore (a), JAERI (b), Rando (c) et Zubal (d)..... | 100 |

| | |
|--|-----|
| Figure III-17 : Efficacités comparées entre les différents fantômes d'étalonnage normalisées par rapport au fantôme de Zubal. | 101 |
| Figure III-18 : Positionnement des détecteurs par rapport aux poumons du fantôme Livermore (a), Jaeri (b), Rando (c) et Zubal (d)..... | 102 |
| Figure III-19 : Dispersion des rapports poids / taille des 33 personnes étudiées. | 104 |
| Figure III-20 : Visualisation d'une coupe scanner thoracique segmentée avec Dosigray [®] et du fantôme numérique associé dans OEDIPE. | 105 |
| Figure III-21 : Visualisation tridimensionnelle par Dosigray [®] d'un fantôme numérique de la bibliothèque..... | 105 |
| Figure III-22 : Mesures d'épaisseurs de muscle et de graisse sur une image scanner thoracique avec le logiciel Dosigray [®] | 106 |
| Figure III-23 : Représentation schématique du positionnement des 4 détecteurs germanium (vert) par rapport aux poumons (rouge) et des différents points de mesure d'épaisseur par rapport à un cristal de germanium..... | 106 |
| Figure III-24 : Variations de l'épaisseur thoracique calculée pour différents rapports poids/taille selon l'équation bioparamétrique choisie (étalonnage plutonium, incertitudes données à 1σ). | 109 |
| Figure III-25 : Différences entre les équations de référence et les nouvelles équations bioparamétriques, spécifiques des conditions de mesure des LABM français. | 110 |
| Figure III-26 : Epaisseurs calculées de plaque extrathoracique du fantôme Livermore en fonction du rapport poids/taille en considérant des plaques 50% muscle - 50% graisse, une épaisseur x_{ref} de 1,9 cm, et une énergie de 17 keV (lignes en pointillés définissant 68% des valeurs de x_{plaque}). | 112 |
| Figure III-27 : Représentation schématique du positionnement par rapport aux poumons du système de comptage utilisé par Vickers et composé de trois détecteurs germanium (détecteurs actifs en vert)..... | 114 |
| Figure III-28 : Comparaison des équations IRSN, Vickers et Anderson pour des photons de 17 keV (épaisseur thoracique antérieure du fantôme Livermore : 1,9 cm ; plaques extrathoraciques composées de 50% graisse – 50% muscle). | 117 |
| Figure III-29 : Comparaison des équations IRSN et Vickers pour des photons de 60 keV (épaisseur thoracique antérieure du fantôme Livermore : 1,9 cm ; plaques extrathoraciques composées de 50% graisse – 50% muscle). | 119 |
| Figure IV-1 : Représentation par OEDIPE du positionnement des sources ponctuelles par rapport au fantôme numérique Livermore..... | 124 |
| Figure IV-2 : Représentation schématique des positions des sources ponctuelles par rapport aux poumons du fantôme Livermore et au détecteur (coupe sagittale). | 125 |
| Figure IV-3 : Efficacités comparées entre les paires de sources ponctuelles et une contamination homogène pour un détecteur positionné au milieu du poumon droit. | 126 |
| Figure IV-4 : Comparaison de la moyenne des 10 sources ponctuelles et de la position 4 avec une contamination homogène. | 127 |
| Figure IV-5 : Visualisation par Dosigray [®] (a) et OEDIPE (b) du fantôme Livermore avec une marge pulmonaire de 1 cm..... | 128 |
| Figure IV-6 : Efficacités comparées entre les contaminations en couches et homogène. | 129 |
| Figure IV-7 : Anatomie du poumon gauche et droit d'un primate [Prot, 1994]..... | 132 |
| Figure IV-8 : Lobes pulmonaires et schéma de dissection. | 132 |
| Figure IV-9 : Activités massiques mesurées sur le primate euthanasié..... | 133 |

| | |
|---|-----|
| Figure IV-10 : Acquisition des images scanner du babouin..... | 135 |
| Figure IV-11 : Segmentation d'une coupe scanner thoracique du primate avec le logiciel Dosigray® et comparaison avec une coupe scanner thoracique d'un homme (178 cm, 73 kg)..... | 135 |
| Figure IV-12 : Visualisation 3D dans Dosigray® des poumons et de la moelle épinière du fantôme numérique du babouin (tissus mous en mode semi-transparent, os transparents). | 136 |
| Figure IV-13 : Système de mesure anthroporadiométrique primate – Ge(HP LOAX) - du LRT CEA/DSV/Bruyères-le-Châtel..... | 138 |
| Figure IV-14 : Visualisations Sabrina® et par plotter MCNP (coupe transverse passant par le centre des détecteurs) du positionnement des deux détecteurs germanium par rapport au fantôme numérique du babouin..... | 138 |
| Figure IV- 15 : Visualisation par plotter MCNP d'une coupe frontale du fantôme numérique du babouin (poumons en jaune, os en vert). | 140 |
| Figure IV-16 : Vue de la main de la personne contaminée. | 142 |
| Figure IV-17 : Vues de la mesure face dorsale (a) et face palmaire (b), plaie placée au contact de la fenêtre du détecteur..... | 143 |
| Figure IV-18 : Spectre anthroporadiométrique obtenu par la mesure en face palmaire. | 143 |
| Figure IV-19 : Vues frontale et transverses des images IRM utilisées pour la reconstruction du fantôme. | 144 |
| Figure IV-20 : Vue tridimensionnelle de la main droite obtenue dans Dosigray® (vue côté paume de la main, zone cicatricielle en jaune)..... | 145 |
| Figure IV-21 : Visualisations Sabrina® de l'ensemble main droite-détecteur pour les mesures dorsale (a) et palmaire (b)..... | 145 |
| Figure IV-22 : Comparaison des spectres simulés (en blanc) et mesurés (en rouge) pour la mesure d'une contamination homogène dans la zone cicatricielle, en face dorsale (à gauche) et palmaire (à droite)..... | 147 |
| Figure IV-23 : Cartographie réalisée sur la face dorsale..... | 151 |
| Figure IV-24 : Répartition de la contamination sur la face dorsale (Bq en ²⁴¹ Am)..... | 151 |
| Figure IV-25 : Cartographie réalisée sur la face palmaire..... | 151 |
| Figure IV-26 : Répartition de la contamination sur la face palmaire (Bq en ²⁴¹ Am). | 151 |
| Figure V-1 : Courbe d'étalonnage en efficacité virtuelle, élaborée à partir du spectre calculé pour une contamination pulmonaire du Livermore (détecteur LEGe positionné au milieu du poumon droit)..... | 165 |
| Figure V-2 : Echographies bidimensionnelles simples (a. fœtus ; b. kyste mammaire). | 167 |
| Figure V-3 : Echographies panoramiques (a. sein ; b. muscle). | 168 |
| Figure V-4 : Affichage multiplanaire 3D d'un fœtus. | 169 |
| Figure V-5 : Répartition de l'activité en ⁶⁰ Co dans différents organes suite à une inhalation aiguë d'une forme insoluble, calculée avec le logiciel Cyclomod (IRSN)..... | 172 |

INDEX DES TABLEAUX

| | |
|--|----|
| Tableau I-1 : Caractéristiques et composition en plutonium et américium du combustible à la sortie d'un Réacteur à Eau Pressurisée (REP), d'une usine de retraitement, et d'un combustible MOX [ICRP-38, 1983 ; Morel <i>et al.</i> , 1986 ; Carlson <i>et al.</i> , 1997 ; Doerfel <i>et al.</i> , 2005]. | 9 |
| Tableau I-2 : Répartition du dépôt des aérosols dans les différents compartiments pulmonaires pour deux valeurs de référence du DAMA, pour un homme respirant par le nez [ICRP-66, 1994]. | 14 |
| Tableau I-3 : Energie et intensité d'émission des principales raies X et gamma des plutonium 238 et 239, ainsi que de l'américium 241 [Browne et Firestone, 1986 ; Bland <i>et al.</i> , 1992 ; Morel <i>et al.</i> , 1994]. | 20 |
| Tableau I-4 : Comparaison des valeurs de limites de détection obtenues à l'aide d'un système de mesure pulmonaire équipé de détecteurs germanium pour quelques actinides et un temps de comptage de 30 minutes. | 23 |
| Tableau I-5 : Estimation des incertitudes lors de l'étalonnage de systèmes de mesure anthroporadiométrique pulmonaire. Valeurs observées pour le ²³⁹ Pu [Razafindralambo, 1995]. | 25 |
| Tableau I-6 : Transmission des photons selon leur énergie et le tissu traversé. | 28 |
| Tableau II-1 : Ecarts observés entre simulation et mesure pour les pics à 59,54 keV de ²⁴¹ Am et à 185,72 keV de ²³⁵ U pour une mesure 4 détecteurs à l'aide du fantôme Livermore et incertitudes associées (données à 1σ). | 57 |
| Tableau II-2: Ecarts observés entre simulation et mesure pour les pics à 59,54 keV de ²⁴¹ Am et à 185,72 keV de ²³⁵ U pour une mesure 4 détecteurs à l'aide du fantôme Livermore, après modification de positionnement des détecteurs, et incertitudes associées (données à 1σ). | 59 |
| Tableau II-3 : Rapport entre simulation et mesure (S/M) pour des sources ponctuelles décalées de 4 mm vers la droite pour une distance source-détecteur de 12 cm et écarts engendrés par ce décalage avec la simulation initiale. | 64 |
| Tableau II-4 : Effet de l'ajout d'une zone morte de 3 μm à chaque cristal de germanium sur le rapport entre simulation et mesure (normalisation par les données mesurées), pour des sources ponctuelles positionnées à 5 cm des détecteurs (somme des réponses des 4 détecteurs, incertitudes données à 1σ). | 67 |
| Tableau II-5 : Rapports entre simulation et mesure et incertitudes associées pour le fantôme Livermore renfermant des poumons "MOX" (somme de quatre détecteurs). | 69 |
| Tableau III-1 : Composition chimique élémentaire du polyuréthane utilisé pour la fabrication du fantôme Livermore, exprimée en pourcentage en masse [Griffith <i>et al.</i> , 1978 ; Meditest, 1993 ; IAEA, 2003]. | 86 |
| Tableau III-2 : Calcul par masse des compositions chimiques élémentaires des polyuréthanes (exprimées en pourcentage en masse) composant les matériaux équivalents 100% muscle et 50% muscle – 50% graisse à partir des compositions des polyuréthanes fournies par Griffith et MEDITEST, et comparaison avec les matériaux équivalents définis dans l'ICRU. | 87 |
| Tableau III-3 : Comparaison des compositions élémentaires et des densités des matériaux muscle et Griffith muscle définis par l'ICRU [ICRU-44, 1989]. | 88 |
| Tableau III-4 : Caractéristiques physiques des poumons contaminés en ²³⁵ U et en ²⁴¹ Am. | 90 |

| | |
|---|-----|
| Tableau III-5 : Efficacités absolues mesurées et calculées des différentes paires de poumons uranium à 185,72 keV..... | 92 |
| Tableau III-6 : Efficacités absolues mesurées et calculées des différentes paires de poumons américium à 26,35 keV et 59,54 keV..... | 93 |
| Tableau III-7 : Caractéristiques morphologiques des différents fantômes et comparaison avec l'homme de référence [ICRP-89, 2002]...... | 99 |
| Tableau III-8 : Comparaison des épaisseurs thoraciques fournies par les constructeurs et directement mesurées sur les images scanner à l'aide de Dosigray [®] pour les fantômes Livermore et JAERI..... | 99 |
| Tableau III-9 : Principales caractéristiques physiques des 33 hommes étudiés. | 104 |
| Tableau III-10 : Caractéristiques de la paroi thoracique des 33 personnes étudiées. | 107 |
| Tableau III-11 : Caractéristiques de différentes équations bioparamétriques déterminées pour des systèmes composés de 2 détecteurs phoswich [Dean, 1973 ; Fry et Sumerling, 1980 ; Sumerling et Quant, 1982] (basé sur [Kruchten et Anderson, 1990 ; Vickers, 1996] pour l'équation d'Anderson). | 108 |
| Tableau III-12 : Equations bioparamétriques IRSN permettant de calculer l'épaisseur de plaque extrathoracique du fantôme Livermore (x_{plaque} , en cm) en fonction du rapport poids/taille (P/T, en kg.cm^{-1}) de la personne à mesurer, et de différents paramètres d'étalonnage [Pierrat <i>et al.</i> , 2005c]. | 113 |
| Tableau IV-1 : Volumes des sources pour les différentes configurations estimés à l'aide de Dosigray [®] , et activité volumique normalisée par rapport à une contamination homogène..... | 129 |
| Tableau IV-2 : Composition isotopique d'un composé MOX de type MIMAS 4. | 131 |
| Tableau IV-3 : Caractéristiques en activité des différents lobes pulmonaires du babouin..... | 133 |
| Tableau IV-4 : Volumes des différents lobes du primate euthanasié et du babouin numérique. | 136 |
| Tableau IV-5 : Rappel de la distribution d'activité au sein des poumons du primate euthanasié. | 137 |
| Tableau IV-6 : Comparaison d'une contamination lobaire et homogène pour un système composé de deux détecteurs germanium (incertitudes données à 1σ). | 139 |
| Tableau IV-7 : Activités relatives des principaux émetteurs X et gamma mis en jeu..... | 146 |
| Tableau IV-8 : Comparaison de la simulation et de la mesure pour une contamination homogène dans la zone cicatricielle. | 147 |
| Tableau IV-9 : Comparaison de la simulation et de la mesure pour une source ponctuelle positionnée à mi-épaisseur de la main. | 148 |
| Tableau IV-10 : Comparaison de la simulation et de la mesure pour une source ponctuelle positionnée vers la face palmaire de la main..... | 149 |
| Tableau IV-11 : Comparaison de la simulation et de la mesure pour une source ponctuelle avec une position optimisée par itérations. | 149 |
| Tableau IV-12 : Comparaison de la simulation et de la mesure pour une source diffuse. | 152 |
| Tableau IV-13 : Comparaison de la simulation et de la mesure pour une source diffuse avec ajout d'une source ponctuelle. | 153 |
| Tableau V-1 : Estimation numérique des incertitudes sur différents paramètres liés à la mesure pour le ²³⁹ Pu et le ²⁴¹ Am et comparaison avec les anciennes données [Razafindralambo, 1995]. ... | 161 |

INTRODUCTION

La surveillance dosimétrique du personnel de l'industrie nucléaire exposé au risque de contamination interne par des actinides en situation normale ou accidentelle est un problème majeur pour la radioprotection. La législation française fixe une limite de dose annuelle de 20 mSv, pour la somme des expositions interne et externe, à respecter dans le cadre de l'exposition professionnelle [JO, 2003]. Pour satisfaire aux exigences de la réglementation, il est nécessaire de mettre en place une surveillance individuelle par des moyens performants pour estimer de manière fiable les niveaux d'exposition à l'aide de méthodes adaptées et pour prendre les dispositions nécessaires en cas de situation anormale.

Le Service de Dosimétrie Interne (SDI) de la Direction de la RadioProtection de l'Homme (DRPH) à l'Institut de Radioprotection et de Sécurité Nucléaire (IRSN) mène, en collaboration avec des partenaires industriels, des études de recherche et de développement pour faire face aux besoins de la surveillance individuelle des travailleurs susceptibles d'être exposés par contamination radioactive interne. Les recherches sont plus particulièrement centrées sur la mesure des actinides, éléments fortement radiotoxiques.

En plus des études et contrôles au poste de travail, deux méthodes de mesure sont mises en œuvre pour la surveillance des travailleurs exposés à un risque de contamination interne : l'analyse dans les urines et les selles des activités excrétées par l'organisme et la mesure anthroporadiométrique qui est basée sur la détection *in vivo* des raies X et gamma émises lors de la désintégration des radionucléides incorporés. L'analyse radiochimique des excréta permet d'obtenir de très bonnes sensibilités mais nécessite, d'une part, un temps de mesure important (jusqu'à une semaine) et, d'autre part, est très sensible à la variabilité biologique de l'excrétion, ce qui peut engendrer de larges incertitudes sur l'estimation de l'incorporation. L'anthroporadiométrie est, de par la rapidité de sa réponse, un outil privilégié de la surveillance médicale, permettant de quantifier l'activité retenue à un moment donné dans l'organisme ou dans un organe en particulier, et d'estimer l'incorporation initiale. Dans le cadre de la surveillance des personnes exposées à un risque de contamination par inhalation d'actinides, l'anthroporadiométrie est principalement utilisée pour estimer la rétention pulmonaire, technique qui sera plus particulièrement étudiée au cours de ce travail.

En effet, même si l'anthroporadiométrie pulmonaire se révèle être une technique très intéressante, elle est cependant limitée notamment par le fait que les actinides sont essentiellement des émetteurs alpha qui ne peuvent être détectés que *via* des photons secondaires associés de faible énergie et de faible intensité d'émission. Même si de nombreux développements en matière de détection ont eu lieu, la sensibilité de détection reste insuffisante.

Par ailleurs, l'amélioration de la mesure anthroporadiométrique pulmonaire ne passe pas uniquement par le développement d'une nouvelle technique de détection permettant d'abaisser les limites de détection, mais aussi par des évaluations plus précises des paramètres d'étalonnage conduisant à améliorer l'estimation de l'activité et les incertitudes associées. Ces dernières sont en effet considérables dans la mesure pulmonaire, en raison notamment de l'utilisation de mannequins anthropomorphes, également appelés fantômes physiques, pour l'étalonnage. Ceux-ci ne peuvent représenter, pour des raisons techniques, qu'une approximation de la géométrie de la personne à mesurer. Ces fantômes physiques étant déjà très sophistiqués, il est difficile de concevoir de nouveaux développements dans ce domaine.

Ce travail de thèse s'inscrit dans le cadre de la recherche d'une nouvelle voie d'amélioration des méthodes d'étalonnage pour tenter de diminuer les incertitudes systématiques rencontrées en anthroporadiométrie pulmonaire et ainsi permettre une meilleure estimation de la contamination. Il est apparu, comme il sera exposé dans le premier chapitre, qu'une des voies les plus prometteuses d'amélioration de la mesure anthroporadiométrique pulmonaire était l'utilisation de fantômes numériques dits voxélisés. Ces fantômes, issus il y a quelques années des progrès en matière d'imagerie médicale, sont basés sur l'utilisation des images scanner ou IRM de personnes et permettent une description réaliste des personnes à mesurer.

Toutefois, la plupart des fantômes voxélisés décrits dans la littérature présentent le désavantage de ne pas être semblables ni même adaptables à toutes les personnes bénéficiant d'une mesure anthroporadiométrique. Ainsi, de nouvelles recherches s'attachent à la reconstruction de fantômes numériques personnalisés, basés sur les données anatomiques spécifiques des personnes à mesurer obtenues à partir d'images scanner ou IRM [Franck *et al.*, 2001 ; Borisov *et al.*, 2002]. L'utilisation et la manipulation des fantômes numériques, ainsi que leur association à un code de transport des particules requièrent un outil informatique spécifique. Dans ce but, un logiciel convivial spécifique, nommé ŒDIPE (Outil d'Evaluation de la Dose Interne Personnalisée), a été développé par le laboratoire et utilisé pour réaliser les études présentées ici.

L'objectif de cette thèse est de répondre à la question suivante : quels sont les apports de ces fantômes numériques et des nouvelles techniques telles qu'ŒDIPE à l'amélioration des étalonnages en anthroporadiométrie ?

Cette question en amène logiquement d'autres plus spécifiques, comme par exemple, quelle est la meilleure façon de créer ces fantômes et de les associer à un code de calcul Monte Carlo ? ou bien encore, cette méthode est-elle valide pour reconstruire une mesure anthroporadiométrique pulmonaire ? et si tel est le cas, cette méthode est-elle intéressante pour étudier les incertitudes de mesure ? Enfin, compte tenu de la souplesse de cette technique, dans quelle mesure et à quel niveau

cette technique peut-elle permettre de modéliser de façon réaliste des contaminations internes et de les étudier dans des milieux complexes, tels que les poumons et les plaies contaminées ?

Ainsi pour répondre à ces questions, le travail de recherche a été organisé de la façon suivante : dans un premier temps, le premier chapitre introduit les difficultés posées par la surveillance des travailleurs exposés au risque de contamination interne par les actinides. Un état de l'art sur l'anthroporadiométrie pulmonaire est notamment proposé, en montrant l'intérêt et les améliorations possibles de la mesure grâce à l'utilisation des fantômes numériques.

Après une présentation des fonctionnalités de l'interface EDIPE et des développements effectués au cours de ma thèse afin de pouvoir mettre en place cette méthode innovante, le chapitre II expose la validation de la méthode pour des systèmes composés de quatre détecteurs germanium, configuration la plus répandue dans les Laboratoires d'Analyses de Biologie Médicale (LABM). Ce travail servira de base à l'introduction d'étalonnages numériques des installations anthroporadiométriques de routine.

Le chapitre III a pour objectif d'appliquer et d'étudier le potentiel de la méthode proposée à l'étude des incertitudes liées au système de mesure ou à l'utilisation de fantômes physiques lors de l'étalonnage, étude très difficilement réalisable par voie expérimentale. Deux améliorations de la mesure sont alors proposées. La première consiste à fournir de nouvelles équations bioparamétriques plus adaptées aux systèmes de mesure français pour estimer l'épaisseur thoracique des personnes à mesurer. La seconde est une bibliothèque de fantômes voxélisés thoraciques, proposée dans la perspective d'un étalonnage numérique des installations.

L'intérêt de l'utilisation des fantômes numériques par rapport à la méthode classique est particulièrement net pour simuler de façon réaliste des contaminations complexes. Ainsi, le potentiel de la technique a été appliqué à une étude de l'influence de l'hétérogénéité de répartition de la contamination au sein des poumons dans le chapitre IV. Ce travail a été réalisé à partir de données obtenues lors de contaminations de primates par inhalation, grâce à la mise en place d'une collaboration avec le Laboratoire de RadioToxicologie du CEA de Bruyères-le-Châtel. Par ailleurs, l'application de la méthode numérique au cas des plaies contaminées pour l'amélioration de la quantification de l'activité et de la détermination de la répartition de celle-ci dans le cadre d'un incident de contamination est également présentée.

Enfin, une synthèse générale des résultats est présentée dans le chapitre V, permettant de proposer de nouvelles voies de recherche basées sur l'utilisation des fantômes numériques voxélisés et de nouvelles techniques d'imagerie médicale telles que l'échographie ; la perspective d'utilisation des modèles biocinétiques sera également abordée afin de mieux prendre en compte la répartition de la contamination dans le corps.

**CHAPITRE I : ETAT DE L'ART EN
ANTHROPORADIOMETRIE PULMONAIRE ET
VOIES D'AMELIORATION**

Les travailleurs exposés à un risque de contamination interne par les actinides sont surveillés régulièrement, par différentes techniques dont l'anthroporadiométrie pulmonaire. Ce chapitre a pour but de présenter les avantages et les limites de cette technique, et les voies possibles d'amélioration.

Pour cela, après quelques rappels sur les actinides, les risques d'exposition et la biocinétique d'une contamination interne seront présentés. Nous nous pencherons ensuite sur les méthodes utilisées pour détecter et quantifier de telles contaminations. L'anthroporadiométrie pulmonaire sera plus particulièrement détaillée, en exposant ses avantages et ses limites. Pour améliorer la mesure anthroporadiométrique, différentes méthodes sont envisagées, telles que le développement de nouveaux systèmes de comptage ou encore l'application de méthodes numériques. Les potentialités des fantômes numériques associés à la simulation de la mesure par code Monte Carlo pour une application en anthroporadiométrie seront alors proposées et introduiront le travail réalisé pendant la thèse.

1 Contamination interne par les actinides

1.1 La famille des actinides

1.1.1 Généralités

La série des actinides, dont le nom provient de l'actinium ($Z=89$), est composée de quatorze éléments chimiques, dont les numéros atomiques sont compris entre 89 et 102. Seuls les quatre premiers éléments ont été trouvés en quantité notable dans la nature : l'actinium, le thorium, le protactinium et l'uranium.

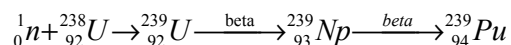
Les actinides dont les numéros atomiques sont supérieurs à celui de l'uranium (92) sont appelés éléments transuraniens. Ces éléments, tous radioactifs, sont produits en bombardant des atomes lourds par des neutrons ou des particules chargées accélérées. Dans l'ordre croissant des numéros atomiques, il s'agit du neptunium, du plutonium, de l'américium, du curium, du berkélium, du californium, de l'einsteinium, du fermium, du mendélévium et du nobélium.

1.1.2 Cycle du combustible et principaux actinides

L'uranium existe à l'état naturel dans les sols et les roches, sous la forme de trois isotopes : ^{238}U à 99,3% et ^{235}U à 0,7% de l'uranium total (rapports massiques) et il existe des traces de ^{234}U . Chaque année, des dizaines de milliers de tonnes d'uranium naturel sont manipulées. Elles sont successivement extraites dans les mines, purifiées puis enrichies isotopiquement, permettant la fabrication du combustible nucléaire. Ce dernier est classiquement composé de 3 à 4% en masse d'uranium 235, le reste étant de l'uranium 238, non fissile.

La capture neutronique par le combustible dans le réacteur conduit à la production de plutonium (Z=94). 15 isotopes, dont les masses atomiques varient entre 232 et 246, sont connus ; l'isotope le plus abondant est le plutonium 239.

Ce dernier est produit suite à la capture par des atomes d'uranium 238 de neutrons de fission de l'uranium 235, suivant la réaction :



Une partie de ce plutonium 239 subit à son tour fission ou décroissance radioactive. Le plutonium devient ainsi un mélange d'isotopes, parmi lesquels le plutonium 241, produit de la capture de deux neutrons par le plutonium 239. Emetteur bêta de période physique relativement courte ($T_{1/2} = 14,4$ ans), le ${}^{241}\text{Pu}$ se transforme en ${}^{241}\text{Am}$. Même si l'américium est généré en quantités moindres que le plutonium et, de ce fait, classé parmi les actinides « mineurs », il fait partie des éléments les plus toxiques produits dans les réacteurs nucléaires. C'est pourquoi l'américium et le plutonium font l'objet de la plupart du travail présenté dans cette thèse.

La composition isotopique du combustible à la sortie du réacteur dépend de nombreux paramètres liés à son histoire (composition initiale du combustible, type de réacteur, durée d'irradiation...) et est donc très difficile à connaître avec précision. Des exemples de composition isotopique de différents combustibles sont présentés dans le tableau I-1.

A la sortie du cœur du réacteur, les assemblages combustibles usés sont retraités. Lors du retraitement, le plutonium formé (dont près de 70% est fissile) est séparé chimiquement des produits de fission et d'activation, ainsi que de l'uranium restant dans le combustible irradié. Cette récupération du plutonium permet soit un stockage définitif, soit un recyclage afin de produire de nouveaux assemblages combustibles, notamment le MOX (Mixed Oxide Fuel).

Le combustible mixte MOX est habituellement composé d'un mélange d'oxydes d'uranium appauvri (93 à 95%) et de plutonium retraité (5 à 7%) (cf tableau I-1). Il est à noter que, quel que soit le procédé industriel de fabrication, "CObroyage CADarache" (COCA) ou "Micro Ionisation MASTer blend" (MIMAS), les poudres de MOX sont toujours hétérogènes [Massiot *et al.*, 1998].

Tableau I-1 : Caractéristiques et composition en plutonium et américium du combustible à la sortie d'un Réacteur à Eau Pressurisée (REP), d'une usine de retraitement, et d'un combustible MOX [ICRP-38, 1983 ; Morel *et al.*, 1986 ; Carlson *et al.*, 1997 ; Doerfel *et al.*, 2005].

| Isotope | Période (années) | Activité massique (Bq.g ⁻¹) | Pourcentage en masse (%) | | |
|-------------------|----------------------|---|--------------------------|--------------------|------|
| | | | REP | Après retraitement | MOX |
| ²³⁸ Pu | 87,7 | 6,335.10 ¹¹ | 2,23 (±0,69) | 0,30 | 1,2 |
| ²³⁹ Pu | 2,41.10 ⁴ | 2,296.10 ⁹ | 54,05 (±3,08) | 78,65 | 61,1 |
| ²⁴⁰ Pu | 6,56.10 ³ | 8,399.10 ⁹ | 23,18 (±0,67) | 14,64 | 23,5 |
| ²⁴¹ Pu | 14,4 | 3,810.10 ¹² | 12,98 (±1,42) | 5,55 | 8,8 |
| ²⁴² Pu | 3,75.10 ⁵ | 1,457.10 ⁸ | 5,94 (±1,32) | 0,86 | 4,2 |
| ²⁴¹ Am | 432,2 | 1,269.10 ¹¹ | 1,62 (±1,22) | 0 | 1,2 |

1.1.3 Toxicité

Le risque d'irradiation externe par les actinides est minime. En effet, les actinides étant essentiellement des émetteurs α , les particules émises sont arrêtées par la couche cornée de la peau. De plus, les photons X ou γ liés à ces désintégrations étant de faible énergie et de très faible intensité n'apportent pas une irradiation externe significative.

En revanche, lors d'une contamination interne, les actinides causent des dégâts importants dus à de longues périodes biologiques et au dépôt d'énergie élevé des particules α . C'est pourquoi tous les isotopes communs du plutonium et de l'américium présentent une très forte toxicité.

La toxicité chimique des actinides est souvent masquée par leur forte radiotoxicité, notamment dans le cas du plutonium (pour lequel les quantités létales radiologiques sont beaucoup plus faibles que celles chimiques), en raison de leur activité massique élevée [Métivier, 1997].

1.2 Exposition des travailleurs

La contamination interne par les actinides présente des risques importants pour l'individu en raison de leur radiotoxicité. C'est pourquoi seul sera étudié ce type d'exposition.

1.2.1 Modes d'incorporation

Trois principaux modes d'incorporation des actinides sont possibles : l'inhalation, l'ingestion et la blessure.

1.2.1.1 Inhalation

L'inhalation est considérée comme la voie la plus probable d'incorporation des actinides dans les ateliers du combustible [Bhattacharyya *et al.*, 1995]. Bien que le plutonium soit toujours manipulé en enceinte étanche (boîte à gants), une rupture de confinement est toujours possible, qui conduirait le travailleur à inhaler de l'air contaminé. Même si cette source de contamination est la plus probable, elle reste en général faible compte tenu des systèmes de protection mis en place (dépression dans les enceintes, détection des particules dans l'air) [Métivier, 1997].

Après inhalation d'un aérosol radioactif, une fraction de l'activité est directement exhalée ; le reste se dépose dans les poumons. Une partie des particules déposée est épurée vers l'appareil gastro-intestinal (cf paragraphe suivant sur l'ingestion). Les particules restantes dans le poumon sont phagocytées par les macrophages alvéolaires puis séquestrées dans les ganglions lymphatiques ou dissoutes dans le sang. Le modèle biocinétique de la contamination par inhalation est plus longuement décrit dans le paragraphe 1.3.

1.2.1.2 Ingestion

Pour le public, l'ingestion d'aliments ou de boissons contenant des radionucléides est la principale voie de contamination interne.

Pour les travailleurs, l'incorporation par le tractus digestif a lieu le plus souvent suite à une inhalation. La partie du plutonium redirigée vers le tractus gastro-intestinal par remontée mucociliaire peut être absorbée dans l'intestin grêle et passer dans la circulation sanguine. Cette absorption intestinale, caractérisée par la fraction absorbée f_1 de l'activité totale ingérée [ICRP-30, 1979], est fortement influencée par la forme physico-chimique du contaminant.

Par exemple, le dioxyde de plutonium, forme la plus courante du plutonium, est un composé très peu soluble ($f_1=10^{-5}$) et ne franchit donc que très peu la barrière intestinale. Il est donc éliminé principalement par voie fécale [ICRP-78, 1997].

1.2.1.3 Blessure

La blessure peut se produire, par exemple, lors d'une explosion d'enceinte de confinement ou lors d'une mauvaise manipulation d'objets coupants sous boîte à gants [Bhattacharyya *et al.*, 1995]. Plus rare que l'inhalation, ce type de contamination peut cependant conduire à une incorporation beaucoup plus significative [Métivier, 1997].

Suivant le type de blessure et la solubilité du contaminant, l'activité peut être retenue au niveau local, phagocytée par des macrophages et transportée vers les ganglions lymphatiques régionaux, ou dissoute dans le sang.

1.2.2 Mesures curatives

Les méthodes de décorporation peuvent comporter des procédures de réduction de déplacement des radionucléides à partir du site d'entrée et/ou des procédures de stimulation de l'excrétion [Bhattacharyya *et al.*, 1995].

Pour réduire le déplacement des actinides à partir du site d'entrée, on peut pratiquer l'excision chirurgicale dans le cas d'une plaie contaminée ou un lavage pulmonaire en cas d'inhalation de particules relativement insolubles [Métivier, 1994]. Ce dernier consiste à extraire, sous anesthésie générale, les macrophages alvéolaires des poumons et permet d'éliminer, en plusieurs séances, plus de 50% de la quantité inhalée [Nolibe *et al.*, 1989]. L'anesthésie représentant le risque principal, cet acte est réservé aux personnes en bonne santé et reste exceptionnel. En ce qui concerne les plaies, une intervention chirurgicale peut être pratiquée avec précaution afin d'analyser correctement la situation et de réduire au minimum les risques fonctionnels et anatomiques [Piechowski et Chaptinel, 2004].

Un traitement de la contamination au niveau du site d'entrée n'exclut pas d'autres traitements pour réduire la charge systémique. En ce qui concerne les actinides, un traitement par chélation est généralement pratiqué en parallèle afin d'améliorer l'excrétion des radiocontaminants. L'agent chélateur indiqué en cas de contamination interne par les transuraniens est le DTPA (acide diéthylène-triamine-pentaacétique). Généralement administré par injection, il se complexe avec le plutonium, accélérant son élimination dans les urines. L'élimination urinaire peut ainsi être augmentée d'un facteur 50 à 100 [Piechowski, 1995].

Cependant, le DTPA perd de son efficacité en cas d'inhalation de formes peu solubles. De plus, cet agent conduit aussi à éliminer certains métaux présents naturellement dans l'organisme, tels que le fer, le manganèse ou le zinc. Enfin, en cas de contamination massive par de l'uranium, le bicarbonate de sodium est préféré au DTPA, en raison d'un risque de néphrite aiguë dû à la précipitation de l'uranium dans les reins.

1.3 Biocinétique de la contamination après inhalation

La quantité et la distribution des radionucléides dans l'organisme varient au cours du temps, selon des phénomènes complexes de transport entre les organes et de dépôt dans les tissus. La Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR) propose différents modèles décrivant, en fonction du temps après incorporation, les transferts des radionucléides d'un organe ou tissu, représenté par un ou plusieurs compartiments, à un autre. Ces modèles permettent de prévoir la rétention des radionucléides dans les tissus cibles, et de calculer la dose délivrée aux organes par les rayonnements émis.

La figure I-1 présente les différents modes d'incorporation possibles, les modèles de transfert correspondants et leurs connections. L'inhalation étant la voie la plus probable d'incorporation des actinides pour les travailleurs de l'industrie nucléaire, le modèle pulmonaire est plus particulièrement détaillé ci-dessous.

La plaie représente également une voie importante d'incorporation des actinides. Cependant, à l'heure actuelle, aucun modèle plaie de référence n'est disponible ; un modèle est en cours de réalisation par le NRC (Nuclear Regulatory Commission) et devrait être ensuite adopté par la CIPR.

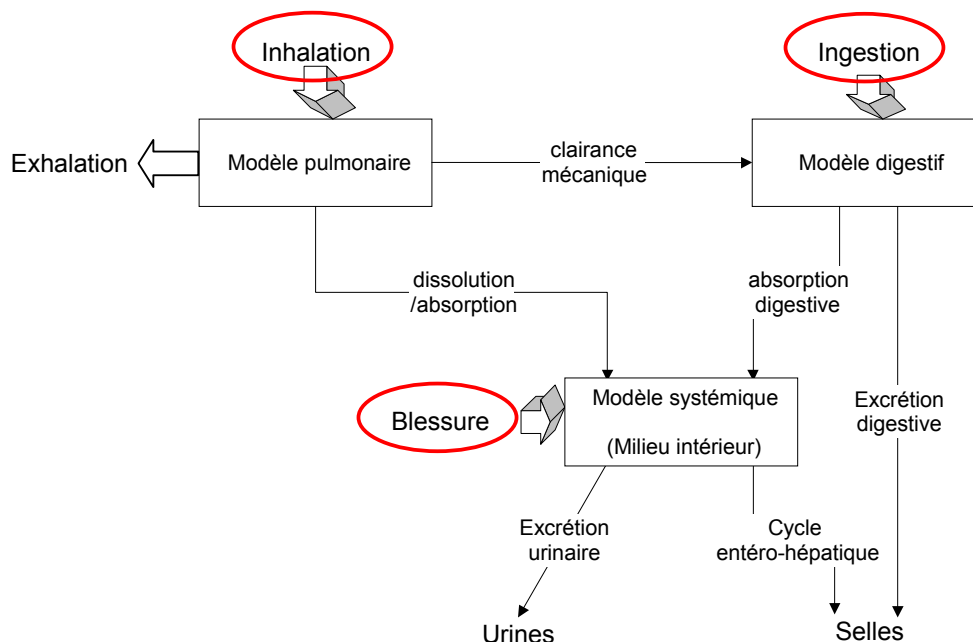


Figure I-1 : Imbrication des différents modèles de la CIPR.

Le premier modèle pulmonaire, recommandé dans la publication 30 de la CIPR [ICRP-30, 1979], a été entièrement révisé dans la publication 66 [ICRP-66, 1994]. Cette dernière version prend en compte des données supplémentaires sur les mécanismes de ventilation, améliorant la représentation des voies respiratoires, ainsi que d'autres paramètres tels que l'âge ou le mode de vie de l'individu.

1.3.1 Anatomie de l'appareil respiratoire

L'appareil respiratoire est divisé en plusieurs régions anatomiques par le modèle de la CIPR :

- la région extrathoracique, divisée en deux sous-parties :
 - le nez antérieur (ET₁),
 - le nez postérieur, le larynx, le pharynx et la bouche (ET₂).

- la région bronchique (BB), composée de la trachée et des bronches (générations 1 à 8 de Weibel),
- la région bronchiolaire (bb), composée des bronchioles (bronches dont le diamètre est voisin de 1 mm ; générations 9 à 16 de Weibel),
- la région alvéolo-interstitielle (AI), composée des alvéoles et de l'interstitium pulmonaire (région où se produisent les échanges gazeux).

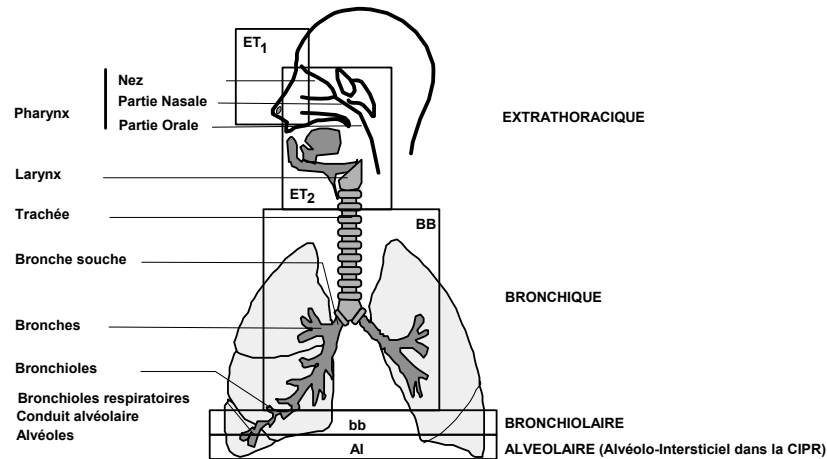


Figure I-2 : Représentation schématique de l'appareil respiratoire [ICRP-66, 1994].

1.3.2 Dépôt

Le modèle de dépôt décrit les voies aériennes comme une série de filtres où se déposent les particules durant l'inhalation et l'exhalation. La proportion et la répartition de ces particules sont directement affectées par les caractéristiques de l'aérosol, sa concentration dans l'air, la durée d'exposition et le mode respiratoire de l'individu.

Afin de tenir compte des caractéristiques physiques de l'aérosol considéré, le Diamètre Aérodynamique Médian en Activité (DAMA) des particules inhalées est utilisé et influence fortement la répartition du dépôt dans les régions de l'appareil respiratoire (cf tableau I-2). En effet, les particules de diamètre élevé sont déposées préférentiellement dans les voies aériennes supérieures et atteindront difficilement la région pulmonaire. En revanche, la fraction déposée dans le poumon profond est plus importante pour les particules plus fines ($0,01 \mu\text{m} < \text{DAMA} < 1 \mu\text{m}$).

Tableau I-2 : Répartition du dépôt des aérosols dans les différents compartiments pulmonaires pour deux valeurs de référence du DAMA, pour un homme respirant par le nez [ICRP-66, 1994].

| Région | % de l'activité inhalée | |
|-------------|-------------------------|------------------------|
| | DAMA = 1 μm | DAMA = 5 μm |
| ET | 40 | 74 |
| BB+bb | 3 | 3 |
| AI | 9 | 5 |
| Dépôt total | 52 | 82 |
| Expiration | 48 | 18 |

1.3.3 *Epuration*

Il existe deux mécanismes principaux et complémentaires d'épuration de l'appareil respiratoire :

- par remontée mécanique le long des voies respiratoires en direction du système gastro-intestinal (par lequel le matériau radioactif sera éliminé par voies naturelles) : le mucus présent sur la surface des bronches amène les particules déposées jusqu'à la région ciliaire puis les cils transportent l'ensemble jusqu'à l'œsophage (remontée mucociliaire),
- par absorption sanguine (ou solubilisation) ou lymphatique : suivant la solubilité du composé, une partie est dissoute dans le sang, auquel s'applique le modèle systémique de la CIPR, ou transportée *via* les vaisseaux lymphatiques vers les ganglions lymphatiques régionaux.

La fraction restante des particules déposées dans le poumon est phagocytée par les macrophages alvéolaires, cellules qui ont pour fonction d'épurer le poumon des particules exogènes. Deux heures après la fin de l'inhalation, on considère que la fraction restante des particules déposées dans le poumon a été phagocytée par les macrophages [Métivier, 1997]. Ces macrophages sont à leur tour évacués par remontée mécanique ou solubilisés dans le sang ou la lymphe.

La vitesse de l'épuration dépend de la profondeur de dépôt des particules. Moins le dépôt est profond, plus l'épuration est rapide. Ainsi des particules déposées dans les bronches sont épurées des poumons au bout de 24 heures [Clarke et Pavia, 1984].

Quant au transport vers le sang après solubilisation, il est spécifique de la substance déposée. En effet, la vitesse d'absorption varie selon la solubilité du composé inhalé : très rapide pour une substance à grande solubilité mais très lente pour des composés insolubles. C'est pourquoi la CIPR classe les

composés suivant trois types de référence selon leur vitesse de dissolution : rapidement solubles (F), moyennement solubles (M) et insolubles (S).

En conséquence, d'importantes variations de la rétention pulmonaire ont lieu en fonction du temps, de la région de dépôt et de la solubilité du composé inhalé. Ainsi, pour un composé insoluble, seule 21% de l'activité incorporée subsiste le lendemain de l'inhalation ; cette fraction diminue à 15% au-delà de 5 jours, se concentrant au niveau alvéolaire, et subit alors une épuration très lente [Piechowski et Menoux, 1985].

La distribution de l'activité est donc très probablement hétérogène dans les poumons quelques jours après l'inhalation.

1.3.4 Rétention pulmonaire

La rétention pulmonaire, qui dépend directement de la solubilité des composés, se concentre principalement dans la région alvéolo-interstitielle. Pour des particules insolubles déposées dans les alvéoles ou l'interstitium, l'épuration est très lente, causant une rétention d'activité relativement constante au-delà de 150 jours après l'inhalation.

Après dissolution dans le système sanguin, 10% du plutonium est filtré par le rein puis éliminé par voie urinaire ; les 90% restant sont dirigés vers les sites de rétention privilégiés que sont le foie et l'os (cf figure I-3). Les périodes moyennes de rétention dans ces tissus sont respectivement de 20 et 50 ans.

De plus, une petite fraction du plutonium est séquestrée sous forme particulaire dans les ganglions lymphatiques pulmonaires, où la période biologique est de 1000 jours. Dix ans après l'inhalation, les ganglions sont un site où la concentration relative en plutonium est très élevée [Métivier, 1997].

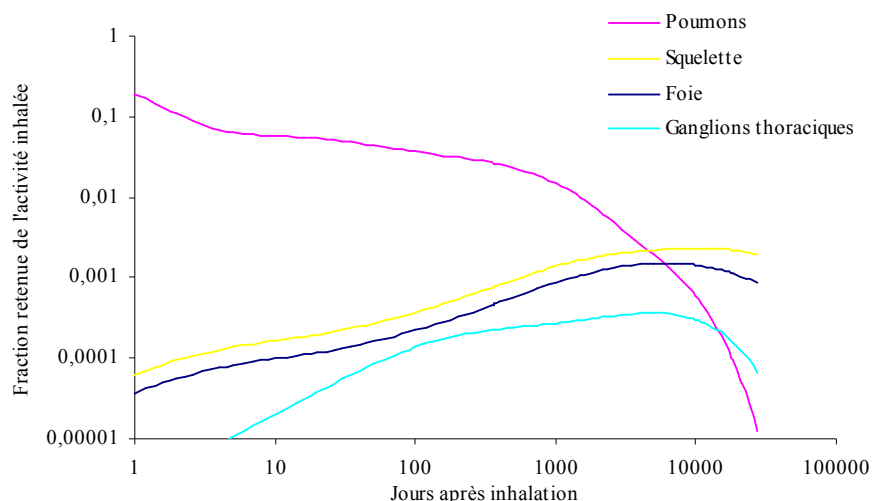


Figure I-3 : Courbes de rétention du plutonium 239 (classe S, DAMA 5 µm) dans différents organes après inhalation de 1 Bq par un travailleur, calculées avec le logiciel DCAL [Leggett *et al.*, 1993].

2 Surveillance des travailleurs

Les travailleurs exposés à un risque de contamination interne doivent faire l'objet d'une surveillance individuelle, qui a pour but de déterminer de manière aussi précise que possible les éventuelles activités incorporées afin d'évaluer les doses qui en résultent et de s'assurer du respect des limites de dose pour chaque individu.

2.1 Concept d'activité incorporée

La limite réglementaire de dose efficace (cf Annexe 1) est fixée à 20 mSv par an pour les travailleurs, en comptabilisant à la fois les expositions interne et externe [JO, 2003].

Afin de traduire en terme d'incorporation les limites de dose, les valeurs AI_{20} ont été définies [Delacroix *et al.*, 2004] et correspondent aux valeurs d'activité incorporées (exprimées en Bq) qui conduiraient pour chaque radionucléide à une dose efficace engagée égale à la limite de dose efficace de 20 mSv.

Ces valeurs, obtenues à partir des coefficients de dose, sont définies comme suit pour l'inhalation :

$$AI_{20inhalation} = \frac{20}{h(g)_{inhalation}}$$

où $h(g)_{inhalation}$ est le coefficient de dose exprimé en Sv.Bq⁻¹ (également appelé DPUI, Dose Par Unité d'Incorporation). Ces valeurs AI_{20} dépendent, comme il a été vu précédemment, de la forme physico-

chimique du radionucléide. Il convient de noter que cette valeur de AI_{20} correspond à une activité incorporée et non pas à une valeur de rétention d'activité.

2.2 Moyens de surveillance

Dans le cadre de l'industrie du combustible nucléaire où les contaminants sont principalement des émetteurs α , différentes techniques de mesure et d'analyse fournissent des données utiles pour assurer la surveillance du personnel. Deux types de surveillance des travailleurs sont distingués :

- La surveillance de routine qui, par des mesures à intervalles réguliers, vise à détecter une contamination accidentelle chez les travailleurs potentiellement exposés,
- La surveillance spéciale mise en œuvre en cas de contamination interne avérée pour en estimer les conséquences dosimétriques.

Face à un risque de contamination par inhalation, les mesures de la concentration atmosphérique au niveau des postes de travail sont couplées à une surveillance individuelle des travailleurs, ce qui permet de lever le doute sur une suspicion d'exposition. En cas d'exposition interne accidentelle, il convient d'estimer de manière rapide et fiable l'étendue de la contamination et sa gravité afin de guider l'éventuelle action thérapeutique et d'en évaluer l'efficacité. Une fois la première estimation dosimétrique réalisée, le suivi médical sera adapté en fonction des résultats obtenus.

La surveillance individuelle est réalisée de manière directe ou indirecte, respectivement par anthroporadiométrie, objet du présent travail de recherche, ou par analyse radiotoxicologique des excréta (urine et selles) [Bhattacharyya *et al.*, 1995]. Ces techniques permettent l'évaluation de l'incorporation, qui sert de base au calcul de la dose efficace engagée correspondante.

Les avantages et inconvénients de ces deux techniques pour la surveillance de routine et en cas d'accident, sont présentés ci-dessous.

2.2.1 Analyses radiotoxicologiques sur excréta

Cette technique consiste à détecter les quantités d'activité éliminées de l'organisme par voie urinaire et/ou fécale de façon naturelle ou après stimulation, par le DTPA par exemple. Elle est communément appelée méthode indirecte.

La spectrométrie α des excréta est considérée comme la méthode de référence pour la surveillance médicale des travailleurs exposés aux actinides [Harduin *et al.*, 1996] et est basée sur trois étapes principales. Tout d'abord, l'actinide à analyser doit être isolé de la matrice initiale (urines ou selles)

par minéralisation. Ensuite, les actinides sont séparés et purifiés par procédés chimiques. Une source électro-déposée est fabriquée avec ces actinides et enfin comptée par spectrométrie α .

En parallèle de la spectrométrie α , de nouvelles techniques apparaissent dans les laboratoires de routine. Parmi elles, se dégage la spectrométrie de masse à source de plasma par couplage inductif (ICP-MS) qui est aujourd'hui utilisée essentiellement pour l'analyse d'éléments à période longue comme le thorium ou l'uranium [Bouvier-Capély *et al.*, 2004]. En France, cette technique commence à être utilisée par les Laboratoires d'Analyses de Biologie Médicale, en particulier au CEA Marcoule pour la mesure de l'uranium.

Même si la sensibilité par spectrométrie α est grande et permet d'obtenir de très faibles limites de détection, les protocoles sont très lourds à mettre en œuvre et longs à réaliser. Par exemple, une spectrométrie α en couche mince sur des urines nécessite 3 jours de préparation chimique et 3 jours de comptage pour arriver à une limite de détection de l'ordre de 1 mBq.L^{-1} par isotope, ce qui est assez long en cas d'incident. De plus, l'estimation de l'incorporation initiale est très dépendante des modèles biocinétiques (cf §1.3) et sujet à de larges incertitudes liées à la variabilité inter-individuelle et à la procédure d'échantillonnage.

2.2.2 Anthroporadiamétrie

L'anthroporadiamétrie consiste à estimer l'incorporation des radionucléides en détectant à l'extérieur de l'organisme les rayonnements X ou gamma émis lors de leur désintégration ou qui leur sont associés. Cette technique, également appelée mesure *in vivo*, permet de quantifier l'activité retenue à un moment donné dans l'organisme ou dans un organe en particulier. L'utilisation de modèles biocinétiques permet ensuite d'estimer l'incorporation initiale.

Le principe de la mesure anthroporadiamétrique est toujours fondé sur la comparaison d'une mesure de référence réalisée avec un mannequin, également appelé fantôme physique d'étalonnage, renfermant une source d'activité connue, et de la mesure réelle sur l'individu.

De par la rapidité de sa mise en œuvre (entre 20 et 30 minutes), l'anthroporadiamétrie est un moyen de surveillance privilégié en cas d'incident de contamination [Toohey *et al.*, 1991]. De plus, l'évaluation dosimétrique est en général plus fiable qu'à partir des mesures radiotoxicologiques, en raison d'une moindre variabilité.

Pour les émetteurs gamma d'énergie élevée (> 200 keV), la mesure anthroporadiométrique est aisée. L'estimation de l'activité dans le corps entier peut alors se déduire avec une bonne précision de la mesure d'une région de l'organisme représentative. C'est la méthode classiquement utilisée pour détecter des produits de fission et d'activation tels que les isotopes du césium ou du cobalt car elle permet d'atteindre des limites de détection très basses, inférieures à 1/1000 des AI_{20} .

Pour ce qui est des émetteurs de plus faible énergie, la technique est utilisée essentiellement pour l'estimation de la rétention des actinides. Même si l'activité incorporée est distribuée dans l'organisme au cours du temps après une inhalation, les actinides sont essentiellement mesurables dans les poumons (cf figure I-4). Les autres sites de rétention privilégiés sont trop profonds pour la mesure.

L'anthroporadiométrie pulmonaire est plus longuement décrite dans le paragraphe suivant. La mesure basse énergie est néanmoins également possible au niveau d'autres localisations, comme les plaies contaminées, ou l'os du crâne ou du genou en cas d'ancienne et importante contamination.

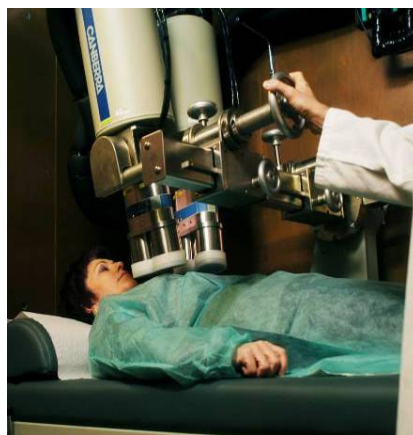


Figure I-4 : Système de comptage d'anthroporadiométrie pulmonaire du Laboratoire d'Evaluation de la Dose Interne (LEDI - site du Vésinet).

3 Anthroporadiométrie pulmonaire : état de l'art

3.1 Problématique de la spectrométrie des actinides

La mesure anthroporadiométrique pulmonaire est essentiellement utilisée pour le suivi des travailleurs exposés au risque de contamination par inhalation. Dans le cas de mesures d'actinides, en particulier pour les isotopes du plutonium sous des formes chimiques insolubles qui entraînent un niveau de rétention élevé, elle s'avère délicate en raison de sa faible sensibilité inhérente au principe de la mesure d'émetteurs alpha par l'intermédiaire des émissions X et γ associées.

3.1.1 Propriétés spectrométriques des actinides

Les actinides sont essentiellement des émetteurs alpha d'énergie moyenne proche de 5 MeV. Les particules alpha possédant un parcours de quelques micromètres dans les tissus, ces radioéléments ne peuvent donc être détectés par mesure externe que *via* les photons X et gamma associés aux désintégrations alpha. Les caractéristiques de ces photons pour l'américium 241 et les isotopes 238 et 239 du plutonium sont résumées dans le tableau suivant.

Tableau I-3 : Energies et intensités d'émission des principales raies X et gamma des plutonium 238 et 239, ainsi que de l'américium 241
[Browne et Firestone, 1986 ; Bland *et al.*, 1992 ; Morel *et al.*, 1994].

| | Energie (keV) | ²³⁸ Pu (%) | ²³⁹ Pu (%) | ²⁴¹ Am (%) |
|-------------|---------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Raies X | 13,6 | 4,2 | 1,65 | |
| | 13,9 | | | 13,01 |
| | 17,0 | | 2,36 | |
| | 17,1 | 5,2 | | |
| | 17,51 | | | 18,99 |
| | 20,3 | 1,15 | 0,568 | |
| | 21,01 | | | 4,815 |
| Raies gamma | 26,35 | | | 2,395 |
| | 51,62 | | 0,027 | |
| | 59,54 | | | 36,03 |

Il est possible de constater sur ce tableau que l'américium 241 bénéficie d'une raie gamma d'énergie relativement élevée (59,54 keV) et de forte abondance qui va être facilement détectable. Le plutonium, quant à lui, émet presque exclusivement des photons X de basse énergie (entre 13 et 21 keV) qui sont de plus peu abondants ; il existe un facteur d'environ 10 entre l'émission des photons du plutonium 239 avec ceux de l'américium 241.

Ces données sont proposées comme référence [AFNOR, en cours de validation] mais à l'heure actuelle, il n'existe pas vraiment de normalisation des tables des raies X, ces raies étant toujours mal connues. Ces données sont pourtant essentielles pour effectuer un étalonnage et un calcul d'activité corrects.

La mesure d'un composé MOX s'avère encore plus délicate : les photons X émis par l'uranium présent dans le composé possèdent des énergies similaires à celles du plutonium, rendant impossible la déconvolution des pics à basse énergie.

3.1.2 Etalonnage d'une installation anthroporadiométrique

Ces photons X et γ de basse énergie, émis avec de faibles probabilités, sont très fortement absorbés dans les tissus avant d'atteindre le détecteur, ce qui a pour conséquence de diminuer la sensibilité de la mesure et sa représentativité par rapport à l'ensemble des poumons, le détecteur ne 'voyant' que les radionucléides présents à faible profondeur et dans un angle solide limité.

Ces difficultés sont importantes pour de nombreux isotopes dont les raies gamma sont émises entre 50 et 200 keV ; elles deviennent critiques dans l'intervalle 10-30 keV, en particulier dans le cas de la mesure pulmonaire du plutonium (< 25 keV), conduisant alors à des erreurs de mesure importantes. C'est pourquoi l'étalonnage du système de comptage doit être effectué dans des conditions géométriques proches de la mesure.

Un certain nombre de fantômes anthropomorphes complexes ont été réalisés pour améliorer la précision de l'étalonnage d'un système de comptage pulmonaire, notamment le fantôme Livermore pour les hommes de type caucasien [Griffith *et al.*, 1978 ; Newton *et al.*, 1984] (cf figure I-5) et le fantôme JAERI, représentatif de l'homme standard japonais [Shirotani, 1988] (cf Annexe 2).

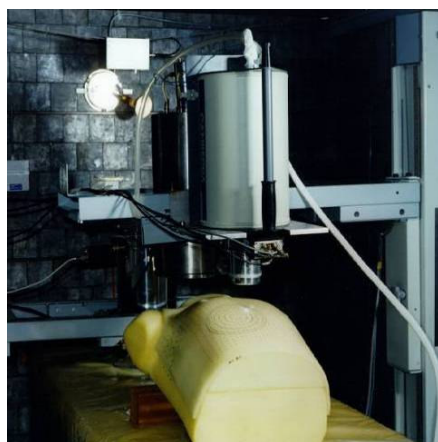


Figure I-5 : Etalonnage avec le fantôme Livermore du système anthroporadiométrique du LEDI (site de Fontenay-aux-Roses).

Ces fantômes physiques d'étalonnage sont conçus pour représenter le thorax le mieux possible, en particulier les poumons, les côtes et les tissus mous de la paroi thoracique, que ce soit au niveau de l'anatomie ou de la transmission des photons (les matériaux équivalents tissus utilisés pour la

fabrication de ces fantômes ont des coefficients d'atténuation linéaire similaires à ceux des tissus humains). Leur élaboration a donc nécessité plusieurs années de recherche et de développement. Diverses plaques extrathoraciques peuvent également être ajoutées au fantôme de base pour simuler différentes morphologies.

Bien que ces fantômes d'étalonnage soient déjà très sophistiqués, ils ne peuvent représenter pour des raisons techniques qu'une géométrie approximative de l'individu et ne contiennent généralement qu'une distribution uniforme des radioéléments dans les tissus contaminés (généralement les poumons).

3.2 Améliorations des techniques de détection

Outre la forte absorption photonique dans les tissus thoraciques, la surface de détection va également avoir une influence sur l'efficacité absolue de détection du système et ainsi sur la limite de détection du système. La diminution de ces limites de détection a été et est encore l'objet de nombreux efforts de développement.

Depuis les premiers développements ayant eu lieu dans les années 50, les techniques de mesure ont énormément évolué. Fruits de nombreuses recherches, la sensibilité et la qualité des mesures ont été considérablement améliorées depuis cette époque par l'introduction de systèmes multi-détecteurs de grande surface, et de systèmes informatiques permettant une analyse plus fine des spectres.

3.2.1 Evolutions des systèmes de mesure depuis 30 ans

La mesure du ^{239}Pu a tout d'abord conduit au développement des compteurs proportionnels à gaz permettant de couvrir une grande surface de détection et possédant une assez bonne résolution en énergie [Morucci, 1966]. Cependant, ce détecteur était pénalisé par sa faible efficacité intrinsèque au-delà de 30 keV.

C'est pourquoi les détecteurs de type phoswich ont alors été développés et largement utilisés pour la surveillance du personnel [Daburon et Rigaudière, 1976]. Assemblages de deux scintillateurs (NaI de faible épaisseur associé à un cristal plus épais de CsI, fonctionnant en anti-coïncidence), ils possèdent une efficacité de détection élevée mais un faible pouvoir de résolution qui ne leur permettait pas de séparer des raies X du ^{239}Pu .

L'utilisation des compteurs proportionnels et des détecteurs phoswich s'est de plus en plus marginalisée (bien que n'ayant toutefois pas disparu totalement des laboratoires) depuis l'apparition des détecteurs germanium de haute pureté (GeHP) il y a une vingtaine d'années. Ces détecteurs rassemblent à la fois les avantages des compteurs proportionnels (bonne résolution en énergie) et des détecteurs phoswich (efficacité de détection élevée).

3.2.2 Détecteurs germanium et recherches actuelles en métrologie

Composés de monocristaux de bonne qualité et de surface pouvant être assez importante, les GeHP offrent une excellente résolution en énergie (typiquement 0,5 keV pour les détecteurs germanium basse énergie ou LEGe), facilitant ainsi la mesure *in vivo* des actinides, y compris pour le plutonium [Falk *et al.*, 1979 ; Palmer et Rieksts, 1984]. Ils présentent également une efficacité intrinsèque élevée notamment sur la gamme allant de 10 à 200 keV (mais également pour des énergies plus élevées), ce qui les rend particulièrement bien adaptés à la détection des isotopes de l'uranium [Bérard et Aussel, 1994].

Certains systèmes utilisent jusqu'à huit détecteurs germanium. En augmentant ainsi le nombre de détecteurs, l'efficacité de détection va être optimisée en offrant une meilleure couverture du volume pulmonaire mais le bruit de fond va également être augmenté. Un compromis doit alors être trouvé.

De plus, ces détecteurs réclament l'utilisation de cryostats encombrants et complexes. Ce désagrément va limiter la surface de détection et a pour conséquence de ne pas permettre la diminution des limites de détection pour le ^{239}Pu . Le tableau I-4 compare les valeurs de $AI_{20\text{inhalation}}$ actuellement proposées pour ^{239}Pu , ^{241}Am et ^{235}U en se basant sur les données de la CIPR 78 [ICRP-78, 1997] aux limites de détection d'un système anthroporadiométrique composé de quatre détecteurs GeHP (DAMA considéré : 5 μm). Les variations de limites de détection présentées dans ce tableau sont dues aux variations d'épaisseurs thoraciques des personnes mesurées.

Tableau I-4 : Comparaison des valeurs de limites de détection obtenues à l'aide d'un système de mesure pulmonaire équipé de détecteurs germanium pour quelques actinides et un temps de comptage de 30 minutes.

| Elément | $AI_{20\text{inhalation}}$ (Bq) | LD (Bq) |
|-----------------------|---------------------------------|-----------|
| ^{235}U (S) | 3280 | 5-10 |
| ^{239}Pu (S) | 2410 | 3000-7000 |
| ^{241}Am (M) | 741 | 5-10 |

Il est possible de constater que si, pour ^{241}Am et ^{235}U , la limite de détection d'un système GeHP est bien inférieure aux $AI_{20\text{inhalation}}$, ce n'est pas le cas pour la mesure de ^{239}Pu . Or les valeurs AI_{20} correspondent à l'activité incorporée et non pas à la rétention d'activité au moment de la mesure, qui est de 10 à 15% de l'activité incorporée pour des composés insolubles. Ainsi, des quantités retenues aussi faibles que 120 Bq de ^{239}Pu sont comparées à des limites de détection qui sont de l'ordre de 3000 à 4000 Bq (selon l'épaisseur thoracique de la personne mesurée) [Pihet *et al.*, 1995].

Même si les systèmes GeHP demeurent à ce jour la référence pour la mesure pulmonaire du plutonium, les limites de détection pour le plutonium sont toujours élevées. Les semi-conducteurs fonctionnant à température ambiante semblent être la voie la plus prometteuse pour améliorer la mesure *in vivo*, notamment les détecteurs silicium [de Carlan, 1998]. Ces derniers possèdent une bonne résolution en énergie et permettent la réalisation de grandes surfaces de détection, pouvant induire une diminution des limites de détection jusqu'à environ 2000 Bq pour une surface de détection supérieure à 200 cm² [Franck *et al.*, 2000]. En conclusion, même si la sensibilité de détection peut être améliorée avec ces nouveaux systèmes, elle reste encore insatisfaisante.

3.3 Incertitudes en anthroporadiométrie pulmonaire

Différentes recherches [Razafindralambo, 1995 ; de Carlan, 1998] ont permis de montrer que la voie d'amélioration de la mesure ne passait pas uniquement par le développement d'une nouvelle technique de détection pour autant que celle-ci puisse permettre d'abaisser significativement la limite de détection, mais aussi par des évaluations plus précises des paramètres d'étalonnage permettant de réduire l'incertitude de mesure.

Un travail important sur l'estimation des erreurs systématiques rencontrées en anthroporadiométrie pulmonaire avait été réalisé au cours d'une précédente thèse effectuée au laboratoire [Razafindralambo, 1995]. Cette approche expérimentale ne permettait cependant pas une prise en compte complète des incertitudes.

L'incertitude systématique globale sur l'efficacité d'un système de comptage en anthroporadiométrie pulmonaire avait alors été estimée autour de 80% (à 2σ). Les sources de ces erreurs peuvent être séparées en deux grandes catégories : les erreurs liées à la mesure (dues à l'étalonnage ou liées à la géométrie du système de détection, appelés par la suite incertitudes "métrologiques") ou les erreurs liées aux personnes (dues notamment à la biocinétique de la contamination).

Tableau I-5 : Estimation des incertitudes lors de l'étalonnage de systèmes de mesure anthroporadiométrique pulmonaire. Valeurs observées pour le ^{239}Pu [Razafindralambo, 1995].

| Source d'incertitude | Ecart type relatif (% à 1σ)* |
|---|--------------------------------------|
| Positionnement des détecteurs | 9 |
| Variation du volume pulmonaire | 4 |
| Détermination de l'épaisseur thoracique | |
| - formules bioparamétriques | 19 |
| - sonde à ultrasons | 11 |
| - imagerie par résonance magnétique | 3 |
| Variation de la teneur en graisse du tissu thoracique | 13 |
| Distribution de la contamination | 33 |
| Incertitude globale | 41 (1σ) / 82 (2σ) |

* $S_x/x=(\Delta x/x)$ avec $\Delta x/x$ égal à l'erreur maximale estimée

D'après ce tableau, les incertitudes liées à la mesure pulmonaire sont majoritairement dues aux différences morphologiques entre le fantôme physique et la personne à mesurer (épaisseur thoracique et teneur en graisse des tissus thoraciques, volume des poumons ; soit une incertitude introduite de 46% à 2σ) et à la distribution hétérogène de contamination (66% à 2σ).

Concernant la déviation entre fantôme et personne, des facteurs correctifs ont pu être établis en vue d'une extrapolation à un individu donné mais leur fiabilité est limitée. Des améliorations peuvent toutefois être introduites en utilisant des techniques telles que l'imagerie par résonance magnétique, permettant une meilleure estimation de l'épaisseur de la paroi thoracique de la personne à mesurer.

Un approfondissement des trois principales sources d'incertitudes suggérées par le tableau I-5, à savoir la détermination de l'épaisseur thoracique, la variation de la teneur en graisse de la paroi thoracique et enfin la distribution de la contamination, est présenté ci-après.

3.3.1 *Détermination de l'épaisseur thoracique*

La forte atténuation dans les tissus humains des photons d'énergie inférieure à 100 keV (énergie moyenne du plutonium de l'ordre de 17 keV) étant un obstacle important pour la détection des radionucléides, la connaissance de l'épaisseur des tissus thoraciques et de leur composition chimique est cruciale pour une estimation correcte des facteurs d'étalonnage pour un individu donné. Une erreur d'un millimètre dans l'estimation de l'épaisseur thoracique engendre en moyenne 10% d'erreur sur

l'étalonnage en efficacité de détection pour du ^{239}Pu et donc sur l'activité présente dans les poumons [Fry et Sumerling, 1980].

Différentes techniques sont proposées pour estimer de façon plus ou moins fiable l'épaisseur de la paroi thoracique de la personne à mesurer, notamment les équations bioparamétriques, les ultrasons et l'IRM. Ces méthodes seront décrites ci-après.

➤ La plupart des laboratoires de surveillance des travailleurs estime l'épaisseur thoracique de la personne à mesurer en utilisant des équations bioparamétriques. Ces dernières sont basées sur la taille et le poids de cette personne et sont généralement satisfaisantes pour les sujets masculins et des photons d'énergie suffisamment importante ($> 100 \text{ keV}$). En revanche, pour des énergies inférieures, les équations bioparamétriques deviennent plus critiques et peuvent conduire à des erreurs importantes : de +284% à -73% pour le ^{239}Pu et de +42% à -39% pour le ^{241}Am [Vickers, 1996] ; il convient de noter que l'étude de Razafindralambo, qui estime cette erreur à 38% (2σ) pour le ^{239}Pu a été effectuée antérieurement [Razafindralambo, 1995].

De plus, ces équations sont dépendantes des conditions à partir desquelles elles ont été élaborées, c'est-à-dire du système de comptage et de la morphologie des personnes mesurées. Les équations bioparamétriques seront plus longuement discutées dans le chapitre III.

➤ Une autre technique assez communément employée est la mesure de l'épaisseur thoracique par ultrasons. L'erreur sur cette mesure est de l'ordre de $\pm 1,7$ à $\pm 2,1 \text{ mm}$ [Kruchten et Anderson, 1990 ; Kang *et al.*, 1993 ; Vickers, 1996]. Le positionnement de la sonde sur le thorax est un paramètre crucial en raison de l'importante variabilité de l'épaisseur du thorax, en particulier sur un axe droite-gauche ; en effet, dans une population normale, l'épaisseur des tissus peut varier de 15 mm au-dessus du sternum à 35 mm au dessus du milieu latéral du poumon, soit une variation de la transmission entre ces deux épaisseurs d'un facteur 10 pour les raies X du plutonium et de près de 50% pour l'américium [Sumerling et Quant, 1982]. Pour être correcte, l'estimation de l'épaisseur thoracique doit donc s'effectuer exactement en dessous de la position du ou des détecteurs employés pour la mesure. Un autre inconvénient de cette technique réside dans la dépendance du résultat avec l'opérateur : la façon de maintenir la sonde appuyée sur le thorax (plus la sonde sera appuyée sur la poitrine, plus l'épaisseur thoracique sera sous-estimée), l'angle d'inclinaison... vont également avoir une influence sur l'estimation d'épaisseur thoracique. L'incertitude liée à l'opérateur est estimée à 1 mm [Fry et Sumerling, 1980 ; Vickers, 1996].

➤ L'épaisseur thoracique de la personne peut également être estimée par imagerie par résonance magnétique (IRM) [Kang *et al.*, 1993]. Cette technique permet d'obtenir de faibles incertitudes sur l'estimation de l'épaisseur thoracique mais elle nécessite un équipement lourd et n'est pas utilisée dans les laboratoires de routine.

➤ Une autre technique, plus marginale, consiste à quantifier le rapport entre les surfaces de deux pics photoélectriques de radionucléides, la surface de ces pics étant représentative de la transmission des photons pour différentes énergies. Des études ont notamment été menées en ^{235}U et en ^{241}Am , respectivement pour les pics à 90 et 186 keV et à 26 et 60 keV [Kramer et Puscalau, 1993 ; Kramer et Burns, 1997].

De plus, indépendamment de la technique utilisée pour réaliser l'estimation (ultrasons ou IRM), l'épaisseur thoracique de la personne va être également fonction de la position dans laquelle est effectuée cette estimation. En effet, en raison de la gravité, la position assise diminue l'épaisseur thoracique moyenne d'environ 3 à 5 mm par rapport à une position allongée [Palmer *et al.*, 1989]. L'estimation de l'épaisseur thoracique par ultrasons ou IRM doit donc s'effectuer dans la même position que celle dans laquelle se trouvera la personne lors de la mesure anthroporadiométrique.

3.3.2 Variation de la teneur en graisse de la paroi thoracique

La paroi thoracique est composée d'un certain nombre de tissus, parmi lesquels on peut noter les os (côtes), les cartilages, le muscle et la graisse. Ces tissus possèdent des densités différentes et atténueront donc différemment les photons, surtout ceux de basse énergie.

En effet, alors que l'os est opaque aux photons de 17 keV (énergie moyenne du plutonium), 6 mm de muscle et 12 mm de graisse atténueront la moitié de ces photons ; il existe donc un facteur 2 entre l'atténuation du muscle et de graisse à 17 keV. Ainsi, dans le cas du plutonium, il est donc non seulement nécessaire d'avoir une estimation de l'épaisseur thoracique mais également de connaître la teneur en graisse du thorax du sujet à mesurer [Kang *et al.*, 1993].

L'épaisseur relative de graisse de la paroi thoracique varie généralement entre 15 et 40% ; pour une épaisseur thoracique moyenne de 25 mm, le facteur de calibration pour des sujets aux bornes de cet intervalle peut varier de 40% pour les isotopes du plutonium à moins de 2% pour ^{241}Am [Sumerling et Quant, 1982]. Ainsi, les mesures de teneur en graisse, effectuées par ultrasons ou IRM (techniques qui permettent une dissociation des tissus assez facile), ne sont vraiment cruciales qu'à 17 keV ; pour des énergies supérieures, le facteur composition tissulaire n'est plus aussi important (cf tableau I-6) et est considéré comme négligeable pour des énergies supérieures à 40 keV [Kramer et Burns, 1999].

Tableau I-6 : Transmission des photons selon leur énergie et le tissu traversé
(calculs réalisés avec PHOTCOEF).

| | 17 keV | 60 keV | 1 MeV |
|-----------------|--------|--------|-------|
| 1 cm d'os | 0% | 57% | 89% |
| 1 cm de muscle | 27% | 81% | 93% |
| 1 cm de graisse | 47% | 83% | 93% |

3.3.3 Distribution de la contamination

A la vue du tableau I-5, la distribution de la contamination dans les poumons représente la principale source d'incertitudes sur l'estimation de l'activité incorporée, notamment pour la mesure du plutonium.

A l'heure actuelle, l'étalonnage des systèmes de comptage est effectué dans des conditions homogènes, les poumons contaminés possédant en principe une distribution homogène d'activité. La distribution de la contamination est donc différente entre l'étalonnage et la mesure ; en effet, comme vu au §1.3, la distribution du matériau radioactif est hétérogène dans les poumons quelques heures après l'inhalation et donc l'hypothèse d'un dépôt homogène du radionucléide inhalé dans des poumons "réels" n'est pas réaliste.

D'autre part, à très basse énergie, l'auto-absorption dans le poumon est telle que 3 cm de poumons suffisent à absorber des photons de 13,6 keV, les photons d'énergie inférieure à 21 keV pouvant traverser jusqu'à 10 cm de poumons mais étant ensuite absorbés par les tissus thoraciques [Razafindralambo *et al.*, 1994]. Un dépôt hétérogène d'activité ne peut donc être détecté que si les photons émis sont situés juste en dessous du détecteur ; améliorer la mesure passe donc par une augmentation de la surface de détection. C'est pourquoi les systèmes multi-détecteurs sont la géométrie de comptage recommandée, permettant ainsi de minimiser les incertitudes liées à un dépôt hétérogène d'activité. Toutefois, Kramer a montré qu'à 17 keV, même en utilisant quatre détecteurs germanium de 70 mm de diamètre, l'activité peut être sous-estimée d'un facteur 4, surestimée d'un facteur 26 ou complètement ignorée (études expérimentales et par calcul Monte Carlo) [Kramer *et al.*, 1997a ; Kramer et Hauck, 1999]. L'incertitude sur l'estimation d'activité passe d'environ 300% à 60 keV à 180% à 1000 keV pour un dépôt hétérogène dans le poumon.

De plus, effectuer la somme de la contribution de chacun des détecteurs permet de minimiser les incertitudes induites par la géométrie du dépôt pulmonaire.

4 Application des fantômes numériques voxélisés et du calcul

Monte Carlo en anthroporadiamétrie

Si l'imagerie par résonance magnétique permet de réduire l'incertitude due aux différences morphologiques entre fantôme physique d'étalonnage et personne à mesurer, cette technique reste difficile d'accès. De plus, même si la sophistication des fantômes physiques est importante, ils ne représenteront toujours qu'une géométrie assez peu représentative de la personne à mesurer, les modulations d'une morphologie à une autre étant limitées.

Les limites de l'anthroporadiamétrie classique sont donc atteintes : il est impossible d'aller plus loin de façon expérimentale, que ce soit au niveau du développement des fantômes physiques ou de l'étude des incertitudes.

Pour tenter de diminuer les incertitudes systématiques rencontrées en anthroporadiamétrie pulmonaire et ainsi permettre une meilleure estimation de la contamination, il est nécessaire d'améliorer la technique. Il est apparu très rapidement qu'une des voies les plus prometteuses d'amélioration était l'utilisation de fantômes numériques associés à la simulation de la mesure par code Monte Carlo.

4.1 Principe

4.1.1 Fantômes numériques

Que ce soit à des fins anthroporadiométriques ou dosimétriques, l'utilisation de fantômes physiques anthropomorphes existe depuis de nombreuses années mais pose un certain nombre de problèmes ; c'est pourquoi des fantômes mathématiques ont été développés en parallèle. Ces derniers consistent en des représentations analytiques de l'anatomie humaine, définies à partir d'équations mathématiques.

Les premiers fantômes mathématiques ont été développés à des fins dosimétriques, notamment par le comité du MIRD (Medical Internal Radiation Dose) [Snyder *et al.*, 1969 ; Snyder *et al.*, 1978]. Le but n'était alors que d'approcher les principales caractéristiques des organes (forme, taille, localisation) en utilisant des équations faciles à résoudre afin de minimiser les temps de calcul (cf figure I-6). Mais cette description mathématique restait très approximative et simplifiée [Lemosquet *et al.*, 2002].

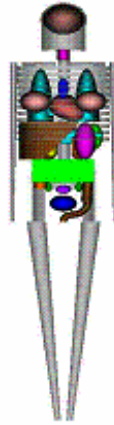


Figure I-6 : Modèle mathématique adulte de type MIRD.

Extrait de http://www.rpi.edu/dept/radsafe/public_html/projects.htm

Les avancées de l'imagerie médicale ont permis de faire apparaître, il y a quelques années, des fantômes numériques dits voxélisés. Ces derniers sont basés sur les données tomodensitométriques (ou scanner) de personnes ou sur des images IRM. En intégrant les pixels composant l'image sur l'épaisseur de coupe, des éléments de volume, appelés voxels, sont obtenus, d'où le nom de fantômes numériques voxélisés (cf figure I-7).

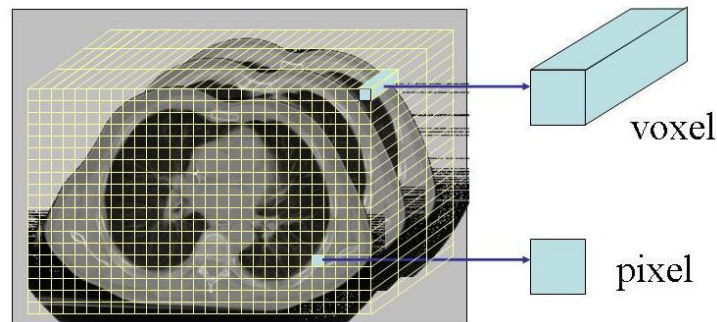


Figure I-7 : Définition d'un voxel (images scanner thoraciques).

De nombreux fantômes voxélisés sont définis dans la littérature, parmi lesquels :

- Le fantôme **VIP-MAN** (Visible Photographic MAN), développé à partir des images photographiques couleurs du projet "Visible Human" (cf figure I-8) [Xu *et al.*, 2000]. Ce projet consistait à créer une bibliothèque d'images (scanner, IRM et photographies prises au moment de la cryosection) représentant en totalité un homme et une femme adultes. L'homme considéré, âgé de 38 ans, mesurait 186 cm pour 90 kg mais il est possible pour l'utilisateur de modifier si nécessaire cette échelle de façon à faire concorder la taille et le poids avec un modèle particulier.

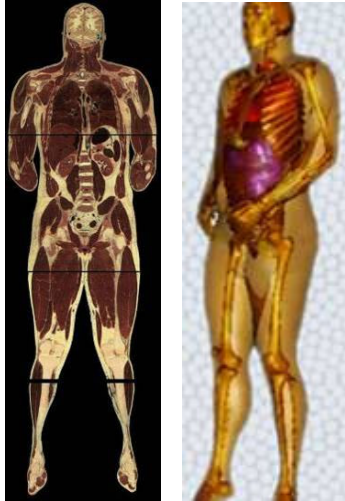


Figure I-8 : Image originale du projet “Visible Human” et visualisation 3D du fantôme VIP-MAN.

Images extraites des sites http://www.uchsc.edu/sm/chs/browse/browse_m.html et <http://www.rpi.edu/dept/NewsComm/sub/photos/vipman.jpg>

- Le fantôme VOXTISS8, plus communément appelé fantôme de **Zubal** : réalisé par l’équipe de G. Zubal à l’Université de Yale (<http://noodle.med.yale.edu/zubal/>), il a été segmenté à partir de coupes tomodensitométriques (scanner et IRM) d’un homme de 35 ans, de 178 cm pour 70 kg, donc assez proche de l’homme standard [ICRP-89, 2002]. A l’origine, il s’agissait d’un fantôme allant de la tête jusqu’à mi-cuisses, sans membres [Zubal *et al.*, 1994], puis d’autres équipes l’ont modifié pour obtenir un fantôme corps entier complet (ajout des bras et des jambes d’après les données du Visible Man).
- Les fantômes GSF (organisme de radioprotection allemand) [Zankl *et al.*, 1988 ; Petoussi-Henss *et al.*, 2002 ; Fill *et al.*, 2004] : après des modèles géométriques tels que Adam et Eva [Kramer R *et al.*, 1982] (cf figure I-9), une collection de fantômes anthropomorphes voxélisés d’âge et de sexe variés ont été développés, parmi lesquels **Golem** (homme, 38 ans, 176 cm, 69 kg), **Donna** (femme, 40 ans, 170 cm, 79 kg), **Child** (fille, 7 ans, 115 cm, 21,7 kg) et **Baby** (fille, 8 semaines, 57 cm, 4,2 kg).

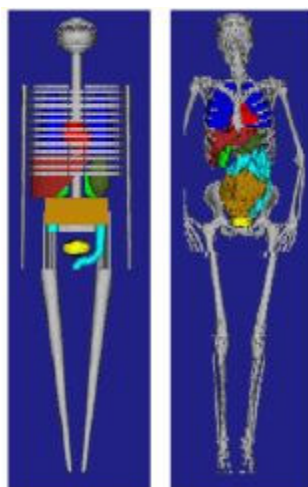


Figure I-9 : Comparaison du fantôme mathématique Eva et voxelisé Donna, élaborés par le GSF.

Images extraites du site <http://www.gsf.de/iss/medphys/eng/index.phtml>

- Les fantômes de l'ex-NRPB (organisme de radioprotection britannique, nouvellement Health Protection Agency): **NORMAN** et **NAOMI**, créés pour l'étude des champs électromagnétiques [Dinbylow, 1996, 2005]. NORMAN est dérivé d'un examen IRM corps entier d'homme (70 kg, 170 cm) et NAOMI, d'un examen IRM d'une femme (58 kg, 165 cm). Afin d'être en adéquation avec l'homme de référence défini dans la publication 66 de la CIPR [ICRP-66, 1994 ; ICRP-89, 2002], ces données ont été modifiées à 176 cm pour 73 kg (ajustement de la taille des voxels dans les trois dimensions) pour l'homme et à 163 cm pour 60 kg pour la femme.
- Les fantômes **MAX** et **FAX** [Kramer R *et al.*, 2003, 2004]. MAX a été reconstruit à partir du fantôme de Zubal, avec des masses d'organes ajustées pour être en adéquation avec l'homme de référence [ICRP-89, 2002]. FAX est directement reconstruite à partir d'images scanner d'une femme (37 ans, 165 cm, 63,4 kg), de morphologie proche de la femme de référence.

4.1.2 Association des fantômes numériques avec un code de calcul Monte Carlo

Associés à des codes de calculs de plus en plus performants et des calculateurs de plus en plus rapides, les fantômes voxelisés prennent une place grandissante dans le domaine de la dosimétrie des rayonnements ionisants et amènent de nombreux laboratoires internationaux à mener des recherches sur le potentiel de cette technique pour améliorer l'étalonnage en anthroporadiométrie. La CIPR va recommander des fantômes voxelisés pour la dosimétrie qui seront basés sur les travaux du GSF.

La première étape de la création d'un fantôme numérique voxélisé consiste à discrétiser l'anatomie des personnes à partir des images numériques acquises : c'est l'étape de segmentation qui consiste à associer un organe ou un tissu à chaque voxel du fantôme (cette étape sera plus détaillée dans le chapitre II). Un grand nombre d'organes et de tissus peuvent alors être identifiés, permettant à ces fantômes d'offrir une description beaucoup plus réaliste de l'anatomie humaine (forme, taille et localisation des organes) que les modèles mathématiques (cf figure I-9). Ce réalisme sera une donnée importante pour appliquer ces fantômes à des basses énergies, comme dans le cas de l'anthroporadiométrie pulmonaire.

Toutefois, plus le degré de réalisme souhaité sera élevé (nombre important de tissus ou d'organes requis), plus cette procédure de segmentation sera fastidieuse. En effet, même si cette étape peut être effectuée de façon automatique (algorithmes de traitement d'image), des retouches manuelles sont généralement nécessaires et vont prendre beaucoup de temps à l'opérateur qui devra également avoir des compétences en anatomie. Selon les applications, des compromis sur la finesse de la segmentation pourront être recherchés. A titre d'exemple, le fantôme de Zubal a nécessité plusieurs années de développement.

Après assignation des propriétés physiques (composition chimiques, densités), l'étape suivante est d'utiliser ces fantômes voxélisés et de les associer à un code de calcul Monte Carlo. Ces codes de calcul permettent le transport des particules dans la matière et ainsi la simulation des interactions rayonnements-matière ; les principaux codes employés en dosimétrie sont :

- MCNP [Briesmeister, 2000] et MCNPX [Hendricks, 2004],
- EGS4 [Nelson *et al.*, 1985] et EGSnrc [Kawrakow et Rogers, 2001],
- PENELOPE [Salvat *et al.*, 2003],
- GEANT4 [Geant4 Collaboration, 2003].

La méthode de calcul Monte Carlo et plus particulièrement le code MCNP seront détaillés dans le Chapitre II.

Même si les calculateurs sont de plus en plus rapides et les codes Monte Carlo de plus en plus performants, la principale limitation de l'utilisation de ces fantômes reste le temps de calcul important. Ce dernier reste prohibitif pour les problèmes qui demandent à la fois l'exploration de grands volumes et une définition fine de leurs constituants. Il est toutefois parfois possible de réduire le temps de calcul en modifiant le code utilisé ou encore la déclaration de la géométrie : par exemple, Chiavassa a réduit le temps de calcul d'un facteur égal ou supérieur à 100 en modifiant la déclaration de la géométrie dans MCNPX [Chiavassa *et al.*, 2005].

Compte tenu de la polyvalence de la méthode, l'utilisation des fantômes numériques et de la simulation Monte Carlo s'est peu à peu étendue dans d'autres domaines comme par exemple la recherche et le développement en anthroporadiamétrie depuis une dizaine d'années.

4.2 Apport de la technique en anthroporadiamétrie

Avant son utilisation en anthroporadiamétrie, la simulation Monte Carlo a déjà fait ses preuves en spectrométrie gamma. En effet, cette technique s'avère beaucoup moins coûteuse en argent et en temps que des développements expérimentaux. Les applications des simulations sont alors nombreuses, parmi lesquelles :

- l'aide à la conception de nouveaux détecteurs [Kramer *et al.*, 1997b ; Kramer *et al.*, 2000],
- l'évaluation des caractéristiques des détecteurs [Webb et Kramer, 2001],
- l'optimisation de la géométrie de comptage [Ulanovsky *et al.*, 1997 ; Kramer et Crowley, 2000a ; Gualdrini *et al.*, 2000 ; Moraleda *et al.*, 2004].

Si la géométrie de la source et les caractéristiques des détecteurs utilisés sont correctement définies, les valeurs prédites par le calcul concordent tout à fait avec les valeurs mesurées [Hickman *et al.*, 1994 ; Kramer et Crowley, 2000a].

En anthroporadiamétrie, l'association de la simulation Monte Carlo avec des fantômes numériques voxélisés s'avère encore plus intéressante et prometteuse, le gros avantage de cette méthode résidant dans la possibilité de réaliser des études qu'il aurait été très difficile voire impossible à effectuer de façon expérimentale. Toutes sortes d'études sont alors possibles, telles que l'étude ou le développement de fantômes physiques, l'étude d'incertitudes de mesures (notamment sur les effets d'une distribution de contamination hétérogène dans les poumons) ou encore de contaminations de plaies. Quelques applications extraites de la littérature sur l'utilisation de fantômes numériques sont présentées ci-après.

➤ Les fantômes numériques peuvent servir à valider (ou non) la correspondance des fantômes physiques avec les personnes mesurées, notamment à haute énergie au niveau de la distribution d'activité [Ishikawa et Uchiyama, 1997 ; de Carlan *et al.*, 2005] et à basse énergie, l'effet des variations morphologiques entre le fantôme physique utilisé pour l'étalonnage et le sujet à mesurer [Franck *et al.*, 2003]. Le but de cette méthode n'est pas dans l'immédiat de remplacer les fantômes physiques conventionnels pour l'étalonnage des systèmes de comptage, mais de les compléter à l'aide d'une procédure rapide, souple et à faible coût.

- La technique des fantômes voxélisés peut également être appliquée au développement de nouveaux fantômes physiques ou à l'amélioration de fantômes physiques existants [Kramer *et al.*, 2005]. L'équipe de Gualdrini a ainsi développé à partir de coupes scanner d'un fantôme d'étalonnage, un fantôme voxélisé tête ; ce dernier a ensuite permis d'optimiser la distribution de sources ponctuelles au sein du fantôme physique pour que cette distribution approche au mieux une distribution homogène dans l'os [Gualdrini *et al.*, 2000].
- Les erreurs liées aux paramètres d'étalonnage peuvent également être étudiées (cf tableau I-5), par exemple l'étude de la taille des organes, notamment la thyroïde [Kramer et Crowley, 2000b], ou bien entendu l'effet de distributions non homogènes d'activité, la distribution de la contamination engendrant la plus grosse incertitude sur l'estimation de l'activité incorporée chez le sujet mesuré. De nombreux auteurs orientent leurs recherches dans cette voie [Kramer *et al.*, 1997a ; Hunt *et al.*, 1998 ; Gualdrini *et al.*, 2000 ; Borisov *et al.*, 2003].
- Cette technique va notamment être utilisée pour les plaies contaminées : la localisation de la contamination peut être déterminée par le calcul et l'activité déterminée lors des mesures physiques précisée [Hickman *et al.*, 1994 ; de Carlan *et al.*, 2003]. L'estimation dosimétrique pourra alors être affinée.

Cependant, la plupart des fantômes voxélisés publiés dans la littérature présentent le désavantage d'être fondés sur des bases de données de fantômes numériques préétablies donc statiques ne permettant pas de simuler de géométries spécifiques. Même si des variations de taille et donc de corpulence sont possibles, le facteur d'échelle doit tout de même rester raisonnable afin de ne pas introduire de grosses erreurs dans les proportions anatomiques des organes. L'utilisation de ces fantômes statiques est donc problématique, étant donné que la précision du calcul dépend des similitudes entre la géométrie de comptage du fantôme physique et celle du fantôme numérique.

De nouvelles recherches s'appliquent désormais à étendre l'utilisation de ce principe à la reconstruction de fantômes numériques personnalisés, basée sur les données anatomiques spécifiques des personnes à mesurer, obtenues à partir d'images scanner ou IRM [Franck *et al.*, 2001 ; Borisov *et al.*, 2002]. C'est dans ce cadre que s'inscrit cette thèse.

4.3 Développement d'outils de calcul numérique en anthroporadiométrie

La complexité de construction des fantômes numériques voxélisés (prédéfinis ou spécifiques aux personnes à mesurer) et leur association avec des codes de calcul Monte Carlo ont amené plusieurs laboratoires à développer des interfaces spécifiques, l'écriture du fichier d'entrée du calcul étant impossible à écrire manuellement. Ces interfaces permettent :

- de gérer les fantômes numériques voxélisés, de les segmenter si nécessaire,
- de recréer l'environnement d'une mesure anthroporadiométrique (sources, détecteurs),
- d'écrire le fichier d'entrée pour le code Monte Carlo,
- d'assurer l'exploitation du fichier de sortie.

Deux de ces interfaces sont présentées : Visual Monte Carlo *in vivo* développée à l'institut de radioprotection brésilien (IRD), et MRIPP, développée au laboratoire Lawrence Livermore (LLNL, Etats-Unis). Ces deux interfaces présentent toutefois l'inconvénient de travailler avec des fantômes pré-définis donc statiques.

4.3.1 Visual Monte Carlo in vivo (VMC in vivo)

L'équipe de Hunt a développé une interface spécifique, VMC *in vivo*, écrite en Visual Basic[®], pour associer un fantôme voxélisé statique (Norman ou Zubal) à un programme de simulation par méthodes de Monte Carlo [Hunt *et al.*, 1998, 2003]. Cette interface permet la création de contaminations internes (ou le positionnement d'une source externe), le transport des photons dans les tissus et la simulation de la détection des rayonnements.

Ce programme a déjà été testé et validé pour de nombreuses contaminations, parmi lesquelles notamment des contaminations pulmonaires en américium 241 et en uranium naturel ou des contaminations corps entier en césium 137 [Hunt *et al.*, 2000].

4.3.2 MRIPP

Les travaux de l'équipe de Hickman ont porté sur le développement d'un logiciel mettant à profit les données anatomiques obtenues par IRM, cette technique permettant de discriminer assez aisément les tissus adipeux des autres tissus.

Diffusée par la banque de données NEA (Nuclear Energy Agency) [RSICC, 1997], l'interface MRIPP (Magnetic Resonance Imaging Photon Phantom) permet d'une part de choisir un fantôme voxélisé dans une bibliothèque ou alors de modéliser un fantôme numérique spécifique sur la base des

informations anatomiques obtenues par IRM, et d'autre part d'écrire un fichier d'entrée MCNP en fonction de la géométrie souhaitée, contenant également le calcul des facteurs d'étalonnage spécifiques aux individus.

La bibliothèque comporte à ce jour 33 fantômes [Hickman et Firpo, 1997] ; plusieurs positions (debout, allongés, assis les jambes droites ou assis les jambes pliées) peuvent être simulées en déplaçant différentes portions des IRM.

Pour s'affranchir de la limitation intrinsèque à MCNP des 100000 voxels, la résolution initiale des images est réduite en moyennant les propriétés des voxels adjacents. La segmentation des images s'effectue en même temps que l'écriture du fichier MCNP : chaque voxel est une cellule et la composition de chacun d'entre eux est déterminée d'après sa localisation par rapport aux autres voxels [Mallett *et al.*, 1995].

5 Plan de thèse

Nous avons ainsi pu voir les difficultés posées par l'anthroradiométrie pulmonaire, difficultés intrinsèques aux actinides ou relatives à l'étalonnage, notamment à l'utilisation de fantômes physiques qui ne peuvent pas représenter de façon fidèle la personne à mesurer.

Afin de s'affranchir des limitations de fantômes physiques, de plus en plus d'équipes associent code Monte Carlo et fantômes numériques voxelisés, techniques rendues possibles en raison des avancées dans le domaine de l'informatique et de l'imagerie médicale (scanner ou IRM). Dans la plupart des cas, les fantômes numériques utilisés sont statiques ; même si des variations de corpulence sont possibles, l'utilisation de tels fantômes est problématique, étant donné que la précision du calcul dépend des similitudes entre la géométrie de comptage du fantôme physique et celle du fantôme numérique.

Cette thèse propose une approche innovante en permettant la reconstruction de fantômes numériques personnalisés, directement reconstruits à partir des images scanner ou IRM des personnes à mesurer. Pour associer ces fantômes au code de calcul Monte Carlo MCNP, une interface conviviale, appelée "CEDIPE" (Outil d'Evaluation de la Dose Interne Personnalisée), est en développement au laboratoire depuis 1997.

Après la présentation de cette interface et des différents développements effectués au cours de cette thèse, différentes potentialités seront étudiées afin de répondre à la question suivante : quels sont les apports de ces fantômes numériques et des nouvelles techniques telles qu'CEDIPE à l'amélioration des étalonnages en anthroradiométrie ?

Pour en faire la démonstration, les études seront menées comme suit :

- la validité d'ÆDIPE pour la simulation de systèmes multidétecteurs réels sera tout d'abord examinée, fonctionnalité qui permettra d'effectuer des étalonnages numériques des installations (Chapitre II),
- les incertitudes rencontrées en mesure seront largement étudiées, ce qui permettra d'apporter des améliorations, notamment au niveau des équations bioparamétriques (Chapitre III),
- enfin, une étude spécifique de différents types de contaminations hétérogènes et réalistes sera réalisée (Chapitre IV), les distributions de contaminations hétérogènes étant une des principales sources d'incertitudes.

Enfin une synthèse des principaux résultats sera proposée, en discutant des voies de recherche à poursuivre afin de davantage mettre en valeur le potentiel de cette technique (Chapitre V).

**CHAPITRE II : DEVELOPPEMENT ET VALIDATION
DE L'INTERFACE ŒDIPE**

1 Principe de l'interface CEDIPE

En développement continuels au LEDI, CEDIPE (Outil d'Evaluation de la Dose Interne Personnalisée) est une interface graphique permettant de recréer de façon fidèle tous les paramètres relatifs à une mesure anthroporadiométrique, ou de calculer les doses délivrées dans des organes ou tissus. L'originalité de cet outil réside dans sa possibilité de reconstruire des fantômes numériques personnalisés à partir d'images médicales (scanner ou IRM), de générer de façon automatique le fichier d'entrée pour le code de calcul MCNP et de permettre une visualisation des résultats obtenus par le calcul.

Dans cette partie, nous présenterons l'outil CEDIPE et ses fonctionnalités, un outil de traitement d'image ainsi que le code de calcul Monte Carlo utilisé. Les différents développements informatiques réalisés au cours de cette thèse seront également détaillés.

1.1 Historique

A l'origine, l'interface graphique ANTHROPO développée au laboratoire était conçue pour améliorer les étalonnages en anthroporadiométrie [Franck *et al.*, 2001 ; Borisov *et al.*, 2002]. Grâce à une grande flexibilité, cet outil s'est élargi à l'estimation de la dose interne et fut donc renommé CEDIPE, acronyme d'Outil d'Evaluation de la Dose Interne Personnalisée.

Fruit de 7 années de développement au sein du laboratoire, CEDIPE permet donc d'une part de simuler des mesures anthroporadiométriques et d'améliorer leurs étalonnages [Franck *et al.*, 2003], et d'autre part de calculer des distributions de dose à l'échelle d'un organe ou d'un tissu suite à une contamination interne (accidentelle ou thérapeutique, comme dans le cas de la radiothérapie interne) [de Carlan *et al.*, 2003 ; Chiavassa *et al.*, 2005].

L'interface ANTHROPO puis CEDIPE a été développée grâce à l'environnement de développement PV-Wave[®], qui est particulièrement intéressant pour le traitement et la visualisation des données. En effet, il a permis de réaliser de multiples interfaces graphiques conviviales, que ce soit pour la création rapide du fantôme numérique, la création automatique du fichier d'entrée MCNP ou encore la visualisation des résultats. Ecrits en langage PV-Wave[®], tous les codes sources sont disponibles et modifiables en fonction des besoins de l'utilisateur.

Pour les besoins de la thèse, j'ai effectué des développements dans plusieurs modules d'CEDIPE. Au niveau reconstruction du fantôme numérique, j'ai participé à la mise en place d'un module pour importer les contours Dosigray[®] et ainsi créer des fantômes numériques ; j'ai ensuite travaillé au niveau de la définition des matériaux les composant. Au niveau détecteurs, j'ai mis en place une visualisation du positionnement du détecteur par rapport au fantôme numérique en trois dimensions,

ainsi que l'implémentation de l'interface pour un système multidétecteurs. Enfin, j'ai créé une passerelle entre ŒDIPE et le logiciel de spectrométrie γ Génie-2000[®] pour une meilleure exploitation des fichiers de sortie MCNP. Ces développements seront détaillés dans le paragraphe suivant.

De plus, j'ai participé au portage à la fin de l'année 2004 de l'interface ŒDIPE en langage IDL[®] (Interactive Data Language), qui permet d'offrir des fonctionnalités orientées pour des applications médicales. Ainsi, l'interface a évolué vers une dynamique plus appliquée à une exploitation directe par les professionnels de santé (LABM ou hôpitaux), avec l'implémentation notamment d'un gestionnaire de base de données patients ainsi que le traitement direct d'images médicales de format DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine - format le plus répandu en milieu hospitalier et qui n'était pas géré par PV-Wave[®]). L'environnement IDL[®] permet de plus l'amélioration d'un certain nombre de fonctionnalités existantes, telles que par exemple, une visualisation 3D plus performante.

1.2 Fonctionnalités

Le fonctionnement général d'ŒDIPE, qui sera détaillé par la suite, est basé sur plusieurs modules (cf figure II-1 ; les développements effectués au cours de ma thèse sont représentés en vert). Le module ❶ consiste à définir les paramètres nécessaires à la création du fichier d'entrée MCNP (fantôme, source(s), détecteur(s), géométrie de détection) ; à partir de ces données, ŒDIPE va générer de façon automatique ce fichier d'entrée (❷). L'étape suivante est alors le calcul Monte Carlo sur des stations de travail dédiées, fonctionnant sous un environnement Unix(❸). Une fois le fichier de sortie MCNP écrit, les données pertinentes pourront être extraites dans ŒDIPE (❹) et visualisées sous forme d'isodoses ou de spectres de dépôt d'énergie dans le détecteur (❺).

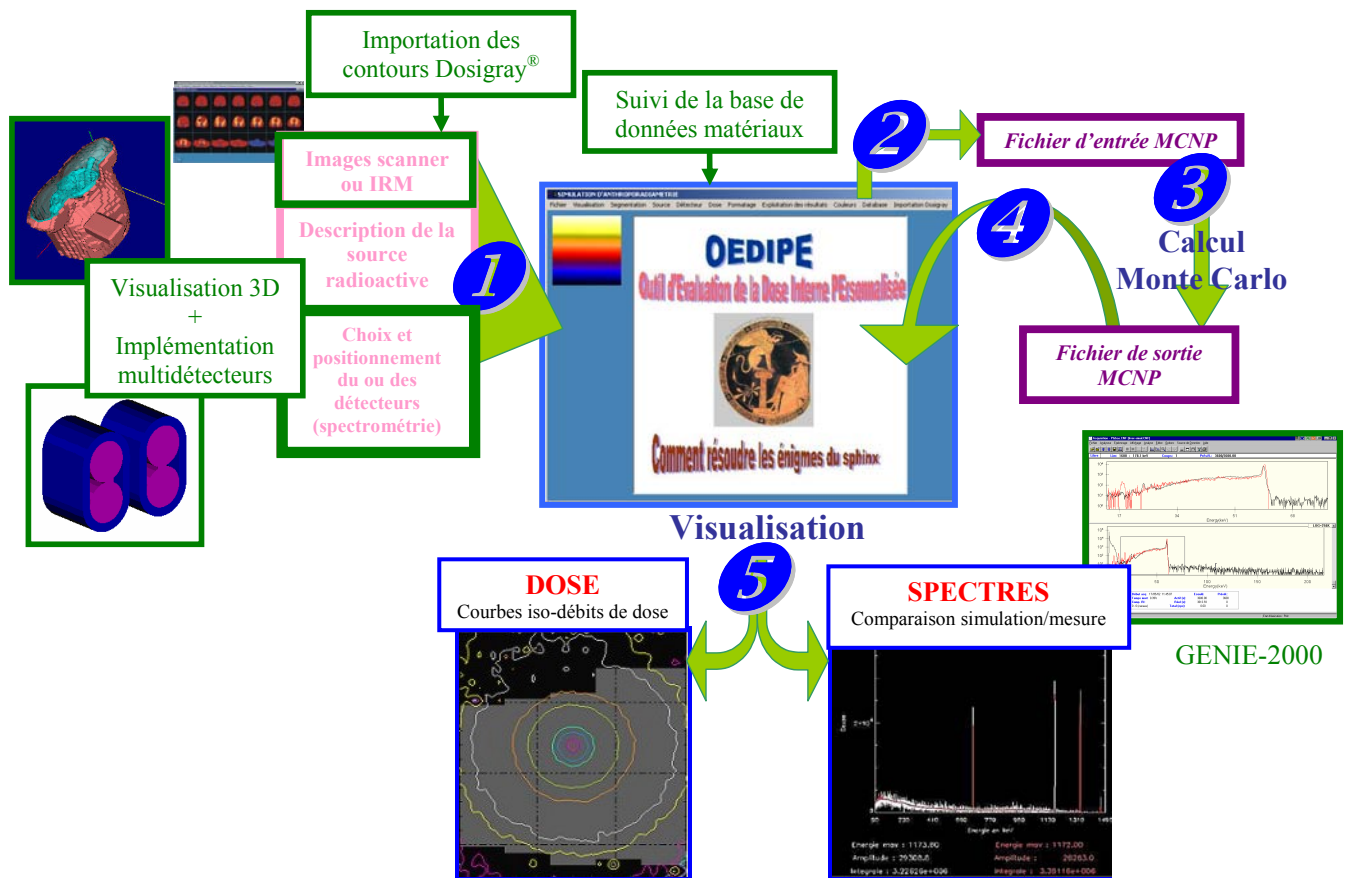


Figure II-1 : Description du fonctionnement du logiciel OEDIPE et principaux développements réalisés au cours de ma thèse (en vert).

Il est ainsi possible de distinguer trois fonctionnalités fondamentales :

- la reconstruction d'un fantôme numérique voxélisé sur la base d'images scanner ou IRM,
- la création du fichier d'entrée pour le code Monte Carlo MCNP,
- l'exploitation du fichier de sortie MCNP.

1.2.1 Reconstruction du fantôme numérique voxélisé

La première étape de la procédure de simulation consiste à reconstruire un fantôme numérique voxélisé. Pour cela, des images scanner ou IRM de la personne à mesurer ou du fantôme à étudier sont réalisées ; les coupes doivent être impérativement jointives et de même épaisseur avant d'être importées dans l'interface OEDIPE.

Il faut ensuite segmenter ces images, c'est-à-dire différencier des zones de couleur correspondant à un organe ou à un tissu sur des images anatomiques. Cette étape peut être effectuée soit par contourage des organes en utilisant le logiciel Dosigray[®] (cf §1.3.1), soit en délimitant les organes ou tissus d'intérêt par leurs niveaux de gris.

L'étape finale consiste à associer à chaque voxel de ces zones un organe ou un tissu donné dont les propriétés physiques et chimiques (composition chimique, densité) sont décrites par la Commission Internationale pour les Unités de Rayonnements et les Mesures (ICRU) [ICRU-44, 1989].

EDIPE étant développé par plusieurs utilisateurs en fonction de leurs besoins, les références des matériaux ne sont pas explicitement décrites. Or une étude bibliographique sur les matériaux, basée en particulier sur l'ICRU et la CIPR [ICRU-44, 1989 ; ICRP-89, 2002], montre des différences dans les compositions tissulaires selon les références bibliographiques (cf Annexe 3). Les matériaux des fantômes numériques devant être définis de façon précise pour effectuer des simulations correctes, j'ai donc mis en place un module de suivi de base de données matériaux, pour notamment connaître les références bibliographiques desquelles sont extraites la composition élémentaire et la densité des tissus.

1.2.2 Ecriture du fichier d'entrée pour le code MCNP

Après la reconstruction du fantôme numérique, une source doit être définie, en termes de nature, d'activité et de position. Cette source peut être soit de type ponctuelle (la localisation de la contamination est alors précisée en cliquant sur le ou les voxels souhaités), soit distribuée de façon homogène dans un organe ou un tissu. Afin de rendre la spécification du ou des radionucléides présents plus pratique, EDIPE dispose d'une base de données « radionucléides » modulable, contenant notamment pour des émetteurs photons les énergies et les probabilités d'émission des différentes raies (spectre pour les émetteurs bêta). Après avoir associé une activité à chaque radionucléide, un temps de comptage doit être spécifié dans le cas d'une simulation de mesure anthroporadiométrique.

Il convient alors de choisir dans une bibliothèque (où sont stockées toutes les caractéristiques géométriques et intrinsèques des détecteurs proposés) un ou plusieurs détecteurs (l'interface ayant été implémentée au cours de ma thèse pour proposer des systèmes multidétecteurs).

L'utilisateur n'a plus alors qu'à positionner les détecteurs sélectionnés par rapport au fantôme numérique afin de reproduire une mesure physique le plus fidèlement possible (cf figure II-2).

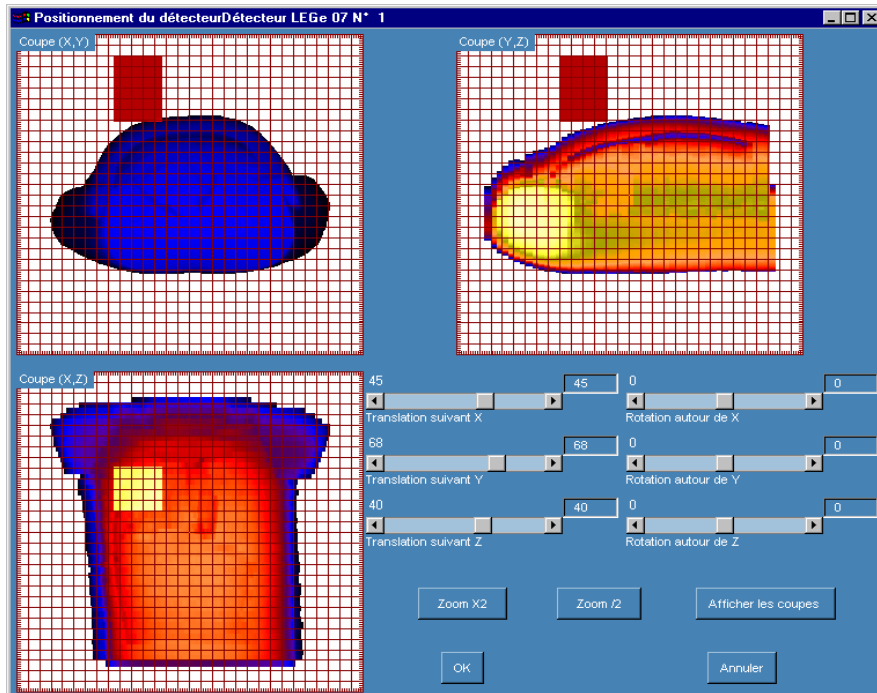


Figure II-2 : Fenêtre de positionnement du détecteur dans CEDIPE.

Il est difficile d'évaluer avec cette visualisation dans les plans transverse, sagittal et frontal, la cohérence du positionnement du détecteur simulé par rapport à la mesure réelle. Afin de limiter cette erreur, j'ai optimisé cette étape en intégrant un logiciel de visualisation du positionnement du détecteur en trois dimensions (cf figure II-3). Pour cela, l'outil de visualisation VTK a été utilisé sous l'environnement PV-Wave® ; travaillant en OpenGL, il permet un rendu graphique 3D du positionnement du détecteur, le rendant en plus interactif. Ce travail comporte encore quelques imperfections (affichage non cylindrique du détecteur par exemple) mais le portage en langage IDL devrait permettre de l'améliorer.

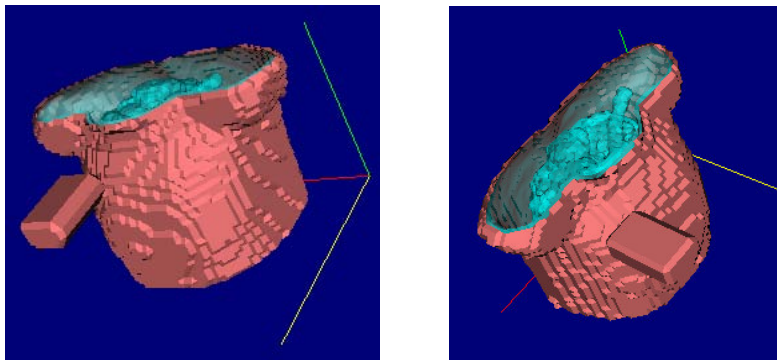


Figure II-3 : Affichage dynamique du détecteur et du fantôme numérique.

Une fois la source créée et les détecteurs positionnés par rapport au fantôme numérique, la dernière information requise est la nature de la sortie demandée pour le calcul Monte Carlo (ou “tally” dans le code MCNP, code qui sera plus largement détaillé dans le paragraphe 1.3.2). Il peut s’agir soit d’un ou plusieurs spectres photoniques (selon le nombre de détecteurs spécifiés) pour une application anthroporadiométrique, soit de doses à l’organe ou de distributions de dose dans une région particulière du fantôme ou dans tout le fantôme.

Il convient de noter que MCNP (et MCNPX dans le cas du calcul de dose) n’accepte pas plus de 100000 cellules (unité décrivant la géométrie : cylindre, parallélépipède, sphère, cône...). Afin de réduire le nombre de cellules nécessaires pour créer le fantôme sans perdre d’informations sur la géométrie, une méthode appelée “voxel coupling” a été développée et consiste à coupler les voxels proches ayant le même matériau et la même densité en de plus grosses cellules parallélépipédiques [Borisov *et al.*, 2002]. Une seconde méthode a été implémentée uniquement pour la partie “calcul de dose” et utilise une géométrie particulière disponible dans MCNP(X), les structures répétées.

A partir de toutes les données mentionnées précédemment, EDIPE va générer de façon automatique le fichier d’entrée pour le code Monte Carlo MCNP (ou MCNPX pour le calcul de dose).

1.2.3 Exploitation des résultats

EDIPE permet également le post-traitement du fichier de sortie MCNP ou MCNPX. Les données pertinentes sont automatiquement extraites de cet imposant fichier et visualisées. Pour la partie “calcul de dose”, les doses moyennes calculées aux organes sont listées et la distribution de dose absorbée, représentée en deux dimensions par des courbes d’isodébits de dose (exprimées en mGy/kBq.h^{-1}), est superposée sur les images anatomiques de la personne ; des curseurs dans les directions X, Y et Z permettent de visualiser aisément ces courbes pour n’importe quelle coupe du fantôme.

Pour la partie “simulation de mesure anthroporadiométrique”, les résultats sont visualisés sous la forme d’un spectre (cf figure II-4). Il est possible de superposer à ce spectre calculé un spectre mesuré, qui, généralement enregistré dans un format binaire (« .CNF » pour le logiciel de spectrométrie Génie-2000[®]), devra être converti en format ASCII pour être exploitable par EDIPE.

Cette comparaison aisée entre mesure et simulation va tout d’abord apporter une information visuelle sur la bonne corrélation en énergie et en comptage des deux spectres. En centrant au moyen de curseurs la fenêtre de visualisation sur une partie du spectre, il est possible de comparer les spectres calculés et mesurés pic par pic, EDIPE bénéficiant de fonctions spectrométriques simples permettant de fournir l’énergie maximale du pic, son amplitude ainsi que son intégrale (aire sous le pic).

Pour comparer la simulation et la mesure associée, les intégrales des pics seront considérées.

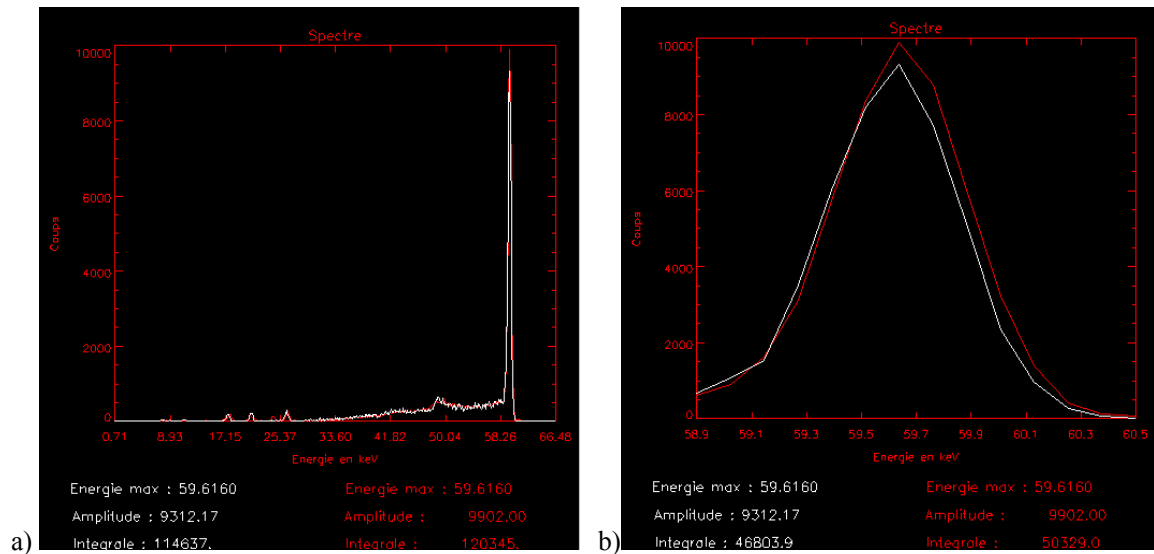


Figure II-4 : Comparaison des spectres simulés (blanc) et expérimentaux (rouge) obtenus avec une source de ^{241}Am (a : spectre total ; b : pic à 59,54 keV).

Afin de permettre notamment une exploitation plus performante des spectres calculés, j'ai mis en place une passerelle avec le logiciel de spectrométrie γ Génie-2000[®]. La version 2.1 de ce logiciel, récemment commercialisée par la société Canberra-Eurisys, accepte des données d'entrée extérieures de format défini. Mon travail a donc consisté en l'écriture de procédures de traitement du fichier de sortie MCNP qui permettent une extraction semi-automatique des données caractérisant le spectre calculé du fichier de sortie MCNP. Ces données sont ensuite ordonnées afin de générer un spectre de format « .TKA » qui pourra être visualisé dans Génie-2000[®] et comparé à des spectres expérimentaux.

Ainsi, toutes les potentialités de Génie-2000[®] sont applicables aux spectres calculés. Il est ainsi possible de comparer directement un spectre simulé à un spectre mesuré (cf figure II-5), ce qui facilitera l'étape de validation.

De plus, cette approche permet d'élaborer des courbes d'efficacité virtuelles pour un système réel, ce qui ouvre d'importantes perspectives notamment en ce qui concerne l'étalonnage numérique des installations (cf Chapitre V).

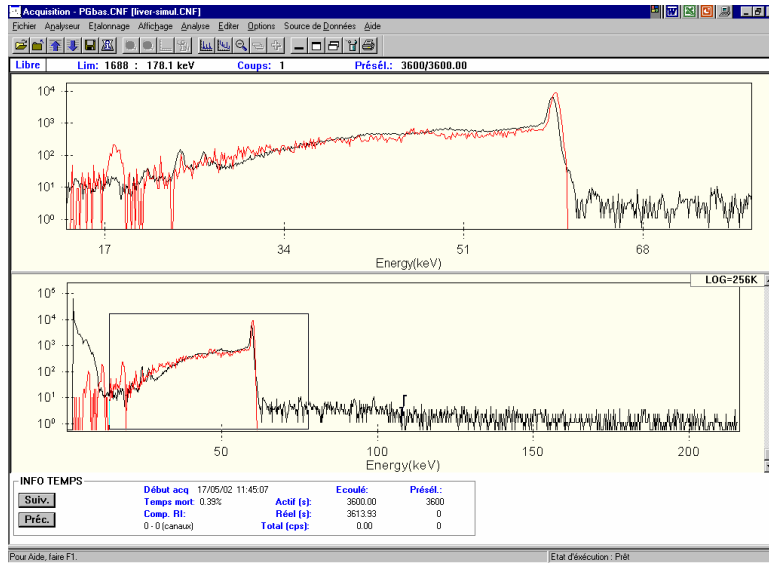


Figure II-5 : Comparaison entre spectre calculé (rouge) et mesuré (noir) avec le logiciel de spectrométrie γ Génie-2000[®] pour un fantôme Livermore (contamination pulmonaire en ^{241}Am).

1.3 Outils numériques associés

1.3.1 Logiciel Dosigray[®]

La segmentation étant une étape critique du processus de simulation, un outil plus performant qu'ŒDIPE était nécessaire pour pouvoir traiter des géométries de plus en plus fines et complexes. C'est pourquoi le logiciel Dosigray[®] a été installé en parallèle de l'interface afin d'optimiser cette étape.

Elaboré à l'Institut Gustave Roussy puis commercialisé par la société DosiSoft[®], Dosigray[®] est un système de planification de traitement utilisé en radiothérapie pour calculer les doses délivrées aux patients (cette version n'est plus distribuée à l'heure actuelle et a été remplacée par un outil plus performant) ; dans le cadre de ce travail, seules ses potentialités pour le traitement de l'image ont été exploitées.

Ce logiciel gère aussi bien des images acquises par scanner que par IRM, et permet un contournage automatique, semi-automatique ou manuel des organes et tissus d'intérêt à partir des images tomographiques.

Les contours externes de la personne sont tout d'abord délimités de façon automatique ; une retouche manuelle est parfois nécessaire, les contours de la table sur laquelle la personne est allongée au moment de l'examen tomographique n'étant quelquefois pas dissociés de la personne elle-même.

L'étape suivante est de délimiter les contours des structures internes : dans le cas d'images thoraciques, les poumons, l'os, la moelle épinière, éventuellement la graisse, voire de l'air pour modéliser de façon correcte les fantômes physiques. Les contours des poumons sont réalisés de façon semi-automatique : un algorithme recherche sur toutes les coupes les zones où la densité est proche de $0,3 \text{ g.cm}^{-3}$. Toutefois cette méthode nécessite souvent des retouches manuelles.

Pour quasiment toutes les autres structures internes, un contourage manuel s'impose et s'effectue à l'aide de la souris. Les tissus mous n'ont pas besoin d'être contourés et correspondent en fait aux tissus compris entre l'intérieur des contours externes et l'extérieur des contours internes définis précédemment.

Une coupe thoracique segmentée par Dosigray[®] est présentée sur la figure ci-dessous ; les os, les poumons et la moelle épinière ont été segmentés.

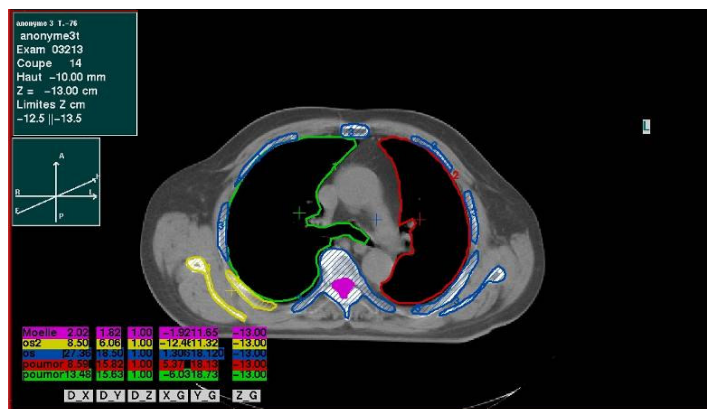


Figure II-6 : Coupe thoracique segmentée avec Dosigray[®].

Plus le degré de réalisme souhaité pour la segmentation est élevé (c'est-à-dire plus le nombre de tissus à dissocier de façon précise sera important) et plus cette étape va demander de temps à l'utilisateur. Cependant, même si cette étape peut prendre plus d'une journée à l'utilisateur pour dissocier 3 tissus (poumons, os, graisse par exemple) sur 25 coupes, ce logiciel permet un gain de temps substantiel par rapport à une segmentation effectuée par CEDIPE.

Dosigray[®] permet également de visualiser en trois dimensions les contours réalisés et donc d'avoir une première vue du fantôme numérique (cf figure II-7).

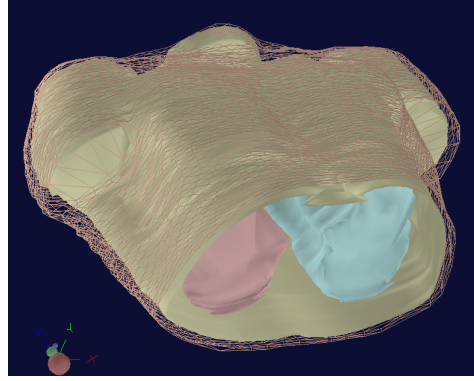


Figure II-7 : Visualisation tridimensionnelle sous Dosigray[®] d'un fantôme numérique.

La description d'un contour dans Dosigray[®] correspond en fait à un fichier de format particulier (« .CTR » pour un contour externe et « .INT » pour un contour interne), contenant les coordonnées de 100 points le définissant. Le nombre de contours externes et internes, ainsi que l'organisation des contours internes dans l'ensemble des coupes sont gérés par un fichier de type « .STR », dans lequel sont notamment renseignés le nom des structures internes, leurs densités, le niveau Hounsfield associé ainsi que le nombre de contours internes définis pour chaque structure interne pour chacune des coupes du fantôme.

Une procédure a été écrite en langage PV-Wave[®] afin de pouvoir importer ces contours créés dans Dosigray[®] dans l'interface ŒDIPE et ainsi reconstruire à partir de ces fichiers une matrice à trois dimensions représentant le fantôme numérique. La première étape consiste à rechercher sur la station de travail sur laquelle est installé Dosigray[®], le fichier « .STR » et les fichiers de contours externes et internes (« .CTR » et « .INT »). Ces fichiers sont ensuite lus et stockés dans une matrice.

Une interface graphique s'ouvre alors et sont affichés les contours colorés et les contours externes en mode filaire (cf figure II-8). Il est alors possible de sauvegarder la matrice afin de créer le fantôme numérique correspondant, ou encore de déterminer le périmètre thoracique de la personne sur chaque coupe.

Les simulations utilisant des fantômes numériques reconstruits à partir de contours créés avec Dosigray[®] ont montré des résultats cohérents avec des mesures expérimentales ; la segmentation des images par Dosigray[®] a donc été validée [Pierrat, 2002].

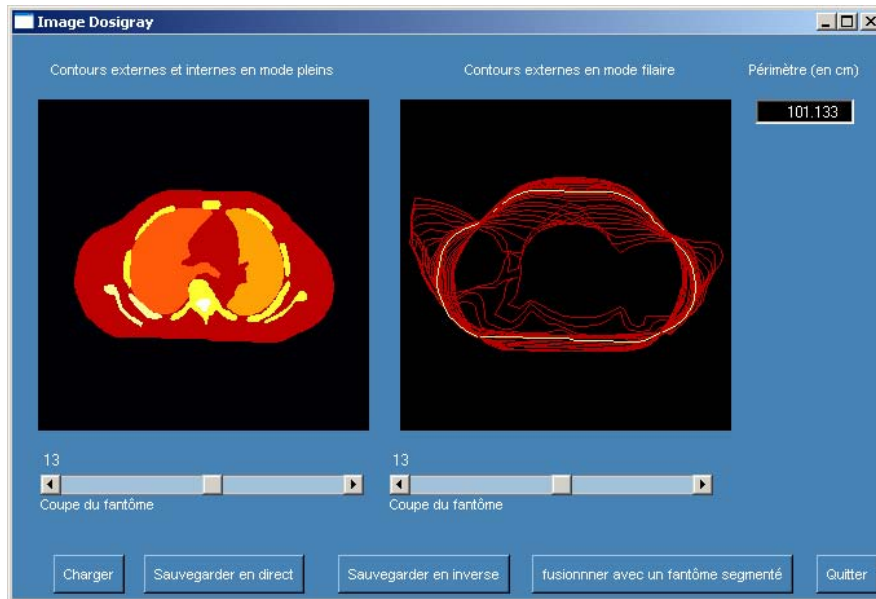


Figure II-8 : Fenêtre CEDIPE d'importation des contours effectués avec le logiciel Dosigray®.

Le logiciel Dosigray® possède également plusieurs fonctionnalités très pratiques. Il est possible de mesurer des distances sur les images scanner ou IRM, notamment des épaisseurs de muscle ou de graisse (cf Chapitre III, §2.1.2). De plus, compte tenu de ses applications cliniques, Dosigray® permet de réaliser des marges à un tissu : en radiothérapie, une marge est rajoutée au volume cible pour tenir compte des mouvements et des extensions microscopiques de la tumeur. Dans notre cas, des marges négatives ont été réalisées pour créer une couche à l'intérieur des poumons (cf Chapitre IV, §1.2).

1.3.2 Code de calcul Monte Carlo MCNP

La méthode de Monte Carlo est une technique mathématique destinée à résoudre un problème pour lequel on ne connaît pas de solution analytique, et qui permet de simuler des événements qui suivent des lois de probabilité données. Les grandeurs d'intérêt sont alors estimées de façon statistique, la procédure d'échantillonnage étant alors basée sur la sélection de nombres aléatoires, ce qui explique le nom de Monte Carlo en référence à la roulette d'un casino.

La technique Monte Carlo est bien adaptée au transport des particules où les sections efficaces suivent des lois de probabilités lors des interactions dans le milieu. Elle consiste alors à suivre chacune des particules émises par une source tout au long de sa "vie" jusqu'à sa mort (en général, la particule est arrêtée lorsque son énergie est inférieure à une énergie de coupure) ou jusqu'à ce qu'elle quitte la géométrie considérée.

Le cheminement des particules est géré comme une succession d'événements aléatoires (nature de l'interaction, type de particule créée...) mais obéissant à des lois bien déterminées (sections efficaces d'interaction). Chaque particule générée après interaction de la particule initiale sera également suivie jusqu'à son arrêt ; le suivi de la cascade de particules engendrée par une particule primaire correspond à une histoire.

De nombreux codes existent pour le transport des particules dans la matière. Le code de transport Monte Carlo N-Particle (MCNP) est le fruit de 50 ans de développement [Briesmeister, 2000] ; le choix de ce code au laboratoire s'explique avant tout par sa reconnaissance internationale pour des études dosimétriques et par la structure relativement simple des fichiers. La version utilisée tout au long de cette étude est MCNP4c2, qui permet notamment de simuler le transport des photons à travers les tissus sur une gamme d'énergie de 10 keV à 100 GeV. Ce code permet entre autres de :

- modéliser tous les éléments utilisés lors d'une mesure expérimentale (personne et détecteurs),
- simuler une grande variété de sources (photons, électrons, neutrons) dont la distribution est modulable à souhait,
- simuler le transport des particules dans différents milieux (tissus, air, détecteur),
- obtenir plusieurs résultats en sortie, parmi lesquels un spectre de dépôt d'énergie, un calcul de dose ou de fluence.

La grandeur de sortie MCNP ou *tally* est fournie pour une particule émise. En spectrométrie γ , le *tally* principalement employé est le *tally* "f8", correspondant au spectre des dépôts d'énergie dans le détecteur. Un extrait de fichier d'entrée MCNP (typique de la majorité des études réalisées) concernant les paramètres de sortie des calculs est présenté ci-après :

| | |
|------------------------------|------------------------------------|
| f8:p 2 | " <i>tally</i> souhaité en sortie" |
| e8 0 2046i 0.21576 | "échantillonnage en énergie" |
| f8 GEB 0.0004554 0.0003984 0 | "résolution en énergie" |

L'objectif de cette paramétrisation est d'obtenir un résultat en sortie qui soit directement comparable aux mesures expérimentales ; c'est pourquoi les caractéristiques de la chaîne de détection influant sur la forme du spectre (calibration et résolution en énergie) sont prises en compte. Le *tally* f8 présenté ci-dessus enregistre les dépôts d'énergie dans la cellule 2 (qui correspond au cristal d'un détecteur) ; ces dépôts peuvent être classés par intervalles ou "bins" d'énergie en utilisant la carte (ou instruction MCNP) e8, permettant ainsi de reconstruire un spectre. Dans l'exemple présenté ci-dessus, les énergies minimale et maximale sont respectivement de 0 et de 215,76 keV, cet intervalle étant divisé en 2048 espaces (canaux).

Afin de simuler la résolution en énergie du détecteur et donc de s'approcher de la réalité expérimentale, il est possible d'intégrer l'option Gaussian Energy Broadening (GEB) dans le fichier d'entrée. Cette option, qui permet d'obtenir des pics gaussiens, nécessite la définition de trois coefficients a , b et c dans le fichier d'entrée qui caractérisent la résolution définie par la largeur à mi-hauteur des pics, $FWHM(E) = a + b\sqrt{E + cE^2}$, où E est l'énergie exprimée en MeV. Ces coefficients sont fournis par le logiciel de spectrométrie γ GENIE-2000 lors de la calibration en énergie du détecteur et valent pour ce cas : $a = 0,0004554$ MeV, $b = 0,0003984$ MeV^{1/2}, $c = 0$ MeV⁻¹.

La fonction GEB présente cependant l'inconvénient d'augmenter l'incertitude par canal en distribuant les impulsions sur plusieurs canaux et conduit donc à diminuer la précision statistique du calcul.

Si cette carte n'est pas utilisée, on obtiendra en sortie des pics discrets pour les pics photoélectriques caractéristiques des radioéléments considérés ; la précision du calcul sera ainsi nettement améliorée mais la comparaison du spectre calculé avec un spectre expérimental sera plus difficile.

Par la suite, les simulations avec l'option GEB seront utilisées pour la comparaison avec des spectres expérimentaux et les simulations sans GEB pour les comparaisons entre calculs.

Dans le fichier de sortie MCNP, le *tally* est accompagné d'une erreur relative, donnée à un sigma près (soit un intervalle de confiance de 68%). Un *tally* est considéré comme fiable pour une erreur relative inférieure à 0,1 et discutable pour une erreur relative comprise entre 0,1 et 0,2. Les résultats pour lesquels l'erreur relative est supérieure à 0,2 n'ont pas de sens. L'erreur relative varie avec l'inverse de la racine carrée du nombre d'histoires contribuant au *tally* ; par conséquent, la précision est améliorée par un rapport égal à la racine carrée du nombre d'histoires. Ainsi, pour améliorer la précision d'un facteur 2, il faudra augmenter d'un facteur 4 le nombre d'histoires, ce qui aura pour effet d'augmenter également le temps de calcul d'un facteur 4. Ainsi l'inconvénient majeur des codes de calcul Monte Carlo est le temps de calcul requis pour une simulation.

Afin d'obtenir une incertitude satisfaisante sur les résultats, la majorité des calculs a été effectuée avec 20 millions d'histoires suivies.

Dans la suite de ce manuscrit, l'ensemble des incertitudes associées aux résultats (en général, rapport entre simulation et mesure) sont calculées comme suit : soient e_S et e_M les incertitudes relatives associées respectivement à la simulation S (sans option GEB) et à la mesure M, et i la position (ou numéro) du détecteur.

- l'incertitude relative associée au rapport entre simulation et mesure pour un seul détecteur est déterminée en effectuant la somme quadratique des incertitudes relatives au calcul et à la mesure.

$$e_{rapport} = \sqrt{e_S^2 + e_M^2}$$

➤ pour une somme de plusieurs détecteurs, il convient tout d'abord d'effectuer la somme quadratique des incertitudes absolues et de la rapporter à l'unité, permettant ainsi de déterminer l'incertitude relative associée à une somme de détecteurs. L'incertitude relative associée au rapport simulation/mesure est ensuite calculée en effectuant la somme quadratique de ces incertitudes relatives liées à la simulation à la mesure et s'écrit alors :

$$e_{somme} = \sqrt{\left(\frac{\sqrt{\sum_i e_{Si}^2 \cdot S_i^2}}{\sum_i S_i} \right)^2 + \left(\frac{\sqrt{\sum_i e_{Mi}^2 \cdot M_i^2}}{\sum_i M_i} \right)^2}$$

2 Validation de l'outil ŒDIPE pour une installation anthroporadiométrique multidétecteurs

La difficulté rencontrée fréquemment avec les codes de calcul est de trouver un moyen sûr pour valider le calcul. Cette validation est facilitée dans le cas de la mesure anthroporadiométrique puisque les caractéristiques de la source (ponctuelle ou fantôme d'étalonnage) et des détecteurs avec lesquels est réalisée la mesure, sont connues. Cette mesure pourra donc être assez facilement comparée avec le calcul.

L'interface ŒDIPE a été dans un premier temps développée puis validée pour un système monodétecteur [Borisov *et al.*, 2002 ; Pierrat, 2002]. Toutefois, la configuration la plus souvent employée en routine étant 4 détecteurs, un module particulier a été développé dans ŒDIPE afin d'accepter plusieurs détecteurs en entrée. Cette évolution a ensuite été validée en simulant une installation réelle comportant 4 détecteurs, en positionnant à quatre reprises un détecteur unique, comme cela est présenté ci-après. Une étude avec un système réel sera présentée au paragraphe suivant.

2.1 Matériel et méthodes

2.1.1 *Fantôme*

Le fantôme d'étalonnage utilisé lors des mesures est le fantôme de Livermore (cf Annexe 2), équipé de la plaque n°0 (matériau équivalent 100% muscle ; épaisseur : 1,9 cm) à laquelle s'ajoutait la plaque extrathoracique n°3 (matériau équivalent 50% muscle – 50% graisse ; épaisseur : 1,6 cm), ce qui représente une épaisseur thoracique physique totale de 3,5 cm. Ce fantôme contenait tour à tour des poumons contaminés en ^{241}Am (70 kBq) et en uranium enrichi à 93% (80 Bq en ^{235}U) ; en utilisant ces deux radioéléments, une gamme d'énergie de 13,9 keV à plus de 200 keV peut être étudiée.

2.1.2 *Système de détection et mesure*

Le système de mesure du laboratoire est composé d'un détecteur germanium de haute pureté (LEGe de Canberra, cf figure I-5), de 50,5 mm de diamètre et 20 mm d'épaisseur avec une fenêtre d'entrée de 0,5 mm en époxy et carbone. Afin de simuler une configuration multidétecteurs, ce détecteur a été positionné à 4 reprises au-dessus du fantôme d'étalonnage, selon une configuration typique choisie dans la littérature et présentée sur la figure II-9-a [Kramer *et al.*, 1998]. Sur cette figure, la position des détecteurs germanium est schématisée par des cercles en traits pleins (les pointillés matérialisant la position de détecteurs phoswich).

La position n°1 du détecteur est située au-dessus de la partie supérieure du poumon droit, la position n°2 au-dessus de la partie supérieure du poumon gauche, la position n°3 au-dessus de la partie inférieure du poumon gauche, et la position n°4 au-dessus de la partie inférieure du poumon droit.

Pour chaque mesure, un temps de comptage de 3600 secondes a été choisi.

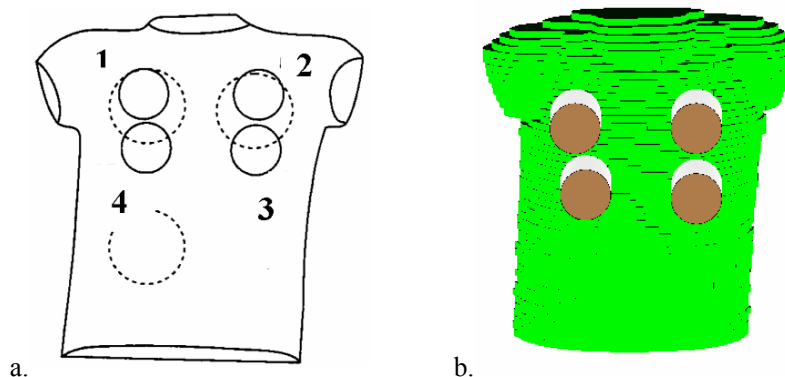


Figure II-9 : Positionnement des détecteurs germanium par rapport au fantôme Livermore :
a. Littérature [Kramer *et al.*, 1998], b. Visualisation de la géométrie de simulation par Sabrina®.

2.1.3 *Simulation*

Les images du fantôme de Livermore équipé de la plaque numéro 3 ont été réalisées par tomodensitométrie dans le service du Pr Jeanbourquin à l'Hôpital Inter-Armées Percy (Clamart, 92). Le fantôme a été scanné dans sa totalité ; quarante neuf images de 512x512 pixels ont ainsi été obtenues (épaisseur de coupe = 1 cm).

Après segmentation de ces images par Dosigray[®], le fantôme numérique a été reconstruit par ŒDIPE suivant la méthode décrite précédemment. Afin de diminuer le temps de calcul, la résolution des images a été réduite à 256x256 pixels ; la taille de chaque voxel est de 1,94x1,94x10 mm³. Un fantôme voxelisé Livermore est ainsi constitué d'environ 30000 cellules (définissant la géométrie MCNP), après la procédure de couplage des voxels.

Tous les paramètres simulés sont identiques à ceux utilisés lors de la mesure physique. Ainsi, les sources de 70 kBq en ²⁴¹Am et de 80 Bq de ²³⁵U simulées dans le fantôme numérique ont été réparties de façon homogène dans les poumons, le temps de comptage était de 3600 secondes. La modélisation du détecteur employé en mesure ayant déjà été réalisée et validée, ce détecteur a été simplement choisi dans la bibliothèque et positionné par rapport au fantôme de façon similaire à la mesure expérimentale (positionnement visualisé par le logiciel Sabrina[®] sur la figure II-9-b).

2.2 Résultats

La comparaison par ŒDIPE des spectres calculés et mesurés avec une source de ²⁴¹Am pour la position 1 (partie supérieure du poumon droit) est présentée sur la figure II-10. Il semble exister une assez bonne cohérence entre la simulation et la mesure si l'ensemble du spectre est considéré.

Le détail de la comparaison entre simulation et mesure expérimentale pour les pics photoélectriques de l'américium 241 et de l'uranium 235 est présenté dans le tableau II-1.

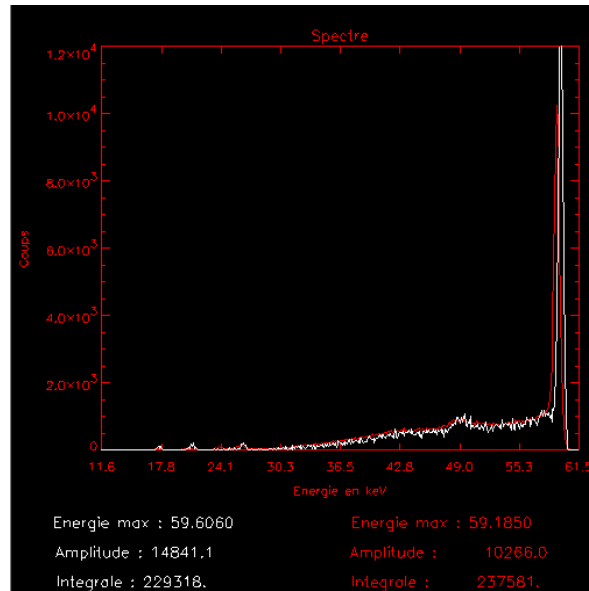


Figure II-10 : Comparaison avec CEDIPE du spectre simulé (blanc) et du spectre expérimental (rouge) pour la position 1 (poumon droit haut).

Tableau II-1 : Ecart observé entre simulation et mesure pour les pics à 59,54 keV de ^{241}Am et à 185,72 keV de ^{235}U pour une mesure 4 détecteurs à l'aide du fantôme Livermore et incertitudes associées (données à 1σ).

| Position du détecteur | ^{241}Am (59,54 keV) | | ^{235}U (185,72 keV) | |
|-----------------------|-------------------------------|-------------------------|-------------------------------|-------------------------|
| | Rapport simulation/mesure | Incertitude sur rapport | Rapport simulation/mesure | Incertitude sur rapport |
| 1 – PD haut | 1,04 | 0,8% | 0,77 | 7,3% |
| 2 – PG haut | 0,84 | 0,9% | 0,84 | 8,5% |
| 3 – PG bas | 0,74 | 1,2% | 0,72 | 9,8% |
| 4 – PD bas | 0,94 | 0,7% | 0,85 | 7,3% |
| Somme | 0,91 | 0,9% | 0,80 | 8,0% |

Tout d'abord, il est possible de noter que, sauf pour le cas du détecteur 1 en ^{241}Am , la simulation sous-estime la mesure pour les deux radioéléments. Toutefois, étant donné que le détecteur utilisé en simulation est un détecteur parfait, l'inverse était attendu. En effet, compte tenu des imperfections dues aux conditions de fabrication, le détecteur expérimental va être en particulier soumis à une perte de collection de charges dans le cristal, induisant des valeurs de comptage expérimentales plus faibles d'environ 10% que celles obtenues par simulation [Friedman *et al.*, 2001]. Cette surestimation de la simulation d'environ 10% n'est donc pas ici vérifiée.

D'autre part, une assez bonne concordance entre simulation et mesure est observée pour l'américium 241, sauf pour le détecteur 3 (partie inférieure du poumon gauche) pour lequel il existe un écart de plus de 25%. En raison de la cohérence des résultats, cet écart est explicable par un possible mauvais positionnement dans CEDIPE engendrant ainsi une importante erreur sur le résultat de la simulation. Cette hypothèse semble vraisemblable au vu des résultats pour l'uranium qui montrent une sous-estimation de près de 30% pour ce même détecteur 3.

D'une façon générale, les détecteurs positionnés au-dessus du poumon gauche (2 et 3) ne montrent pas une très bonne concordance entre la simulation et la mesure ; ces résultats peuvent être expliqués par la position du cœur, qui va donner au poumon gauche une forme concave et ainsi des arêtes plus ou moins franches au bord des poumons, engendrant une plus grande sensibilité de positionnement.

Contrairement à l'américium pour lequel l'écart entre simulation et mesure est en moyenne d'environ 10%, une différence nettement plus prononcée est constatée dans le cas de l'uranium, l'écart moyen étant de l'ordre de 20%. Ce résultat est assez surprenant puisque le pic considéré de l'uranium (185,72 keV) est d'énergie nettement plus élevée que l'américium (59,54 keV) et est donc moins critique pour les problèmes de positionnement. Ces résultats font l'objet d'une discussion présentée ci-après.

2.3 Discussion

La principale difficulté liée à l'utilisation de l'interface CEDIPE réside dans la reproduction du positionnement du ou des détecteurs par rapport au fantôme : il est très difficile, voire quasiment impossible, de positionner à l'identique le détecteur physique et le détecteur simulé, engendrant ainsi d'importantes incertitudes sur les simulations. Afin de mieux appréhender ce problème, les positions de chaque détecteur ont été légèrement modifiées : pour être encore plus représentatifs de la mesure physique réalisée, 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 (avec un décalage latéral vers le sternum de 8 mm pour le détecteur 1). De tels écarts peuvent sembler importants mais sont typiquement du même ordre de grandeur que l'erreur commise entre la mesure et la simulation de cette même géométrie dans CEDIPE, et également en mesure réelle. Les nouveaux résultats obtenus sont présentés dans le tableau II-2.

Tableau II-2: Ecart observé entre simulation et mesure pour les pics à 59,54 keV de ^{241}Am et à 185,72 keV de ^{235}U pour une mesure 4 détecteurs à l'aide du fantôme Livermore, après modification de positionnement des détecteurs, et incertitudes associées (données à 1σ).

| Position du détecteur | ^{241}Am (59,54 keV) | | ^{235}U (185,72 keV) | |
|-----------------------|-------------------------------|-------------------------|-------------------------------|-------------------------|
| | Rapport simulation/mesure | Incertitude sur rapport | Rapport simulation/mesure | Incertitude sur rapport |
| 1 – PD haut | 1,13 | 1,1% | 0,75 | 7,4% |
| 2 – PG haut | 0,91 | 1,2% | 0,89 | 8,5% |
| 3 – PG bas | 1,04 | 1,5% | 0,86 | 9,9% |
| 4 – PD bas | 1,01 | 1,0% | 0,95 | 7,3% |
| Somme | 1,02 | 1,2% | 0,86 | 8,0% |

Après cette modification de positionnement, la concordance entre simulation et mesure est meilleure pour la plupart des détecteurs, hormis le détecteur 1 qui montre une légère dégradation en ^{241}Am pour des modifications de positionnement assez faibles. Il est tout d'abord possible de conclure que la sensibilité de positionnement des détecteurs constitue un paramètre critique pour l'étalonnage de la mesure des émetteurs basse énergie, notamment aux bords des poumons. Ce point sera plus longuement abordé dans le Chapitre III.

Par ailleurs, les faibles écarts entre simulation et mesure en ^{241}Am , notamment sur la somme des quatre détecteurs (2% d'écart entre simulation et mesure après modification de positionnement), montrent que la validation de l'outil CEDIPE n'est pas remise en question pour un système multidétecteurs.

Cependant, d'importants écarts sont encore constatés avec la source en ^{235}U : la simulation sous-estime la mesure de 15% en moyenne, pouvant atteindre jusqu'à 25% pour le détecteur 1. L'incertitude géométrique joue donc un rôle non négligeable sur l'erreur commise mais n'est sans doute pas le seul facteur du fait des écarts encore constatés (notamment ceux observés pour la position initiale des détecteurs). Ces résultats laisseraient donc supposer que d'autres paramètres sont à l'origine de ces écarts, notamment au niveau des poumons physiques eux-mêmes, hypothèse discutée dans le paragraphe 1.1.2.2 du Chapitre III.

D'autre part, étant donné que le détecteur expérimental a été positionné à quatre reprises séparément et que la simulation a été effectuée pour un système 4 détecteurs en une fois, un effet d'écrantage des détecteurs simulés a été recherché. Des simulations ont donc été effectuées pour chacun des détecteurs

pris séparément, et comparées aux simulations effectuées avec les quatre détecteurs positionnés ensemble au-dessus du fantôme, ne mettant en évidence aucun écart dû à un quelconque écrantage.

Toutefois le système multidétecteurs simulé ici n'est pas entièrement représentatif d'un système réel de comptage ; l'étape suivante de la validation a donc consisté à travailler avec un système de comptage réel.

3 Validation de l'outil ŒDIPE pour l'installation réelle du LABM

Marcoule

Travaillant en collaboration avec AREVA/COGEMA, le choix du système de comptage du Laboratoire d'Analyses de Biologie Médicale (LABM) du centre AREVA/COGEMA de Marcoule (devenu CEA depuis) s'est imposé. Ce système est composé de 4 détecteurs germanium et est représentatif de la plupart des systèmes français utilisés en routine.

3.1 Modélisation du système de comptage

Ce système de comptage, commercialisé par la société Canberra, est composé de deux unités ActII, se composant chacune de deux détecteurs germanium basse énergie refroidis par un Dewar (cf figure II-11). Chaque LEGe possède un cristal de 60 mm de diamètre et de 20 mm d'épaisseur. La fenêtre en carbone-époxy possède une épaisseur de 0,5 mm.



Figure II-11 : Système de comptage du LABM de AREVA/COGEMA Marcoule.

Chaque unité ActII est entourée d'un système de réduction de bruit de fond, composé de 1,66 cm de cuivre ; le système est contenu dans une enceinte blindée comportant des parois en plomb « bas bruit de fond » de 10 cm d'épaisseur, avec les parois internes recouvertes d'une épaisseur d'inox.

Les détecteurs sont étalonnés de façon individuelle mais, dans le cadre de cette étude, leurs réponses seront sommées.

Pour effectuer les simulations Monte Carlo, ce système de comptage a été modélisé sur la base des données fournies par l'industriel Canberra-Eurisys (cf figure II-12).

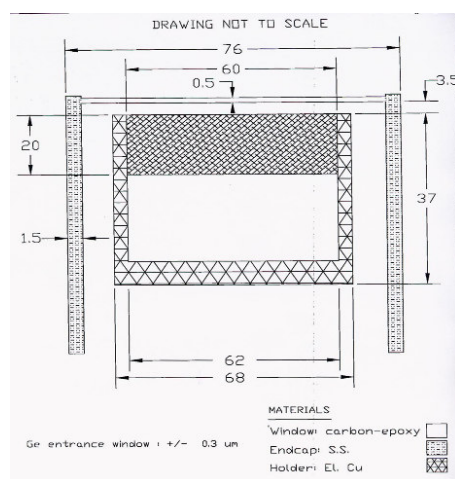


Figure II-12 : Schéma d'un des 4 détecteurs LEGe, fourni par Canberra-Eurisys.

Toutes les cotes fournies par ces schémas ont été réécrites en langage lisible par le code MCNP. Les cotes externes ont fait l'objet d'une vérification sur site et ont montré quelques écarts avec le schéma, écarts pris en compte lors de la modélisation du système. Pour vérifier les cotes internes (forme des cristaux...), une radiographie X des détecteurs a été envisagée mais n'a pas pu aboutir du fait de l'utilisation quotidienne des détecteurs.

Etant de fabrication maison, le dispositif de réduction du bruit de fond a également fait l'objet d'une caractérisation sur site et a ainsi pu être modélisé.

Le système simulé est présenté sur la figure suivante. La couleur bleue symbolise le matériau germanium, le jaune l'air, le vert le cuivre et le rose l'incox.

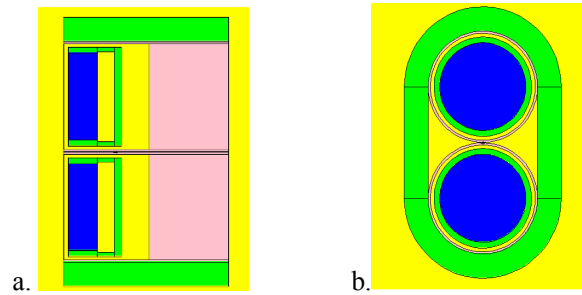


Figure II-13 : Visualisation par le plotter MCNP d'une unité du système de comptage simulée
(a. Vue sagittale ; b. Vue transverse au niveau des cristaux de germanium).

Les données relatives à la chaîne de mesure (calibration et résolution en énergie) ont été renseignées *in situ* et implémentées avec la géométrie dans la base de données « détecteurs » d'EDIPE.

3.2 Validation de la modélisation des détecteurs avec des sources ponctuelles

La première étape pour parvenir à la validation de l'outil EDIPE, a été d'effectuer des mesures simples, avec des sources ponctuelles afin de valider tout d'abord la géométrie complexe du système de comptage modélisé.

3.2.1 Méthode

Des mesures avec des sources ponctuelles ont été effectuées sur site : la géométrie de mesure a été choisie de façon à ce que les mesures soient les plus reproductibles possibles. La source était positionnée sur un support fixé sur la table de mesure, ce dernier induisant un léger décalage de la source à gauche (2,8 cm) par rapport à l'axe de symétrie des 2 unités ActII (cf figure II-14-a). Les unités de détection étaient également dans une configuration fixe, à savoir inclinées de 20° par rapport à l'axe vertical.

Différents radioéléments ont été utilisés afin de couvrir une gamme d'énergie de 13 à 350 keV. Les sources de ^{241}Am , ^{133}Ba , ^{152}Eu possédaient des activités respectives de 53880 Bq, 2740 Bq et 1980 Bq le jour de la mesure. Le temps de comptage était de 600 secondes.

Seule la distance entre la source et le centre des détecteurs variait : des distances de 5, 12, 17 et 20 cm ont été sélectionnées (la mesure à une distance de 20 cm n'a pas été effectuée pour la source d'euporium).

La géométrie de mesure ainsi que tous les paramètres (radionucléides, temps de comptage, positionnement des détecteurs, distance source-détecteurs...) ont été reproduits lors de la simulation, comme l'indique la figure II-14-b.

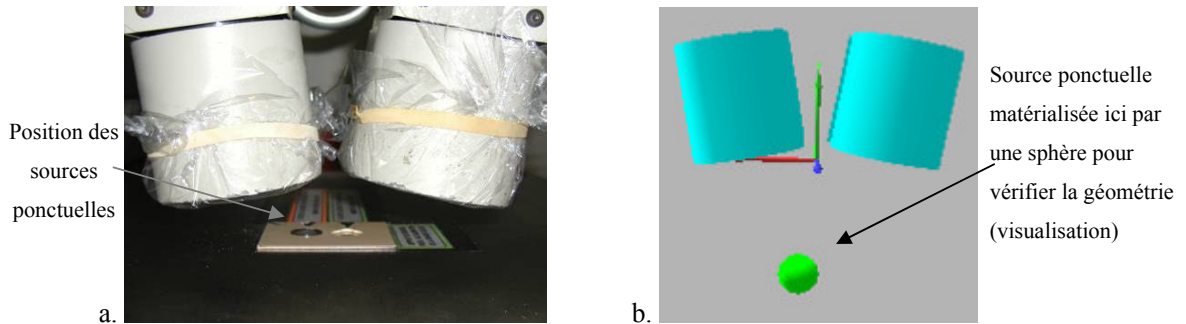


Figure II-14 : Géométrie de comptage pour les sources ponctuelles : a. Système expérimental, b. Visualisation Sabrina[®] de la géométrie simulée avec la source ponctuelle modélisée par une sphère pour vérifier sa position par rapport aux détecteurs.

3.2.2 Résultats

Les rapports des intégrales calculées et mesurées des pics photoélectriques sont présentés sur la figure suivante ; la somme des réponses des 4 détecteurs est considérée et les incertitudes sont données à un écart-type.

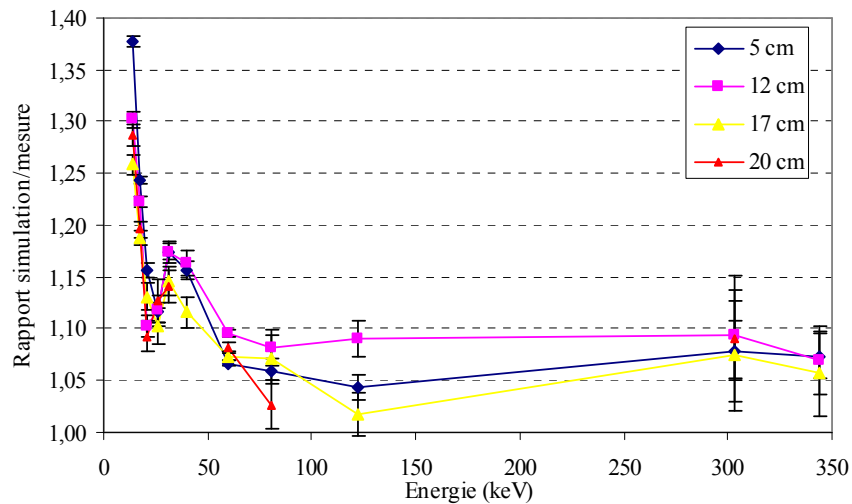


Figure II-15 : Comparaison entre simulation et mesure pour des sources ponctuelles positionnées à différentes distances des détecteurs (somme des réponses des quatre détecteurs, normalisation par les données mesurées).

Il est tout d'abord possible de remarquer que, pour des énergies supérieures à 50 keV, l'écart entre la simulation et la mesure est inférieur à 10%, montrant donc une bonne concordance. Toutefois, pour des énergies inférieures, cet écart augmente très nettement, allant jusqu'à près de 40% à 13,9 keV.

La première explication sur l'origine de cet écart entre simulation et mesure résidait en un problème géométrique de positionnement. Tout d'abord, les rotations appliquées aux deux unités ActII composant le système n'ont pas été correctement reproduites ; en effet, les angles formés entre les unités et l'axe vertical lors des mesures était de 10° d'un côté et de 8° de l'autre mais ont tous deux été simulés par 10°. La prise en compte dans le calcul Monte Carlo des 2 degrés de différence engendre un écart sur la mesure inférieur à 1%, ce qui est négligeable et ne permet donc pas d'expliquer les écarts obtenus entre simulation et mesure.

Dans un second temps, un effet du positionnement de la source sur la mesure a été recherché. En raison des difficultés pour se repérer avec précision lors des mesures géométriques sur site (mesure de distance par rapport à l'axe de symétrie notamment), on considère qu'une erreur de 4 mm sur la position de la source par rapport aux détecteurs est envisageable. La source a donc été translatée de 4 mm vers la droite et les résultats sont présentés sur le tableau ci-dessous.

Tableau II-3 : Rapport entre simulation et mesure (S/M) pour des sources ponctuelles décalées de 4 mm vers la droite pour une distance source-détecteur de 12 cm et écarts engendrés par ce décalage avec la simulation initiale.

| Energie (keV) | | PD haut | | PD bas | | PG haut | | PG bas | | Somme | |
|-------------------|--------|-------------------|--------------------------------|-------------------|--------------------------------|-------------------|--------------------------------|-------------------|--------------------------------|-------------------|--------------------------------|
| | | S/M avec décalage | Ecart décalage / sans décalage | S/M avec décalage | Ecart décalage / sans décalage | S/M avec décalage | Ecart décalage / sans décalage | S/M avec décalage | Ecart décalage / sans décalage | S/M avec décalage | Ecart décalage / sans décalage |
| ²⁴¹ Am | 17,51 | 1,23 | 3,0% | 1,14 | 4,0% | 1,36 | -2,0% | 1,21 | -2,9% | 1,22 | 0,1% |
| ²⁴¹ Am | 21 | 1,11 | 2,6% | 1,04 | 3,5% | 1,21 | -2,3% | 1,09 | -3,0% | 1,10 | -0,2% |
| ²⁴¹ Am | 26,35 | 1,15 | 2,6% | 1,06 | 3,6% | 1,21 | -1,8% | 1,09 | -3,0% | 1,12 | -0,0% |
| ¹³³ Ba | 31 | 1,18 | 3,0% | 1,10 | 4,0% | 1,28 | -2,1% | 1,18 | -2,9% | 1,18 | 0,1% |
| ¹⁵² Eu | 40,11 | 1,20 | 3,2% | 1,09 | 3,9% | 1,24 | -2,2% | 1,16 | -2,9% | 1,17 | 0,1% |
| ²⁴¹ Am | 59,54 | 1,13 | 2,9% | 1,04 | 3,9% | 1,17 | -2,0% | 1,08 | -2,7% | 1,10 | 0,2% |
| ¹⁵² Eu | 121,78 | 1,12 | 3,0% | 1,03 | 3,6% | 1,13 | -1,8% | 1,10 | -2,6% | 1,09 | 0,2% |
| ¹³³ Ba | 302,85 | 1,18 | 2,7% | 1,03 | 2,7% | 1,13 | -1,4% | 1,08 | -2,2% | 1,10 | 0,2% |

Il est tout d'abord intéressant de noter que chaque détecteur possède une réponse très différente et qu'en effectuant la somme des réponses des quatre détecteurs, les écarts entre chaque détecteur se compensent et le risque d'un mauvais positionnement des détecteurs est ainsi diminué.

En analysant les écarts engendrés par ce décalage de 4 mm de la source, on constate qu'en sommant la réponse des quatre détecteurs, l'écart avec la configuration initiale est négligeable (<1%).

Les écarts constatés sur la figure II-15 ne semblent donc pas provenir d'un problème géométrique. Les tendances des courbes à basse énergie paraissent exponentielles, laissant supposer un problème d'atténuation des photons de basse énergie non modélisé.

Lors de la modélisation des détecteurs, seule la géométrie a été prise en compte, supposant ainsi un cristal de germanium parfait sans perte de collection de charge. Cependant, pour des détecteurs réels, il existe une zone dans le cristal où les charges créées ne sont pas collectées, en particulier au niveau de la jonction électrique où du bore a été implanté par bombardement ionique [Clouvas *et al.*, 1998 ; Friedman *et al.*, 2001 ; Karamanis, 2003]. Cette zone est toutefois très mince pour des LEGe et est supposée être de 0,3 μm pour ces détecteurs, ce qui devrait être négligeable.

Afin de prendre en compte ce phénomène et de corriger l'efficacité de détection des cristaux de germanium simulés, il a été décidé d'ajouter une zone morte (zone sans collection de charge) à chacun des quatre cristaux.

3.2.3 Optimisation

L'épaisseur optimale de zone morte a été déterminée à partir des courbes classiques d'atténuation des photons en pinceau étroit pour le germanium en fonction de l'énergie. La distance source-détecteurs de 20 cm a été choisie afin de se rapprocher au mieux des hypothèses de la loi d'atténuation $e^{-\mu x}$ (pinceau étroit de photons). L'épaisseur x de germanium atténuant les photons sans les collecter a été modifiée jusqu'à obtenir une allure linéaire de la courbe reflétant le rapport calcul analytique/mesure en fonction de l'énergie ; la meilleure concordance a été obtenue pour une zone morte de 2 μm .

Dans une seconde étape, étant donné que les hypothèses de la loi d'atténuation ne sont pas vraiment vérifiées (pinceau étroit de photons), cette épaisseur a donc été optimisée par calcul Monte Carlo itératif. La distance source-détecteurs n'ayant pas d'effet significatif sur le rapport entre simulation et mesure (cf figure II-15), les calculs ont été effectués pour une distance source-détecteurs de 5 cm. Différentes épaisseurs de zone morte ont alors été étudiées, comme le montre la figure II-16.

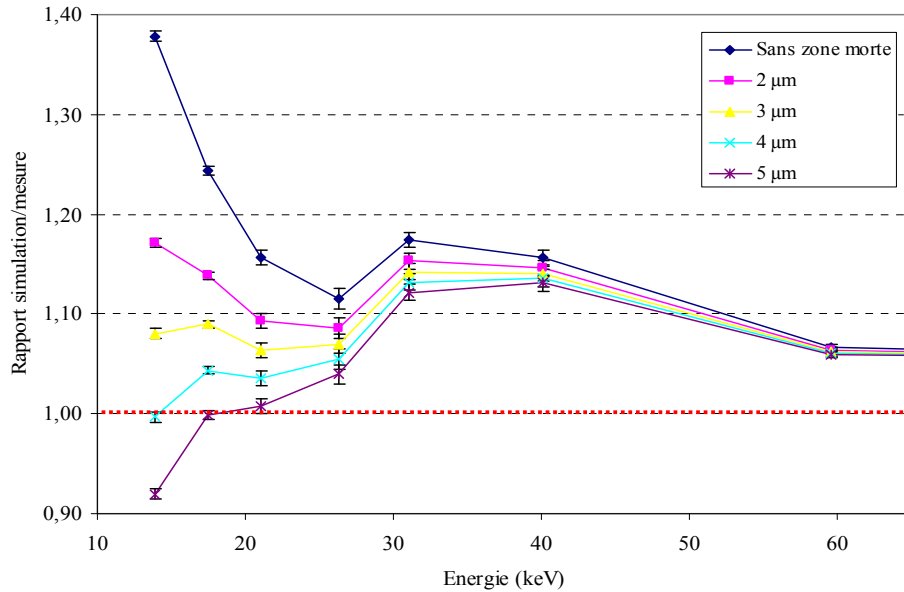


Figure II-16 : Influence de l'épaisseur de zone morte sur la réponse des détecteurs pour une distance source-détecteurs de 5 cm (somme des réponses des quatre détecteurs, normalisation par les données mesurées).

Il est tout d'abord possible de constater que l'ajout d'une zone morte n'introduit pas de différence significative entre les données calculées et mesurées pour des énergies supérieures à 40 keV. Pour des énergies plus faibles, les changements engendrés par l'ajout de zone morte sont très importants, allant jusqu'à près de 50% pour une zone morte de 5 µm à 13,9 keV ; à cette énergie, ajouter 1 µm de zone morte engendre une diminution de l'efficacité du détecteur de près de 10%.

La simulation ayant tendance à surestimer la mesure de l'ordre de 10% (en particulier à cause de la perte de collection de charge non modélisée), une épaisseur de zone morte de 3 µm a été choisie, présentant la meilleure concordance avec la mesure, et ajoutée à chacun des quatre détecteurs du système.

L'effet de l'ajout de cette zone morte de 3 µm sur l'écart entre simulation et mesure est présenté sur le tableau suivant.

Tableau II-4 : Effet de l'ajout d'une zone morte de 3 μm à chaque cristal de germanium sur le rapport entre simulation et mesure (normalisation par les données mesurées), pour des sources ponctuelles positionnées à 5 cm des détecteurs (somme des réponses des 4 détecteurs, incertitudes données à 1σ).

| Energie (keV) | | Rapport simulation / mesure | | |
|-------------------|--------|-----------------------------|-----------------|-------------|
| | | Initial | Avec zone morte | Incertitude |
| ^{241}Am | 13,9 | 1,38 | 1,08 | 0,5% |
| | 17,51 | 1,24 | 1,08 | 0,4% |
| | 21 | 1,16 | 1,06 | 0,7% |
| | 26,35 | 1,12 | 1,07 | 1,0% |
| ^{133}Ba | 31 | 1,17 | 1,14 | 0,8% |
| ^{152}Eu | 40,11 | 1,16 | 1,14 | 0,8% |
| ^{241}Am | 59,54 | 1,07 | 1,06 | 0,2% |
| ^{133}Ba | 80,99 | 1,07 | 1,06 | 1,2% |
| ^{152}Eu | 121,78 | 1,04 | 1,04 | 1,2% |

Les résultats montrent une bonne concordance entre simulation et mesure quand des zones mortes de 3 μm sont ajoutées aux cristaux de germanium, même pour de très basses énergies. L'écart entre simulation et mesure est inférieur à 10% à 13,9 keV, ce qui est très satisfaisant et autour de 5% pour des énergies supérieures à 50 keV.

Par ailleurs, malgré une bonne concordance entre simulation et mesure sur la globalité des résultats, il est possible de noter que la mesure des raies à 31 keV du baryum 133 et à 40,11 keV de l'euporium 152 est trop faible par rapport à la simulation (d'environ 15%). L'origine de cet écart a soulevé l'émission de deux hypothèses : soit la source présente une activité plus faible que celle spécifiée dans le certificat (hypothèse peu probable pour une source ponctuelle), soit il s'agit d'un problème récurrent, ces raies étant très peu recherchées en spectrométrie et donc mal connues. En effet, ces deux raies sont des raies X, pour lesquelles il est très difficile de connaître avec certitude le pourcentage d'émissions ; de plus, il n'existe pas à notre connaissance de base de données normalisée. Une erreur a donc pu être introduite dans la simulation avec une mauvaise information sur les pourcentages d'émissions de ces deux raies X.

Ainsi, il est possible de conclure que ce système de comptage est correctement modélisé lorsque des zones mortes de 3 μm sont ajoutées aux cristaux de germanium [Pierrat *et al.*, 2005a].

3.3 Validation d'CEDIPE avec le fantôme Livermore

Afin de valider l'outil CEDIPE pour un système de comptage réel composé de quatre détecteurs germanium, des conditions réelles de mesure ont été choisies en utilisant le fantôme anthropomorphe Livermore. La même méthode que celle utilisée avec les sources ponctuelles a été utilisée et a consisté à comparer les mesures effectuées sur site avec le fantôme physique d'étalonnage aux simulations Monte Carlo.

3.3.1 Matériel et méthodes

3.3.1.1 Mesure expérimentale

Le fantôme Livermore (cf Annexe 2), utilisé pour les mesures sur site, était équipé ou non de la plaque extrathoracique n°2, de composition équivalente en absorption à 50% graisse – 50% muscle. La plaque n°2 a été privilégiée du fait de son utilisation assez courante lors des étalonnages, l'épaisseur thoracique totale de 3,2 cm de cette configuration se rapprochant des caractéristiques de l'homme de référence [ICRP-89, 2002].

Lors des mesures, le fantôme contenait des poumons uniformément contaminés en un mélange d'actinides (principalement ^{235}U , ^{238}Pu et ^{241}Am ; activités respectives : 88 Bq / 52605 Bq / 17858 Bq). Par abus de langage, ces poumons sont appelés poumons "MOX" (la composition élémentaire est similaire à celle des combustibles MOX industriels mais la proportion entre les différents actinides est différente). L'utilisation de ces poumons permet de couvrir une gamme d'énergie entre 17 et 200 keV.

Les détecteurs étaient positionnés au contact du fantôme physique (équipé ou non de la plaque extrathoracique), juste au-dessus des poumons (cf figure II-17-a). Des temps de comptage d'une ou deux heures ont été utilisés.

3.3.1.2 Simulation

La même procédure que celle appliquée pour la simulation d'un système multidétecteurs (cf §2.1.3) a été utilisée. Les fantômes numériques voxélisés du Livermore, équipé uniquement de sa plaque de base ou des différentes plaques extrathoraciques, ont été reconstruits. Les poumons, les tissus mous, les os, l'air présent à l'intérieur des fantômes et le matériau équivalent à 50% graisse – 50% muscle ont été dissociés. Chaque voxel a été associé à la densité et la composition chimique du matériau considéré [ICRU-44, 1989].

Une fois le fantôme numérique reconstruit, la source a été reproduite dans le fantôme : un mélange de ^{241}Am , ^{235}U et ^{238}Pu a été distribué de façon homogène dans le volume pulmonaire, avec les mêmes activités que lors de la mesure. Le système de comptage modélisé a été positionné par rapport au fantôme voxélisé de façon à reproduire le plus fidèlement possible la mesure (cf figure II-17-b).

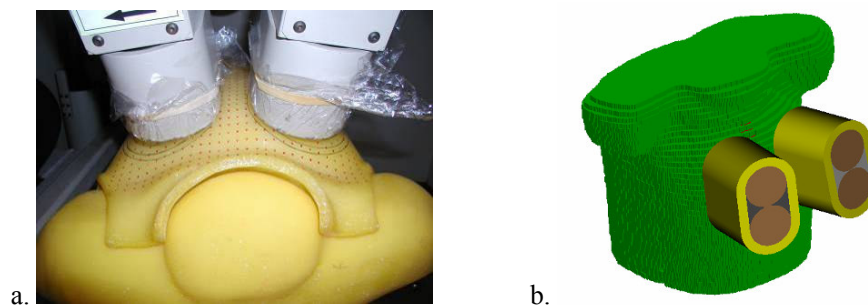


Figure II-17 : Fantôme Livermore et géométrie de détection (a. Système expérimental avec fantôme Livermore équipé de la plaque extrathoracique n°2, b. Visualisation Sabrina® du système de comptage simulé positionné au dessus du fantôme voxelisé Livermore).

3.3.2 Résultats

La comparaison entre les simulations effectuées avec le fantôme voxelisé du Livermore et les mesures réalisées avec le fantôme physique Livermore, sans plaque et équipé de la plaque extrathoracique n°2, est présentée sur le tableau II-5. La somme des réponses des 4 détecteurs est considérée et les incertitudes sont données à 1σ .

Tableau II-5 : Rapports entre simulation et mesure et incertitudes associées pour le fantôme Livermore renfermant des poumons “MOX” (somme de quatre détecteurs).

| Energie (keV) | | Plaque de base | | Plaque extrathoracique n°2 | |
|---|--------|----------------------|--------------------|----------------------------|--------------------|
| | | Rapport simul/mesure | <i>Incertitude</i> | Rapport simul/mesure | <i>Incertitude</i> |
| ²⁴¹ Am (+ ²³⁸ Pu) | 17,51 | 1,18 | 2,3% | 1,23 | 4,2% |
| | 21,01 | 1,08 | 2,8% | 1,05 | 4,1% |
| ²⁴¹ Am | 26,35 | 0,99 | 4,2% | 0,98 | 5,8% |
| | 59,54 | 1,00 | 0,4% | 0,98 | 0,5% |
| ²³⁵ U | 185,72 | 0,94 | 2,4% | 0,91 | 2,1% |

Les résultats montrent une bonne concordance (<10%) entre la simulation et la mesure pour chaque configuration du Livermore (plaque de base ou plaque n°2) pour des énergies supérieures à 20 keV. Pour des énergies inférieures, un écart de l'ordre de 20% est observé et pourrait s'expliquer par une mauvaise simulation des matériaux équivalent-tissus qui composent le fantôme Livermore (cf Chapitre III, §1.2.1).

Afin de vérifier ces résultats, une seconde série de mesures a été effectuée sur site en utilisant le fantôme Livermore comportant un autre jeu de poumons, uniformément contaminés avec seulement de l'américium 241 (activité : 70 kBq). Trois plaques extrathoraciques ont alors été ajoutées au fantôme de base, simulant une épaisseur thoracique totale de 1,9 à 3,6 cm.

La même méthode que pour les poumons "MOX" a été employée : la géométrie de mesure a été reproduite le plus précisément possible en simulation (fantôme et système de comptage).

La figure II-18 présente les résultats obtenus en utilisant les poumons ^{241}Am ; les résultats déterminés précédemment avec les poumons "MOX" ont également été reportés.

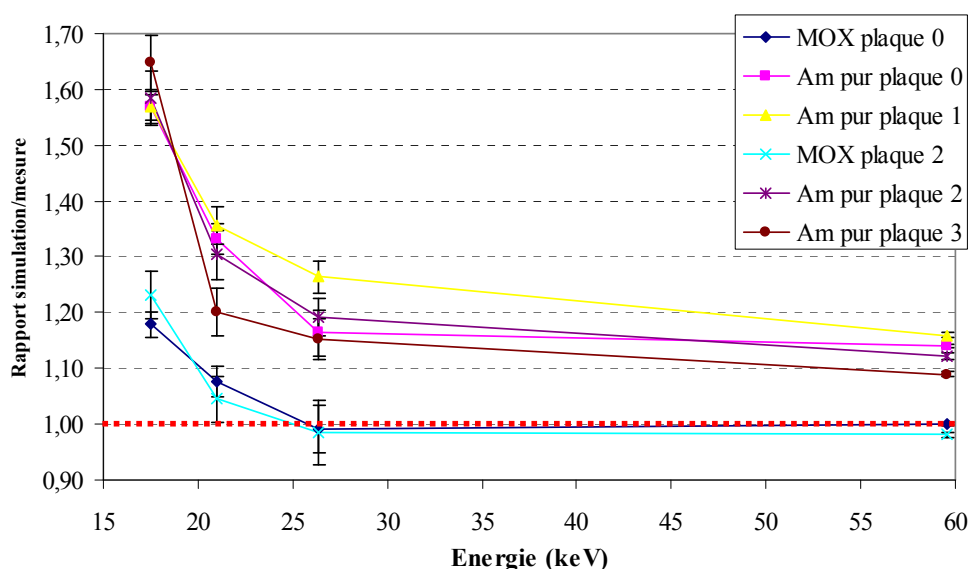


Figure II-18 : Comparaison entre simulation et mesure pour les pics photoélectriques de ^{241}Am et du ^{238}Pu avec le fantôme Livermore (somme des réponses des quatre détecteurs, normalisation par les données mesurées).

Les résultats obtenus avec les poumons ^{241}Am pur montrent une importante surestimation de la simulation par rapport à la mesure : de moins de 15% à 60 keV, les écarts atteignent près de 70% pour des photons de 17 keV. Les simulations étant identiques (excepté au niveau du nombre de photons émis en raison des activités différentes des deux jeux de poumons), on constate alors l'importance des poumons physiques utilisés et les différences engendrées par l'utilisation d'un jeu ou d'un autre.

Cette différence entre les poumons physiques américium étant surprenante, des jeux de poumons uranium (taux d'enrichissement de 3% et 93% ; activités respectives : 85 et 80 Bq) ont été également mesurés avec le fantôme Livermore équipé ou non de plaques extrathoraciques. Les mêmes méthodes

(expérimentale et numérique) que celles décrites précédemment ont été utilisées. La comparaison entre simulation et mesure montre également des différences en fonction des poumons utilisés. Une étude spécifique des poumons physiques a donc été réalisée et sera présentée au Chapitre III (§1.1.2.2). Une différence d'efficacité mesurée entre les poumons "MOX" et ^{241}Am d'environ 13% à 59,54 keV a notamment pu être constatée, expliquant les différences entre les courbes "MOX" et américium pur.

En conclusion, de bonnes concordances entre simulations et mesures ont été montrées, confirmant la validation d'ÆDIPE pour la simulation d'un système de comptage réel composé de quatre détecteurs germanium [Pierrat *et al.*, 2005a]. Ce potentiel pourra ainsi servir de base à un étalonnage numérique des installations.

De plus, la méthode numérique a mis en évidence un certain nombre de problèmes au niveau des poumons physiques utilisés pour l'étalonnage des systèmes, qui seront plus largement discutés dans le Chapitre III.

**CHAPITRE III : ETUDE DES INCERTITUDES
METROLOGIQUES ET AMELIORATIONS**

Le Chapitre II ayant montré la validité de la méthode numérique proposée, nous allons maintenant nous intéresser à étudier les incertitudes sur la mesure, qu'il est difficile voire impossible à effectuer de façon expérimentale, comme par exemple des études sur les incertitudes liées directement à l'étalonnage. De plus, après le recensement des incertitudes, nous allons voir les améliorations qui peuvent être apportées lors de l'étape d'étalonnage pour réduire l'erreur associée à la mesure.

Une première étude des incertitudes associées aux mesures anthroporadiométriques pulmonaires avait été effectuée au laboratoire lors d'une précédente thèse (cf Chapitre I, §3.3) [Razafindralambo, 1995]. Comme il a été dit dans le Chapitre I, l'incertitude systématique globale sur l'efficacité d'un système de comptage était d'environ 80% (à 2σ), en distinguant deux principales sources d'erreurs : les erreurs liées à la personne et les erreurs liées à la mesure. Parmi ces dernières, il avait été possible de comptabiliser les erreurs liées à la géométrie du système de détection et celles dues à l'étalonnage, notamment l'erreur engendrée par les différences morphologiques entre fantôme physique d'étalonnage et personne à mesurer. Toutefois, l'estimation des différentes incertitudes avait été effectuée de façon expérimentale et reste donc très limitée, notamment par l'utilisation des fantômes physiques, qui sont très peu modulables.

Ce chapitre a pour objectif de présenter l'étude de différentes incertitudes métrologiques en utilisant des fantômes numériques voxélisés associés au code MCNP ; les incertitudes liées à l'hétérogénéité de la contamination seront étudiées dans le chapitre suivant.

Ainsi, les incertitudes liées à la mesure physique qui ont pu être étudiées, sont les suivantes :

1. la sensibilité de positionnement des détecteurs,
2. la variation de la réponse en fonction des fantômes physiques d'étalonnage utilisés, que ce soit au niveau des matériaux les composant ou des poumons qu'ils renferment,
3. l'effet de la morphologie du fantôme physique choisi pour l'étalonnage.

Enfin, à partir des incertitudes estimées, deux améliorations principales ont pu être réalisées :

- une bibliothèque de fantômes voxélisés en vue d'un étalonnage numérique des installations,
- de nouvelles équations bioparamétriques qui proposent une meilleure estimation de l'épaisseur de la paroi thoracique de la personne à mesurer en fonction de son poids et de sa taille.

Dans le but de clarifier la présentation, le chapitre sera divisé en deux parties : la première concerne l'étude des incertitudes et la seconde propose des améliorations.

1 Partie I : Etude des incertitudes

1.1 Incertitudes liées à la mesure physique

Comme il a été vu aux paragraphes 2 et 3 du Chapitre II, de nombreux paramètres influencent la réponse des détecteurs lors d'une mesure anthroporadiométrique, tels que le positionnement des détecteurs par rapport au fantôme physique ou encore des paramètres qui seront propres au fantôme physique comme par exemple les jeux de poumons contaminés utilisés pour l'étalonnage.

L'étude de ces paramètres par expérimentation étant très délicate, les fantômes numériques et le calcul Monte Carlo ont alors été utilisés pour quantifier l'erreur engendrée par ces paramètres sur la mesure. Toutes les études ont donc été effectuées par simulation.

1.1.1 Sensibilité liée au positionnement des détecteurs

Le positionnement des détecteurs joue un rôle important dans le cadre de la mesure pulmonaire puisque les détecteurs sont au contact de la personne et que pour la mesure du plutonium, seuls les photons émis sous les détecteurs seront détectés [Razafindralambo, 1995]. Une étude systématique plus précise a donc été menée pour un système composé d'un détecteur unique positionné au milieu du poumon droit (installation anthroporadiométrique du LEDI-FAR, cf figure I-5) ou pour un système classique composé de quatre détecteurs germanium. Ces études ont été menées en utilisant comme fantôme d'étalonnage le fantôme Livermore.

1.1.1.1 Sensibilité au milieu du poumon droit

a. Matériel et méthode

Un système composé d'un détecteur germanium de type LEGe a tout d'abord été considéré. Ce détecteur était positionné de manière à être centré au niveau du cercle droit inscrit sur le fantôme physique Livermore de base (sans plaque extrathoracique ajoutée), ce qui correspond au milieu du poumon droit.

Cette configuration, induisant une efficacité de détection supposée maximale, est celle utilisée dans de précédentes études pour la validation d'CEDIPE pour une configuration mono-détecteur [Borisov *et al.*, 2002 ; Pierrat, 2002], qui a ensuite été reproduite en simulation (cf figure III-1) en utilisant les procédures décrites au chapitre II.

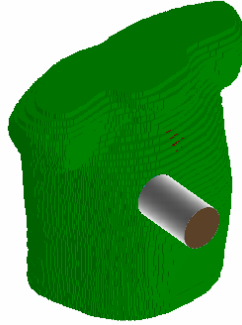


Figure III-1 : Visualisation Sabrina[®] du détecteur modélisé par rapport au fantôme numérique Livermore.

Le fantôme numérique du fantôme Livermore a été défini comme renfermant tour à tour des poumons uniformément contaminés en ²⁴¹Am et en ²³⁹Pu (activités respectives : 70 et 35 kBq). Des visualisations du détecteur par rapport aux poumons du fantôme sont proposées sur la figure III-2.

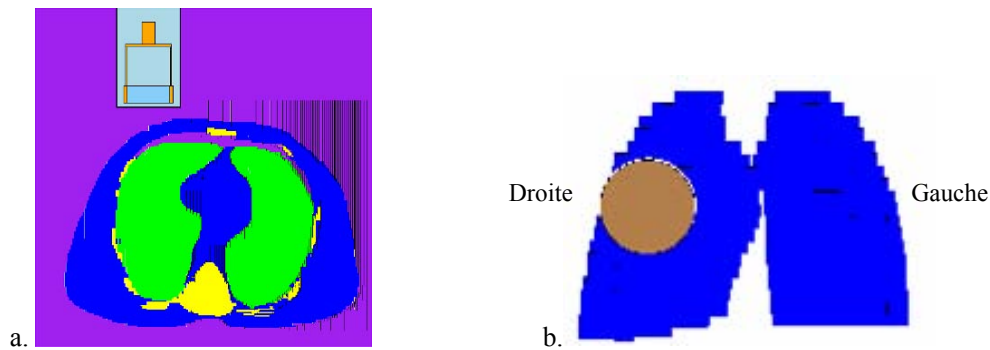


Figure III-2 : Visualisation par le plotter MCNP (a. Coupe transverse) et Sabrina[®] (b. Vue du dessus ; tissus mous et os transparents) du détecteur modélisé par rapport aux poumons du fantôme numérique Livermore.

La position initiale (centre du poumon droit) est considérée comme étant la référence. Le détecteur a ensuite été déplacé suivant les axes tête-pieds et droite-gauche, avec des pas de 2 mm, 5 mm et 1 cm. Les résultats de ces simulations après modification de positionnement ont ensuite été comparés à la position de référence.

b. Résultats

Les rapports entre simulations réalisées après modification du positionnement du détecteur et au positionnement initial sont présentés sur les figures ci-dessous. Sur chaque figure, propre à une énergie, sont représentés des rectangles symbolisant les variations de positionnement.

L'incertitude associée aux calculs est purement liée au calcul lui-même. Le nombre de particules suivies étant identique pour chaque simulation, l'incertitude associée à chaque calcul (purement statistique) est sensiblement la même pour une énergie donnée ; l'incertitude associée aux rapports présentés sur les figures est respectivement d'environ 0,7% et 2,7% à 59,54 keV et 17 keV (incertitude donnée à 1σ).

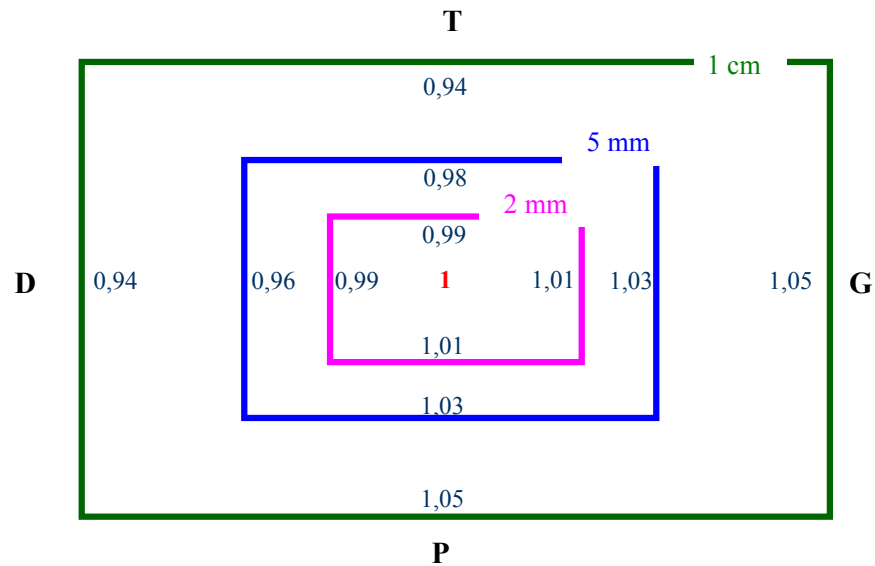


Figure III-3 : Sensibilité du détecteur positionné au milieu du poumon droit ($E = 59,54 \text{ keV}$; ^{241}Am).

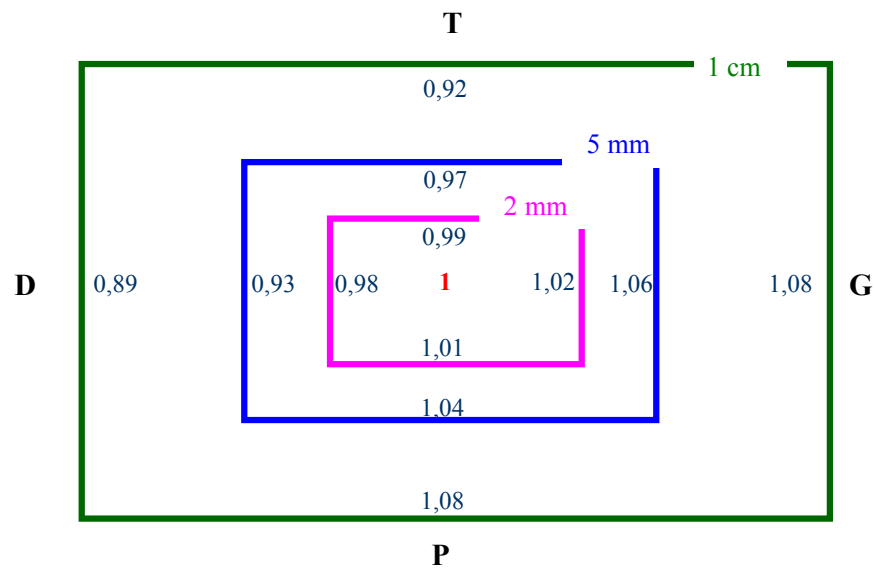


Figure III-4 : Sensibilité du détecteur positionné au milieu du poumon droit ($E = 17 \text{ keV}$; ^{239}Pu).

Ainsi, à 59,54 keV, l'erreur de positionnement au milieu du poumon droit est d'environ 5% par centimètre. Quand l'énergie des photons émis diminue, cette incertitude augmente, allant jusqu'à environ 10% par centimètre à 17 keV. Cela montre clairement que la sensibilité de réponse des détecteurs dépend non seulement du positionnement des détecteurs, mais également de l'énergie considérée, comme cela était attendu.

Toutefois, cette configuration mono-détecteur n'est pas représentative des systèmes de comptage utilisés lors de mesures de routine, composés majoritairement de quatre détecteurs germanium. En effet, ce premier cas était assez idéal puisque la référence est au centre du poumon droit, induisant de moindres variations par rapport au déplacement. Dans le cas d'un système réaliste multidétecteurs, les détecteurs sont plus nettement situés en bordure des poumons et les conséquences sur leurs réponses sont plus importantes comme le montre l'étude suivante.

1.1.1.2 Sensibilité pour un système multidétecteurs

a. Matériel et méthode

La configuration quatre détecteurs décrite au paragraphe 2 du Chapitre II a servi de base à cette étude. Le fantôme Livermore était équipé de la plaque extrathoracique n°3 (matériau équivalent 50% muscle – 50% graisse), induisant une épaisseur thoracique physique totale de 3,5 cm.

Le positionnement de référence de chacun des quatre détecteurs germanium est celui défini par Kramer [Kramer *et al.*, 1998] ; les deux détecteurs positionnés sur la partie supérieure des poumons sont à 8,5 cm du sternum, ceux sur la partie inférieure à 8 cm. Dans le sens tête-pieds, les distances sont définies par rapport à la mi-hauteur du fantôme Livermore (détecteur PD haut à 12 cm de la mi-hauteur, PG haut à 12,6 cm et les détecteurs inférieurs à 3,5 cm).

L'étude réalisée par simulation a porté sur des poumons uniformément contaminés en ^{241}Am et en ^{239}Pu .

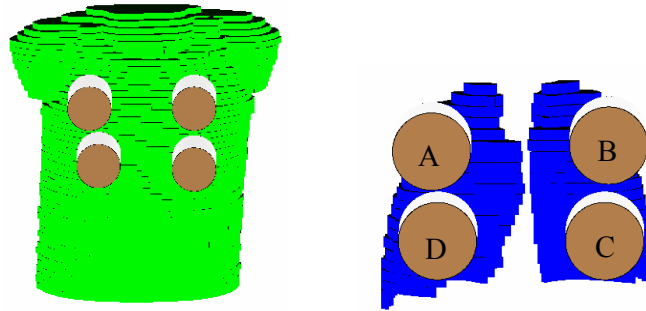
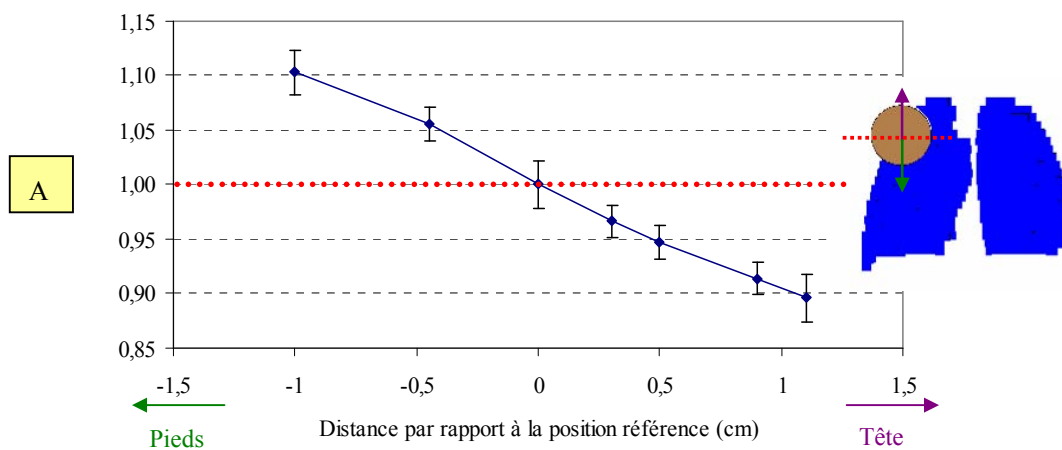


Figure III-5 : Visualisations Sabrina® du positionnement des quatre détecteurs du système par rapport au fantôme numérique Livermore et à ses poumons (tissus mous et os transparents à droite).

Comme pour l'étude mono-détecteur, la position initiale est considérée comme étant la référence. La position de chacun des quatre détecteurs a ensuite été modifiée avec des pas variables uniquement sur un axe tête-pieds (l'écartement droite-gauche étant quasiment fixe en routine). Les résultats de ces simulations après modification de positionnement ont ensuite été comparés à la position de référence.

b. Résultats

Les rapports entre simulations réalisées après modification du positionnement du détecteur et initiale sont présentées sur les figures ci-dessous pour une énergie de 59,54 keV (^{241}Am). Les graphiques sont accompagnés de visualisations Sabrina® de la position de référence du détecteur considéré par rapport aux poumons du Livermore.



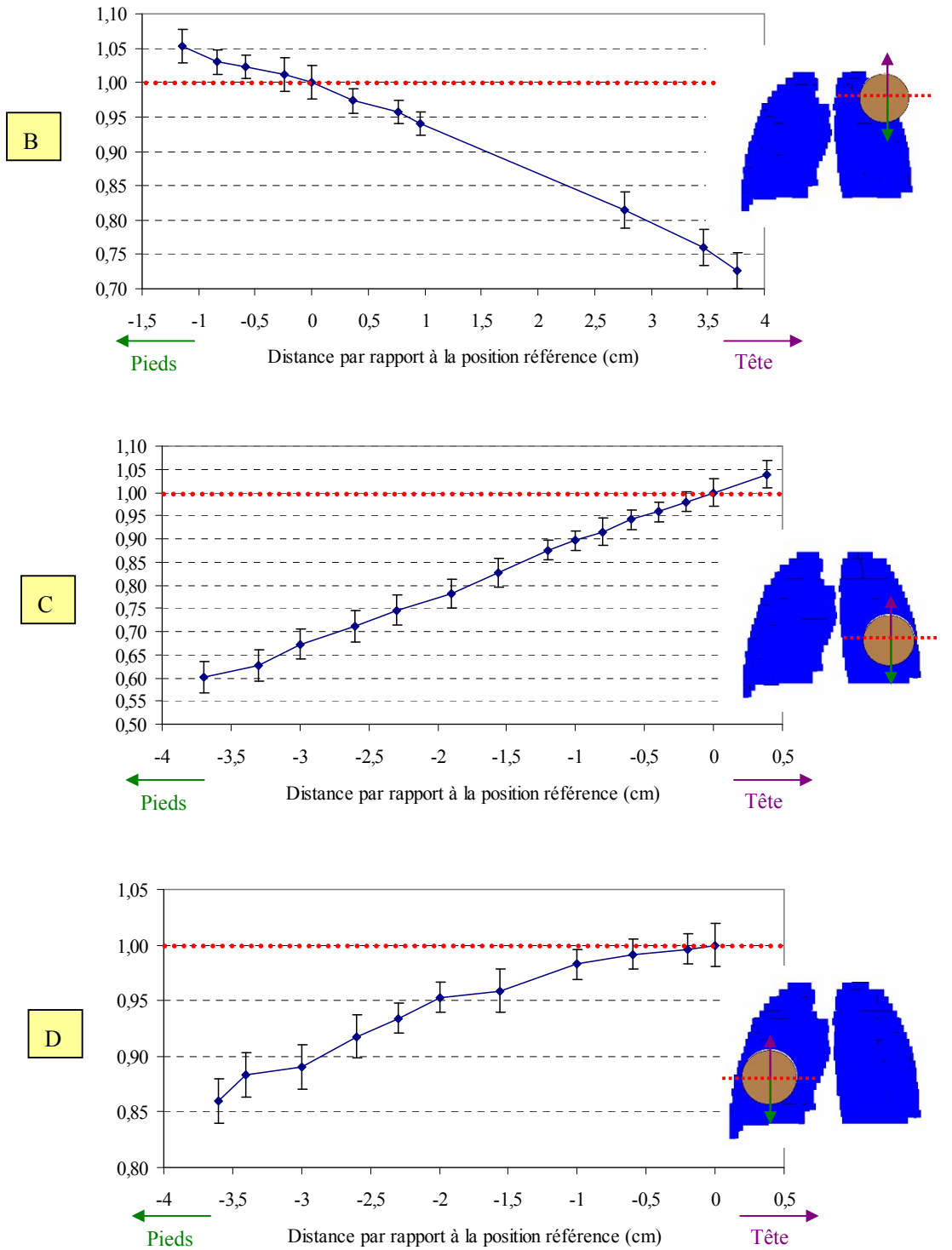


Figure III-6 : Variations de la réponse des détecteurs en fonction de leur position sur l'axe tête-pieds à 59,54 keV (détecteurs positionnés au niveau de la partie : A. supérieure du poumon droit, B. supérieure du poumon gauche, C. inférieure du poumon gauche, D. inférieure du poumon droit).

Il est tout d'abord possible de constater que, quel que soit le détecteur considéré, la variation des réponses des détecteurs est quasiment linéaire en fonction de la position des détecteurs.

Si les tendances sont semblables, d'importantes variations sont toutefois à noter selon le détecteur considéré pour une énergie de 59,54 keV. En effet, alors qu'environ 4% d'écart est induit par centimètre pour le détecteur D, environ 15% par centimètre est trouvé pour le détecteur C (7% pour le B et 9% pour le A).

Ces écarts peuvent bien sûr être en partie expliqués par la simple position du détecteur, notamment concernant le détecteur D pour lequel l'équivalence des résultats avec l'étude mono-détecteur peut être expliquée par son positionnement quasiment au milieu des poumons (cf visualisation Sabrina® figure III-5).

Cependant, il apparaît que la position du détecteur par rapport aux poumons n'explique pas la totalité des écarts. En effet, pour un même décalage, l'écart engendré par un centimètre de déplacement des détecteurs C et D varie d'un facteur 4 (de 4% pour le D à plus de 15% pour le C) ; ces écarts sont en fait dus à la forme des poumons eux-mêmes. En effet, la base du poumon gauche possède une forme concave en raison de la position du cœur dans la cage thoracique (cf figure III-7) ; les photons émis du côté postérieur seront donc fortement atténués par les tissus mous, engendrant ainsi une grande sensibilité de positionnement due à une importante variation des volumes considérés.

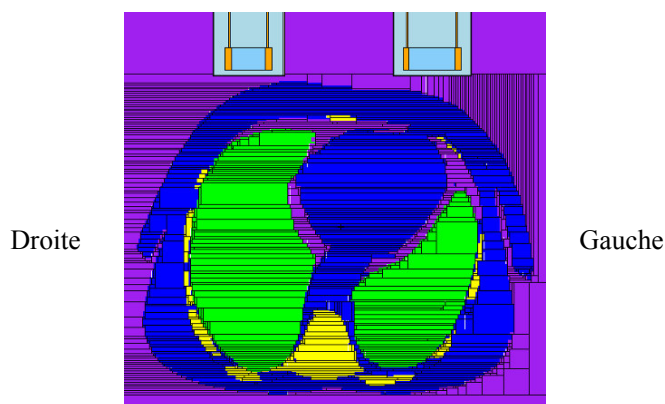


Figure III-7 : Visualisation par plotter MCNP d'une coupe transverse au niveau de la base des poumons du fantôme Livermore.

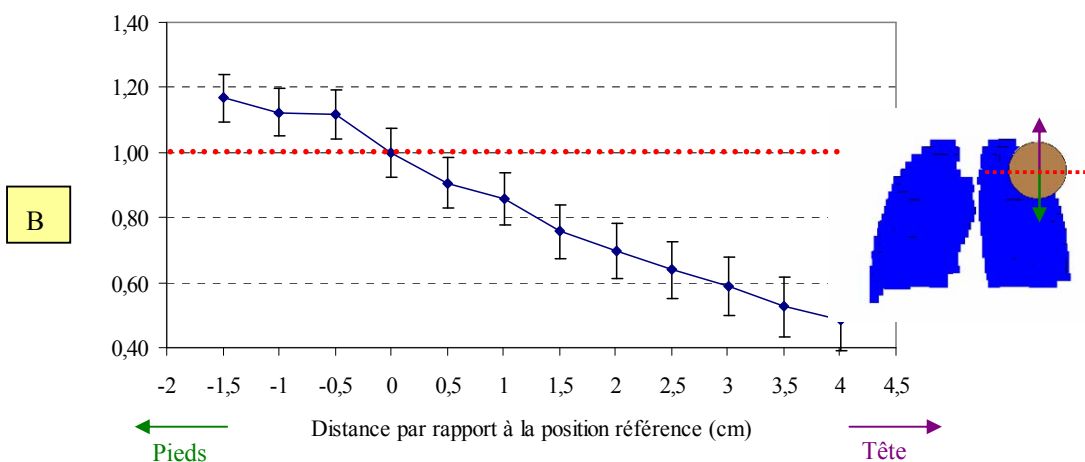
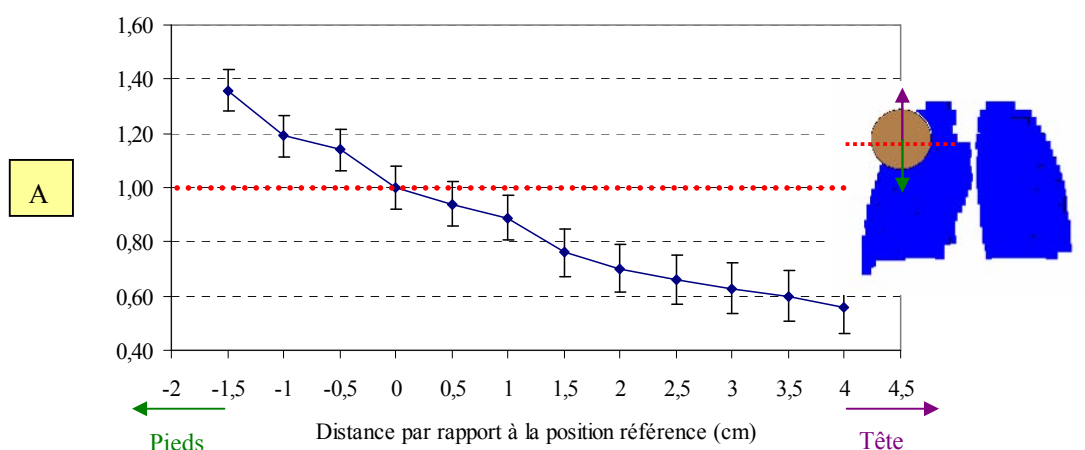
En conclusion, un centimètre d'incertitude sur le positionnement d'un détecteur engendre des erreurs entre 5 et 15% selon la position au niveau du thorax pour la mesure de la raie à 59,54 keV de l'américium 241.

Dans le but de réaliser une étude similaire en plutonium, il a été nécessaire de réduire l'épaisseur thoracique du fantôme Livermore afin d'obtenir une statistique suffisante pour les calculs.

c. Etude des incertitudes de positionnement pour le plutonium

Le fantôme Livermore de base (sans plaque extrathoracique rajoutée, soit une épaisseur thoracique de 1,9 cm) a donc été privilégié. La même configuration quatre détecteurs que celle décrite précédemment a été utilisée ; toutefois, la géométrie ayant légèrement changé, la position de référence n'est pas exactement identique.

Comme précédemment, la position de chacun des quatre détecteurs a ensuite été modifiée, uniquement sur un axe tête-pieds avec des pas de 5 mm. Les comparaisons entre simulations réalisées après modification du positionnement du détecteur et initiale (considérée comme la référence) sont présentées sur les figures ci-dessous.



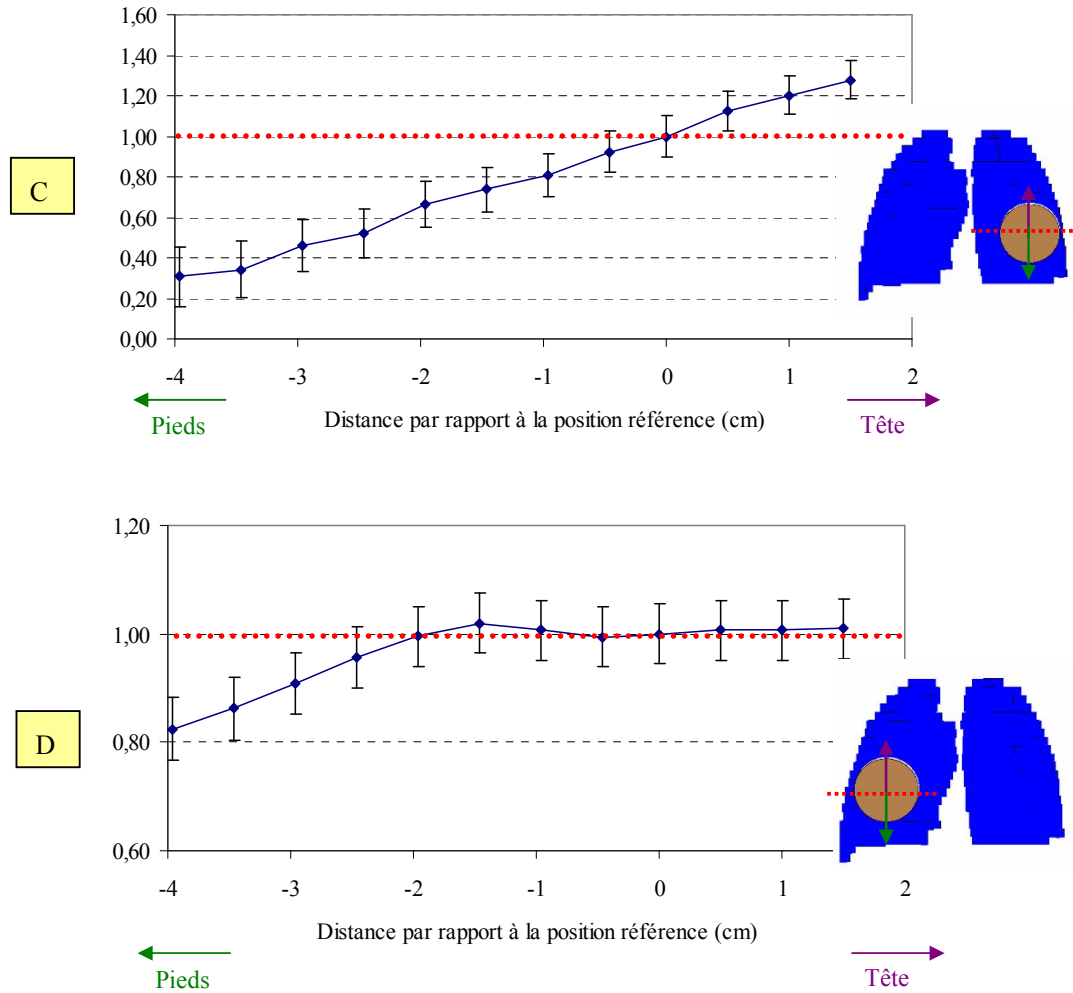


Figure III-8 : Variations de la réponse des détecteurs en fonction de leur position sur l'axe tête-pieds à 17 keV (détecteurs positionnés au niveau de la partie : A. supérieure du poumon droit, B. supérieure du poumon gauche, C. inférieure du poumon gauche, D. inférieure du poumon droit).

Contrairement à une énergie de 59,54 keV, il est possible de constater des seuils à partir desquels l'efficacité décroît de façon plus brutale, notamment pour les détecteurs B (à -0,5 cm) et D (à -1,5 cm), soulignant ainsi la criticité du positionnement des détecteurs à très basse énergie (17 keV).

De plus, d'importantes variations sont à noter selon le détecteur considéré. En effet, alors qu'environ 8% d'erreur est induite par centimètre pour le détecteur D, une erreur de près de 20% par centimètre est trouvée pour le détecteur C (15% pour le A, et 14% pour le B (5% avant le seuil)). Ces variations sont dues aux mêmes causes que pour l'étude américium, c'est-à-dire position du détecteur, mais également forme des poumons (notamment pour le détecteur C positionné au niveau de la base du poumon gauche).

En conclusion, un centimètre d'incertitude sur le positionnement d'un détecteur engendre des erreurs entre 5 et 20% selon la position au niveau du thorax pour la mesure de la raie à 17 keV du plutonium 239. Ces résultats sont assez surprenants, puisque les écarts engendrés en américium (entre 5 et 15%) sont quasiment similaires à ceux obtenus pour le plutonium.

1.1.2 Incertitudes liées au fantôme physique d'étalonnage

Même si la sensibilité de positionnement des détecteurs constitue un paramètre critique pour l'étalonnage de la mesure des émetteurs basse énergie, d'autres paramètres propres à l'utilisation d'un fantôme physique d'étalonnage vont influencer sur la réponse des détecteurs. Une recherche bibliographique a permis de montrer que la composition tissulaire pouvait varier d'un fantôme de même type à un autre [Kramer et Hauck, 2001, 2002] ; une étude sur les matériaux équivalent tissus a donc été réalisée. Une étude plus spécifique des matériaux équivalent poumons a ensuite été menée et sera présentée par la suite.

1.1.2.1 Matériaux équivalent tissus

Pour étalonner les systèmes de comptage en vue d'une mesure d'actinides, il est nécessaire de disposer de fantômes physiques réalistes. Les matériaux composant ces fantômes doivent simuler correctement l'atténuation photonique dans les tissus humains (muscle, os, graisse, cartilages et poumons) et ce pour des énergies inférieures à 20 keV dans le cas du plutonium.

Pour des énergies inférieures à 20 keV, la sélection des matériaux équivalents tissus se fait principalement en fonction des coefficients d'atténuation photoélectrique μ_{τ} [Newton et White, 1978], la diffusion Compton étant quasiment négligeable dans les tissus mous (les photons étant totalement absorbés dans les matériaux de numéro atomique supérieurs, comme l'os par exemple). Il est donc nécessaire que les valeurs de μ_{τ} entre les tissus et les matériaux les simulant présentent une bonne concordance à 17 keV.

a. Polyuréthane et matériaux dérivés

La plupart des fantômes physiques commercialisés dédiés à l'étalonnage des transuraniens (en particulier le Livermore et le JAERI) sont basés sur des matériaux équivalent-tissus élaborés à partir de polyuréthane [Griffith *et al.*, 1978 ; Shirovani, 1988]. La composition effective de ce dernier n'est pas simple à obtenir ; pour le seul exemple du fantôme Livermore, plusieurs compositions existent et trois sont répertoriées dans le tableau suivant.

Tableau III-1 : Composition chimique élémentaire du polyuréthane utilisé pour la fabrication du fantôme Livermore, exprimée en pourcentage en masse [Griffith *et al.*, 1978 ; Meditest, 1993 ; IAEA, 2003].

| Référence | Densité (g.cm ⁻³) | H | C | N | O | Mg |
|-----------|-------------------------------|------|-------|------|-------|------|
| Griffith | 1,06 | 9,20 | 68,90 | 3,70 | 18,20 | |
| Meditest | N.C. | 9,44 | 61,60 | 3,57 | 25,40 | |
| AIEA | N.C. | 8,44 | 63,51 | 4,43 | 23,52 | 0,11 |

N.C. : valeur non communiquée

Le polyuréthane de base possède les mêmes propriétés d'atténuation qu'un tissu composé de 87% de graisse et 13% de muscle (pourcentages en masse). D'autres tissus plus denses tels que le muscle ou les cartilages sont simulés en ajoutant de petites quantités d'éléments ayant un numéro atomique plus élevé, notamment de la poudre de carbonate de calcium.

Ainsi 2,1% de CaCO₃ (pourcentage en masse) sont ajoutés pour simuler un matériau composé à masse égale de muscle et de graisse, 4,3% pour simuler du muscle, 5,8% pour du cartilage et 33% pour les os [Griffith *et al.*, 1978].

De plus, en général, seules les compositions chimiques sont fournies par les constructeurs, la densité n'étant pas mentionnée. Si la densité théorique du polyuréthane est de 1,06 g.cm⁻³ [Griffith *et al.*, 1978 ; AIEA, 2003], Griffith a mesuré cette densité à 1,01 g.cm⁻³ à l'aide d'un scanner dans la même publication. Cette variation de densité a un effet négligeable à 59,54 keV (2% d'écart) mais induit une erreur d'environ 10% à 17 keV (estimations effectuées par calcul Monte Carlo avec le fantôme Livermore).

En conclusion, la recherche de la composition chimique et de la densité des tissus n'est pas simple, ce qui explique l'étude proposée.

b. Evaluation des matériaux équivalent-tissus du fantôme Livermore

Les matériaux équivalent-tissus composant le fantôme Livermore sont définis par l'ICRU sous les noms de "Griffith muscle" pour le matériau 100% muscle (constituant la coque de base du fantôme) et "Griffith breast" pour le matériau 50% muscle – 50% graisse (constituant certaines séries de plaques extrathoraciques) [ICRU-44, 1989].

La composition chimique de ces matériaux a pu être calculée manuellement dans un second temps : le polyuréthane étant équivalent à un matériau composé de 87% de graisse et 13% de muscle (pourcentages en masse), les compositions chimiques des matériaux 100% muscle et 50% muscle – 50% graisse ont été déduites en se basant sur ces proportions en masse de CaCO₃ et les définitions du polyuréthane de Griffith et de Meditest (fournisseur du fantôme Livermore dont dispose le laboratoire). La comparaison de ces données avec celles publiées dans l'ICRU est proposée dans le tableau suivant.

Tableau III-2 : Calcul par masse des compositions chimiques élémentaires des polyuréthanes (exprimées en pourcentage en masse) composant les matériaux équivalents 100% muscle et 50% muscle – 50% graisse à partir des compositions des polyuréthanes fournies par Griffith et MEDITEST, et comparaison avec les matériaux équivalents définis dans l'ICRU.

| | | H | C | N | O | Ca |
|-----------------------------|------------------------------|------|-------|------|-------|------|
| 50% muscle - 50% graisse | Calcul polyuréthane Griffith | 9,01 | 67,71 | 3,62 | 18,15 | 0,84 |
| | Calcul polyuréthane Meditest | 9,30 | 60,68 | 3,52 | 25,02 | 0,60 |
| | ICRU (Griffith breast) | 9,40 | 61,90 | 3,60 | 24,50 | 0,60 |
| 100% muscle | Calcul polyuréthane Griffith | 8,80 | 66,45 | 3,54 | 18,11 | 1,72 |
| | Calcul polyuréthane Meditest | 9,11 | 59,45 | 3,45 | 24,52 | 1,40 |
| | ICRU (Griffith muscle) | 9,00 | 60,20 | 2,80 | 26,60 | 1,40 |

On peut remarquer que le polyuréthane Meditest correspond mieux que le polyuréthane Griffith à la définition des matériaux équivalents dans l'ICRU (cette dernière étant pourtant basée sur les travaux de Griffith), ce qui est tout de même paradoxal.

L'étape suivante a été de comparer ces matériaux équivalents tissus, aux tissus humains, définis dans l'ICRU [ICRU-44, 1989]. En comparant le muscle Griffith au muscle humain, il est possible de noter d'importantes différences, que ce soit en termes de composition ou de densité (cf tableau III-3). Or, ces deux données sont primordiales pour effectuer des simulations Monte Carlo correctes, puisque se basant sur les définitions élémentaires de matériaux.

Tableau III-3 : Comparaison des compositions élémentaires et des densités des matériaux muscle et Griffith muscle définis par l'ICRU [ICRU-44, 1989].

| | Densité (g.cm ⁻³) | H | C | N | O | Ca | Autres |
|------------------------|-------------------------------|-------|-------|------|-------|------|--------|
| Muscle | 1,05 | 10,20 | 14,30 | 3,40 | 71,00 | | 1,10 |
| Griffith muscle | 1,12 | 9,00 | 60,19 | 2,80 | 26,60 | 1,40 | 0,01 |

L'équivalence des matériaux Griffith avec les tissus humains a donc été étudiée par simulation Monte Carlo. Pour cela, les images scanner du fantôme Livermore équipé de la plaque extrathoracique n°3 ont été segmentées de deux façons différentes : les différents tissus segmentés ont été associés soit aux tissus ICRU (muscle, os, poumons, plaque 50% graisse – 50% muscle pour laquelle la composition et la densité ont été calculées en effectuant un calcul par masse des tissus muscle et graisse ICRU ; procédure classique), soit aux tissus Griffith (Griffith muscle, os, Griffith lung, Griffith breast). Des simulations de mesure anthroporadiométrique ont alors été effectuées en utilisant le système multidétecteurs de Marcoule (contamination pulmonaire en ²⁴¹Am ; A = 70 kBq ; t_{comptage} = 1200 s). La comparaison obtenue en utilisant ces deux types de segmentation est présentée sur la figure ci-dessous.

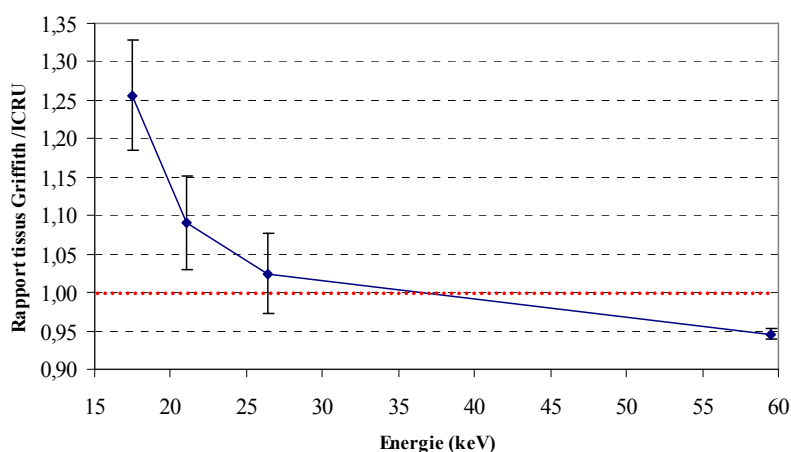


Figure III-9 : Comparaison des tissus Griffith et ICRU.

Une bonne cohérence entre les deux types de matériaux pour des énergies supérieures à 25 keV est obtenue, prouvant que le fantôme Livermore est bien équivalent aux tissus humains pour de telles énergies. En revanche, lorsque les tissus Griffith sont utilisés, une surestimation de l'efficacité de 25% est constatée par rapport aux tissus définis par l'ICRU à 17 keV, posant alors le problème de l'équivalence des deux tissus à très basse énergie.

Ce résultat apparaît assez surprenant compte tenu de la littérature. En effet, des études expérimentales par transmission ont montré que les tissus composant le fantôme Livermore étaient similaires à des tissus réels (animaux) [Griffith *et al.*, 1978]. Des données doivent donc manquer à nos simulations, comme par exemple les cartilages présents dans le thorax du fantôme Livermore qui, impossibles à distinguer sur les images scanner, n'ont pas pu être segmentés, ou encore une mauvaise définition des os (cf Annexe 3). Cette étude prouve donc l'importance des données d'entrée pour le calcul Monte Carlo, que ce soit au niveau de la segmentation des tissus ou encore de la composition élémentaire et de la densité des matériaux, qui sont des données déterminantes pour les simulations.

1.1.2.2 Etude spécifique des poumons physiques

Lors des différentes validations d'ÆDIPE pour des configurations multidétecteurs (Chapitre II), des difficultés concernant les poumons physiques utilisés ont été pointées : en effet, un écart de 13% à 59,54 keV est obtenu pour une même géométrie et des poumons américium différents (15% en moyenne pour les poumons uranium à 185,72 keV). Ces résultats troublants obtenus selon le jeu de poumons utilisés ont motivé une étude spécifique des poumons Livermore disponibles au laboratoire : la densité et l'activité des poumons disponibles au laboratoire ont ainsi été étudiées.

Des difficultés similaires sur les poumons physiques ont déjà été rencontrées dans la littérature [Spitz *et al.*, 1994] et sont sans doute liées à la méthode de fabrication relativement artisanale (cf Annexe 2). Les poumons (cf figure III-10) sont en effet élaborés manuellement à partir de polyuréthane sous forme de mousse pour simuler un matériau équivalent en atténuation au poumon défini dans l'ICRU et parvenir à une densité variant entre 0,25 et 0,30 g.cm⁻³



Figure III-10 : Exemple de poumon physique droit du fantôme Livermore.

L'étude sur les poumons du laboratoire s'est limitée aux poumons uranium et américium pour lesquelles respectivement trois et deux paires de poumons sont disponibles :

- une paire en uranium enrichi à 3% ($A(^{235}\text{U}) = 85 \text{ Bq}$),
- une paire en uranium enrichi à 93% ($A(^{235}\text{U}) = 80 \text{ Bq}$),
- une paire en ^{241}Am pur ($A = 70 \text{ kBq}$)
- une paire de poumons dits "MOX", contenant un mélange d'actinides (activité en ^{235}U : 88 Bq ; activité en ^{241}Am : 17858 Bq).

a. Densité des poumons

La densité a tout d'abord été vérifiée, les poumons ont donc été pesés. La densité de chaque poumon a pu être calculée sur la base du volume pulmonaire du Livermore déterminé avec le logiciel Dosigray® à l'aide des images scanner du Livermore ; le volume pulmonaire total a été estimé à 4075 cm³ (respectivement 2294 cm³ et 1781 cm³ pour le poumon droit et gauche).

Les caractéristiques en poids et en densité de chaque paire de poumons sont présentées sur le tableau ci-dessous.

Tableau III-4 : Caractéristiques physiques des poumons contaminés en ^{235}U et en ^{241}Am .

| | ^{235}U enrichi à 93% | ^{235}U enrichi à 3% | "MOX" | ^{241}Am pur |
|-------------------------------|--------------------------------|-------------------------------|------------|-----------------------|
| Fournisseur | Cincinatti | RSD | Cincinatti | RSD |
| Masse (g) | 1031 | 1373 | 1029 | 1257 |
| Densité (g.cm ⁻³) | 0,253 | 0,337 | 0,253 | 0,308 |

Il est possible de constater des écarts de densité de près de 35% entre les poumons contenant du ^{235}U enrichi à 3% et les autres jeux de poumons uranium ; pour les poumons américium, les écarts de plus de 20% sont observés. Il est intéressant de noter que les différences de densités peuvent être corrélées au fournisseur des poumons : chaque fournisseur affiche une densité à peu près équivalente (à 10% près pour la société RSD).

Le fait que les poumons physiques ne possédaient pas tous la même densité a été également observé par le LABM La Hague, lors d'une intercomparaison basse énergie. Des écarts de densités de plus de 30% ont été trouvés ; il a de plus été montré que les deux poumons d'une même paire pouvaient posséder une densité différente (cf figure III-11, avec l'aimable autorisation de X. Lechaftois).

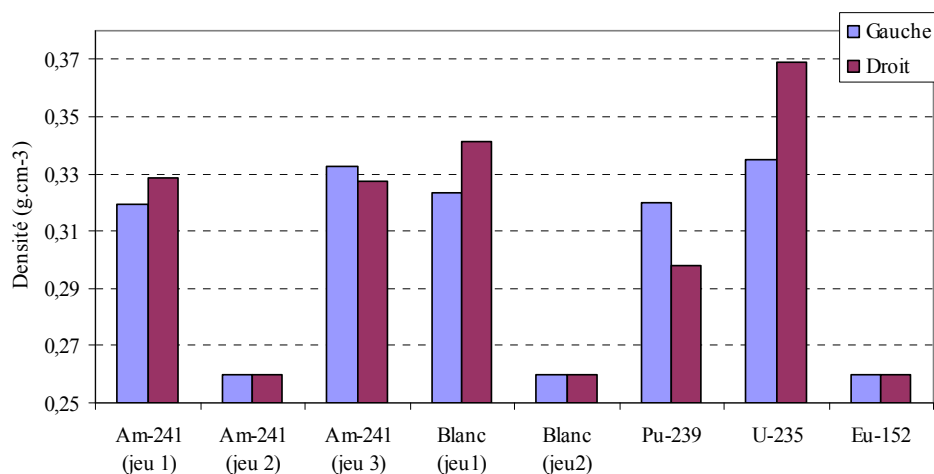


Figure III-11 : Variation de la densité des poumons physiques en fonction du jeu de poumons utilisé (étude réalisée par le LABM La Hague).

Afin d'appréhender les différences qu'engendraient de tels écarts de densités, notamment au niveau de l'augmentation de l'auto-absorption des photons dans les poumons, une approche par simulation a été effectuée. La densité des poumons du fantôme Livermore voxélisé a alors été définie à $0,337 \text{ g.cm}^{-3}$ pour une contamination pulmonaire en uranium 235 et à $0,308 \text{ g.cm}^{-3}$ pour une contamination pulmonaire en américium 241 (cf tableau III-4). Les simulations ont ensuite été comparées à celles effectuées pour une densité pulmonaire de $0,26 \text{ g.cm}^{-3}$ [ICRU-44, 1989]. Les résultats obtenus (non présentés) montrent que ces différences de densité engendrent une diminution de 5% de l'efficacité à 59,54 keV et à 185,72 keV, ce qui peut être considéré comme négligeable. En revanche, à 17 keV, une diminution de l'efficacité de 15% en moyenne est observée, ce qui devient significatif.

b. Comparaison expérimentale et par simulation des poumons

L'objectif de cette étude est de vérifier l'activité certifiée des poumons. Chaque jeu de poumons a donc été tour à tour placé dans le fantôme Livermore et compté dans une même géométrie, à savoir avoir le détecteur LEGe du laboratoire positionné au milieu du poumon droit (cf figure III-12). Le temps de comptage était de 16 heures (10 minutes pour les poumons contenant uniquement de l'américium 241 en raison de leur activité importante). Après correction du bruit de fond, l'intégrale du nombre de coups mesurés sous chaque pic photoélectrique a permis de déterminer l'efficacité absolue du système. Cette dernière est définie comme le rapport de cette intégrale sur le nombre de photons émis.

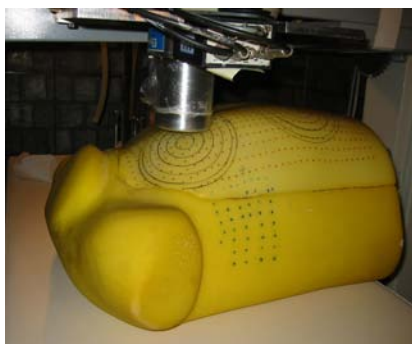


Figure III-12 : Géométrie de comptage des différents jeux de poumons physiques.

Pour savoir quelle paire de poumons se rapprochait le plus du calcul théorique, l'efficacité absolue théorique de l'installation a été déterminée par simulation pour une géométrie identique et des poumons numériques Livermore de composition définie par l'ICRU [ICRU-44, 1989] uniformément contaminés du radionucléide d'intérêt.

Les efficacités absolues du système, mesurées puis calculées par simulation Monte Carlo, pour des énergies de 185,72 keV pour l'uranium 235 et de 26,35 et 59,54 keV pour l'américium 241 sont présentées dans les tableaux suivants.

Tableau III-5 : Efficacités absolues mesurées et calculées des différentes paires de poumons uranium à 185,72 keV.

| | ²³⁵ U "MOX" | ²³⁵ U enrichi à 93% | ²³⁵ U enrichi à 3% |
|-------------------------------------|------------------------|--------------------------------|-------------------------------|
| Fournisseur | Cincinatti | Cincinatti | RSD |
| Activité (Bq) | 88 | 80 | 85 |
| Efficacité absolue mesurée (*E+04) | 17,02 | 19,22 | 19,75 |
| Efficacité absolue calculée (*E+04) | 18,53 | | |
| Rapport calcul / mesure | 1,09 | 0,96 | 0,94 |

Tableau III-6 : Efficacités absolues mesurées et calculées
des différentes paires de poumons américium à 26,35 keV et 59,54 keV.

| | | ²⁴¹ Am “MOX” | ²⁴¹ Am pur |
|---------------|-------------------------------------|-------------------------|-----------------------|
| Fournisseur | | Cincinatti | RSD |
| Activité (Bq) | | 17858 | 70000 |
| 26,35 keV | Efficacité absolue mesurée (*E+04) | 9,05 | 7,62 |
| | Efficacité absolue calculée (*E+04) | 10,66 | |
| | Rapport calcul / mesure | 1,18 | 1,40 |
| 59,54 keV | Efficacité absolue mesurée (*E+04) | 24,53 | 21,41 |
| | Efficacité absolue calculée (*E+04) | 24,19 | |
| | Rapport calcul / mesure | 0,99 | 1,13 |

Si des disparités importantes peuvent être notées au niveau de la densité des poumons, il en va de même pour l’efficacité absolue mesurée de chacun des jeux de poumons. En effet, il apparaît une différence d’efficacité mesurée de l’ordre de 15% entre les poumons uranium à 185,72 keV (“MOX” et ²³⁵U enrichi à 3%) mais également entre les poumons américium à 59,54 keV ; une différence de 23% est obtenue pour une énergie de 26,35 keV. Ce phénomène avait déjà été observé par Kramer qui avait constaté une efficacité de 25% supérieure à celle attendue sur une paire de poumons américium à 59,54 keV [Kramer et Hauck, 2000].

Il est de plus intéressant de noter que si les variations d’efficacité pour les poumons uranium peuvent être corrélées à la densité des poumons, ce n’est pas le cas pour les poumons américium : les poumons physiques les plus denses sont également ceux qui ont la plus grande efficacité, ce qui est assez paradoxal du fait de la plus grande criticité des énergies considérées. Si les variations de densité peuvent avoir une influence, ce n’est donc pas la seule cause de ces variations d’efficacité.

De plus, la comparaison des efficacités absolues mesurées et calculées par simulation montre que :

- si le principe de surestimation de la simulation par la mesure est admis en raison des pertes de collection de charge non modélisées dans le détecteur simulé (cf Chapitre II), les poumons “MOX” uranium semblent être les plus justes, l’efficacité calculée à 185,72 keV surestimant de 9% l’efficacité mesurée,
- en appliquant toujours ce principe, les poumons américium ²⁴¹ pur semblent être meilleurs pour une énergie de 59,54 keV mais les résultats avec les poumons “MOX” sont beaucoup plus cohérents à 26,35 keV. Compte tenu d’une meilleure cohérence globale, les poumons “MOX” ont été considérés comme les plus justes également pour l’américium ²⁴¹.

Si les poumons “MOX” sont supposés “valides” en uranium, la surestimation d’efficacité absolue des poumons uranium enrichi (3 et 93%) peut être expliquée par une activité plus importante que celle mentionnée dans le fichier certificat, ou/et par une distribution non uniforme de cette activité. Compte tenu du processus de fabrication des poumons plutôt artisanal, ces deux hypothèses apparaissent plausibles mais pour les vérifier, il faut pratiquer une autoradiographie des poumons, impliquant leur destruction ; en utilisant cette technique, Kramer a montré que, quel que soit le poumon, la distribution d’activité au sein des poumons n’était pas homogène [Kramer *et al.*, 2004].

Il convient de noter que les poumons simulés ne correspondent pas exactement aux poumons physiques. En effet, ces derniers sont recouverts d’une sorte de peinture à base d’époxy rendant le poumon étanche [Spitz *et al.*, 1994] qui, faute d’informations suffisantes (épaisseur de cette couche, composition, densité), n’a pas pu être prise en compte lors de la modélisation des poumons.

Il est donc possible de conclure qu’il existe des différences significatives entre les différents jeux de poumons utilisés, différences qui vont engendrer d’importantes erreurs sur l’étalonnage et donc sur l’estimation de l’activité retenue dans les poumons. Il est toutefois très difficile d’évaluer cette incertitude, étant donné qu’elle est dépendante des poumons mêmes.

1.2 Variations morphologiques entre fantômes physiques utilisés et individus à mesurer : cas du fantôme de Zubal

Après avoir étudié les paramètres liés directement à la mesure et aux propriétés physiques des fantômes d’étalonnage, nous allons maintenant étudier les conséquences des variations morphologiques des différents fantômes physiques sur l’étalonnage.

En effet, même si les fantômes physiques utilisés pour un étalonnage basse énergie sont très sophistiqués, ils ne peuvent représenter pour des raisons techniques qu’une géométrie approximative de l’individu à mesurer, engendrant de grosses incertitudes nécessitant d’importantes corrections en vue d’une extrapolation à un individu donné (cf Chapitre I, §3.3).

Afin d’estimer les écarts que l’on pourrait obtenir sur l’estimation de l’activité selon le fantôme physique choisi pour l’étalonnage du système, une situation de mesure anthroporadiométrique réelle a été choisie ; il convient de noter que toute cette étude a été effectuée de façon numérique.

Un homme, représenté par le fantôme de Zubal (cf figure III-13), vient subir un examen anthroporadiométrique sur une installation composée de quatre détecteurs germanium. Plusieurs fantômes physiques sont disponibles pour l'étalonnage du système. Les questions posées sont donc : quel est le fantôme le plus approprié pour l'étalonnage en vue de la mesure de cette personne ? et quelles sont les variations observées entre ces différents fantômes ?

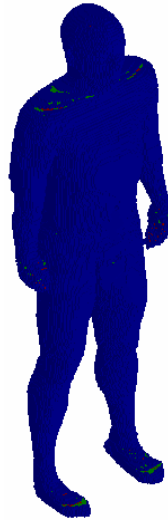


Figure III-13 : Visualisation Sabrina[®] du fantôme de Zubal.

1.2.1 Fantômes numériques utilisés dans l'étude

Trois fantômes physiques d'étalonnage étaient disponibles pour étalonner l'installation (cf figure III-14 et Annexe 2) :

- le fantôme de Livermore, déclaré par consensus fantôme standard d'étalonnage pour les hommes de type caucasien [Griffith *et al.*, 1978 ; Newton *et al.*, 1984],
- le fantôme JAERI, correspondant à l'homme standard japonais [Shirovani, 1988],
- le fantôme Rando [Beau et Le Grand, 1970], premier fantôme à avoir été utilisé pour l'étalonnage des systèmes d'anthroporadiométrie basse énergie et qui n'est plus utilisé à l'heure actuelle.

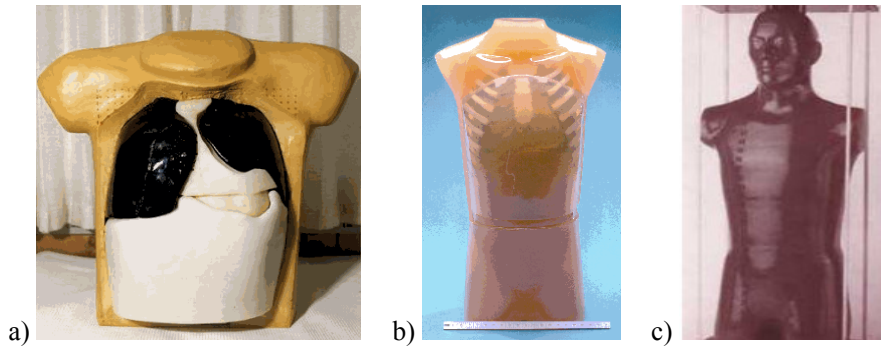


Figure III-14 : Fantômes physiques utilisés pour l'étalonnage de systèmes anthroporadiométriques pulmonaires : a) Livermore, b) JAERI, c) Rando.

Chacun de ces fantômes physiques (équipé ou non de leurs plaques extrathoraciques) a subi un examen scanner afin de permettre la reconstruction d'un fantôme numérique voxélisé. Les images acquises ont ensuite été segmentées avec le logiciel Dosigray[®] (cf figure III-15), suivant la procédure décrite précédemment, en dissociant les poumons, les os, les tissus mous et, si besoin, les plaques extrathoraciques composées d'un matériau équivalent en absorption à 50% muscle – 50% graisse. Chaque voxel de ces fantômes numériques a été associé au matériau équivalent dont la composition élémentaire et la densité sont définies dans l'ICRU [ICRU-44, 1989].

Les tailles des pixels de ces fantômes sont respectivement de $0,18 \times 0,18 \text{ cm}^2$ pour le Livermore, $0,17 \times 0,17 \text{ cm}^2$ pour le JAERI et $0,20 \times 0,20 \text{ cm}^2$ pour le Rando ; la taille en Z de chaque voxel est de 1 cm, ce qui correspond à l'épaisseur de coupe.

Le fantôme de Zubal a été choisi pour simuler la personne à mesurer (cf Chapitre I, §4.1.1). Ce fantôme est initialement composé d'une matrice de 192×96 pixels sur 498 coupes, dans laquelle sont segmentés 88 organes ou tissus [Zubal *et al.*, 1994]. La taille des voxels de ce fantôme est de $0,36 \times 0,36 \times 0,36 \text{ cm}^3$.

Dans le but de limiter le temps de calcul, seule la partie thoracique a été conservée (soit 97 coupes) et le nombre d'organes ou tissus segmentés a été réduit à 4 (poumons, os, tissus mous, graisse).

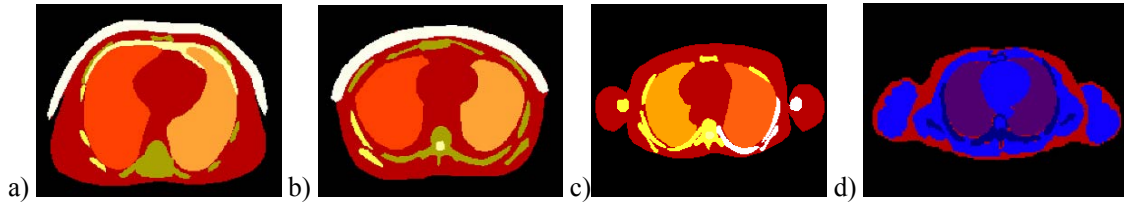


Figure III-15 : Représentation par l'interface CEDIPE d'une coupe transverse de différents fantômes voxelisés : a) Livermore (muni de sa plaque n°2), b) JAERI (muni de sa plaque), c) Rando, d) Zubal.

1.2.2 Méthode

Comme décrit précédemment, une situation de mesure anthroporadiométrique réelle a été choisie. Ainsi donc, la procédure de mesure de routine a été suivie [Bérard et Aussel, 1994] et consiste à :

1. Calculer l'épaisseur thoracique de la personne,
2. En déduire la plaque à ajouter au fantôme physique considéré et choisir la courbe d'étalonnage correspondante,
3. Mesurer la personne et comparer cette mesure par rapport à l'étalonnage,
4. Estimer l'activité retenue.

1.2.2.1 Calcul de l'épaisseur thoracique du fantôme de Zubal

L'épaisseur thoracique de la personne, en l'occurrence du fantôme de Zubal, est calculée à partir d'équations bioparamétriques. Les références en France sont les équations de Vickers qui rapportent l'épaisseur thoracique moyenne de la personne à mesurer à une épaisseur équivalente en atténuation à un matériau 50% muscle – 50% graisse ($CWT_{50/50}$) [Vickers, 1996]. Ces équations seront plus largement abordées au paragraphe 2.2 de ce chapitre.

L'équation de Vickers déterminée pour un homme de poids P et de taille T , avec une contamination en ^{241}Am (énergie considérée : 59,5 keV) et un système composé de 3 détecteurs germanium (configuration la plus proche de l'installation simulée) est la suivante :

$$CWT_{50/50}(cm) = \left[4,81 \times \frac{P(kg)}{T(cm)} + 0,85 \right] \pm 0,42$$

Ainsi, d'après cette équation, l'homme de 178 cm pour 70 kg ayant servi à la modélisation du fantôme de Zubal présente une épaisseur thoracique moyenne de $2,74 \pm 0,42$ cm.

Nous verrons par la suite que les équations de Vickers ne sont pas forcément adaptées aux systèmes français, mais s'avèrent suffisantes pour cette étude.

1.2.2.2 Choix et comparaison des fantômes d'étalonnage

L'utilisation d'équations bioparamétriques induit de larges incertitudes sur l'estimation de l'épaisseur thoracique. Afin de couvrir toute cette gamme d'épaisseurs, différentes configurations des fantômes d'étalonnage représentant des morphologies équivalentes ont été choisies ; ainsi les fantômes Livermore et JAERI ont été équipés de différentes plaques extrathoraciques supplémentaires. Les caractéristiques morphologiques des différents fantômes utilisés pour l'étude sont présentées dans le tableau III-7 et comparées à titre indicatif aux données de l'homme de référence [ICRP-89, 2002].

Les tailles et poids des différents fantômes physiques sont extraits du rapport 48 de l'ICRU [ICRU-48, 1992]. Il est intéressant de noter que la taille et le poids de chacun des fantômes Livermore et JAERI sont fixes quelle que soit la configuration proposée (avec ou sans plaque extrathoracique) ; ces paramètres, donnés à titre indicatif, correspondent en fait à ceux des personnes ayant servi à l'élaboration des fantômes physiques et ne sont donc pas représentatifs de la morphologie thoracique considérée.

Les épaisseurs de paroi thoracique présentées correspondent à des épaisseurs géométriques moyennes, c'est-à-dire que ces distances illustrent l'épaisseur physique totale de la paroi thoracique et ne tiennent donc pas compte des différences de matériaux de la paroi (et donc d'atténuation). Ces épaisseurs (ainsi que les autres distances et le volume pulmonaire) ont été mesurées directement sur les images scanner à l'aide du logiciel Dosigray[®], en dessous de la position théorique de deux détecteurs positionnés au milieu des poumons ; une mesure a été effectuée en dessous du centre de chaque détecteur, suivie de 4 autres espacées chacune de 1 cm avec une géométrie en croix. Les valeurs présentées ici sont donc une moyenne de 10 mesures.

Tableau III-7 : Caractéristiques morphologiques des différents fantômes et comparaison avec l'homme de référence [ICRP-89, 2002].

| | LIVERMORE | | | JAERI | | RANDO | ZUBAL | Homme de référence |
|---|-----------|----------|----------|-------------|--------|-------|-------|--------------------|
| | Plaque 1 | Plaque 2 | Plaque 3 | Sans plaque | Plaque | | | |
| Taille corps entier (cm) | 177 | | | 168 | | 175 | 178 | 176 |
| Poids corps entier (kg) | 76 | | | 63,5 | | 73,5 | 70 | 73 |
| Épaisseur thoracique géométrique (cm) | 2,4 | 3,3 | 3,6 | 2,0 | 3,8 | 3,7 | 2,7 | 3 |
| Longueur des poumons (cm) | 22 | | | 28 | | 25 | 20 | 28,5 |
| Épaisseur antéro-postérieure des poumons (cm) | 22 | | | 15 | | 16 | 17,5 | 20 |
| Volume pulmonaire (cm ³) | 4075 | | | 3691 | | 3436 | 2910 | 4172 |

Les mesures d'épaisseurs thoraciques à partir d'images scanner ont également permis de montrer des écarts importants par rapport aux données spécifiées par les constructeurs, notamment pour les fantômes Livermore et JAERI (cf tableau III-8). Une différence d'épaisseur de 10% a été observée pour la plaque 2 du fantôme Livermore ; pour un étalonnage plutonium, ces 3 millimètres de surplus de plaque vont entraîner une surestimation d'environ 30% du plutonium retenu dans les poumons. Ces écarts s'expliquent par le fait que les épaisseurs thoraciques de ces fantômes ont été fournies pour des systèmes de comptage phoswich, de surface beaucoup plus importante que les détecteurs germanium ; les épaisseurs thoraciques doivent donc être réévaluées pour des systèmes de comptage composés de détecteurs germanium [Kramer *et al.*, 1998].

Tableau III-8 : Comparaison des épaisseurs thoraciques fournies par les constructeurs et directement mesurées sur les images scanner à l'aide de Dosigray[®] pour les fantômes Livermore et JAERI.

| | LIVERMORE | | | | JAERI | |
|-----------------------------------|-------------|----------|----------|----------|-------------|--------|
| | Sans plaque | Plaque 1 | Plaque 2 | Plaque 3 | Sans plaque | Plaque |
| Données fournisseur (cm) | 1,9 | 2,5 | 3,0 | 3,5 | 2,0 | 3,6 |
| Mesure Dosigray [®] (cm) | 1,7 | 2,4 | 3,3 | 3,6 | 2,0 | 3,8 |

En ce qui concerne l'épaisseur thoracique du fantôme Zubal, elle a été estimée par comptage de voxels (ainsi que les différentes distances et le volume pulmonaire), les images scanner ayant servi à l'élaboration du fantôme Zubal n'étant pas disponibles. Il convient de noter que l'épaisseur thoracique mesurée et son équivalent calculé par l'équation de Vickers sont identiques. Ce résultat est surprenant du fait que les deux grandeurs ne sont pas les mêmes, la première étant une valeur géométrique (la résolution du fantôme de Zubal étant de 0,36 cm) et la seconde étant une grandeur équivalente en matériau 50% muscle – 50% grasse, composition qui ne correspond pas à une composition standard de paroi thoracique, prouvant les limites des équations bioparamétriques en général.

Concernant les poumons, aucun fantôme ne possède la même forme de poumons et les volumes pulmonaires sont très variables. Comparativement aux fantômes physiques et à l'homme de référence [ICRP-89, 2002], le fantôme de Zubal possède de très petits poumons (moins de 3000 cm³).

Enfin, aucun des différents fantômes physiques ne correspond exactement ni au fantôme de Zubal, ni à l'homme de référence, que ce soit au niveau de l'épaisseur thoracique ou de la forme des poumons. Il semble cependant que le fantôme Livermore muni de la plaque 2 est le fantôme le plus proche de la morphologie de référence, que ce soit au niveau de l'épaisseur thoracique ou du volume pulmonaire.

1.2.2.3 Simulation de la mesure anthroporadiométrique

Une fois les différentes configurations des fantômes choisies, l'étape suivante a consisté en la réalisation des mesures anthroporadiométriques, ici réalisées de façon numérique.

Les poumons de chacun des fantômes numériques, fantômes d'étalonnage et de Zubal, ont été uniformément contaminés en ²⁴¹Am et en ²³⁵U (activités respectives : 70 kBq et 80 Bq).

Le système de mesure simulé est composé de 4 détecteurs germanium haute pureté, avec la même configuration que celle proposée par Kramer [Kramer *et al.*, 1998] (cf figure III-16). Chaque mesure est simulée avec un temps de comptage de 1000 secondes.

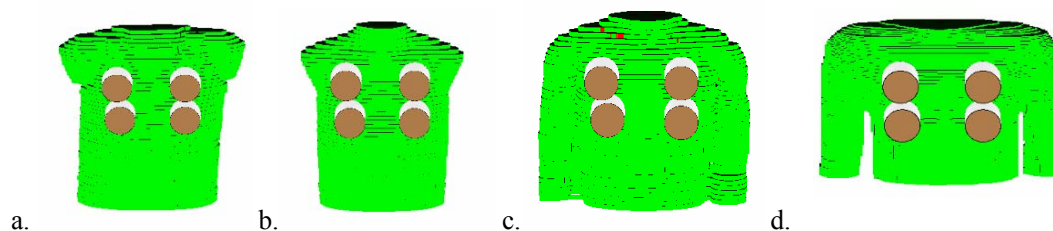


Figure III-16 : Positionnement des détecteurs par rapport aux fantômes
a) Livermore, b) JAERI, c) Rando et d) Zubal (d).

1.2.3 Résultats et discussion

Les résultats de la réponse des différents fantômes d'étalonnage, pour des énergies comprises entre 26 et 185 keV et normalisés par rapport au fantôme de Zubal, sont donnés à la figure III-17 (en raison de temps de calcul trop importants pour avoir une statistique correcte, la réponse des différents fantômes n'a pas été calculée à 17 keV). Les réponses des quatre détecteurs ont été sommées pour chaque fantôme ; les incertitudes sont données à un écart-type (1σ).

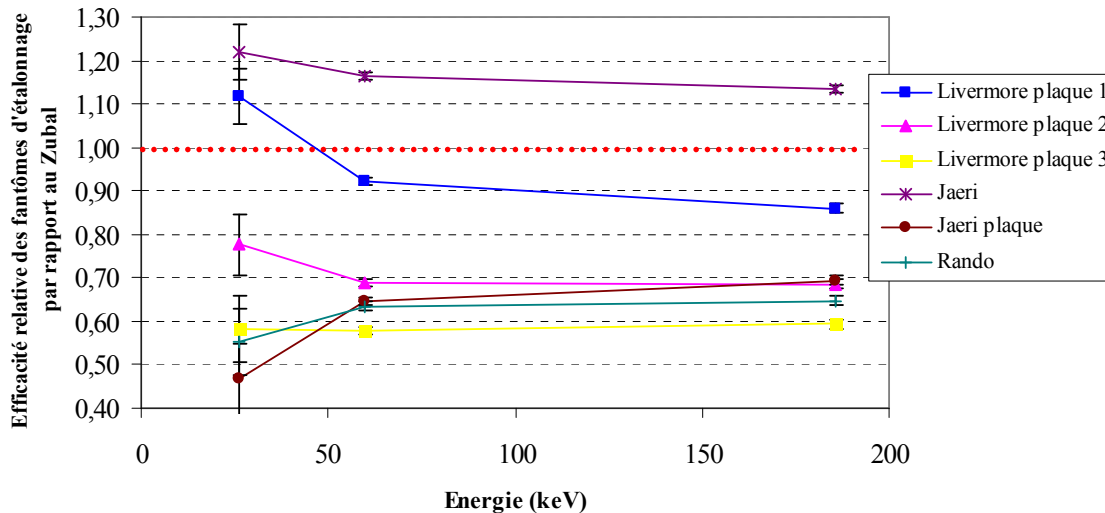


Figure III-17 : Efficacités comparées entre les différents fantômes d'étalonnage normalisées par rapport au fantôme de Zubal.

Pour toutes les configurations sauf pour le fantôme Livermore muni de la plaque 1 et le fantôme JAERI sans plaque et quelle que soit l'énergie, une sous-évaluation systématique de l'efficacité de détection par rapport au fantôme de Zubal est observée (environ 30% en moyenne). Ceci aurait pour conséquence, en cas de mesure de la personne ayant servi à la modélisation du fantôme de Zubal, de surevaluer l'activité présente en ^{241}Am ou en ^{235}U d'environ 30%. Ces résultats peuvent être principalement expliqués par l'épaisseur thoracique plus petite du fantôme de Zubal par rapport aux fantômes d'étalonnage utilisés : en effet, l'épaisseur de la paroi thoracique du fantôme de Zubal est de l'ordre de 2,7 cm alors qu'elle varie entre 3,3 et 3,8 cm pour les autres fantômes, induisant à basse énergie une diminution plus importante des photons absorbés dans les tissus pour les fantômes d'étalonnage que pour le Zubal.

Par ailleurs, la figure montre une surestimation de la réponse du JAERI sans plaque par rapport à celle du fantôme de Zubal quelle que soit l'énergie ; quant au Livermore équipé de la plaque 1, il surestime la réponse du fantôme de Zubal à 26,35 keV puis la sous-estime pour des énergies supérieures. Ces résultats peuvent être expliqués non seulement par une épaisseur de paroi thoracique plus fine pour ces

deux fantômes (2 cm pour le JAERI et 2,4 cm pour le Livermore muni de la plaque 1), mais aussi par des formes différentes de poumons, tant en longueur qu'en profondeur. En effet, pour un positionnement similaire des détecteurs par rapport au thorax, le positionnement des détecteurs par rapport aux poumons sera totalement différent selon le fantôme physique utilisé, comme le montre la figure III-18, engendrant des différences sur l'efficacité du système (cf étude sur la sensibilité de positionnement pour un système multidétecteurs, §1.1.2).

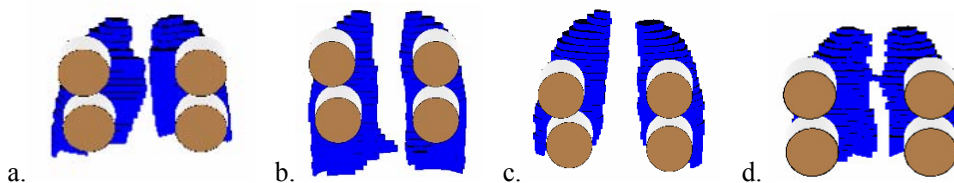


Figure III-18 : Positionnement des détecteurs par rapport aux poumons du fantôme Livermore (a), Jaeri (b), Rando (c) et Zubal (d).

Au vu de ces résultats et considérant l'équipement de nombreux laboratoires, le fantôme Livermore muni de la plaque 1 semble donc le plus approprié pour l'étalonnage du système si la personne correspondant au Zubal était mesurée [Pierrat *et al.*, 2005b].

Si la personne ayant servi à la modélisation du fantôme Zubal avait réellement passé un examen anthroporadiométrique dans un LABM, compte tenu de son poids et de sa taille, la plaque 2 du Livermore aurait été privilégiée pour l'étalonnage du système, induisant ainsi une surévaluation d'environ 30% de l'activité présente dans les poumons. Cette étude montre clairement les difficultés rencontrées quotidiennement dans les LABM pour choisir la courbe d'étalonnage à appliquer à la mesure d'une personne.

Les précédentes études présentaient l'évaluation de différents paramètres influençant l'étalonnage. Ainsi, il a été montré que l'utilisation de fantômes physiques pose un certain nombre de problèmes, notamment au niveau des déviations morphologiques avec la personne à mesurer. Sachant qu'il est impossible de développer encore davantage ces fantômes et que les incertitudes ont été réduites au maximum avec les techniques d'anthroporadiométrie classique, nous allons maintenant nous intéresser à l'apport des fantômes numériques associés au code MCNP afin d'améliorer l'ensemble de ces paramètres, ce qui constitue la partie II de ce chapitre.

2 Partie II : Amélioration des incertitudes métrologiques **grâce à l'approche numérique**

Afin de s'affranchir de la contrainte des fantômes physiques, un étalonnage des installations effectué de façon numérique et spécifique de la personne à mesurer est envisagé. Toutefois, pour que cet étalonnage soit totalement spécifique de la personne, il faudrait que cette personne subisse un examen IRM (privilégié par rapport au scanner puisque non ionisant) afin de pouvoir reconstruire un fantôme numérique voxélisé. Cette méthode est envisageable pour quelques cas ponctuels mais est techniquement impossible à l'heure actuelle pour la surveillance de routine, compte tenu de la difficulté d'accès aux machines et du nombre de travailleurs surveillés par anthroporadiométrie pulmonaire.

Pour pallier à cette limitation, l'idée proposée a été de créer une bibliothèque de fantômes numériques voxélisés, possédant différentes morphologies, représentatives de celles de la population susceptible d'être mesurée.

De plus, afin d'effectuer un choix judicieux du fantôme numérique le plus représentatif de la personne à mesurer, de nouvelles équations bioparamétriques ont été développées, les équations actuelles étant insatisfaisantes comme nous le verrons.

2.1 Amélioration de la correspondance entre fantôme d'étalonnage et personne à mesurer par la création d'une bibliothèque de fantômes numériques

2.1.1 Création de la bibliothèque de fantômes numériques voxélisés

Dans le but d'obtenir des morphologies variées, un échantillonnage aléatoire de la population a été effectué. Ainsi 33 jeux d'images scanner d'hommes adultes ont été fournis par le Centre de Lutte contre le Cancer René Huguenin (Saint-Cloud, 92), ainsi que différentes caractéristiques telles que l'âge, le poids et la taille de chacune des personnes (cf tableau III-9).

Une illustration de la large dispersion des rapports poids/taille des 33 personnes est proposée sur la figure III-19 ; il est cependant possible de noter une importante concentration des gabarits autour de $0,45 \text{ kg.cm}^{-1}$.

Tableau III-9 : Principales caractéristiques physiques des 33 hommes étudiés.

| | Moyenne | Minimum | Maximum |
|--------------|---------|---------|---------|
| Age (années) | 54 | 19 | 76 |
| Poids (kg) | 76 | 56 | 110 |
| Taille (cm) | 175 | 160 | 192 |

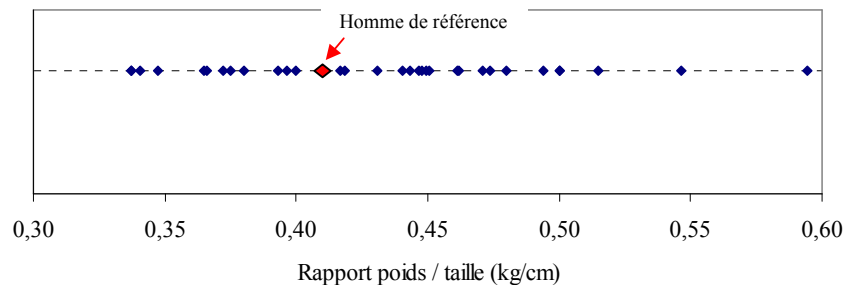


Figure III-19 : Dispersion des rapports poids / taille des 33 personnes étudiées.

Lors de l'acquisition des images, les personnes étaient dans une position allongée, avec les bras le long du corps (position française typique pour la mesure anthropométrique). La résolution des images est de 512×512 pixels et l'épaisseur de coupe de 4,25 mm.

2.1.2 Caractéristiques morphologiques des fantômes

Pour la création de cette bibliothèque, seule la partie thoracique des personnes est considérée mais les images ont été acquises du nez du patient jusqu'à mi-cuisse. De plus, afin de réduire les temps de calcul, seule une coupe sur deux a été conservée, conduisant à un espacement entre 2 images de 8,5 mm (soit environ 40 coupes pour un thorax).

La segmentation des images a été effectuée avec le logiciel Dosigray[®] : les poumons, les os, le muscle et la graisse ont été dissociés (cf figure III-20). Conformément à la procédure décrite précédemment, les contours ont été ensuite importés dans GEDIPE pour reconstruire un fantôme numérique voxélisé, où les zones de couleur ont été associées à un organe ou tissu [ICRU-44, 1989].

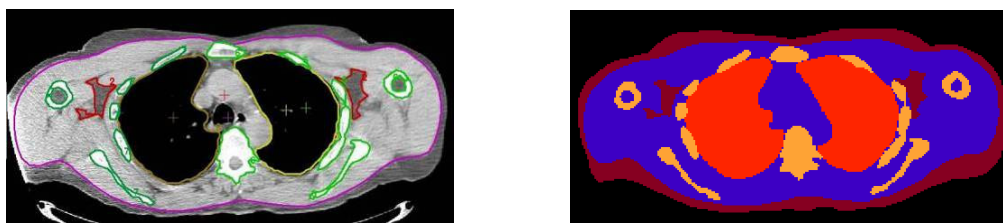


Figure III-20 : Visualisation d'une coupe scanner thoracique segmentée avec Dosigray[®] et du fantôme numérique associé dans OEDIPE.

Actuellement, seuls 5 fantômes numériques ont été entièrement segmentés [Prulhière, 2004] ; une visualisation tridimensionnelle d'un de ces fantômes est représentée sur la figure III-21. Ce nombre de fantômes n'est évidemment pas suffisant, mais les images scanner étant disponibles, les 28 autres personnes pourront également être segmentées. La bibliothèque pourra bien entendu être étayée par de nouvelles images scanner.

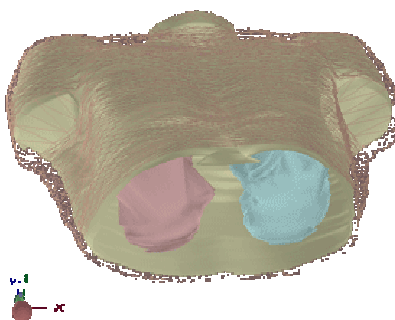


Figure III-21 : Visualisation tridimensionnelle par Dosigray[®] d'un fantôme numérique de la bibliothèque.

Cette bibliothèque devra permettre d'améliorer l'étalonnage des installations anthroporadiométriques en choisissant un fantôme numérique de morphologie la plus proche possible de celle de la personne mesurée.

Afin de faciliter le choix du fantôme dans la bibliothèque, l'épaisseur thoracique des 33 personnes a été mesurée. Sachant que la majorité des installations françaises est composée de systèmes incluant quatre détecteurs, ces paramètres ont été déterminés en vue d'un étalonnage numérique de telles installations. Les épaisseurs thoraciques ont donc été mesurées au niveau du centre de chacun des quatre détecteurs composant l'installation. Représentative de la géométrie de comptage la plus répandue en France, l'installation basse énergie de AREVA/COGEMA Marcoule a été choisie comme base ; un protocole, décrit ci-après, a été élaboré que pour le positionnement des détecteurs soit représentatif d'une mesure anthroporadiométrique réelle, c'est-à-dire de manière à couvrir le mieux possible les poumons de la personne mesurée.

Les épaisseurs thoraciques des personnes ont été estimées sur la base d'images scanner, qui permettent de distinguer facilement le muscle de la graisse et de connaître l'épaisseur de la paroi thoracique avec une précision infra-millimétrique en n'importe quel endroit du thorax.

Toutes les épaisseurs de muscle et de graisse ont été mesurées à l'aide du logiciel Dosigray® (cf figure III-22), au niveau des espaces intercostaux, les photons de basse énergie n'étant pas transmis à travers les côtes.

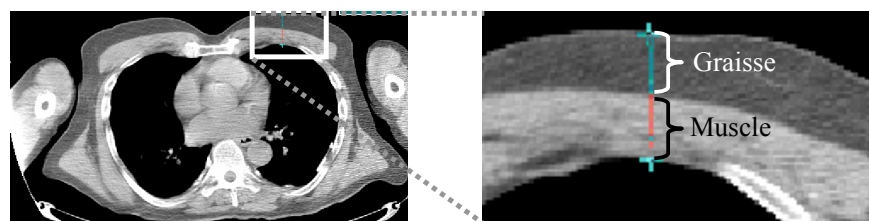


Figure III-22 : Mesures d'épaisseurs de muscle et de graisse sur une image scanner thoracique avec le logiciel Dosigray®.

Afin que le positionnement soit représentatif d'une mesure anthroporadiométrique réelle, les centres des cristaux sont positionnés au niveau de la 7^{ème} et de la 16^{ème} coupe à partir du haut des poumons sur un axe tête-pieds, et au 1/3 et au 2/3 de la distance entre les humérus droit et gauche lorsque la personne à mesurer se tient les bras le long du corps. La mise en place de ce protocole présente également l'avantage d'obtenir des mesures d'épaisseurs reproductibles d'une personne à l'autre.

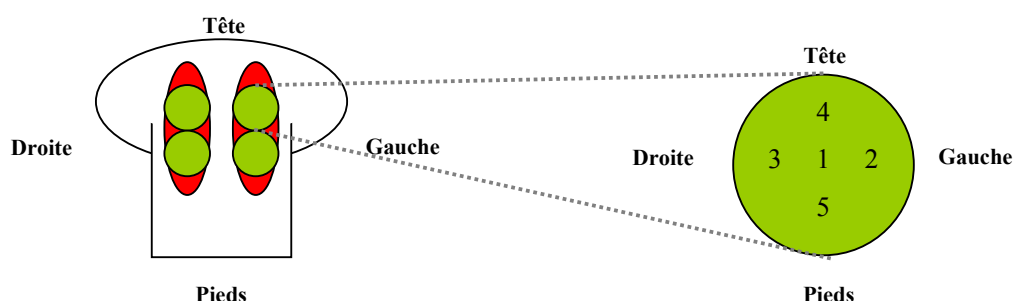


Figure III-23 : Représentation schématique du positionnement des 4 détecteurs germanium (vert) par rapport aux poumons (rouge) et des différents points de mesure d'épaisseur par rapport à un cristal de germanium.

De plus, afin d'obtenir une évaluation de l'épaisseur de paroi thoracique la plus juste possible, 5 points de mesure sont pris sous chaque détecteur (cf figure III-23) : un point au niveau du centre du détecteur (point 1) et quatre espacés de 1 cm sur un axe droite-gauche (points 2 et 3) et de 0,85 cm (espacement des coupes) sur un axe tête pieds (points 4 et 5). Ainsi 20 points de mesure (muscle et graisse) au total sur l'ensemble du thorax sont définis pour chaque personne.

Ces épaisseurs thoraciques ont ensuite permis d'estimer la teneur en graisse de la paroi thoracique (en épaisseur et en masse). Les principales caractéristiques de la paroi thoracique pour l'ensemble des personnes étudiées sont présentées dans le tableau suivant, montrant que la teneur en graisse moyenne de cette population est d'environ 30%.

Tableau III-10 : Caractéristiques de la paroi thoracique des 33 personnes étudiées.

| | Moyenne | Minimum | Maximum |
|---|---------|---------|---------|
| Epaisseur thoracique géométrique (cm) | 3,64 | 1,83 | 5,92 |
| Teneur en graisse de la paroi thoracique (pourcentage en épaisseur) | 31,5% | 7,7% | 56,4% |
| Teneur en graisse de la paroi thoracique (pourcentage en masse) | 28,7% | 6,8% | 53,1% |

2.2 Amélioration de l'estimation de l'épaisseur de paroi thoracique par le développement de nouvelles équations bioparamétriques

2.2.1 Contexte

Les équations bioparamétriques utilisées en anthroporadiométrie ont pour objectif d'estimer l'épaisseur thoracique d'une personne en fonction de différents paramètres morphologiques, en général le poids et la taille.

L'intérêt de développer de nouvelles équations bioparamétriques est double. En effet, il s'agit d'une part de pouvoir faire un choix judicieux d'un fantôme numérique dans la bibliothèque précédemment créée, et d'autre part, d'améliorer les équations existantes qui, comme nous allons le voir, ne sont pas satisfaisantes à de nombreux égards. Ces nouvelles équations pourront ainsi être directement applicables dans les LABM français.

Généralement satisfaisantes pour des sujets masculins avec une énergie considérée suffisamment élevée ($E > 100$ keV), les équations bioparamétriques sont beaucoup plus délicates à mettre en oeuvre pour un étalonnage plutonium et pour l'application à la mesure des femmes. Il existe quelques équations bioparamétriques pour les femmes [Berger et Lane, 1985 ; Vickers, 1996] mais l'estimation de leur épaisseur thoracique est difficile étant donné que la taille de la poitrine est indépendante du rapport poids/taille (pour cela, Berger mesure les tours de taille, de hanches, de la cuisse droite, du mollet droit, du bras et de l'avant-bras droits et de poitrine dans les positions debout et couchée pour chaque femme). En raison de la complexité de la détermination des équations bioparamétriques pour les femmes et étant donné que la cohorte des travailleurs exposés est essentiellement masculine, l'étude est dans un premier temps limitée aux hommes.

De nombreux auteurs ont déterminé des équations bioparamétriques, toutes issues de mesures par ultrasons du thorax, pour estimer l'activité retenue de plutonium dans les poumons. Entre autres, Dean, Fry, Sumerling puis Anderson ont déterminé des équations applicables à des systèmes composés de 2 détecteurs phoswich (diamètre : 12 ou 13 cm) avec des sujets allongés [Dean, 1973 ; Fry et Sumerling, 1980 ; Sumerling et Quant, 1982]. Quelques caractéristiques de ces équations sont présentées sur le tableau ci-dessous, notamment leur écriture littérale permettant de calculer une épaisseur thoracique (ou Chest Wall Thickness, notée CWT) en fonction du poids P et de la taille T d'une personne.

Tableau III-11 : Caractéristiques de différentes équations bioparamétriques déterminées pour des systèmes composés de 2 détecteurs phoswich [Dean, 1973 ; Fry et Sumerling, 1980 ; Sumerling et Quant, 1982] (basé sur [Kruchten et Anderson, 1990 ; Vickers, 1996] pour l'équation d'Anderson).

| | Cohorte étudiée (hommes) | Nombre de mesures /détecteur | Distinction tissulaire | Equation bioparamétrique (17 keV ; P en kg ; T en cm ; incertitudes données à 1σ) |
|--------------------|--------------------------|------------------------------|------------------------|--|
| Dean | 393 | 6 | Non | $CWT(cm) = \left[5,12 \times \frac{P}{T} + 0,0071 \right] \pm 0,2$ |
| Fry et Sumerling | 172 | 7 | Non | $CWT(cm) = \left[6,0 \times \frac{P}{T} - 0,11 \right] \pm 0,27$ |
| Anderson | ? | ? | Non | $CWT(cm) = \left[11,05 \times \frac{P}{T} - 2,0038 \right] \pm 0,32$ |
| Sumerling et Quant | 135 | 9 | Oui | $CWT(cm) = \left[1,24 \times \frac{P}{T^2} - 0,03 \times \text{âge} - 0,8 \right] \pm 0,28$ |

Ces équations ont été élaborées à partir de l'épaisseur thoracique totale des personnes étudiées ; pour la plupart, aucune distinction n'a été faite entre le muscle et la graisse, la mesure ultrasons de l'époque ne permettant pas de séparer ces tissus. Elles fournissent une épaisseur de couche uniforme d'un tissu qui est supposé être un matériau équivalent en absorption à 50% muscle - 50% graisse.

La difficulté consistait alors à choisir la bonne équation : en effet, pour un même rapport poids/taille, selon l'équation utilisée, l'épaisseur thoracique estimée sera différente. Comme il est montré sur la figure III-24, pour un rapport de 80 kg / 185 cm, un écart sur l'épaisseur thoracique de près de 30% est obtenu en utilisant soit l'équation d'Anderson, soit celle de Dean.

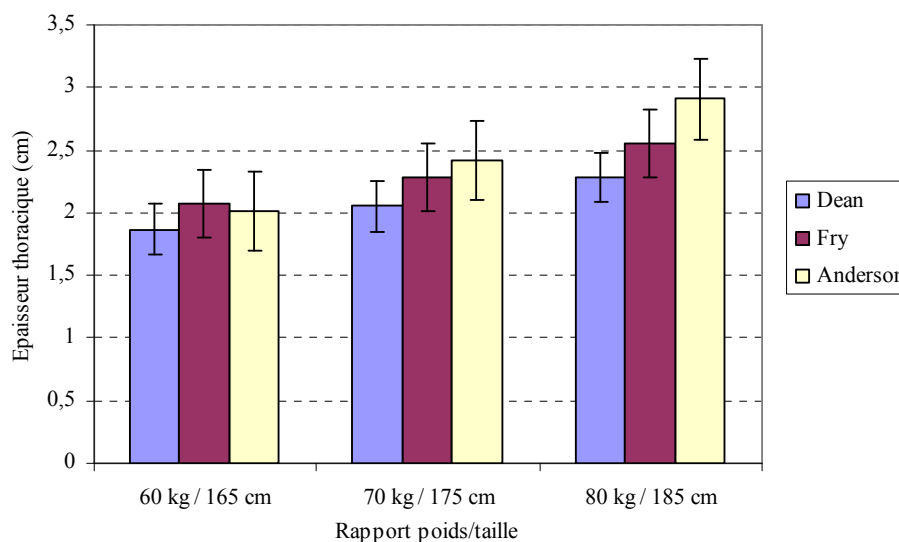


Figure III-24 : Variations de l'épaisseur thoracique calculée pour différents rapports poids/taille selon l'équation bioparamétrique choisie (étalonnage plutonium, incertitudes données à 1σ).

Les détecteurs phoswich n'étant plus beaucoup utilisés, des équations ont été déterminées pour des systèmes composés de détecteurs germanium. Kramer s'est notamment basé sur un système 4 détecteurs mais ses équations sont spécifiques à l'uranium qui est d'énergie beaucoup plus élevée que le plutonium (185,72 keV) et qui est donc moins sensible aux variations d'épaisseur de la paroi thoracique [Kramer *et al.*, 2001].

Pour des systèmes de comptage basse énergie composés de 4 détecteurs germanium, les équations les plus communément employées sont celles de Vickers [Vickers, 1996]. Ces équations sont déterminées pour un étalonnage plutonium et américium, pour des sujets assis dans une sorte de chaise de dentiste et pour des systèmes composés de 2, 3 ou 6 détecteurs germanium (diamètre de 51 mm pour un système 2 détecteurs, et de 71 mm pour les autres). Ces équations estiment à partir du poids et de la

taille de la personne à mesurer, l'épaisseur thoracique totale d'un fantôme anthropomorphe général, composé d'un matériau équivalent en absorption à 50% graisse – 50% muscle.

Les trois principaux inconvénients des équations de Vickers résident dans le fait que, d'une part, la géométrie de détection diffère de celle qui est la plus souvent employée en France : la personne en position allongée avec un système composé de quatre détecteurs germanium. D'autre part, ces équations ne peuvent pas être appliquées directement au fantôme de Livermore, qui est constitué d'une coque en matériau équivalent muscle, nécessitant l'application de corrections d'atténuation.

2.2.2 *Objectif*

Cette étude se propose de déterminer de nouvelles équations bioparamétriques, spécifiques des conditions de mesure françaises. La figure III-25 présente les différences fondamentales entre les équations de Vickers, qui sont actuellement la référence, et les nouvelles équations IRSN. Les trois grandes différences sont donc :

- les positions des personnes lors des mesures (position allongée pour l'IRSN),
- la géométrie du système de détection (quatre détecteurs),
- la spécificité des équations IRSN pour le fantôme d'étalonnage Livermore.

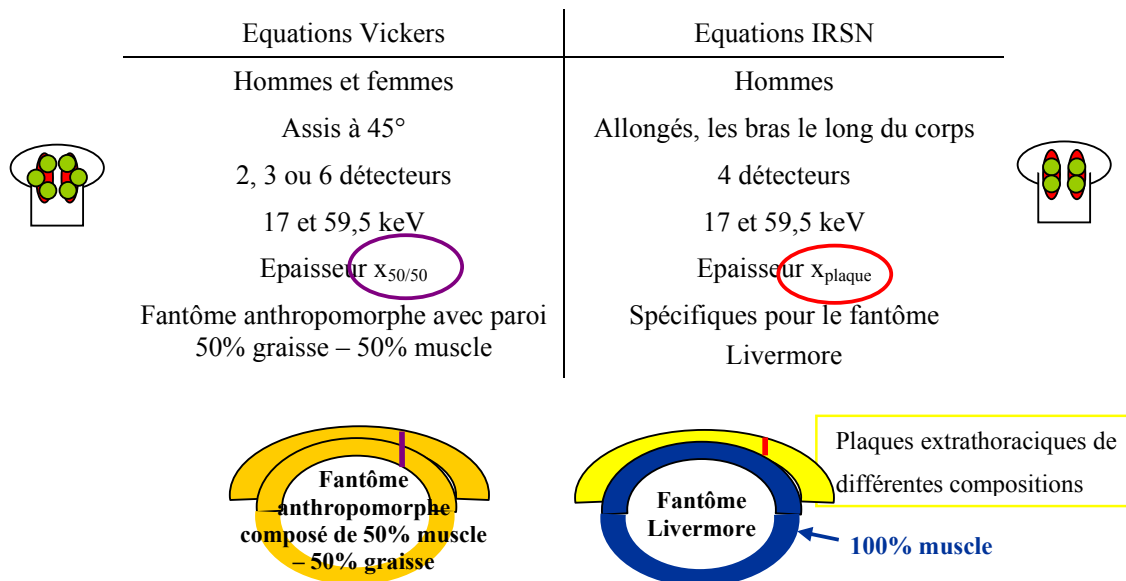


Figure III-25 : Différences entre les équations de référence et les nouvelles équations bioparamétriques, spécifiques des conditions de mesure des LABM français.

Ces nouvelles équations, spécifiques au fantôme Livermore, vont permettre de calculer directement l'épaisseur de plaque extrathoracique x_{plaque} à ajouter au fantôme de base, pour que celui-ci soit morphologiquement comparable à la personne étudiée.

Basée sur les images scanner des personnes étudiées, une équation bioparamétrique sera déterminée pour chaque configuration du Livermore : composition de la plaque extrathoracique, épaisseur de la plaque de base, énergie d'étalonnage.

2.2.3 *Méthode*

La finalité de la détermination de ces équations est de corrélérer les épaisseurs thoraciques d'une population aux épaisseurs de plaque extrathoracique équivalente x_{plaque} . Pour cela, les épaisseurs réelles mesurées seront converties en épaisseurs de plaque équivalente, puis une régression linéaire sera effectuée pour la configuration considérée sur les valeurs x_{plaque} en fonction du rapport poids/taille des personnes.

Les mesures d'épaisseurs de graisse et de muscle précédemment effectuées sur la population des 33 personnes composant la bibliothèque (cf §2.1.2) vont servir à calculer cette valeur de x_{plaque} , épaisseur de plaque extrathoracique équivalente du fantôme de Livermore, correspondant à chaque personne mesurée. Le calcul de x_{plaque} est effectué à partir de l'équation suivante, dont le formalisme de détermination est largement décrit en Annexe 4 :

$$x_{\text{plaque}} = \frac{-1}{\mu_{\text{plaque}}} \left(\mu_m \cdot x_{\text{ref}} + \ln \left[\frac{\sum_{i=1}^n \exp(-\mu_m \cdot x_{mi} - \mu_g \cdot x_{gi})}{n} \right] \right)$$

où x_{ref} est l'épaisseur de la plaque de base du fantôme Livermore, x_{mi} et x_{gi} sont les épaisseurs de muscle et de graisse pour chacune des n mesures effectuées sur la personne. μ_{plaque} , μ_m et μ_g sont respectivement les coefficients d'absorption totale (définis par l'ICRU [ICRU-44, 1989]) dans le matériau équivalent qui compose les plaques extrathoraciques, le muscle et la graisse.

Cette équation convertit directement des épaisseurs mesurées de muscle et de graisse, en une épaisseur équivalente de plaque extrathoracique du fantôme Livermore (équipé de la plaque 0), selon sa composition et l'épaisseur thoracique antérieure (100% muscle). Les épaisseurs x_{plaque} ont été calculées pour des énergies de 17 et 60 keV, pour chaque composition de plaque extrathoracique et chaque épaisseur de plaque de base.

2.2.4 Résultats

Il existe dans la littérature plusieurs modèles d'équations, fonctions de divers paramètres tels que l'âge ou encore le périmètre thoracique. Dans un premier temps, les équations déterminées sont seulement fonction du rapport poids/taille ; d'autres paramètres pourront être rajoutés ultérieurement.

Pour chacune des 12 configurations (3 compositions de plaques extrathoraciques, 2 épaisseurs x_{ref} de plaque de base et 2 énergies), une régression linéaire a été effectuée sur les 33 valeurs de x_{plaque} obtenues, en utilisant l'équation simple :

$$x_{plaque} = a \cdot \frac{P}{T} + b$$

où x_{plaque} est exprimé en centimètres, P et T sont le poids (kg) et la taille (cm) de la personne, a et b sont les coefficients de régression.

Un exemple de détermination d'équation bioparamétrique pour un fantôme Livermore avec une épaisseur antérieure de 1,9 cm et équipé de plaques extrathoraciques composées de 50% graisse – 50% muscle, pour des photons de 17 keV est présenté sur la figure III-26.

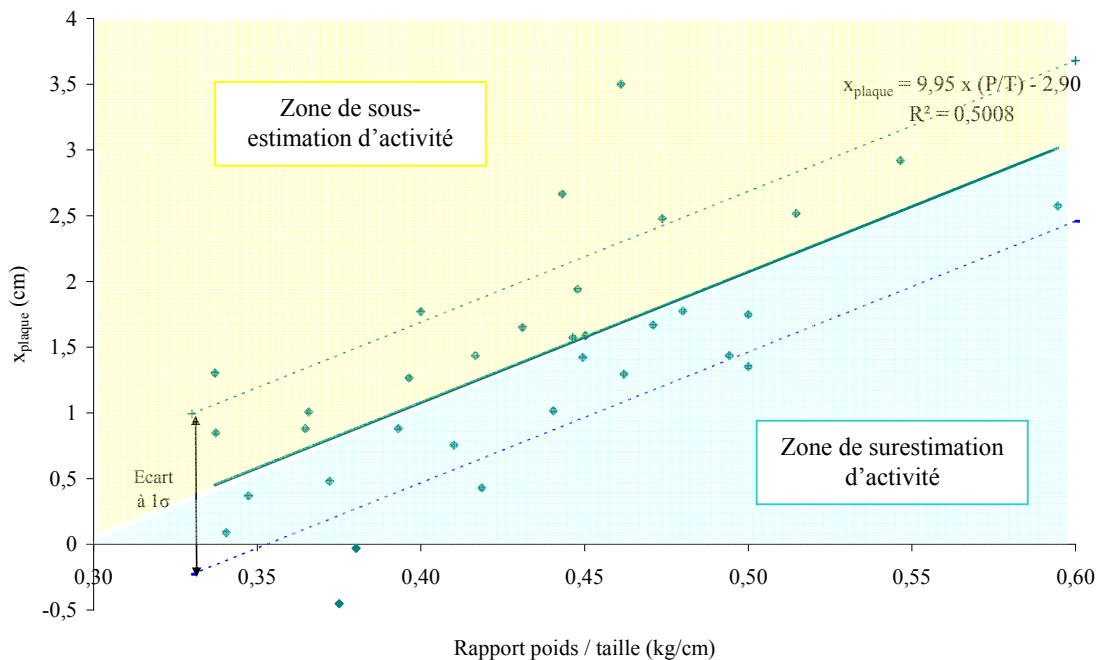


Figure III-26 : Epaisseurs calculées de plaque extrathoracique du fantôme Livermore en fonction du rapport poids/taille en considérant des plaques 50% muscle - 50% graisse, une épaisseur x_{ref} de 1,9 cm, et une énergie de 17 keV (lignes en pointillés définissant 68% des valeurs de x_{plaque}).

Même si une corrélation évidente peut être observée entre le rapport poids/taille et les épaisseurs x_{plaque} , il existe une disparité significative des points, due à de grandes variations dans les poids et tailles des personnes étudiées (cf figure III-19). De ce fait, l'incertitude sur le calcul de x_{plaque} est importante et est estimée à 0,61 cm (incertitude donnée à 1σ). Afin de réduire ces incertitudes, le nombre de personnes étudiées devra être augmenté.

Il est également possible de constater sur ce graphique les limites des équations bioparamétriques : en effet, plusieurs personnes étudiées possèdent un rapport poids/taille d'environ $0,45 \text{ kg.cm}^{-1}$, mais leurs épaisseurs associées x_{plaque} sont assez différentes (de 1 à 2,7 cm). Cette différence ne sera pas prise en compte en appliquant une équation bioparamétrique et toutes ces personnes auront une épaisseur x_{plaque} estimée de 1,6 cm, engendrant ainsi une sous-estimation du plutonium retenu dans les poumons pour la personne de 2,7 cm d'épaisseur. De plus, pour un rapport poids/taille d'environ $0,37 \text{ kg.cm}^{-1}$, une personne présente une valeur x_{plaque} négative ; le fantôme Livermore de base a donc une épaisseur trop importante pour l'étalonnage. Or, en utilisant l'équation bioparamétrique, une plaque extrathoracique d'environ 7 mm d'épaisseur sera rajoutée au fantôme Livermore, induisant alors une importante surestimation de l'activité présente dans les poumons.

Les équations bioparamétriques obtenues pour toutes les configurations avec la même méthode sont présentées dans le tableau III-12. Ces équations sont définies pour des hommes, en position allongée avec les bras le long du corps, et pour un système de comptage composé de 4 détecteurs germanium.

Tableau III-12 : Equations bioparamétriques IRSN permettant de calculer l'épaisseur de plaque extrathoracique du fantôme Livermore (x_{plaque} , en cm) en fonction du rapport poids/taille (P/T, en kg.cm^{-1}) de la personne à mesurer, et de différents paramètres d'étalonnage [Pierrat *et al.*, 2005c].

| | | 50% muscle – 50% graisse | 13% muscle - 87% graisse | 100% muscle |
|-----------------------------------|--------|---|---|---|
| $X_{\text{ref}} = 1,6 \text{ cm}$ | 17 keV | $x_{\text{plaque}} = [(9,95 (P/T) - 2,52) \pm 0,61 \text{ cm}], 1\sigma$ | $x_{\text{plaque}} = [(12,26 (P/T) - 3,11) \pm 0,75 \text{ cm}], 1\sigma$ | $x_{\text{plaque}} = [(7,93 (P/T) - 2,01) \pm 0,49 \text{ cm}], 1\sigma$ |
| | 60 keV | $x_{\text{plaque}} = [(11,31 (P/T) - 2,90) \pm 0,62 \text{ cm}], 1\sigma$ | $x_{\text{plaque}} = [(10,75 (P/T) - 2,76) \pm 0,59 \text{ cm}], 1\sigma$ | $x_{\text{plaque}} = [(10,57 (P/T) - 2,71) \pm 0,58 \text{ cm}], 1\sigma$ |
| $X_{\text{ref}} = 1,9 \text{ cm}$ | 17 keV | $x_{\text{plaque}} = [(9,95 (P/T) - 2,90) \pm 0,61 \text{ cm}], 1\sigma$ | $x_{\text{plaque}} = [(12,26 (P/T) - 3,58) \pm 0,75 \text{ cm}], 1\sigma$ | $x_{\text{plaque}} = [(7,93 (P/T) - 2,31) \pm 0,49 \text{ cm}], 1\sigma$ |
| | 60 keV | $x_{\text{plaque}} = [(11,31 (P/T) - 3,22) \pm 0,62 \text{ cm}], 1\sigma$ | $x_{\text{plaque}} = [(10,75 (P/T) - 3,06) \pm 0,59 \text{ cm}], 1\sigma$ | $x_{\text{plaque}} = [(10,57 (P/T) - 3,01) \pm 0,58 \text{ cm}], 1\sigma$ |

2.2.5 Comparaison des nouvelles équations bioparamétriques avec des équations référentes

Les équations de référence en France étant celles de Vickers, une comparaison avec les nouvelles équations a été menée. Les équations de Vickers déterminant une épaisseur de matériau équivalent à 50% muscle – 50% graisse, seules les équations IRSN utilisant de telles plaques ont été considérées, pour un fantôme Livermore ayant une épaisseur antérieure x_{ref} de 1,9 cm (plaque 0 composée de 100% muscle).

Les équations IRSN ayant été déterminées pour un système de comptage 4 détecteurs, la géométrie de Vickers la plus proche a été privilégiée, c'est-à-dire 3 détecteurs germanium (cf figure III-27). Il est convient de noter les différences de diamètres des détecteurs utilisés pour déterminer les équations IRSN et ceux utilisés par Vickers (60 mm pour le système du LABM Marcoule et 71 mm pour Vickers), et donc par conséquent leurs positionnements différents par rapport au thorax de la personne mesurée. En effet, la géométrie 3 détecteurs de Vickers est obtenue en utilisant 3 des 6 détecteurs du système de comptage basse énergie de l'ORNL (Oak Ridge National Laboratory). Les 6 détecteurs étant positionnés de façon à couvrir au mieux les poumons, les 3 détecteurs seront positionnés de façon plus latérale par rapport aux poumons (cf figure III-27).

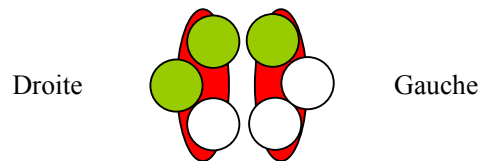


Figure III-27 : Représentation schématique du positionnement par rapport aux poumons du système de comptage utilisé par Vickers et composé de trois détecteurs germanium (détecteurs actifs en vert).

Du point de vue de la couverture du volume pulmonaire par les détecteurs, la géométrie de détection IRSN (deux détecteurs ActII) semble être plus proche de celle d'un système composé de deux détecteurs phoswich que d'un système composé de 3 détecteurs germanium. En effet, les détecteurs phoswich possèdent un diamètre plus important (environ 12-13 cm) et couvrent le volume pulmonaire d'une façon similaire à un système ActII.

C'est pourquoi les équations IRSN seront dans un second temps comparées à des équations bioparamétriques obtenus par un système de comptage composé de deux détecteurs phoswich, en l'occurrence l'équation d'Anderson.

Les équations de Vickers s'appliquent donc à un système de comptage composé de trois détecteurs germanium, pour un étalonnage plutonium ou américium [Vickers, 1996] :

$$CWT(cm) = \left[4,34 \times \frac{P}{T} + 1,25 \right] \pm 0,34 \quad \text{Equation de Vickers, } ^{239}\text{Pu}$$

$$CWT(cm) = \left[4,81 \times \frac{P}{T} + 0,85 \right] \pm 0,42 \quad \text{Equation de Vickers, } ^{241}\text{Am}$$

Ces équations estiment l'épaisseur thoracique totale d'un fantôme anthropomorphe général constitué d'un matériau équivalent en absorption à 50% graisse – 50% muscle. Les équations IRSN estimant l'épaisseur de plaque extrathoracique à ajouter au fantôme Livermore de base composé de matériau équivalent muscle, les équations de Vickers ont nécessité quelques modifications afin de calculer directement une épaisseur de plaque extrathoracique du fantôme Livermore et ainsi comparer les mêmes valeurs.

Deux méthodes ont été envisagées pour prendre en compte la plaque de base du Livermore :

1. tout d'abord, la différence de composition et donc d'atténuation entre les matériaux équivalents muscle de la plaque 0 et 50% graisse – 50% muscle de la plaque extrathoracique a été considérée. Le matériau de la plaque 0, considéré en équivalent 50% graisse – 50% muscle par Vickers, a donc été converti en équivalent muscle. C'est la méthode la plus cohérente pour réaliser cette comparaison puisqu'exactly les mêmes valeurs sont comparées.

$$\begin{aligned} x_{\text{plaque}} &= CWT - x_{\text{ref}50/50} \\ \Leftrightarrow x_{\text{plaque}} &= \left(4,34 \times \frac{P}{T} + 1,25 \right) - x_{\text{ref}50/50} \\ \Leftrightarrow x_{\text{plaque}} &= \left(4,34 \times \frac{P}{T} + 1,25 \right) - \frac{x_{\text{ref}} \cdot \mu_m}{\mu_{50/50}} \\ \Leftrightarrow x_{\text{plaque}} &= 4,34 \times \frac{P}{T} - 1,37 \quad \text{Equation de Vickers corrigée} \\ & \quad \text{en atténuation (17 keV)} \end{aligned}$$

2. dans un second temps, aucune correction d'atténuation n'a été appliquée. L'épaisseur physique de la plaque de base a été simplement soustraite de l'épaisseur totale calculée par les équations de Vickers, sans prendre en compte les différences de composition des matériaux. C'est la méthode communément utilisée par les LABM français.

$$x_{plaque} = CWT - x_{ref}$$

$$\Leftrightarrow x_{plaque} = \left(4,34 \times \frac{P}{T} + 1,25 \right) - 1,9$$

$$\Leftrightarrow x_{plaque} = 4,34 \times \frac{P}{T} - 0,65$$

Equation de Vickers non corrigée en atténuation (17 keV)

L'équation d'Anderson a été, quant à elle, obtenue pour un système composé de deux détecteurs phoswich, des sujets en position allongée et un étalonnage plutonium [Kruchten et Anderson, 1990 ; Vickers, 1996]. Cette équation est la suivante :

$$CWT(cm) = 11,05 \times \frac{P}{T} - 2,0038 \quad \text{Equation d'Anderson, } ^{239}\text{Pu}$$

Cette équation a également nécessité des corrections pour calculer directement des épaisseurs de plaque extrathoracique à rajouter au fantôme de base. Comme précédemment, le matériau équivalent muscle de la plaque 0 du Livermore a été pris en compte et des corrections d'atténuation ont été appliquées.

$$x_{plaque} = CWT - x_{ref\ 50/50}$$

$$\Leftrightarrow x_{plaque} = \left(11,05 \times \frac{P}{T} - 2,0038 \right) - \frac{x_{ref} \cdot \mu_m}{\mu_{50/50}}$$

$$\Leftrightarrow x_{plaque} = 11,05 \times \frac{P}{T} - 4,63 \quad \text{Equation d'Anderson corrigée en atténuation (17 keV)}$$

La comparaison des équations IRSN (déterminées pour un fantôme Livermore d'épaisseur thoracique antérieure de 1,9 cm) avec les équations d'Anderson et de Vickers, corrigées ou non en atténuation, pour une énergie de 17 keV, est présentée sur la figure III-28.

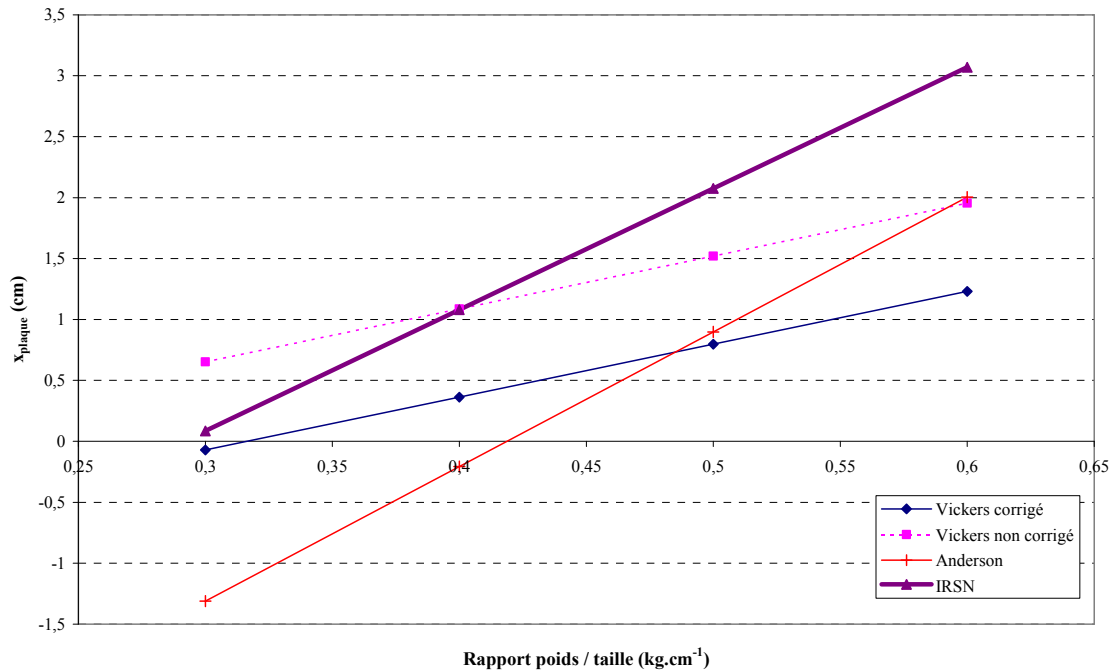


Figure III-28 : Comparaison des équations IRSN, Vickers et Anderson pour des photons de 17 keV (épaisseur thoracique antérieure du fantôme Livermore : 1,9 cm ; plaques extrathoraciques composées de 50% graisse – 50% muscle).

Il est tout d'abord possible de constater que, alors que les équations IRSN et Anderson ont approximativement la même pente, les équations IRSN et Vickers sont très différentes, que ce soit du point de vue de la pente ou de l'ordonnée à l'origine ; un écart de près de 2 cm sur l'épaisseur de la plaque extrathoracique à rajouter est constaté pour un rapport poids/taille de 0,6 kg.cm⁻¹ entre les équations IRSN et Vickers pour laquelle des corrections d'atténuation ont été appliquées, ce qui est considérable. Cette importante différence entre les deux équations est supposée être attribuée à la différence de la géométrie de comptage et donc dans le positionnement des mesures d'épaisseurs thoraciques (les épaisseurs thoraciques étant mesurées en dessous de la position des détecteurs). Le positionnement différent des mesures d'épaisseurs thoraciques (muscle et graisse) va engendrer des différences directement sur les épaisseurs elles-mêmes compte tenu des importantes variations dans le profil thoracique, et donc sur la transmission des photons.

De plus, la comparaison des équations de Vickers entre elles (avec et sans correction d'atténuation) montre que, si l'utilisateur ne tient pas compte du matériau équivalent muscle de la plaque 0 du fantôme Livermore et la considère donc en matériau 50% muscle – 50% graisse, une différence d'environ 7 mm est obtenue sur le calcul de l'épaisseur de plaque extrathoracique pour des photons de 17 keV, quel que soit le rapport poids/taille considéré. Ce surplus de plaque va générer une erreur de 70% sur les facteurs d'étalonnage et donc une surestimation de l'activité retenue en plutonium dans les

poumons. Les équations de Vickers doivent donc être employées avec précaution, en particulier lorsque le fantôme Livermore est utilisé pour l'étalonnage.

Généralement, les LABM français n'appliquent pas de corrections d'atténuation lorsqu'ils utilisent les équations de Vickers avec le fantôme Livermore, conduisant ainsi à un écart de 70% sur le plutonium retenu dans les poumons. Toutefois, comme les équations IRSN et Vickers sans correction d'atténuation sont plus concordantes, les écarts induits sont finalement plus faibles.

Concernant la comparaison des équations IRSN et Anderson, même si leurs pentes sont similaires, les écarts entre les deux équations sont d'environ 1,4 cm pour un rapport poids/taille de 0,3 kg.cm⁻¹, et 1 cm pour 0,6 kg.cm⁻¹. Ces écarts sont probablement dus au fait que Anderson doit avoir considéré la paroi thoracique des personnes comme étant composée d'un tissu uniforme, les techniques ultrasoniques de l'époque ne permettant pas de dissocier le muscle de la graisse. Ce tissu, qui possède un coefficient d'atténuation linéaire de 0,99 cm⁻¹, est supposé être un matériau équivalent à 50% muscle - 50% graisse (très peu d'informations sont disponibles sur la méthode qu'a employé Anderson pour déterminer son équation). Or, la fraction moyenne de graisse semble s'approcher plus de 30% que de 50% (cette quantité a été estimée à environ 28% pour les 33 hommes étudiés pour les équations IRSN (cf tableau III-10), et 34% pour les 33 hommes étudiés par Vickers) ; la composition de la paroi thoracique moyenne correspondrait donc mieux à un matériau équivalent 70% muscle – 30% graisse, matériau qui possède un coefficient d'atténuation linéaire totale de 1,15 cm⁻¹ pour une énergie de 17 keV (cf Annexe 4, tableau A4-1). Cette différence de composition de la paroi thoracique génère une erreur d'environ 15% sur l'estimation de l'épaisseur thoracique. D'autres erreurs peuvent également provenir de différences dans le positionnement des mesures d'épaisseurs de la paroi thoracique, puisque les mesures d'Anderson ont été réalisées sous des détecteurs de surface plus importante.

Ces premières observations prouvent la spécificité des équations bioparamétriques pour une géométrie de comptage, comme il avait déjà été montré par Vickers et Kramer [Vickers, 1996 ; Kramer *et al.*, 2001].

La comparaison entre les équations IRSN et de Vickers a également été effectuée pour une énergie de 60 keV (²⁴¹Am). La même procédure que celle décrite précédemment a été utilisée : les équations de Vickers ont été modifiées en appliquant ou non des corrections d'atténuation. Les résultats sont présentés sur la figure III-29.

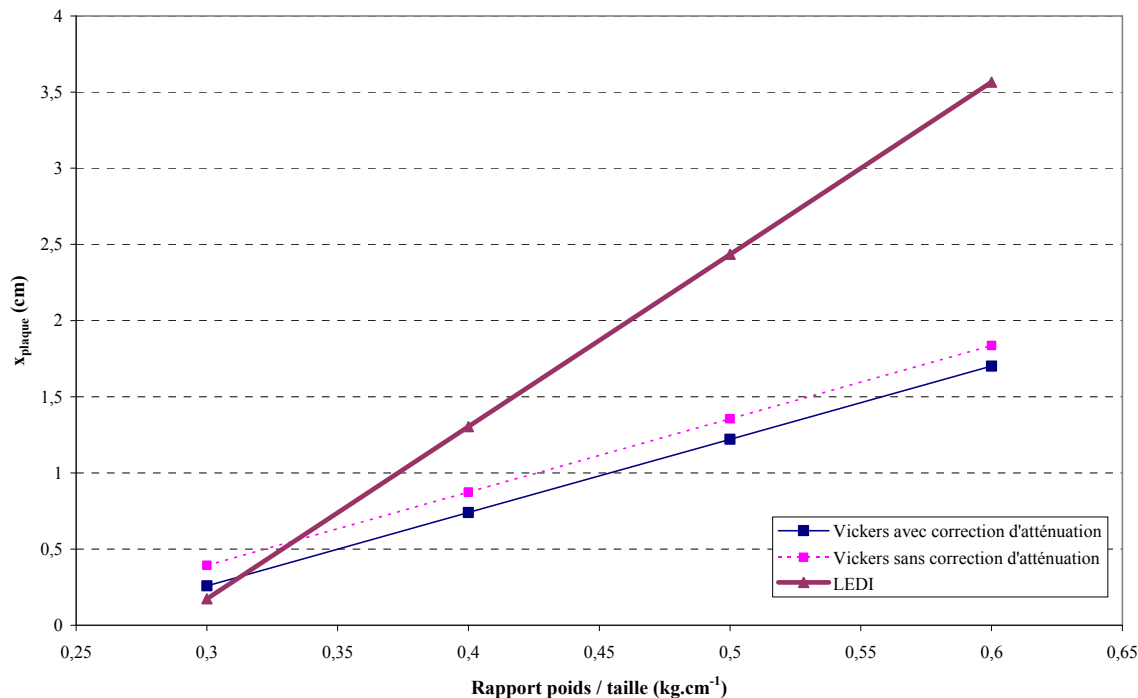


Figure III-29 : Comparaison des équations IRSN et Vickers pour des photons de 60 keV (épaisseur thoracique antérieure du fantôme Livermore : 1,9 cm ; plaques extrathoraciques composées de 50% graisse – 50% muscle).

Pour une énergie de 60 keV, les équations IRSN et Vickers sont toujours très différentes, avec un écart de près de 2 cm pour un rapport poids/taille de 0,6 kg.cm⁻¹ (équation de Vickers corrigée en atténuation). Cette différence est toujours due aux différences de géométrie de comptage et de mesures d'épaisseurs thoraciques. Paradoxalement, l'écart entre ces équations est plus important à 60 keV qu'à 17 keV.

Toutefois, si les équations de Vickers sont utilisées en négligeant la composition en équivalent muscle de la plaque 0 du fantôme Livermore, l'erreur engendrée sur l'estimation de la plaque extrathoracique à rajouter est de moins de 1,5 mm, soit moins de 15% d'erreur sur l'estimation de l'américium retenu dans les poumons.

La prise en compte de la composition de la paroi thoracique n'est donc cruciale que pour des énergies très basses (<60 keV), comme il a été montré par Kang [Kang *et al.*, 1993].

Ces résultats confirment l'intérêt de disposer d'équations bioparamétriques directement applicables au fantôme Livermore, ce qui limite par exemple le risque de négliger la composition du fantôme et donc les différences d'atténuation des photons.

Dans ce chapitre, nous avons étudié les incertitudes liées à la mesure, que ce soit au niveau de la géométrie de détection ou des fantômes physiques d'étalonnage, et proposé des améliorations rendues possibles par l'utilisation du calcul numérique.

Dans le chapitre suivant, nous allons maintenant étudier les incertitudes qui seront plus liées aux personnes, et principalement les distributions de contamination réaliste dans les poumons, ainsi que l'application des fantômes numériques pour l'évaluation de la contamination de plaies.

**CHAPITRE IV : ETUDE DE CONTAMINATIONS
REALISTES**

Il a été considéré jusqu'à présent uniquement le cas d'une contamination pulmonaire homogène, une des hypothèses de l'étalonnage des systèmes de mesure basse énergie reposant sur le postulat d'une répartition homogène de la contamination dans les poumons (dû en partie à des raisons techniques de fabrication des poumons sources). Or, en raison de la biocinétique de la contamination, une contamination réaliste est hétérogène (cf Chapitre I, §1.3). L'hypothèse de l'homogénéité va alors engendrer d'importantes incertitudes présumées sur la mesure (cf Chapitre I, §3.3).

L'étude de contaminations réalistes étant très difficile à réaliser par voie expérimentale, l'utilisation des fantômes numériques et de la simulation Monte Carlo prend alors tout son intérêt. Ainsi, l'influence de l'hétérogénéité de répartition de la contamination sur les facteurs d'étalonnage a pu être étudiée en utilisant l'outil CEDIPE pour définir des distributions hétérogènes.

Différentes approches de complexité croissante ont été réalisées : après deux approches simplistes de contaminations inhomogènes, une contamination hétérogène pulmonaire de babouin a été reproduite sur la base d'inhalation réelle par des primates, travail réalisé en collaboration avec le Laboratoire de RadioToxicologie du CEA de Bruyères-le-Châtel, et étudiée. Par ailleurs, l'application au cas des plaies contaminées de la méthode numérique est également présentée au travers de l'amélioration de la quantification d'activité et de la détermination de la répartition de celle-ci dans le cadre d'un incident de contamination.

1 Approches de contaminations pulmonaires inhomogènes

Dans le cas d'une contamination pulmonaire en ^{239}Pu (composé de classe S, DAMA de $5\ \mu\text{m}$), la valeur d'activité incorporée $AI_{20\text{inhalation}}$ est de l'ordre de 2410 Bq (cf tableau I-4) ; l'activité retenue au fond des poumons lors de la mesure anthroporadiométrique ne sera plus alors que de 120 Bq de ^{239}Pu (cf Chapitre I, §3.2.2). En considérant une activité spécifique de $2,33 \cdot 10^9\ \text{Bq.g}^{-1}$ et une densité proche de $20\ \text{g.cm}^{-3}$, 120 Bq d'un composé de DAMA $5\ \mu\text{m}$ représente environ 40 particules.

Pour une personne de 176 cm, telle que l'homme de référence [ICRP-89, 2002], ces 40 particules seront distribuées sur une surface interne pulmonaire d'environ $81\ \text{m}^2$ [Thurlbeck, 1967 ; ICRP-23, 1975]. Une contamination pulmonaire a donc très peu de chances d'être homogène et semble s'approcher d'une contamination hétérogène par points chauds.

Un modèle de contamination inhomogène par sources ponctuelles a donc tout d'abord été considéré ; un second modèle a également été étudié et correspond à une contamination surfacique de la périphérie des poumons, l'activité étant préférentiellement déposée dans les alvéoles pulmonaires supposées dans cette périphérie. Le but de ces études n'était pas de modéliser exactement une contamination réaliste mais seulement d'en réaliser une approche afin de valider le potentiel d'CEDIPE pour l'étude de contaminations inhomogènes et ainsi d'étudier l'influence de ces répartitions

inhomogènes par rapport à un étalonnage effectué dans des conditions homogènes. La partie “contaminations réalistes” sera abordée dans le paragraphe suivant.

Pour ces deux études, le fantôme Livermore (sans plaque extrathoracique) a été utilisé. Un système de comptage virtuel composé d’un seul détecteur germanium a été positionné au-dessus du milieu du poumon droit. Ces études ont été effectuées uniquement par calcul, en comparant les résultats d’une simulation d’une contamination inhomogène à ceux d’une simulation de contamination homogène dans tout le poumon, cette dernière étant prise comme référence.

1.1 Modèle de contamination par sources ponctuelles

1.1.1 Méthode

Pour simuler une contamination par points chauds, 10 sources ponctuelles (soit 5 par poumon de façon symétrique) ont été simulées à différents endroits des poumons. Leurs positionnements relatifs au fantôme numérique Livermore sont décrits sur les figures IV-1 et IV-2.

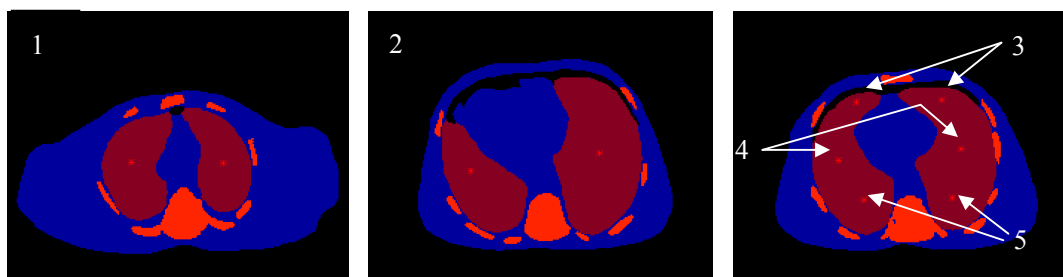


Figure IV-1 : Représentation par CEDIPE du positionnement des sources ponctuelles par rapport au fantôme numérique Livermore.

La première paire de sources se situe dans la partie haute des poumons (position 1) ; une autre paire est située dans la partie basse des poumons (position 2). Les trois autres paires sont situées sur une coupe correspondant au milieu des poumons : une près de la face antérieure des poumons (position 3), une au milieu (position 4) et une sur la face postérieure (position 5).

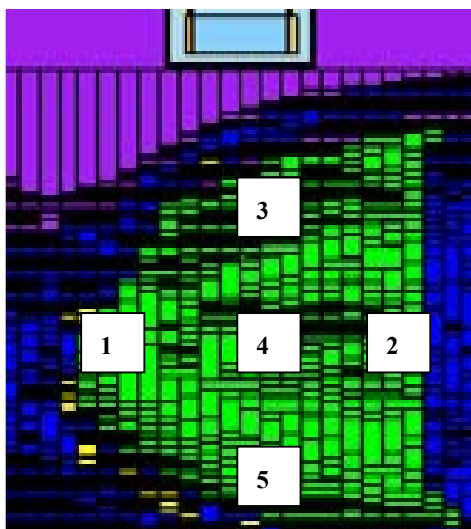


Figure IV-2 : Représentation schématique des positions des sources ponctuelles par rapport aux poumons du fantôme Livermore et au détecteur (coupe sagittale).

L'activité totale des poumons en configuration homogène (70 kBq en ^{241}Am et 80 Bq en ^{235}U) a été placée tour à tour dans chacune des paires de sources ponctuelles. Le temps de comptage simulé était de 1000 secondes.

1.1.2 Résultats et discussion

La comparaison des résultats obtenus avec chaque paire de sources ponctuelles avec ceux obtenus pour une contamination pulmonaire homogène est présentée sur la figure IV-3. La position 3, située au milieu des poumons sur la face antérieure, n'y est pas représentée à l'échelle, surestimant une contamination homogène de façon très importante (facteur 3 à 13 environ) du fait de la proximité du détecteur.

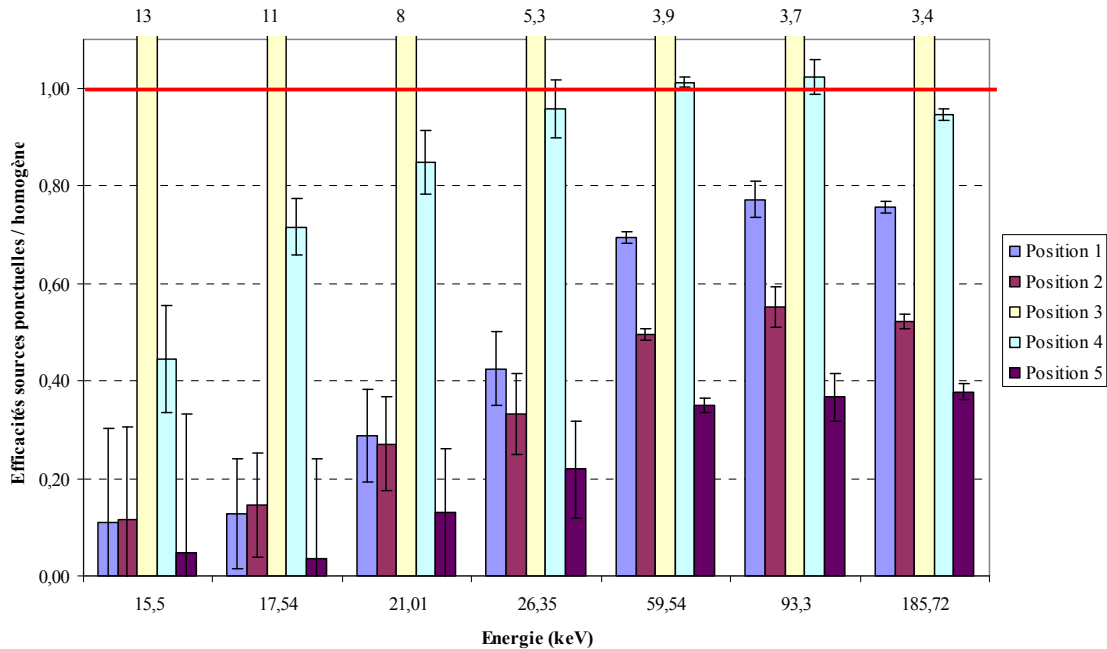


Figure IV-3 : Efficacités comparées entre les paires de sources ponctuelles et une contamination homogène pour un détecteur positionné au milieu du poumon droit.

Les autres positions de sources sous-estiment systématiquement une contamination homogène. Il est possible de noter un comportement identique pour les positions 1, 2 et 5, positionnées à des distances pratiquement équivalentes du détecteur (cf figure IV-2), que ce soit au milieu ou sur la face postérieure des poumons. La sous-estimation de ces trois sources s'explique par la forte absorption des photons dans les poumons et les tissus mous avant d'atteindre le détecteur, et ce même pour des énergies assez élevées (185,72 keV).

La position 4, quant à elle, donne une bonne concordance avec une contamination homogène pour des énergies supérieures à 26,35 keV. Toutefois, à plus basse énergie, la position 4 sous-estime d'un facteur 2 environ une distribution homogène en raison du phénomène d'auto-absorption des photons dans les poumons.

Par ailleurs, la moyenne de ces 5 paires de sources ponctuelles a été comparée à une contamination homogène (cf figure IV-4). Les résultats obtenus en utilisant la position 4 ont été également reportés.

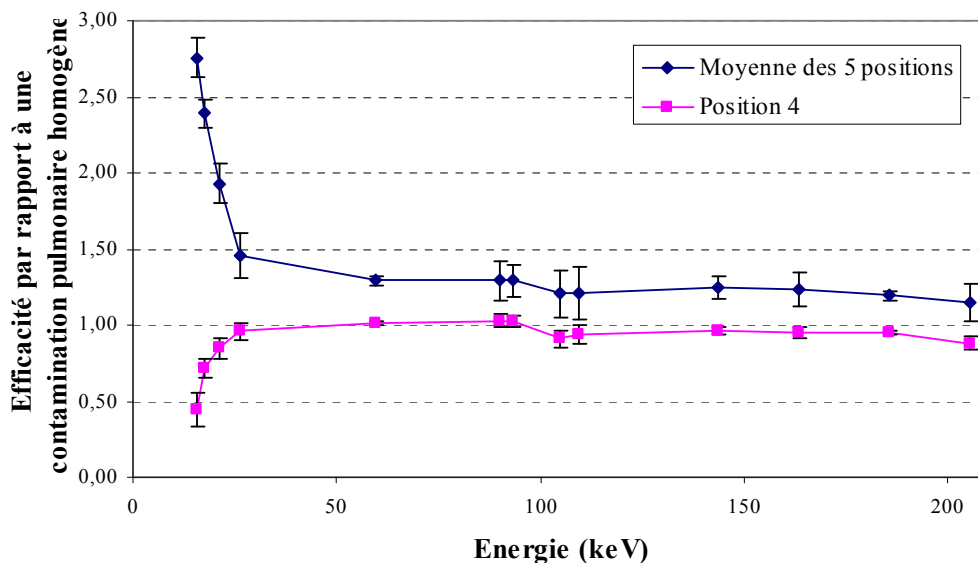


Figure IV-4 : Comparaison de la moyenne des 10 sources ponctuelles et de la position 4 avec une contamination homogène.

Il est possible de constater que cette distribution de sources ponctuelles a tendance à surestimer une contamination homogène de façon quasi constante (de l'ordre de 20%) pour des énergies supérieures à 59,54 keV. A plus basse énergie, cette distribution surestime jusqu'à plus de 3 fois une distribution homogène d'activité, en raison de sources très proches de la surface du poumon (position 3) et donc du détecteur. Cet effet a tendance à diminuer quand l'énergie des photons augmente, ce qui est expliqué par la limitation du phénomène d'auto-absorption des photons émis dans la partie postérieure des poumons.

Au vu de cette étude, il apparaît donc que la mesure de spots de contamination avec un étalonnage réalisé dans des conditions homogènes conduit à d'importantes erreurs sur l'estimation de l'activité retenue, surestimée de près de 300% pour la distribution de 10 sources à 17 keV, voire d'un facteur 11 pour la position 3 ou sous-estimée d'un facteur 5 pour les positions 1, 2 et 5. Ces valeurs, qui concordent avec celles publiées dans la littérature [Kramer *et al.*, 1997a ; Kramer et Hauck, 1999], apparaissent un peu plus éloignées de celles estimées de façon expérimentale par Razafindralambo qui avait estimé l'incertitude maximale à "seulement" 33% [Razafindralambo, 1995]. L'approche numérique permet donc une estimation plus fine de ce type d'incertitudes.

1.2 Modèle de contamination par sources surfaciques

Comme il a été vu dans le Chapitre I, la rétention pulmonaire va principalement se situer dans la région alvéolo-interstitielle. Les alvéoles pulmonaires étant préférentiellement situées à la périphérie des lobes pulmonaires, un modèle a été réalisé afin de “simuler” une telle contamination, l’objectif étant de réaliser une étude complémentaire par rapport à celle des spots radioactifs. Seule la périphérie des poumons a été contaminée : on parlera alors de contamination en couches, ou surfacique.

1.2.1 Méthode

Pour réaliser ces contaminations surfaciques, des marges de 2 cm, 1 cm, 7 mm et 5 mm à l’intérieur des poumons du fantôme Livermore ont été créées à l’aide du logiciel Dosigray® (cf figure IV-5).

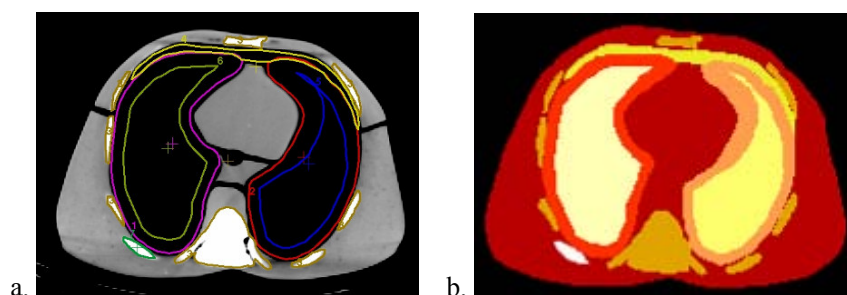


Figure IV-5 : Visualisation par Dosigray® (a) et CEDIPE (b) du fantôme Livermore avec une marge pulmonaire de 1 cm.

L’activité (70 kBq en ^{241}Am et 80 Bq en ^{235}U) a ensuite été répartie de façon homogène dans ces marges à l’aide d’CEDIPE, le reste des poumons étant dépourvu de contamination.

Un seul détecteur germanium virtuel a été utilisé et positionné au-dessus du milieu du poumon droit. Le temps de comptage simulé était de 1000 secondes.

1.2.2 Résultats et discussion

Les résultats sont reportés sur la figure IV-6 (incertitudes données à 1σ).

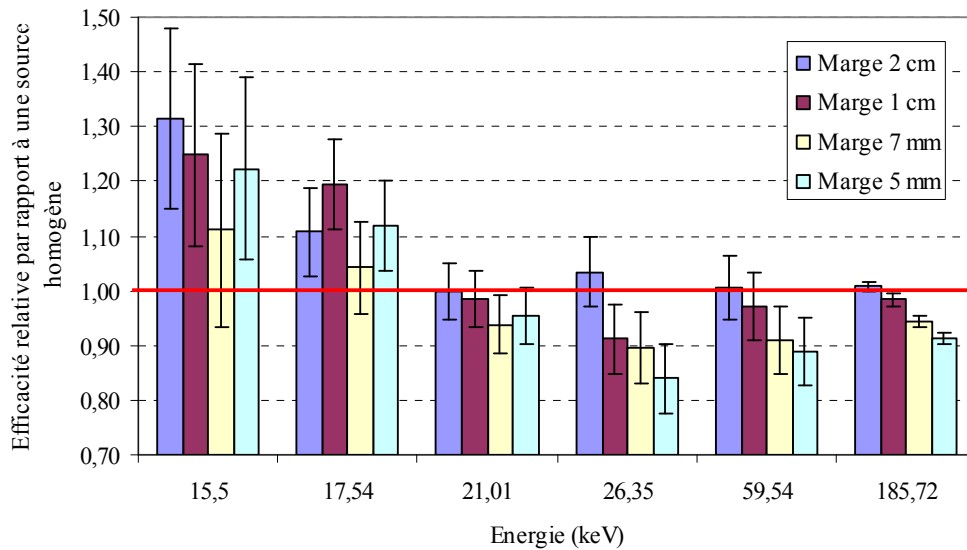


Figure IV-6 : Efficacités comparées entre les contaminations en couches et homogène.

La forme des histogrammes montre une nette diminution du rapport entre contaminations surfacique et homogène, avec l'énergie : de l'ordre de 30% d'écart à 15,5 keV, le rapport chute à moins de 15% à 26,35 keV, même s'il est difficile d'avoir une bonne confiance dans les calculs du fait des incertitudes assez importantes (données à 1σ).

Pour des énergies supérieures à 26,35 keV, il est constaté qu'une contamination surfacique de 2 cm est plus proche d'une contamination homogène qu'une contamination surfacique de 5 mm ; ce résultat est *a priori* logique du fait des volumes contaminés assez proches entre homogène et surfacique 2 cm (cf tableau IV-1).

Tableau IV-1 : Volumes des sources pour les différentes configurations estimés à l'aide de Dosigray[®], et activité volumique normalisée par rapport à une contamination homogène.

| | Marge 0,5 cm | Marge 0,7 cm | Marge 1 cm | Marge 2cm | Homogène |
|--|--------------|--------------|------------|-----------|----------|
| Volume source poumon droit (cm ³) | 487 | 852 | 1139 | 1742 | 2294 |
| Volume source poumon gauche (cm ³) | 405 | 739 | 946 | 1442 | 1781 |
| Activité volumique normalisée par une contamination homogène | 4,57 | 2,56 | 1,95 | 1,28 | 1,00 |

Malgré tout, ces différences restent relativement faibles entre une contamination surfacique et une contamination homogène pour des énergies supérieures à 26,35 keV, les écarts étant quasiment toujours inférieurs à 5% pour les marges de 1 et 2 cm et à 10% pour les marges plus fines, ce qui est par contre assez étonnant. Ceci peut s'expliquer 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. En effet, une activité volumique près de 5 fois plus élevée qu'avec une contamination homogène a été répartie dans la marge de 5 mm, du fait du volume réduit de cette dernière (cf tableau IV-1).

L'activité étant concentrée dans les marges et la contamination positionnée dans la partie antérieure des poumons se trouvant très proche du détecteur, plus de photons parviendront au détecteur que dans le cas d'une contamination homogène, en particulier à basse énergie parce que les photons émis en profondeur dans les poumons seront absorbés pendant la traversée du volume pulmonaire [Pierrat *et al.*, 2005b]. Plus l'énergie des photons deviendra importante, moins les photons seront absorbés dans les tissus, engendrant ainsi une diminution des écarts. Ce phénomène s'atténue lorsque l'énergie des photons augmente, du fait de la diminution de l'absorption et de l'angle solide [Razafindralambo, 1995].

En conclusion, ces premières approches sembleraient montrer que pour des énergies supérieures à 26 keV, il existerait peu de variations entre des contaminations inhomogènes et homogène.

2 Contamination pulmonaire réaliste d'un babouin

Afin de poursuivre l'étude des contaminations hétérogènes pulmonaires, il est important d'utiliser des données expérimentales chez l'homme. Cependant, il n'existe que très peu de données publiées à ce sujet. Pour tenter de préciser l'erreur introduite lors de l'estimation de l'activité retenue en comparant une contamination réaliste à un étalonnage réalisé dans des conditions homogènes, des données expérimentales obtenues sur l'animal ont été utilisées, les données les plus réalistes provenant de contaminations sur les primates.

Dans ce cadre, une collaboration avec le Laboratoire de RadioToxicologie du CEA Bruyères-le-Châtel (CEA/DSV/DRR/SRCA/LRT), qui possède des installations dédiées à la contamination de primates par les actinides, a été mise en place dans le but d'obtenir des données les plus précises possibles quant à la répartition de la contamination. Toutes les manipulations avec les babouins ont été réalisées par des personnes habilitées à de telles expérimentations (vétérinaires entre autres).

L'objectif de cette étude était d'avoir des données réalistes d'une contamination pulmonaire d'un babouin afin de pouvoir les comparer à celles obtenues par simulation Monte Carlo après contamination homogène dans les poumons.

Cette étude s'est décomposée en deux grandes parties : la première a été réalisée expérimentalement au LRT (contamination de l'animal par inhalation, euthanasie, dissection et détermination de l'activité retenue dans les différents lobes pulmonaires). La seconde étape a consisté en la reconstitution de la distribution de la contamination par simulation numérique (en prenant en compte les différentes données obtenues par le LRT) pour finalement comparer par simulation la source réaliste et une source homogène.

2.1 Partie expérimentale réalisée par le LRT

2.1.1 Description de l'expérimentation

Une femelle babouin Papio Papio de 8 kg environ a été exposée par inhalation aiguë à un aérosol aqueux de poudre MOX contenant 7,14% de plutonium en masse (DAMA = 3,5 μm ; activité spécifique : 1237 $\text{kBq}\cdot\text{mg}^{-1}$) en utilisant les installations spécifiques implantées au LRT [André *et al.*, 1989]. Le dépôt initial pulmonaire était de 800 kBq, dont la composition isotopique est présentée dans le tableau IV-2.

Tableau IV-2 : Composition isotopique d'un composé MOX de type MIMAS 4.

| MIMAS | ²³⁸ Pu | ²³⁹ Pu | ²⁴⁰ Pu | ²⁴¹ Pu | ²⁴² Pu | ²⁴¹ Am | Total |
|---------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------|
| Emetteur | α | α | α | α β | α | α | |
| % activité α | 64,46% | 7,62% | 12,26% | 0,03% | 0,05% | 15,58% | 100% |
| % masse | 1,78% | 57,85% | 25,47% | 6,61% | 6,12% | 2,17% | 100% |

Une mesure anthroporadiométrique au niveau des poumons a été effectuée à l'aide d'un détecteur NaI(Tl) tous les 2-3 jours jusqu'à l'euthanasie. Le babouin a été euthanasié un mois après la contamination. Les poumons ont ensuite été prélevés (ainsi que d'autres organes et tissus, mais qui ne seront pas présentés dans cette étude). Les poumons d'un primate, tout comme l'homme, sont divisés en lobes. Alors que l'homme possède 5 lobes, le primate en possède 7 : quatre lobes pour le poumon droit (supérieur LSD, moyen LMD, inférieur LID et accessoire ou anciennement azygos AZ) et trois pour le poumon gauche (supérieur LSG, central LCG et inférieur LIG) [Prot, 1994].

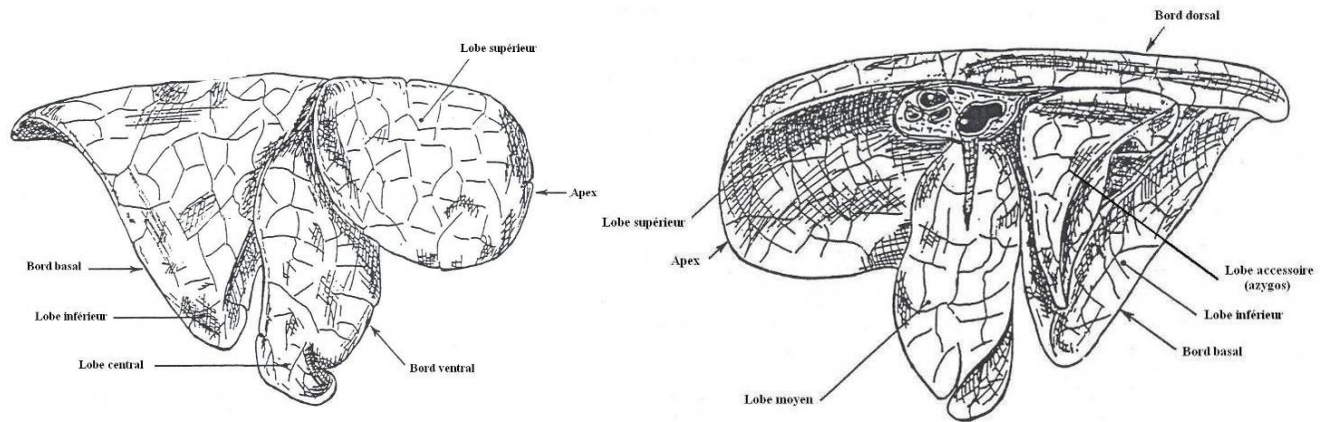


Figure IV-7 : Anatomie du poumon gauche et droit d'un primate [Prot, 1994].

Chaque lobe a été séparé (cf figure IV-8) puis compté en spectrométrie γ par deux détecteurs différents : un compteur proportionnel et un scintillateur NaI. Ces deux détecteurs ne fonctionnant pas sur les mêmes gammes d'énergie (5-25 keV pour le compteur proportionnel ; 5-60 keV pour le NaI), la confrontation des résultats permet de confirmer la validité des mesures.

Chacun des 7 lobes a ensuite été découpé suivant le schéma de dissection présenté sur la figure IV-8 et chaque sous-partie a été à son tour pesée puis comptée par les deux détecteurs.

A titre informatif, ces biopsies de poumons subissent ensuite différents traitements au LRT, pour d'une part quantifier par spectrométrie alpha les fractions en plutonium et américium contenues dans les poumons, et d'autre part, étudier la répartition tissulaire et cellulaire de la contamination par des techniques d'immunohistochimie.

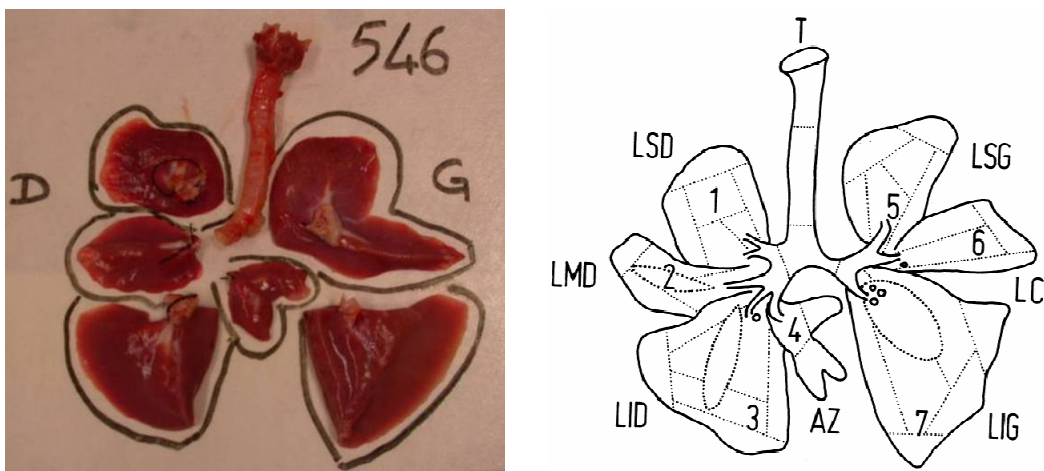


Figure IV-8 : Lobes pulmonaires et schéma de dissection.

2.1.2 Résultats expérimentaux

Les résultats obtenus par comptage pour les différents lobes de ce primate sont présentés dans le tableau IV-3. L'activité correspond à l'activité α totale, tous radioéléments confondus. La figure IV-9 représente, par rapport au schéma de dissection des poumons, les activités massiques mesurées sur le babouin euthanasié.

Tableau IV-3 : Caractéristiques en activité des différents lobes pulmonaires du babouin.

| | Nombre de sous-parties | Activité mesurée (kBq) | Activité massique (kBq.g ⁻¹) | Pourcentage d'activité / poumons |
|----------------------|------------------------|------------------------|--|----------------------------------|
| LSD | 6 | 34,0 | 5,1 | 4,8% |
| LMD | 5 | 24,1 | 5,0 | 3,4% |
| LID | 7 | 96,9 | 6,2 | 13,7% |
| AZ | 3 | 39,3 | 13,3 | 5,5% |
| Lobes droits | | 194,3 | 6,4 | 27,4% |
| LSG | 7 | 142,2 | 14,4 | 20,0% |
| LCG | 5 | 50,6 | 11,9 | 7,1% |
| LIG | 8 | 322,4 | 14,1 | 45,4% |
| Lobes gauches | | 515,2 | 13,9 | 72,6% |
| Total poumons | | 709,5 | 10,5 | 100,0% |

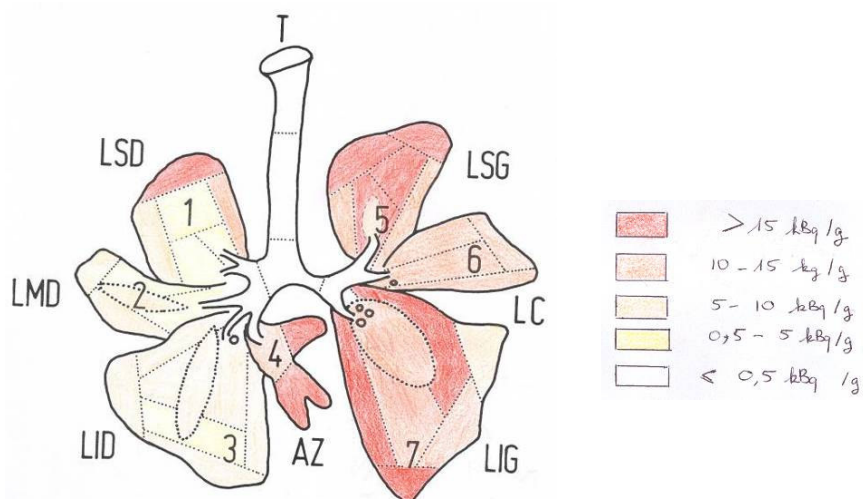


Figure IV-9 : Activités massiques mesurées sur le primate euthanasié.

Tout d'abord, il apparaît que cette contamination est très hétérogène, concernant la localisation ou l'activité : en effet, il existe d'importantes variations de l'activité massique en fonction des lobes. D'autre part, plus de 70% de l'activité totale se situe dans le poumon gauche. Cette hémipoussière est dû d'une part à la position de l'animal lors de la contamination et d'autre part, à la position de la sonde trachéale lors de l'inhalation, probablement trop enfoncée vers la bronche gauche.

Afin d'estimer l'influence de la répartition post-contamination, une approche numérique a été réalisée. Le fantôme numérique d'un babouin a été reconstruit puis des simulations de mesure anthroporadiométrique ont pu être effectuées pour un système composé de deux détecteurs germanium.

2.2 Reconstruction du fantôme numérique du babouin et de sa contamination pulmonaire

Afin de réaliser une comparaison entre une contamination réaliste et une contamination homogène dans les poumons, les conditions expérimentales ont été reproduites par simulation : un fantôme numérique de babouin a donc été reconstruit à partir d'images scanner, sur lesquelles les différents lobes pulmonaires ont été différenciés afin de pouvoir reproduire le schéma de répartition obtenu de façon expérimentale.

2.2.1 Acquisition des images scanner

Le babouin contaminé n'ayant pas pu subir d'examen scanner avant euthanasie, un babouin de même corpulence (9 kg) nous a alors été prêté par le CEA/DSV/DRR/SHFJ (Saclay).

L'examen scanner a été effectué au Centre de Radiothérapie Scanner de l'Ecole Vétérinaire de Maisons-Alfort (cf figure IV-10).

137 images, espacées de 5 mm, ont été acquises pour couvrir la totalité du corps du primate. La résolution de ces images est de 512×512 pixels, correspondant à des pixels de 0,7×0,7 mm². Pour les raisons de l'étude, seules 37 images représentant le thorax ont été exploitées.



Figure IV-10 : Acquisition des images scanner du babouin.

Il est intéressant de noter une importante différence de morphologie entre la cage thoracique d'un primate et celle d'un humain (cf figure IV-11). En effet, sa cage thoracique est plus écrasée sur un axe droite-gauche et plus proéminente sur un axe antéro-postérieur que celle d'un homme.

2.2.2 Reconstruction du fantôme numérique du babouin

La même procédure que celle décrite précédemment a été suivie pour reconstruire le fantôme numérique : les images scanner ont été segmentées en utilisant le logiciel Dosigray[®]. Les tissus mous, les os, la moelle épinière ont été dissociés, ainsi que chacun des 7 lobes (cf figure IV-11).

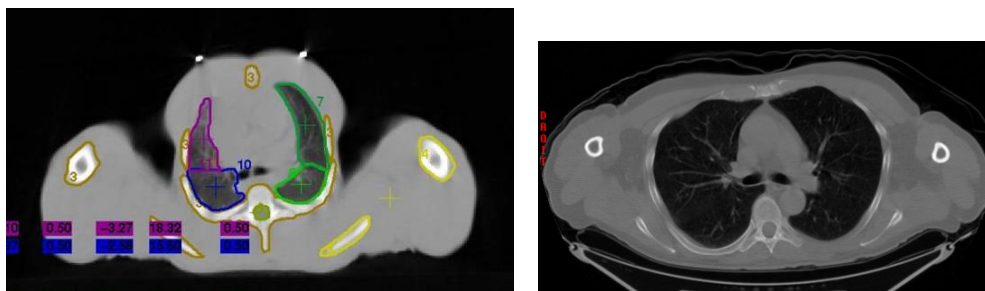


Figure IV-11 : Segmentation d'une coupe scanner thoracique du primate avec le logiciel Dosigray[®] et comparaison avec une coupe scanner thoracique d'un homme (178 cm, 73 kg).

Cependant, les lobes n'étant pas aisément discernables, cette segmentation lobaire s'est principalement basée sur les schémas présentés sur la figure IV-7 pour les positions des lobes. De plus, les lobes se chevauchent les uns les autres, phénomène qui n'a pas pu être pris en compte au niveau de la

segmentation pour des raisons techniques (cf figure IV-12) ; cette segmentation lobaire n'est donc certes pas parfaite mais est suffisante pour cette étude (s'agissant d'une comparaison entre deux simulations).

Les contours ont ensuite été importés dans GEDIPE où le fantôme numérique du babouin a pu être reconstruit. Les tissus composant le fantôme (tissus mous, os, poumons) ont été définis par les tissus humains ICRU [ICRU-44, 1989].

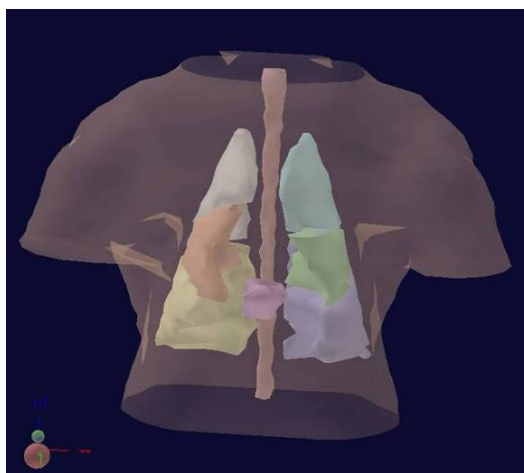


Figure IV-12 : Visualisation 3D dans Dosigray® des poumons et de la moelle épinière du fantôme numérique du babouin (tissus mous en mode semi-transparent, os transparents).

Pour étudier les différences de cette segmentation lobaire par rapport à l'anatomie réelle d'un primate, les volumes des différents lobes segmentés ont été calculés avec le logiciel Dosigray® et comparés à ceux du primate euthanasié (volumes calculés en effectuant le rapport de la masse des lobes sur la densité supposée, soit $0,26 \text{ g.cm}^{-3}$). Les résultats sont présentés sur le tableau ci-dessous.

Tableau IV-4 : Volumes des différents lobes du primate euthanasié et du babouin numérique.

| | LSD | LMD | LID | AZ | LSG | LCG | LIG | Total |
|---|------|------|------|------|------|------|------|-------|
| Volume des lobes du primate (cm^3) | 25,8 | 18,8 | 60,4 | 11,5 | 38,1 | 16,2 | 88,1 | 258,9 |
| Volume des lobes segmentés (cm^3) | 35 | 25,9 | 75,9 | 6,1 | 38,4 | 25,5 | 67,2 | 274 |
| Ecart segmentation / primate | 1,36 | 1,38 | 1,26 | 0,53 | 1,01 | 1,57 | 0,76 | 1,06 |

Tout d’abord, il est possible de constater que les deux primates possèdent à peu près le même volume pulmonaire total mais d’importantes différences de volume pour un même lobe sont notées (facteur 2 pour l’azygos par exemple). Le fait que cette segmentation lobaire ne corresponde pas tout à fait à l’anatomie du singe euthanasié, n’est toutefois pas un facteur limitant pour cette étude, étant donné qu’il n’y a pas de comparaison avec les mesures expérimentales mais simplement des comparaisons entre simulations.

2.2.3 *Création de sources pulmonaires*

Afin d’étudier quelle était l’influence sur la mesure de cette répartition inhomogène d’activité, deux types de sources ont été définis : une source homogène dans l’ensemble des poumons et une source représentative du schéma de répartition obtenu expérimentalement par le LRT.

➤ La source homogène dans l’ensemble des poumons a été définie avec une activité totale d’environ 177 kBq uniformément répartie dans tout le volume pulmonaire, ce qui représente, selon la composition isotopique du MOX : 113,4 kBq de ^{238}Pu ; 1,3 kBq de ^{239}Pu ; 2,2 kBq de ^{240}Pu et 2,3 kBq de ^{241}Am .

➤ Concernant la source hétérogène, compte tenu des difficultés rencontrées lors de la segmentation des lobes, il était impossible de différencier les différentes sous-parties disséquées. L’hétérogénéité de contamination à l’intérieur même des lobes (cf figure IV-9) n’a donc pas été prise en compte.

Les sources ont donc été distribuées de façon homogène dans chacun des 7 lobes pulmonaires. La même activité totale que celle distribuée pour créer la source homogène (177 kBq) a été répartie dans les lobes en fonction de la rétention du primate euthanasié (cf tableau IV-5). Ainsi 45% de ces 177 kBq vont par exemple être uniformément répartis dans le lobe inférieur gauche.

Tableau IV-5 : Rappel de la distribution d’activité au sein des poumons du primate euthanasié.

| | LSD | LMD | LID | AZ | LSG | LCG | LIG |
|----------------------------------|-------|-------|--------|-------|--------|-------|--------|
| Pourcentage d’activité / poumons | 4,80% | 3,39% | 13,66% | 5,55% | 20,04% | 7,12% | 45,44% |

2.3 Simulation de la mesure anthroporadiométrique

2.3.1 Méthode

Pour la mesure anthroporadiométrique des primates, le LRT dispose d'un système de comptage composé de deux détecteurs germanium de type LOAX de 7,5 cm de diamètre ; ces détecteurs sont positionnés de part et d'autre du thorax du primate (cf figure IV-13).



Figure IV-13 : Système de mesure anthroporadiométrique primate – Ge(HP LOAX) - du LRT CEA/DSV/Bruyères-le-Châtel.

Ne disposant pas encore de la modélisation validée de ce système de comptage, l'étude a consisté à simuler un système de comptage en positionnant deux détecteurs LEGe du LEDI (cf Chapitre II, §2.1.2), assez similaires aux LOAX, de chaque côté du thorax. La visualisation de la géométrie de comptage est présentée sur la figure IV-14.

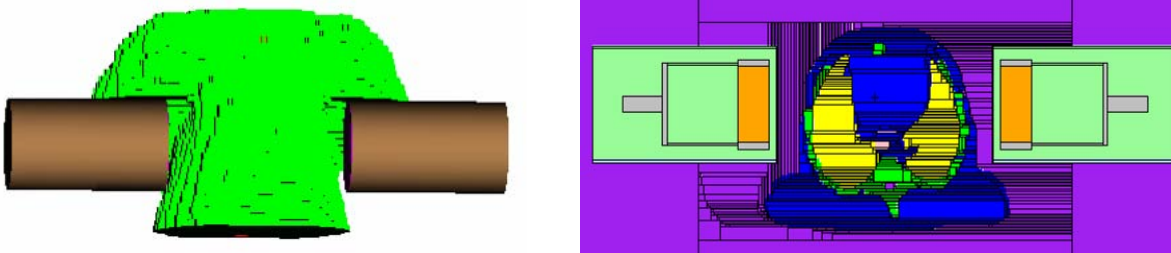


Figure IV-14 : Visualisations Sabrina[®] et par plotter MCNP (coupe transverse passant par le centre des détecteurs) du positionnement des deux détecteurs germanium par rapport au fantôme numérique du babouin.

2.3.2 *Résultats et discussion*

La comparaison d'une contamination homogène et hétérogène pour une telle géométrie est présentée dans le tableau IV-6. Les résultats à 17 et 21 keV (raies X) correspondent à l'intégrale des coups sur les domaines 15-19 keV et 19-23 keV ; pour les deux raies gamma, les résultats correspondent à l'intégrale des coups sous les pics photoélectriques.

Tableau IV-6 : Comparaison de contaminations lobaire et homogène pour un système composé de deux détecteurs germanium (incertitudes données à 1σ).

| Energie | Détecteur droit | | Détecteur gauche | | Somme | |
|-----------|-----------------|-------------|------------------|-------------|-------------|-------------|
| | Rapport | Incertitude | Rapport | Incertitude | Rapport | Incertitude |
| 17 keV | 0,71 | 3,3% | 1,58 | 3,4% | 1,12 | 2,6% |
| 21 keV | 0,52 | 4,8% | 1,49 | 4,9% | 0,94 | 3,6% |
| 26,35 keV | 0,51 | 4,4% | 1,52 | 4,1% | 0,96 | 3,1% |
| 59,54 keV | 0,62 | 0,6% | 1,42 | 0,5% | 1,03 | 0,4% |

Il est tout d'abord possible de noter d'importantes différences de comptage entre les détecteurs droit et gauche. Ces différences sont bien entendu corrélées à la répartition de l'activité au sein des poumons (cf schéma de répartition figure IV-9).

De plus, l'écart observé pour chaque poumon devrait probablement être encore plus important. En effet, la contamination lobaire présentée était simulée par une contamination homogène dans chacun des lobes ; or, dans le cas de la contamination expérimentale du babouin, la distribution de la contamination était hétérogène au sein même des lobes, paramètre qui n'a pas été pris en compte pour des raisons techniques de segmentation. La contamination étant préférentiellement déposée dans la partie externe des lobes (cf figure IV-9), des contaminations lobaires hétérogènes, mêlant une contamination homogène au centre des lobes et surfacique d'activité volumique plus importante, pourraient être envisagées.

Cependant, si d'importantes différences sont notées entre les deux détecteurs, ces différences se compensent en effectuant la somme des comptage obtenus avec les deux détecteurs. Ainsi à 17 keV, un écart de seulement 12% est obtenu entre une contamination lobaire et une contamination homogène, montrant une légère surestimation d'une contamination lobaire probablement due aux activités volumiques très variables dans les lobes. Pour des énergies supérieures, la différence constatée entre une contamination lobaire et homogène n'est pas significative pour la somme de deux détecteurs.

De plus, le système de détection utilisé n'est peut-être pas le plus adapté à la mesure pulmonaire des primates. En effet, les détecteurs utilisés lors des mesures à Bruyères-le-Châtel possèdent un diamètre plus important (7,5 cm au lieu de 5 cm pour le système employé pour cette étude), engendrant une plus grande efficacité de détection et induisant probablement une diminution des écarts engendrés par une contamination hétérogène.

Enfin, le positionnement au LRT est différent ; lors des mesures, le babouin a les épaules tirées vers l'arrière de la chaise (cf figure IV-13), autorisant ainsi un positionnement des détecteurs qui permet une bonne couverture du volume pulmonaire. Lors des simulations effectuées au LEDI, il n'a pas été possible de bouger les épaules du primate pour mieux positionner les détecteurs en raison du caractère statique des images scanner. Ainsi, les détecteurs LEDI couvrent seulement la partie inférieure des poumons (cf figure IV-15), la contribution de la partie supérieure des poumons étant alors faible.



Figure IV- 15 : Visualisation par plotter MCNP d'une coupe frontale du fantôme numérique du babouin (poumons en jaune, os en vert).

Afin de vérifier nos résultats qui montrent *a priori* que la somme des contributions de chacun des détecteurs ne conduit pas à une différence significative entre une contamination hétérogène et une contamination homogène, les perspectives sont maintenant de modéliser et valider le système de comptage anthroporadiométrique du LRT pour pouvoir comparer les simulations directement aux mesures.

Si cette étude vérifiait ces résultats, de telles contaminations pourraient être extrapolées à l'homme pour voir si les mêmes conclusions peuvent être envisagées du fait des différences morphologiques du thorax. Toutefois cette extrapolation à l'homme n'est pas évidente du fait des différences de physiologie d'une espèce à l'autre pour une même forme physico-chimique d'un contaminant [Lataillade *et al.*, 1995].

En conclusion, il apparaît clairement le potentiel des fantômes numériques voxélisés pour l'étude des contaminations réalistes en général, et pulmonaires en particulier. Il est ainsi possible de quantifier les incertitudes engendrées par des contaminations inhomogènes ou encore d'étudier l'effet d'une contamination hétérogène réaliste sur la mesure, études qu'il aurait impossible à effectuer de façon expérimentale.

3 Contamination réelle d'un travailleur par plaie

Jusqu'à présent, seules des contaminations pulmonaires réalistes, par spots ou données réelles (cf étude sur le babouin) ont été étudiées. Comme il a été vu dans le chapitre I, la contamination par plaies est un mode d'incorporation des actinides qui, bien que plus rare que l'inhalation, peut conduire à d'importantes concentrations de radiocontaminants et donc des doses élevées. Le potentiel des fantômes numériques a donc été recherché pour l'étude de plaies contaminées.

Ce potentiel avait déjà été prouvé pour un cas de contamination ponctuelle de plaie avec une source de ruthénium 106, émetteur gamma d'énergie assez élevée (622 keV) [de Carlan *et al.*, 2003]. L'étude proposée ici traite d'un cas de plaie plus complexe, que ce soit au niveau de la géométrie de la source ou des radiocontaminants (composé MOX).

3.1 Contexte de l'incident

Le 26 juillet 2004, un incident de contamination est survenu sur le site AREVA/COGEMA de Marcoule. Un travailleur de l'atelier MELOX s'est blessé à la main droite avec une pièce métallique contaminée par un composé de type MOX (cf figure IV-16). La plaie a dans un premier temps été lavée avec une solution de DTPA au service de santé au travail (SST), puis a fait l'objet le jour même d'un parage par les chirurgiens de l'hôpital de Bagnols-sur-Cèze avec excision aussi complète que possible des tissus contaminés. Le drain a été retiré le 27 juillet 2004.



Figure IV-16 : Vue de la main de la personne contaminée.

Suite à cet incident, un appui technique a été demandé au LEDI afin de réaliser une expertise de la dose reçue par le travailleur. Afin d'affiner la première estimation dosimétrique effectuée sur la base des mesures du LABM de AREVA/COGEMA Marcoule, une expertise plus approfondie sur l'activité retenue dans la blessure et sur sa localisation a été conduite avec une approche numérique.

Cette étude a été réalisée en 2 grandes étapes :

- des mesures anthroporadiométriques de la main afin d'estimer l'activité retenue localement,
- la reconstruction de ces mesures par simulation Monte Carlo et la confrontation des simulations aux mesures expérimentales afin de préciser l'activité et la localisation de la source.

3.2 Estimation de l'activité présente par mesure anthroporadiométrique

3.2.1 Matériel et méthode

Des mesures anthroporadiométriques de la plaie contaminée ont été effectuées au LEDI-FAR le 8 septembre 2004 avec un détecteur germanium de type LOAX, préalablement étalonné comme proposé par Haroche [Haroche, 2004]. Une profondeur moyenne de contamination de 1 cm, correspondant à la mi-épaisseur de la main au niveau de la blessure, a été considérée pour l'étalonnage.

Deux mesures de la plaie ont été effectuées, une sur la face dorsale de la main droite et l'autre sur la face palmaire (cf figure IV-17). Pour chacune de ces mesures de 10 minutes, le "centre" supposé de la blessure a été positionné au contact et au centre du détecteur.

La raie de 59,54 keV de l'américium 241 étant une référence, l'analyse qualitative et quantitative de l'activité retenue au niveau de la plaie a été focalisée sur la mesure de cette raie, sachant que le rapport isotopique des autres contaminants est connu (cf tableau IV-7).

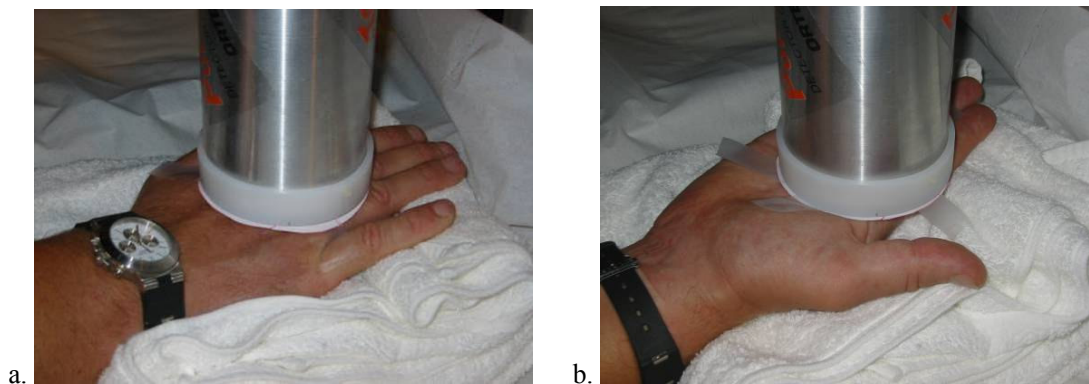


Figure IV-17 : Vues de la mesure face dorsale (a) et face palmaire (b), plaie placée au contact de la fenêtre du détecteur.

3.2.2 Résultats

Le spectre obtenu lors de la mesure en face palmaire est présenté sur la figure IV-18.

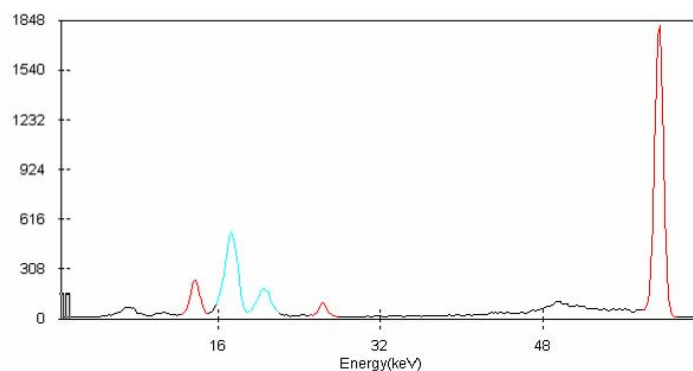


Figure IV-18 : Spectre anthroporadiométrique obtenu par la mesure en face palmaire.

L'activité en ^{241}Am a été estimée à environ 115 Bq en face dorsale et d'environ 311 Bq en face palmaire (moyenne de 213 Bq ; valeur de référence initiale qui sera utilisée pour la simulation).

Il a de plus été observé que la mesure en face palmaire présente un nombre de coups environ 9 fois supérieur à celui mesuré en face dorsale pour la zone des rayonnements X de basse énergie (15-19 keV) [Franck *et al.*, 2005].

Ainsi, ces résultats suggèrent que la contamination n'est pas homogène ou/et que la profondeur de contamination est différente de 1 cm.

Il est alors difficile d'obtenir plus d'informations à partir des résultats des mesures expérimentales. Pour aller plus loin, il est indispensable d'utiliser les méthodes numériques, ce qui est proposé par la suite.

3.3 Simulation numérique de la mesure anthroporadiométrique

L'objectif de la simulation est de permettre de préciser l'activité présente dans la plaie et éventuellement la géométrie de la source. Pour cela, il faut tout d'abord reconstituer l'environnement de mesure, c'est-à-dire modéliser la géométrie, que ce soit la main ou le système de détection.

L'étape suivante qui consistera à inclure la source et à effectuer des comparaisons avec les mesures expérimentales, sera décrite dans le paragraphe suivant.

3.3.1 *Création et segmentation du fantôme numérique*

Le fantôme numérique a été créé à partir des images radiologiques de la main de la personne contaminée. A cet effet, le travailleur a subi un examen IRM de sa main à l'Hôpital d'Instruction des Armées Percy de Clamart le 8 septembre 2004. Plusieurs séries de coupes ont été réalisées, parmi lesquelles 20 coupes transverses (512×512 pixels avec une épaisseur de coupe de 3,4 mm) ont été retenues pour procéder à la reconstruction du fantôme numérique. La figure IV-19 montre un extrait de la série des images IRM utilisées pour créer le fantôme numérique.

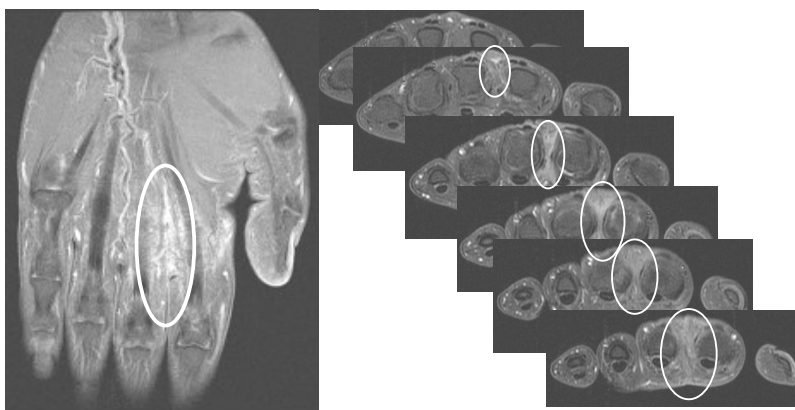


Figure IV-19 : Vues frontale et transverses des images IRM utilisées pour la reconstruction du fantôme.

La segmentation des images a été effectuée à l'aide de Dosigray[®] (cf figure IV-20). Les tissus mous, les os, ainsi que la zone cicatricielle (repérable sur les images IRM par une couleur blanchâtre, comme montré sur la figure IV-19) ont été dissociés. Une fois le fantôme numérique reconstruit dans CEDIPE, les différentes zones de couleur ont été associées aux tissus définis par l'ICRU [ICRU-44, 1989] (la zone cicatricielle a été définie en tant que tissus mous).



Figure IV-20 : Vue tridimensionnelle de la main droite obtenue dans Dosigray[®] (vue côté paume de la main, zone cicatricielle en jaune).

3.3.2 *Création de la géométrie de mesure*

Le détecteur LOAX utilisé lors des mesures anthroporadiométriques avait précédemment été modélisé et l'ensemble de la procédure de simulation avait été validé [Haroche, 2004].

Ce détecteur modélisé a donc été simplement positionné par rapport à la main de la même façon que lors de la mesure expérimentale. Une visualisation de l'ensemble modélisé main + détecteur est présentée sur la figure IV-21 (les tissus mous sont représentés en vert et les os en rouge).

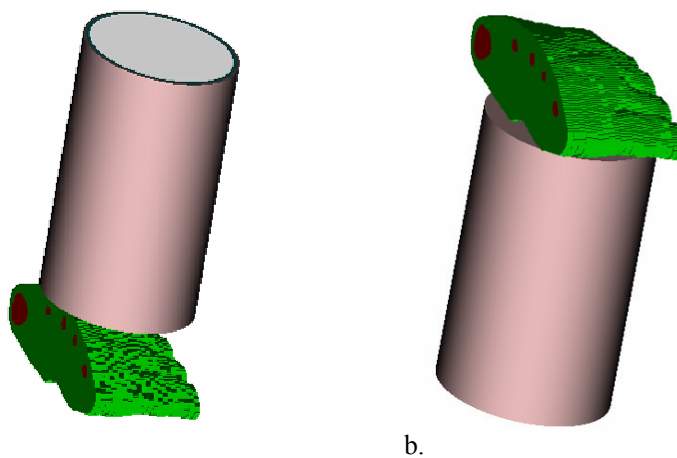


Figure IV-21 : Visualisations Sabrina[®] de l'ensemble main droite-détecteur pour les mesures dorsale (a) et palmaire (b).

3.4 Estimation de l'activité présente par calcul Monte Carlo

L'optimisation de l'estimation de l'activité présente au niveau de la plaie et la détermination du volume de la contamination ont été réalisées selon différentes étapes de calcul en fonction des hypothèses les plus vraisemblables et des données expérimentales :

1. Modélisation d'une contamination homogène répartie dans l'ensemble de la zone cicatricielle,
2. Recherche du barycentre de la source représenté par une source ponctuelle, réalisée par itérations successives en modifiant la position et l'activité de la source,
3. Modélisation d'une source complexe à partir du barycentre et d'une cartographie de contamination réalisée au LABM Marcoule.

La définition des sources simulées est basée sur la composition isotopique du MOX (déterminée par spectrométrie de masse). Seuls les principaux radioéléments ont été considérés ; leurs activités relatives à l'américium 241 (ce dernier étant pris comme référence) sont présentées dans le tableau ci-dessous.

Tableau IV-7 : Activités relatives des principaux émetteurs X et gamma mis en jeu.

| Isotope | ²⁴¹ Am | ²³⁸ Pu | ²³⁹ Pu | ²⁴⁰ Pu |
|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| Activité relative | 1 | 8,63 | 0,87 | 1,45 |

Afin de valider les hypothèses retenues, les résultats sont présentés à chaque étape en comparant les simulations avec les mesures expérimentales à l'aide du rapport simulation sur mesure, noté "S/M" ; les incertitudes associées à ces rapports sont données à 1σ .

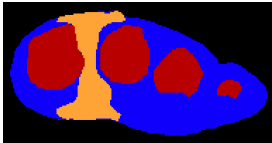
Pour chaque calcul, la raie de référence à 59,54 keV de l'américium 241 a été utilisée puis, si les résultats de la simulation pour cette raie étaient concordants avec la mesure, la région des rayonnements X (15-19 keV) a été explorée pour comparer simulation et mesure.

3.4.1 *Hypothèse 1 : source homogène dans la zone cicatricielle*

La première hypothèse retenue est celle d'une contamination homogène dans la zone cicatricielle, de 11,4 cm³ de volume (déterminé avec le logiciel Dosigray[®]). La géométrie de la source ainsi que les résultats de la comparaison entre simulation et mesure sont présentés dans le tableau IV-8.

L'activité initiale en ^{241}Am utilisée pour la simulation était de 213 Bq, ce qui correspond à la moyenne des activités estimées par les mesures anthroporadiométriques du LEDI.

Tableau IV-8 : Comparaison de la simulation et de la mesure pour une contamination homogène dans la zone cicatricielle.

| Géométrie de la source | Activité en ^{241}Am | Energie considérée | Face dorsale | | Face palmaire | |
|--|-------------------------------|--------------------|--------------|----------------------|---------------|----------------------|
| | | | Rapport S/M | Incertitude associée | Rapport S/M | Incertitude associée |
| Homogène dans la zone cicatricielle  | 213 Bq | 59,54 keV | 1,10 | 1,5% | 0,39 | 1,0% |

A titre illustratif, la figure IV-22 présente la comparaison avec OEDIPE des spectres mesurés et calculés pour le pic photoélectrique de l'américium 241 à 59,54 keV.

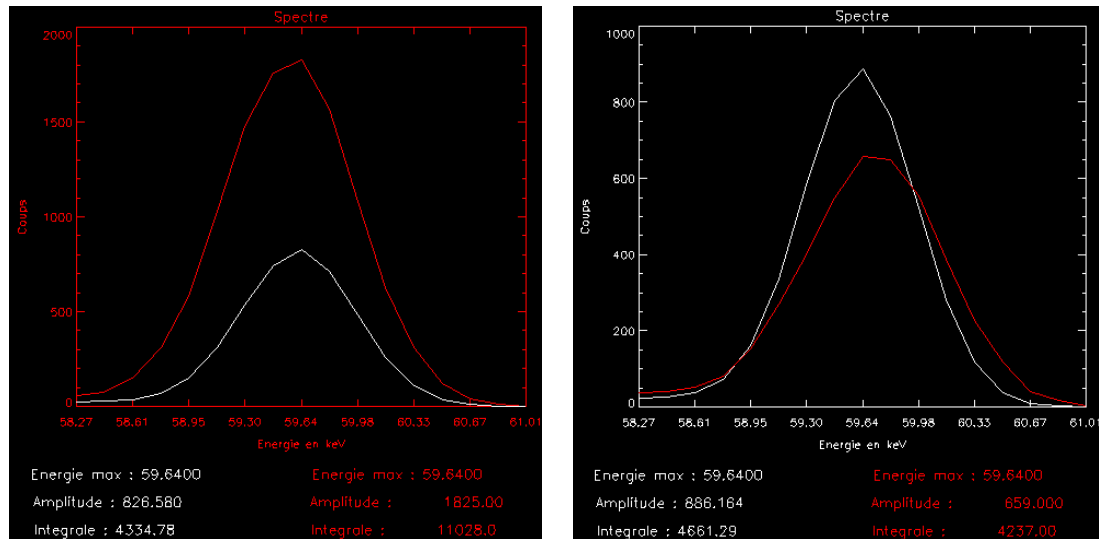


Figure IV-22 : Comparaison des spectres simulés (en blanc) et mesurés (en rouge) pour la mesure d'une contamination homogène dans la zone cicatricielle, en face dorsale (à gauche) et palmaire (à droite).

Les résultats présentés dans le tableau IV-8 mettent clairement en évidence une discordance entre mesure et simulation. Ce constat indique que l'activité n'est pas répartie de façon homogène au sein de la zone cicatricielle et/ou n'est pas contenue uniquement dans cette zone.

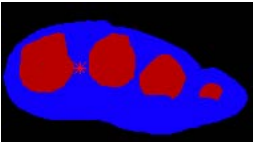
De plus, alors que le rapport simulation/mesure est à peu près cohérent pour la face dorsale (écart de 10%), la simulation en face palmaire sous-estime nettement la mesure. Il semblerait donc que l'activité en ^{241}Am soit plus élevée que 213 Bq.

Aussi, afin de préciser l'activité et la répartition de la source, la deuxième hypothèse retenue a consisté à considérer la source comme ponctuelle, afin de rechercher le barycentre du volume contaminé. L'objectif est de partir d'une hypothèse simpliste pour parvenir à reconstruire une source complexe.

3.4.2 Hypothèse 2 : source ponctuelle avec recherche du barycentre de la source

La première position considérée, la plus simple et la plus logique, se trouvait à mi-épaisseur de la main. La comparaison de la simulation et de la mesure, présentée dans le tableau IV-9, montre que d'une part le barycentre de la contamination est situé plus vers la partie palmaire de la main, la simulation sous-estimant très nettement la mesure pour cette face. De plus, l'hypothèse émise lors de l'étude précédente concernant la trop faible activité est vérifiée.

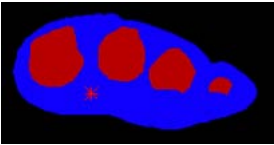
Tableau IV-9 : Comparaison de la simulation et de la mesure pour une source ponctuelle positionnée à mi-épaisseur de la main.

| Géométrie de la source | Activité en ^{241}Am | Energie considérée | Face dorsale | | Face palmaire | |
|--|-------------------------------|--------------------|--------------|----------------------|---------------|----------------------|
| | | | Rapport S/M | Incertitude associée | Rapport S/M | Incertitude associée |
| Ponctuelle à mi-épaisseur  | 213 Bq | 59,54 keV | 0,92 | 1,5% | 0,33 | 1,0% |

Par la suite, la position ainsi que l'activité de la source ponctuelle ont été modifiées par itérations jusqu'à obtenir une bonne concordance entre simulation et mesure.

La seconde étape a été de positionner une source ponctuelle vers la partie palmaire de la main. L'activité de 213 Bq en ^{241}Am étant trop faible, cette activité a été progressivement augmentée de façon à ce que la simulation se rapproche le plus possible de la mesure. Les résultats sont présentés dans le tableau IV-10.

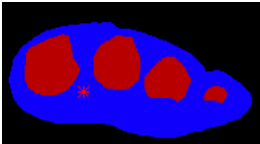
Tableau IV-10 : Comparaison de la simulation et de la mesure pour une source ponctuelle positionnée vers la face palmaire de la main.

| Géométrie de la source | Activité en ^{241}Am | Energie considérée | Face dorsale | | Face palmaire | |
|--|-------------------------------|--------------------|--------------|----------------------|---------------|----------------------|
| | | | Rapport S/M | Incertitude associée | Rapport S/M | Incertitude associée |
| Intermédiaire  | 213 Bq | 59,54 keV | 0,44 | 1,5% | 0,63 | 1,0% |
| | 300 Bq | | 0,62 | 1,6% | 0,89 | 1,0% |
| | 370 Bq | | 0,77 | 1,6% | 1,10 | 1,0% |

Il apparaît que, pour une activité en ^{241}Am de 370 Bq, la simulation concorde avec la mesure pour le détecteur positionné du côté palmaire ; toutefois, la simulation sous-estime la mesure face dorsale, laissant supposer que le barycentre de la source est positionné légèrement vers le dos de la main. Dans ce cas, l'activité est encore légèrement trop faible.

Après plusieurs itérations, une position optimisée a été obtenue à environ 2/3 de la main vers la face palmaire, pour une activité en ^{241}Am d'environ 400 Bq. Les résultats sont présentés dans le tableau IV-11, qui inclut également la comparaison de la simulation et de la mesure dans la zone des raies X.

Tableau IV-11 : Comparaison de la simulation et de la mesure pour une source ponctuelle avec une position optimisée par itérations.

| Géométrie de la source | Activité en ^{241}Am | Energie considérée | Face dorsale | | Face palmaire | |
|---|-------------------------------|---------------------|--------------|----------------------|---------------|----------------------|
| | | | Rapport S/M | Incertitude associée | Rapport S/M | Incertitude associée |
| Optimisée par itérations  | 400 Bq | 59,54 keV | 1,08 | 1,6% | 0,89 | 1,0% |
| | | 15-19 keV (raies X) | 0,97 | 4,5% | 1,11 | 1,5% |

L'accord dans les deux zones d'énergie est assez satisfaisant. Cependant, étant données les informations sur la contamination, cette plaie ne peut pas être modélisée par une source ponctuelle. Afin de prendre en compte la réalité de la distribution, l'étape suivante a consisté à considérer une source volumique en se basant sur le barycentre de la source ainsi déterminé et la cartographie de la contamination préalablement réalisée par le LABM de Marcoule.

3.4.3 Hypothèse 3 : source volumique complexe

➤ Cartographie réalisée par le LABM de Marcoule

Afin de préciser au mieux la répartition du contaminant dans la main, le LABM de Marcoule avait procédé à une étude systématique consistant à mesurer l'activité dans différentes régions de la main au moyen d'un collimateur (ouverture d'environ 1 cm² de surface mesurée) ajouté à un détecteur de type LEGe. Les géométries de deux cartographies (face dorsale et palmaire) sont présentées respectivement sur les figures IV-23 et IV-25 ; les résultats correspondants sont donnés dans les graphes IV-24 et IV-26 (activité en ²⁴¹Am).

Ces résultats montrent clairement que la répartition de l'activité n'est d'une part, pas homogène et d'autre part, est assez diffuse, comme le montrent les résultats obtenus sur les zones 0, 7, 8, 9 de la figure IV-26. Cette répartition de l'activité autour du volume de la cicatrice peut s'expliquer par une diffusion de la contamination dans les tissus environnants.

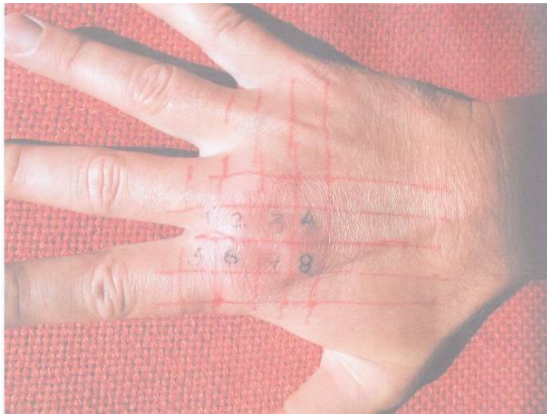


Figure IV-23 : Cartographie réalisée sur la face dorsale.

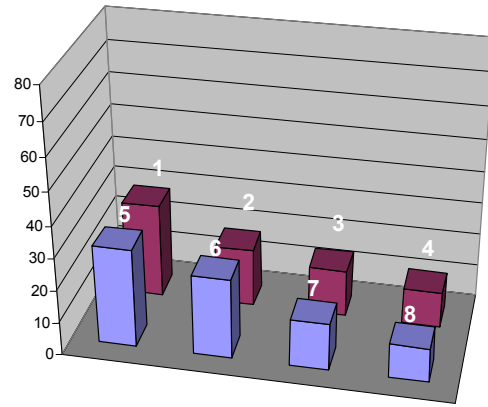


Figure IV-24 : Répartition de la contamination sur la face dorsale (Bq en ²⁴¹Am). Les numéros correspondent aux zones de mesure indiquées sur la figure IV-23.

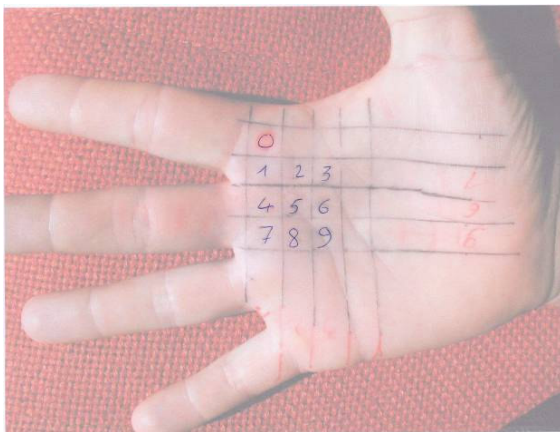


Figure IV-25 : Cartographie réalisée sur la face palmaire.

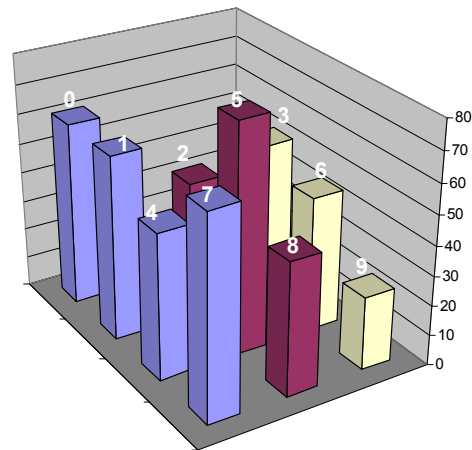


Figure IV-26 : Répartition de la contamination sur la face palmaire (Bq en ²⁴¹Am). Les numéros correspondent aux zones de mesure indiquées sur la figure IV-25.

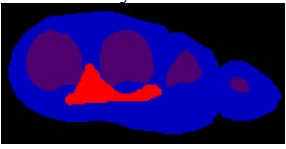
➤ Modélisation de la source

L'objectif de cette nouvelle source était de prendre en compte le maximum d'informations disponibles afin de représenter de façon plus réaliste la géométrie effective de la source, à savoir :

- position du barycentre précédemment défini,
- répartition d'activité (position et intensité) obtenue par la cartographie,
- anatomie de la main, notamment la position des os (les deux derniers points étant liés).

Ainsi, des volumes ont été créés à l'aide de Dosigray[®] pour définir ce modèle de source. Après différents essais, une configuration relativement satisfaisante a été obtenue par itérations ; la source obtenue représente un volume d'environ 4 cm³ (déterminé avec Dosigray[®]). Les résultats obtenus pour cette configuration sont présentés dans le tableau IV-12.

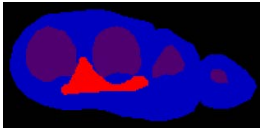
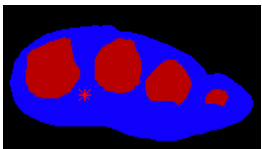
Tableau IV-12 : Comparaison de la simulation et de la mesure pour une source diffuse.

| Géométrie de la source | Activité en ²⁴¹ Am | Energie considérée | Face dorsale | | Face palmaire | |
|---|-------------------------------|---------------------|--------------|----------------------|---------------|----------------------|
| | | | Rapport S/M | Incertitude associée | Rapport S/M | Incertitude associée |
| Diffuse à partir du barycentre  | 400 Bq | 59,54 keV | 0,95 | 1,6% | 0,93 | 1,0% |
| | | 15-19 keV (raies X) | 1,10 | 4,5% | 1,37 | 1,5% |

Les résultats sont globalement concordants malgré un rapport de 1,37 entre la simulation et la mesure en face palmaire pour les rayonnements X. Les différents essais menés ultérieurement pour améliorer la concordance entre simulation et mesure montrent que cette source n'est pas encore satisfaisante et ainsi il apparaît que l'activité de la source n'est pas répartie de façon homogène au sein du volume contaminé.

Afin de prendre en compte cette hétérogénéité de distribution, une source ponctuelle a été insérée dans cette source diffuse à la position du barycentre déterminée précédemment (cf tableau IV-13).

Tableau IV-13 : Comparaison de la simulation et de la mesure pour une source diffuse avec ajout d'une source ponctuelle.

| Géométrie de la source | Activité en ^{241}Am | Energie considérée | Face dorsale | | Face palmaire | |
|---|-------------------------------|---------------------|--------------|----------------------|---------------|----------------------|
| | | | Rapport S/M | Incertitude associée | Rapport S/M | Incertitude associée |
| Diffuse à partir du barycentre  | 200 Bq | 59,54 keV | 1,05 | 1,57% | 0,90 | 0,98% |
| + Source ponctuelle  | | 15-19 keV (raies X) | 1,11 | 4,41% | 1,21 | 1,45% |

Les résultats montrent une bonne concordance du modèle avec les mesures expérimentales du point de vue de l'activité de la source, les écarts observés se situant en moyenne de 7% pour la raie à 59,54 keV et de 15% pour les raies X.

C'est pourquoi cette configuration semble s'approcher le plus de la réalité.

3.5 Bilan de l'étude de la plaie contaminée

Il est possible d'estimer, suite à cette étude, qu'une activité de 400 Bq en ^{241}Am était présente dans la plaie à partir du 8 septembre 2004, activité qui concorde avec toutes les simulations, alors que l'activité estimée par les mesures anthroporadiométriques au LABM Marcoule était estimée à seulement 150 Bq (étalonnage du détecteur avec une source placée en contact avec la peau).

Concernant la géométrie de la source, la géométrie la plus cohérente correspond à un volume de 4 cm^3 . Il est toutefois impossible de déterminer la géométrie de la source avec précision ; l'incertitude associée à ce volume a été estimée à environ 50%.

Il serait possible de mieux estimer les contours de la zone contaminée, en effectuant une nouvelle cartographie de la main, encore plus détaillée en bénéficiant d'une ouverture de collimation plus petite et d'un nombre plus important de mesures. Cette étape est indispensable pour effectuer des calculs complémentaires qui devraient permettre de mieux préciser la géométrie de la source, et ainsi d'aller plus loin dans la dosimétrie personnalisée.

En effet, l'outil GEDIPE permet d'aller du "calcul" anthroporadiométrique jusqu'au calcul dosimétrique comme cela avait été montré dans une précédente étude de plaie contaminée [de Carlan *et al.*, 2003]. Ainsi, à partir des données anthroporadiométriques affinées et de la meilleure estimation du volume source (qui pourra également être considéré comme le volume cible puisqu'il s'agit essentiellement d'émetteurs α), l'évaluation dosimétrique locale sera réalisée.

Malgré les nombreuses incertitudes rencontrées notamment du point de vue de la géométrie de la source ou de la distribution complexe de contamination dans le volume supposé, l'approche numérique a permis d'améliorer sensiblement l'estimation de l'activité retenue dans la plaie contaminée.

Afin d'améliorer encore cette estimation, il est nécessaire de prendre en compte le fait que la contamination va éventuellement se déplacer avec le temps, et pourra se fixer sur les os, engendrant ainsi une très forte atténuation des photons.

S'il apparaît impossible de modéliser exactement l'hétérogénéité de contamination au sein d'un volume, l'ajout de données biocinétiques dans GEDIPE est envisageable pour préciser la répartition géométrique de la source.

**CHAPITRE V : SYNTHÈSE, DISCUSSION ET
PERSPECTIVES**

Ce dernier chapitre se propose de souligner les principaux résultats obtenus au cours de la thèse et de rapporter les perspectives offertes par les fantômes numériques voxélisés associés au code Monte Carlo MCNP pour améliorer l'étalonnage en anthroporadiométrie pulmonaire et dans le cadre de la mesure des plaies contaminées.

Une synthèse du travail concernant plus particulièrement l'étude des différentes incertitudes est tout d'abord présentée, incluant une discussion des résultats. Afin de réduire ces incertitudes, le potentiel des fantômes numériques et de la simulation Monte Carlo a été utilisé pour proposer dans un second temps des améliorations sur l'estimation d'une part de l'activité retenue au sein des plaies contaminées et d'autre part de l'épaisseur thoracique de la personne à mesurer par le biais de nouvelles équations bioparamétriques spécifiques des systèmes de mesure français. Enfin, la perspective d'un étalonnage numérique des installations est proposée sur la base des travaux déjà réalisés.

1 Bilan des développements réalisés et de l'estimation des incertitudes

1.1 Développement et validation de l'outil ŒDIPE

Depuis 1997, le LEDI développe le logiciel ŒDIPE (Outil d'Evaluation de la Dose Interne Personnalisée) qui permet l'association du code de calcul Monte Carlo MCNP, à des fantômes numériques personnalisés, directement reconstruits à partir des images scanner ou IRM des personnes à mesurer.

Depuis son origine, l'outil ŒDIPE possède trois fonctionnalités fondamentales :

- la reconstruction d'un fantôme numérique voxélisé sur la base d'images anatomiques,
- la création du fichier d'entrée pour le code Monte Carlo MCNP après la reconstruction des conditions de mesure anthroporadiométrique,
- l'exploitation du fichier de sortie MCNP.

D'un point de vue pratique, il est apparu que de nouvelles fonctionnalités étaient nécessaires pour améliorer le potentiel d'ŒDIPE. Les développements effectués au cours de la thèse ont tout d'abord permis d'améliorer l'étape de segmentation en ce qui concerne la convivialité et la rapidité d'exécution en ajoutant un module d'importation des contours Dosigray[®] et de reconstruction du fantôme numérique associé. Dans un second temps, une passerelle entre ŒDIPE et le logiciel de spectrométrie γ Génie-2000[®] a pu être créée, permettant d'ouvrir des perspectives très intéressantes pour l'étalonnage numérique.

De plus, l'interface ŒDIPE a été complétée afin de permettre la reconstruction d'un système anthroporadiométrique réel composé de quatre détecteurs germanium. La validation a été réalisée en utilisant le système réel du LABM Marcoule, confirmant la validité de la méthode, en particulier dans le domaine des basses énergies où l'étalonnage est crucial, corroborant ainsi la possibilité d'un étalonnage numérique comme nous le verrons dans le paragraphe 3.

Les nouvelles fonctionnalités de l'environnement IDL[®], langage dans lequel l'interface a été portée récemment, devraient encore ajouter aux performances d'ŒDIPE. Ainsi, les images médicales au format DICOM pourront être directement exploitées et, à titre d'exemple, l'étape de positionnement des détecteurs par rapport au fantôme numérique devrait être optimisée avec une visualisation tridimensionnelle plus fiable.

1.2 Bilan des incertitudes et discussion

Les précédentes études d'incertitudes associées aux mesures anthroporadiométriques pulmonaires, effectuées de façon expérimentale [Razafindralambo, 1995], ont pu être améliorées grâce à l'approche très flexible proposée par ŒDIPE.

Différentes incertitudes ont ainsi pu être étudiées, parmi lesquelles la sensibilité de la mesure par rapport au positionnement des détecteurs, les erreurs engendrées par l'utilisation de poumons physiques ou par les différences morphologiques entre fantôme physique d'étalonnage et personne à mesurer, et enfin les erreurs liées à une distribution hétérogène de contamination dans les poumons. Ces différentes incertitudes sont détaillées ci-après.

➤ La sensibilité de la mesure par rapport au positionnement des détecteurs a été étudiée à différents niveaux du thorax. Ainsi, au milieu du poumon droit, un écart de positionnement de 1 cm engendre une erreur sur le résultat d'environ 5% à 59,54 keV, allant jusqu'à environ 10% par centimètre à 17 keV.

Pour un système multidétecteurs réaliste, un centimètre d'écart sur le positionnement d'un détecteur engendre des erreurs allant de 5 à 15% selon la position au niveau du thorax pour la mesure de la raie à 59,54 keV de l'américium 241 avec une erreur moyenne d'environ 8% (l'erreur moyenne est ici définie comme la moyenne des erreurs pour chacun des quatre détecteurs composant le système) ; ces erreurs varient entre 8 et 20% à 17 keV (erreur moyenne d'environ 15%).

L'erreur due à la reproductibilité du positionnement des détecteurs entre étalonnage et mesure était estimée à 9% (valeur observée pour le ²³⁹Pu) [Razafindralambo, 1995], écart typiquement estimé de l'ordre du centimètre. Il semblerait donc que l'incertitude liée au positionnement des détecteurs soit plutôt de l'ordre de 15%.

➤ Suite à des défauts de fabrication relatés dans la littérature, une étude spécifique des poumons physiques Livermore disponibles au laboratoire a été effectuée. Des variations de densité de plus de 30% ont été observées, induisant des différences d'efficacité entre 5% à 59,54 keV et 15% à 17 keV en raison de l'auto-absorption des photons dans les poumons. Ces poumons présentaient également des différences d'efficacité mesurées de l'ordre de 15% à 59,54 ou 185,72 keV, différences dues à une activité différente de celle mentionnée dans le fichier certificat, ou/et par une distribution non uniforme de cette activité.

Nous n'avons pas pu observer de corrélation directe entre les variations d'efficacité et de densité alors que la mesure prend en compte en principe les variations de densité des poumons, les photons étant forcément plus atténués dans les poumons ayant une plus grande densité. Il a même été observé, en particulier pour les poumons américium, qu'une plus forte densité n'induisait pas comme attendu une plus faible efficacité mais était associée à une efficacité plus importante. Ce phénomène laisse supposer que l'écart entre l'activité présente dans les poumons et celle mentionnée dans le fichier certificat est encore plus important que prévu.

L'utilisation de la méthode numérique a donc permis de comparer et de déterminer la paire de poumons dont les caractéristiques semblent être les plus justes par rapport aux données fournies par le constructeur (les poumons "MOX" dans notre cas). Il apparaît cependant qu'au vu des études réalisées, l'ensemble des poumons physiques proposés reste insatisfaisant ; en effet, le procédé de fabrication étant assez artisanal (cf Annexe 2), il est difficile d'être certain que les poumons correspondent aux spécifications attendues.

Le procédé de fabrication de ces poumons ne pouvant être singulièrement amélioré, des alternatives intéressantes apparaissent, telles que par exemple des poumons tranchés avec des implants planaires (sources uniformément distribuées sur des papiers filtres "pris en sandwich" entre des coupes de poumon). Si ces derniers ont déjà montré leur équivalence avec une contamination uniforme [Kramer et Guerriere, 2003], il serait intéressant de vérifier cette équivalence pour des poumons qui renferment un certain nombre de sources ponctuelles (de telles distributions, qui sont relativement simples à réaliser, sont déjà fréquemment rencontrées notamment pour les fantômes d'étalonnage crâne, une contamination homogène étant représentée par un empilement de nombreuses sources planaires ou ponctuelles). La répartition optimale des sources serait alors déterminée par calcul Monte Carlo.

➤ Les variations d'efficacité dues aux différences de morphologie entre la personne à mesurer et le fantôme physique d'étalonnage ont également été recherchées en considérant une situation de mesure anthroporadiométrique réelle.

Il est ainsi apparu que la configuration d'étalonnage déterminée par les protocoles classiques des LABM (utilisant les équations bioparamétriques de Vickers) n'était pas satisfaisante et aurait induit une surestimation d'environ 30% de l'activité retenue dans les poumons pour des énergies supérieures

à 26 keV. Cet écart est dû aux variations entre fantômes d'étalonnage et personne à mesurer au niveau de l'épaisseur thoracique ainsi que de la composition tissulaire de la paroi thoracique (dans une moindre proportion à 59 keV pour ce dernier paramètre).

Cette étude a également montré l'importance de la forme et du volume des poumons, paramètres induisant des variations sur l'efficacité mesurée de l'ordre de 10% pour une énergie de 59 keV (précédemment estimé à 4% pour le ^{239}Pu [Razafindralambo, 1995]) pour des épaisseurs thoraciques équivalentes.

Ainsi, ce travail a montré que les fantômes physiques, actuellement parvenus à leurs limites de développement, ne peuvent pas simuler de façon satisfaisante une personne donnée, que ce soit au niveau de l'épaisseur thoracique ou encore des poumons. Les fantômes numériques apparaissent donc comme la seule solution à l'heure actuelle pour améliorer les étalonnages.

➤ Enfin, l'influence d'une hétérogénéité de contamination sur les facteurs d'étalonnage a été recherchée par voie numérique en considérant des modèles simples de contaminations inhomogènes puis des données réelles.

L'approche par sources ponctuelles a montré que la mesure de spots de contamination avec un étalonnage réalisé dans des conditions homogènes conduit à d'importantes erreurs sur l'estimation de l'activité retenue, qui peut être surestimée d'un facteur 11 ou sous-estimée d'un facteur 5 à 17 keV (soit des erreurs moyennes de 239% à 17 keV, et de 129% à 59,54 keV). Ces valeurs concordent avec celles publiées dans la littérature : Kramer a notamment montré que, à 17 keV, l'activité peut être surestimée d'un facteur 26, sous-estimée d'un facteur 4, ou complètement ignorée [Kramer et Hauck, 1999]. Notre nouvelle estimation de cette incertitude est cependant assez éloignée de celle estimée de façon expérimentale par Razafindralambo qui avait estimé l'incertitude maximale à "seulement" 33% [Razafindralambo, 1995], montrant ainsi tout le potentiel de l'approche numérique pour de telles études.

L'approche par contaminations en couches a montré que pour des énergies supérieures à 26 keV, il existe peu de variations entre des contaminations inhomogènes et homogènes.

Enfin, un cas de contamination réelle de babouin a été examiné, en collaboration avec le Laboratoire de RadioToxicologie du CEA Bruyères-le-Châtel. Si d'importantes différences entre une contamination hétérogène et homogène ont été constatées entre les détecteurs droit et gauche, ces différences ne sont pas significatives pour des énergies supérieures à 17 keV en effectuant la somme des contributions de chacun des détecteurs. Toutefois, le système de détection utilisé lors des simulations n'était pas spécifique aux primates ; il conviendra donc de modéliser et valider le système de comptage anthroporadiométrique du LRT afin de vérifier nos résultats et ainsi d'extrapoler ce type de contamination à l'homme, en notant cependant d'importantes différences morphologiques du thorax entre le primate et l'homme.

En synthèse de ces études sur les incertitudes, le tableau V-1 présente un récapitulatif des différentes incertitudes (données à 1σ) estimées en utilisant les fantômes numériques et le calcul Monte Carlo, et compare ces nouvelles données à celles obtenues de façon expérimentale par Razafindralambo.

Tableau V-1 : Estimation numérique des incertitudes sur différents paramètres liés à la mesure pour le ^{239}Pu et le ^{241}Am et comparaison avec les anciennes données [Razafindralambo, 1995].

| Source d'incertitudes | Erreur moyenne estimée (%) | | |
|---|----------------------------|----------------|-------------------|
| | ^{239}Pu | | ^{241}Am |
| | [Razafindralambo, 1995] | Présente thèse | Présente thèse |
| Positionnement des détecteurs | 9 | 15 | 8 |
| Variations morphologiques entre fantôme physique et personne | | | } 30 |
| Epaisseur thoracique | 19 | - | |
| Teneur en graisse | 13 | - | |
| Forme et volume des poumons | 4 | - | |
| Densité pulmonaire | - | 15 | 5 |
| Hétérogénéité de contamination (approche par sources ponctuelles) | 33 (sources étalées) | 240 | 130 |

- Erreur non estimée

Il apparaît que pour l'ensemble des incertitudes étudiées, l'estimation effectuée par voie expérimentale est sous-estimée. Ainsi, l'incertitude relative au positionnement des détecteurs a été presque multipliée par un facteur 2 par rapport à l'estimation expérimentale et est donc loin d'être négligeable. Concernant les variations morphologiques entre fantôme et personne, l'incertitude totale, estimée à environ 24% à 17 keV par Razafindralambo, a pu être réestimée à 32% (1σ) pour une énergie moins critique de 59,54 keV et est supposée bien supérieure à 17 keV (l'étude n'ayant pu être effectuée en raison des temps de calcul prohibitifs pour obtenir une statistique correcte), les différents paramètres ayant encore plus d'influence.

La réévaluation la plus nette concerne l'influence sur la mesure d'une contamination par sources ponctuelles, qui fait état d'un facteur supérieur à 7 entre l'estimation numérique et expérimentale pour une énergie de 17 keV ; il convient de noter que les géométries sont différentes, Razafindralambo ayant utilisé des sources étalées. Les nouvelles valeurs sont maintenant concordantes avec la littérature [Kramer et Hauck, 1999].

Il est toutefois difficile de calculer une incertitude globale, associée à toute mesure anthroporadiométrique, en raison des incertitudes introduites très importantes dans le cas d'une contamination par points chauds.

2 Améliorations proposées au cours de la thèse

Après avoir vu le potentiel de la méthode numérique pour l'étude des incertitudes, nous allons maintenant nous intéresser aux améliorations qu'il a été possible d'apporter au cours de cette thèse avec cette méthode.

L'étude des incertitudes a permis de constater que l'incertitude liée aux variations anatomiques entre fantôme physique et personne à mesurer était importante. Une première amélioration consiste donc à offrir un choix plus judicieux du fantôme physique d'étalonnage ; pour cela, de nouvelles équations bioparamétriques ont été déterminées pour une géométrie de mesure typiquement française.

La méthode numérique a également été appliquée pour permettre une meilleure estimation de l'activité retenue, notamment au sein de plaies contaminées.

2.1 Amélioration de l'étalonnage grâce à la détermination de nouvelles équations bioparamétriques

D'importantes incertitudes sur la mesure étant introduites par les fantômes physiques d'étalonnage, un choix plus judicieux de ces derniers est apparu comme la première amélioration possible. Actuellement le choix du fantôme physique d'étalonnage (fantôme de base ou avec une plaque extrathoracique ajoutée) se fait en général à l'aide d'équations bioparamétriques, souvent basées sur le poids et la taille des personnes, qui ont été déterminées pour des systèmes de détection différents des systèmes français et pour un fantôme anthropomorphe général.

Afin d'améliorer ce choix, qui conditionne l'estimation de la rétention d'activité, de nouvelles équations bioparamétriques ont été déterminées de façon spécifique pour la géométrie de comptage française (quatre détecteurs germanium) et prédisent directement l'épaisseur de la plaque extrathoracique à rajouter au fantôme Livermore lors de l'étalonnage. L'élaboration de ces équations s'est basée sur l'exploitation d'images scanner, méthode innovante puisqu'utilisée pour la première fois pour une telle application. L'étude a ainsi conduit à proposer 12 équations (pour des énergies de 17 et 59 keV, pour une épaisseur de plaque de base de 1,6 ou 1,9 cm et pour trois compositions de plaques extrathoraciques) qui sont maintenant disponibles pour les LABM.

Lors de cette étude, il a pu être montré que les équations de Vickers (jusque là utilisées comme référence) doivent être appliquées avec précaution si le fantôme Livermore est utilisé pour l'étalonnage. En effet, des erreurs de près de 70% peuvent être induites sur l'estimation du plutonium retenu dans les poumons si le matériau muscle de la plaque de base n'est pas pris en compte.

Grâce à cette méthode, de nouvelles équations pourront également être déterminées pour les femmes. L'épaisseur thoracique d'une femme étant indépendante de son rapport poids/taille en raison de la taille de la poitrine, de nouveaux paramètres devront être introduits, tels que par exemple les tours de poitrine, de taille, de cuisse... comme proposé par Berger [Berger et Lane, 1985].

D'autres paramètres pourront également être ajoutés aux équations "masculines" pour améliorer l'estimation de l'épaisseur de la paroi thoracique. Une étude préliminaire, introduisant l'âge et le périmètre thoracique, n'a pas montré d'amélioration significative des résultats mais, n'ayant porté que sur quelques sujets, il serait intéressant de la poursuivre.

Toutefois, même si des améliorations peuvent encore être introduites, ces équations bioparamétriques seront toujours limitées ; il apparaît en effet difficile de tenir compte des importantes variabilités interindividuelles, ne serait-ce qu'en fonction d'une musculature plus ou moins développée. Pour améliorer l'estimation de l'épaisseur thoracique qui est un paramètre crucial à basse énergie, d'autres techniques devront être développées avec par exemple une généralisation d'échographes dans les LABM, réduisant l'erreur sur l'estimation de l'épaisseur thoracique de 19% à 11% [Razafindralambo, 1995], méthode qui sera discutée au paragraphe 3.

2.2 Amélioration de l'estimation de l'activité retenue dans les plaies contaminées

Si dans le cas d'une contamination pulmonaire les fantômes physiques d'étalonnage s'avèrent insatisfaisants, ils sont quasiment inexistantes pour les plaies, en raison de la localisation et de la forme variables des blessures [Haroche, 2004]. Ainsi, pour effectuer une estimation satisfaisante de l'activité retenue, une approche numérique apparaît presque incontournable.

La méthode a été appliquée dans un cas réel d'incident où un travailleur s'est contaminé la main droite avec un composé MOX suite à la traversée d'une tige métallique entre l'index et le majeur. Un fantôme numérique de sa main a donc été reconstruit, en y associant le détecteur modélisé ayant servi à effectuer les mesures expérimentales. La comparaison des mesures physiques et des simulations Monte Carlo a permis de réévaluer l'activité, conduisant à une augmentation de cette dernière d'un facteur 3 par rapport à l'estimation initiale par mesure anthroporadiométrique.

Non seulement l'estimation de l'activité a pu être améliorée mais le volume de la zone contaminée a également pu être précisé en utilisant une cartographie de la contamination effectuée par mesure anthroporadiométrique à l'aide d'un détecteur équipé d'un collimateur. Il est toujours possible d'affiner ces résultats en couplant les simulations à des mesures anthroporadiométriques encore plus fines, effectuées à l'aide d'un détecteur avec une plus faible ouverture de collimation et couvrant une plus grande surface de la main.

3 Perspectives offertes par la thèse pour l'étalonnage numérique des installations

Comme il a été vu précédemment, les fantômes physiques représentent la principale limitation de l'étalonnage. Même si des améliorations peuvent être introduites notamment au niveau de leur choix avec les nouvelles équations bioparamétriques, ils resteront toujours un facteur limitant pour une estimation correcte de l'activité retenue dans les poumons, que ce soit au niveau de leur morphologie ou de la distribution uniforme et statique de la contamination qu'ils renferment.

Sur un plan morphologique, l'idéal serait d'avoir un étalonnage spécifique de la personne afin que l'estimation de la rétention d'activité soit améliorée. Cette nouvelle approche de l'étalonnage est rendue possible en utilisant des fantômes numériques (associés au code MCNP), de morphologie proche de la personne à mesurer ; on parlera alors d'étalonnage numérique des installations.

Toutes les bases de cette méthode innovante, décrites dans les paragraphes suivants, ont été posées au cours de ma thèse, avec notamment la mise en place d'une passerelle entre CEDIPE et un logiciel de spectrométrie gamma et la création d'une bibliothèque de fantômes numériques afin de pallier à la difficulté de créer un fantôme numérique spécifique de la personne à mesurer.

Une fois les bases de la technique mises en place, nous nous sommes intéressés à l'implémentation pratique de cette méthode, que ce soit au niveau du choix du fantôme de la bibliothèque le plus représentatif de la personne ou de la mise en place concrète au sein des LABM ; des éléments de réponse sont apportés dans la discussion ci-après. Les perspectives offertes par l'étalonnage numérique, notamment une meilleure simulation des contaminations réalistes, seront également discutées.

3.1 Implémentation de la technique

L'interface ŒDIPE ayant été validée pour la simulation de mesures basse énergie effectuées à l'aide d'un système de comptage anthroporadiométrique réel, il est maintenant envisageable d'étalonner l'installation de façon virtuelle en exploitant les résultats obtenus par simulation Monte Carlo avec ces détecteurs réels modélisés.

La première étape vers la mise en place de l'étalonnage numérique consiste à développer une méthodologie permettant d'élaborer une courbe d'efficacité virtuelle du système considéré, dérivée de spectres calculés. Pour réaliser cette étape, une passerelle entre ŒDIPE et le logiciel de spectrométrie γ Génie-2000[®] (également applicable à Abacos, logiciel d'anthroporadiométrie associé à Génie-2000[®]) a été mise en place (cf Chapitre II, §1.2.3) ; les spectres calculés par simulation Monte Carlo sont ainsi intégrés dans Génie-2000[®] après quelques modifications de format.

A partir de ces spectres calculés, le logiciel Génie-2000[®] offre la possibilité d'élaborer des courbes d'étalonnages en efficacité à partir notamment de fichiers certificats de source en spécifiant le radionucléide utilisé. Il est ainsi possible de réaliser des calculs avec des pas en énergie adaptés et de créer ensuite un radioélément virtuel utilisant ces différentes énergies (ainsi que leurs probabilités d'émission), tel que l'exemple présenté sur la figure suivante.

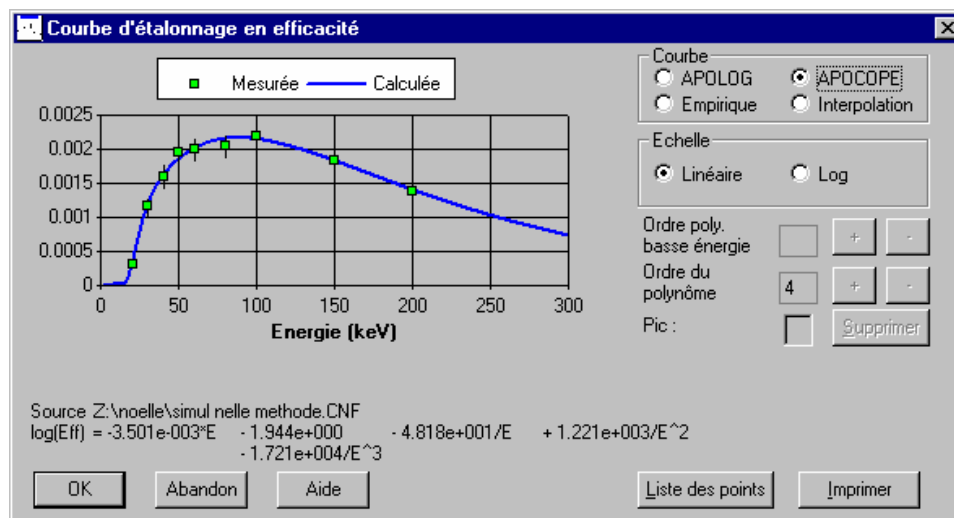


Figure V-1 : Courbe d'étalonnage en efficacité virtuelle, élaborée à partir du spectre calculé pour une contamination pulmonaire du Livermore (détecteur LEGe positionné au milieu du poumon droit).

Pour pouvoir étalonner correctement le système de mesure, il suffit alors d'avoir les courbes d'étalonnage virtuelles, issues des calculs Monte Carlo propres à la géométrie considérée (fantôme numérique, radionucléides contaminants et géométrie de comptage).

3.2 Création d'une bibliothèque de fantômes numériques

Pour que cet étalonnage soit spécifique de la personne à mesurer, le fantôme numérique de cette personne doit être reconstruit sur la base de ses images anatomiques, acquises par examen scanner ou IRM. Le scanner étant une modalité irradiante, les examens par IRM seront privilégiés.

Compte tenu en particulier de la difficulté d'accès à cette technique, cette méthode est à l'heure actuelle seulement envisageable pour quelques cas ponctuels. Pour pallier à cette limitation, une bibliothèque de fantômes numériques voxélisés a été créée ; ces fantômes, de différentes morphologies, sont supposés être représentatifs de la population susceptible d'être mesurée, ayant été sélectionnés de manière aléatoire.

La base de données comporte actuellement 33 jeux d'images scanner d'hommes adultes, ainsi que différentes caractéristiques telles que l'âge, le poids et la taille de chacune des personnes. Le problème du choix du fantôme numérique le plus approprié pour l'étalonnage en vue de la mesure d'une personne se pose alors.

3.3 Choix du fantôme numérique

Différentes possibilités s'ouvrent pour choisir le fantôme numérique de la bibliothèque le plus approprié. La première consiste à utiliser les équations bioparamétriques précédemment définies et développées dans ce but : le fantôme numérique serait donc choisi en fonction du poids et de la taille de la personne. Pour faciliter cette étape, une interface spécifique pourra être intégrée à l'interface EDIPE et permettra de choisir de façon automatique le fantôme numérique le plus représentatif de la morphologie thoracique de la personne à mesurer, notamment en fonction de son poids et sa taille en appliquant les équations bioparamétriques. Toutefois, comme il a été vu précédemment, les équations bioparamétriques possèdent bon nombre de limitations et s'avèrent insuffisantes pour effectuer un choix judicieux du fantôme numérique.

La technique la plus intéressante se révèle être l'IRM qui, comme nous l'avons vu, n'est pas envisageable compte tenu de la difficulté d'accès et de l'improbable mise en place d'IRM dédiés dans les LABM. La technique la plus prometteuse est donc la détermination de l'épaisseur de la paroi thoracique de la personne à mesurer par ultrasons à l'aide de systèmes d'échographie.

L'échographie¹ consiste à appliquer contre la peau une sonde contenant des cristaux de céramique qui, soumis à des impulsions électriques, vibrent et émettent des ultrasons. Ces ultrasons traversent les tissus puis sont renvoyés à la sonde (jouant alors le rôle de récepteur) sous la forme d'un écho qui est la signature des obstacles rencontrés. L'image se fait alors en niveaux de gris en fonction de l'intensité de l'écho obtenu en retour.

Il existe plusieurs modalités d'échographie qui peuvent être intéressantes pour une meilleure estimation thoracique de la personne à mesurer :

- l'échographie bidimensionnelle standard,
- l'échographie panoramique,
- l'échographie tridimensionnelle.

➤ L'échographie 2D standard permet de visualiser une représentation en coupe des tissus étudiés (cf figure V-2 ; dans notre cas, un profil de la paroi thoracique de la personne sera recherché), le plan de la visualisation étant déterminé par la position que donne l'examineur à la sonde.

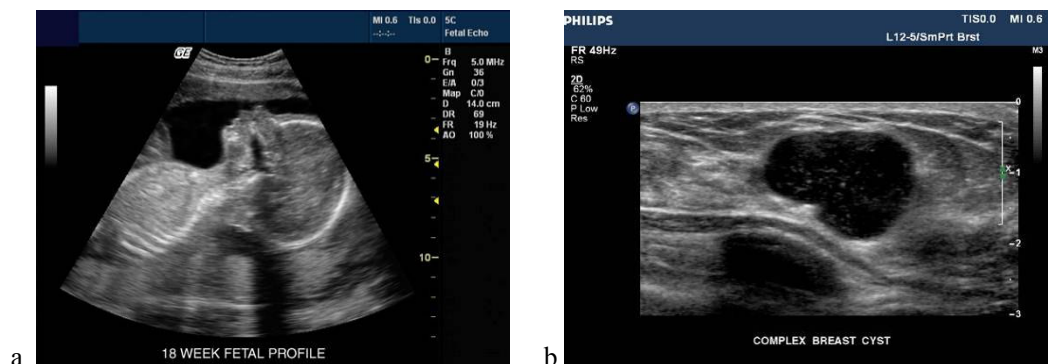


Figure V-2 : Echographies bidimensionnelles simples (a. fœtus ; b. kyste mammaire).

Cette technique classique permet d'effectuer de nombreuses mesures. Ainsi les épaisseurs de graisse et de muscle de la paroi thoracique pourront être déterminées en différents points (sous l'emplacement des détecteurs par exemple).

¹ Toutes les échographies présentées dans ce paragraphe sont extraites des sites :

http://www.medical.philips.com/main/products/ultrasound/image_library/ et

<http://www.gehealthcare.com/eufr/ultrasound/products/general-imaging/index.html>.

Cette technique peut donc être utilisée :

- d'une part pour une amélioration dès maintenant de la mesure de l'épaisseur de la paroi thoracique de la personne à mesurer, permettant ainsi un meilleur choix de la configuration du fantôme physique pour l'étalonnage (méthode classique),
 - d'autre part pour comparer les mesures d'épaisseurs réalisées sur la personne à mesurer à celles réalisées sur les différents fantômes numériques de la bibliothèque afin de déterminer le fantôme dont la paroi thoracique est la plus proche de celle de la personne en vue d'un étalonnage numérique de l'installation (méthode numérique).
- La technique précédente est améliorée en intégrant un système de repérage pixel à pixel qui va permettre de reconstruire une coupe ; on parlera alors d'échographie panoramique (cf figure V-3).

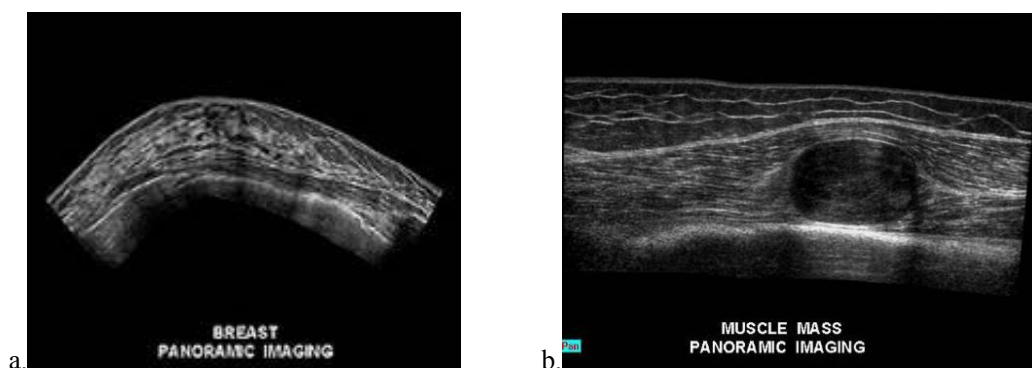


Figure V-3 : Echographies panoramiques (a. sein ; b. muscle).

Cette visualisation d'une coupe du thorax présente l'avantage de voir la paroi thoracique sur toute sa largeur, sur laquelle muscle et graisse sont facilement discernables (cf figure V-3.b sur lequel il est possible de distinguer le muscle strié et la graisse d'aspect plus ondulé). Pour avoir une bonne représentation de l'ensemble du thorax, plusieurs acquisitions en différents niveaux seront nécessaires. Il semble possible d'utiliser ces contours pour reconstruire la paroi thoracique, dans Dosigray[®] par exemple, les images étant de format DICOM. Deux possibilités sont alors envisageables : soit cette paroi reconstruite est comparée à celles présentes dans la bibliothèque et le fantôme dont la paroi thoracique est la plus semblable sera sélectionné pour effectuer l'étalonnage numérique, soit un fantôme numérique sera reconstruit sur la base de ces contours. Pour cette dernière solution, se pose alors le problème de la profondeur et donc du volume des poumons de la personne (les ultrasons étant arrêtés par l'air, aucune information sur les poumons n'est disponible). Cette voie de recherche reste donc à explorer.

➤ La dernière modalité d'imagerie ultrasonore envisageable pour nos applications est l'échographie tridimensionnelle. Cette technique bénéficie de toutes les qualités de l'échographie 2D, auxquelles s'ajoute une visualisation performante des organes en trois dimensions. Pour les organes ou tissus fixes, elle est réalisée, par superposition et interpolation de plusieurs images successives, faites suivant différents plans de coupes (dans ce cas, les sondes rectangulaires présentent un intérêt tout particulier). Les différents tissus présents sont dissociés grâce à des algorithmes de segmentation.

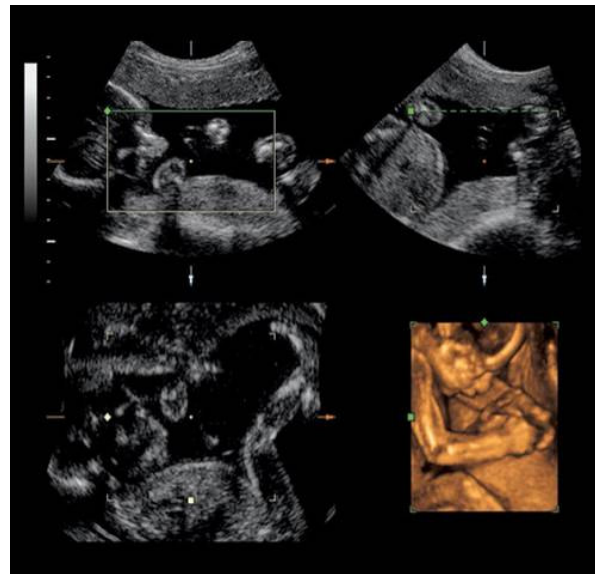


Figure V-4 : Affichage multiplanaire 3D d'un fœtus.

Une des méthodes de reconstruction étant basée sur le découpage en voxels du volume (cf figure V-4), il apparaît possible de récupérer directement les informations voxélisées concernant la paroi thoracique. Ces informations pourraient alors être comparées à celles présentes dans la bibliothèque. Une autre alternative pourrait consister à reconstruire un fantôme numérique à partir de la paroi thoracique voxélisée, comme pour l'échographie panoramique.

Un autre avantage de l'échographie 3D est de permettre le calcul de différents volumes (ce qui représente son principal atout pour des applications médicales), à partir soit de contours manuels d'organes, soit de contours reconnus de façon automatique si le système dispose d'un tel algorithme. Ces estimations volumétriques sont très précises, puisque bénéficiant des avancées en termes de reconstruction tridimensionnelle ; ainsi l'erreur associée à une mesure de distance sur une échographie tridimensionnelle est inférieure au millimètre [Fenster *et al.*, 2001], au même titre que le scanner ou l'IRM (environ 2 mm pour l'imagerie 2D [Kang *et al.*, 1993]).

Si cette application n'a pas d'utilité directe au niveau des poumons, elle est en revanche très intéressante dans le cas d'une plaie afin de déterminer le volume de tissu cicatriciel ou pour la thyroïde pour laquelle le fantôme numérique peut être directement disponible, la reconstruction des images étant voxélisée.

En conclusion, les ultrasons apparaissent comme une alternative intéressante pour choisir le fantôme numérique de la bibliothèque dont la morphologie se rapproche le plus de celle de la personne à mesurer, du fait du caractère inoffensif de la technique pour le patient, de la mobilité des appareils et du coût relativement abordable des échographes. Cette technique pourrait également être intéressante pour reconstruire directement un fantôme numérique.

3.4 Mise en place pratique de la technique des étalonnages virtuels

L'étalonnage numérique des systèmes de comptage apparaît comme une alternative prometteuse aux étalonnages classiques, apportant de nombreuses améliorations en particulier au niveau de la concordance morphologique entre la personne à mesurer et le fantôme utilisé pour l'étalonnage.

A l'heure actuelle, l'étalonnage numérique s'inscrit dans un futur proche pour des applications spécifiques mais n'est pas encore envisageable en routine dans les Laboratoires d'Analyses de Biologie Médicale sans une longue étape de validation avant de pouvoir être appliqué à des mesures réelles de personnes.

Toutefois, il est d'ores et déjà possible d'envisager trois moyens pour la gestion des calculs Monte Carlo en vue d'une diffusion de la méthode dans les LABM :

- soit les LABM choisissent uniquement le fantôme numérique le plus représentatif de la personne dans la bibliothèque (par échographie par exemple), font parvenir les informations au LEDI qui fait les calculs et communique simplement le résultat aux LABM.
- soit les LABM s'équipent en moyens de calcul Monte Carlo et forment un opérateur pour (i) choisir le fantôme numérique dans la bibliothèque en fonction de la morphologie de la personne, (ii) générer le fichier d'entrée MCNP et (iii) exploiter les résultats des simulations, le LEDI se chargeant alors uniquement de la modélisation du système et de sa validation.
- soit les LABM se chargent de l'ensemble des étapes requises (modélisation du système de comptage, choix du fantôme numérique dans la bibliothèque, création du fichier d'entrée MCNP et exploitation du fichier de sortie) ; cette solution nécessite alors de solides compétences en calcul Monte Carlo.

Le choix de la formule la plus adaptée reviendra bien entendu aux responsables des LABM.

3.5 Perspectives pour la prise en compte des sources réalistes

L'étalonnage numérique apportera bien sûr d'importantes améliorations d'un point de vue correspondance morphologique entre fantôme et personne, mais permettra également une meilleure prise en compte des distributions réalistes de contamination.

Comme il a été largement discuté précédemment, les fantômes physiques d'étalonnage contiennent des sources réparties de façon homogène, en général dans un ou deux organes au maximum (par exemple les poumons). De plus, les sources utilisées dans les fantômes sont fixes, que ce soit au niveau du radioélément utilisé ou de sa distribution dans l'organisme. Or, en fonction de la nature du radioélément et de sa forme chimique, l'activité incorporée se concentre dans certains organes et/ou se répartit dans l'ensemble du corps, tout en suivant des périodes de décroissance physique et biologique [ICRP-78, 1997]. La concentration des radioéléments varie donc dans les différents organes en fonction du temps considéré après l'incorporation.

L'avantage d'ÆDIPE est de pouvoir simuler n'importe quelle source ; l'intérêt est donc multiple. Sans tenir compte de l'aspect radioprotection et de la gestion des sources considérablement simplifiée grâce aux sources virtuelles, le premier avantage réside dans la modulation à volonté de la source : ainsi, tous les mélanges de radionucléides avec toutes les concentrations possibles sont envisageables, en particulier des sources MOX qu'il est très difficile à réaliser de façon expérimentale.

Le second intérêt d'utiliser des sources virtuelles est de pouvoir réaliser des distributions hétérogènes de la contamination afin de se rapprocher de la situation réelle et de prendre en compte l'hétérogénéité de distribution en fonction du temps.

L'hétérogénéité de contamination peut être prise en compte au niveau des tissus/organes si des données expérimentales sont disponibles, ou au niveau de l'ensemble de l'organisme en intégrant des données biocinétiques (cf figure V-5) aux simulations.

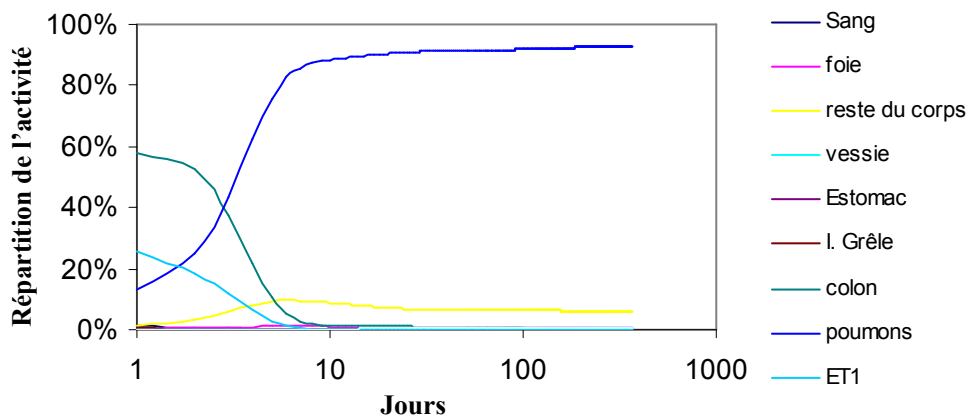


Figure V-5 : Répartition de l'activité en ^{60}Co dans différents organes suite à une inhalation aiguë d'une forme insoluble, calculée avec le logiciel Cyclomod (IRSN).

Afin de connaître précisément les fractions de l'activité incorporée présentes dans les différents tissus ou organes à des temps caractéristiques, il est envisagé d'intégrer des données biocinétiques dans CEDIPE, au cours d'une nouvelle thèse.

Ainsi CEDIPE sera associé à un code de calcul biocinétique, rendu convivial par le développement d'une interface graphique spécifique permettant notamment une visualisation de la rétention d'activité dans les organes en fonction du temps. Le code de calcul biocinétique permettra de calculer la rétention d'activité dans les différents organes, en prenant pour référence les modèles biocinétiques publiés par la CIPR, et en intégrant des paramètres de contamination connus tels que la nature du radionucléide, l'activité incorporée, la classe de solubilité du contaminant, le sexe et l'âge du sujet, le temps depuis la contamination, le DAMA de l'aérosol pour les inhalations.

Ainsi, une distribution réaliste des contaminants dans l'organisme pourra être simulée et fournir un meilleur étalonnage qu'une distribution homogène dans le corps entier ou dans seulement un ou deux organes. En effet, la concentration des radioéléments variant dans les différents organes en fonction du temps considéré après l'incorporation, un facteur géométrique intervient dans le résultat de la mesure anthroporadiométrique, induisant d'importantes différences par rapport à un étalonnage effectué dans des conditions homogènes. Cette approche permettra donc d'avoir une meilleure connaissance des paramètres d'étalonnage et de pouvoir adopter une meilleure méthodologie lors des mesures anthroporadiométriques classiques.

En effectuant des simulations utilisant les données biocinétiques à différents temps de référence, la réponse des détecteurs sera prédite en fonction du temps après l'incorporation de façon plus fiable dans le cas de contaminations complexes ; il sera par exemple possible de quantifier la contribution du foie sur une mesure pulmonaire en fonction du temps après incorporation. La localisation de la contamination et donc du système de comptage pourra ainsi être optimisée. Cette méthode pourra être étendue à la mesure corps entier des produits de fission ou d'activation.

CONCLUSION

Méthode privilégiée pour la surveillance des personnes exposées à un risque de contamination interne, l'anthroporadiamétrie consiste à mesurer, à l'extérieur de l'organisme, les émissions X ou gamma associées aux désintégrations des radionucléides incorporés. Dans le cadre de la mesure pulmonaire, cette technique a montré de nombreuses limites quant aux développements possibles de nouveaux systèmes de détection et de fantômes physiques d'étalonnage encore plus sophistiqués, ces derniers ne pouvant représenter, pour des raisons techniques, qu'une approximation de la géométrie de la personne à mesurer tant au niveau morphologique que de la distribution de la contamination.

Les avancées en matière d'imagerie médicale et de puissance des calculateurs ont permis de concevoir une nouvelle approche de la mesure anthroporadiamétrique qui associe des fantômes numériques à un code de calcul Monte Carlo. Le laboratoire a étendu ce principe à la reconstruction de fantômes numériques dynamiques, c'est-à-dire directement basés sur les images scanner ou IRM des personnes.

Dans le contexte de la mise en place de cette méthode innovante par l'intermédiaire d'un outil informatique spécifique, ŒDIPE, l'axe principal de la thèse a été d'apporter des éléments de réponse à la question suivante : quels sont les apports de ces fantômes numériques et des nouvelles techniques telles qu'ŒDIPE pour améliorer les étalonnages en anthroporadiamétrie ?

Afin de répondre à cette question, il a fallu tout d'abord doter ŒDIPE de nouveaux outils et de les valider. Cela concerne notamment un module améliorant l'étape de segmentation grâce à une liaison vers le logiciel Dosigray[®], ainsi qu'une passerelle vers le logiciel de spectrométrie γ Génie-2000[®], permettant d'ouvrir des perspectives très intéressantes pour l'étalonnage numérique. L'interface ŒDIPE a également été implémentée pour permettre la reconstruction d'un système anthroporadiamétrique réel composé de quatre détecteurs germanium. Ces développements ont été dans un second temps validés pour une installation réelle, en l'occurrence le système de comptage basse énergie du LABM de Marcoule, montrant une très bonne concordance entre simulation et mesure (<10%) pour des énergies supérieures à 20 keV et une assez bonne concordance pour le plutonium pour lequel les écarts sont inférieurs à 20%.

Cette étude constitue la première étape en vue d'un étalonnage des installations effectué de façon numérique et qui sera ainsi plus spécifique de la personne ; dans ce but, une bibliothèque de fantômes numériques a également pu être développée. Cette approche devrait donc permettre une amélioration significative des étalonnages anthroporadiométriques.

Dans un second temps, une évaluation exhaustive des incertitudes rencontrées en anthroporadiométrie pulmonaire a pu être menée grâce à l'approche proposée par CEDIPE, préalablement validée. Ainsi, les différents paramètres, qu'ils soient liés au système de mesure, à l'étalonnage ou encore à la distribution hétérogène d'activité lors d'une contamination réaliste, ont pu être étudiés. Les résultats des simulations numériques montrent que les incertitudes estimées par voie expérimentale lors d'une précédente thèse doivent être revues. En effet, les incertitudes relatives au positionnement des détecteurs (15% par centimètre en moyenne à 17 keV) et aux variations morphologiques entre fantôme et personne (32% à 59 keV) ont été quasiment multipliées par un facteur 2 par rapport aux estimations expérimentales, la réévaluation la plus nette concernant l'influence sur la mesure d'une contamination par sources ponctuelles, faisant état d'un facteur supérieur à 7 à 17 keV entre l'estimation numérique et la précédente estimation (valeurs moyennes par approche numérique ou expérimentale : respectivement 240% et 33%). Il a également pu être démontré que pour toute la gamme d'énergie considérée, il existe peu de variations entre des contaminations inhomogènes et homogènes pulmonaires en effectuant la somme des contributions de chacun des détecteurs, dans le cas d'études réalisées sur primates.

Dans le cadre de l'amélioration des incertitudes sur la mesure, de nouvelles équations bioparamétriques spécifiques de la géométrie de détection française et du fantôme physique Livermore ont été déterminées afin de mieux estimer l'épaisseur thoracique de la personne à mesurer et donc mieux choisir le fantôme d'étalonnage. Ces équations, développées sur la base de la bibliothèque de fantômes numériques préalablement réalisée, prédisent directement l'épaisseur de la plaque extrathoracique à rajouter au fantôme Livermore lors de l'étalonnage d'un système de comptage (plutonium et américium) composé de quatre détecteurs germanium ; elles sont désormais disponibles pour application dans les LABM.

L'intérêt des fantômes numériques et de la simulation Monte Carlo a enfin été mis en évidence pour l'étude de cas concrets et réalistes de contamination, que ce soit au niveau des poumons ou d'une blessure. Dans ce dernier cas, la technique a permis d'ajuster le niveau de la contamination présente dans un cas réel de blessure de la main et a permis d'améliorer la détermination de la géométrie de la source pour affiner le calcul dosimétrique.

L'intégration de données biocinétiques, relatives aux plaies, aux poumons ou au corps entier, permettra de simuler une distribution réaliste des contaminants dans l'organisme et donc de mieux connaître les paramètres d'étalonnage en fonction du temps dans le cas de contaminations complexes. L'étude des conséquences d'une hétérogénéité de répartition pourra être ainsi précisée.

Grâce aux fantômes numériques, il apparaît donc possible d'étalonner une installation anthroporadiométrique sur la base de la morphologie propre à la personne à mesurer et d'une distribution réaliste des contaminants dans l'organisme. Cet étalonnage "personnalisé" permettra d'estimer de façon plus fiable la rétention d'activité, et représente une étape importante dans le cadre de la mise en place d'une dosimétrie personnalisée.

Outre l'étalonnage personnalisé, il est apparu au cours d'une thèse menée en parallèle de celle-ci, dont l'objectif est l'application des fantômes numériques voxélisés pour le calcul de la dose interne en médecine nucléaire et en radioprotection, que le calcul de la dose peut également être personnalisé [Chiavassa, 2005].

Ainsi, les fantômes numériques associés à un code de calcul Monte Carlo apparaissent, tant pour l'amélioration des étalonnages en anthroporadiométrie que pour une dosimétrie personnalisée (qui découle de l'estimation de la rétention d'activité), comme une solution de choix pour améliorer l'estimation de la dose en cas de contamination interne.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

[AFNOR, en cours de validation]

AFNOR

Mesures des émissions X et gamma d'énergies inférieures à 200 keV

Norme NF S 92-502, en cours de validation

[André *et al.*, 1989]

André S., Charuau J., Rateau G., Vavasseur C., Métivier H.

Design of a new inhalation device for rodents and primates

Journal of Aerosol Science, 20, 647-656

[ANSI, 1989]

American National Standards Institute

Performance criteria for radiobioassay

Report No ANSI N13-30-1989

[Beau et Le Grand, 1970]

Beau P.G., Le Grand J.

Utilisation d'un fantôme équivalent-tissus pour l'estimation de la contamination radioactive et de la dose absorbée au niveau de certains organes

Radioprotection, 5, 167-174

[Bérard et Aussel, 1994]

Bérard P., Aussel J.P.

Surveillance anthropométrique X et gamma des travailleurs exposés aux composés de l'uranium à l'aide de détecteurs coaxiaux.

IN Proc. Journées de spectrométrie gamma et X 93 (St Rémy les Chevreuses, France, 1993).

DTA/DAMRI ed., Rapport CEA-N-2756, 259-263

[Berger et Lane, 1985]

Berger C.D., Lane B.H.

Biometric estimation of chest wall thickness of females

Health Physics, 49(3), 419-424

[Bhattacharyya *et al.*, 1995]

Bhattacharyya M.H., Breistenstein B.D., Métivier H., Muggenburg B.A., Stradling G.N., Volf V.

Traitement de la contamination interne accidentelle des travailleurs

Ouvrage IPSN

[Bland *et al.*, 1992]

Bland C.J., Morel J., Lépy M.C.

Determination of ^{239}Pu and ^{241}Am LX-ray intensities using a simplex method for fitting peaks

Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 312, 323-333

[Borisov *et al.*, 2002]

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 Physics, 83(2), 272-279

- [Borisov *et al.*, 2003]
Borisov N., Franck D., de Carlan L., Pierrat N., Yatsenko V.
Application of MCNP calculations to calibration of anthropomorphic phantoms used for assessment of actinides in lungs
Communication présentée au congrès « Nuclear Mathematical and Computational Sciences », Gatlinburg, USA, 6-11 avril 2003 (2003)
- [Bouvier-Capély *et al.*, 2004]
Bouvier-Capély C., Ritt J., Baglan N., Cossonnet C.
Potentialities of mass spectrometry (ICP-MS) for actinides determination in urine
Applied Radiation Isotopes, 60, 629-633
- [Breismeister, 2000]
Breismeister J.F.
MCNPTM. A general Monte Carlo N-particle transport code, version 4c
LANL Memorandum. Los Alamos National Laboratory, LA-13709-M
- [Browne et Firestone, 1986]
Browne E., Firestone R.B.
Table of Radioactive Isotopes
John Wiley & Sons
- [Carlson *et al.*, 1997]
Carlson J., Bardsley J., Bragin V., Hill J.
Plutonium Isotopics - Non-Proliferation and Safeguards Issues
Rapport IAEA-SM-351/64, August 1997
Disponible sur : http://www.fas.org/nuke/intro/nuke/O_9705.htm.
- [Chiavassa, 2005]
Chiavassa S.
Développement d'un outil dosimétrique personnalisé pour la radioprotection en contamination interne et la radiothérapie vectorisée en médecine nucléaire
Thèse de l'Université Paul Sabatier, Toulouse, en cours
- [Chiavassa *et al.*, 2005]
Chiavassa S., Bardiès M., Guiraud-Vitoux F., Bruel D., Jourdain J.R., Franck D., Aubineau-Lanièce I.
OEDIPE: a personalized dosimetric tool associating voxel-based models with MCNPX
Cancer Biotherapy & Radiopharmaceuticals, sous presse
- [Clarke et Pavia, 1984]
Clarke S.W., Pavia D.
Aerosols and the Lung, Clinical and Experimental Aspects
Butterworths
- [Clouvas *et al.*, 1998]
Clouvas A., Xanthos S., Antonopoulos-Domis M., Silva J.
Monte Carlo based method for conversion of in-situ gamma ray spectra obtained with a portable Ge detector to an incident photon flux energy distribution
Health Physics, 74(2), 216-230
- [Daburon et Rigaudière, 1976]
Daburon M.L., Rigaudière R.
Détecteur Phoswich (INa-ICs) pour la détection X du ²³⁹Pu et de l'Am241 dans les poumons
Rapport CEA-R-4794

- [de Carlan, 1998]
de Carlan L.
Développement d'un système de spectrométrie pulmonaire basse énergie pour la mesure des actinides
Thèse de l'Université Paul Sabatier, Toulouse
- [de Carlan *et al.*, 2003]
de Carlan L., Aubineau-Lanièce I., Borissov N., Jourdain J.R., Jeanbourquin D., Le Guen B., Franck D.
Application of new imaging and calculation techniques for the activity and dose assessment in the case of a Ru-106 contaminated wound
Radiation Protection Dosimetry, 105(1-4), 219-224
- [de Carlan *et al.*, 2005]
de Carlan L., Roch P., Blanchardon E., Franck D.
New method of voxel phantom creation: application for whole body counting calibration and perspectives in individual internal dose assessment
Radiation Protection Dosimetry, sous presse
- [Dean, 1973]
Dean P.N.
Estimation of chest wall thickness in lung counting for plutonium
Health Physics, 24, 439-441
- [Delacroix *et al.*, 2004]
Delacroix D., Guerre J.P., Leblanc P.
Radionucléides & Radioprotection – Guide pratique
Radioprotection, 39, numéro spécial
- [Dinbylow, 1996]
Dinbylow P.J.
The development of realistic voxel phantoms for electromagnetic field dosimetry
In Proc. International Workshop on Voxel Phantom Development; National Radiological Protection Board Report, pp 1-7
- [Dinbylow, 2005]
Dinbylow P.J.
Development of the female voxel phantom, Naomi, and its application to calculations of induced current densities and electric fields from applied low frequency magnetic and electric fields
Physics in Medicine and Biology, 50, 1047-1070
- [Doerfel *et al.*, 2005]
Doerfel H., Andrasi A., Aubineau-Laniece I., Bailey M., Berkovski V., Blanchardon E., Castellani C.M., Hurtgen C., Jourdain J.R., LeGuen B., Malatova I., Marsh J., Stather J.
General guidelines for the estimation of committed effective dose from incorporation monitoring data
Project IDEAS – EU Contract No.FIKR-CT2001-00160, en cours de rédaction
- [Falk *et al.*, 1979]
Falk R.B., Tyree W.H., Wood C.B., Lagerquist C.R.
A system of high purity germanium detectors for the detection and measurement of inhaled radionuclides
In: IAEA Symp. Advances in Radiation Protection Monitoring, IAEA, Vienne, 445-455

- [Fill *et al.*, 2004]
Fill U.A., Zankl M., Petoussi-Henss N., Siebert M, Regulla D.
Adult female voxel models of different stature and photon conversion coefficients for radiation protection
Health Physics, 86(3), 253-272
- [Fenster *et al.*, 2001]
Fenster A., Downey D.B., Cardinal H.N.
Three-dimensional ultrasound imaging
Physics in Medicine and Biology, 46, R67-R99
- [Franck *et al.*, 2000]
Franck D., Pihet P., Burger P., Keters M., Rouger M., Lugiez F., Mazur C.
Investigation of silicon detectors to improve in vivo monitoring of ^{239}Pu after accidental intakes
Radiation Protection Dosimetry, 89(3-4), 321-324
- [Franck *et al.*, 2001]
Franck D., Laval L., Borissov N., Guillierme P., Bordy J.M.
Development of voxelised numerical phantoms using MCNP Monte Carlo code: application to in vivo measurement
Radioprotection, 36(1), 77-86
- [Franck *et al.*, 2003]
Franck D., Borisov N., de Carlan L., Pierrat N., Genicot J.L., Etherington G.
Application of Monte Carlo calculations to the evaluation of uncertainties in the assessment of lung activity
Radiation Protection Dosimetry, 105(1), 403-408
- [Franck *et al.*, 2005]
Franck D., de Carlan L., Pierrat N., Challeton-de Vathaire C., Blanchardon E.
Expertise anthroporadiométrique et dosimétrique d'une blessure contaminée par un composé de type MOX
Rapport DRPH/SDI/2005-001
- [Friedman *et al.*, 2001]
Friedman R. J., Reichard M. C., Blue T. E., Brown A. S.
Evaluation of scatter contribution from shielding materials used in scatter measurements for calibration range characterization
Health Physics, 80(1), 54-61
- [Fry et Sumerling, 1980].
Fry F.A., Sumerling T.
Measurement of Chest Wall Thickness for assessment of plutonium in human lungs
Health Physics, 39, 89-92
- [Geant4 Collaboration, 2003]
Geant4 Collaboration (Agostinelli *et al.*)
Geant4 – a simulation toolkit
Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A506, 250–303
- [Griffith *et al.*, 1978]
Griffith R.V., Dean P.N., Anderson A.L., Fisher J.C.
A tissue-equivalent torso phantom
Proceedings of an IAEA Conference, Advances in radiation monitoring. Vienna : IAEA ; IAEA-SM-229/56, 4493-4504 (1978)

- [Gualdrini *et al.*, 2000]
Gualdrini G., Battisti P., Biagini R., De Felice P., Fazio A., Ferrari P.
Development and characterisation of a head calibration phantom for in vivo measurements of actinides
Applied Radiation Isotopes, 53(1-2), 387-393
- [Harduin *et al.*, 1996]
Harduin J.C., Peleau B., Levasseur D.
Analytical determination of actinides in biological samples
Radioprotection, 31(2), 229-245
- [Haroche, 2004]
Haroche F.
Les plaies contaminées : anthropogammamétrie haute et basse énergie, application à la simulation Monte-Carlo
Rapport de stage DEA, Université Paul Sabatier, Toulouse
- [Hendricks, 2004]
Hendricks J.S.
MCNPX, Version 2.5e
Los Alamos National Laboratory Report, LA-UR-04-0569.
- [Hickman *et al.*, 1994]
Hickman D.P., Kruchten D.A., Fisher S.K., Anderson A.L.
Calibration of a ²⁴¹Am wound-monitoring system using Monte-Carlo techniques
Health Physics, 66(4), 400-406
- [Hickman et Firpo, 1997]
Hickman D.P., Firpo M.
Magnetic Resonance Image Phantom
CA : Lawrence Livermore National Laboratory publication
- [Hunt *et al.*, 1998]
Hunt J.G., Bertelli L., Dantas B.M., Lucena E.
Calibration of in vivo measurement systems and evaluation of lung measurement uncertainties using a mathematical voxel phantom
Radiation Protection Dosimetry, 76(3), 179-184
- [Hunt *et al.*, 2000]
Hunt J.G., Malatova I., Foltanova S., Dantas B.M.
Calibration of in vivo measurement systems using a voxel phantom and the Monte Carlo technique
Radiation Protection Dosimetry, 89(3-4), 283-286
- [Hunt *et al.*, 2003]
Hunt J.G., Dantas B.M., Lourenço M.C., Azeredo M.G.
Voxel phantoms and Monte Carlo methods applied to in vivo measurements for simultaneous ²⁴¹Am contamination in four body regions
Radiation Protection Dosimetry, 105(1-4), 549-552

- [IAEA, 2003]
International Atomic Energy Agency
Intercalibration of in vivo counting systems using an Asian phantom
IAEA-TECDOC-1334
Disponible sur : http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te_1334_web.pdf
- [ICRP-23, 1975]
International Commission on Radiological Protection
Report of the task group on Reference Man
Annals of the ICRP, ICRP Publication 23
Pergamon Press, Oxford
- [ICRP-30, 1979]
International Commission on Radiological Protection
Limits for intake of radionuclides by workers
Annals of the ICRP, ICRP Publication 30, Part I, Vol 2 n°3-4
Pergamon Press, Oxford
- [ICRP-38, 1983]
International Commission on Radiological Protection
Radionuclide transformations - Energy and intensity of emissions
Annals of the ICRP, ICRP Publication 38, Vol 11-13
Pergamon Press, Oxford
- [ICRP-60, 1991]
International Commission on Radiological Protection
1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection
Annals of the ICRP, ICRP Publication 60, Vol 21 n°1-3
Pergamon Press, Oxford
- [ICRP-66, 1994]
International Commission on Radiological Protection
Human Respiratory Tract Model for Radiological Protection
Annals of the ICRP, ICRP Publication 66, Vol 24 n°1-3
Pergamon Press, Oxford
- [ICRP-70, 1995]
International Commission on Radiological Protection
Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: the skeleton
Annals of the ICRP, ICRP Publication 70, Vol 25 n°2
Pergamon Press, Oxford
- [ICRP-78, 1997]
International Commission on Radiological Protection
Individual monitoring for internal exposure of workers
Annals of the ICRP, ICRP Publication 78, Vol 27 n°3-4
Pergamon Press, Oxford
- [ICRP-89, 2002]
International Commission on Radiological Protection
Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: Reference values
Annals of the ICRP, ICRP Publication 89, Vol 32 n°3-4
Pergamon Press, Oxford

- [ICRU-44, 1989]
International Commission on Radiation Units and Measurements
Tissue substitutes in Radiation Dosimetry and Measurements
 ICRU Report 44, Bethesda
- [ICRU-48, 1992]
International Commission on Radiation Units and Measurements
Phantoms and computational models in therapy, diagnosis and protection
 ICRU Report 48, Bethesda
- [Ishikawa et Uchiyama, 1997]
Ishikawa T., Uchiyama M.
Calculation of the counting efficiency for ^{137}Cs using voxel phantoms with lungs and a skeleton
 Radiation Protection Dosimetry, 69(3), 199-204
- [JO, 2003]
Journal Officiel de la République Française
Protection des travailleurs contre les dangers des rayonnements ionisants
 Décret N°2003-296 du 31 mars 2003
- [Kang et al., 1993]
Kang C., Newton D., Warner A.J., Absolom T.A., Kruchten D.A., Anderson A.L., Palmer H.E.
A comparison of techniques in the assessment of chest wall thickness and composition
 Health Physics, 64(4), 406-411
- [Karamanis, 2003]
Karamanis D.
Efficiency simulation of HPGe and Si(Li) detectors in γ - and X-ray spectroscopy
 Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 505, 282-285
- [Kawrakow et Rogers, 2001]
Kawrakow I., Rogers D.W.O.
The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport
 NRCC Report PIRS-701
- [Kramer R et al., 1982]
Kramer R., Zankl M., Williams G., Drexler G
The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods: Part I. The male (Adam) and female (Eva) adult mathematical phantoms.
 GSF-report-S-885
- [Kramer et Inn, 1991]
Kramer G.H., Inn K.G.W.
A summary of the proceedings of the workshop on standard phantoms for in vivo radioactivity measurement
 Health Physics, 61(6), 893-894
- [Kramer et Puscalau, 1993]
Kramer G.H., Puscalau M.
Chest wall thickness measurements for enriched uranium: an alternative approach
 Health Physics, 66(5), 573-576

- [Kramer et Burns, 1997]
Kramer G.H., Burns L.C.
Chest wall thickness measurements: the alternative approach extended for ^{241}Am
Health Physics, 72(2), 309-312
- [Kramer et al., 1997a]
Kramer G.H., Burns L.C., Yiu S.
Lung counting: evaluation of uncertainties in lung burden estimation arising from a heterogeneous lung deposition using Monte Carlo code simulations
Radiation Protection Dosimetry, 74(3), 173-182
- [Kramer et al., 1997b]
Kramer G.H., Chamberlain M.J., Yiu S.
A study of thyroid radioiodine monitoring by Monte Carlo simulations: implications for equipment design
Physics in Medicine and Biology, 42, 2175-2182
- [Kramer et al., 1998]
Kramer G. H., Hauck B. M., Allen S. A.
Comparison of the LLNL and JAERI torso phantoms using Ge detectors and phoswich detectors
Health Physics, 74(5), 594-601
- [Kramer et Burns, 1999]
Kramer G.H., Burns L.C.
Evaluation of the effect of chest wall thickness, tissue composition and photon energy on the quantity muscle-equivalent chest-wall-thickness by Monte Carlo simulations
Radiation Protection Dosimetry, 82(2), 115-124
- [Kramer et Hauck, 1999]
Kramer G.H., Hauck B.M.
The effect of lung deposition patterns on the activity estimate obtained from a large area germanium lung counter
Health Physics, 77(1), 24-32
- [Kramer et Crowley, 2000a]
Kramer G.H., Crowley P.
An improved virtual torso phantom
Radiation Protection Dosimetry, 88(3), 233-237
- [Kramer et Crowley, 2000b]
Kramer G.H., Crowley P.
The assessment of the effect of thyroid size and shape on the activity estimate using Monte Carlo simulation
Health Physics, 78(6), 727-737
- [Kramer et Hauck, 2000]
Kramer G.H., Hauck B.M.
Intercomparison of JAERI torso lung sets
Radiation Protection Dosimetry, 88(4), 311-317
- [Kramer et al., 2000]
Kramer G.H., Crowley P., Burns L.C.
Investigating the impossible: Monte Carlo simulations
Radiation Protection Dosimetry, 89(3-4), 259-262

- [Kramer et Hauck, 2001]
Kramer G.H., Hauck B.M.
Comparison of two Jaeri phantoms and the problems discovered
Radiation Protection Dosimetry, 94(4), 359-364
- [Kramer et al., 2001]
Kramer G.H., Hauck B.M., Allen S.A.
Chest wall thickness measurements and the dosimetric implications for male workers in the uranium industry
Health Physics, 80(1), 74-80
- [Kramer et Hauck, 2002]
Kramer G.H., Hauck B.M.
Comparison of the 1st, 2nd and 3rd generation Lawrence Livermore National Laboratory torso phantoms
Radiation Protection Dosimetry, 102(4), 323-332
- [Kramer et Guerriere, 2003]
Kramer G.H., Guerriere S.
Comparison of sliced lungs with whole lung sets for a torso phantom measured with Ge detectors using Monte Carlo simulations (MCNP)
Health Physics, 84(2), 222-226
- [Kramer R et al., 2003]
Kramer R, Vieira J.W., Khoury H.J., Lima F.R.A., Fuelle D.
All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry
Physics in Medicine and Biology, 48, 1239-1262
- [Kramer et al., 2004]
Kramer G.H., Hauck B.M., Marro L., Inn K.G.W., Unterweger M., Hodge P.
The use of radiography for investigating the distribution of radioactivity in lung counter calibration sources
Health Physics, 86(4), 359-364
- [Kramer R et al., 2004]
Kramer R, Khoury H.J., Vieira J.W., Loureiro E.C.M., Lima V.J.M., Lima F.R.A., Hoff G.
All about FAX: a Female Adult voXel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry
Physics in Medicine and Biology, 49, 5203-5216
- [Kramer et al., 2005]
Kramer G.H., Hauck B.M., Capello K.
Performance characteristics of a commercially available whole body counting phantom measured experimentally and using Monte Carlo simulations
Health Physics, 88(4), 350-356
- [Kruchten et Anderson, 1990]
Kruchten D.A., Anderson A.L.
Improved ultrasonic measurement technique applied to assay of Pu and other transuranics in lung
Health Physics, 59(1), 117-123

- [Lataillade *et al.*, 1995]
Lataillade G., Verry M., Rateau G., Métivier H., Masse R.
Translocation of plutonium from rat and monkey lung after inhalation of industrial plutonium oxide and mixed uranium and plutonium oxide
International Journal of Radiation Biology, 67(3), 373-380
- [Lemosquet *et al.*, 2002]
Lemosquet A., de Carlan L., Clairand I., Aubineau-Lanière I.
Fantômes numériques anthropomorphes appliqués à la dosimétrie des rayonnements ionisants : état de l'art
Rapport IRSN - SDOS /2002-004
- [Leggett *et al.*, 1993]
Leggett R.W., Eckerman K.F., Williams L.R.
An elementary method for implementing complex biokinetic models
Health Physics, 64(3), 260-71
- [Mallett *et al.*, 1995]
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 Physics, 68(6), 773-785
- [Massiot *et al.*, 1998]
Massiot P., Leprince B., Lizon C., Le Foll L., L'Huillier I., Rateau G., Fritsch P.
Physico-chemical characterisation of inhalable MOX particles according to the industrial process
Radiation Protection Dosimetry, 79(1-4), 43-47
- [Meditest, 1993]
MEDITEST
Technical data and instruction manual
- [Métivier, 1994]
Métivier H.
CEC-USDOE guidebook for the treatment of internal contamination of workers: an overview
Radiation Protection Dosimetry, 53(1-4), 291-295
- [Métivier, 1997]
Métivier H.
Toxiques nucléaires (sous la direction de P. Galle)
2^{ème} édition, Editions Masson, Paris
- [Morel *et al.*, 1986]
Morel J., Lepy M.C., Chauvenet B.
Etude des possibilités de mesure des transactinides par spectrométrie de photons de faible énergie
Radioprotection, 21(2), 135-142
- [Morel *et al.*, 1994]
Morel J., Etcheverry M., Vallée M.
Emission probabilities of LX, KX- and γ -rays in the 10–130 keV range following the decay of ^{239}Pu
Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 339, 232-240

- [Moraleda *et al.*, 2004]
Moraleda M., Gomez-Ros J.M., Lopez M.A., Navarro T., Navarro J.F.
A MCNP-based calibration method and a voxel phantom for in vivo monitoring of ^{241}Am in skull
Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 526, 551-559
- [Morucci, 1966]
Morucci J.P.
Nouveau compteur proportionnel destiné à la détection in vivo des traces de plutonium dans les poumons
Rapport CEA-R-3027 (1966)
- [Nelson *et al.*, 1985]
Nelson W.R., Hirayama H., Rogers D.W.O.
The EGS4 Code System
Disponible sur : <http://www.slac.stanford.edu/pubs/slacreports/slac-r-265.html>
- [Newton et White, 1978]
Newton D., White D.R.
Attenuation of 13-20 keV photons in tissue substitutes and their validity for calibration purposes in the assessment of plutonium in lungs
Health Physics, 35, 699-703
- [Newton *et al.*, 1984]
Newton D., Wells A.C., Mizushita S., Toohy R.E., Sha J.Y., Jones R., Jefferies S.J., Palmer H.E., Rieksts G.A., Anderson A.L., Campbell G.W.
The Livermore phantom as a calibration standard in the assessment of plutonium in lungs
IN Proc. Assessment of Radioactive Contamination in Man, Paris, 19-23 november 1984, organized by IAEA in co-operation with WHO
- [Nolibe *et al.*, 1989]
Nolibe D., Métivier H., Masse R., Chrétien J.
Benefits and risks of bronchopulmonary lavage: a review
Radiation Protection Dosimetry, 26(1-4), 337-343
- [Palmer et Rieksts, 1984]
Palmer H.E., Rieksts G.A.
The use of planar high-purity Ge detectors for in vivo measurement of low-energy photon emitters
Health Physics, 47(4), 569-578
- [Palmer *et al.*, 1989]
Palmer H.E., Rieksts G.A., Jefferies S.J., Gunston K.J.
Improved counting efficiencies for measuring ^{239}Pu in the lung in the sitting position
Health Physics, 57(5), 747-752
- [Petoussi-Hens *et al.*, 2002]
Petoussi-Hens N., Zankl M., Fill U., Regulla D.
The GSF family of voxel phantoms
Physics in Medicine and Biology, 47, 89-106
- [Piechowski et Menoux, 1985]
Piechowski J., Menoux B.
Protocole de surveillance individuelle pour les contaminations par inhalation de radionucléides en milieu professionnel
Rapport CEA-R-5305

- [Piechowski, 1995]
Piechowski J.
Le plutonium et l'homme : métabolisme, surveillance et gestion médicale des incidents
Revue Générale Nucléaire, Vol 1
- [Piechowski et Chaptinel, 2004]
Piechowski J., Chaptinel Y.
Evaluation de la dose locale pour une blessure contaminée
Radioprotection, 39(3), 355-366
- [Pierrat, 2002]
Pierrat N.
Développement de fantômes numériques voxélisés associés au code Monte Carlo MCNP : application à la mesure directe des actinides dans les poumons
Rapport de stage DEA, Université Paul Sabatier, Toulouse
- [Pierrat et al., 2005a]
Pierrat N., de Carlan L., Cavadore D., Franck D.
Application of Monte Carlo calculation for the virtual calibration of a low-energy in vivo counting system
IEEE Transactions on Nuclear Science - Nuclear Medicine Imaging Science, 52(5)
- [Pierrat et al., 2005b]
Pierrat N., de Carlan L., Franck D.
Utilisation des fantômes numériques voxélisés pour l'amélioration des étalonnages en anthroporadiométrie pulmonaire
Radioprotection, 40(3), 307-326
- [Pierrat et al., 2005c]
Pierrat N., Prulhière G., de Carlan L., Franck D.
Determination of new European biometric equations for the calibration of in vivo lung counting systems using the Livermore phantom
Radiation Protection Dosimetry, soumis
- [Pihet et al., 1995]
Pihet P., Burger P., Franck D., Bérard P., Le Noir de Carlan L., Paul D., Razafindralambo N.
Perspectives of silicon detectors for X and low energy gamma ray spectroscopy in whole body counting
Radiation Protection Dosimetry, 61(1-3), 149-152
- [Prot, 1994]
Prot N.
Anatomie systématique et topographique de la cavité thoracique du macaque cynomolgus
Thèse de l'Université Claude Bernard (Ecole Vétérinaire), Lyon
- [Prulhière, 2004]
Prulhière G.
Mise en place d'une nouvelle équation bioparamétrique et d'une bibliothèque de fantômes numériques voxélisés pour l'amélioration des méthodes d'étalonnage d'un système de mesure anthroporadiométrique pulmonaire
Rapport de stage de maîtrise, Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand

- [Razafindralambo *et al.*, 1994]
Razafindralambo N., Franck D., Morel J., Pihet P.
Applicabilité de l'analyse spectrale globale pour l'anthroporadiométrie pulmonaire de ²³⁹Pu
Proc. Journées de spectrométrie gamma et X 93 (St Rémy les Chevreuses, France, 1993).
DTA/DAMRI ed., Rapport CEA-N-2756, 283-288
- [Razafindralambo, 1995]
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, Toulouse
- [RSICC, 1997]
RSICC Computer Code Collection
MRIPP 1.0: Magnetic Resonance Image Phantom Code System to calibrate in vivo measurement systems
NEA Data Bank, reference MRIPP: CCC-0655/01
- [Salvat *et al.*, 2003]
Salvat F., Fernández-Varea J.M., Sempau J
PENELOPE – A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport
In Workshop Proceedings, Issy-les-Moulineaux, France, 7-10 July 2003
Nuclear Energy Agency, Organisation for Economic Co-operation and Development
Disponible sur : <http://www.nea.fr/html/dbprog/penelope-2003.pdf>
- [Shirotni, 1988]
Shirotni T.
Realistic torso phantom for calibration of in-vivo transuranic-nuclide counting facilities
Journal of Nuclear Science and Technology, **25(11)**, 875-883
- [Snyder *et al.*, 1969]
Snyder W.S., Ford M.R., Warner G.G., Fisher H.L.
Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom
Journal of Nuclear Medicine, 10(3), 5-52
Medical Internal Radiation Dose Committee pamphlet n°5
- [Snyder *et al.*, 1978]
Snyder W.S., Ford M.R., Warner G.G.
Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom
Medical Internal Radiation Dose Committee pamphlet n°5, Revised
- [Spitz *et al.*, 1994]
Spitz H., Glover S., Liu N., Smith B., Hickman D., Kruchten D., Anderson L.
Measurement of the attenuation coefficient for Livermore thoracic phantom lungs fabricated using contemporary materials
Health Physics, 67(1), 39-46.
- [Sumerling et Quant, 1982]
Sumerling T.J., Quant S.P.
Measurements of the human anterior Chest Wall by ultrasound and estimates of Chest Wall Thickness for use in determination of transuranic nuclides in the lung
Radiation Protection Dosimetry, 3(4), 203-210

- [Tanaka *et al.*, 1979]
Tanaka G., Kawamura H., Nakahara Y.
Reference Japanese Man I – Mass of organs and other characteristics of normal Japanese
Health Physics, 36(3), 333-346
- [Thurlbeck, 1967]
Thurlbeck, W.M.
The internal surface area of nonemphysematous lungs
American Review on Respiratory Diseases, 95, 765-773
- [Toohey *et al.*, 1991]
Toohey R., Palmer E., Anderson L., Berger C., Cohen N., Eisele G., Wachhoz B., Burr W. (Whole-body Counting Working Group)
Current status of whole-body counting as a means to detect and quantify previous exposures to radioactive materials
Health Physics, 60(1), 7-42
- [Ulanovsky *et al.*, 1997]
Ulanovsky A.V., Minenko V.F., Korneev S.V.
Influence of measurement geometry on the estimate of ¹³¹I activity in the thyroid: Monte Carlo simulation of a detector and a phantom
Health Physics, 72(1), 34-41 (1997)
- [Vickers, 1996]
Vickers L.R.
The gender-specific chest wall thickness prediction equations for routine measurements of ²³⁹Pu and ²⁴¹Am within the lungs using HPGe detectors
Health Physics, 70(3), 346-357
- [Webb et Kramer, 2001]
Webb J.L., Kramer G.H.
An evaluation of germanium detectors employed for the measurement of radionuclides deposited in lungs using an experimental and Monte Carlo approach
Health Physics, 81(6), 711-719
- [White *et al.*, 1987]
White D.R., Woodard H.Q., Hammond S.M.
Average soft-tissue and bone models for use in radiation dosimetry
British Journal of Radiology, 60, 907-913
- [Woodard et White, 1986]
Woodard H.Q., White D.R.
The composition of body tissues
The British Journal of Radiology, 59, 1209-1219
- [Xu *et al.*, 2000]
Xu X.G., Chao T. C., Bozkurt A.
VIP-MAN: an image-based whole- body adult male model constructed from color photographs of the visible human project for multi-particle Monte Carlo calculations
Health Physics, 78(5), 476-486

[Zankl *et al.*, 1988]

Zankl M., Veit R., Williams G., Schneider K., Fendel H., Petoussi N., Drexler G.

The construction of computer tomographic phantoms and their application in radiology and radiation protection

Radiation Environment Biophysics, 27, 153-164

[Zubal *et al.*, 1994]

Zubal I.G., Harrell C.R., Smith E.O., Rattner Z., Gindi G., Hoffer P.B.

Computerized three-dimensional segmented human anatomy

Medical Physics, 21, 299-302

ANNEXE 1 : GRANDEURS UTILISEES EN DOSIMETRIE INTERNE

1 Dose absorbée

Les rayonnements émis par les substances radioactives interagissent avec la matière en y cédant de l'énergie. La **dose absorbée** est alors définie comme la quantité d'énergie cédée par le rayonnement par unité de masse de matière ; elle est exprimée en Gray (Gy, soit 1 J.kg^{-1}).

$$D(\text{Gy}) = \frac{E}{m}$$

où E est l'énergie déposée par le rayonnement et m, la masse de matière irradiée.

Cependant, cette quantité ne tient pas compte de la différence qualitative des effets sur les tissus biologiques en fonction du type de rayonnement. C'est pourquoi les notions de dose équivalente et de dose efficace ont été introduites.

2 Dose équivalente

Pour une même dose absorbée, la densité d'ionisations sera plus grande pour une particule α que pour un photon. Les dommages causés par cette forte densité seront plus importants. C'est pourquoi la **dose équivalente** a été définie et est souvent utilisée pour quantifier la dose reçue par un organe.

La dose équivalente H_T à l'organe ou au tissu T correspond à la dose moyenne absorbée dans cet organe $D_{R,T}$, pondérée par un facteur W_R relatif à la nature du rayonnement R considéré et est exprimée en Sievert (Sv) :

$$H_T (\text{Sv}) = \sum_R W_R \cdot D_{R,T}$$

Les facteurs de pondération W_R sont définis pour chaque type de rayonnement par la CIPR [ICRP-60, 1991] (cf tableau A1-1) et sont actuellement en cours de révision.

Tableau A1-1 : Facteurs de pondération de rayonnement W_R .

Valeurs extraites de [ICRP-60, 1991] et du projet de nouvelles recommandations de la CIPR disponible sur http://www.icrp.org/docs/Physics_ICRP_Found_Doc_for_web_consult.pdf.

| Rayonnement | W_R actuel | W_R (projet) |
|--|--------------|------------------------------------|
| Photons de toutes énergies | 1 | 1 |
| Electrons et muons de toutes énergies | 1 | 1 |
| Neutrons d'énergie < 10 keV | 5 | Courbe fonction de l'énergie |
| 10 -100 keV | 10 | |
| 100 keV- 2 MeV | 20 | |
| 2 MeV- 20 MeV | 10 | |
| > 20 MeV | 5 | |
| Alpha, fragments de fission, noyaux lourds | 20 | 20 |
| Protons | 5 | 2 |

3 Dose efficace

Pour tenir compte de la sensibilité variable des tissus et organes aux rayonnements, le **dose efficace** introduit un facteur W_T dépendant de la sensibilité aux effets stochastiques induits par l'irradiation du tissu.

La dose efficace E , exprimée en Sv, est définie comme suit :

$$E(Sv) = \sum_T W_T \cdot H_T$$

$$E(Sv) = \sum_{T,R} W_T \cdot W_R \cdot D_{T,R}$$

Les facteurs de pondération tissulaire W_T sont normalisés à 1 et définis dans la publication 60 de la CIPR [ICRP-60, 1991] (cf tableau A1-2) mais sont également en cours de révision.

Tableau A1-2 : Facteurs de pondération tissulaire W_T .

Valeurs extraites de [ICRP-60, 1991] et du projet de nouvelles recommandations de la CIPR disponible sur http://www.icrp.org/docs/Physics_ICRP_Found_Doc_for_web_consult.pdf.

| Tissu | W_T actuel | W_T (projet) | Tissu | W_T actuel | W_T (projet) |
|--------------------|--------------|----------------|------------------|--------------|--------------------------|
| Cerveau | | 0,01 | Peau | 0,01 | 0,01 |
| Colon | 0,12 | 0,12 | Poumon | 0,12 | 0,12 |
| Estomac | 0,12 | 0,12 | Sein | 0,05 | 0,08 |
| Foie | 0,05 | 0,05 | Surface osseuse | 0,01 | 0,01 |
| Glandes salivaires | | 0,01 | Thyroïde | 0,05 | 0,05 |
| Gonades | 0,20 | 0,08 | Vessie | 0,05 | 0,05 |
| Moelle osseuse | 0,12 | 0,12 | 10 autres tissus | 0,05 | 0,12 (pour 15 tissus) |
| Oesophage | 0,05 | 0,05 | | | |

4 Dose engagée

Contrairement à une exposition externe qui s'arrête lorsque le sujet est éloigné de la source, l'irradiation interne continue jusqu'à élimination ou décroissance complète des radioéléments. La durée du séjour de la contamination dans l'organisme peut varier de quelques heures à plusieurs dizaines d'années.

Pour prendre en compte l'ensemble du temps de résidence des radionucléides dans le corps, le concept de **dose engagée** a été introduit, dont le calcul nécessite l'utilisation des modèles biocinétiques.

La dose équivalente engagée à l'organe ou la dose efficace engagée sont calculées dès lors qu'il y a contamination interne avérée. Si l'individu exposé est un travailleur adulte, l'estimation de la dose efficace engagée est réalisée sur une période de 50 ans qui suit l'incorporation, quel que soit son âge. Cette dose efficace est en général sommée pour les expositions de l'année, lors du suivi dosimétrique des travailleurs.

$$E(Sv) = \int_0^{50 \text{ ans}} E(t).dt$$

La limite réglementaire de dose, due aux expositions interne et externe, est fixée à 20 mSv par an pour les travailleurs [JO, 2003].

ANNEXE 2 : FANTÔMES PHYSIQUES POUR L'ÉTALONNAGE D'UN SYSTÈME DE MESURE BASSE ENERGIE

Pour l'étalonnage des systèmes de mesure basse énergie, il est important d'utiliser des fantômes physiques élaborés, puisque, à 17 keV, une différence de 1 mm dans l'épaisseur de tissus thoraciques conduit à une différence d'environ 10% dans la transmission [Fry et Sumerling, 1980].

Ainsi, un certain nombre de fantômes anthropomorphiques sophistiqués ont été développés pour améliorer l'étalonnage d'un système de comptage pulmonaire. Ces fantômes sont conçus pour représenter le thorax le mieux possible, en particulier les poumons, les côtes et les tissus mous de la paroi thoracique. De plus, ces fantômes ont été élaborés de façon à tenir compte le mieux possible des variations anatomiques entre différentes personnes mesurées.

Les quelques fantômes présentés ici sont les plus couramment utilisés pour l'étalonnage basse énergie, à savoir les fantômes Livermore, JAERI et Rando (utilisé par le passé). Un état de l'art sur la fabrication des poumons d'étalonnage est également présenté.

1 Fantôme thoracique Livermore

Elaboré par le Lawrence Livermore Laboratory (Etats-Unis), le fantôme de Livermore (cf figure A2-1) a été spécialement conçu pour l'étalonnage des détecteurs utilisés lors de mesures *in vivo* de radionucléides transuraniens [ICRU-48, 1992].



Figure A2-1 : Fantôme LIVERMORE avec et sans plaque thoracique

a) Extrait de <http://www.rsdphantoms.com/health.htm>

b) Extrait de <http://www.pnl.gov/phantom/torso.htm>

Référencé par l'American National Standards Institute [ANSI, 1989] et déclaré par consensus fantôme standard pour la calibration de l'efficacité en routine pour les systèmes de comptage pulmonaire [Kramer et Inn, 1991], ce fantôme représente un torse d'homme nord-américain (taille : 177 cm ; poids : 76 kg), sans tête ni bras, se terminant juste au-dessus du pelvis. Sa conception a été basée sur un cadavre représentatif d'une population de 500 employés du Lawrence Livermore National Laboratories et du Los Alamos National Laboratories [Griffith *et al.*, 1978].

Les principales structures internes (poumons, médiastin, foie et tissus environnants) sont contenues dans une "coque" de matériau équivalent muscle (élaboré à base de polyuréthane), incluant un sternum, les côtes et des vertèbres simulées afin de représenter la cage thoracique. Les principaux organes (poumons, foie, cœur et ganglions lymphatiques) sont amovibles.

Les poumons simulés, uniformément contaminés du radionucléide d'intérêt, sont fournis avec le fantôme.

L'épaisseur thoracique antérieure du fantôme de base (ou "coque") est soit de 16 mm (configuration la plus courante), soit de 19 mm (comme c'est le cas pour le fantôme du LEDI). Il est possible d'ajouter quatre plaques extrathoraciques sur le fantôme de base (il existe trois jeux de plaques possédant différentes compositions tissulaires équivalentes : 100% muscle, 87% graisse – 13% muscle, 50% graisse – 50% muscle) afin de simuler une gamme d'épaisseurs de parois thoraciques allant de 1,9 à 4,3 cm (plaques extrathoraciques de 6, 11, 16 et 24 mm) [Griffith *et al.*, 1978 ; Newton *et al.*, 1984]. L'étalonnage du système sera alors réalisé avec la plaque qui correspondra le mieux à la paroi thoracique de l'individu à mesurer.

Il existe aussi une version du Livermore sans os (cf figure A2-2). Ce fantôme est utilisé pour étudier les effets de la cage thoracique lors de l'étalonnage pour des photons basse énergie et pour estimer la sensibilité de positionnement du détecteur pour chaque placement des différents détecteurs du système de comptage.



Figure A2-2 : Fantôme LIVERMORE version sans os

Extrait de <http://www.llnl.gov/wbc/bltorso.html>

2 Fantôme thoracique JAERI

Le fantôme JAERI est un fantôme anthropomorphe élaboré par le Japan Atomic Energy Research Institute (cf figure A2-3), conçu pour l'étalonnage des détecteurs utilisés lors de mesures *in vivo* de radionucléides transuraniens [ICRU-48, 1992] sur des individus de type asiatique.

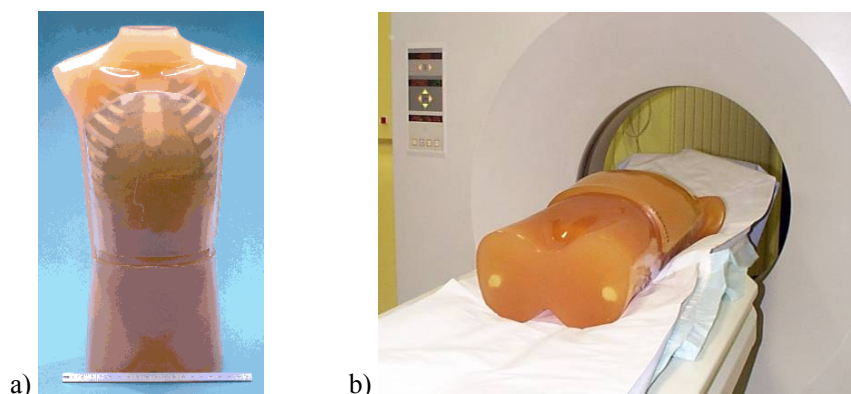


Figure A2-3 : Fantôme JAERI

a) Image extraite du site web <http://www.sckcen.be/conf/invivo99/slides/griffith/sld019.htm>

b) Photographie prise lors du scanner du fantôme au Centre René Huguenin (Saint-Cloud, 92)

Il représente le torse et le pelvis d'un homme japonais, sans tête ni bras, qui se termine juste au-dessus de la région fémorale. La taille de son corps a été déterminée à partir du moulage d'un homme représentatif de la moyenne des hommes adultes japonais (taille : 168 cm ; poids : 63,5 kg) ; les tailles des organes et de la cage thoracique ont été déterminées à partir des données de l'homme de référence japonais [Tanaka *et al.*, 1979]. L'épaisseur de la paroi thoracique (2,3 cm) a été déterminée à partir de mesures effectuées par ultrasons de 70 sujets masculins [Shirotani, 1988].

Tout comme le fantôme de Livermore, il est possible de rajouter une plaque extrathoracique sur le fantôme de base pour simuler une épaisseur de paroi thoracique de 3,6 cm.

La plaque thoracique est confectionnée avec un mélange équivalent muscle et graisse, et contient des os synthétiques et des cartilages. Le fantôme contient une cage thoracique complète, une colonne vertébrale et des omoplates dans la partie postérieure. Les parties creuses du fantôme contiennent les poumons, le cœur, le foie, les reins (tous amovibles) et d'autres organes. Tous les organes internes sont composés de matériau équivalent muscle, sauf les poumons composés de matériau équivalent poumon.

Les poumons simulés sont fournis avec le fantôme et contiennent une distribution uniforme du radionucléide d'intérêt. Ils sont de forme plus fine et plus allongée (28 cm de long pour 15 cm de large) que les poumons du Livermore (22 cm de long pour 22 cm de large).

3 Fantôme Rando

Le fantôme Rando est un fantôme anthropomorphe produit par Alderson Research Laboratories (Etats-Unis), qui a été conçu à la base pour effectuer des mesures de dose absorbée en radiothérapie [ICRU-48, 1992].

Il représente un corps entier d'homme adulte (tête, torse, pelvis, membres) et est composé d'un empilement de plaques de 2,5 cm d'épaisseur, solidarisées entre elles par des tiges en plastique disposées de manière à éviter les principaux organes [Beau et Le Grand, 1970]. Sur chaque plaque, des petits trous sont percés dans le matériau équivalent aux tissus mous, afin de permettre l'utilisation de toute une gamme de dosimètres, notamment des dosimètres thermoluminescents.

Différentes versions de ce fantôme sont distribuées, notamment une sans bras allant de la tête à mi-cuisse (cf figure A2-4).



Figure A2-4 : Fantôme Rando

Les organes sont inclus dans l'épaisseur des plaques, disposés sur un certain nombre d'entre elles. Le fantôme contient, entre autres, les poumons, le cœur, le foie, les reins...

Les poumons sont moulés de façon à être ajustés aux contours de la cage thoracique naturelle humaine et à simuler un état respiratoire moyen.

4 Procédé de fabrication des poumons physiques d'étalonnage

Le procédé de fabrication des poumons physiques est assez complexe et relativement artisanal. Le matériau utilisé est un polyuréthane à 2 composés (A et B) ; le composant B ne possède pas de groupe isocyanate, contrairement à A [Griffith *et al.*, 1978 ; ICRU-44, 1989 ; Spitz *et al.*, 1994 ; AIEA, 2003].

Afin d'assurer une transmission correcte des photons X, une certaine quantité de carbonate de calcium sec (le CaCO_3 a été asséché pendant plusieurs heures à 1100°C jusqu'à ce qu'aucune perte de poids ne soit détectée) est ajoutée au composé B du polyuréthane. Le concentré est alors mélangé à la main pendant 2 minutes et stocké dans un dessiccateur. Une autre quantité du composant B du polyuréthane est ajoutée à ce concentré, ainsi que notamment de l'eau distillée et la solution radioactive. Ce mélange est alors agité pendant deux minutes. Une quantité du composant A du polyuréthane est alors ajoutée au mélange puis l'ensemble est agité vigoureusement pendant 10 secondes.

L'eau présente dans le mélange initial va induire une réaction avec le groupe isocyanate du composant A, provoquant un dégagement de dioxyde de carbone et ainsi la formation de la mousse. Cette réaction est très rapide après que les mixtures soient mélangées, ne laissant que 10 secondes pour remplir et fermer le moule (préalablement nettoyé avec un mélange acétone-toluène et préchauffé à $35-38^\circ\text{C}$). Pendant ce temps, la masse des matériaux restant dans le récipient ayant servi au mélange est mesurée.

Au bout d'une heure, le moule est ouvert et les matériaux restant dans le récipient ayant servi au mélange sont re-pesés pour déterminer la perte de poids de CO_2 due à la formation de mousse. Le poumon est extrait du moule, taillé, nettoyé puis pesé pour confirmer la densité de la mousse, prévue à $0,26 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$.

L'analyse de la qualité de l'organe simulé est réalisée en observant les caractéristiques physiques du poumon et en calculant sa densité et composition (calculées sous Excel). L'activité corrigée spécifiée dans le certificat représente l'activité finale contenue dans le poumon physique en prenant en compte la perte de masse due à la formation de mousse et au dégagement de CO_2 .

ANNEXE 3 : COMPOSITION ELEMENTAIRE DES TISSUS

L'interaction des rayonnements avec la matière dépend de la composition élémentaire des tissus. En effet, la concentration dans un tissu d'éléments de numéro atomique élevé ($Z \geq 8$) va fortement influencer l'absorption photoélectrique alors que la teneur en hydrogène affectera plus la diffusion Compton.

Trouver la composition exacte des tissus ainsi que leurs densités associées a tout d'abord été un besoin pour les dosimétristes. Ces informations sont également essentielles pour l'élaboration de matériaux équivalent-tissus composant les fantômes anthropomorphes. Dans les deux cas, des incertitudes sur les compositions élémentaires et les densités des tissus conduisent à une augmentation de l'erreur sur le calcul ou la mesure de doses.

La composition élémentaire d'un tissu dépend des quantités relatives et des compositions de différentes substances (eau, lipides, protéines, sels minéraux...) qui constituent le tissu. Le principal problème est la variabilité de ces compositions, que ce soit en fonction de l'âge (cf tableau A3-1), du sexe, de l'état de santé ou bien encore tout simplement en fonction des individus [Woodard et White, 1986].

Tableau A3-1 : Compositions élémentaires (exprimées en pourcentage massique) et densités de l'os cortical (sans la moelle osseuse) chez l'adulte et l'enfant [Woodard et White, 1986].

| | H | C | N | O | Na | Mg | P | S | Ca | Densité (g.cm⁻³) |
|--------------------------------------|----------|----------|----------|----------|-----------|-----------|----------|----------|-----------|--|
| 24 adultes (20-74 ans) | 3,4 | 15,5 | 4,2 | 43,5 | 0,1 | 0,2 | 10,3 | 0,3 | 22,5 | 1,92 |
| 10 enfants (6-13 ans) | 3,9 | 15,8 | 4,4 | 45,0 | | 0,2 | 9,8 | | 20,9 | 1,83 |
| 4 enfants (2-5 ans) | 4,0 | 15,7 | 4,5 | 45,4 | | 0,2 | 10,1 | | 20,1 | 1,80 |
| Prélèvement périnatal (singe rhésus) | 6,7 | 15,2 | 4,9 | 56,7 | | 0,1 | 5,0 | | 11,4 | 1,40 |

Si les compositions tissulaires varient peu avec l'âge, il en va de façon différente pour la densité.

Par ailleurs, il existe d'importantes variations entre individus dans la composition de certains tissus, tels que le tissu adipeux, le cœur, les reins, le foie, le muscle et la peau. Une comparaison entre différentes compositions parues dans la littérature a pu mettre en évidence les compositions élémentaires de ces tissus [Woodard et White, 1986], reprises dans la publication de référence sur la composition des tissus qu'est le rapport 44 de l'ICRU [ICRU-44, 1989]. Quelques exemples de tissus et organes sont présentés dans le tableau A3-2, données extraites de l'ICRU-44 et reprises dans la dernière publication de la CIPR sur l'homme de référence [ICRP-89, 2002].

Tableau A3-2 : Compositions élémentaires (exprimées en pourcentage massique) et densités de certains tissus pour des adultes [ICRU-44, 1989 ; ICRP-89, 2002].

| | H | C | N | O | Na | P | S | Cl | K | Ca | Densité (g.cm ⁻³) |
|----------------------|------|------|-----|------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|----------------------------------|
| Cerveau | 10,7 | 14,5 | 2,2 | 71,2 | 0,2 | 0,4 | 0,2 | 0,3 | 0,3 | | 1,04 |
| Intestin | 10,6 | 11,5 | 2,2 | 75,1 | 0,1 | 0,1 | 0,1 | 0,2 | 0,1 | | 1,03 |
| Muscle | 10,2 | 14,3 | 3,4 | 71,0 | 0,1 | 0,2 | 0,3 | 0,1 | 0,4 | | 1,05 |
| Pancréas | 10,6 | 16,9 | 2,2 | 69,4 | 0,2 | 0,2 | 0,1 | 0,2 | 0,2 | | 1,04 |
| Peau | 10,0 | 20,4 | 4,2 | 64,5 | 0,2 | 0,1 | 0,2 | 0,3 | 0,1 | | 1,09 |
| Poumon | 10,3 | 10,5 | 3,1 | 74,9 | 0,2 | 0,2 | 0,3 | 0,3 | 0,2 | | 0,26 |
| Rate | 10,3 | 11,3 | 3,2 | 74,1 | 0,1 | 0,3 | 0,2 | 0,2 | 0,3 | | 1,06 |
| Rein | 10,3 | 13,2 | 3,0 | 72,4 | 0,2 | 0,2 | 0,2 | 0,2 | 0,2 | 0,1 | 1,05 |
| Tissu adipeux | 11,4 | 59,8 | 0,7 | 27,8 | 0,1 | | 0,1 | 0,1 | | | 0,95 |

Le matériau poumons défini dans l'ICRU-44 et l'ICRP-89 correspond en fait à des poumons remplis du sang circulant de façon normale (le sang circulant dans les vaisseaux constituant près de la moitié de la masse du poumon), le parenchyme pulmonaire possédant une composition différente [Woodard et White, 1986].

Toutefois, en comparant les compositions élémentaires définies par l'ICRU [ICRU-44, 1989] et l'ICRP [ICRP-89, 2002], on note quelques différences en fonction des tissus, notamment au niveau du foie (cf tableau A3-3).

Tableau A3-3 : Compositions élémentaires (exprimées en pourcentage massique) du foie en fonction des références bibliographiques [ICRU-44, 1989 ; ICRP-89, 2002].

| | H | C | N | O | Na | P | S | Cl | K |
|----------------|----------|----------|----------|----------|-----------|----------|----------|-----------|----------|
| ICRU-44 | 10,2 | 13,9 | 3,0 | 71,6 | 0,2 | 0,3 | 0,3 | 0,2 | 0,3 |
| ICRP-89 | 10,3 | 18,6 | 2,8 | 67,1 | 0,2 | 0,2 | 0,3 | 0,2 | 0,3 |

➤ **Tissus mous**

Les tissus mous sont définis comme les tissus humains qui restent chez un sujet humain (homme ou femme) après avoir enlevé les tissus osseux, les dents, les cheveux et les ongles [White *et al.*, 1987]. Cette définition comprend donc tous les fluides corporels et les tissus radiologiquement similaires à l'eau et à la graisse dans le corps, dont la moelle osseuse.

Afin de permettre des applications plus précises en dosimétrie, les tissus mous ont été classés, selon leur contenu en eau, dans 7 groupes. Pour chaque groupe, une composition moyenne a été calculée à partir de la composition élémentaire de chaque tissu et de sa proportion ; le « tissu mou moyen » est ainsi équivalent à un matériau représentant un mélange uniforme du groupe de tissus.

Les tissus mous définis dans l'ICRU [ICRU-44, 1989] correspondent au groupe 5, qui regroupe les tissus dont la proportion en masse d'eau varie entre 60 et 80%, soit 24 tissus pour les hommes et 25 pour les femmes. La composition et la densité de cette définition de tissus mous correspondent en fait aux caractéristiques du muscle, ce qui n'est pas très cohérent.

Tableau A3-4 : Poids des tissus mous chez un homme et une femme [ICRP-23, 1975 ; White *et al.*, 1987].

| | Homme | Femme |
|----------------------------|--------|-------|
| Poids total (kg) | 70 | 58 |
| Masse des tissus mous (kg) | 62,658 | 52,59 |
| <i>dont muscle</i> | 28 | 17 |
| <i>dont graisse</i> | 12,5 | 17 |
| Masse de l'os sec (kg) | 6,26 | 5,03 |

➤ **Os**

Il existe une confusion en ce qui concerne le terme « os », qui désigne soit l'organe dans sa globalité, soit le tissu osseux. En effet, le squelette est constitué de plusieurs types de tissus, très différents en termes de composition et de densité (cf tableau A3-5) : l'os compact ou cortical, l'os spongieux ou trabéculaire, la moelle osseuse et le cartilage.

Tableau A3-5 : Compositions élémentaires (exprimées en pourcentage massique) et densités des tissus composant le squelette [ICRU-44, 1989 ; ICRP-89, 2002].

| | H | C | N | O | Na | Mg | P | S | Ca | Autres | Densité (g.cm ⁻³) |
|------------------------|------|------|-----|------|-----|-----|-----|-----|------|--------|-------------------------------|
| Os cortical | 3,5 | 16 | 4,2 | 44,5 | 0,3 | 0,2 | 9,5 | 0,3 | 21,5 | | 1,92 |
| Moelle rouge | 10,5 | 41,4 | 3,4 | 43,9 | 0,1 | 0,2 | 0,2 | 0,2 | | 0,1 | 1,03 |
| Moelle jaune | 11,5 | 64,4 | 0,7 | 23,1 | 0,1 | | 0,1 | 0,1 | | | 0,98 |
| Os trabéculaire | 8,5 | 40,4 | 2,8 | 36,7 | 0,1 | 0,1 | 3,4 | 0,2 | 7,4 | 0,3 | 1,18 |
| Cartilage | 9,6 | 9,9 | 2,2 | 74,4 | 0,5 | | 2,2 | 0,9 | 0,3 | | 1,10 |

L'os trabéculaire a une allure de nid d'abeille ou d'éponge et se retrouve principalement dans les vertèbres, à l'extrémité proximale du fémur, l'os iliaque, le crâne, les côtes et l'extrémité des os longs. L'os cortical, qui se situe principalement dans les os longs des bras et des jambes, compose environ 80% du squelette adulte. Toutefois selon les références, sa composition varie, notamment entre l'ICRP-70 et -89 [ICRP-70, 1995 ; ICRP-89, 2002] (cf tableau A3-6), alors que les données de l'ICRP-89 sont fondées sur l'ICRP-70.

Tableau A3-6 : Compositions élémentaires (exprimées en pourcentage massique) de l'os cortical pour un adulte en fonction des références bibliographiques [ICRU-44, 1989 ; ICRP-70, 1995 ; ICRP-89, 2002].

| | H | C | N | O | Na | Mg | P | S | Ca |
|--------------------------|-----|------|-----|------|-----|-----|------|-----|------|
| ICRU-44 / ICRP-70 | 3,4 | 15,5 | 4,2 | 43,5 | 0,1 | 0,2 | 10,3 | 0,3 | 22,5 |
| ICRP-89 | 3,5 | 16 | 4,2 | 44,5 | 0,3 | 0,2 | 9,5 | 0,3 | 21,5 |

Quant à la proportion en tissu osseux / moelle (rouge+jaune), elle varie selon le sexe (63/37 pour les hommes, 61/39 pour les femmes), mais également selon la nature de l'os (crâne, sternum...) [White *et al.*, 1987]. Des variations de composition sont également constatées en fonction de la position des os, que ce soit au niveau des vertèbres ou des côtes.

Il est donc particulièrement compliqué de choisir les matériaux à utiliser lors des simulations, notamment en ce qui concerne l'« os ». Pour l'ensemble des simulations effectuées lors de cette thèse, l'os cortical a été choisi.

ANNEXE 4 : FORMALISME DE DETERMINATION DE L'ÉPAISSEUR DE PAROI THORACIQUE EQUIVALENTE

Considérons la géométrie simplifiée du système de mesure. Les photons émis à partir des poumons sont atténués de façon exponentielle par les tissus de la paroi thoracique avant d'atteindre le détecteur.

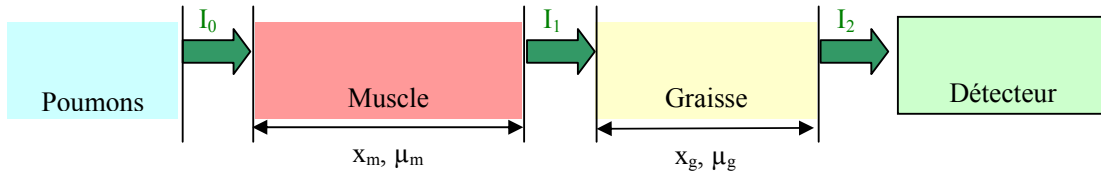


Figure A4-1 : Représentation schématique du parcours des photons dans la paroi thoracique.

- Considérons un flux de photons I_0 qui sort des poumons. Le flux de photons transmis I_1 après la traversée du muscle, d'épaisseur x_m et de coefficient d'atténuation linéique total μ_m , est calculé par :

$$I_1 = I_0 \cdot \exp(-\mu_m \cdot x_m)$$

De même, le flux photonique transmis I_2 après traversée de la graisse, d'épaisseur x_g et de coefficient d'atténuation linéique total μ_g , est calculé comme suit :

$$I_2 = I_1 \cdot \exp(-\mu_g \cdot x_g) \Leftrightarrow I_2 = I_0 \cdot \exp(-\mu_m \cdot x_m) \cdot \exp(-\mu_g \cdot x_g)$$

$$\Leftrightarrow I_2 = I_0 \cdot \exp(-\mu_m \cdot x_m - \mu_g \cdot x_g)$$

On souhaite corréler le flux transmis à travers la personne à mesurer et celui transmis à travers le fantôme physique lors de l'étalonnage du système de comptage. La paroi thoracique antérieure de ce fantôme physique est composée d'un matériau équivalent tissu, d'épaisseur x_{eq_tissu} et de coefficient linéaire d'absorption μ_{eq_tissu} . Le flux transmis après la traversée de cette paroi s'écrit :

$$I' = I_0 \cdot \exp(-\mu_{eq_tissu} \cdot x_{eq_tissu}) \quad \text{Equation 1}$$

On cherche à déterminer l'épaisseur du fantôme physique la plus appropriée pour l'étalonnage du système de comptage en vue de la mesure d'une personne. Idéalement cette épaisseur correspond à l'épaisseur pour laquelle le flux transmis à travers le fantôme est égal à celui à travers la personne, ce qui équivaut à $I_1 = I_2$, soit :

$$I_0 \cdot \exp(-\mu_{eq_tissu} \cdot x_{eq_tissu}) = I_0 \cdot \exp(-\mu_m \cdot x_m - \mu_g \cdot x_g)$$

$$\Leftrightarrow -\mu_{eq_tissu} \cdot x_{eq_tissu} = -(\mu_m \cdot x_m + \mu_g \cdot x_g)$$

$$\Leftrightarrow x_{eq_tissu} = \frac{\mu_m \cdot x_m + \mu_g \cdot x_g}{\mu_{eq_tissu}}$$

Ainsi x_{eq_tissu} est l'épaisseur de matériau équivalent tissu qui atténue les photons de la même façon que les épaisseurs de muscle x_m et de graisse x_g .

Les coefficients d'absorption totale utilisés sont ceux définis par l'ICRU [ICRU-44, 1989] (cf tableau A4-1).

Tableau A4-1 : Coefficients d'atténuation linéaire totale pour différents tissus (données extraites directement de l'ICRU ou calculées sur la base des données ICRU [ICRU-44, 1989]).

| Tissu | | Muscle | Graisse | 50% muscle – 50% graisse | 70% muscle – 30% graisse |
|--|--------|--------|---------|-----------------------------|-----------------------------|
| Coefficient d'atténuation linéaire total μ (cm ⁻¹) | 17 keV | 1,318 | 0,783 | 1,051 | 1,157 |
| | 60 keV | 0,187 | 0,215 | 0,201 | 0,195 |

- Ces équations sont valables pour une seule mesure i d'épaisseur de muscle et de graisse, à travers laquelle traverse le flux de photons I_i . Si, pour une même personne, n mesures sont réalisées, le flux moyen I_{2moy} de photons traversant ces n mesures s'écrit :

$$I_{2moy} = \frac{\sum I_i}{n} = I_0 \cdot \frac{\sum \exp(-\mu_m \cdot x_{mi} - \mu_g \cdot x_{gi})}{n}$$

Quand on identifie le flux moyen transmis à travers la personne à mesurer et celui transmis à travers le fantôme physique lors de l'étalonnage du système de comptage, on obtient :

$$\Rightarrow I_0 \cdot \exp(-\mu_{eq_tissu} \cdot x_{eq_tissu}) = I_0 \cdot \frac{\sum_{i=1}^n \exp(-\mu_m \cdot x_{mi} - \mu_g \cdot x_{gi})}{n}$$

L'épaisseur équivalente aux mesures de muscle et de graisse en matériau équivalent tissu sera alors :

$$x_{eq_tissu} = \frac{-1}{\mu_{eq_tissu}} \cdot \ln \left[\frac{\sum_{i=1}^n \exp(-\mu_m \cdot x_{mi} - \mu_g \cdot x_{gi})}{n} \right] \quad \text{Equation 2}$$

- Cette équation implique que la paroi thoracique considérée est une couche uniforme de matériau équivalent tissu (c'est ce qui est proposé dans le cas des équations de Vickers). Or la paroi thoracique du fantôme Livermore n'est généralement pas composée d'un même matériau : la plaque de base, d'épaisseur x_{ref} (généralement 1,6 cm ; 1,9 cm pour le fantôme du LEDI), est composée d'un matériau équivalent muscle, alors que les plaques extrathoraciques (d'épaisseur x_{plaque}) peuvent être composées d'un matériau équivalent en absorption à 50% graisse – 50% muscle, ou 87% graisse – 13% muscle, ou 100% muscle.

Afin de considérer toutes les compositions possibles, le coefficient d'atténuation linéaire sera noté μ_{plaque} et définira soit $\mu_{50/50}$, soit $\mu_{87/13}$, soit μ_m .

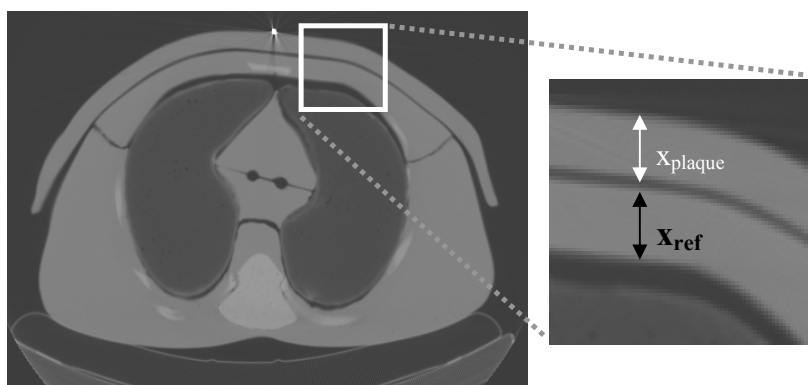


Figure A4-2 : Détail de la paroi thoracique du fantôme Livermore équipé de la plaque extrathoracique n°3, d'épaisseur x_{plaque} (image scanner).

Ainsi, le flux I' transmis à travers la paroi antérieure du fantôme de Livermore sera donc :

$$I' = I_0 \cdot \exp(-\mu_m \cdot x_{ref}) \cdot \exp(-\mu_{plaque} \cdot x_{plaque})$$

$$\Leftrightarrow I' = I_0 \cdot \exp(-\mu_m \cdot x_{ref} - \mu_{plaque} \cdot x_{plaque})$$

De même que précédemment, l'épaisseur équivalente x_{plaque} à ajouter à l'épaisseur x_{ref} est déterminée en identifiant I_{2moy} à I' :

$$I_{2moy} = I' \Leftrightarrow I_0 \times \frac{\sum_{i=1}^n \exp(-\mu_m \cdot x_{mi} - \mu_g \cdot x_{gi})}{n} = I_0 \cdot \exp(-\mu_m \cdot x_{ref} - \mu_{plaque} \cdot x_{plaque})$$

$$\Leftrightarrow \ln \left[\frac{\sum_{i=1}^n \exp(-\mu_m \cdot x_{mi} - \mu_g \cdot x_{gi})}{n} \right] = -\mu_m \cdot x_{ref} - \mu_{plaque} \cdot x_{plaque}$$

$$\Leftrightarrow x_{plaque} = \frac{-1}{\mu_{plaque}} \cdot \left(\mu_m \cdot x_{ref} + \ln \left[\frac{\sum_{i=1}^n \exp(-\mu_m \cdot x_{mi} - \mu_g \cdot x_{gi})}{n} \right] \right)$$

Equation 3

Cette équation permet de transformer directement les mesures d'épaisseur de muscle et de graisse en épaisseur de plaque extrathoracique du fantôme de Livermore, pour n'importe quelle épaisseur x_{ref} et toutes les compositions de plaques extrathoraciques.

Avec cette équation, les différences de composition et donc d'atténuation entre la plaque de base et les plaques extrathoraciques du fantôme Livermore sont bien prises en compte.

PUBLICATIONS REALISEES

AU COURS DE LA THESE

Articles

1. **Pierrat N.**, de Carlan L., Cavadore D. and Franck D. Application of Monte Carlo calculation for the virtual calibration of a low-energy in vivo counting system. *IEEE Transactions on Nuclear Science - Nuclear Medicine Imaging Science*, 52(5)
2. **Pierrat N.**, de Carlan L. et Franck D. Utilisation des fantômes numériques voxélisés pour l'amélioration des étalonnages en anthroporadiométrie pulmonaire. *Radioprotection*, 40(3), 307-326, 2005
3. **Pierrat N.**, Prulhière G., de Carlan L. and Franck D. Determination of new European biometric equations for the calibration of in vivo lung counting systems using the Livermore phantom. *Radiation Protection Dosimetry*, soumis
4. Franck D., de Carlan L., **Pierrat N.**, Challeton-de Vathaire C. et Blanchardon E. Expertise anthroporadiométrique et dosimétrique d'une blessure contaminée par un composé de type MOX. *Rapport DRPH/SDI/2005-001*, 2005
5. Aubineau-Lanièce I., de Carlan L., **Pierrat N.**, Franck D., Chiavassa S. and Franck D. Application of voxel phantoms for internal dosimetry at IRSN using a dedicated computational tool. *The Monte Carlo method, Chattanooga, Tennessee, April 17-21 2005, American Nuclear Society, LaGrange Park, IL*, 2005
6. Aubineau-Lanièce I., de Carlan L., Clairand I., Lemosquet A., Chiavassa S., **Pierrat N.**, Bardiès M. and Franck D. Current developments at IRSN on computational tools dedicated to dose assessment for both internal and external exposure. *Radiation Protection Dosimetry*, sous presse
7. Franck D., Borissov N., de Carlan L., **Pierrat N.**, Genicot J.L. and Etherington G. Application of Monte Carlo calculations to the evaluation of uncertainties in the assessment of lung activity. *Radiation Protection Dosimetry* 105, 403-408, 2003
8. Borissov N., Franck D., de Carlan L., **Pierrat N.** and Yatsenko V. Application of MCNP calculations to calibration of anthropomorphic phantoms used for assessment of actinides in lung. *Nuclear Mathematical and Computational Science, Gatlinburg, Tennessee, April 6-11 2003, American Nuclear Society, LaGrange Park, IL*, 2003
9. Franck D., **Pierrat N.**, de Carlan L. et Borissov N. Potentialités de la simulation Monte Carlo pour l'étalonnage de systèmes anthroporadiométriques destinés à la mesure pulmonaire. *Bulletin du BNM n°123, volume 2003-2*, 2003

Communications orales

1. **Pierrat N.**, Franck D., de Carlan L. et Borissov N. Potentialités de la simulation Monte Carlo pour l'étalonnage de systèmes anthroporadiométriques destinés à la mesure pulmonaire. *Journées de spectrométrie gamma et X, Saclay*, octobre 2002
2. **Pierrat N.**, Franck D., de Carlan L. et Borissov N. Potentialités des fantômes numériques voxélisés pour l'amélioration des étalonnages en anthroporadiométrie. *Journées codes de calcul de la Société Française de RadioProtection (SFRP), Sochaux*, octobre 2003
3. **Pierrat N.**, Prulhière G., de Carlan L. and Franck D. Determination of new European biometric equations for the calibration of in vivo lung counting systems using Livermore phantom. *European workshop on individual monitoring of ionising radiation (IM2005), Vienne, Autriche*, avril 2005
4. **Pierrat N.**, Prulhière G., de Carlan L. et Franck D. Détermination de nouvelles équations bioparamétriques pour l'étalonnage d'un système de mesure anthroporadiométrique pulmonaire utilisant le fantôme Livermore. *Congrès annuel de la Société Française de Radioprotection (SFRP), Nantes*, juin 2005
5. Aubineau-Lanièce I., de Carlan L., Clairand I., Lemosquet A., Chiavassa S., **Pierrat N.**, Bardiès M. and Franck D. Current developments at IRSN on computational tools dedicated to dose assessment for both internal and external exposure. *10th International Conference on Radiation Protection and Shielding (ICRS 10) and 13th Topical Meeting on Radiation Protection and Shielding (RPS 2004), Madère, Portugal*, mai 2004
6. Franck D., de Carlan L., Fischer H., **Pierrat N.**, Schlagbauer M. and Wahl W. Potential of modern technologies for improvement of in-vivo calibration. *European workshop on individual monitoring of ionising radiation (IM2005), Vienne, Autriche*, avril 2005
7. Aubineau-Lanièce I., de Carlan L., **Pierrat N.**, Franck D., Chiavassa S. and Franck D. Application of voxel phantoms for internal dosimetry at IRSN using a dedicated computational tool (Oedipe). *Monte Carlo 2005 Topical Meeting (MC2005), Chattanooga, USA*, avril 2005
8. de Carlan L., **Pierrat N.**, Lamart S., Franck D., Aubineau-Lanièce I, Chiavassa S., Bardiès M. and Borissov N. GEDIPE : a voxel based tool for the assessment of internal dose – Applications and new developments. *International topical meeting on mathematics and computation, supercomputing, reactor physics and nuclear and biological applications (M&C 2005), Avignon*, septembre 2005

Communications affichées

1. **Pierrat N.**, de Carlan L., Franck D. et Borissov N. Potentialités de la simulation Monte Carlo pour l'étalonnage réaliste de systèmes anthroporadiométriques destinés à la mesure pulmonaire. *Congrès annuel de la Société Française de Radioprotection (SFRP), Montpellier*, juin 2003. Prix du meilleur poster
2. **Pierrat N.**, de Carlan L., Cavadore D. and Franck D. Application of Monte Carlo calculation for the virtual calibration of a low-energy in vivo counting system. *IEEE Nuclear Science Symposium (NSS) – Medical Imaging Conference (MIC), Rome, Italie*, octobre 2004
3. de Carlan L., Aubineau-Lanièce I., Diaz J.C., Jourdain J.R., Le Guen B., **Pierrat N.** and Franck D. Potential of new imaging and calculation techniques for the activity and dose assessment in case of localized contamination. *11th International Congress of the International Radiation Protection Association (IRPA), Madrid, Espagne*, mai 2004