

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE
UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE
HOUARI BOUMEDIENE
FACULTE DE PHYSIQUE



Mémoire

présenté pour l'obtention du diplôme de Magister

EN PHYSIQUE

Spécialité : **Physique Médicale**

par : M^{elle} **CHERFI Amel**

Thème :

***Modélisation d'une gamma caméra
à deux têtes***

Soutenu publiquement le 15/05/2013, devant le jury composé de :

Mme Malika ALLAB	Professeur à l'USTHB	Présidente
Mr Boualem BOUZID	Maître de conférences A à l'USTHB	Directeur de Mémoire
Mr Salah Eddine BOUYOUCHEF	Professeur au CHU B.E.O	Examineur
Mme N. ALIOUI - BENDJABALLAH	Maître de conférences A à l'USTHB	Examinatrice
Mr Mehanna ARRIB	Maître de recherche A au CRNA	Examineur

Remerciements

Ce travail a été réalisé au sein du Laboratoire des Sciences Nucléaires et Interaction Rayonnement Matière de la Faculté de Physique de l'USTHB sous la direction de Monsieur B. BOUZID, Maître de conférences. Je tiens à lui exprimer ici toute ma gratitude et mes sincères remerciements pour m'avoir confié ce travail ainsi que pour son aide et sa confiance.

La partie expérimentale de ce travail s'est déroulée au sein du service de Médecine Nucléaire du Centre Hôpitalo – Universitaire Lamine Debaghine de Bab el Oued sous la direction du Chef de service le Professeur S. BOUYOUCEF. Je tiens à le remercier chaleureusement de m'avoir ouvert les portes de son service et de m'avoir permis d'effectuer un stage au cours duquel j'ai beaucoup appris, mais aussi pour son aide et ses précieux conseils.

Je remercie Madame le Professeur M. ALLAB, responsable de notre équipe, d'avoir bien voulu présider le Jury ainsi que pour sa gentillesse et son soutien.

Mes remerciements à mes deux enseignants Madame N. BENDJABALLAH et Monsieur M. ARIB qui m'ont honorée en acceptant d'examiner ce mémoire et de faire partie du jury.

Je remercie encore une fois Madame BENDJABALLAH et Monsieur BOUZID ainsi que tous ceux qui ont contribué à l'organisation de l'Ecole GATE dans le cadre du projet EPIKH (Exchange Programme to advance e-Infrastructure Know-How) qui s'est tenue au CERIST en Avril 2012.

Je voudrais remercier également tout le personnel du service de Médecine Nucléaire du CHU DE BEO, particulièrement Monsieur ZEMOUL Sid Ali, Melle NAMOUS Samia et Melle ADJOVATI Lila. Merci à eux pour leur aide et leur disponibilité sans oublier la

nouvelle venue au service Madame FELLAH Amel qui m'a beaucoup soutenue et encouragée.

Mes remerciements aux administrateurs de la grille de calcul BIOMED en particulier Tristan GLATARD et Sorina CAMARASU POP pour leur disponibilité et leurs conseils.

J'adresse également mes sincères remerciements à Thomas CARLIER qui a toujours répondu à mes questions concernant la SYMBIA E.

Je remercie vivement J.M ROCCHISANI, A. MARTINEAU pour leur aide.

Merci infiniment au Professeur HOUMMADA Abdeslam de L'Université Hassan II de Casablanca ainsi que le Professeur CHIKIRINE de l'Université Saad Dahlab de Blida pour m'avoir encouragé et aidé à reprendre le chemin de l'Université ...

Merci également à CHEMAT Smaïn.

Je n'oublierai pas de remercier tous les Professeurs et étudiants de mon laboratoire ainsi que tous mes amis, en particulier Nacima, Sara et Mohamed Zineddine.

Enfin, j'aimerais dédier ce travail à ma famille. A mes parents en remerciement pour leur aide, leur soutien et les sacrifices qu'ils ont fait tout au long de ces dernières années. A ma sœur, son mari et ses deux petites princesses Yasmine et Nour. A mon oncle, ma tante ainsi qu'à tous ceux qui m'ont encouragé et soutenu.

Abréviations

BPC	: Bombardement par Particules Chargées
Bq	: Becquerel
CAN	: Convertisseur analogique numérique (ADC en Anglais pour Analog to Digital Converter)
CE	: L'élément de calcul (Computing Element)
CERIST	: Centre de recherche sur l'Information Scientifique et Technique
CERN	: Centre Européen de Recherche Nucléaire
CFOV	: Central Field Of View (75% de diamètre de champ de vue)
CLHEP	: Class Library for High Energy Physics
DICOM	: Digital Imaging and Communication in Medicine
DMS	: Le système de gestion des données (Data Management System)
ECG	: électrocardiogramme
EGS	: Electron Gamma Shower
EPIKH	: Exchange Programm to advance e-Infrastructure Know-How
FDP	: Fonction de Dispersion Ponctuelle (PSF en Anglais pour Point Spread Function)
FN	: Fission Nucléaire
GATE	: GEANT4 Application for Tomographic Emission
GEANT	: GEometry ANd Tracking
GG	: Grid Gate
GM	: Geiger Müller
GPSM	: General Particle Source Module
IS	: Le système d'information (Information Service)
JDL	: Job Description Language
LMF	: Largeur à mi-hauteur (FWHM en anglais pour Full Width at Half Maximum)
MC	: Monte Carlo
mCi	: millicurie
MCNP	: Monte Carlo N Particle
MCNPX	: Monte Carlo N-Particle radiation transport code eXtending the capabilities of MCNP4C
MHR/COR	: Recalage de têtes multiples/centre de rotation.
Mo	: Molybdène

NaI	: Iodure de sodium
NEMA	: Association Nationale des Fabricants d'Appareillages Electriques (en anglais National Electrical Manufacturers Association)
PENELOPE	: PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons
PET - SORTEO	: PET Simulation Of Realistic Tridimensional Emitting Objects
PHA	: Pulse Height Analyser
Pixel	: Contraction de picture element (unité de base d'une image en 2 dimensions)
PM	: Photomultiplicateur.
PMMA	: Polyméthacrylate de méthyle.
SE	: L'élément de stockage (Storage Element)
SIMSET	: Simulation System for Emission Tomography
SPECT	: Photon Emission Computed Tomography
Tc	: Technétium
TEMP	: Tomographie à Emission MonoPhotonique
TEP	: Tomographie par Emission de Positons
TI	: Transition Interne
UD	: Uniformité différentielle
UFOV	: Useful Field Of View
UI	: Uniformité intégrale
IU	: Interface utilisateur (User Interface)
VO	: Organisation virtuelle (Virtual Organization)
Voxel	: Contraction de volume element (unité de base d'une image en trois dimensions)
WMS	: Workload Management System
WN	: Worker Nodes

Sommaire

Introduction générale	1
Chapitre I - L'imagerie monophotonique	
I.1 Introduction	4
I.2 Principe de l'imagerie monophotonique	6
I.2.1 Les radiopharmaceutiques	6
I.2.1.1 Critères de sélection des radioéléments pour l'imagerie nucléaire monophotonique	7
I.2.1.2 Le Technétium 99 métastable	8
I.2.2 Bases physiques de l'imagerie monophotonique	10
I.2.2.1 Les interactions des photons avec la matière	10
I.2.2.2 Prédominances des interactions	13
I.2.3 Le système de détection en imagerie monophotonique	15
I.2.3.1 La tête de détection	15
I.2.3.2 Le système électronique et informatique	21
I.2.3.4 Caractéristiques d'une gamma caméra	25
I.2.3.5 Contrôle de qualité d'un gamma caméra	32
I.2.3.6 Les différents modes d'acquisition	33
I.3 Facteurs de dégradation de l'image en TEMP	35
I.3.1 Les facteurs physiques	35
I.3.1.1 L'atténuation et la diffusion	35
I.3.1.2 Le bruit statistique et le mouvement propre	36
I.3.2 Les facteurs physiologiques	36

I.3.3	Les facteurs technologiques	37
I.3.3.1	La dégradation de la résolution en fonction de la distance source - détecteur .	37
I.3.3.2	L'effet du volume partiel	38
I.3.4	Les facteurs relatifs à la reconstruction d'image	38
I.4	Radioprotection du patient en imagerie nucléaire	39
 Chapitre II - Le code Monte Carlo GATE		
II.1.	Introduction	40
II.2.	Principe de la méthode Monte Carlo	40
II.2.1	La génération de nombres aléatoire	41
II.2.2	Les méthodes d'échantillonnage	42
II.2.2.1	La méthode directe	42
II.2.2.2	La méthode du rejet	43
II.2.2.3	La méthode mixte	43
II.2.2.4	Exemples d'échantillonnage	44
II.2.3	Paramètres de performances liés aux calculs Monte Carlo	45
II.2.3.1	Estimation des incertitudes	45
II.2.3.2	Efficacité d'une simulation Monte Carlo	46
II.2.3.3	Les techniques de réduction de variance	46
II.3.	Les codes Monte Carlo	48
II.3.1	Les codes génériques	48
II.3.1.1	Le code EGS	48
II.3.1.2	Le code MCNP	48
II.3.1.3	Le code PENELOPE	49

II.3.1.4	Le code GEANT	49
II.3.2	Les codes spécifiques	50
II.4	La plate forme de simulation GATE	50
II.4.1	Structure de la plateforme GATE	51
II.4.2	Gestion du temps et du mouvement dans GATE	52
II.4.3	Architecture d'une simulation dans GATE	52
II.4.3.1	La définition de la géométrie et du système	53
II.4.3.2	Définition des processus physiques	54
II.4.3.3	Le Digitizer	55
II.4.3.4	Définition des sources	57
II.4.3.5	Définition des formats des fichiers de sortie	58
II.4.3.6	Définition du générateur de nombre aléatoire	59
II.4.3.7	Définition de l'expérience ;.....	59
II.4.4	Les géométries voxelisées dans GATE	59
II.4.5	Evaluation des incertitudes et réduction de variance dans GATE	60
II.5	Déploiement des simulations sur une grille de calcul	60
II.5.1	Les grilles de calcul	60
II.5.2	L'architecture d'une grille	60
II.5.3	Les éléments de la grille	61
III.5.4	Les organisations virtuelles	62
III.5.5	Soumission de tâche sur une grille	62

Chapitre III - Matériels et méthodes

III.1	Introduction	64
III.2	Le dispositif expérimental	64
III.2.1	La gamma caméra	64
III.2.1.1	Le collimateur	65
III.2.1.2	La table d'examen	65
III.2.2	L'activimètre	66
III.2.3	Fantômes et tubes	66
III.2.3.1	Les capillaires	66
III.2.3.2	Le fantôme NCO/MHR/NEMA	67
III.2.3.3	Le fantôme en PMMA	67
III.2.3.4	Le fantôme de thyroïde (Biodex 128 – 340)	67
III.2.3.5	Les tubes de source ponctuelle	68
III.2.4	Le radioisotope	69
III.3	Calibration de la gamma caméra	69
III.3.1	L'affichage du spectre	70
III.3.2	La recherche du pic photoélectrique de la source	71
III.3.3	Réglage de la caméra	71
III.3.4	Réalisation de l'étalonnage du champ intrinsèque et contrôle d'uniformité	71
III.3.5	Contrôle du recalage des têtes de la gamma caméra et du centre de rotation 180 (MHR/COR)	72
III.4	Les mesures de radioprotection	72
III.5	Les acquisitions expérimentales	73

III.5.1	Mesure de l'activité ambiante	73
III.5.2	La résolution spatiale	73
III.5.3	La sensibilité	74
III.5.4	Les spectres en énergie	74
III.5.4.1	Spectre en énergie dans l'air	75
III.5.4.2	Spectre diffusé par une plaque de PMMA	75
III.5.5	Image d'un fantôme de thyroïde (Biodex 128 – 340)	76
III.6	Modélisation du système et des acquisitions expérimentales	77
III.6.1	Les outils de calcul	77
III.6.2	La modélisation de la Gamma caméra dans GATE	77
III.6.2.1	Modélisation du collimateur	77
III.6.2.2	Modélisation de la tête de détection	78
III.6.2.3	Modélisation de la table d'examen	79
III.6.3	Modélisation du fantôme de thyroïde	80
III.6.4	Modélisation des acquisitions expérimentales	80

Chapitre IV : Résultats et interprétations

IV.1	Introduction	83
IV.2	Calibration de la gamma caméra	83
IV.2.1	Mesure de l'activité ambiante	83
IV.2.2	Affichage du spectre, contrôle du pic et le réglage fin de la gamma caméra	83
IV.2.3	Etalonnage du champ intrinsèque et contrôle de l'uniformité	84
IV.2.4	Contrôle du recalage des têtes de la gamma caméra et du centre de rotation 180 MHR/COR)	85

IV.3 Comparaison des résultats expérimentaux à ceux obtenus par simulation	
avec la plate - forme GATE	87
IV.3.1 La résolution spatiale	87
IV.3.2 La sensibilité	90
IV.3.3 Les spectres en énergie	93
IV.3.3.1 Spectre en énergie dans l'air	93
IV.3.3.2 Spectre diffusé par une plaque de PMMA	95
IV.3.3.3 Image du fantôme de thyroïde (Biodex 128 – 340)	97
Conclusion générale	99
Annexe A	101
Annexe B	109
Liste des figures	112
Liste des tableaux	115
Références bibliographiques	116

Introduction générale

La médecine nucléaire est une spécialité médicale fondée sur l'utilisation de la radioactivité artificielle en sources non scellées à des fins diagnostiques ou thérapeutiques.

L'aspect thérapeutique consiste à irradier généralement des cibles tumorales de petite taille au moyen de produit radioactif injecté au patient. Il s'agit de la radiothérapie interne ou métabolique.

L'aspect diagnostique se décompose en techniques in vivo et en applications in vitro.

Les applications in vitro sont des explorations en laboratoire. Elles sont basées sur la pratique de dosage permettant de quantifier certaines hormones dans le sang et de préciser l'état fonctionnel d'organes à sécrétions endocrines.

Les techniques in vivo par contre, consistent à administrer au patient, le plus souvent par voie intraveineuse, un radiopharmaceutique composé d'un radioisotope appelé "marqueur", généralement fixé sur une molécule support appelée "vecteur". Le parcours du vecteur, choisi pour son tropisme vis à vis de l'organe d'intérêt, est suivi au moyen d'un dispositif de détection approprié grâce au signal radioactif émis. C'est l'imagerie nucléaire.

L'imagerie nucléaire est donc une imagerie à émission, dont on distingue deux modalités : la Tomographie d'Emission Monophotonique "TEMP" et la Tomographie par Emission de Positons "TEP". Dans la première modalité, le radiotraceur utilisé est un émetteur de photons, dans la seconde, le radiotraceur émet des positons, et ce sont les deux photons gamma émis en coïncidence après annihilation qui sont détectés.

L'imagerie nucléaire permet d'avoir accès de manière non invasive à des informations sur le fonctionnement des organes et d'étudier des processus physiologiques et métaboliques.

En imagerie nucléaire monophotonique, le dispositif de détection utilisé est une gamma caméra. Selon l'examen, le détecteur peut être fixe ou se déplacer le long du corps et, une image scintigraphique planaire est acquise, comme il peut tourner autour du patient, dans ce cas une image en coupe est obtenue et les données acquises sont reconstruites à l'aide d'un algorithme de reconstruction permettant de fournir une estimation de la distribution tridimensionnelle du radio - traceur dans l'organisme. Le but recherché est la restauration aussi précise que possible de l'information quantitative. Cependant les images acquises sont

affectées par des facteurs liés aux limites du système d'acquisition lui-même, aux facteurs physiques relatifs à l'atténuation et la diffusion des photons dans le corps du patient mais aussi aux facteurs physiologiques qui sont dûs aux mouvements du patient fortuits ou physiologiques (mouvements respiratoires, cardiaques ...). Ces effets doivent être corrigés par une modélisation aussi précise que possible des processus de formation des images.

Les simulations Monte Carlo s'avèrent un outil utile à cette modélisation permettant à la fois d'assister à la conception et à l'optimisation des systèmes d'imagerie et de contribuer à l'analyse de leurs données. L'inconvénient principal de ces simulations reste les temps de calcul relativement longs à leur exécution, mais l'arrivée d'ordinateurs de plus en plus performants et les possibilités de partage des calculs sur des grilles informatiques permettent néanmoins d'y remédier.

Aujourd'hui, plusieurs codes de simulation sont disponibles. Ce sont soit des codes génériques développés pour la simulation du transport des particules dans la matière dans divers domaines (physique des hautes énergies, physique des accélérateurs, astrophysique, science du vivant ...), soit des codes dédiés, développés spécifiquement pour l'imagerie nucléaire.

L'avantage des codes génériques est leur base de développement large facilitant leurs documentations, leurs validations et assurant leurs pérennités, mais leur complexité exige des efforts considérables en programmation.

L'idéal serait de conserver les avantages des logiciels génériques et des logiciels dédiés sans hériter de leurs inconvénients. C'est dans cet esprit que la collaboration OpenGATE a initié une plateforme de simulation GATE (GEANT4 Application for Tomographic Emission) basée sur le code GEANT4 (GEometry AND Tracking) et dédiée à la simulation des acquisitions en TEMP et TEP.

L'objet de ce mémoire est de simuler à l'aide du code Monte Carlo GATE la gamma caméra disponible au service de Médecine nucléaire de Bab El Oued. Il s'agit d'une caméra à deux têtes, utilisée en routine clinique, de marque Siemens « Symbia E ». Sa simulation, entre autres, permettra de vérifier certains de ses paramètres annoncés par le constructeur.

L'intérêt de ce travail, une fois le simulateur validé, est de générer des images multiparamétriques en implémentant des fantômes anthropomorphiques afin d'étudier des algorithmes de reconstruction ou les images projetées en tenant compte des différentes corrections (atténuation, diffusion, volume partiel et correction du mouvement).

Dans le premier chapitre, nous présenterons les principes de l'imagerie monophotonique.

Dans le deuxième chapitre nous passerons en revue les principes de la Méthode Monte Carlo ainsi que les différents codes utilisés en médecine nucléaire en particulier GATE. Nous nous attarderons sur sa structure et l'architecture de ses simulations.

La partie expérimentale et les méthodes d'analyse seront présentées dans le troisième chapitre. Le quatrième chapitre sera consacré aux résultats et discussions. Enfin, après une conclusion générale, nous présenterons les perspectives futures à ce travail.

Chapitre I

L'imagerie monophotonique

I.1 Introduction :

Les premières images monophotoniques ont été réalisées en 1938 à l'aide d'un compteur Geiger - Müller (GM). Ce détecteur était déplacé devant la région à explorer devenue momentanément radioactive grâce au radioisotope injecté. Le nombre de bips émis à chaque radiation ionisant le gaz du détecteur était noté sur le patient (figure I.1), ce qui permettait d'obtenir une image grossière de la distribution spatiale de l'activité dans la région d'intérêt [And04].

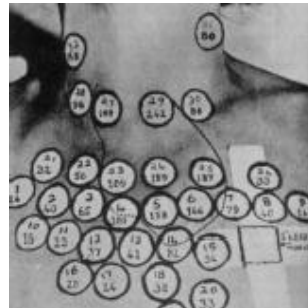


Figure I.1 : Image de la fixation de l'Iode 131 obtenue avec un Geiger - Müller.

Le compteur GM avait cependant un très faible rendement pour les rayons gamma (environ 2 %) et n'était donc pas très bien adapté à la médecine nucléaire. En 1948, les travaux de recherches de Heinz Kallmann ont montré que l'utilisation d'un cristal scintillateur couplé à des photomultiplicateurs était plus efficace pour la détection des rayons gamma [Blo99]. Ces recherches ont permis à Benedict Cassen de remplacer le GM par un détecteur à scintillations. Ce dispositif (figure I.2) a été automatisé en 1950. Le détecteur était déplacé au dessus du patient et les signaux étaient transmis à un inscripteur, solidaire du mouvement du détecteur, sur une table traçante. Le principal inconvénient de ce scintigraphe était la durée nécessaire à l'obtention de l'image.



Figure I.2 : Le scintigraphe à balayage

En 1957, Hal Anger proposa sa première gamma caméra utilisant un cristal NaI(Tl) couplé à un étage de photomultiplicateurs. Elle fut conçue en 1962 sous le nom de Pho - Gamma. Cet appareil était composé essentiellement d'un collimateur sténopé en plomb, d'un cristal d'iodure de sodium couplé optiquement par l'intermédiaire d'un guide de lumière à 7 photomultiplicateurs (figure I.3). Les signaux issus des différents PM étaient pondérés grâce à un jeu de résistances ce qui permettait d'obtenir la position des points d'interaction [Bek06].

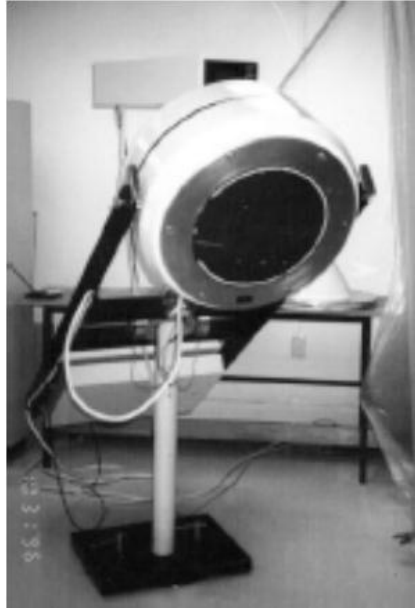


Figure I.3 : Gamma caméra d'Anger

Ce système permettait d'obtenir des images scintigraphiques de l'organe dans son entier, mais surtout de grands organes comme les poumons. Cependant, cette méthode appelée gamma - scintigraphie planaire, avait néanmoins une imperfection sérieuse. Les images obtenues n'étaient que les projections planes de la distribution de la radioactivité de l'organe.

Au milieu des années 1970, l'apparition du scanner CT grâce aux travaux de George Hounsfield influença l'imagerie médicale et en 1979, le physicien Ronald Jaszczak proposa un tomographe à émission monophotonique (TEMP) [Blo99].

En 1984, les premières caméras TEMP, SPECT en anglais (pour Single Photon Emission Computed Tomography) industrielles arrivaient sur le marché [Blo99].

Dans ce premier chapitre, nous rappellerons les principes de l'imagerie monophotonique.

I.2 Principe de l'imagerie monophotonique :

L'imagerie monophotonique est une imagerie fonctionnelle à émission pratiquée en médecine nucléaire. Son principe est d'introduire dans l'organisme par injection, ingestion ou inhalation une molécule pharmaceutique ou biochimique appelée "vecteur", greffée à un radionucléide appelé "marqueur". La répartition spatiale du radiopharmaceutique, que forme l'ensemble vecteur - marqueur, est obtenue au moyen d'un dispositif approprié appelé "gamma caméra" grâce au signal radioactif émis par le radioisotope.

En imagerie monophotonique, les éléments radioactifs utilisés sont des émetteurs de photons gamma.

I.2.1 Les radiopharmaceutiques :

Un radiopharmaceutique ou radiotraceur est un médicament à visée diagnostique, pronostique ou thérapeutique [Dil09].

Il est composé d'un isotope radioactif appelé marqueur associé le plus souvent à une molécule dénommée vecteur qui présente un tropisme prédéterminé pour un organe ou une pathologie (figure I.4).

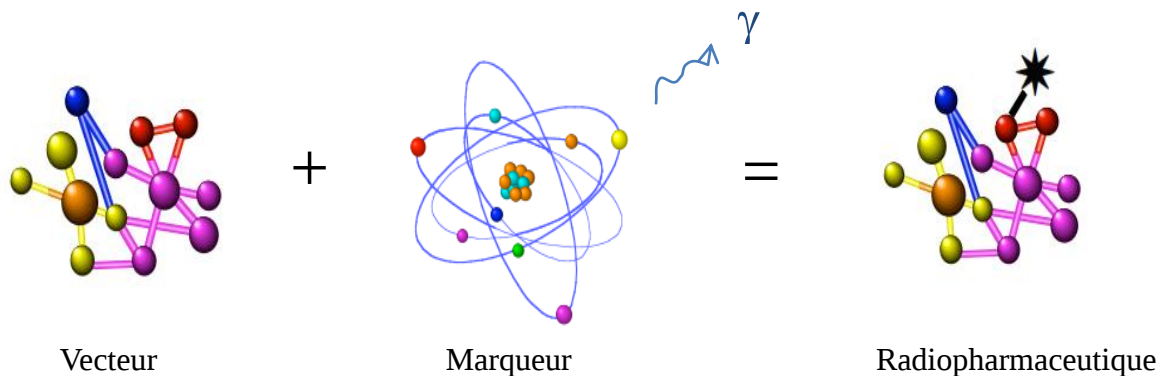


Figure I.4 : Le radiopharmaceutique

Les molécules vectrices sont commercialisées sous forme de trousse.

Les radioéléments utilisés en Médecine Nucléaire sont tous des produits artificiels. Ils peuvent être formés au cours de réactions nucléaires dans des réacteurs nucléaires ou dans des accélérateurs de particules, comme ils peuvent provenir de générateurs. Dans ce dernier cas, le radionucléide parent se désintègre en donnant un élément fils de période physique plus courte. Le radionucléide fils est ensuite collecté après élution du générateur.

I.2.1.1 Critères de sélection des radioéléments pour l'imagerie nucléaire monophotonique :

L'intérêt de l'isotope radioactif d'un élément est de présenter les mêmes propriétés chimiques que celui-ci, mais d'émettre des rayonnements du fait du caractère instable de son noyau.

Pour être utilisés en imagerie nucléaire monophotonique, ces éléments doivent répondre aux critères suivants :

- ✓ être stables chimiquement
- ✓ être non toxiques.
- ✓ ils doivent être émetteurs gamma purs si possible.
- ✓ leur énergie de rayonnement doit être suffisamment importante pour ne pas être complètement absorbée par les tissus et, pas trop grande pour permettre une détection optimale adaptée à la nature du scintillateur de la gamma caméra.
- ✓ leur période physique doit être suffisamment longue pour permettre une exploration correcte de l'organe et suffisamment courte pour limiter la dose reçue par le patient.
- ✓ De plus, ils doivent être éliminés par le corps sans autre interaction physiologique.

On rappelle que la période effective, qui correspond au temps nécessaire pour la diminution de moitié de l'activité présente dans un organisme est égale à :

$$\frac{1}{T_{eff}} = \frac{1}{T_p} + \frac{1}{T_b} \quad (I.1)$$

Avec :

T_p : le temps nécessaire pour que la moitié des atomes se désintègrent naturellement.

T_b : Période biologique, elle correspond au temps nécessaire pour que soit éliminée naturellement par l'organisme la moitié d'une quantité absorbée par une voie quelconque.

Le tableau 1.1 donne les principaux éléments utilisés en TEMP.

Isotopes (Symbole)	Energie du gamma utilisé (keV)	Période physique	Mode de production	Domaine d'utilisation
^{99m}Tc	140 (98%)	6,02 heures	TI	Imagerie cérébrale, cardiaque, vasculaire, pulmonaire, rénale, hépatique, des métastases osseuses et des sites infectieux de structure cancéreuse. Perfusion cérébrale.
^{123}I	159	13 heures	BPC : $^{124}\text{Te}(p,2n)^{123}\text{I}$ BPC: $^{127}\text{I}(p,5n)^{123}\text{Xe} \rightarrow ^{123}\text{I}$	Imagerie de la thyroïde. Neurologie (maladie de Parkinson). Etude du métabolisme cardiaque.
^{131}I	364	8,05 jours	FN	Etude de la filtration rénale. Maladies adénocorticales.
^{111}In	173, 247	2,79 jours	BPC: $^{112}\text{Cd}(p,2n)^{111}\text{In}$	Imagerie en oncologie et Hématologie
^{67}Ga	93, 184, 300	3,26 jours	BPC: $^{68}\text{Zn}(p,2n)^{67}\text{Ga}$	Imagerie tumorale
^{201}Tl	75, 135	3,04 jours	BPC: $^{203}\text{Tl}(p,3n)^{201}\text{Pb} \rightarrow ^{201}\text{Tl}$	Imagerie myocardique
^{133}Xe	81	5,27 jours	FN	Perfusion pulmonaire et cérébrale

TI : Transition Interne ; **BPC** : Bombardement par Particules Chargées ; **FN** : Fission Nucléaire

Tableau 1.1 : Les principaux isotopes utilisés en TEMP [Aou09]

I.2.1.2 Le Technétium 99 métastable :

Le technétium 99 m est considéré comme le radioisotope de choix en imagerie monophotonique. Il est utilisé dans plus de 95 % des explorations scintigraphiques [Lep03]. C'est un émetteur gamma pur avec 98 % des photons ayant une énergie de 140 keV. Cette énergie est parfaitement adaptée à la détection par gamma caméra à base de scintillateur NaI(Tl). De plus, sa période courte ($T_{1/2} = 6,02$ heures) est assez longue pour permettre le suivi des processus physiologiques d'intérêt, sans courir le risque d'une irradiation excessive du patient.

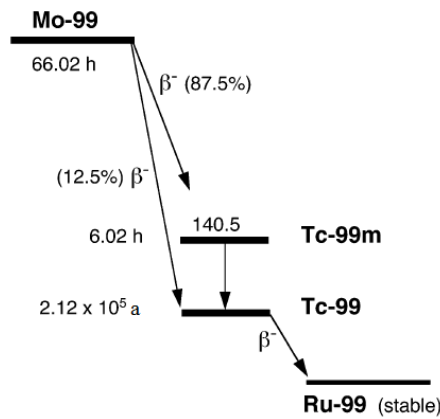


Figure I.5 : Schéma de désintégration du Molybdène [Zol07]

Il est facilement obtenu à partir du Molybdène (figure I.5) par l'intermédiaire de générateurs (⁹⁹Mo/^{99m}Tc) simples, peu coûteux et portables (figure I.6). Ce qui rend possible leur utilisation dans tous les services de médecine nucléaire (ils sont utilisés généralement de 8 à 10 jours).

Le principe de l'élution est le suivant : lorsque l'aiguille d'élution percute le bouchon du flacon d'élution sous vide, l'éluant (solution saline stérile) passe sur la colonne chromatographique, n'entraînant que le pertechnétate de sodium alors que le molybdène reste fixé sur la colonne. L'éluat contenant le technétium est alors récupéré dans le flacon d'élution.

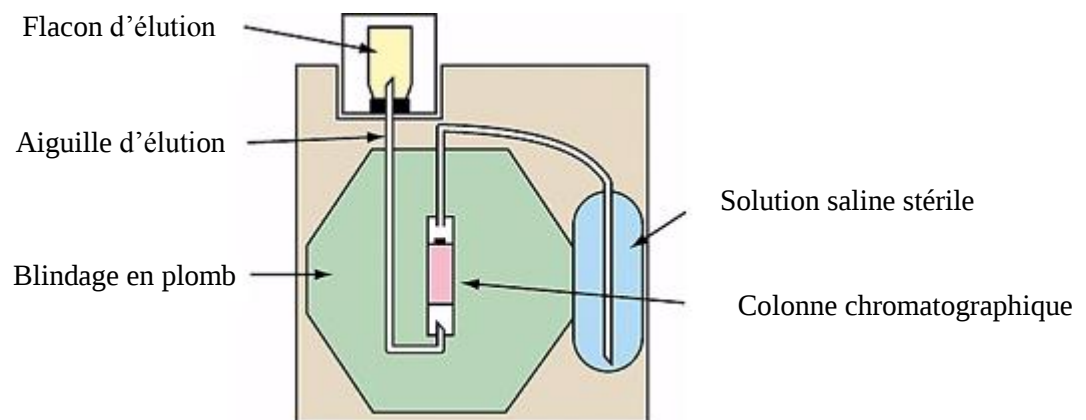
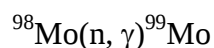


Figure I.6 : Schéma descriptif du générateur de technétium

Le ⁹⁹Mo est soit extrait des produits de fission de l'Uranium 235, soit obtenu par irradiation neutronique selon la relation suivante [Bar09] :



I.2.2 Bases physiques de l'imagerie monophotonique :

I.2.2.1 Les interactions des photons avec la matière :

Lorsque des rayons gamma traversent la matière, chaque rayon peut ne pas interagir ou disparaître définitivement par absorption ou diffusion. Ceci crée une atténuation exponentielle avec l'augmentation de l'épaisseur de l'absorbant [Mey70] (figure I.7).

Si I_0 est le nombre de photons incidents et I le nombre de photons transmis dans la même direction après la traversée d'un milieu d'épaisseur x , la relation entre I_0 et I est la suivante :

$$I = I_0 \times e^{-\mu x} \quad (I.2)$$

μ : étant le coefficient d'atténuation linéique, il dépend de l'énergie du photon incident et des caractéristiques du milieu.

Les différentes interactions que peut avoir le photon avec le milieu sont essentiellement : l'absorption photoélectrique, les diffusions Compton et Rayleigh et la création de paire.

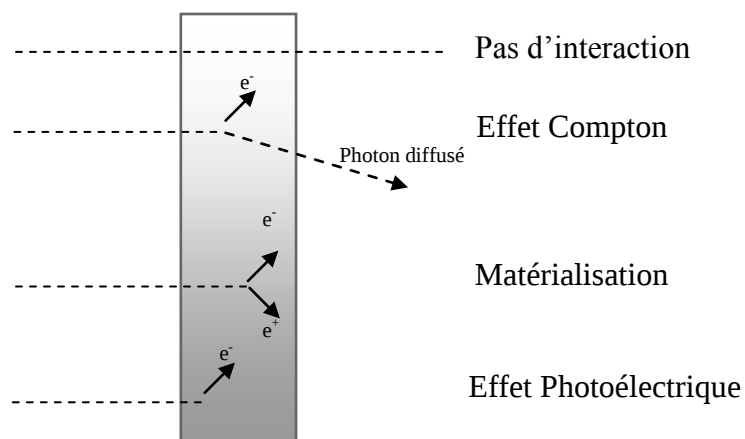


Figure I.7 : Les différentes interactions du photon avec le milieu

➤ L'effet photoélectrique :

L'effet photoélectrique est l'absorption d'un photon d'énergie $E = h\nu$ par un atome (figure I.8). Cette énergie est essentiellement communiquée à un électron profond d'énergie de liaison E_l . L'excédent d'énergie apparaît sous forme d'énergie cinétique communiquée à l'électron :

$$T = h\nu - E_l \quad (I.3)$$

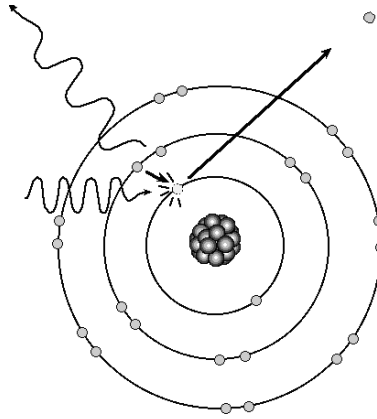


Figure I.8 : L'effet photoélectrique

Le réarrangement de l'atome est suivi d'émissions de rayons X ou d'électrons Auger.

La probabilité d'occurrence de l'effet photoélectrique par atome dépend fortement de l'énergie du photon incident E et du numéro atomique Z du milieu traversé. Sa section efficace par atome est proportionnelle à $\frac{Z^5}{E^{3,5}}$.

➤ L'effet Compton :

L'effet Compton est l'interaction d'un photon d'une énergie $h\nu$ avec un électron libre (ou faiblement lié) et au repos (figure I.9). Un photon d'énergie $h\nu'$ est produit et est diffusé selon un angle θ . La différence entre l'énergie du photon incident et l'énergie du photon diffusé est transférée à l'électron sous forme d'énergie cinétique. Cette diffusion est souvent appelée incohérente car il n'existe pas de relation définie entre la phase du photon incident et celle du photon diffusé.

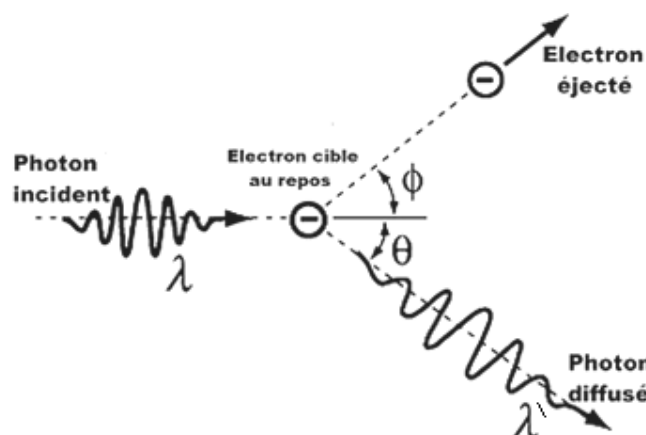


Figure I.9 : La diffusion Compton

Les lois de conservation de l'énergie totale et de la quantité de mouvement permettent d'obtenir la relation entre l'énergie du photon diffusé en fonction de l'énergie du photon incident :

$$h\nu' = h\nu \frac{1}{1 + \varepsilon(1 - \cos \theta)} \quad (\text{I.4})$$

$$\text{avec : } \varepsilon = \frac{h\nu}{m_0 c^2}$$

La section efficace différentielle par électron de cet effet est donnée par la formule de Klein et Nishina dans le cadre de la théorie de l'électrodynamique quantique [Pod06]:

$$\frac{d_e \sigma_c^{KN}}{d\Omega} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2 \theta) \frac{1}{(1 + \varepsilon(1 - \cos \theta))^2} \left\{ 1 + \frac{\varepsilon^2 (1 - \cos \theta)^2}{(1 + \varepsilon(1 - \cos \theta))(1 + \cos^2 \theta)} \right\} \quad (\text{I.5})$$

où : r_0 = est le rayon classique de l'électron (2,82 fm).

On retrouve la section efficace par électron en intégrant l'équation précédente sur tous les angles.

La section efficace atomique de Compton est déterminée par la relation :

$${}_a \sigma_c^{KN} = Z {}_e \sigma_c^{KN} \quad (\text{I.6})$$

où Z est le numéro atomique de l'absorbeur.

La section efficace Compton par atome est proportionnelle à $\frac{Z}{E}$.

➤ La diffusion Rayleigh :

La diffusion Rayleigh, aussi appelée diffusion cohérente, est l'interaction de photons de faible énergie avec les électrons liés d'un atome (figure I.10). La radiation incidente est diffusée élastiquement sans changement d'énergie. L'angle de déviation du photon est faible. Cette interaction est prédominante pour les photons de faible énergie et pour les matériaux de numéro atomique Z élevé.

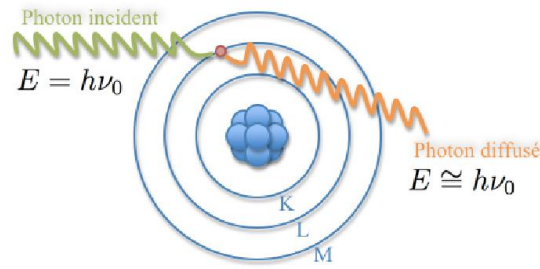


Figure I.10 : La diffusion Rayleigh

➤ **La création de paire :**

C'est la matérialisation du photon gamma dans le champ d'un noyau en une paire électron – positon (figure I.11).

Le positon s'annihile avec un électron pour produire deux photons de 511 keV à 180° l'un de l'autre.

La création de paires nécessite une énergie minimale du photon incident égale à : $2m_0c^2$ soit 1,022 MeV.

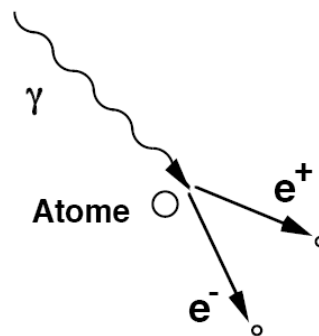


Figure I.11 : La création de paire

I.2.2.2 Prédominances des interactions :

Puisque ces phénomènes sont indépendants, le coefficient d'atténuation peut s'écrire comme étant la contribution de chacun de ces effets :

$$\mu = \mu_{PE} + \mu_C + \mu_P + \mu_R \quad (I.7)$$

Où chaque coefficient est proportionnel au nombre d'atomes par unité de volume du milieu, il est donc plus utile de définir le coefficient d'atténuation massique $\frac{\mu}{\rho}$ indépendant de l'état de l'absorbant, où ρ représente la masse volumique du milieu traversé (en g/cm^3)

La section efficace d'interaction est liée au coefficient d'atténuation massique par :

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{N_A}{A} \times \sigma \quad (\text{I.8})$$

avec :

N_A : le nombre d'Avogadro (atome/mol)

A : la masse atomique du milieu traversé (g/mol).

On peut aussi exprimer la probabilité d'interaction d'un photon avec le milieu par la section efficace totale qui est :

$$\sigma_{\text{Totale}} = \sigma_{\text{Photoélectrique}} + \sigma_{\text{Compton}} + \sigma_{\text{Rayleigh}} + \sigma_{\text{CréationDePaire}} \quad (\text{I.9})$$

L'importance relative entre ces phénomènes dépend de la nature du matériau et de l'énergie du photon (figure I.12).

La probabilité d'une diffusion Rayleigh est élevée pour les photons de faible énergie et pour les matériaux de numéro atomique élevé. L'effet photoélectrique prédomine à basse énergie et pour les matériaux lourds. L'effet Compton par contre est prépondérant pour les énergies intermédiaires et pour les matériaux légers. La matérialisation est le processus dominant pour les matériaux lourds et les rayonnements d'énergie supérieure à quelques MeV avec une énergie seuil de 1,022 MeV. Sa section efficace est donc négligeable en TEMP ; l'énergie des photons utilisés ayant des photopics d'énergie inférieurs à 400 keV.

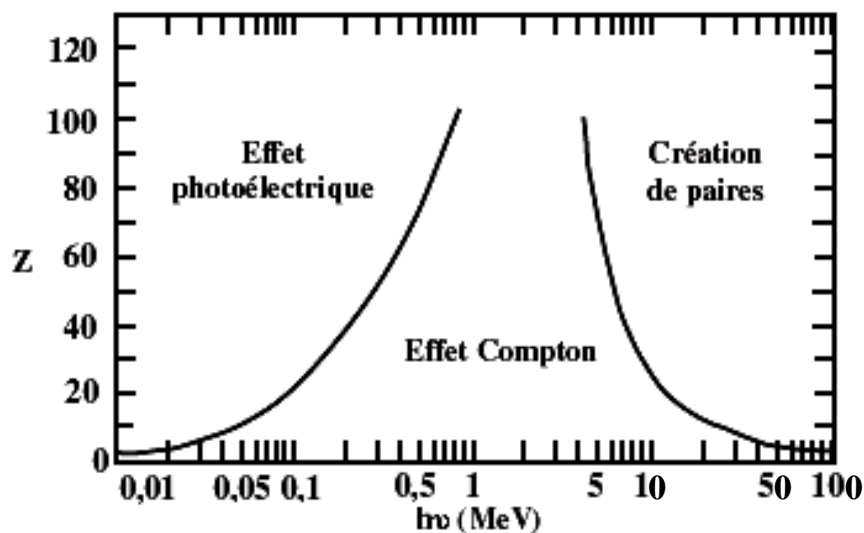


Figure I.12 : Importance relative des trois principales interactions du photon avec le milieu.

Les lignes donnent les valeurs de Z et $h\nu$ pour lesquelles deux phénomènes voisins sont égaux [Kno00].

I.2.3 Le système de détection en imagerie monophotonique :

La distribution des radiopharmaceutiques dans l'organisme est déterminée et visualisée à l'aide d'une gamma caméra.

Bien que la caméra d'Anger ait connu d'importantes évolutions grâce aux avancées technologiques et informatiques, son principe reste le même. Elle est composée d'un statif fixe ou mobile, d'une ou de plusieurs têtes de détection et de leurs électroniques associées ainsi que d'un système informatique.

I.2.3.1 La tête de détection :

Les têtes de détection comportent essentiellement un collimateur, un cristal scintillant, un guide de lumière et une série de tubes photomultiplicateurs. Elles sont entourées d'un blindage en plomb assurant la réduction de l'activité ambiante due aux sources radioactives qui sont en dehors du champ de vue de la caméra (figure I.13).

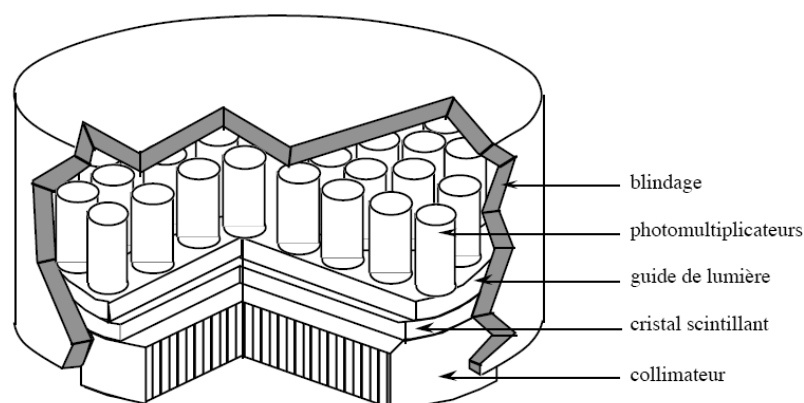


Figure I.13 : Schéma de principe de la tête de détection d'une gamma caméra

➤ Le collimateur :

L'utilisation d'un collimateur permet de privilégier les photons dans une seule direction ; les photons dont le parcours n'emprunte pas cette direction sont absorbés par le collimateur par contre, les photons sélectionnés atteignent le cristal en formant une image qui correspond à la projection de la distribution de la radioactivité sur le cristal.

Il s'agit d'une plaque dans laquelle des canaux cylindriques ou coniques, à section circulaire ou hexagonale, sont percés suivant un système d'axes déterminé. Ces canaux sont séparés par une épaisseur appelée "septum"(cloison).

Le collimateur est constitué d'un matériau de numéro atomique élevé, le plus souvent du plomb en raison de ses propriétés d'atténuation et d'absorption. Son numéro atomique $Z = 82$ et sa densité de $11,3 \text{ g/cm}^3$, offrent un coefficient d'absorption massique égal à $2,2 \text{ cm}^2/\text{g}$ à une énergie de 140 keV [Kha11].

Le mode de fabrication des collimateurs se fait soit par moulage soit par assemblage de feuilles.

La direction des canaux détermine la géométrie de collimation. Les géométries les plus souvent utilisés sont :

a) Le collimateur parallèle : c'est le plus utilisé cliniquement. Il est constitué de trous dont les axes sont parallèles, ces derniers laissent passer uniquement les photons qui arrivent perpendiculairement à la surface de la caméra (figure 1.15 (a)).

Il existe différents types de collimateurs parallèles, dont les caractéristiques données influent directement sur la sensibilité et la résolution (figure I.14) qui sont adaptées à chaque examen et à une gamme d'énergie précise. Les plus courants sont les collimateurs à basse énergie haute résolution (LEHR) ; à basse énergie haute sensibilité (LEHS) ; all purpose (tout usage) et moyenne et haute énergie.

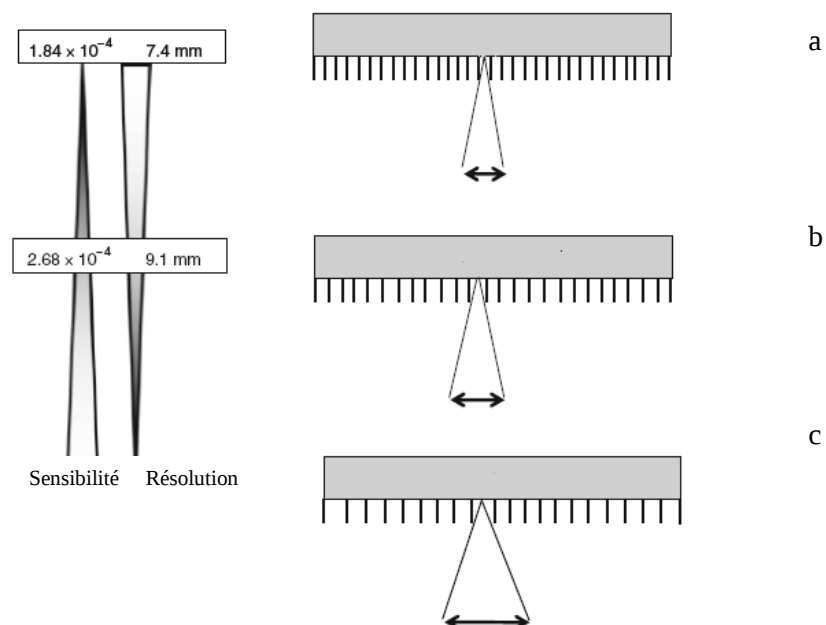


Figure I.14 : Influence de la largeur des trous sur la résolution et la sensibilité d'une gamma caméra à collimation parallèle : a) basse énergie haute résolution, b) basse énergie tout usage et c) basse énergie haute sensibilité [Kha11].

b) Le collimateur à éventail (ou fan-beam) : Il existe deux types de collimateurs à éventail : à collimation convergente dont le rôle principal est d'augmenter le champ de la gamma caméra et à collimation divergente permettant l'agrandissement de l'image (figure I.15 (b)).

c) Le collimateur sténopé (ou pinhole) : employé cliniquement pour l'imagerie des petites surfaces. Ce dernier est conique, il est composé d'un seul trou dont le diamètre est de quelques millimètres, il permet ainsi l'agrandissement de l'image par rapport à l'organe étudié. C'est le premier prototype de collimation pour la caméra d'Anger (figure I.15 (c)).

On note que le collimateur représente une limitation majeure des performances d'une gamma-caméra. Ses caractéristiques imposent la réduction au maximum de la distance entre la caméra et le patient pour une meilleure qualité d'image [Kib06].

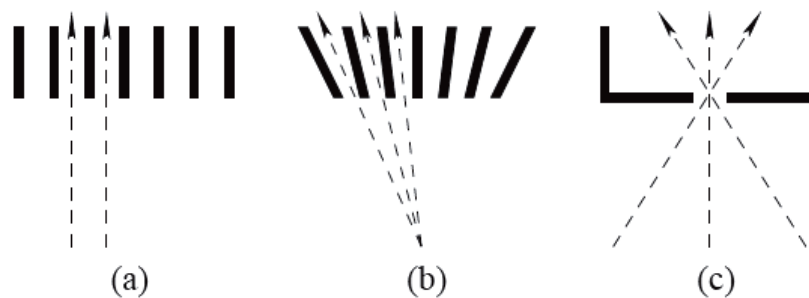


Figure I.15 : Géométrie des collimateurs : (a) collimateur parallèle, (b) éventail, (c) sténopé.

➤ Le cristal scintillateur :

Le cristal est la partie détectrice de la gamma caméra. Son rôle est de convertir en scintillations lumineuses l'énergie des électrons photoélectrique ou Compton produits par les photons gamma incidents. Pour avoir une capacité de détection élevée, le matériau constituant le volume du détecteur doit être suffisamment dense et avoir un numéro atomique élevé afin de favoriser l'interaction des photons avec le cristal.

Le cristal le plus souvent utilisé est le cristal d'Iodure de Sodium (NaI) dopé au (Tl). Parmi ses avantages on note :

- ✓ son bon rendement de fluorescence d'environ 13 %, c'est à dire qu'il émet environ 43000 photons de 3 eV (soit une longueur d'onde $\lambda \sim 430$ nm bien adaptée pour un traitement par des tubes photomultiplicateurs) par MeV absorbé.
- ✓ sa transparence à sa propre lumière de scintillation, ce qui n'engendre pas de pertes liées à l'auto-absorption.
- ✓ sa constante de décroissance de 230 ns autorise des taux de comptage relativement élevés, ce qui permet l'enregistrement de plusieurs dizaines de milliers de coups par secondes.

En plus de sa grande sensibilité aux chocs et aux variations de température, son principal inconvénient est son caractère hygroscopique (sensible à l'humidité), il est donc entouré d'un isolant hermétique (Al_2O_3 , MgO, époxy, ...) qui le protège de la lumière et de l'humidité.

D'autres cristaux scintillants sont utilisés en routine clinique. Le tableau (I.2) présente leurs principales propriétés.

Scintillateur	Numéro atomique effectif	Densité (g/cm^3)	Temps de décroissance (ns)	Longueur d'onde (nm)	Réponse lumineuse relative à la réponse du NaI(Tl) (%)
NaI(Tl)	50	3,67	230	415	100
CsI(Tl)	54	4,5	1000	550	45
CsI(Na)	54	4,51	630	420	85
LaBr ₃ :Ce	47	5,3	25	360	160

Tableau I.2 : Propriétés des principaux scintillateurs utilisés en TEMP.

L'épaisseur du cristal doit être optimisée afin d'avoir un meilleur compromis entre l'efficacité de détection et la résolution spatiale. Les caméras actuelles ont des cristaux de 9,5 mm ou 12,5 mm d'épaisseur.

➤ Les photomultiplicateurs (PM) :

La face arrière du cristal est couplée optiquement à une matrice de tubes photomultiplicateurs.

Le photomultiplicateur est un dispositif qui a pour rôle de transformer les photons lumineux issus du scintillateur en un signal électrique, qui est ensuite amplifié et recueilli. Il est constitué en général d'un tube à vide en verre, d'une photocathode, d'une structure accélératrice (les dynodes) et d'une anode (figure I.16).

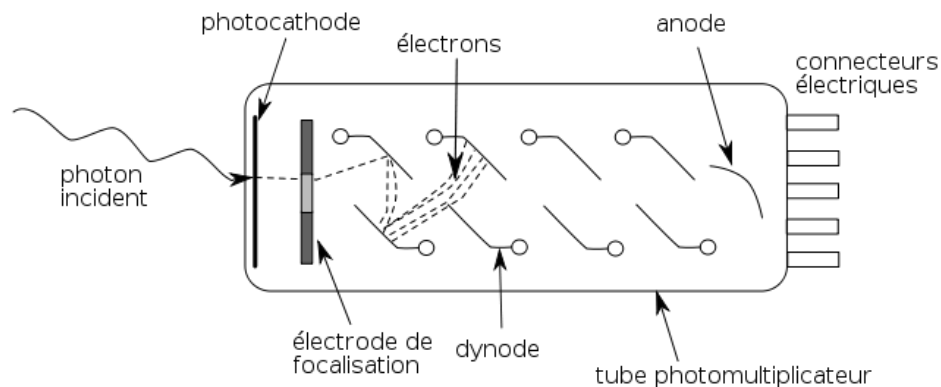


Figure I.16 : Le photomultiplicateur

Le tube à vide est en verre de forme cylindrique, hexagonale ou carrée ; il contient à l'entrée une photocathode constituée d'une plaque photosensible à laquelle un photon scintillant incident est capable d'arracher un électron par effet photoélectrique. Cet électron est ensuite focalisé par une électrode de focalisation et accéléré grâce à un champ électrique vers une première dynode qui, par émission secondaire produit des électrons. Ces électrons vont à leur tour frapper la deuxième dynode et, ainsi de dynodes en dynodes, portées à des potentiels de plus en plus élevés, on obtient une cascade d'électrons de plus en plus intense, d'où le phénomène d'amplification, d'un gain de l'ordre de 10^6 .

Finalement, les électrons sont collectés par l'anode, d'où la création d'une impulsion électrique dont l'amplitude est proportionnelle au nombre d'électrons initiaux et donc à l'énergie déposée dans le cristal.

Les tubes photomultiplicateurs sont caractérisés par leur rendement de conversion que l'on appelle aussi rendement quantique pour une longueur d'onde donnée λ . Il est défini par :

$$\eta(\lambda) = \text{nombre de photoélectrons émis par la cathode} / \text{le nombre de photons incidents}$$

Ce rendement quantique (de l'ordre de 20%) est faible ce qui engendre une perte significative du signal.

Une gamma caméra typique comporte généralement entre 50 à 100 tubes photomultiplicateurs. Ils sont généralement disposés suivant un réseau hexagonal pour couvrir au mieux la surface du cristal par les fenêtres d'entrée des tubes.

➤ **Le guide de lumière :**

L'efficacité de collection de la lumière par les photomultiplicateurs dépend de la façon dont ils sont couplés au cristal. On utilise pour cela une plaque faite d'un matériau (plexiglas ou verre) possédant un indice de réfraction proche de celui du NaI(Tl) (1,85), de façon à optimiser le transport de la lumière vers les tubes photomultiplicateurs (figure I.17).

On a parfois aussi recours à de tels guides de lumière lorsque l'on a besoin d'éloigner le scintillateur des photomultiplicateurs ce qui permet à chaque PM de capter une quantité plus importante de lumière.

Les caméras actuelles ne comportent généralement pas de guide de lumière. Les tubes photomultiplicateurs disponibles permettent une meilleure couverture de la surface du cristal et donc la réduction d'espaces morts.

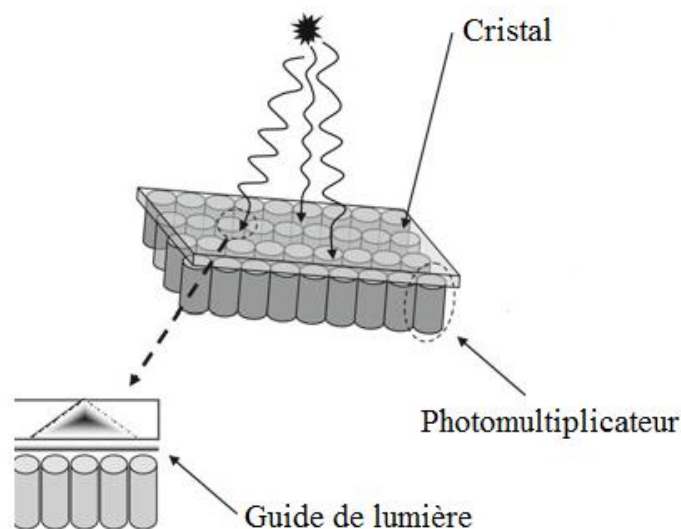


Figure I.17 : Le guide de lumière [Kha11].

I.2.3.2 Le système électronique et informatique :

Lorsqu'une scintillation se produit dans le cristal, chaque tube photomultiplicateur produit un signal dont l'amplitude est proportionnelle à l'intensité de lumière reçue par la photocathode [Chr07].

La quantité de lumière reçue par chaque PM va dépendre de sa localisation par rapport au point d'interaction du photon dans le cristal. Sa distribution sur les différents PMs est unique pour chaque point d'impact [Kib06], ce qui permet de déduire les coordonnées de la scintillation en tant que "centre de gravité" des signaux délivrés par les différents PMs grâce à un circuit de positionnement dit circuit d'Anger.

En effet, chaque PM est relié à son propre réseau de résistances. Ce réseau consiste en quatre résistances pondérées selon la position du PM par rapport au centre du champ de vue (FOV) [Van86] et à travers lequel les PMs produisent des tensions supposées être continues.

Par conséquent, l'impulsion de chaque PM va produire quatre signaux, deux selon l'axe des abscisses $+X$, $-X$ et les deux autres selon l'axe des ordonnées $+Y$, $-Y$. Les signaux X et Y seront combinés pour donner les coordonnées X et Y de l'impact (figure I.18). Il existe pour chaque point d'interaction dans le cristal un couple unique de valeurs de X et de Y [Kib06].

La sommation de ces signaux est le signal Z , proportionnel à l'énergie totale déposée dans le cristal par le photon et donc à l'énergie du photon absorbé.

$$Z = X^+ + X^- + Y^+ + Y^- \quad (\text{I.10})$$

Les coordonnées de l'interaction sont données alors par les relations [Aou07]:

$$\begin{cases} X = \frac{K(X^+ - X^-)}{Z} \\ Y = \frac{K(Y^+ - Y^-)}{Z} \end{cases} \quad (\text{I.11})$$

où K est une constante.

Les valeurs des coordonnées sont normalisées par rapport à l'énergie totale Z afin d'être indépendantes de l'énergie d'émission du radioisotope utilisé.

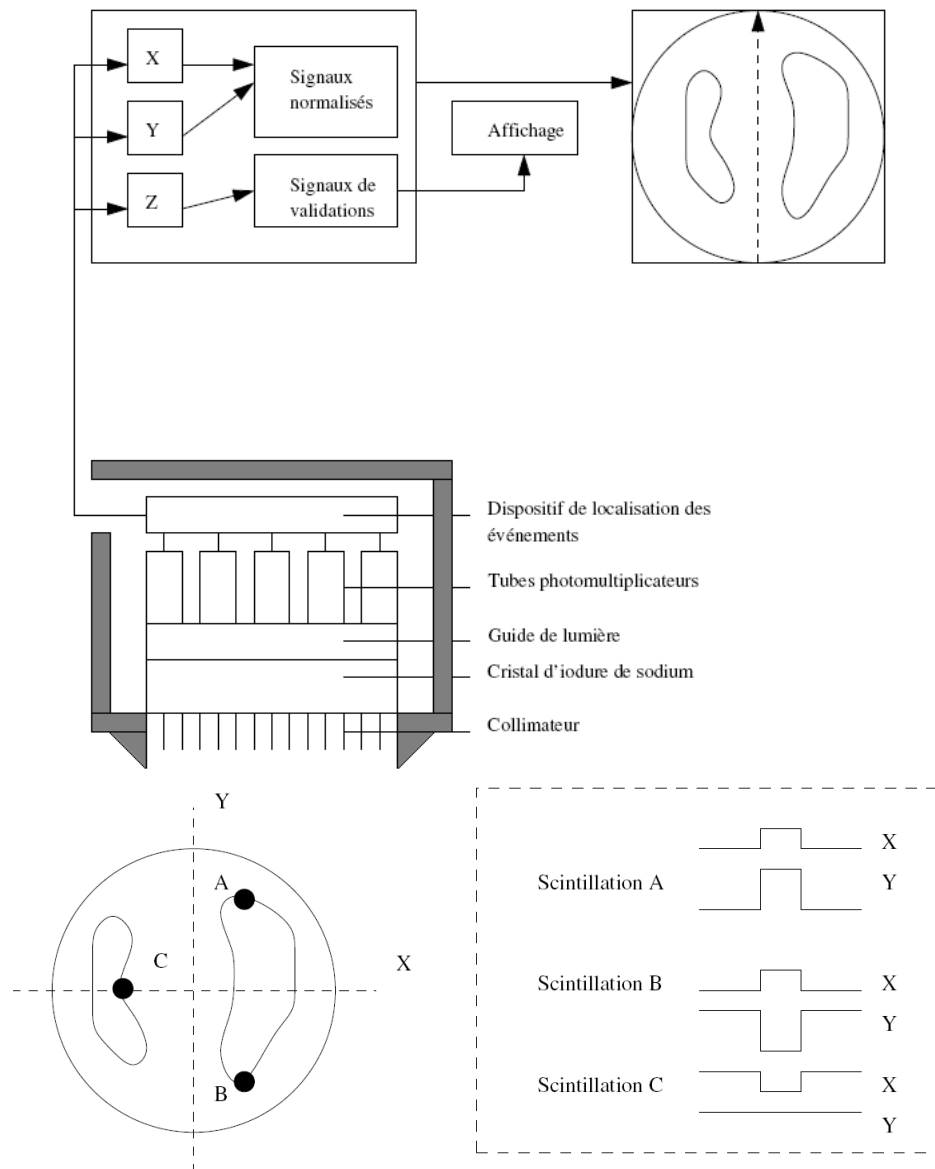


Figure I.18 : Circuit de positionnement d'une gamma caméra [Com05]

➤ **L'analyse spectrométrique :**

Le signal Z est envoyé ensuite vers un analyseur spectrométrique (en anglais PHA : Pulse Height Analyser) pour discriminer les photons diffusés. Cet analyseur sert à définir une fenêtre d'énergie autour du photopic propre au radioisotope utilisé [Chr07]. L'événement n'est validé que si son énergie est comprise entre les bornes de cette fenêtre.

En pratique, ces fenêtres sont réglées selon une marge moyenne allant de 7 à 15 % de part et d'autre du pic photoélectrique [Dil09].

Cette analyse permet donc de ne prendre en compte, pour construire l'image scintigraphique, que les phénomènes d'absorption totale des photons parvenus au cristal (effet photoélectrique).

Cependant, en raison de la largeur finie de la fenêtre, certains photons diffusés à petit angle sont comptés (figure I.19). Plus la fenêtre est étroite, meilleure est la résolution mais au détriment de la sensibilité.

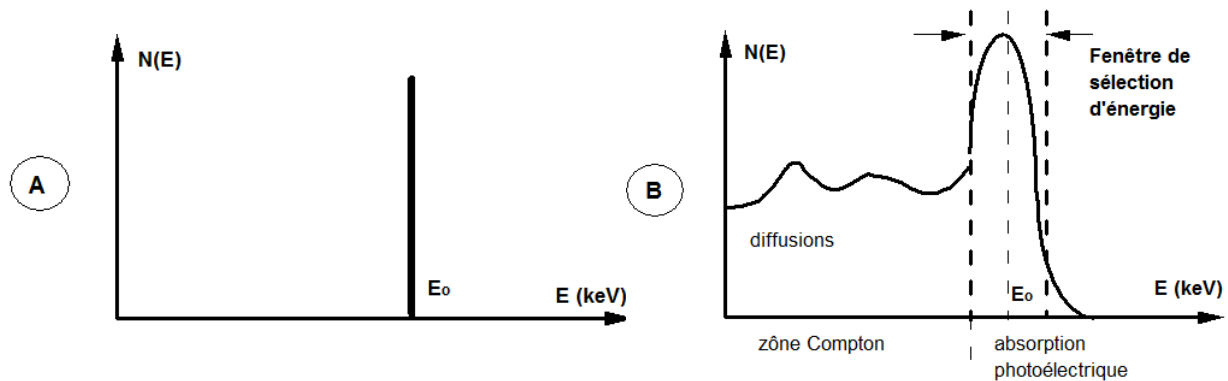


Figure I.19 : A) spectre théorique de la source radioactive,
B) spectre réel obtenu traduisant les différentes interactions du photon dans le cristal.

➤ Le convertisseur analogique numérique (CAN) :

L'image analogique obtenue est réduite grâce à un convertisseur analogique numérique (ADC en Anglais pour Analog to Digital Converter) à une matrice à $2^n \times 2^n$ pixels de valeurs numériques exploitable par l'outil informatique (figure I.20).

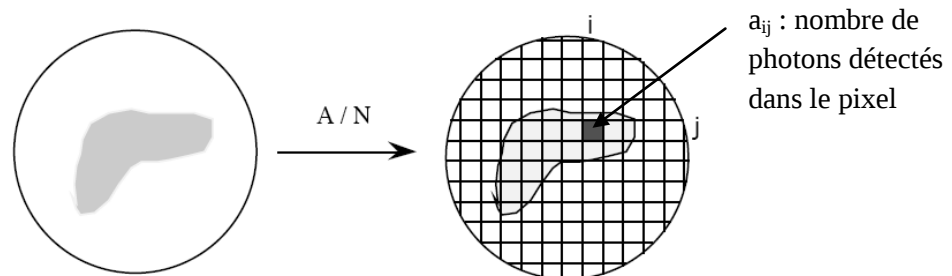


Figure I.20 : Transformation de l'image analogique en matrice de valeurs numériques

Les valeurs des matrices les plus courantes sont : 64x64, 128x128, 256x256 et 512x512.

Si la matrice utilisée est 64x64 par exemple, les impulsions en x et en y parvenant à l'ordinateur à chaque nouvel évènement sont converties en deux valeurs numériques dans l'intervalle [0, 63]. L'élément correspondant à ces coordonnées sera alors incrémenté d'une unité et ainsi de suite jusqu'à la fin de l'acquisition.

Finalement, à travers toute la chaîne de traitement, les signaux issus du détecteur auront subi un certain nombre de traitements (amplification, intégration, etc) avant d'être directement exploitables par un système d'acquisition (figure I.21). Ils peuvent également subir d'autres types de traitements plus complexes destinés à corriger certains défauts inhérents à la structure des caméras d'Anger, comme par exemple, les défauts de linéarité spatiale, ou les inhomogénéités de réponse en énergie sur la surface du détecteur [Com05].

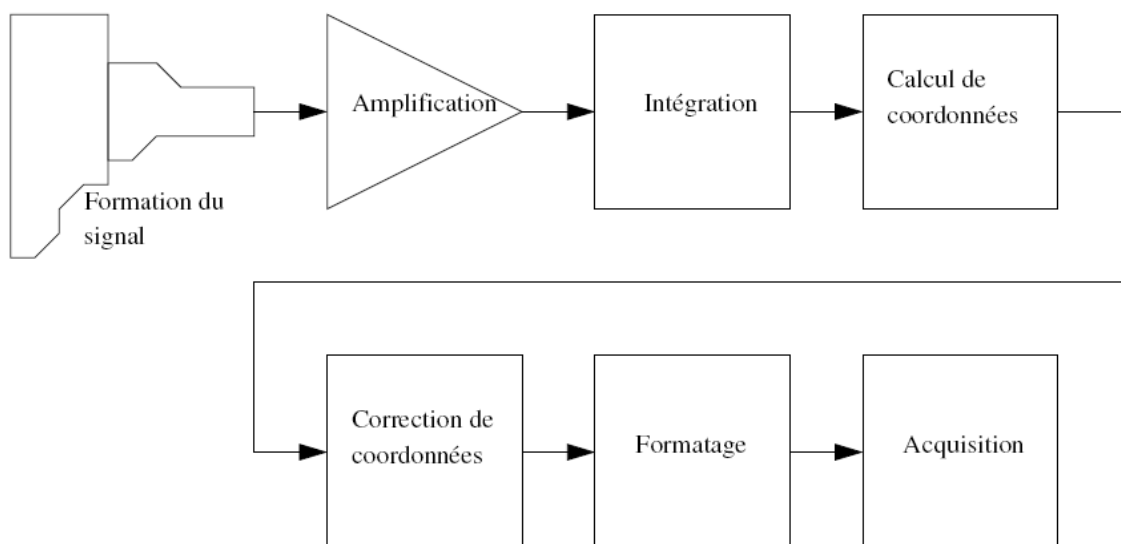


Figure I.21 : Chaîne de traitement des signaux

Les caméras analogiques sont remplacées aujourd'hui par des caméras dites digitales, dans lesquelles le signal n'est plus numérisé à la sortie du circuit de positionnement mais à la sortie de chaque tube photomultiplicateur. Cette numérisation « individuelle » est suivie d'une série de corrections individuelles avant le calcul de la position. Ce qui permet en particulier de rendre le calcul de la position indépendant de l'énergie de l'isotope utilisé [Blo99], de réduire l'effet de bords et le phénomène d'empilement.

I.2.3.4 Caractéristiques d'une gamma caméra :

Les performances d'une gamma-caméra sont caractérisées par des paramètres dépendant des propriétés de ses composants. En effet, en raison des imperfections inhérentes aux détecteurs et à l'électronique associée mais aussi au caractère statistique que revêt le processus de scintillation et des interactions des photons dans le cristal, l'image que fournit une gamma caméra de la distribution du radiopharmaceutique dans l'organisme présente des artefacts.

Les principaux paramètres caractérisant une gamma caméra sont :

➤ La résolution spatiale :

L'image d'une source ponctuelle fournie par le détecteur n'est pas un point mais une tâche. Cette dégradation est décrite par la résolution spatiale qui correspond à la plus petite distance entre deux sources ponctuelles telles que celles-ci soient discernables sur l'image acquise. Elle est mesurée par la largeur à mi-hauteur LMH (en Anglais FWHM pour Full Width Half Maximum) de la Fonction de Dispersion Ponctuelle FDP (PSF en Anglais pour Point Spread Function) ou linéaire FDL, obtenue en traçant un profil à travers l'image d'une source ponctuelle ou d'une source linéaire respectivement (figure I.22).

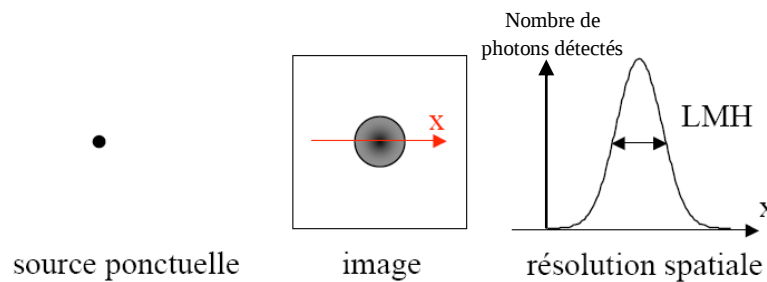


Figure I.22 : Résolution spatiale

Signification de la largeur à mi – hauteur de la FDP :

Comme on peut le voir sur la figure I.23, deux gouttes de radioactivité séparées par une distance « d » vont produire deux réponses impulsionnelles dont les LMH sont centrées sur deux points images séparés par la même distance d .

Ces deux réponses s'ajoutent, deux situations sont possibles [Mar10]:

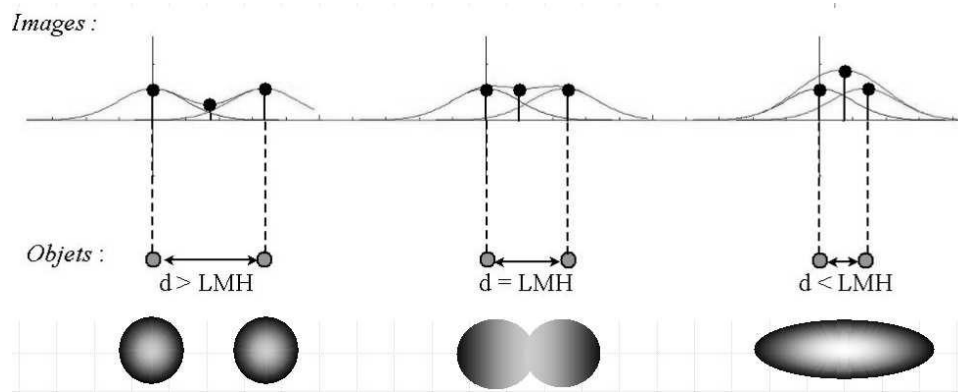


Figure I.23 : Signification de la largeur à mi - hauteur de la FDP

- dans le cas où : $d > LMH$, les deux gouttes sont discernables.
- par contre si : $d \leq LMH$, les deux gouttes de radioactivité sont confondues.

La LMH est appelée aussi pouvoir séparateur de l'appareil d'imagerie.

La résolution spatiale du système est donnée par la formule [Ham04]:

$$R = \sqrt{R_i^2 + R_c^2} \quad (I.12)$$

où R_i représente la contribution de la résolution spatiale du détecteur (intrinsèque) et R_c celle du collimateur.

La résolution spatiale intrinsèque R_i est fixe et vaut entre 2,5 et 3,5 mm pour les caméras actuelles [Mad07], par contre R_c dépend de la géométrie du collimateur et varie de façon quasi linéaire avec la distance source - collimateur [Kou98]. Pour un collimateur parallèle elle est exprimée par :

$$R_c \approx \frac{\left(\frac{e}{e+s} \right) (H_e + b + d)}{H_e} \quad (I.13)$$

où e , s , b , d et H_e désignent respectivement le diamètre des trous du collimateur, l'épaisseur septale, la distance entre le collimateur et le plan médian de détection, la distance entre la source et la face avant du collimateur, la longueur effective des canaux calculée en tenant compte de la hauteur du collimateur H et du coefficient d'atténuation μ du matériau constituant le collimateur (figure I.24), tel que :

$$H_e = H - 2/\mu. \quad (\text{I.14})$$

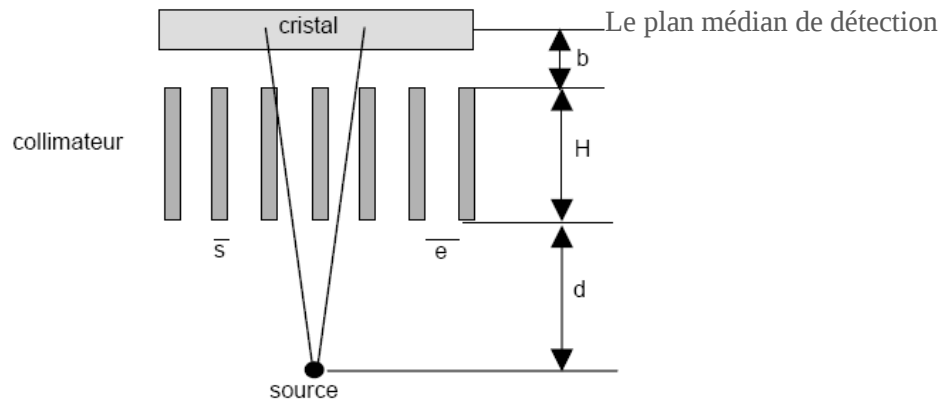


Figure I.24 : Paramètres du collimateur parallèle

Diminuer la résolution spatiale du collimateur par la réduction de la distance source – collimateur et l'augmentation de la longueur des trous et de l'épaisseur septale, permettrait d'améliorer la résolution spatiale de la gamma caméra mais au détriment de sa sensibilité.

La résolution spatiale des différentes gamma-caméras actuelles, à scintillation et à collimation parallèle, varie entre 4 et 6 mm [Aou09].

➤ La résolution en énergie :

La résolution en énergie d'une gamma caméra représente sa capacité à déterminer avec précision l'énergie d'un photon γ détecté.

Elle est caractérisée par le rapport de la largeur à mi-hauteur de la réponse en énergie sur l'énergie d'émission du radionucléide utilisé (figure I.25).

$$R_e = \frac{\Delta E}{E} \times 100 \quad (\text{I.15})$$

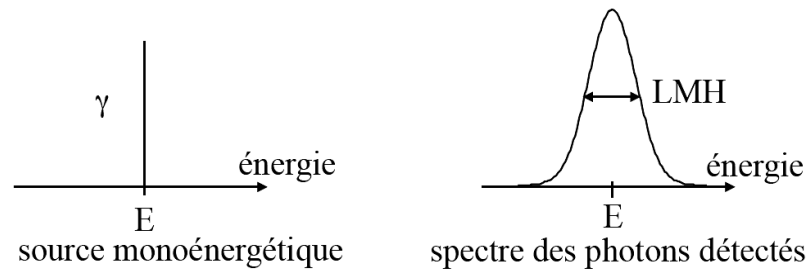


Figure I.25 : La réponse en énergie

Sa dégradation est due essentiellement aux fluctuations statistiques du nombre de photons optiques émis par la scintillation, de celles du rendement quantique des photocathodes et du gain des tubes photomultiplicateurs et de l'électronique d'acquisition [Laz03].

Une meilleure résolution en énergie permet la distinction entre photons diffusés et photons primaires. Pour les caméras actuelles, elle est de l'ordre de 10 % pour des photons d'énergie égale à 140 keV (énergie d'émission du ^{99m}Tc).

➤ Le temps mort :

Une chaîne de mesure, quelles que soient les qualités du détecteur et l'électronique associée, ne peut prendre en compte l'intégralité des événements physiques qui lui parviennent de la source radioactive. Une durée de temps finie est nécessaire pour que deux événements successifs soient discriminés. Ce temps est appelé temps mort. En dessous de cette valeur minimum les événements qui se succèdent ne sont pas distingués engendrant ainsi une perte de comptage [Bar09].

Il existe deux types de temps mort. Le temps mort non paralysable et celui paralysable. Dans le cas non paralysable, le système ne prend en compte un second événement qu'après un instant τ (figure I.26 (b)).

Le taux de comptage est de la forme [Bar09]:

$$N_c = \frac{N_r}{1 + N_r \tau} \quad (\text{I.16})$$

où :

N_r : est le taux de comptage réel ou corrigé

N_c : le taux de comptage mesuré

τ : le temps mort de l'ensemble de mesure

Par contre dans un système paralysable l'arrivée d'un événement durant la période du temps mort τ , entraînera l'allongement de ce dernier (figure I.26 (a)).

Dans ce cas le taux de comptage est de la forme :

$$N_c = N_r \cdot e^{-N_r \cdot \tau} \quad (\text{I.17})$$

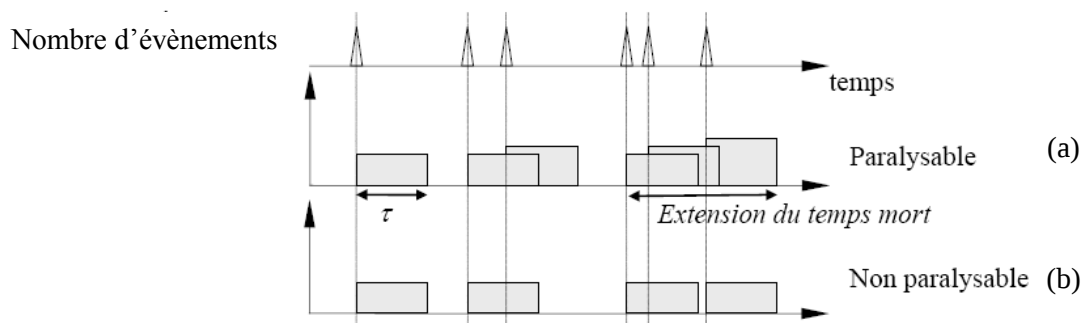


Figure I.26 : Les types de temps mort : (a) paralysable, (b) non paralysable

➤ Le taux de comptage :

Le taux de comptage d'une gamma caméra traduit sa capacité à traiter un grand nombre d'événements par unité de temps. Plus le temps mort est court, plus le taux de comptage est élevé. D'autre part, un taux de comptage trop élevé pourrait engendrer des pertes. En effet, l'arrivée de deux événements trop proches dans le temps pourrait être considérée par le circuit électronique comme une impulsion unique dont l'énergie apparente pourrait être en dehors de la fenêtre spectrométrique, dans ce cas l'impulsion serait rejetée. La détection simultanée de deux photons issus de diffusion Compton quant à elle, pourrait donner lieu à un seul événement dont l'énergie serait suffisante pour appartenir à la fenêtre du photopic. On

recherche alors un compromis de façon à avoir un taux de comptage qui ne donne pas lieu à une perte supérieure à 20 % [Aou09].

Le taux de comptage est de l'ordre de 10^5 à 10^6 coups par seconde pour les caméras actuelles [Gag05].

➤ **La sensibilité :**

Elle représente la probabilité de détection des photons incidents [Ham04]. Elle est définie comme le rapport du nombre total de photons détectés par le système sur le nombre de photons émis par la source radioactive et est souvent exprimée en nombre de coups par minute par mCi ou nombre de coups par seconde par MBq. Elle dépend de la conception, des caractéristiques et des performances du cristal et des photomultiplicateurs, du spectre énergétique et de la transmission du collimateur pour l'énergie considérée [San07].

Avec un collimateur parallèle, elle peut s'écrire [Com99] :

$$S = \frac{\pi e^4}{64 H_e^2} \frac{3 D^2}{4 (e + s)^2} \varepsilon_p \quad (\text{I.18})$$

e , s , D , H_e et ε_p désignent respectivement le diamètre des trous du collimateur, l'épaisseur septale, le diamètre du cristal, la longueur effective des canaux et l'efficacité de comptage dans le pic d'absorption totale qui ne dépend que de l'épaisseur du cristal.

L'équation (I.18) montre que dans le cas d'un collimateur parallèle, la sensibilité est indépendante de la distance de la source radioactive par rapport à la tête de détection et, qu'à l'inverse de la résolution spatiale, augmenter le diamètre des trous du collimateur et diminuer la longueur de ses canaux augmente la sensibilité.

Sa variation n'est pas linéaire en fonction du taux de comptage, elle décroît pour les taux de comptage élevés en raison du temps mort.

La sensibilité est de l'ordre de 0,01 % pour les caméras à collimateurs parallèles [Mad07]. Cela signifie que l'on détecte 1 photon pour 10000 photons émis!

➤ **L'uniformité :**

L'uniformité désigne l'aptitude d'une gamma caméra à produire une réponse homogène lorsqu'elle est soumise à un flux homogène de photons. L'uniformité caractérise donc la variabilité de la densité observée. Son contrôle se fait d'abord visuellement sur les images acquises puis par le calcul des indices de NEMA (Association Nationale des Fabricants d'Appareillages Electriques en anglais National Electric Manufacturer Association). Ces indices traduisent le degré d'uniformité du détecteur et sont calculés pour le champ de vue intégral UFOV (Usefull Field Of View) et le champ de vue central CFOV (Central Field Of View). Le UFOV représente la surface utile totale du détecteur, par contre le CFOV représente la partie centrale du champ, soit 75 % de l'UFOV [Rov08].

a) L'indice d'Uniformité Intégrale (UI) : Ce paramètre reflète la variation maximale du nombre de coups par pixel sur la totalité de l'image. Il est donné par :

$$UI(\%) = 100 \times \frac{(C_{max} - C_{min})}{(C_{max} + C_{min})} \% \quad (I.19)$$

Où C_{max} et C_{min} sont respectivement le nombre de coups maximal et minimal du contenu de l'ensemble des pixels de l'image.

b) L'indice d'Uniformité Différentielle (UD) : Cet indice indique les variations locales du taux de comptage sur 5 pixels adjacents pour chaque ligne et chaque colonne de l'image. Le maximum ($Max\Delta C$) et le minimum ($Min\Delta C$) de la plus grande variation sur toutes les séries de cinq pixels sont calculés. Le rapport de la différence entre ce maximum et ce minimum à leur somme représente l'uniformité différentielle :

$$UD(\%) = 100 \times \frac{(Max\Delta C - Min\Delta C)}{(Max\Delta C + Min\Delta C)} \quad (I.20)$$

Idéalement, l'uniformité intégrale et l'uniformité différentielle devraient être égales à 0, mais ce n'est jamais le cas [Ser08]. Dans la pratique, des limites indicatives sont données pour ces uniformités. L'uniformité intégrale ne doit pas dépasser 4 à 5 % pour le UFOV et 3 à 3,5 % pour le CFOV, par contre la limite supérieure admissible de l'uniformité différentielle est 2,5 à 3 % pour le UFOV et 2 à 2,5 % pour le CFOV [Ser05].

➤ **La linéarité de la réponse :**

La linéarité d'une gamma caméra représente son aptitude à reproduire une image conforme à l'objet, sans distorsion géométrique (figure I.27). Elle traduit donc sa capacité à déterminer précisément les coordonnées de l'interaction du photon dans le cristal.

Comme le montre la figure (I.27), la linéarité est mesurée (en %) par le rapport entre l'écart maximum Δx de l'image d'une source linéaire et sa longueur L .

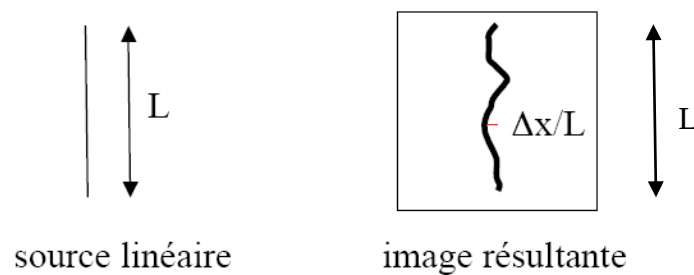


Figure I.27 : Image résultante d'une source linéaire

I.2.3.5 Contrôle de qualité d'une gamma caméra :

Dans le cadre global de l'assurance qualité, tout appareil d'imagerie doit faire objet d'un programme de contrôle qualité [Voy10]. On procède au contrôle de qualité d'une gamma caméra dès son installation afin d'évaluer ses performances initiales et de vérifier qu'elles correspondent aux spécifications annoncées par le constructeur. Ce contrôle est suivi par des tests de référence qui sont effectués lors de déplacements de l'appareil ou en cas de réparations importantes ou interventions pouvant modifier la réponse du système.

Finalement des tests de routine sont effectués périodiquement pour le suivi régulier du fonctionnement de la gamma caméra [AIEA09]. Ces tests consistent en la surveillance, l'évaluation et le maintien à un niveau optimal de ses caractéristiques et la détection de tout changement pouvant nécessiter l'intervention d'un service technique [Mur87].

La mesure des performances d'une gamma caméra s'effectue en mode planaire [Nam09], en mode corps entier et également en mode tomographique [Bou10].

I.2.3.6 Les différents modes d'acquisition :

La gamma caméra offre la possibilité d'obtenir différents types d'images. On distingue plusieurs modes d'acquisition, utilisés selon la nature du phénomène physiologique exploré et sa localisation anatomique.

➤ Le mode planaire statique :

Dans un examen statique, la caméra est fixe par rapport au patient et une image est acquise pendant une durée déterminée sous une certaine incidence. Cette image fournit une représentation bidimensionnelle de la distribution tridimensionnelle du radiotraceur dans la région examinée. Elle permet de fournir essentiellement des informations qualitatives sur le fonctionnement de l'organe étudié. Ce mode est utilisé pour les scintigraphies thyroïdiennes, pulmonaires, osseuses précoces ...etc.

➤ Le mode planaire corps entier :

Dans le cas d'une scintigraphie osseuse par exemple, où la région à explorer est de dimension supérieure au champ de vue de la caméra, le patient est allongé sur le lit d'examen, tandis que la caméra effectue un balayage du corps entier par déplacement à vitesse constante.

➤ Le mode dynamique :

Lors d'un examen dynamique, la caméra est statique. Une suite d'images successives espacées dans le temps est enregistrée permettant d'observer l'évolution de la distribution du radiotraceur dans le temps et d'avoir des informations quantitatives sur le fonctionnement de certains organes comme le cœur, les reins ou les poumons.

➤ Le mode multi-isotopique :

Ce mode est utilisé lorsqu'aucun radioisotope ne présente de fort tropisme pour un organe cible. Il consiste en l'acquisition parfois simultanée des distributions de deux ou de plusieurs radiotraceurs par l'utilisation de fenêtres spectrométriques correspondant au pic photoélectrique propre à chaque isotope. Il peut être réalisé en mode planaire, statique ou dynamique, mais aussi en mode tomographique.

➤ **Le mode synchronisé :**

Le mode synchronisé permet l'analyse d'organes en mouvement tel que le cœur. Il permet de réaliser dans ce cas, une acquisition cardiaque (planaire ou tomographique) couplée à un électrocardiogramme (ECG). Le cycle cardiaque est divisé en "n" segments de durée égale. Pour chaque segment une image est créée. Aux prochains cycles, de nouvelles séquences d'images sont enregistrées et additionnées (figure 1.28). Les événements sont ainsi distribués en fonction de leur position temporelle à l'intérieur du cycle cardiaque [Com05].

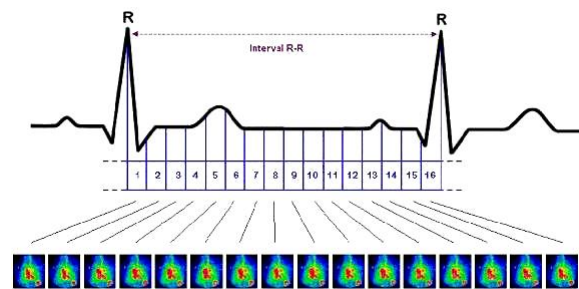


Figure 1.28 : Synchronisation des images par rapport à l'ECG
(cas de 16 segments) [Com05]

La synchronisation peut également être mise en œuvre pour l'acquisition d'images au voisinage du poumon en couplant leur l'acquisition aux mouvements respiratoires [Zim06].

➤ **Le mode tomographique :**

En mode tomographie, la caméra est mobile, elle tourne autour du patient suivant des angles variables. Une succession d'images planaires appelées projections est acquise sous diverses incidences. Après reconstruction tomographique, ces projections sont converties en une image volumique présentée sous formes de coupes dont l'orientation correspond aux orientations anatomiques classiques : transverse, coronale et sagittale [Ser08].

Des informations bidimensionnelles de la distribution tridimensionnelle du radiotraceur sont obtenues donnant lieu à une interprétation qualitative et /ou quantitative [Gra02].

L'avantage du mode tomographique par rapport au mode planaire statique est d'offrir une amélioration du contraste entre les régions et de permettre une meilleure localisation spatiale. Il permet donc la détection améliorée des fonctions anormales et une meilleure quantification [Elb06].

I.3 Facteurs de dégradation de l'image en TEMP :

Les causes de dégradation d'image en TEMP peuvent être divisées en quatre groupes [Oga04] :

- ✓ Les facteurs physiques
- ✓ Les facteurs physiologiques
- ✓ Les facteurs technologiques
- ✓ Les facteurs relatifs à la reconstruction d'image

I.3.1 Les facteurs physiques :

Les facteurs physiques correspondent aux interactions des photons gamma avec les atomes constituant le corps humain et le système de détection. Les plus pénalisants sont l'atténuation et la diffusion, à ces facteurs, s'ajoutent le bruit statistique et le mouvement propre.

I.3.1.1 L'atténuation et la diffusion:

Comme nous l'avons vu précédemment, les différentes interactions du photon avec le milieu sont l'absorption photoélectrique, les diffusions Compton et Rayleigh et la création de paire.

Conséquence de l'atténuation en TEMP :

L'atténuation est le facteur qui affecte le plus la quantification et la qualité des images TEMP. L'absorption d'une partie importante de ces photons entraîne une diminution du signal mesuré. Ceci induit une sous-estimation de l'activité de plus de 70 %.

Conséquence de la diffusion en TEMP :

Dans son parcours à travers la matière dans le corps du patient, la table ou dans le détecteur, un photon peut subir une ou plusieurs diffusions Compton ou Rayleigh et ainsi être dévié de sa trajectoire. Dans la plupart des examens cliniques, 30 % à 40 % des photons détectés dans la fenêtre du photo - pic sont des photons diffusés [Hut11].

Ceci entraîne des erreurs de localisation de l'activité présente dans l'organisme (voir la figure I.29, cas B), ainsi qu'une baisse du contraste, du rapport signal sur bruit et une perte en résolution spatiale d'où la nécessité d'une correction.

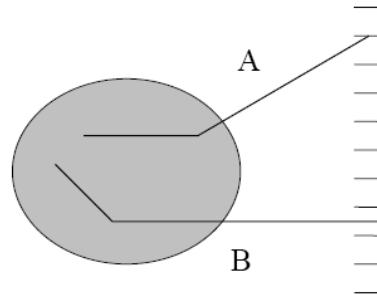


Figure I.29 : Artéfacts dus à l'effet Compton

I.3.1.2 Le bruit statistique et le mouvement propre :

Le bruit statistique est dû au fait que la désintégration radioactive soit un phénomène aléatoire qui suit la loi de Poisson.

Le mouvement propre est le signal mesuré par un dispositif de mesure en l'absence de tout échantillon radioactif. Plus il est élevé, plus l'incertitude sur les mesures de faibles activités augmente. Le mouvement propre a essentiellement deux origines :

a) Le bruit de fond :

Ce terme, employé à tort à la place de celui de mouvement propre, provient du système de mesure qui débite de faibles courants ou délivre des impulsions parasites [Bar09].

b) La radioactivité ambiante :

Elle est essentiellement due aux sources radioactives présentes dans le service, mais peut être aussi d'origine naturelle [Bar09].

C'est un facteur important en médecine nucléaire. Il peut être réduit par l'acquisition d'un nombre élevé de coups. Pour cela, il faut augmenter le temps d'acquisition, l'activité injectée au patient ou encore la sensibilité du système. [Ser05].

I.3.2 Les facteurs physiologiques :

Les mouvements du patient durant l'examen génèrent des artéfacts sur les images acquises. Ces mouvements peuvent être d'origines physiologiques liés aux mouvements des

organes internes tels que le coeur et les poumons, ou fortuits en raison de la durée parfois importante des examens.

La cinétique des radiopharmaceutiques peut aussi être la cause d'artéfacts, surtout si le temps d'acquisition est trop long par rapport aux variations temporelles de la radioactivité dans l'organe étudié. Le temps d'acquisition doit être inférieur à la moitié de la période effective du traceur [Com99].

I.3.3 Les facteurs technologiques :

Ces facteurs sont liés directement à la gamma caméra et à ses limites. Ceux qui ont le plus d'impact sur les images sont la dégradation de la résolution en fonction de la distance source - détecteur, l'effet de volume partiel et le taux de comptage limité.

I.3.3.1 La dégradation de la résolution en fonction de la distance source - détecteur:

La variation de la résolution du collimateur en fonction de la distance source – détecteur a des conséquences importantes en tomographie puisqu'elle induit un flou et des distorsions géométriques dans les images reconstruites. Comme on peut le voir sur la figure I.30, un point source positionné au centre de rotation de la caméra (B) va se projeter avec la même résolution dans toutes les directions de projection, par contre une source ponctuelle décentrée va se projeter sur le détecteur avec une résolution différente selon la position angulaire de celui-ci (points source A et C). Quantitativement, elle peut entraîner à cause de l'effet de volume partiel, une sous estimation des concentrations des activités dans les organes. C'est pourquoi il est important de corriger ce facteur [Kou98].

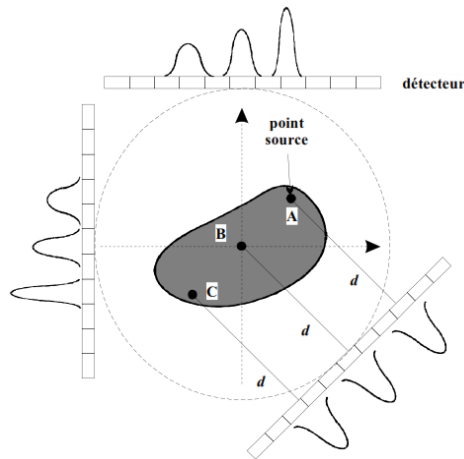


Figure I.30 : Effets de la perte de résolution sur les projections

I.3.3.2 L'effet du volume partiel :

Les origines de l'effet du volume partiel sont la résolution spatiale limitée du détecteur et l'échantillonnage des images sur une grille de pixels. Il affecte essentiellement les lésions dont la taille est inférieure à trois fois la résolution spatiale du système et induit une sous estimation de l'activité présente dans ces lésions et une surestimation sur les structures voisines (figure I.31).

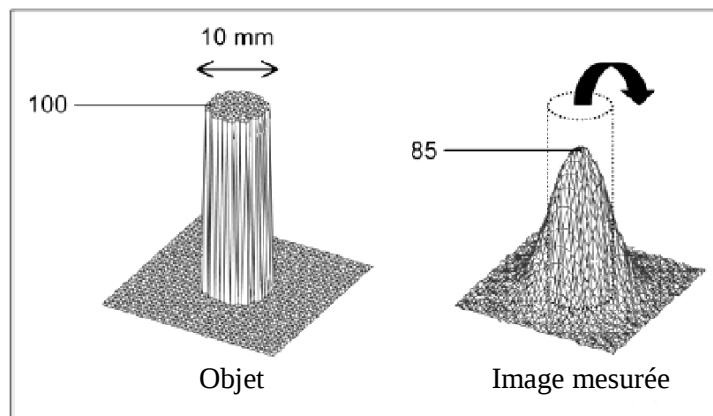


Figure I.31 : Effet du volume partiel - Source circulaire de 10 mm d'intensité arbitraire fixée à 100 apparaît plus étalée sur l'image avec l'intensité maximale réduite à 85 % [Car09]

I.3.4 Les facteurs relatifs à la reconstruction d'image :

Ces facteurs résident essentiellement dans l'utilisation inappropriée des méthodes de reconstruction d'images.

I.4 Radioprotection du patient en imagerie nucléaire :

L'exposition de l'homme aux rayonnements ionisants est due pour 25 % à une exposition d'origine artificielle, dont une grande partie (85 %) est due à l'utilisation médicale de ces rayonnements. La médecine nucléaire ne contribue que peu à cette exposition de part le nombre de patients qui est beaucoup moins important qu'en radiologie [CNH98].

On distingue deux modes d'exposition ; l'irradiation externe et la contamination.

L'irradiation externe survient lors d'une exposition à des sources radioactives. Son intensité varie proportionnellement avec la durée d'exposition et inversement proportionnellement avec la distance.

Quant à la contamination, elle survient lors d'un contact avec des substances radioactives, elle peut être externe ou interne. Une contamination externe résulte du dépôt de substances radioactives à la surface du corps (peau, cheveux ... etc), quant à la contamination interne, elle est le résultat de la pénétration de ces substances à l'intérieur de l'organisme par inhalation, ingestion ou migration à travers la peau.

L'exposition externe du patient dans un service de Médecine Nucléaire est négligeable par rapport à l'exposition interne qui est nécessaire à l'examen. Le risque encouru est justifié par le bénéfice que peut lui apporter cet examen si la technique d'imagerie utilisée est la plus appropriée. Néanmoins, les activités administrées doivent être réduites au maximum tout en assurant la qualité d'image nécessaire à l'obtention de l'information désirée.

Des mesures particulières de radioprotection doivent être prises pour les femmes en période d'activité génitale, de grossesse et d'allaitement ainsi que chez les enfants.

L'entourage du patient doit être protégé par des séjours obligatoires du patient à l'hôpital (de quelques heures pour des examens diagnostiques) et par des consignes dispensées à ce dernier à sa sortie du service.

Chapitre II

Le code Monte Carlo "GATE"

II.1. Introduction :

C'est vers la fin de la seconde guerre mondiale et dans le cadre du projet américain Manhattan que la méthode Monte Carlo sera mise au point par John Von Neumann, Stanislaw Ulam et Nicholas Metropolis pour la simulation du comportement des neutrons dans les matériaux fissiles.

Le caractère aléatoire que revêt cette méthode lui a valu son nom, en référence à la capitale de la principauté de Monaco réputée pour ses casinos où se pratiquent des jeux de hasard.

Nous exposerons dans ce chapitre quelques notions sur la méthode Monte Carlo. Nous passerons brièvement en revue les codes utilisés en médecine nucléaire, puis nous aborderons plus en détail le code de simulation GATE.

II.2. Principe de la méthode Monte Carlo :

Il s'agit d'une méthode statistique basée sur la simulation sur ordinateur d'un phénomène stochastique par l'utilisation de séquences de nombres générés aléatoirement suivant des lois de probabilité ou de fonctions de densité de probabilité. Elle permet de résoudre numériquement des problèmes physiques ne pouvant être résolus par des méthodes analytiques.

Elle est particulièrement bien adaptée à la physique nucléaire en raison de la nature stochastique que revêtent les processus d'émission, de transport et de détection des particules [Rey07]. La simulation permet le suivi de ces particules depuis leurs naissances jusqu'à leurs points d'arrêt. Leurs trajectoires sont simulées à partir de nombres aléatoires et de sections efficaces reproduisant le phénomène physique.

Elle fut utilisée pour la première fois en médecine nucléaire en 1960 par Hal Oscar Anger pour la simulation de la réponse physique de sa gamma caméra [Mer07].

Grâce aux avancées technologiques dans le domaine informatique, la méthode Monte Carlo est devenue un outil incontournable en imagerie nucléaire. Plusieurs travaux ont été publiés sur ce sujet traitant à la fois de l'optimisation de la conception des systèmes d'imagerie, du développement de méthodes de correction et de l'évaluation de techniques de corrections ou d'algorithmes de reconstruction [Buv02].

II.2.1 La génération de nombres aléatoires:

Une simulation Monte Carlo fait intervenir des nombres aléatoires. La génération de ces nombres se faisait par des techniques telles que le lancer de dés ou de pièces, la mesure de la désintégration de particules radioactives ou le bruit de grenaille de composants électroniques. Cependant ces techniques présentaient plusieurs désavantages comme le temps nécessaire à leur exécution ou les suites de nombres obtenues qui ne sont pas reproductibles. Le développement des technologies informatiques a permis la génération de ces nombres sur ordinateurs grâce à des algorithmes mathématiques définis, la raison pour laquelle ils sont qualifiés de nombres "pseudo – aléatoires".

La qualité de ces générateurs détermine l'efficacité de la simulation, les séquences de nombres aléatoires obtenus doivent présenter certaines propriétés.

Si on considère des séquences tirées suivant une loi de probabilité, idéalement, celles-ci doivent être uniformément distribuées et non biaisées. Elles peuvent aussi être divisibles en plusieurs sous séquences qui ne doivent pas présenter de corrélation ; une sous-séquence de nombres aléatoires ne doit pas être corrélée avec une autre sous-séquence. Les séquences doivent pouvoir être facilement modifiées par l'ajustement d'une valeur initiale du générateur. Elles doivent être reproductibles permettant ainsi de répéter la simulation si besoin et portables entre les divers systèmes d'exploitation. Le générateur doit avoir une large période, de telle façon que les nombres pseudo-aléatoires ne se répètent qu'après une génération très importante de nombres aléatoires. Les séquences doivent aussi être générées rapidement sur des systèmes ayant des mémoires limitées et doivent satisfaire n'importe quel test statistique [Cod96].

Historiquement, la méthode du carré médian (Middle Square) est l'une des premières génératrices de nombres aléatoires ; elle a été proposée par Von Neumann à la fin des années 1940 [Dod08]. Simple et rapide, elle consiste à élever au carré un nombre de 2k chiffres et de prendre pour terme suivant le nombre de 2k chiffres du milieu du résultat et l'utiliser pour l'itération suivante et ainsi de suite. Un de ses défauts majeurs est sa courte période. Cette méthode a été dépassée par des techniques plus performantes.

Une classe très répandue de générateurs est fondée sur des congruences, d'autres s'inspirent des suites du type Fibonacci ou font appel à des registres à décalage [Dod08].

Un générateur congruentiel repose sur un algorithme simple défini par la relation :

$$x_i = (ax_{i-1} + b) \bmod m \quad (\text{II.1})$$

où a , b , m et x sont des entiers positifs donnés. a est appelé le multiplicateur, b l'incrément, m le modulo et x_0 la valeur initiale (seed en anglais).

Par contre, les générateurs de types Fibonacci sont basés sur l'algorithme :

$$x_n = x_{n-j} + x_{n-k} \pmod{2^m} \quad (\text{II.2})$$

Un type particulier de registre à décalage à rétroaction, le Mersenne twister, est la référence actuelle en matière de générateur pseudo-aléatoire avec une période de $2^{19937} - 1$ [Elb06].

II.2.2 Les méthodes d'échantillonnage :

Dans une simulation Monte Carlo, les processus physiques sont modélisés en termes de fonction de densité de probabilité (FDP). Si la FDP gouvernant le processus physique en question est connue, la variable aléatoire peut alors être échantillonnée. Par exemple, si la section efficace de l'interaction du photon avec un milieu donné est connue, le libre parcours moyen peut être échantillonné [Cou09].

En admettant que X est la variable aléatoire associée au processus physique et $f(x)$ la FDP qui décrit sa probabilité d'occurrence, on appelle $F(x)$, primitive de $f(x)$, la fonction de répartition (ou densité de probabilité cumulée) de X , telle que :

$$F(x) = P(X \leq x) = \int_{x_{\min}}^x f(u) du \quad (\text{II.3})$$

$F(x)$ prend des valeurs situées dans l'intervalle $[0, 1]$. La variable X peut alors être échantillonnée en utilisant des nombres aléatoires distribués uniformément dans cet intervalle grâce aux méthodes suivantes :

II.2.2.1 La méthode directe :

C'est la méthode la plus simple. Elle est appliquée lorsque la FDP est intégrable et non négative [Bie01] et que $F(x)$ est facilement inversible.

La variable échantillonnée x est alors associée à un nombre aléatoire R choisi au hasard dans l'intervalle $[0, 1]$, tel que :

$$R = F(x) \quad (\text{II.4})$$

et sera déduite par :

$$x = F^{-1}(R) \quad (\text{II.5})$$

Une application simple de cette méthode est le calcul de la distance entre deux interactions (cf § II.2.3.4 a).

II.2.2.2 La méthode du rejet :

Si par contre, la fonction $F(x)$ n'est pas facilement inversible et que la FDP est bornée sur son intervalle de définition, la méthode de rejet est utilisée pour échantillonner la variable X .

Elle consiste à définir une fonction $g(x)$ qui correspond à la normalisation de la FDP à sa valeur maximale :

$$g(x) = \frac{f(x)}{f_{\max}} \quad (\text{II.6})$$

puis à tirer un nombre aléatoire r_1 dans l'intervalle $[0, 1]$ et l'utiliser pour calculer la variable X selon la relation :

$$x = x_{\min} + r_1(x_{\max} - x_{\min}) \quad (\text{II.7})$$

On tire ensuite un second nombre aléatoire r_2 , si $r_2 < g(x)$, x est acceptée sinon un nouveau couple de nombre (r_1, r_2) est généré.

Un exemple de l'utilisation de cette technique est la détermination de l'énergie du photon et de l'angle de diffusion lors d'une interaction Compton.

II.2.2.3 La méthode mixte :

Dans le cas où les deux méthodes précédentes ne sont pas applicables, on utilise une méthode mixte qui les combine.

On suppose que la FDP peut s'écrire sous la forme :

$$p(x) = f(x)g(x) \quad (\text{II.8})$$

où :

$f(x)$ est une fonction inversible alors que $g(x)$ est relativement difficile à inverser.

Puis, on suit les étapes suivantes [Bie01] :

1- On normalise $f(x)$ pour obtenir $\tilde{f}(x)$, tel que : $\int_{x_{\min}}^{x_{\max}} \tilde{f}(x) dx = 1$

2- On normalise $g(x)$ pour obtenir $\tilde{g}(x)$, tel que : $\tilde{g}(x) \leq 1 \forall x \in [x_{\min}, x_{\max}]$.

3- On utilise la méthode directe pour générer la variable x en prenant $\tilde{f}(x)$ comme FDP.

4- On utilise x et on applique la méthode du rejet en utilisant cette fois la fonction $\tilde{g}(x)$, cela revient à choisir un nombre aléatoire R et à n'accepter x que si $\tilde{g}(x) \leq R$, sinon on revient à l'étape 3.

II.2.3.4 Exemple d'échantillonnage :

Prenons le cas d'un photon ; l'estimation de son parcours et le choix du type d'interaction qu'il a pu subir en traversant un matériau d'une densité μ peuvent être échantillonnés de la manière suivante.

a) Le parcours du photon :

On sait que le taux de photons transmis dans un milieu d'épaisseur x et de coefficient d'atténuation μ est :

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (\text{II.9})$$

La fonction de densité de probabilité qui représente la probabilité qu'a le photon d'interagir entre x et $x + dx$ est :

$$f(x) = \mu e^{-\mu x} dx \quad (\text{II.10})$$

La FDP cumulée qui représente la probabilité qu'un photon parcourt au moins la distance d est donnée par :

$$F(d) = \int_0^d \mu e^{-\mu x} dx = -e^{-\mu x} \Big|_0^d = 1 - e^{-\mu d}$$

$$F(d) = 1 - e^{-\mu d} \quad (\text{II.11})$$

Un nombre R sera tiré au hasard dans l'intervalle $[0,1]$ pour modéliser cette probabilité. Puisque dans ce cas F est inversible, la distance d d'interaction sera obtenue comme suit :

$$R = F(d) = 1 - e^{-\mu d}$$

$$\Rightarrow d = -\frac{1}{\mu} \ln(1 - R) \quad (\text{II.12})$$

Donc :

$$d = -\lambda \ln(1 - R) \quad (\text{II.13})$$

λ étant le libre parcours moyen du photon à une énergie et pour un matériel donnés.

$(1 - R)$ étant un nombre aléatoire ayant la même distribution que R , on obtient :

$$d = -\lambda \ln(R) \quad (\text{II.14})$$

b) Le choix du type d'interaction :

Un photon peut essentiellement interagir soit par effet photoélectrique, diffusion Compton, diffusion Rayleigh ou par la production de paire si son énergie est supérieure à 1,022 MeV. La probabilité d'occurrence de ces interactions est donnée par leurs sections efficaces différentielles (respectivement $\tau, \sigma_{CE}, \sigma_R, \kappa$). Ces sections efficaces sont tabulées pour différentes énergies du photon et matériaux traversés.

La somme de ces sections efficaces :

$$\sigma_{totale} = \tau + \sigma_{CE} + \sigma_R + \kappa \quad (II.15)$$

appelée section efficace totale, représente la probabilité par unité de longueur que le photon subisse l'une de ces interactions.

Pour sélectionner un type d'interaction lors d'une simulation, un nombre aléatoire R est tiré uniformément dans l'intervalle [0, 1] :

- Si : $R < \tau / \sigma_{totale}$ l'effet photoélectrique est choisi
- Si : $R < (\tau + \sigma_{CE}) / \sigma_{totale}$ la diffusion Compton est choisie
- Si : $R < (\tau + \sigma_{CE} + \sigma_R) / \sigma_{totale}$ la diffusion Rayleigh est choisie
- Autrement, c'est la production de paires qui est choisie.

II.2.3 Paramètres de performances liés aux calculs Monte Carlo :

II.2.3.1 Estimation des incertitudes :

Les résultats issus d'une simulation Monte Carlo sont soumis à des incertitudes de deux types : statistiques de type A et non statistiques de type B, leur somme quadratique fournissant l'incertitude globale.

➤ Les incertitudes statistiques de type A :

Ces incertitudes sont intrinsèques à toute technique basée sur un procédé statistique, elles entachent inévitablement les résultats obtenus par simulation MC.

Soit X la grandeur d'intérêt à évaluer au cours d'une simulation MC de N tirages aléatoires ou histoires indépendantes et x_i la valeur calculée à la $i^{\text{ème}}$ histoire. La valeur moyenne de X est donnée par :

$$\bar{X} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (\text{II.16})$$

et l'écart type de la moyenne (ou l'incertitude statistique) par :

$$\sigma_{\bar{X}} = \sqrt{\frac{1}{N} \left[\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{X})^2 \right]} \quad (\text{II.17})$$

➤ **Les incertitudes systématiques (non statistiques) de type B :**

Ces incertitudes sont liées au degré de précision des modèles physiques utilisés, à la manière dont les sections efficaces sont tabulées, interpolées et échantillonnées ou aux erreurs de programmation.

Certaines de ces erreurs sont évaluées par une comparaison entre différents codes MC ayant des modèles de diffusion distincts [Thi07].

II.2.3.2 Efficacité d'une simulation Monte Carlo :

L'efficacité d'une simulation MC est donnée par la relation :

$$\varepsilon = \frac{1}{\sigma^2 \cdot T} \quad (\text{II.18})$$

où T est le temps de calcul et σ^2 la variance de l'estimation.

Cette quantité permet une comparaison entre les performances de deux méthodes de simulation et l'estimation du gain de temps apporté par une méthode pour obtenir une variance donnée. Diminuer le temps de calcul augmente l'efficacité mais au détriment de la précision. Des techniques appelées réduction de variance peuvent être utilisées pour améliorer l'efficacité, leur utilisation cependant nécessite quelques précautions car, mal utilisées elles peuvent entraîner sa dégradation [Bla07].

II.2.3.3 Les techniques de réduction de variance :

En imagerie nucléaire monophotonique, la majorité des photons émis sont soit absorbés dans le patient lui même, soit dans le collimateur. Certains passent à côté de la tête de détection ou bien atteignent le détecteur sans produire d'interaction.

Si on considère une acquisition planaire d'un patient auquel une activité de 25 mCi a été administrée, cette acquisition produira une image où environ 500 000 coups seront comptés après une durée d'une minute. On sait que durant 1 minute $5,55 \cdot 10^{10}$ désintégrations auront lieu. Ce qui signifie que sur $5,55 \cdot 10^{10}$ événements produits, seuls $5 \cdot 10^5$ d'entre eux seront

détectés soit environ 1 sur 111 000. La simulation d'une telle configuration impliquera le suivi de tous les photons générés y compris ceux qui ne contribueront pas à la formation de l'image, ce qui augmentera considérablement le temps de calcul [Lju98].

Des méthodes de réduction de variance ont été développées afin de réduire ces temps de calcul et d'améliorer la précision des résultats fournis par une simulation. Leur utilisation fait le plus souvent associer un poids à chaque photon. Les méthodes de réduction de variance les plus connues sont l'interaction forcée, le Splitting et la Roulette Russe [Fur06] pour le mode photon et le Range rejection pour le mode électron.

a/ L'interaction forcée :

Cette technique permet d'augmenter artificiellement la probabilité d'occurrence d'un processus, comme la production des photons de freinage, lorsque la probabilité d'interaction est faible et qu'elle entraîne une variance et un temps de simulation importants.

Le libre parcours moyen est diminué d'un facteur $F < 1$ défini par le rapport [Ben11] :

$$F = \frac{\lambda_t}{\lambda_f} \quad (\text{II.19})$$

où λ_t est le libre parcours moyen et λ_f est le libre parcours moyen forcé.

Un poids w_p est associé à une particule primaire. Les particules secondaires produites auront alors un poids w_s égal à :

$$w_s = \frac{w_p}{F} \quad (\text{II.20})$$

b/ Roulette Russe et Splitting :

Le Splitting ou "le fractionnement" est appliqué lorsqu'un photon est émis en direction de la région d'intérêt. L'idée est de remplacer le photon de poids w_0 en N photons de poids $w = w_0/N$.

Par contre, la Roulette Russe consiste à éliminer les photons s'éloignant de la région d'intérêt avec une probabilité P_{kill} . Si le photon reprend la direction d'intérêt, son poids sera augmenté d'un facteur $(1 - P_{kill})^{-1}$.

Ces deux méthodes sont souvent utilisées conjointement pour améliorer la statistique en favorisant le flux des photons pouvant atteindre la région d'intérêt et en inhibant ceux qui n'y parviendront pas [Ben11].

c/ Range rejection :

Elle consiste à ne pas suivre les électrons dont le parcours ne permet pas de quitter la région où ils se situent. Ces électrons sont "tués" et leurs énergies sont considérées comme absorbées localement. Cependant les rayonnements de freinage sont négligés, c'est pourquoi il faut s'assurer que ces photons ne sont pas nécessaires au calcul des quantités d'intérêt. Cette technique peut donner de bons résultats avec un temps de calcul réduit quand elle est appliquée à des électrons sous un certain seuil d'énergie [Elb11].

II.3. Les codes Monte Carlo :

De nombreux logiciels de simulation MC pouvant être utilisés en médecine nucléaire ont été développés. Ils sont classés en deux catégories : les codes génériques et les codes spécifiques.

II.3.1 Les codes génériques :

Ces codes ont été développés pour la physique des hautes énergies et la dosimétrie. Ils sont utilisés pour la simulation des particules les plus connues. Ces codes sont dotés d'une base de développement large facilitant leur documentation et leur validation, assurant ainsi leur pérennité mais ils ont l'inconvénient d'être plus complexes et demandent le plus souvent des compétences dans la programmation. On note parmi ces codes :

II.3.1.1 Le code EGS :

Electron Gamma Shower (EGS) a été développé au Stanford Linear Accelerator Center (SLAC) [Irsin].

Il est utilisé pour la simulation en trois dimensions de cascades électromagnétiques dans n'importe quel milieu avec une géométrie arbitraire.

EGSnrc [Egsnr] est une version plus récente de EGS où des améliorations ont été apportées au niveau du transport des particules chargées et des sections efficaces de photons d'énergies variant de 1 keV à 10 GeV [Mer07].

Le code EGS est écrit en MORTRAN (une extension du Fortran).

II.3.1.2 Le code MCNP :

Le code MCNP (Monte Carlo N Particle) a été mis au point au laboratoire national de Los Alamos lors du projet Manhattan [Mcnpg]. C'est l'un des codes de calcul les plus utilisés pour la simulation du transport des particules à travers la matière [Fra07].

Il peut être utilisé pour le transport des neutrons, des photons, des ions et des électrons, seuls ou combinés [Bri00].

Depuis 1940 ce code fait l'objet de développements continus et de nouvelles versions sont régulièrement disponibles [Fur06].

Sa version MCNPX (Monte Carlo N-Particle radiation transport code eXtending the capabilities of MCNP4C), développée à partir de la version MCNP4C, permet le suivi de protons et de certaines particules lourdes chargées [Mcnpx].

On dénombre parmi ses domaines d'application la radioprotection, la dosimétrie, l'imagerie médicale, les calculs de réacteurs ou toute autre installation nucléaire [Mer07].

MCNP est développé en Fortran et langage C.

II.3.1.3 Le code PENELOPE :

Le code PENELOPE (PENetration and Energy LOSS of Positrons and Electrons) a été développé au début des années 90 par l'équipe du Professeur F. Salvat à l'Université de Barcelone [Neafr]. Conçu initialement pour le suivi des électrons et des positons, il a été adapté en 2001 pour le suivi des photons [Mey09].

La réalisation récente de ce code lui offre l'avantage d'incorporer des concepts physiques plus modernes et plus précis. Il couvre un domaine d'énergie allant de quelques centaines d'électrons volts jusqu'à des énergies de l'ordre de 1 GeV.

PENELOPE est écrit en FORTRAN.

II.3.1.4 Le code GEANT :

GEANT (GEometry AND Tracking) a été développé en 1974 au Centre Européen de Recherche Nucléaire (CERN) pour les expérimentations de physique de hautes énergies [Geant].

GEANT4, la dernière version de GEANT, a pour origine deux études réalisées indépendamment au CERN à Genève et au KEK au Japon en 1993 [Ago03].

Cette version a permis l'amélioration de l'ancienne version GEANT3, dont le développement a été gelé en 1993 en raison de la structure même du code qui rendait complexe la modification ou l'ajout de nouveaux composants.

GEANT4 est écrit en C++ et est basé sur la programmation orientée objet [Mer07]. Il permet le suivi de processus physiques sur une large gamme d'énergie pouvant aller, dans certain cas, de 250 eV à des énergies de l'ordre du TeV. Il fait l'objet d'améliorations constantes grâce à la collaboration de physiciens et de programmeurs. Il est utilisé dans

différentes applications en physique des particules, physique nucléaire, la conception d'accélérateurs, l'ingénierie spatiale et la physique médicale [Ago03].

II.3.2 Les codes spécifiques :

Ces codes sont développés pour répondre spécifiquement aux besoins de la tomographie d'émission. Ils sont séparés en deux catégories : les codes basés sur les bibliothèques généralistes et les codes implémentant leur propre modèle Monte Carlo de transport de particules [Stu10].

Parmi ces codes, SIMSET (Simulation System for Emission Tomography) [Simse] et GATE [Openg] permettent de modéliser des systèmes d'imagerie TEMP et TEP, les codes SIMIND [Simin], SimSPECT ou MCMATV sont utilisés uniquement en TEMP, par contre, les codes PETSIM, Eidolon, PET-EGS ou encore PET - SORTEO (PET Simulation Of Realistic Tridimensional Emitting Objects) sont utilisés en TEP.

Bien que ces codes soient rapides et plus facilement utilisables que les codes génériques, leur développement au sein de petites équipes de recherche rend leur amélioration plus lente, leurs maintenances et leurs pérennités incertaines [Mor07].

II.4 La plate forme de simulation GATE :

Le logiciel GATE (GEANT4 Application for Tomographic Emission) a été développé à partir de 2001 au sein de la collaboration OpenGATE. C'est une plateforme de simulation basée sur le code GEANT4 dédiée initialement à la simulation d'application scintigraphique planaire, TEMP et TEP [Jan04].

GATE combine à la fois les avantages et potentialités qu'offre un code générique (description et modélisation de géométries complexes, génération et suivi des particules, visualisation des volumes et trajectoires des particules, nombre important de modèles physiques validés) en plus de l'implémentation de modules spécifiques dédiés à la tomographie par émission [Str03]

Sa première version a été rendue publique à partir du mois de mai 2004 et depuis, de nouvelles versions ont vu le jour. Des améliorations ont été apportées et de nouvelles fonctionnalités ont été ajoutées permettant d'étendre le champ d'application de GATE à des applications en radiothérapie, en curiethérapie et en imagerie CT.

La version GATE V6 disponible à partir de février 2010 a été considérablement étendue aux modélisations d'expériences en radiothérapie [Jan11].

GATE est en passe de devenir le logiciel de simulation Monte Carlo le plus utilisé en médecine nucléaire [Mor07]. Sa pérennité et sa probité sont assurées par la large communauté scientifique qui l'utilise.

II.4.1 Structure de la plateforme GATE :

La plate-forme GATE est composée d'environ 400 classes codées en C++ [Car09], rassemblées en plusieurs couches autour des librairies de GEANT4 (figure II.1). Les classes de base indispensables à toute simulation comme celles définissant la géométrie, les interactions physiques, la gestion du temps, les sources et le traitement des événements de la simulation sont regroupées dans une couche principale très proche du noyau. C'est dans cette couche que sont gérés la construction des volumes constituant la géométrie, leur positionnement, réplication et leur mouvement ainsi que la décroissance radioactive des sources.

La couche applicative de GATE, constituée de classes dérivées à partir des classes de base permet la modélisation d'objets ou de processus spécifiques. Car si par exemple la couche de base définit la classe de base pour les volumes, la couche application comprend toutes les classes dérivées pour la modélisation des volumes spécifiques, tels que les boîtes, les sphères, les cylindres, et les trapèzes. De même, elle comprend tous les modèles de mouvements spécifiques dérivés de la classe de mouvement de base incluant les translations et les rotations, mais aussi les classes assurant la gestion des événements comme la résolution en énergie, les coïncidences, le temps mort ... etc. D'autres fonctions peuvent être ajoutées à cette couche pour les besoins de la simulation [Jan04].

Enfin, la dernière couche de GATE, destinée aux utilisateurs permet la construction de la simulation.

Bien que GATE soit développé en C ++, son utilisation est basée sur l'usage de scripts. Les géométries, les sources et les processus physiques sont configurés grâce à des lignes de commandes regroupées dans un fichier texte appelé macro.

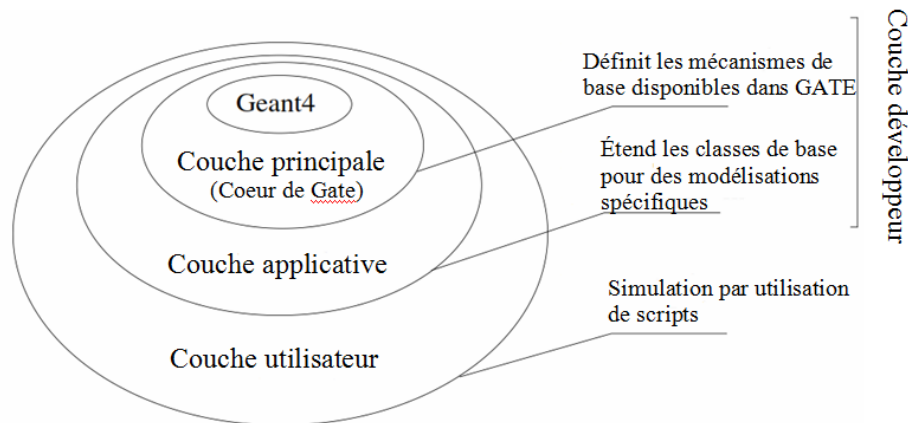


Figure II.1 : Schéma de la structure de la plateforme GATE

II.4.2 Gestion du temps et du mouvement dans GATE :

L'une des particularités de GATE est la gestion du mouvement et du temps. C'est un concept essentiel permettant une modélisation réaliste incluant le mouvement physiologique du patient (respiratoire, cardiaque), le mouvement des détecteurs, l'évolution du radiotraceur dans l'organisme et la décroissance radioactive [Jan04].

Bien que GEANT 4 requière une géométrie statique lors de la génération d'une série d'événements, une horloge virtuelle a été implémentée dans GATE permettant de gérer et de synchroniser les processus dépendant du temps.

La durée d'une simulation est définie par un temps de départ le "timeStart" et un temps final le "timeStop". L'intervalle de temps entre le "timeStart" et le "timeStop" peut être subdivisé en plusieurs fenêtres temporelles indépendantes, appelées "timeSlice". La géométrie reste fixe durant la durée d'un "timeSlice" puis elle est mise à jour lorsqu'on change de fenêtre temporelle.

II.4.3 Architecture d'une simulation dans GATE :

La construction d'une simulation dans GATE comprend plusieurs étapes dont les principales sont [Jan08] :

- ✓ La définition de la géométrie et du système
- ✓ La définition des processus physiques
- ✓ Le Digitizer
- ✓ La définition des sources
- ✓ La définition des formats des fichiers de sortie
- ✓ La définition du générateur de nombres aléatoires
- ✓ La définition de l'expérience

II.4.3.1 La définition de la géométrie et du système :

La géométrie constitue un ensemble de volumes imbriqués les uns dans les autres. A chacun de ces volumes sont attribués un nom, une forme, une position, des dimensions et un matériau qui lui est associé. Ce dernier est fourni par une base de données appelée «GateMaterials.db» présente dans le répertoire où GATE est exécuté.

Cette base de données contient les matériaux les plus utilisés en imagerie nucléaire mais peut être éditée par l'utilisateur pour l'ajout de nouveaux matériaux.

a) Le World :

Le premier volume défini dans la géométrie est le volume père appelé "World". Il s'agit d'une boîte centrée à l'origine (figure II.2), dont les dimensions doivent être assez larges pour contenir tous les volumes de la simulation. Une fois le World défini, tous les autres volumes y seront imbriqués.

Le "World" définit les limites géométriques de propagation des particules [Car09]. Le suivi de l'histoire d'une particule s'arrête lorsqu'elle quitte le "World".

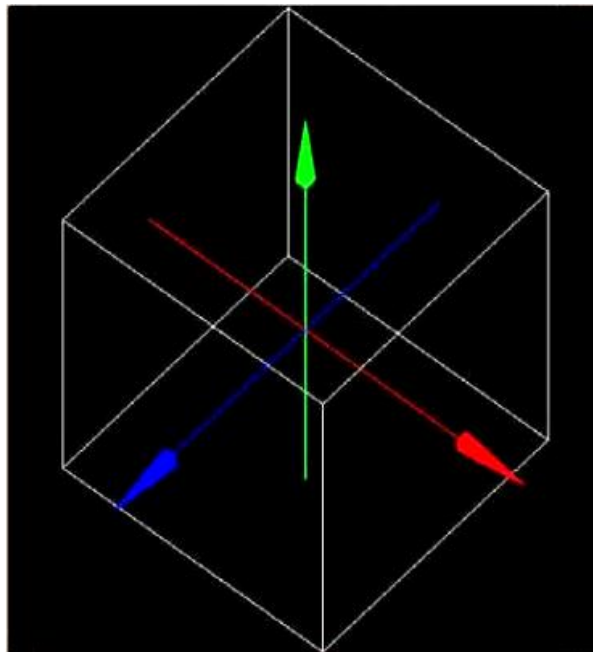


Figure II.2 : Le volume "World"

b) Le système :

Le système est le premier fils du World. C'est un modèle prédéfini, il en existe plusieurs dans GATE (scanner, PETscanner, cylindricalPET, ecat, CPET ou SPECTHead) relatifs à des applications ou à des systèmes d'acquisition. Chacun d'eux a un nombre défini de niveaux

avec des hiérarchies spécifiques et est lié à un format de sortie de données spécifiques. C'est la définition de ces systèmes qui permet d'attribuer une fonction à chacun des volumes et donc de retrouver les informations sur les interactions ayant lieu dans ces derniers.

Nous nous intéresserons au système «SPECThead» utilisé pour la modélisation des applications en imagerie planaire ou TEMP.

Ce système contient trois niveaux hiérarchiques :

- La base, qui correspondant à la tête de détection.
- Le cristal, qui forme la partie principale du système de détection.
- Le pixel, dans le cas où le cristal est pixélisé.

c) Le fantôme :

Les objets à imager sont représentés par des fantômes. Ils sont construits en tant que des enfants du World et sont décrits par des volumes analytiques ou par des volumes voxelisés. Dans ce cas, chaque voxel du volume peut être construit d'un matériau spécifique avec une densité propre (cf § II.4.4).

II.4.3.2 Définition des processus physiques :

La gestion des processus physiques dans GATE se fait grâce aux bibliothèques de GEANT4. Un processus d'interaction peut être activé ou désactivé lors d'une simulation et un modèle est sélectionné pour chaque processus.

Pour les processus électromagnétiques, il existe trois modèles [Jan10] :

- Le modèle "Low energy", pour les énergies allant de 250 eV à 100 GeV.
- Le modèle "Standard", pour les énergies allant de 1 keV à 100 TeV.
- Le modèle "Penelope", implémenté à partir de la version de GATE 6.0, utilisé pour des énergies allant de 250 eV jusqu'à 1 GeV.

Pour les photons, par exemple, si les interactions activées sont l'effet photoélectrique et la diffusion Compton, les modèles disponibles sont le modèle "Low energy", le modèle "Standard" et le modèle "Penelope". Par contre pour la diffusion Rayleigh, où les sections efficaces sont faibles pour les hautes énergies, et donc la diffusion est négligée, seuls les modèles "Low energy" et "Penelope" sont activés.

Des coupures en énergie ou en parcours peuvent alors être définies dans GATE pour contrôler la production et le suivi des particules secondaires, ce qui permet de réduire considérablement les temps de simulation.

II.4.3.3 Le Digitizer :

Les informations relatives aux interactions des particules dans un volume ne sont enregistrées que si ce volume est déclaré comme volume sensible. Un volume peut être considéré comme :

- "crystalSD" c'est à dire "détecteur sensible" ; dans ce cas les interactions qui ont eu lieu dans la partie sensible du volume ou du détecteur (le cristal par exemple) sont enregistrées.

- "phantomSD" ou "fantômes sensibles" ; cette structure est utilisée pour stocker les interactions de type Compton et Rayleigh ayant eu lieu avant que le photon ne soit détecté dans le cristal.

Une fois le détecteur déclaré comme volume sensible, les interactions des particules qui y auront lieu seront enregistrées. Ces enregistrements sont appelés "hits" (figure II.3). Ces hits contiennent les informations tels que la position, l'énergie déposée, le volume où s'est produit l'interaction et le type d'interaction.

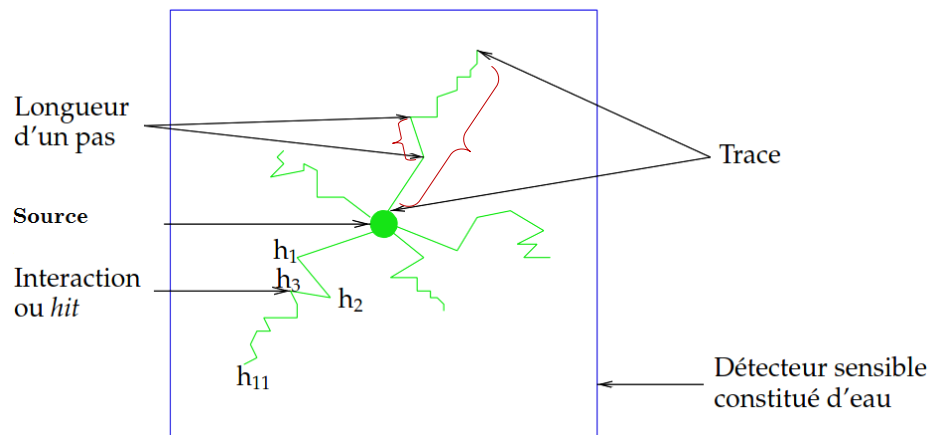


Figure II.3 : Illustration de "hits" dans un détecteur sensible constitué d'eau [Rey07]

L'histoire d'une particule est ainsi enregistrée dans tous les hits générés le long de sa trajectoire. Cependant, ces données ne sont pas directement exploitables pour produire la réponse spatiale et la résolution en énergie du système, car si une particule peut produire plusieurs interactions dans le cristal, une seule interaction sera enregistrée par le dispositif.

Afin de modéliser au mieux le détecteur et le circuit de traitement électronique, GATE dispose d'une chaîne de traitement appelée "digitizer" (numériseur). Cette chaîne permet de déclarer les critères d'enregistrement des données dans un fichier de sortie. Elle est constituée de plusieurs modules de numérisation.

Le premier module (figure II.4) permet grâce à un composant appelé le "adder" de regrouper les "hits" relatifs à chaque particule pour chaque volume individuel. Cette addition de "hits" fournit une information nommée "pulse". Le regroupement des "pulses" (cas d'un cristal pixélisé - voir figure) se fait par un composant appelé le "readout" et forme le "pulse" final.

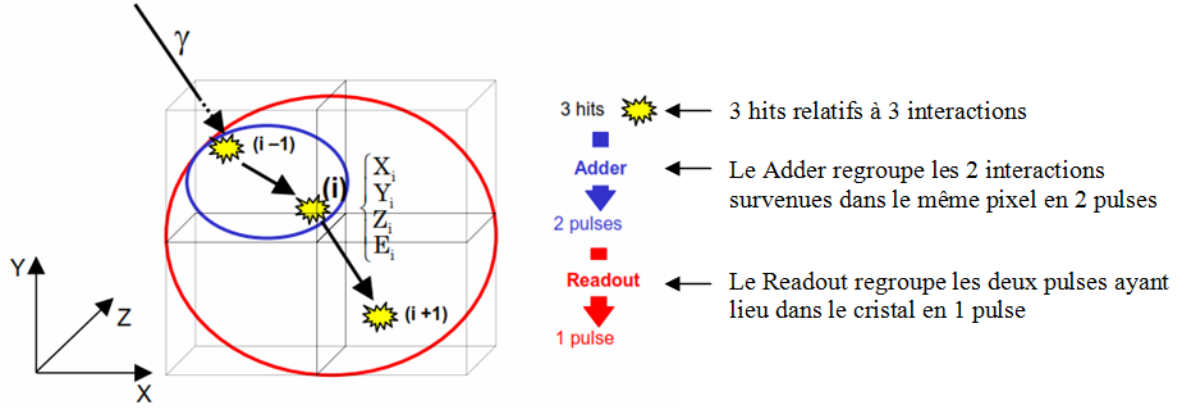


Figure II.4 : Représentation des interactions d'un photon dans un cristal scintillant pixellisé. [Laz03] (Chaque volume représente un pixel)

L'énergie du pulse final est la somme des énergies déposées à chaque interaction et sa position est le barycentre des différentes positions de ces interactions pondérées par l'énergie déposée au point d'interaction et ramenées à l'énergie totale déposée.

L'énergie est donc :

$$E_{\text{totale}} = \sum_{i=1}^n E_i \quad (\text{II.21})$$

et la position :

$$X_{\text{barycentre}} = \frac{\sum_{i=1}^n X_i E_i}{\sum_{i=1}^n E_i} ; Y_{\text{barycentre}} = \frac{\sum_{i=1}^n Y_i E_i}{\sum_{i=1}^n E_i} \quad (\text{II.22})$$

A ce "pulse" seront appliqués des seuils électroniques, que l'utilisateur pourra fixer, ne permettant d'enregistrer que les "pulses" ayant une énergie comprise dans une fenêtre ayant une valeur maximum et une valeur minimum.

Finalement, des modèles de résolution spatiale et résolution en énergie seront appliqués pour la modélisation du phénomène de scintillation dans le cristal (figure II.5). Cette étape permet de ne pas prendre en compte le phénomène de scintillation et la collecte des photons optiques dans le cristal et donc de réduire le temps de simulation. La résolution spatiale et la

résolution en énergie sont convoluées par une gaussienne dont les paramètres sont donnés par l'utilisateur.

Ces paramètres sont :

- la largeur à mi - hauteur (en mm) pour la gaussienne modélisant la réponse spatiale du détecteur.
- l'énergie du pic photoélectrique (en keV) et la largeur à mi - hauteur de la gaussienne à cette énergie.

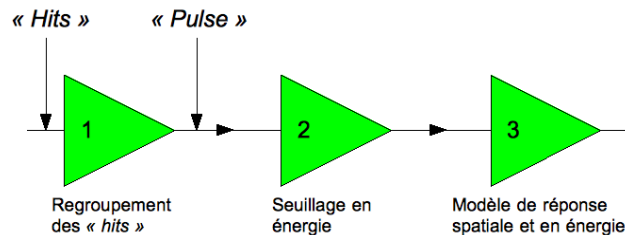


Figure II.5 : Chaîne de traitement des "hits"

GATE permet aussi la modélisation du temps mort. Les modèles de temps mort paralysable et non-paralysable ont été implémentés dans la chaîne du "Digitizer". Les données sont ainsi traitées événement par événement et le temps durant lequel un module électronique, traitant un événement, ne peut pas traiter l'événement suivant est simulé [Mer07].

A la fin de la chaîne de traitement, l'événement final appelé "single" est stocké dans une liste (figure II.6).

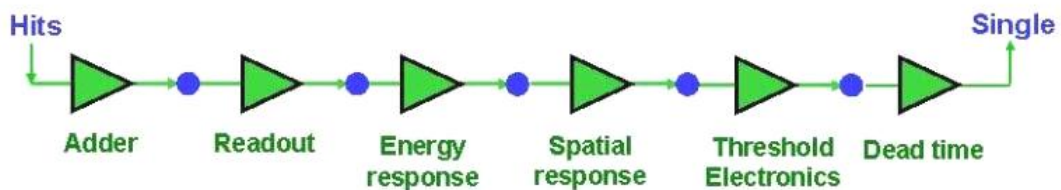


Figure II.6 : Chaîne globale de traitement des "hits"

II.4.3.4 Définition des sources :

Une source radioactive est définie dans GATE par sa position, son type de particules émises, son activité, son énergie, sa forme, son angle d'émission et son mouvement, si nécessaire. La gestion de cette source se fait grâce à un module spécifique appelé "GPSM" (General Particle Source Module) qui permet aussi la gestion de sources multiples indépendantes. Dans ce cas, son rôle est de désigner la source qui va décroître lors de

génération d'un évènement et de prendre en compte le temps de décroissance radioactive des différentes sources [Aou07].

Les sources sont généralement définies à l'intérieur des fantômes.

II.4.3.5 Définition des formats des fichiers de sortie :

GATE dispose de plusieurs formats de sortie pour la sauvegarde des données issues d'une simulation. Ils peuvent être soit standards comme le format ASCII et ROOT, soit spécifiques au système comme le format LMF, sinogram, ecat7 ou encore Interfile.

C'est à l'utilisateur de préciser le format du fichier de sortie. Celui qui sera utilisé pour nos simulations est le format ROOT.

ROOT est un programme d'analyse orienté objet et écrit en C++ [Rootc]. Il associe à la fois un environnement C++ et un environnement graphique. Si ce format est activé dans une macro, un fichier d'extension ".root" est rempli pendant la simulation. Ce fichier comporte plusieurs sous répertoires que l'utilisateur choisira ou non de générer (figure II.7). Ces sous répertoires sont :

Le répertoire "Hits" : qui contient toutes les informations correspondants aux "hits", donc de tous les événements relatifs aux interactions des particules.

Le répertoire "Singles" : qui contient les informations relatives au "singles", c'est à dire les événements globaux d'une particule incidente dans le volume sensible du détecteur.

Le répertoire "Coïncidences" : qui dans le cas d'une simulation TEP, contient les informations correspondants aux coïncidences.

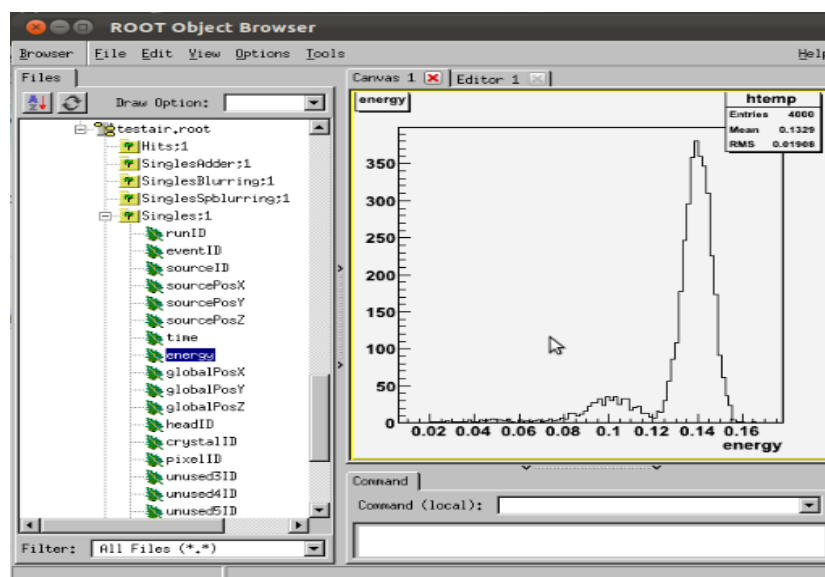


Figure II.7 : Le navigateur Root

II.4.3.6 Définition du générateur de nombres aléatoires :

Un générateur de nombre aléatoire est indispensable dans GATE et est activé lors d'une simulation. La librairie CLHEP (Class Library for High Energy Physics) associée à GATE est implémentée de trois générateurs : Ranlux64, James Random et Mersenne Twister. Ce dernier est activé par défaut et c'est lui qui sera utilisé lors de nos simulations en raison de sa rapidité et de sa période (cf § II.2.1).

II.4.3.7 Définition de l'expérience :

La dernière étape de la simulation consiste à mettre en place l'expérience. Dans cette partie, la durée de l'acquisition est fixée. Ce temps peut être subdivisé en plusieurs fenêtres temporelles indépendantes, pendant lesquelles le système et les sources sont fixes (cf § II.4.2).

II.4.4 Les géométries voxelisées dans GATE :

Les fantômes voxelisés sont basés sur des images 3D obtenus essentiellement par des acquisitions tomographiques CT ou IRM. A partir de ces images, un modèle est reconstruit en trois dimensions par la définition de volumes de petites tailles appelés voxels. Les milieux constituant l'objet imagé sont discriminés par regroupement des voxels de même composition (figure II.8).

Ces volumes voxelisés peuvent être définis dans GATE de deux manières : la réplique et les volumes paramétrés. L'avantage de la méthode des volumes paramétrés sur la réplique est qu'elle permet d'intégrer des voxels de formes, de dimensions et de matériaux différents. Elle permet aussi d'utiliser moins de mémoire.

L'intégration du volume paramétré dans la simulation peut s'effectuer ensuite par l'insertion d'un fichier de format Interfile contenant toutes les informations relatives au volume. Les informations relatives aux matériaux (composition atomique, densité) et les activités des différents voxels sont complétées par des fichiers data.

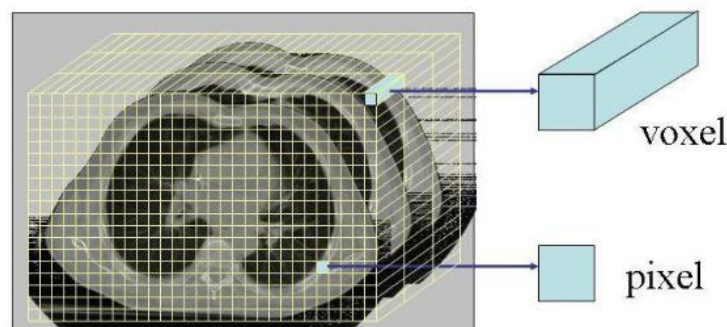


Figure II.8 : Exemple d'un volume voxelisé (image scanner thoracique)

II.4.5 Evaluation des incertitudes et réduction de variance dans GATE :

Dans GATE, l'évaluation des incertitudes est basée sur les expressions statistiques classiques. Les méthodes de réduction de variance implémentées sont le Splitting et la Roulette Russe.

II.5 Déploiement des simulations sur une grille de calcul :

L'inconvénient majeur des simulations Monte Carlo réside dans les temps de calcul nécessaires à leur exécution. Leur déploiement sur les grilles permet de réduire considérablement ces temps de calcul.

II.5.1 Les grilles de calcul :

Les grilles sont des infrastructures informatiques comprenant un grand nombre de machines hétérogènes (PCs, Serveurs et/ou Clusters) réparties géographiquement sur plusieurs sites. Cette technologie est destinée à offrir aux utilisateurs la puissance de calcul et la capacité de stockage dont ils ont besoin pour lancer leurs applications.

La mutualisation des ressources informatiques se fait grâce à une couche logicielle (middleware ou intergiciel) qui permet l'accès des utilisateurs à ces ressources.

II.5.2 L'architecture d'une grille :

L'architecture d'une grille est structurée en quatre couches, chacune ayant une fonction spécifique (figure II.9).

La couche la plus basse est la couche réseau. C'est elle qui assure la connexion physique des ressources sur la grille. La couche ressource comporte les ressources effectives de la grille nécessaires au calcul et au stockage des données. Elle est suivie de la couche intergiciel (middleware) qui gère la collaboration entre les différents éléments de la grille et automatise la communication entre celles-ci. Enfin, la couche extérieure est la couche application qui contient les diverses applications pouvant être utilisées.

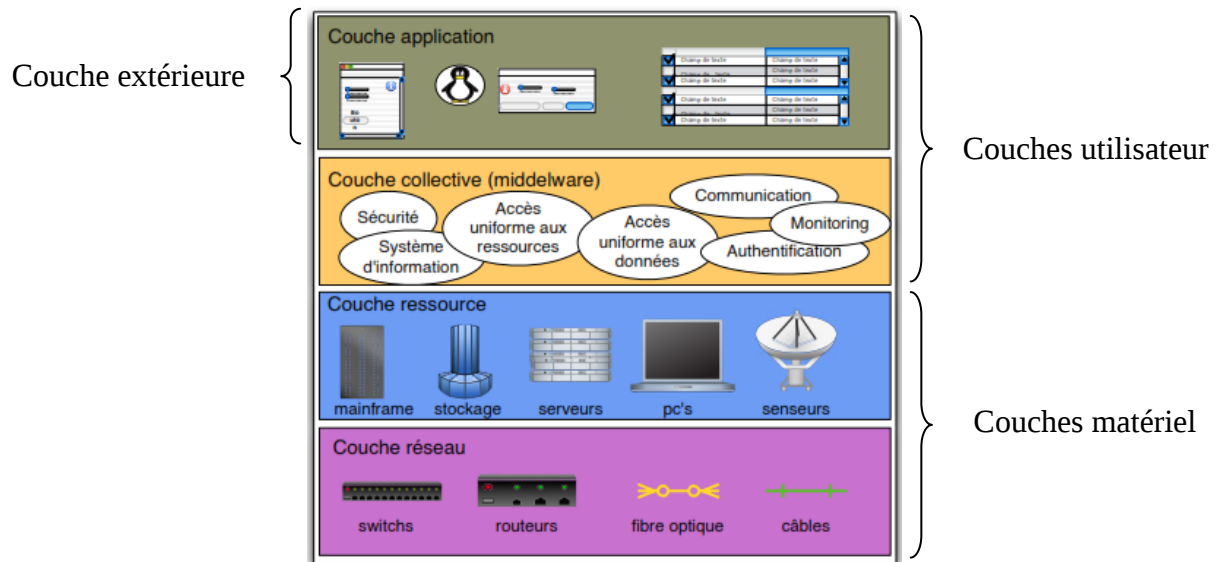


Figure II.9 : Architecture d'une grille [Mun07]

II.5.3 Les éléments de la grille :

Les principaux éléments de la grille sont :

L'interface utilisateur (UI) (User Interface) :

Il s'agit de la machine sur laquelle le compte et le certificat de l'utilisateur sont installés. C'est donc l'interface qui lui permet d'accéder à la grille.

L'élément de calcul (Computing Element (CE)) :

Un élément de calcul (CE) est un ensemble de ressources de calcul localisées (ferme de calcul ou cluster) comportant plusieurs nœuds de calcul appelés Worker Nodes "WN" (serveurs de calcul esclave) et un nœud appelé Grid Gate "GG" (serveur maître) qui est l'interface permettant l'accès vers le reste de la grille.

Le GG est chargé d'accepter les jobs soumis sur la grille et de les répartir sur les différents WN.

Chaque CE est identifié par son nom, son numéro de port et son nom de file d'attente.

L'élément de stockage (Storage Element (SE)) :

L'élément de stockage permet de gérer le stockage de données sur l'ensemble des ressources de stockage disponibles.

Le système d'information (Information Service (IS)) :

Le système d'information (IS) permet de fournir les informations sur les ressources de la grille et leur état.

Le système de gestion des données (Data Management System (DMS)) :

Ce système permet de gérer et de manipuler les données stockées.

Le Workload Management System (WMS) :

Le WMS représente le service qui permet aux utilisateurs de soumettre leurs "jobs" et de les exécuter. Il est chargé d'accepter les jobs, de les distribuer sur les CE appropriés et d'enregistrer leur état de sortie.

III.5.4 Les organisations virtuelles :

Une organisation virtuelle (en anglais Virtual Organization "VO") est un ensemble d'institutions organisées autour d'une même thématique et partageant leurs ressources (data, softwares et hardwares) sur une grille de calcul les reliant.

Les organisations virtuelles varient en termes de but, de champ d'application, de taille, de durée, de structure et de communauté [Reu08]. Elles effectuent leur partage de ressources d'une façon contrôlée et sûre. C'est elles qui définissent les conditions d'accès et la politique d'utilisation des ressources sur les grilles.

Pour qu'un utilisateur adhère à une VO, il doit posséder un certificat électronique qui lui permettra de s'authentifier sur la grille. Ce certificat assure la sécurité des communications sur la grille; c'est un fichier qui contient le nom de l'autorité de certification, le nom du propriétaire, son service, une clé publique ainsi qu'une durée de validité [Thi07]. Il est associé à une clé privée qui est généralement conservée sur l'interface de l'utilisateur.

III.5.5 Soumission de tâche sur une grille :

Pour se connecter à une grille, une fois inscrit sur une VO, il suffit d'utiliser une connexion ssh et de se connecter sur UI. Ensuite, il est nécessaire d'avoir un proxy valide. On peut générer un proxy on utilisant la commande suivante en précisant le nom de la VO :

```
voms-proxy-init --voms NomdeLaVO
```

La soumission d'un calcul nécessite un fichier texte au format JDL (Job Description Language). Ce fichier contient les caractéristiques du calcul ainsi que ses besoins.

Dans ce job, on doit spécifier le type de tâche, le programme exécutable, ses arguments, les noms des fichiers qui contiendront les messages destinés aux sorties standard et standard erreur, le nombre de resoumissions du job en cas de problème ...

Le fichier JDL est complété par un fichier script d'exécution « .sh » défini dans l'attribut Argument et qui contient les commandes nécessaires au calcul.

Une simulation GATE fait intervenir un autre fichier script « .mac » contenant la macro à exécuter sur la grille de calcul.

Il est souvent nécessaire de fournir un volume de données important en entrée ou de collecter un volume de données important en sortie d'un job. Ces données sont stockées dans le SE et seront par la suite copiées vers le CE sur lequel la tâche va s'exécuter. Les résultats de cette exécution seront copiés depuis le CE vers le SE. Il suffit ensuite de copier ces résultats du SE vers l'UI pour en faire un usage localement.

Chapitre III

Matériels et méthodes

III.1 Introduction

La simulation d'une gamma caméra consiste essentiellement en la modélisation de ses composants par le code Monte Carlo GATE. La fiabilité de cette simulation à reproduire les performances de la gamma caméra est vérifiée par une comparaison entre les résultats de la simulation et les résultats obtenus expérimentalement. Les performances que nous avons étudiées sont la résolution spatiale, la sensibilité et le spectre d'énergie.

En plus de ces caractéristiques, une image planaire d'un fantôme sera acquise et comparée visuellement avec celle obtenue par simulation.

Les acquisitions expérimentales ont été réalisées au Service de Médecine Nucléaire du centre hospitalier universitaire Lamine Debaghine de Bab El Oued, sur une gamma caméra utilisée en routine clinique. Il s'agit d'une gamma caméra à deux têtes de marque Siemens "Symbia E" (figure III.1).

Avant de réaliser nos mesures, nous avons d'abord effectué un contrôle de qualité de cette gamma caméra. Ce contrôle concernait l'affichage du spectre, la recherche du pic, le réglage fin et le contrôle de l'uniformité intrinsèque mensuel de la caméra ainsi qu'un contrôle du recalage de têtes et du centre de rotation.

III.2 Le dispositif expérimental :

Nous avons utilisé pour nos expériences un dispositif expérimental comprenant la gamma caméra (c.f § III.1), un activimètre pour la mesure de l'activité des sources et des capillaires que nous avons remplis de la solution contenant du Technétium métastable (^{99m}Tc).

Nous avons utilisé trois fantômes :

- ✓ un fantôme NCO/MHR/NEMA.
- ✓ un fantôme en PMMA.
- ✓ un fantôme de thyroïde.

III.2.1 La gamma caméra :

La gamma caméra (cf § I.2.3) Siemens Symbia E est un système d'imagerie à deux détecteurs numériques haute définition avec un champ de vue réel rectangulaire de 38,7 x 53,3 cm (figure III.1). Chacun de ces détecteurs comporte un cristal scintillant NaI(Tl) rectangulaire de 59,1 cm de largeur, 44,5 cm de longueur et de 0,95 cm d'épaisseur ainsi que 59 tubes photomultiplicateurs : 53 de diamètre 7,6 cm et 6 de diamètre 5,1 cm [Sieme].

Les têtes de détections sont protégées par un blindage en plomb à l'arrière de 0,95 cm et sur les côtés de 1,27 cm. La Symbia E ne possède pas de guide de lumière.

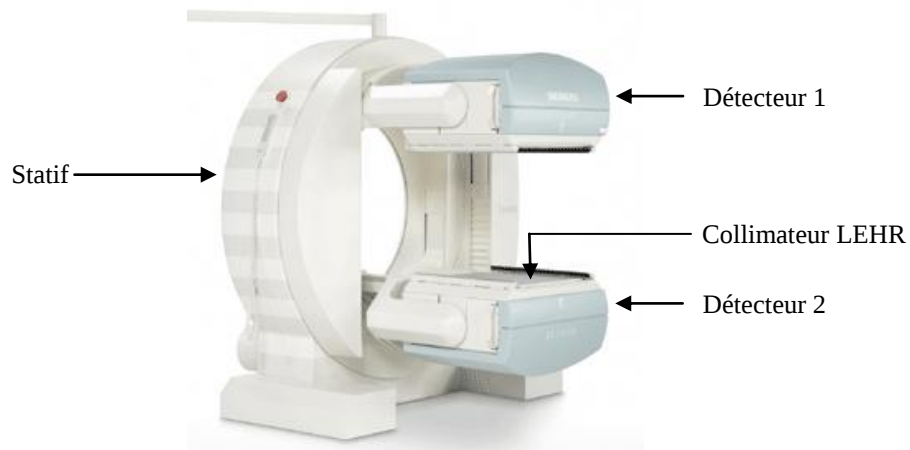


Figure III.1 : Gamma caméra Siemens "Symbia E"

Concernant les performances de la tête de détection, le constructeur annonce une résolution spatiale intrinsèque $\leq 3,8$ mm et une résolution en énergie intrinsèque $\leq 9,9$ %.

III.2.1.1 Le collimateur :

Le collimateur qui sera utilisé est celui à basse énergie haute résolution "LEHR". C'est un collimateur en plomb à orifices parallèles. Il possède 148 000 orifices hexagonaux d'une longueur de 24,05 mm. Son épaisseur septale est de 0,16 mm avec une pénétration de 1,5 %. Sa sensibilité est de 202 cpm/ μ Ci et sa résolution de 6,4 mm (mesurée à 10 cm).

La résolution spatiale du système (à 10 cm avec le LEHR) est $\leq 7,4$ mm.

III.2.1.2 La table d'examen :

La table d'examen se compose d'un plateau en aluminium de 35,6 cm de large, de 251,5 cm de longueur et de 2,5 mm d'épaisseur (figure III.2), supportant des patients dont le poids peut atteindre jusqu'à 180 kg. Ses faibles caractéristiques d'atténuation (< 7 %) et la grande proximité du détecteur par rapport au patient optimisent la résolution des études.



Figure III.2 : La table d'examen

III.2.2 L'activimètre :

L'activimètre utilisé pour la mesure des activités est un VEENSTRA VDD 505. Il est constitué d'une chambre puits couplée à un système de lecture numérique permettant de sélectionner la nature de la source et l'unité de mesure (figure III.3).

L'activimètre détecte une gamme d'énergie entre 25 keV et 3 MeV et une gamme d'activité entre 0,01 μCi et 6 Ci (dans le cas du $^{99\text{m}}\text{Tc}$). Il a été préalablement calibré à sa livraison par le fournisseur. Un contrôle de qualité a cependant été effectué sur ce dernier. Les résultats de ce contrôle se sont révélés conformes aux recommandations du constructeur et aux normes internationales [Men12], [Ouz12].



Figure III.3 : Activimètre (chambre puits à gauche, système de lecture à droite)

III.2.3 Fantômes et tubes :

III.2.3.1 Les capillaires

Les fantômes utilisés pour les mesures expérimentales sont des capillaires en verre borosilicaté de forme cylindrique (figure III.4). Ils ont un diamètre externe de 1,55 mm, un diamètre interne de 1,15 mm et 10 cm de longueur.

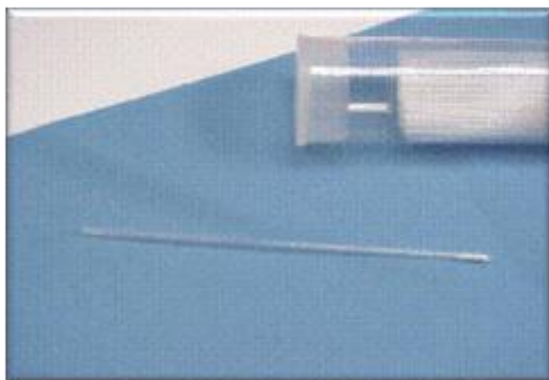


Figure III.4 : Tube capillaire

III.2.3.2 Le fantôme NCO/MHR/NEMA :

Ce fantôme est utilisé pour le contrôle du recalage des têtes et le décalage du centre de rotation 180. Il est monté sur le support de source intégré ou au dessus de la table d'examen. Il comporte 5 emplacements pour contenir les sources ponctuelles (figure III.5).

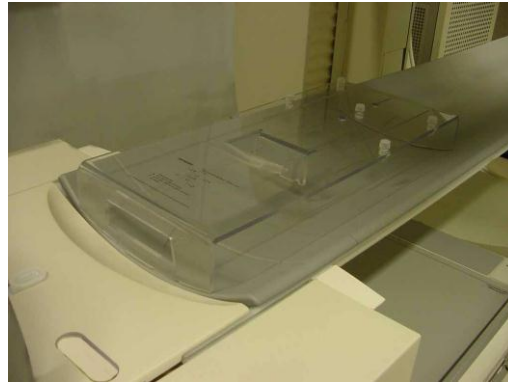


Figure III.5 : Le fantôme NCO/MHR/NEMA

III.2.3.3 Le fantôme en PMMA :

Il s'agit d'une plaque en Polyméthacrylate de méthyle (PMMA) de dimensions 20 cm×20 cm et de 5 cm d'épaisseur (figure III.6).



Figure III.6 : La plaque PMMA

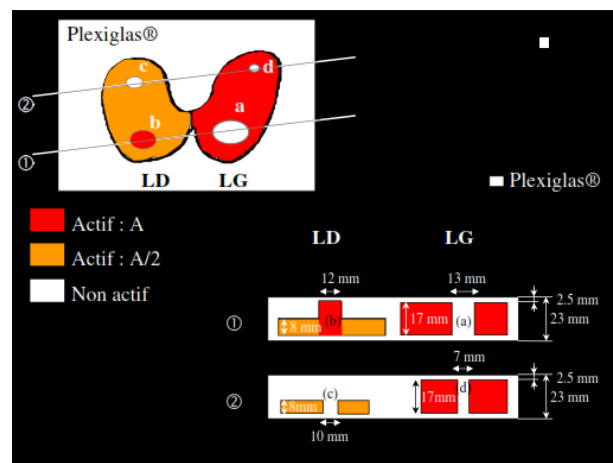
III.2.3.4 Le fantôme de thyroïde (Biodex 128 – 340):

Le fantôme de thyroïde utilisé simule une thyroïde d'un poids de 30 à 40 grammes. Il comporte deux lobes d'activités différentes. Trois nodules froids de tailles différentes sont représentés par des cylindres ne contenant pas de solution radioactive et un nodule chaud est représenté par un cylindre actif (figure III.7).



Figure III.7 : Le fantôme de thyroïde (Biodex 128 – 340)

Le lobe gauche (LG) du fantôme a une épaisseur active de 17 mm. Le lobe droit (LD) est décalé en profondeur de 9 mm par rapport au lobe gauche et a une épaisseur active de 8 mm. Cette épaisseur de 9 mm est composée de Plexiglas (figure III.8). Le fantôme est protégé par une épaisseur de Plexiglas de 2,5 mm sur ses 6 faces [Gro00].



III.2.3.5 Les tubes de sources ponctuelles :

Ces tubes renferment les sources ponctuelles utilisées lors de la calibration de la gamma caméra (figure III.9). Ils sont, selon le cas fixés au support de source intégré au lit arrière ou placés sur le fantôme NCO/MHR/NEMA.

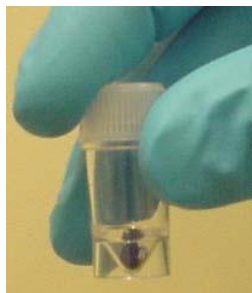


Figure III.9 : Tube de sources ponctuelles

III.2.4 Le radioisotope :

Le radioisotope utilisé dans toutes les acquisitions est le ^{99m}Tc . Il est issu du générateur $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$ (figure III.10) sous forme d'une solution NaCl contenant du pertechnétate de sodium (cf § I.2.1.2).



Figure III.10 : Générateur $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$

III.3 Calibration de la gamma caméra :

Le protocole que nous avons suivi pour la calibration de la gamma caméra est celui recommandé par le constructeur "Siemens"[Sym08]. Le suivi de cette calibration est effectué à partir du poste de travail *syngo*® MI Workplace (ordinateur) qui utilise le logiciel *syngo* MI Applications pour contrôler les acquisitions et le traitement des données.

Pour l'affichage du spectre, la recherche du pic photoélectrique, le réglage fin et le contrôle de l'uniformité intrinsèque, nous avons utilisé une source ponctuelle d'une activité de 41 μCi . A cette fin, une boule de coton d'environ 3 mm de diamètre, sur laquelle quelques gouttes de ^{99m}Tc sont versées, est placée dans le tube (cf § III.2.3.5). Ce tube est inséré dans un support fixé au lit arrière (figure III.11).

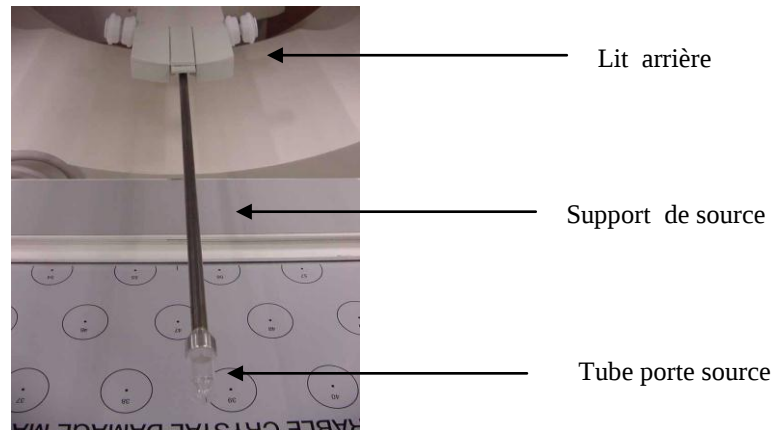


Figure III.11 : Tube de sources ponctuelles fixé au lit arrière de la gamma caméra

Pour le contrôle de ces paramètres, les collimateurs sont retirés. Le détecteur 1 et 2 sont positionnés respectivement à 0° et à 180° . Le support de source intégré au lit arrière est étendu et le tube contenant la source ponctuelle y est inséré (figure III.12). La distance des détecteurs est réglée pour un temps mort dans l'intervalle s'étalant de 5 à 11 %.



Figure III.12 : Mise en place de la source pour le contrôle de qualité

La réalisation de ces tests est précédée par la mesure de l'activité ambiante en l'absence de source radioactive, d'une durée de 5 minutes avec une matrice de 256x256.

III.3.1 L'affichage du spectre :

On effectue en premier, un contrôle d'affichage du spectre en énergie pour vérifier qu'une source sans diffusion est bien utilisée. Le graphique obtenu contient les informations relatives aux énergies et aux nombres de photons relevant de ces énergies ainsi que la largeur et centre des fenêtres d'énergie sélectionnées.

III.3.2 La recherche du pic photoélectrique de la source :

La recherche du pic photoélectrique doit être faite pour les deux détecteurs. Lors de la recherche du pic du détecteur, le système décale légèrement la fenêtre de l'analyseur de sorte qu'elle soit centrée autour du pic d'énergie détecté par le système.

Le processus de recherche terminé, l'état du pic et les valeurs de décalage sont affichés sur le système. Le champ "état du pic" indique si la recherche de pic a été achevée avec succès et le champ "décalage des pics" indique le pourcentage avec lequel le décalage a été appliqué au pic photoélectrique pour qu'il respecte les valeurs de l'analyseur.

Pour les sources de ^{99m}Tc et de ^{57}Co , un décalage de pics inférieur à 3,0 % est acceptable mais les détecteurs peuvent fonctionner correctement avec des décalages jusqu'à 12,8 %. Pour des énergies supérieures et des isotopes à plusieurs pics, le décalage peut atteindre 5 à 6 %.

III.3.3 Réglage de la caméra :

Cette fonction permet de régler avec précision et automatiquement les tubes photomultiplicateurs. Un réglage fin permet de corriger légèrement les gains des tubes PM. Le réglage des gains se fait de sorte que les valeurs de réglage soient inférieures à 7 pour les tubes PM centraux et à 15 pour les tubes PM situés sur les bords.

III.3.4 Réalisation de l'étalonnage du champ intrinsèque et contrôle d'uniformité :

Il existe deux processus de contrôle de l'uniformité intrinsèque (I.2.3.4 page 31) : l'étalonnage mensuel et le contrôle quotidien.

La procédure de ces processus est similaire cependant, l'action quotidienne ne permet pas d'actualiser la base de données des étalonnages. Le contrôle quotidien est utilisé pour le contrôle et la surveillance régulière des performances corrigées. Pour l'étalonnage de champ intrinsèque mensuel, il est conseillé d'entrer 200 millions de coups comme condition d'arrêt (valeur par défaut). Pour le champ intrinsèque quotidien, il est conseillé d'entrer au moins 10 millions de coups comme condition d'arrêt. Le taux de comptage sur le détecteur doit être inférieur à 75 000 coups/seconde.

Dans notre cas nous avons effectué un étalonnage mensuel.

Les valeurs d'uniformité intégrales et différentielles pour le CFOV et le UFOV (données par les formules 1.19 et 1.20) recommandées par le constructeur sont représentées dans le tableau III.1.

Uniformité	CFOV	UFOV
Intégrale	5 %	6 %
Différentielle	2,5 %	3 %

Tableau III.1 : Valeurs d'uniformité recommandées par le constructeur

III.3.5 Contrôle du recalage des têtes de la gamma caméra et du centre de rotation 180 (MHR/COR) :

Bien que les acquisitions expérimentales aient été toutes réalisées en mode planaire, nous avons effectué un contrôle du recalage de têtes de la gamma caméra et du centre de rotation (MHR/COR) à 180° dans le cadre du contrôle de qualité mensuel de la gamma caméra.

Nous avons utilisé pour cela les tubes contenant les sources ponctuelles de ^{99m}Tc et nous les avons placés sur le fantôme NCO/MHR/NEMA fourni par le constructeur (figure III.5).

Les collimateurs sont cette fois installés sur les deux détecteurs. Ceux utilisés étant le LEHR, cinq (05) sources ponctuelles sont placées sur le fantôme (selon les recommandations du constructeur). Les activités de ces sources sont : A_1 : 980 μCi , A_2 : 1,01 mCi, A_3 : 1,06 mCi, A_4 : 1,01 mCi et A_5 : 1,13 mCi

Le constructeur recommande les valeurs suivantes pour l'alignement de chaque tête :

- ✓ Pour le décalage du centre du détecteur par rapport au centre de rotation du système : le module du centre de rotation doit être inférieur ou égal à 10 mm.
- ✓ Pour le décalage axial des détecteurs l'un par rapport à l'autre : le module du déplacement axial doit être inférieur ou égal à 5 mm.
- ✓ Pour le décalage angulaire des détecteurs l'un par rapport à l'autre : le module de l'angle de rétroprojection doit être inférieur ou égal à 0,8 degré.
- ✓ La résolution du système à 20 cm quant à elle, varie selon le collimateur.

III.4 Les mesures de radioprotection :

Le puisage et le remplissage des seringues sont effectués au laboratoire chaud. La manipulation des sources radioactives est faite sous une hotte plombée et les règles de radioprotection sont respectées afin d'éviter tout risque de contamination ou d'irradiation.

Les capillaires ont été sectionnés aux extrémités afin de faciliter le remplissage et d'éviter leur contamination.

III.5 Les acquisitions expérimentales :

Les deux têtes sont placées à des positions éloignées l'une de l'autre afin d'éviter la détection de photons rétro - diffusés provenant de chacune d'elles.

Pour les mesures de la résolution spatiale et de la sensibilité, les capillaires sont placés à l'intérieur d'un dispositif que nous avons confectionné (à l'aide d'une seringue) et adapté au porte source du lit arrière de la gamma caméra (figure III.13).



Figure III.13 : Dispositif expérimental utilisé pour la mesure de la résolution et de la sensibilité

III.5.1 Mesure de l'activité ambiante :

Avant la mesure de chaque paramètre, on effectue des mesures en l'absence de sources radioactives pour caractériser la radioactivité ambiante. Le nombre de coups mesurés dans la fenêtre du photo - pic sera ensuite pris en compte notamment dans la détermination de la sensibilité.

III.5.2 La résolution spatiale :

Pour la mesure de la résolution spatiale (I.2.3.4 page 25) extrinsèque de la gamma caméra, des capillaires de diamètre interne de 1,15 mm, de diamètre externe de 1,55 mm et de 8 cm de longueur sont remplis à 6,9 cm, à l'aide d'une seringue, d'une source de ^{99m}Tc d'activité de $8,299 \cdot 10^7$ Bq (2,243 mCi). Ces capillaires sont positionnés dans l'air à l'aide du porte source, au centre du champ de vue et à une distance de : 0 cm, 2 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm, 20 cm et de 25 cm de la face avant du collimateur.

Les acquisitions sont faites sur une durée de 2 minutes avec une matrice de 512×512 et une taille du pixel égale à 1,2 mm dans une fenêtre en énergie de [126, 154] keV ($140 \text{ keV} \pm 10\%$).

La résolution spatiale extrinsèque sera caractérisée par la mesure des fonctions de dispersion linéaires. Ces FDL sont obtenues en traçant un profil au travers de la source le long de l'axe X, puis sont ajustées par une fonction gaussienne. La résolution spatiale extrinsèque du système sera alors donnée par la largeur à mi-hauteur de cette fonction (figure III.14).

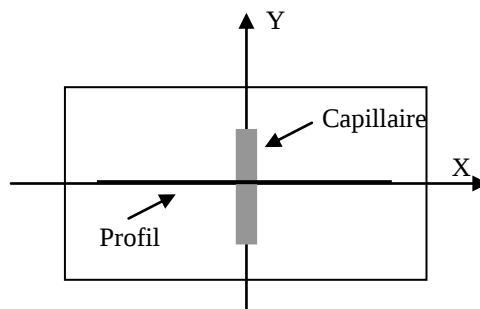


Figure III.14 : Schéma descriptif du profil du capillaire

III.5.3 La sensibilité :

La mesure expérimentale de la sensibilité (cf § I.2.3.4) du système se fera pour une source linéaire de ^{99m}Tc contenue dans un capillaire de 1,15 mm de diamètre interne, de 1,55 mm de diamètre externe et de 8,4 cm de longueur et rempli à 4,3 cm. Elle sera placée dans l'air sur le porte source et positionnée au centre du champ de vue à 2 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm et 20 cm de la face avant du collimateur. L'activité initiale de la source est de $0,677 \cdot 10^7 \text{ Bq}$ (0,183 mCi).

Les acquisitions sont faites sur une durée de 5 minutes avec une matrice de 256×256 et une taille du pixel égale à 2,4 mm, dans la fenêtre [126-154] keV soit à $140 \text{ keV} \pm 10\%$.

La sensibilité du système est calculée en faisant le rapport entre le nombre de coups détectés sur l'image acquise sur le nombre de photons émis par la source radioactive.

III.5.4 Les spectres en énergie :

On procédera à la mesure du spectre en énergie dans l'air et sur un milieu diffusant.

Dans les deux cas, la source sera contenue dans un capillaire de 1,15 mm de diamètre interne, de 1,55 mm de diamètre externe, de 8,4 cm de longueur et rempli à 4,3 cm.

III.5.4.1 Spectre en énergie dans l'air :

Le capillaire est placé sur la table au centre du champ de vue de la caméra et à une distance de 5 cm du collimateur (figure III.15).

Les acquisitions sont faites sur une durée de 2 minutes avec une matrice de 256×256 et une taille du pixel égale à 2,4 mm.

L'activité initiale de la source de ^{99m}Tc est de $4,950 \cdot 10^7$ Bq (1,338 mCi).

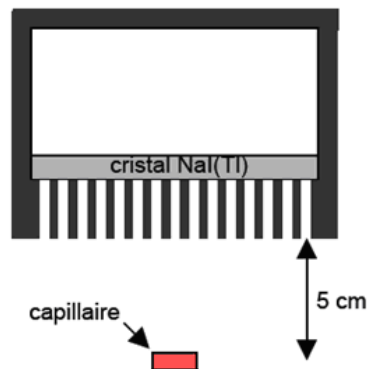


Figure III.15 : Schéma du dispositif expérimental (spectre dans l'air)

III.5.4.2 Spectre diffusé par une plaque de PMMA :

Le capillaire est placé sur la table au centre du champ de vue de la caméra et à une distance de 5 cm du collimateur, mais il sera déposé cette fois sur une plaque en Polyméthacrylate de méthyle (PMMA) de dimension $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ et de 5 cm d'épaisseur. La source de ^{99m}Tc a une activité initiale de $5,461 \cdot 10^7$ Bq (1,476 mCi) (figure III.16).

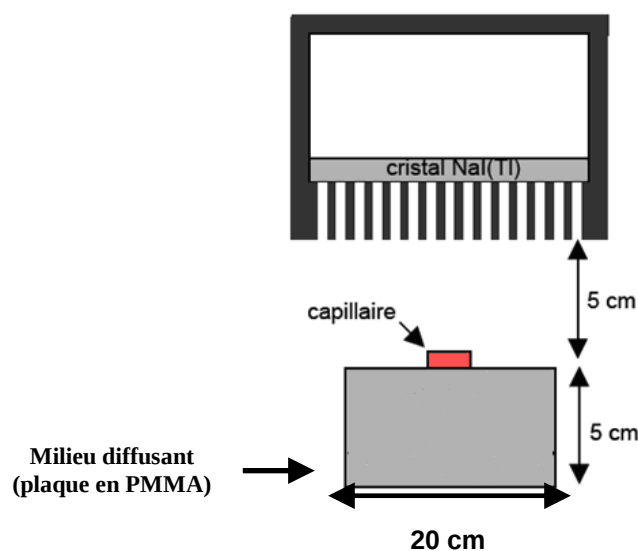


Figure III.16 : Schéma du dispositif expérimental pour la mesure du spectre diffusé par la plaque de PMMA

III.5.5 Image planaire d'un fantôme de thyroïde (Biodex 128 – 340) :

Le fantôme de thyroïde (cf § III.2.3.4) est rempli d'une source de ^{99m}Tc d'une activité de $6,36 \cdot 10^{10}$ Bq (1,72 mCi) (figure III.17). Après le remplissage, le fantôme est bien agité afin d'assurer une distribution homogène de la source dans celui-ci, puis il est placé sur la table d'examen à une distance de 7 cm de la face avant du collimateur du détecteur utilisé (figure III.18).

Une image est acquise par le système pendant une durée de 5 minutes avec une matrice 256x256. Cette image sera comparée à celle obtenue par simulation.



Figure III.17 : Remplissage du fantôme de thyroïde



Figure III.18 : Fantôme de thyroïde sur la table d'examen

III.6 Modélisation du système et des acquisitions expérimentales :

III.6.1 Les outils de calcul :

La version de GATE utilisée pour ce travail est la version 6.1 avec GEANT 4.9.4 et ROOT 5.32. Elle a été installée sur les ordinateurs suivants :

- Une station Dell PowerEdge T100 Intel Xeon, Quadri processeur, 2,66 GHz, 4 Go RAM.
- Un ordinateur portable HP Core i5, 6 Go de RAM et 700 Go de DD.

Les temps de calcul, malgré les performances de ces ordinateurs, restaient importants.

L'école GATE dans le cadre du projet EPIKH (Exchange Programme to advance e-Infrastructure Know-How) qui s'est tenue en Avril 2012 au CERIST (Centre de recherche sur l'Information Scientifique et Technique), nous a permis en outre de profiter d'un accès et d'une formation sur les deux grilles de calcul Eumed et Biomed. La soumission de nos simulations sur ces deux grilles nous a été d'une aide précieuse, en raison des gains importants sur les temps de calcul.

III.6.2 La modélisation de la Gamma caméra dans GATE :

La réponse des têtes de détection étant la même, une seule tête sera modélisée. La géométrie du détecteur a été modélisée dans GATE. Les dimensions et les matériaux des différents composants ont été introduits (cf Annexe A).

III.6.2.1 Modélisation du collimateur :

La modélisation du collimateur LEHR se fait par la construction d'un trou d'air hexagonal, à l'intérieur d'une plaque en plomb, et de sa répétition en rectangle, puis la duplication et la translation de ce rectangle pour le remplissage de la surface globale du collimateur (figure III.19). Le mode de fabrication du collimateur n'étant pas connu, nous avons supposé qu'il a été fabriqué par moulage.

Le résultat de cette modélisation est présenté dans la figure III.20.

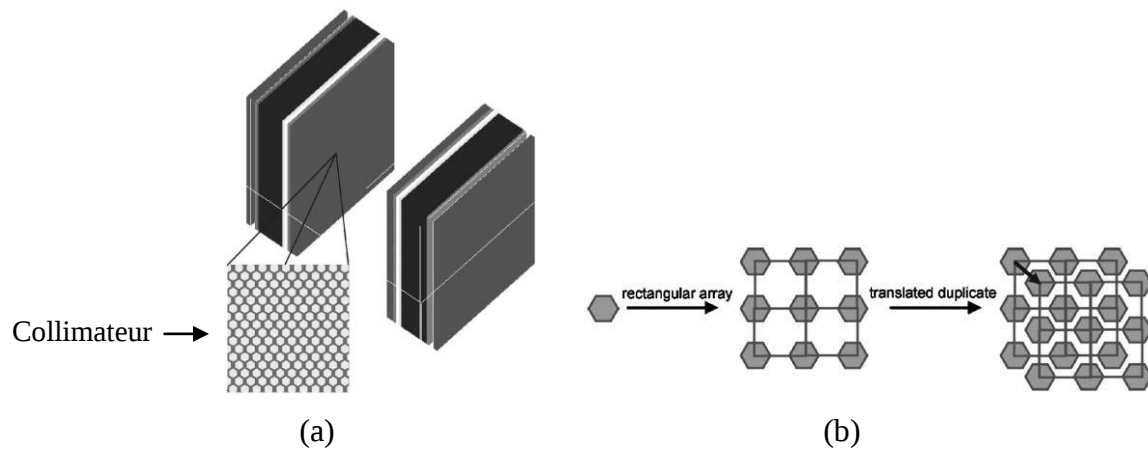


Figure III.19 : Modélisation du Collimateur : (a) Modélisation des têtes de la gamma caméra avec zoom sur le collimateur (b) Construction des trous pour la modélisation du collimateur [Ass04]

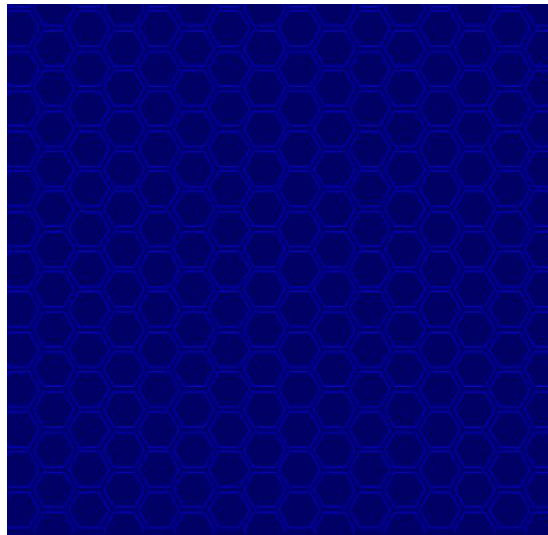


Figure III.20 : Modélisation du collimateur LEHR

III.6.2.2 Modélisation de la tête de détection :

La difficulté majeure que nous avons rencontrée lors de la modélisation de la tête de détection, était de connaître parfaitement sa géométrie, plus particulièrement la partie arrière du cristal. Tous les détails ne sont malheureusement pas fournis par le constructeur en raison de confidentialité.

Nous avons donc, comme le montre la figure III.21, modélisé le cristal, le blindage arrière et sur les côtés par leurs dimensions et matériaux. La partie arrière comprenant les photomultiplicateurs et l'électronique associée a été modélisée par une épaisseur de 8 cm de Pyrex [Dev90].

Les dimensions des divers éléments sont données dans le paragraphe III.2.1 précédent notamment celles des trous et des septa.

Le résultat de cette modélisation est présenté dans la figure III.22.

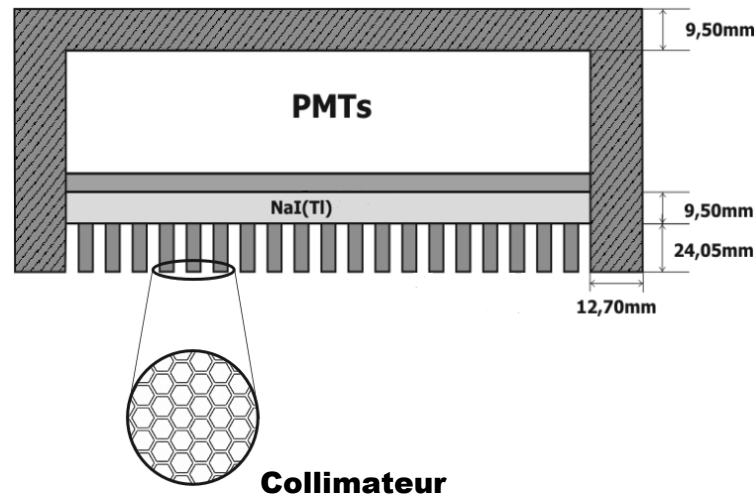


Figure III.21 : Schéma descriptif de la géométrie de la gamma caméra

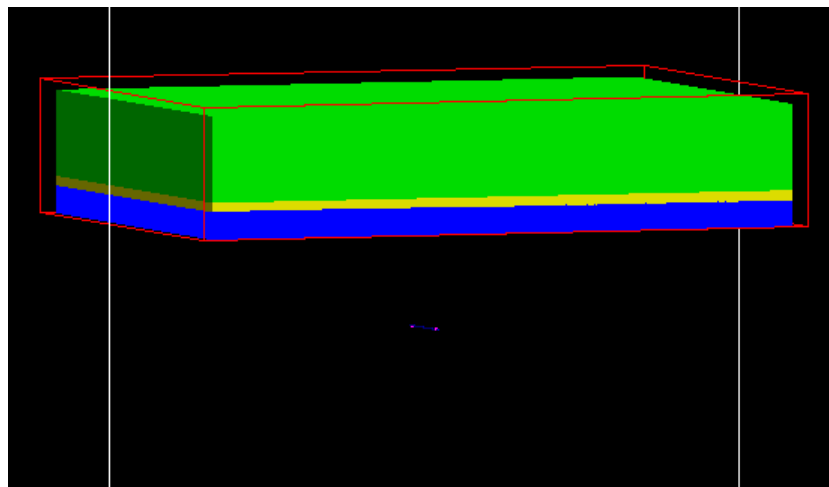


Figure III.22 : Modélisation de la tête de détection

III.6.2.3 Modélisation de la table d'examen :

La table n'a pas été modélisée pour la mesure de la résolution spatiale et la sensibilité. Par contre pour le mesure du spectre diffusé, la plaque de PMMA a été déposée sur la table donc celle ci a été modélisée dans GATE pour le spectre diffusé mais aussi pour le spectre dans l'air pour permettre une comparaison des spectres dans des conditions identiques, de même pour le fantôme de thyroïde.

III.6.3 Modélisation du fantôme de thyroïde :

La géométrie du fantôme de thyroïde est intégrée dans la simulation sous le format Interfile (cf Annexe B). Elle est dérivée de l'image obtenue par un scanner à rayons X (Gemini DUAL GS MX 8000) pour un fantôme similaire dans un format standardisé DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) [Mar00]. Ce format n'étant pas implémenté dans GATE, il sera converti en un fichier interfile (Figure III.23) à l'aide des logiciels libres ImageJ [Image] et XmedCon [Xmedc].

L'entrée du fichier interfile dans GATE sera réalisée en deux étapes :

- La lecture du fichier Interfile et du fichier range.dat pour l'entrée du fantôme "physique", c'est-à-dire la densité des différents matériaux le composant soit l'eau, l'air et le Plexiglas (cf Annexe B).
- La lecture du fichier Interfile et du fichier activityRange pour l'entrée de la distribution de l'activité dans le fantôme (cf Annexe B).

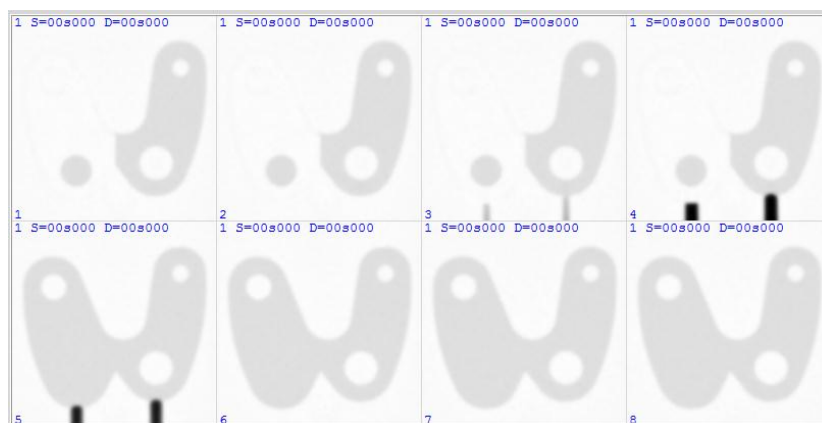


Figure III.23 : Fichier interfile du fantôme de thyroïde
(8 coupes d'une épaisseur de 2,5 mm)

III.6.4 Modélisation des acquisitions expérimentales :

Les acquisitions expérimentales ont été modélisées précisément dans GATE.

La décroissante du ^{99m}Tc n'a pas été modélisée en raison de la durée des acquisitions qui est trop courte par rapport à la période du ^{99m}Tc (6,02 h).

La source a été définie comme étant mono - énergétique et son énergie égale à 140 KeV. Son activité initiale a été fixée pour chaque paramètre (tableau III.2). Les particules sont considérées comme émises dans un angle solide de 4π .

Nous résumons dans le tableau III.2 les activités et le nombre de photons générés pour chaque paramètre mesuré.

Paramètre mesuré	Distance Source - collimateur (cm)	Activité fixée (mCi)	Nombre de photons générés
Résolution	0	2,121	Environ : $9 \cdot 10^9$
	2	2,093	
	5	2,073	
	10	2,065	
	15	2,049	
	20	2,037	
	25	2,018	
Sensibilité	2	0,168	Environ : $2 \cdot 10^9$
	5	0,166	
	10	0,164	
	15	0,162	
	20	0,160	
Spectre en énergie dans l'air	5	1,338	Environ : $42 \cdot 10^8$
Spectre en énergie diffusé	5	1,476	Environ : $46 \cdot 10^8$

Tableau III.2 : Activité et nombre de photons générés pour chaque paramètre mesuré

Les processus physiques activés sont l'effet photoélectrique, la diffusion Compton, la diffusion Rayleigh, l'ionisation, le Bremsstrahlung et la diffusion multiple. Nous avons testé les différents modèles existant dans GATE pour ces interactions.

La création de paires a été désactivée en raison de l'énergie des photons générés qui est au-dessous du seuil de production.

Les coupures d'énergie (cf § II.4.3.2) sont définies en termes de parcours et seront adaptées pour les différentes simulations pour assurer un bon suivi des particules.

Les photons optiques provenant de la scintillation dans le cristal ne sont pas modélisés, ce qui permet de réduire considérablement le temps de simulation. La résolution spatiale et la

résolution en énergie intrinsèques annoncées par le constructeur ont été introduites en tant que largeur à mi - hauteur des fonctions gaussiennes modélisant respectivement la réponse spatiale et la réponse en énergie du système (cf § II.4.3.3).

Afin de garantir une modélisation précise des interactions qui ont lieu dans le collimateur, les rayons X résultant du phénomène de fluorescence et les électrons Auger sont suivis.

Les temps de simulation des différentes expériences sur ordinateur et grille de calcul sont résumés dans le tableau III.3.

Expérience	Temps moyens de simulation (jours)	
	Ordinateur (HP Core I5)	Grille de calcul (Biomed)
Résolution spatiale	4	2
Sensibilité	2	1
Spectre en énergie	/	4
Thyroïde	8	/

Tableau III.3 : Les temps moyens de simulation sur ordinateur et sur grille

Chapitre IV

Résultats et interprétations

IV.1 Introduction :

Dans ce dernier chapitre, nous présenterons les différents résultats obtenus. La première partie sera consacrée à la calibration de la gamma caméra. Dans la seconde partie, nous exposerons une comparaison entre les résultats des mesures expérimentales et les résultats obtenus par simulation des différents paramètres, à savoir la résolution spatiale, la sensibilité, le spectre en énergie, ainsi qu'une comparaison des images du fantôme de thyroïde.

IV.2 Calibration de la gamma caméra :

IV.2.1 Mesure de l'activité ambiante :

Les résultats obtenus pour la mesure de l'activité ambiante sont présentés dans le tableau IV.1 :

Détecteur	Nombre de coups (coups)	Taux de comptage (coups/sec)
Détecteur 1	6237	21
Détecteur 2	6301	21

Tableau IV.1 : Nombre de coups mesurés et taux de comptage en l'absence de sources radioactives

On constate que le taux de comptage de l'activité ambiante obtenue pour les deux détecteurs est au - dessous de 200 coups/seconde soit la valeur limite supérieure recommandée [Elk00]. Elles sont aussi inférieures aux limites de 100 coups/seconde citées dans un précédent travail de thèse [Nam09] effectué au sein du même service.

IV.2.2 Affichage du spectre, contrôle du pic et réglage fin de la gamma caméra :

Une fois la source ponctuelle insérée dans le support de source intégré au lit arrière de la Symbia E, on procède au contrôle de l'affichage du spectre puis au contrôle du pic et au réglage fin de la gamma caméra. L'affichage du spectre n'a révélé aucune source de diffusion et le système a réalisé avec succès le contrôle du pic et le réglage fin (paragraphe III.3.2)

La présence de radioactivité parasite dans le service, comme un patient injecté ou une source non protégée aurait entraîné des problèmes du réglage fin des PM.

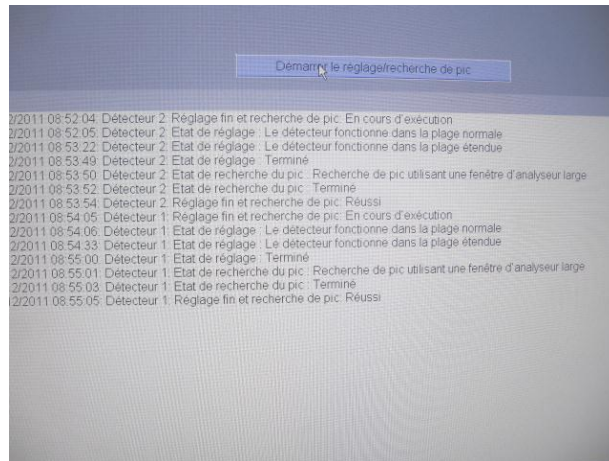


Figure IV.1 : Affichage de la procédure du réglage et de la recherche du pic

IV.2.3 Etalonnage du champ intrinsèque et contrôle de l'uniformité :

L'inspection visuelle de l'image obtenue de la source ponctuelle ne révèle aucune anomalie ni la présence de régions d'inhomogénéité. Les valeurs de l'uniformité intégrale et différentielle calculées par le système pour le CFOV et le UFOV définies dans le paragraphe I.2.3.4 sont données dans le tableau IV-2 et IV - 3 pour les deux détecteurs.

Pour le détecteur 1 :

Uniformité	CFOV			UFOV		
	Nos mesures	Précédentes mesures	Valeurs max recommandées par le constructeur	Nos Mesures	Précédentes mesures	Valeurs max recommandées par le constructeur
Intégrale	2,50 %	3,68 %	5 %	4,26 %	5,39 %	6 %
Différentielle	1,35 %	1,87 %	2,5 %	2,60 %	3,53 %	3 %

Tableau IV.2 : Valeurs d'uniformité pour le détecteur 1

Pour le détecteur 2 :

Uniformité	CFOV			UFOV		
	Nos mesures	Précédentes mesures	Valeurs max recommandées par le constructeur	Nos Mesures	Précédentes mesures	Valeurs max recommandées par le constructeur
Intégrale	2,29 %	4,00 %	5 %	4,32 %	5,31 %	6 %
Différentielle	1,43 %	2,21 %	2,5 %	2,55 %	2,22 %	3 %

Tableau IV.3 : Valeurs d'uniformité pour le détecteur 2

Le constructeur recommande de comparer les valeurs d'uniformité affichées avec les valeurs maximum recommandées par le constructeur et celles obtenues lors du dernier contrôle mensuel.

On remarque qu'elles sont meilleures que celles obtenues lors du dernier contrôle, elles sont donc acceptées. Dans le cas contraire un nouvel étalonnage aurait été requis.

IV.2.4 Contrôle du recalage des têtes de la gamma caméra et du centre de rotation 180 (MHR/COR) :

Le contrôle du centre de rotation s'effectue en réalisant une tomographie de sources ponctuelles. Des projections autour de ces sources sont alors acquises. Les données relatives à ces projections sont analysées à l'aide du logiciel disponible dans le système d'acquisition. Le logiciel calcule la position du centre de la source dans chaque projection par rapport aux axes du détecteur. Selon la direction perpendiculaire à l'axe de rotation (l'axe X), la source se déplace lors de la rotation de la caméra. Si ce déplacement est porté en graphique en fonction du numéro de la projection, une courbe en forme de sinusoïde apparaît (figure IV.2). Dans la réalité, la sinusoïde n'est pas parfaite, la déviation par rapport à la situation idéale est calculée par le logiciel pour chaque projection. Selon la direction parallèle à l'axe de rotation (l'axe Y), la source ne devrait pas se déplacer (figure IV.2). Cependant, dans la pratique, de faibles déplacements sont observés. Les déviations obtenues ne doivent pas excéder une limite établie par le constructeur de la caméra [Ser03].

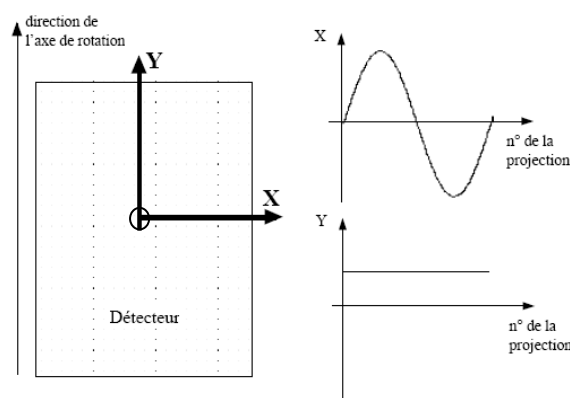


Figure IV.2 : Détecteur repéré par ses axes X et Y et position idéale le long de ces axes du centre de la source lors d'un contrôle du centre de rotation [Ser03].

La figure IV.3 montre les positions de la source par rapport aux axes X et Y obtenues lors du contrôle de la gamma caméra Siemens Symbia E.

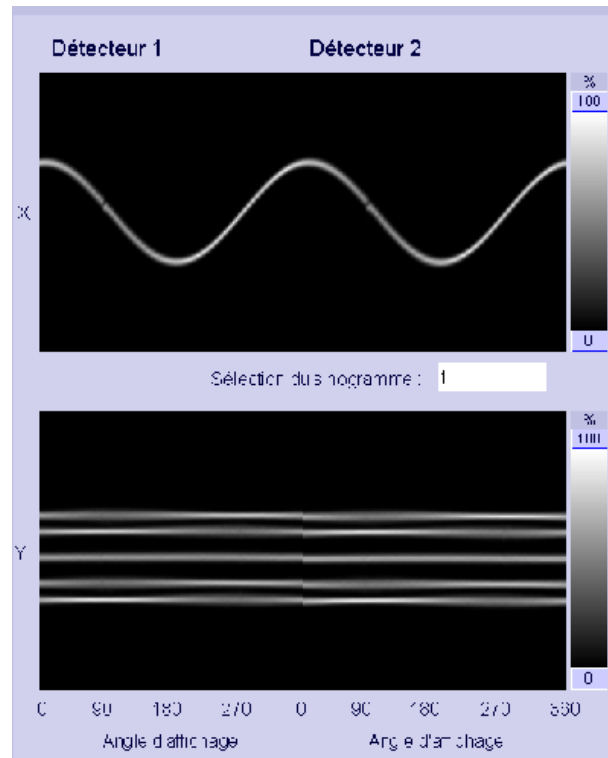


Figure IV.3 : Positions de la source par rapport aux axes X et Y obtenues lors du contrôle de la gamma caméra Siemens Symbia E.

Les valeurs obtenues pour le contrôle du décalage du centre de rotation et l'alignement des têtes sont données dans le tableau IV–4 ci-dessous.

	Détecteur 1	Détecteur 2
Centre de rotation	1,194 mm	1,153 mm
Déplacement axial	1,277 mm	- 1,277 mm
Angle de rétroprojection	0,213 deg	- 0,213 deg
Résolution du système à 20 cm	14,521 mm	14,557 mm

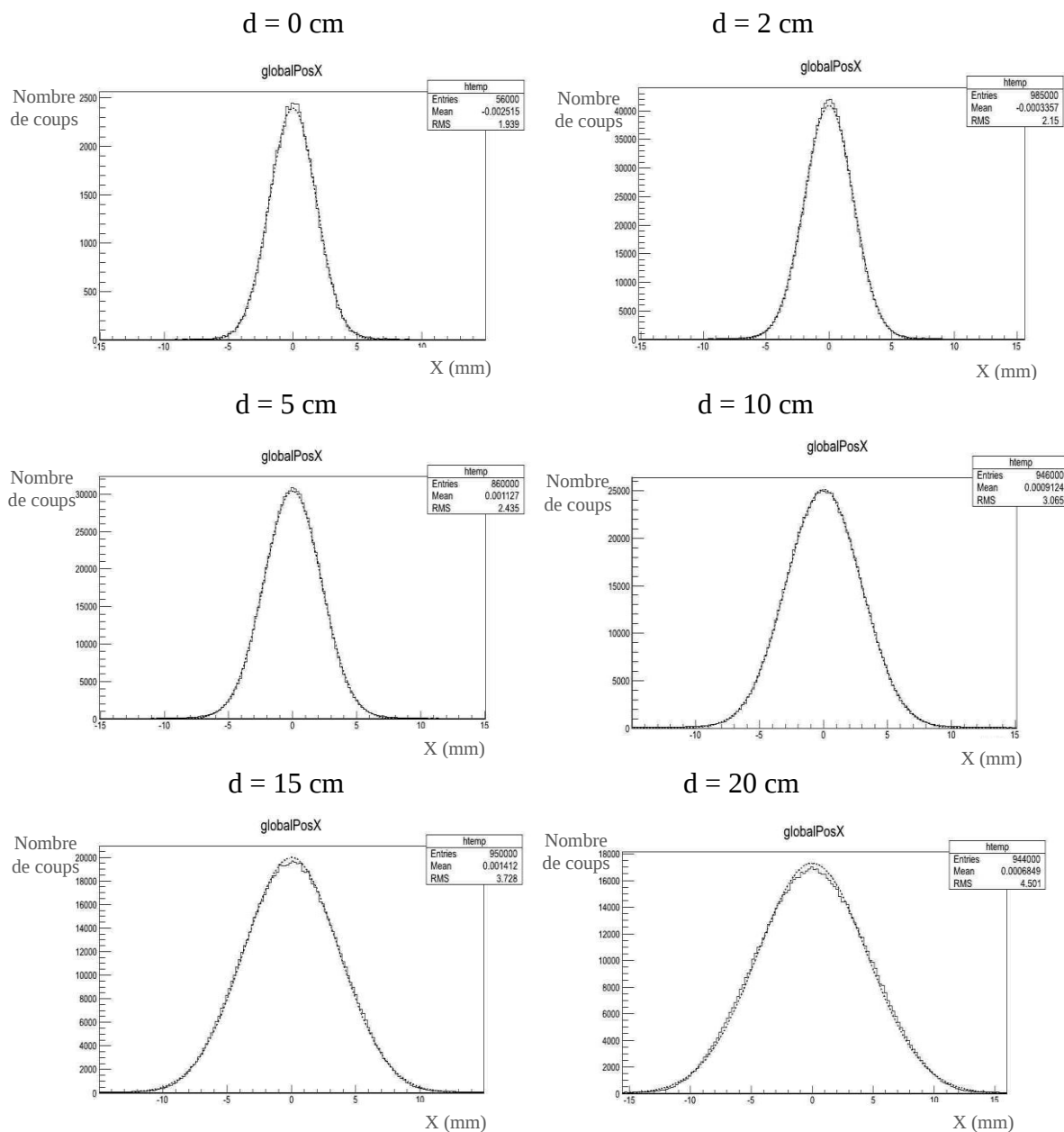
Tableau IV.4 : Résultats du contrôle du décalage du centre de rotation et de l'alignement des têtes

On constate que les résultats obtenus pour les différents paramètres sont inférieurs aux limites maximales recommandées par le constructeur (cf § III.3.5).

IV.3 Comparaison des résultats expérimentaux à ceux obtenus par simulation avec la plate - forme GATE :

IV.3.1 La résolution spatiale :

Les fonctions de dispersion linéaire obtenues par simulation pour les différentes distances source – collimateur sont montrées sur la figure IV.4 :



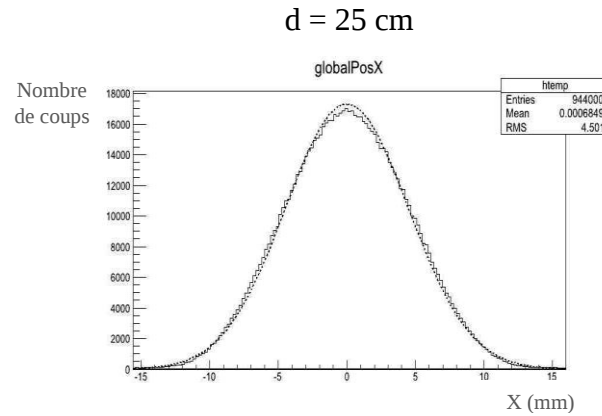


Figure IV.4 : Fonctions de dispersion linéaire obtenues par simulation pour des distances source - collimateur (d) égal à 0 cm, 2 cm, 5cm, 10 cm, 15 cm et 20 cm.

Les largeurs à mi - hauteur des fonctions de dispersion linéaire obtenues expérimentalement et par simulation pour une source de ^{99m}Tc dans l'air pour des distances de 0 cm, 2 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm et 20 cm puis de 25 cm de la face avant du collimateur sont regroupées dans le tableau IV.5 puis représentées sur la figure IV.5.

Les déviations associées aux valeurs simulées ont été estimées d'une manière grossière en répétant 5 fois les simulations pour chaque distance. La valeur moyenne $\bar{x}$ et l'écart type σ_x ont été calculés selon les équations :

$$\bar{x} = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n}$$

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

Pour n simulations, le résultat est présenté sous la forme :

$$x = \bar{x} \pm \frac{\sigma_x}{\sqrt{n}}$$

avec l'écart type de la moyenne $\sigma_{\bar{x}}$ donné par :

$$\sigma_{\bar{x}} = \frac{\sigma_x}{\sqrt{n}}$$

Dans le cas où la moyenne est effectuée sur un nombre petit de simulation, σ_x n'est un bon estimateur de σ . La théorie montre qu'il faut utiliser [Bal08] :

$$\sigma_{\bar{x}} = t \times \frac{\sigma_x}{\sqrt{n}}$$

où t est le coefficient de Student, tabulé en fonction du nombre de points moyennés. Dans notre cas ($n = 5$) $t = 1,14$.

Distance source/ collimateur (cm)	LMH Expérience (mm)	LMH Simulation (mm)	Ecart relatif (%)	Valeur de la résolution annoncée par le constructeur (mm)
0	4,53	4,56 ± 0,08	0,66	/
2	4,83	4,81 ± 0,01	0,41	/
5	5,63	5,55 ± 0,06	1,42	/
10	7,23	7,15 ± 0,10	1,11	7,40
15	9,07	8,87 ± 0,05	2,20	/
20	11,30	10,69 ± 0,01	5,57	/
25	13,61	12,72 ± 0,03	6,53	/

Tableau IV.5 : Comparaison entre les résolutions spatiales expérimentales et simulées

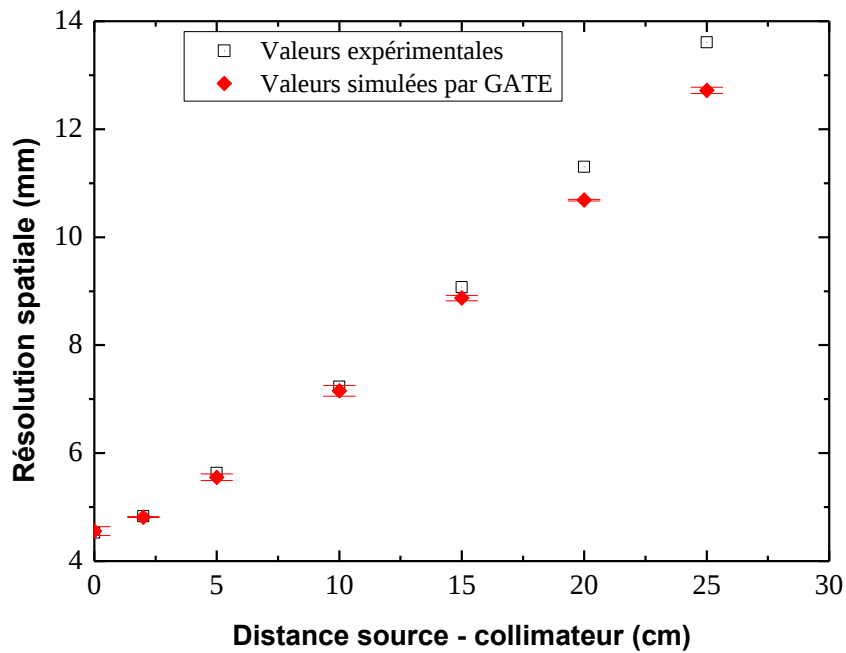


Figure IV.5 : Comparaison entre les valeurs mesurées de la résolution spatiale et celles obtenues par simulation

On remarque sur la figure IV.5 que la résolution spatiale mesurée et simulée augmentent avec la distance source - collimateur. Ceci est en accord avec l'expression théorique (I.13) (cf § I.2.3.4) pour un collimateur parallèle.

L'écart relatif entre les valeurs mesurées expérimentalement et celles simulées est inférieur à 3 %. Cependant, il est un peu plus important pour les distances 20 cm et 25 cm où il atteint 5,57 % et 6,53 % respectivement. Ces écarts peuvent provenir des erreurs de manipulation, car si les LMH expérimentales sont supérieures à ceux simulées, cela signifie que les sources ont été placées à des distances supérieures aux distances prévues.

La dimension du pixel peut aussi induire des erreurs d'évaluation sur la résolution spatiale expérimentale. Un photon détecté entre deux pixels voisins peut être compté soit dans le premier soit dans le second, cela impliquerait une erreur grossière sur la résolution spatiale estimée comme étant la moitié de la largeur d'un pixel. Nous avons utilisé une matrice de 512×512 avec une taille du pixel égale à 1,2 mm, cette erreur serait de l'ordre de 0,6 mm, ce qui impliquerait un écart allant jusqu'à 13 %.

Par ailleurs, les résolutions spatiales expérimentale et simulée à une distance de 10 cm sont très proches de la valeur annoncée par le constructeur avec un écart relatif de 2,30 et 3,38 % respectivement.

Les résolutions spatiales expérimentales ont donc bien été reproduites par GATE.

IV.3.2 La sensibilité :

La sensibilité simulée est calculée en divisant le nombre coups détectés pour les distances source - collimateur 2 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm et 20 cm par unité de temps par unité d'activité de la source. Elle est exprimée en nombres de coups par minute par μCi ($\text{Cpm}.\mu\text{Ci}^{-1}$).

L'activité initiale a été corrigée pour chaque distance par la formule de la décroissance radioactive après avoir noté le temps au début de chaque acquisition.

Les mesures expérimentales et simulées de la sensibilité pour les distances 2 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm et 20 cm de la face avant du collimateur ainsi que la valeur de la sensibilité annoncée par le constructeur sont représentées dans le tableau IV.6.

Distance source/ collimateur (cm)	Sensibilité Expérience (Cpm. μCi^{-1})	Sensibilité Simulation (Cpm. μCi^{-1})	Ecart relatif entre la valeur mesurée et simulée (%)	Valeur de la sensibilité annoncée par le constructeur (Cpm. μCi^{-1})
2	219 $\pm$ 24	237,44 $\pm$ 0,12	8,41	/
5	219 $\pm$ 24	236,62 $\pm$ 0,28	7,92	/
10	218 $\pm$ 24	235,84 $\pm$ 0,51	8,05	202
15	219 $\pm$ 24	234,38 $\pm$ 0,15	6,67	/
20	218 $\pm$ 24	233,40 $\pm$ 0,26	6,71	/

Tableau IV.6 : Comparaison entre les sensibilités expérimentales et simulées

Les résultats sont représentés sur la figure IV.6 pour les différentes distances. Les déviations standards associées aux valeurs expérimentales ont été calculées à partir des erreurs de mesure des activités et des volumes des sources dans les capillaires.

Les déviations associées aux valeurs simulées ont été estimées de la même manière que pour les résolutions spatiales (cf § IV.3.1).

On constate que la valeur de la sensibilité mesurée à une distance source – collimateur de 10 cm a un écart relatif d'environ 8 % par rapport à la valeur de la sensibilité fournie par le constructeur. Cet écart est dû essentiellement aux erreurs de calcul des activités lors des manipulations puisque ces activités ont été calculées et non pas mesurées par l'activimètre pour éviter tout risque de contamination de la chambre puits.

On note sur le tableau IV.6 que les valeurs des sensibilités mesurées sont presque identiques pour les différentes distances source - collimateur, de même pour les valeurs simulées, cela en accord avec la théorie qui prévoit que dans le cas d'un collimateur parallèle, la sensibilité est indépendante de la distance source – collimateur (formule I.18).

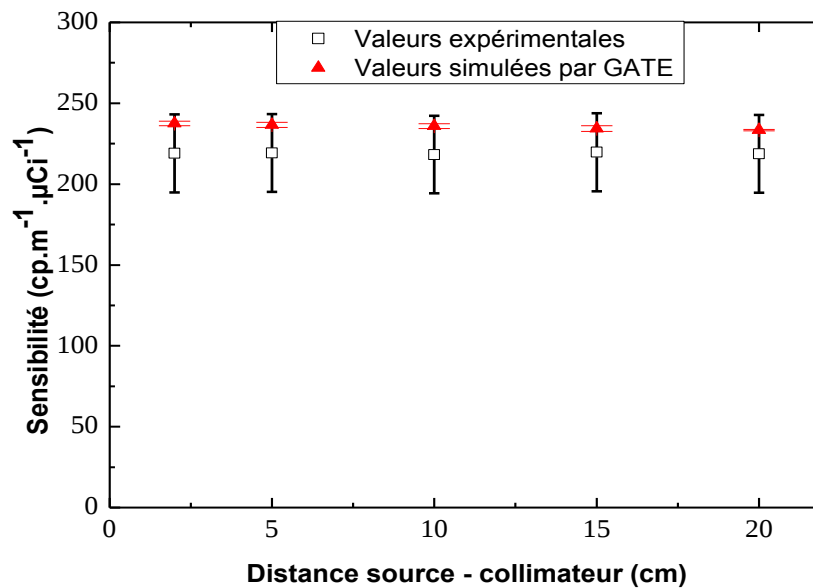


Figure IV.6 : Comparaison entre les valeurs de la sensibilité mesurées et simulées

Le tableau IV.6 montre que les écarts relatifs entre les valeurs expérimentales et les valeurs simulées de la sensibilité sont inférieurs à 9 %. Plusieurs causes peuvent être à l'origine de ces écarts :

- la géométrie de la gamma caméra n'est pas connue avec précision, plusieurs éléments n'ont donc pas été modélisés.

- les PM ont été modélisés par une couche unique, les zones mortes entre les tubes n'ont pas été considérés augmentant ainsi la surface de détection par rapport à la surface réelle.

- La modélisation de la partie arrière de la gamma caméra par un modèle simple pourrait induire un nombre de photons diffusés plus important qu'une modélisation plus précise [Rau10], certes moins importante dans le cas du ^{99m}Tc , mais non négligeable.

- Le mode de fabrication du collimateur (moulage ou assemblage) n'est pas connu. Comme le montre la figure IV.7, une construction par assemblage en plaque augmenterait l'épaisseur septale dans une direction et réduirait ainsi la pénétration dans cette direction ce qui aurait un impact direct sur la sensibilité [Sta03].

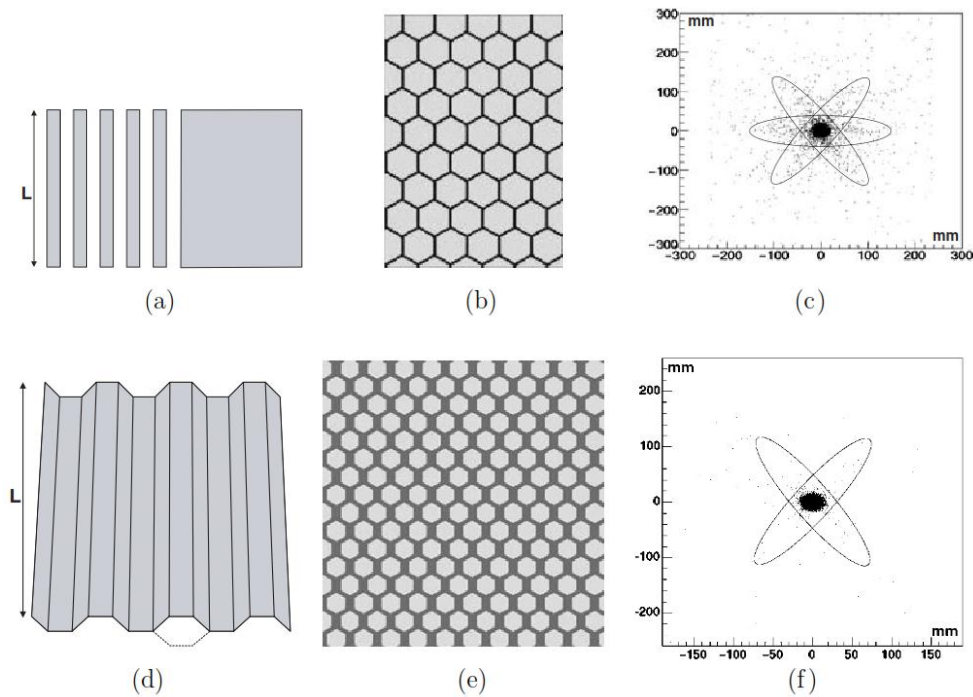


Figure IV.7 : Simulation de la pénétration septale d'une source ponctuelle pour deux types de collimateurs : collimateur fabriqué par moulage (a, b, c), collimateur fabriqué par assemblage de feuilles (d, e, f) [Sta03]

IV.3.3 Les spectres en énergie :

IV.3.3.1 Spectre en énergie dans l'air :

Le spectre en énergie expérimental et le spectre simulé dans l'air pour une source linéaire de ^{99m}Tc positionnée à 5 cm de la face avant du collimateur sont représentés dans la figure IV.8. Les deux spectres ont été normalisés par rapport au maximum de coups détectés dans la fenêtre du photo - pic.

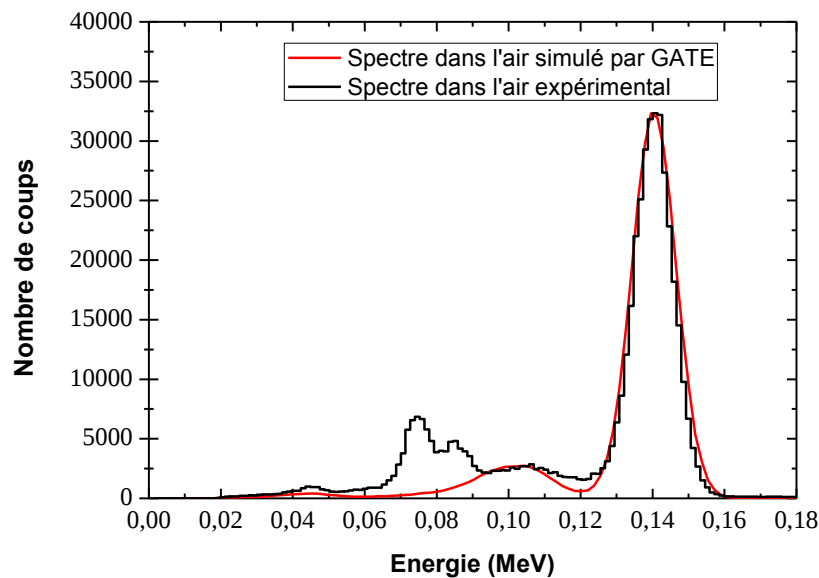


Figure IV.8 : Spectre expérimental et simulé de la source linéaire de ^{99m}Tc dans l'air positionnée à 5 cm de la face avant du collimateur

En comparant les spectres expérimental et simulé, nous constatons que l'interaction des photons dans le collimateur n'a pas bien été modélisée, d'où le désaccord entre les deux spectres entre 70 et 90 keV, soit proche des rayonnements caractéristiques du Plomb. Pour cela, nous avons testé différents modèles (Standard, Penelope, Livermore Model) pour les interactions électromagnétiques, en prenant cette fois en compte le suivi des rayons X résultant du phénomène de fluorescence et les électrons Auger et en réduisant les valeurs des coupures en parcours permettant de générer et de suivre les particules secondaires. Nous avons constaté que le meilleur accord avec l'expérience est obtenu en utilisant les modèles low energy particulièrement le modèle Penelope.

Nous avons exprimé le résultat dans la figure IV.9 qui montre une nette amélioration du spectre simulé par rapport au spectre expérimental dans la précédente fenêtre d'énergie.

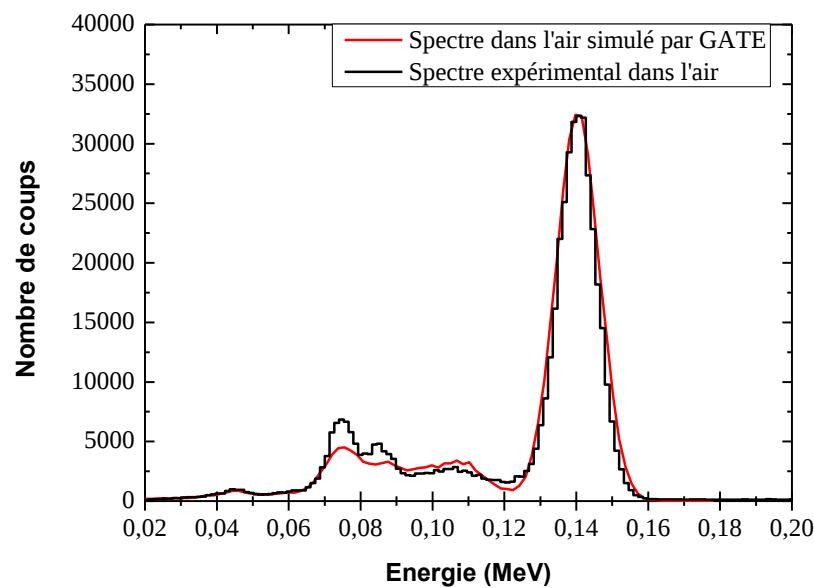


Figure IV.9 : Spectre expérimental et simulé de la source linéaire de ^{99m}Tc dans l'air positionnée à 5 cm de la face avant du collimateur avec suivis des rayons X et des électrons Auger

La figure IV.9, montre aussi un très bon accord entre les spectres simulé et expérimental pour les énergies entre 20 et 70 keV puis entre 125 et 180 keV. Par contre, pour les énergies entre 89 keV et 115 keV, on remarque que GATE surestime le nombre de photons dans cette région, alors que ce nombre est sous-estimé dans les régions d'énergies comprises entre 70 et 89 keV et entre 115 et 125 keV.

IV.3.3.2 Spectre diffusé par une plaque de PMMA :

Les spectres en énergie expérimental et simulé d'une source linéaire de ^{99m}Tc positionnée à 5 cm de la face avant du collimateur et posée sur un milieu diffusant de type PMMA (figure III.15) sont représentés dans la figure IV.10.

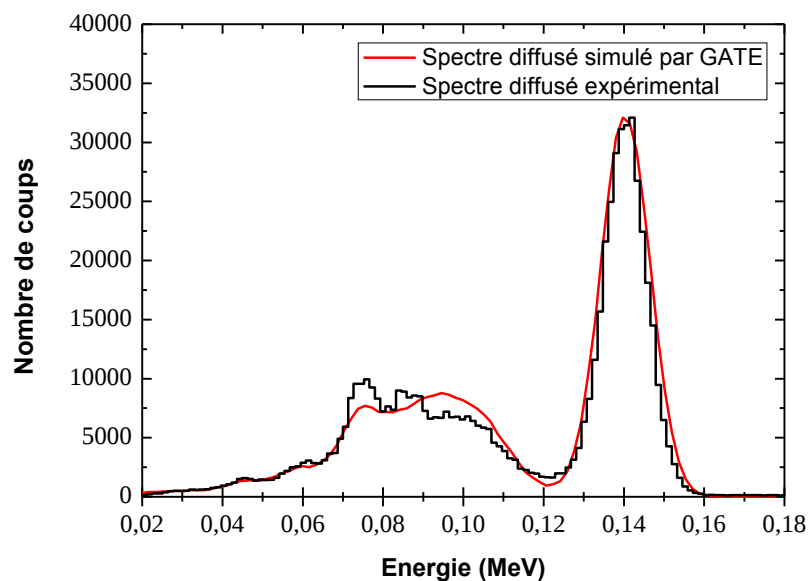


Figure IV.10 : Spectre expérimental et simulé d'une source linéaire de ^{99m}Tc positionnée à 5 cm de la face avant du collimateur et posée sur un milieu diffusant

La comparaison des spectres simulé et diffusé montre un bon accord mais quelques écarts principalement entre les énergies 72 keV et 89 keV et entre 113 keV et 125 keV où il y a une sous-estimation du nombre de photons par la simulation. Puis, entre 89 keV et 125 keV où par contre la simulation surestime le nombre de photons.

On constate aussi que l'utilisation du fantôme en Plexiglas a augmenté la part des photons diffusés comme attendu. Ceci a été aussi reproduit par la simulation.

Interprétation des spectres dans l'air et diffusé :

Les désaccords entre les spectres expérimentale et simulé dans l'air et diffusé par le fantôme PMMA proviennent essentiellement des couches de matériaux derrière le cristal qui ne sont pas connues et qui n'ont pas été modélisées.

Par ailleurs, nous avons constaté des améliorations dans l'accord entre les deux spectres lorsque nous avons utilisé les modèles « low energy » particulièrement le modèle Penelope pour les processus physiques et en réduisant les « cut » sur le parcours des photons et électrons. Cependant, les temps de calcul étaient beaucoup trop longs.

IV.3.3.3 Image du fantôme de thyroïde (Biodex 128 – 340) :

Les figures IV.11 et IV.12 représentent respectivement les images du fantôme ‘‘BIODEX 128 – 340’’ (cf § III.5.5) obtenues expérimentalement et par simulation.

Une comparaison qualitative de la distribution du radiotraceur dans les deux images montre un bon accord. Dans ces deux images nous avons utilisé des codes de couleurs différents pour quantifier la distribution de l’activité du ^{99m}Tc . L’image acquise expérimentalement est obtenue avec le software du constructeur Siemens installé sur la station de travail du service de Médecine Nucléaire de BEO et représentée par ImageJ [Image], alors que l’image simulée est représentée par le software Root du CERN [Root].

Comme attendu, le lobe droit des deux images ainsi que le nodule chaud présent dans le lobe gauche présentent une distribution d’activité environ deux fois plus importante que le lobe gauche. Les trois nodules froids du fantôme sont bien reproduits par la simulation, cependant nous observons un effet de volume partiel dû à la résolution de la gamma caméra.

Par contre, l’image acquise expérimentalement montre particulièrement le nodule froid inférieur droit avec une distribution d’activité importante. Ceci est dû probablement à une infiltration de la solution de ^{99m}Tc au niveau de ce nodule accentuée par un effet de volume partiel. Une étude des effets de volume partiel est nécessaire pour trancher sur sa contribution au niveau de ce nodule.

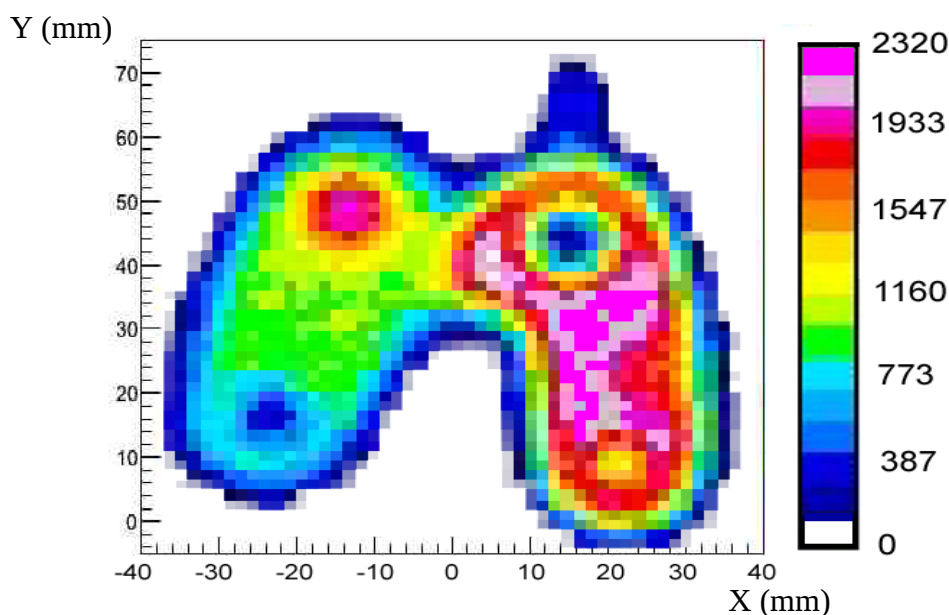


Figure IV.11 : Image de la thyroïde obtenue par acquisition expérimentale en fonction des distributions des activités émises

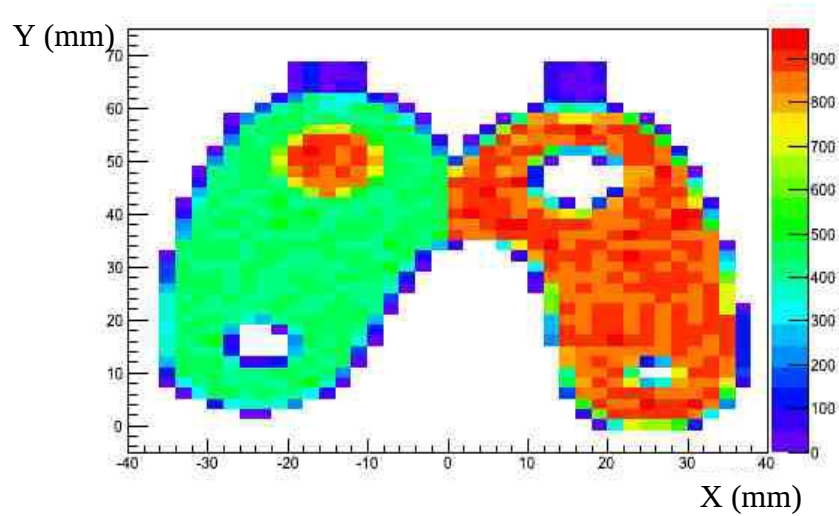


Figure IV.12 : Image de la thyroïde obtenue par simulation

Conclusion

L'objectif de notre travail est la simulation de la gamma caméra Siemens Symbia E disponible au Service de Médecine Nucléaire du centre Hospitalier Universitaire Lamine Debaghine de Bab El Oued à l'aide de la plateforme de simulation GATE. La comparaison des résultats obtenus par simulation avec les résultats expérimentaux permettra sa validation pour cette gamma caméra.

Notre choix s'est porté sur GATE pour plusieurs raisons. La principale est sa disponibilité et son implémentation au sein de notre laboratoire. De plus, ce code a été développé spécifiquement pour la simulation en tomographie d'émission. Il est basé sur les bibliothèques du code Monte Carlo GEANT4 qui a l'avantage d'être utilisé par une large communauté de physiciens en plus d'être testé et validé. GATE permet de décrire des processus dépendant du temps (mouvement des détecteurs, des fantômes et des sources). Il est écrit en C++, cependant il permet de faire des simulations par l'utilisation de script. Enfin, son développement est toujours actif et des fonctionnalités nouvelles sont régulièrement ajoutées dans sa structure.

La simulation de la gamma caméra comprend la modélisation de tous ces composants, des fantômes, des sources ainsi que des processus physiques mis en jeu. La fiabilité de cette simulation à reproduire les caractéristiques de la gamma caméra est vérifiée par une comparaison entre les résultats de celle-ci et ceux obtenus par les acquisitions expérimentales. Les observables que nous avons mesurés sont la résolution spatiale, la sensibilité et le spectre d'énergie.

Avant d'effectuer nos mesures sur la gamma caméra, nous avons procédé à son contrôle de qualité suivant les recommandations du constructeur. Ce contrôle s'est avéré satisfaisant pour les différents paramètres mesurés.

Les mesures expérimentales des différentes observables ont été réalisées en utilisant des capillaires remplis de Technétium 99m et placés à différentes distances du collimateur.

Une image planaire expérimentale d'un fantôme de thyroïde rempli d'une solution de ^{99m}Tc a été acquise. Cette image a été comparée à celle obtenue par simulation.

La comparaison entre les résultats expérimentaux et simulés montre un bon accord. Cependant, nous avons constaté de légers écarts dûs essentiellement à des erreurs d'évaluation des activités et surtout à l'ignorance de la géométrie exacte de certains composants de la gamma caméra.

L'image expérimentale du fantôme de thyroïde a été qualitativement bien reproduite par la simulation.

Les temps de calcul sur PC étaient très importants, particulièrement pour les spectres en énergie. L'utilisation de la grille de calcul BIOMED, nous a permis de réduire considérablement ces temps.

Les perspectives de ce travail sont l'utilisation du simulateur validé en intégrant des fantômes anthropomorphiques pour l'étude et l'évaluation des corrections des différents facteurs de dégradation de l'image (l'atténuation, la diffusion, le mouvement, l'effet du volume partiel ...) afin d'améliorer la quantification au niveau de l'image.

ANNEXE A

Contenu d'une macro GATE

1/ La visualisation :

GATE permet la visualisation de la géométrie du système et du déroulement en temps réel de la simulation. Cependant, une fois la géométrie construite, la visualisation doit être désactivée pour réduire les temps de calcul.

VISUALISATION

```
/vis/open OGLSX
/vis/viewer/set/viewpointThetaPhi 60 60
/vis/viewer/zoom 1.5
/vis/drawVolume
/vis/viewer/flush
/tracking/verbose 0
/tracking/storeTrajectory 1
/vis/scene/add/trajectories
/vis/scene/endOfEventAction accumulate
```

Désactiver la visualisation avec la commande : */vis/disable*

2/ Définition du matériel :

Le matériel est défini dans GATE avec le fichier GateMateriels.db qui peut être complété par de nouveaux matériaux.

```
# M A N D A T O R Y #####
/gate/geometry/setMaterialDatabase GateMaterials.db
```

3) Définition du World :

```
# G E O M E T R Y #####
# World
# Définition des dimensions du world ##
/gate/world/geometry/setXLength 100 cm
/gate/world/geometry/setYLength 100 cm
/gate/world/geometry/setZLength 100 cm
```

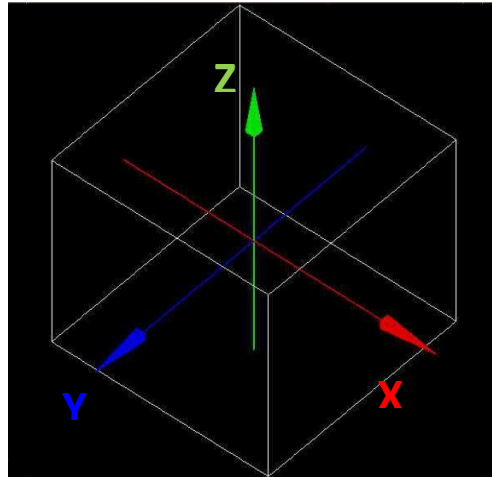


Figure 1 : Le World

4/ Définition du système et construction de la tête de détection :

Scanner Head

/gate/world/daughters/name SPECThead

/gate/world/daughters/insert box

/gate/SPECThead/geometry/setXLength 470.4 mm

/gate/SPECThead/geometry/setYLength 123.05 mm

/gate/SPECThead/geometry/setZLength 616.4 mm

/gate/SPECThead/placement/setRotationAxis 0 1 0

/gate/SPECThead/placement/setRotationAngle 90 deg

/gate/SPECThead/placement/setTranslation 0. 161.525 0. mm

/gate/SPECThead/setMaterial Air

/gate/SPECThead/vis/forceWireframe

/gate/SPECThead/attachPhantomSD

Shielding

/gate/SPECThead/daughters/name shielding

/gate/SPECThead/daughters/insert box

/gate/shielding/geometry/setXLength 470.4 mm

/gate/shielding/geometry/setYLength 123.05 mm

/gate/shielding/geometry/setZLength 616.4 mm

/gate/shielding/placement/setTranslation 0. 0. 0. cm

/gate/shielding/setMaterial Lead

```

/gate/shielding/vis/setColor red
/gate/shielding/vis/forceWireframe
/gate/shielding/attachPhantomSD

```

Construction du collimateur :

```

# Collimator
/gate/SPECThead/daughters/name collimator
/gate/SPECThead/daughters/insert box
/gate/collimator/geometry/setXLength 445. mm
/gate/collimator/geometry/setYLength 24.05 mm
/gate/collimator/geometry/setZLength 591. mm
/gate/collimator/placement/setTranslation 0. -49.5 0. mm
/gate/collimator/setMaterial Lead
/gate/collimator/vis/setColor red
/gate/collimator/vis/forceWireframe
/gate/collimator/attachPhantomSD

```

```

# Insertion du 1er trou du collimateur ##
/gate/collimator/daughters/name hole
/gate/collimator/daughters/insert hexagone
/gate/hole/geometry/setHeight 24.05 mm
/gate/hole/geometry/setRadius 0.555 mm
/gate/hole/placement/setRotationAxis 1 0 0
/gate/hole/placement/setRotationAngle 90 deg
/gate/hole/setMaterial Air
/gate/hole/vis/forceWireframe

```

```

# Répétition cubique du trou ##
/gate/hole/repeaters/insert cubicArray
/gate/hole/cubicArray/setRepeatNumberX 202
/gate/hole/cubicArray/setRepeatNumberY 1
/gate/hole/cubicArray/setRepeatNumberZ 465
/gate/hole/cubicArray/setRepeatVector 2.2 0. 1.27 mm

```

```
# Répétition linéaire des trous ##
/gate/hole/repeaters/insert linear
/gate/hole/linear/setRepeatNumber 2
/gate/hole/linear/setRepeatVector 1.1 0. 0.635 mm
/gate/hole/vis/setColor blue
```

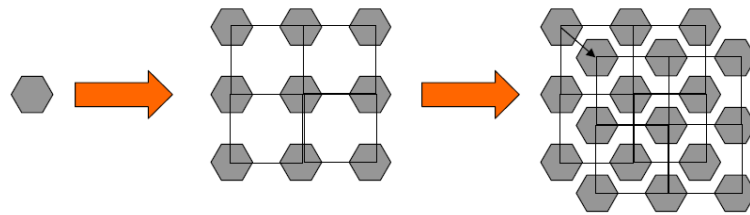


Figure 2 : Construction des trous de collimateur
(Construction du trou, répétition en cubique, translation du cube)

Construction du cristal :

```
# CRYSTAL##
/gate/SPECThead/daughters/name crystal
/gate/SPECThead/daughters/insert box
/gate/crystal/geometry/setXLength 445. mm
/gate/crystal/geometry/setYLength 9.5 mm
/gate/crystal/geometry/setZLength 591. mm
/gate/crystal/placement/setTranslation 0. -32.725 0. mm
/gate/crystal/setMaterial NaI
/gate/crystal/vis/setColor yellow
/gate/crystal/vis/forceWireframe
```

Construction de la partie arrière du cristal :

```
# BACK-COMPARTMENT
# Create the back-compartment volume ##
/gate/SPECThead/daughters/name compartment
/gate/SPECThead/daughters/insert box
/gate/compartment/geometry/setXLength 445. mm
/gate/compartment/geometry/setYLength 80. mm
/gate/compartment/geometry/setZLength 591. mm
/gate/compartment/placement/setTranslation 0. +12.025 0. mm
```

```

/gate/compartment/setMaterial Glass
/gate/compartment/vis/setColor grey
/gate/compartment/vis/forceWireframe
/gate/compartment/attachPhantomSD

```

5 / Les fantômes :

```

# PHANTOM##
/gate/world/daughters/name Phantom
/gate/world/daughters/insert cylinder
/gate/Phantom/geometry/setRmax 0.775 mm
/gate/Phantom/geometry/setRmin 0. mm
/gate/Phantom/geometry/setHeight 80. mm
/gate/Phantom/placement/setTranslation 0. 0. 0. mm
/gate/Phantom/placement/setRotationAxis 0 0 1
/gate/Phantom/placement/setRotationAngle 90 deg
/gate/Phantom/setMaterial Glass
/gate/Phantom/vis/setColor blue
/gate/Phantom/vis/forceWireframe

```

6/ Définition de la source dans le fantôme :

```

# SOURCE##
/gate/Phantom/daughters/name mysource
/gate/Phantom/daughters/insert cylinder
/gate/mysource/geometry/setRmax 0.575 mm
/gate/mysource/geometry/setRmin 0. mm
/gate/mysource/geometry/setHeight 69. mm
/gate/mysource/placement/setTranslation 0. 0. 0. cm
/gate/mysource/setMaterial Water
/gate/mysource/vis/setColor magenta
/gate/mysource/attachPhantomSD

```

7/ Rattachement aux CrystalSD et PhantomSD :

```

# S Y S T E M #####
/gate/systems/SPECThead/crystal/attach crystal

```

```

/gate/systems/SPECThead/describe
# S E N S I T I V E   D E T E C T O R S #####
# Crystal SD #
/gate/crystal/attachCrystalSD
# Phantom SD #
/gate/Phantom/attachPhantomSD

```

8/ Définition de la physique :

```

# P H Y S I C S #####
/gate/physics/addProcess PhotoElectric
/gate/physics/processes/PhotoElectric/setModel StandardModel
/gate/physics/addProcess Compton
/gate/physics/processes/Compton/setModel PenelopeModel
/gate/physics/addProcess RayleighScattering
/gate/physics/processes/RayleighScattering/setModel PenelopeModel
/gate/physics/addProcess ElectronIonisation
/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setModel StandardModel e-
/gate/physics/addProcess Bremsstrahlung
/gate/physics/processes/Bremsstrahlung/setModel StandardModel e-
/gate/physics/addProcess MultipleScattering e-
/gate/physics/processList Enabled
/gate/physics/processList Initialized

```

9/ Définition des cuts :

```

# C U T S #####
# Cuts for particle in WORLD ##
/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion   SPECThead 0.1 cm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegion SPECThead 1.0 cm

```

10/ L'initialisation :

```

# I N I T I A L I Z A T I O N #####
/gate/run/initialize

```

11/ Définition de la source :

```
# D E F I N E   T H E   S O U R C E #####
#l'activité pour la mesure de la résolution à 10 cm est de 2,065 mCi
/gate/source/addSource gammasource
/gate/source/gammasource/gps/type Volume
/gate/source/gammasource/gps/shape Cylinder
/gate/source/gammasource/gps/radius 0.575 mm
/gate/source/gammasource/gps/halfz 3.45 cm
/gate/source/gammasource/gps/centre 0. 0. 0. cm
/gate/source/gammasource/gps/particle gamma
/gate/source/gammasource/gps/energy 140. keV
/gate/source/gammasource/setActivity 76405000. Bq
/gate/source/gammasource/gps/angtype iso
# Define a confinement
/gate/source/gammasource/gps/confine NULL
```

12/ Définition du Digitizer :

```
# D I G I T I Z E R #####
# The digitizer tracks what happens in the detection system and in the electronics
# Build a digitizer that first computes the centroid of interactions ##
/gate/digitizer/Singles/insert adder
/gate/digitizer/Singles/insert blurring
/gate/digitizer/Singles/blurring/setResolution 0.10
/gate/digitizer/Singles/blurring/setEnergyOfReference 140. keV
/gate/digitizer/Singles/insert spblurring
/gate/digitizer/Singles/spblurring/setSpresolution 3.8 mm
/gate/digitizer/Singles/spblurring/verbose 0
/gate/digitizer/Singles/insert thresholder
/gate/digitizer/Singles/thresholder/setThreshold 126. keV
/gate/digitizer/Singles/insert upholder
/gate/digitizer/Singles/upholder/setUphold 154. keV
```

13/ Définition du fichier de sortie (dans ce cas ROOT) :

```
# O U T P U T #####
/gate/output/root/enable
/gate/output/root/setFileName resol10
/gate/output/root/setRootSinglesAdderFlag 0
/gate/output/root/setRootSinglesBlurringFlag 0
/gate/output/root/setRootSinglesSpblurringFlag 0
/gate/output/root/setRootSinglesThresholderFlag 0
/gate/output/root/setRootSinglesUpholderFlag 0
```

14/ Définition du générateur de nombre aléatoire :

```
# R A N D O M
# JamesRandom Ranlux64 MersenneTwister
/gate/random/setEngineName MersenneTwister
/gate/random/setEngineSeed auto
/gate/random/verbose 1
```

15/ Définition de l'expérience :

```
# E X P E R I M E N T #####
/gate/application/setTimeSlice 120. s
/gate/application/setTimeStart 0. s
/gate/application/setTimeStop 120. s
```

```
# V E R B O S I T Y #####
```

```
/control/verbose 0
/run/verbose 0
/event/verbose 0
/tracking/verbose 0
```

```
# L E T ' S   R U N   T H E   S I M U L A T I O N   ! #####
```

```
/gate/application/startDAQ
```

ANNEXE B

Fichier Interfile (Fantôme Thyroïde)

```
!INTERFILE :=  
!imaging modality := nucmed  
!originating system := ImageJ  
!version of keys := 3.3  
date of keys := 1996:09:24  
conversion program := (X)MedCon  
program author := Erik Nolf  
program version := 0.9.1  
program date := 2004:01:05  
;  
!GENERAL DATA :=  
original institution := BIDMC  
!data offset in bytes := 0  
!name of data file := fantome_thyroïde.i33  
patient name := fantome_thyroïde  
!patient ID := 100x100x8  
patient dob := 0000:00:00  
patient sex := Unknown  
!study ID := 100x100  
exam type := from ImageJ  
data compression := none  
data encode := none  
organ := Unknown  
isotope := Unknown  
dose := 0  
;  
!GENERAL IMAGE DATA :=  
!type of data := Dynamic  
!total number of images := 8
```

```
study date := 2006:04:10
study time := 16:20:32
imagedata byte order := LITTLEENDIAN
process label := Unknown
;
number of energy windows := 1
;
energy window [1] :=
energy window lower level [1] :=
energy window upper level [1] :=
flood corrected := Y
decay corrected := N
;
!DYNAMIC STUDY (general) :=
!number of frame groups := 1
;
!Dynamic Study (each frame group) :=
!frame group number := 1
!matrix size [1] := 100
!matrix size [2] := 100
!number format := unsigned integer
!number of bytes per pixel := 2
scaling factor (mm/pixel) [1] := +0.790000e+00
scaling factor (mm/pixel) [2] := +0.790000e+00
!number of images this frame group := 8
!image duration (sec) := 0.1
pause between images (sec) := 0
pause between frame groups (sec) := 0
!maximum pixel count in group := +1.177000e+03
!END OF INTERFILE :=
```

Fichier range.dat

3

0 960 Air false 1.0 0.0 0.0 0.2

960 1100 Water false 0.0 0.0 1.0 0.2

1100 1229 Plastic false 0.0 1.0 0.0 0.2

Fichier RangeActivity.dat

3

0 980 0

980 1100 1000

1100 1278 0

Liste des figures

Chapitre I :

Figure I.1 : Image de la fixation de l'Iode 131 obtenue avec un Geiger - Müller.

Figure I.2 : Le scintigraphe à balayage

Figure I.3 : Gamma caméra d'Anger

Figure I.4 : Le radiopharmaceutique

Figure I.5 : Schéma de désintégration du Molybdène

Figure I.6 : Schéma descriptif du générateur de technétium

Figure I.7 : Les différentes interactions du photon avec le milieu

Figure I.8 : L'effet photoélectrique

Figure I.9 : La diffusion Compton

Figure I.10 : La diffusion Rayleigh

Figure I.11 : La création de paire

Figure I.12 : Importance relative des trois principales interactions du photon avec le milieu.

Figure I.13 : Schéma de principe de la tête de détection d'une gamma caméra

Figure I.14 : Influence de la largeur des trous sur la résolution et la sensibilité d'une gamma caméra à collimation parallèle : a) basse énergie haute résolution, b) basse énergie tout usage et c) basse énergie haute sensibilité

Figure I.15 : Géométrie des collimateurs : (a) collimateur parallèle, (b) éventail, (c) sténopé.

Figure I.16 : Le photomultiplicateur

Figure I.17 : Le guide de lumière

Figure I.18 : Circuit de positionnement d'une gamma caméra

Figure I.19 : A) spectre théorique de la source radioactive, B) spectre réel obtenu traduisant les différentes interactions du photon dans le cristal.

Figure I.20 : Transformation de l'image analogique en matrice de valeurs numériques

Figure I.21 : Chaîne de traitement des signaux

Figure I.22 : Résolution spatiale

Figure I.23 : Signification de la largeur à mi - hauteur de la FDP

Figure I.24 : Paramètres du collimateur parallèle

Figure I.25 : La réponse en énergie

Figure I.26 : Les types de temps mort : (a) paralysable, (b) non paralysable

Figure I.27 : Image résultante d'une source linéaire

Figure 1.28 : Synchronisation des images par rapport à l'ECG (cas de 16 segments)

Figure I.29 : Artéfacts dus à l'effet Compton

Figure I.30 : Effets de la perte de résolution sur les projections

Figure I.31 : Effet du volume partiel - Source circulaire de 10 mm d'intensité arbitraire fixée à 100 apparaît plus étalée sur l'image avec une intensité maximale réduite à 85 %

Chapitre II :

Figure II.1 : Schéma de la structure de la plateforme GATE

Figure II.2 : Le volume "World"

Figure II.3 : Illustration de "hits" dans un détecteur sensible constitué d'eau

Figure II.4 : Représentation des interactions d'un photon dans un cristal scintillant pixellisé.

Figure II.5 : Chaîne de traitement des "hits"

Figure II.6 : Chaîne globale de traitement des "hits"

Figure II.7 : Le navigateur Root

Figure II.8 : Exemple d'un volume voxélisé (image scanner thoracique)

Figure II.9 : Architecture d'une grille

Chapitre III :

Figure III.1 : Gamma caméra Siemens "Symbia E"

Figure III.2 : La table d'examen

Figure III.3 : Activimètre (chambre puit à gauche, système de lecture à droite)

Figure III.4 : Tube capillaire

Figure III.5 : Le fantôme NCO/MHR/NEMA

Figure III.6 : La plaque PMMA

Figure III.7 : Le fantôme de thyroïde (Biodex 128 – 340)

Figure III.8 : Schéma du fantôme de thyroïde

Figure III.9 : Tube de sources ponctuelles

Figure III.10 : Générateur $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$

Figure III.11 : Tube de sources ponctuelles fixé au lit arrière de la gamma caméra

Figure III.12 : Mise en place de la source pour le contrôle de qualité

Figure III.13 : Dispositif expérimental utilisé pour la mesure de la résolution et de la sensibilité

Figure III.14 : Schéma descriptif du profil du capillaire

Figure III.15 : Schéma du dispositif expérimental (spectre dans l'air)

Figure III.16 : Schéma du dispositif expérimental pour la mesure du spectre diffusé par la plaque de PMMA

Figure III.17 : Remplissage du fantôme de thyroïde

Figure III.18 : Pose du fantôme de thyroïde sur la table d'examen

Figure III.19 : Modélisation du Collimateur : (a) Modélisation de la tête avec zoom sur le collimateur (b) Construction des trous pour la modélisation du collimateur

Figure III.20 : Modélisation du collimateur LEHR

Figure III.21 : Schéma descriptif de la géométrie de la gamma caméra

Figure III.22 : Modélisation de la tête de détection

Figure III.23 : Fichier interfile du fantôme de thyroïde

Chapitre IV :

Figure IV.1 : Affichage de la procédure du réglage et de la recherche du pic

Figure IV.2 : Détecteur repéré par ses axes X et Y et position idéale le long de ces axes du centre de la source lors d'un contrôle du centre de rotation.

Figure IV.3 : Position de la source par rapport aux axes X et Y et obtenus lors du contrôle de la gamma caméra Symbia E.

Figure IV.4 : Fonctions de dispersion linéaire obtenues par simulation pour des distances source - collimateur (d) égale à 0 cm, 2 cm, 5cm, 10 cm, 15 cm et 20 cm.

Figure IV.5 : Comparaison entre les valeurs mesurées de la résolution spatiale et celles obtenues par simulation

Figure IV.6 : Comparaison entre les valeurs de la sensibilité mesurées et simulées

Figure IV.7 : Simulation de la pénétration septale d'une source ponctuelle pour deux types de collimateurs : collimateur fabriqué par moulage, collimateur fabriqué par assemblage de feuilles

Figure IV.8 : Spectre expérimental et simulé de la source linéaire de ^{99m}Tc dans l'air positionnée à 5 cm de la face avant du collimateur

Figure IV.9 : Spectre expérimental et simulé de la source linéaire de ^{99m}Tc dans l'air positionnée à 5 cm de la face avant du collimateur avec suivis des rayons X et des électrons Auger

Figure IV.10 : Spectre expérimental et simulé d'une source linéaire de ^{99m}Tc positionnée à 5 cm de la face avant du collimateur et posée sur un milieu diffusant

Figure IV.11 : Image de la thyroïde obtenue par acquisition expérimentale en fonction des distributions des activités émises

Figure IV.12 : Image de la thyroïde obtenue par simulation

Liste des tableaux

Tableau 1.1 : Les principaux isotopes utilisés en TEMP.

Tableau I.2 : Propriétés des principaux scintillateurs utilisés en TEMP.

Tableau III.1 : Valeurs d'uniformité recommandées par le constructeur

Tableau III.2 : Activité et nombre de photons générés pour chaque paramètre

Tableau III.3 : Les temps moyens de simulation sur ordinateur et sur grille

Tableau IV.1 : Nombre de coups mesurés et taux de comptage en l'absence de sources radioactives

Tableau IV.2 : Valeurs d'uniformité pour le détecteur 1

Tableau IV.3 : Valeurs d'uniformité pour le détecteur 2

Tableau IV.4 : Résultats du contrôle du décalage du centre de rotation et de l'alignement des têtes

Tableau IV.5 : Comparaison entre les résolutions spatiales expérimentales et simulées

Tableau IV.6 : Comparaison entre les sensibilités expérimentales et simulées

Références bibliographiques

- [Ago03] S. Agostinelli, J. Allison, K. Amako et coll, Geant4-a simulation toolkit. Nucl. Instrum, Methods Phys. Res. A, 506 :250–303, 2003.
- [Aie09] Quality assurance for SPECT systems, HUMAN HEALTH SERIES No. 6, International Atomic Energy Agency (IAEA), 2009.
- [And04] P. Andrey et al. "Les rayonnements et le vivant", Ecole Joliot - Curie de physique nucléaire, 2004.
- [Ass04] Karine Assié et all, Monte Carlo simulation in PET and SPECT instrumentation using GATE. Elsevier A 527 (2004) 180 - 189.
- [Aou09] Joe Aoun. Thèse de Doctorat, Validation de la simulation Monte-Carlo de la gamma caméra petit animal Biospace sur la grille de calcul légère CiGri. Application à l'évaluation de l'algorithme de l'inversion analytique de la transformée de Radon atténuée, Université Balise Pascal, 2009.
- [Bal08] F.X. Bally et J.M. Berroir. Cours sur les incertitudes expérimentales, Centre de Préparation Interuniversitaire à l'Agrégation de Physique de Montrouge, Ecole Normale Supérieure, Universités Paris 6, Paris 7, Paris 11, 2008.
- [Bar09] Barbier Yves et al. Les Radiopharmaceutiques, Guide pratique du contrôle de qualité en Radiopharmacie, Acomen, EDP sciences 2009.
- [Bek06] Virgile Bekaert. Thèse de Doctorat, Développement d'un tomographe à émission monophotonique dédié au petit animal, Université Louis Pasteur Strasbourg I, 2006.
- [Ben11] Yassine Ben Hdech. Thèse de Doctorat, Contrôle de qualité dosimétrique des systèmes de planification des traitements par radiothérapie externe à l'aide d'Objets-Tests Numériques calculés par simulations Monte-Carlo PENELOPE, Université de Nantes, 2011.
- [Bie01] Alex F Bielajew. Fundamentals of the Monte Carlo method for neutral and charged particle transport, 2001.
- [Bla07] Léone Blazy - Aubignac. Thèse de doctorat, Contrôle qualité des systèmes de planification dosimétrique des traitements en radiothérapie externe au moyen du code Monte Carlo PENELOPE, Université Toulouse III, 2007.

- [Blo99] K. BLOHM. De la caméra d'Anger à la caméra en coïncidence. Revue de l'Acomen, 1999, vol.5, n°2
- [Bou10] Boutaghane Nasreddine. Thèse de magister, Evaluation des performances d'une gamma caméra tomographique. Effet des corrections d'atténuation et de diffusion, USTHB, 2010.
- [Bri00] Judith F. Briesmeister. MCNPTM–A General Monte Carlo N–Particle Transport Code, Version 4C, LA–13709–M, Los Alamos, 2000.
- [Buv02] Buvat I, Castiglioni I. Monte Carlo simulations in SPET and PET, J. Nucl. Med., 2002.
- [Car09] Thomas Carlier. Thèse de Doctorat, Reconstruction 3D complète par modélisation Monte Carlo de la matrice système. Apport aux approches quantitatives à l'iode 131, Université de Nantes, 2009.
- [Chr07] Paul E. Christian, Kristen M. Waterstram – Rich. Nuclear Medicine and PET/CT, Technology and Techniques, Mosby, Elsevier Inc, 2007.
- [CNH98] Revue d'évaluation sur le médicament. Evaluation thérapeutique, Dossier du CNHIM, 1998, XIX, 5-6.
- [Cod96] Coddington P. D. "Random number generator for parallel computers", NHSE Review, 2nd issue, Northeast Parallel Architecture Center, U.S.A, 1996.
- [Com05] Laurent Comas. Thèse de Doctorat, Modèles et algorithmes pour la scintigraphie cardiaque, L'UFR des Sciences et Techniques de l'Université de Franche-Comté, 2005.
- [Com99] Michel Comet. Jacques Machecourt, Daniel Fagret, Gérald Vanzetto, Cardiopathie ischémique et médecine nucléaire, Editions Médicales internationales, Cachan, 1999.
- [Cou09] Fabien Courtine. Thèse de doctorat, Etalonnage d'un spectromètre gamma en vue de la mesure de la radioactivité naturelle. Mesures expérimentales et modélisation par techniques de Monte-Carlo, Université Blaise Pascal, 2009.

- [Dev90] Daniel J. de Vries et al. Development and Validation of a Monte Carlo Simulation of Photon Transport in an Anger Camera, IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 9, N°4, December 1990.
- [Dil09] J.-P Dillenseger, E. Moerschel. Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie, Quand la théorie éclaire la pratique, Elsevier, 2009.
- [Dod08] Yadolah DODGE, Giuseppe Melfi. Premiers pas en simulation, Springer – Verlag France, 2008.
- [Irsin] http://www.irs.inms.nrc.ca/EGS4/get_egs4.html.
- [Egsnr] <http://irs.inms.nrc.ca/software/egsnrc/download.html>
- [Elb11] El Barouky Jad. Thèse de Doctorat, Evaluation des algorithmes de calcul de dose pour les faisceaux d'électrons utilisés en radiothérapie. Comparaison aux mesures par films radiochromiques, 2011.
- [Elb06] Ziad El Bitar. Thèse de Doctorat, Optimisation et validation d'un algorithme de reconstruction 3D en Tomographie d'Émission Monophotonique à l'aide de la plateforme de simulation GATE, Université Blaise Pascal, 2006.
- [Elk00] Abdelhamid A. Elkamhawy et al. Intrinsic Uniformity and Relative Sensitivity Quality Control Tests for Single-Head Gamma Cameras. J Nucl Med Technol 2000; 28:252–256.
- [Fra07] Ziad Francis. Thèse de Doctorat, Simulations Monte-Carlo et étude microdosimétrique pour des irradiations cellulaires à faibles doses en neutrons de 14 MeV, Université Blaise Pascal, 2007.
- [Fur06] Christophe Furstoss. Thèse de Doctorat, Conception et développement d'un fantôme anthropomorphe équipé de détecteurs dans le but d'évaluer la dose efficace à un poste de travail : étude de faisabilité, Université Paris XI, 2006.
- [Gag05] Renaud Gaglione. Electronique d'acquisition d'un gamma – caméra, Thèse de Doctorat, Université Clermont - Ferrand II, 2005.
- [Geant] <http://geant4.web.cern.ch/geant4/support/download.shtml>

- [Gra02] Pierre Grangeat. La tomographie médicale, Imagerie morphologique et imagerie fonctionnelle, Lavoisier, 2002.
- [Ham04] David Hamilton. Diagnostic Nuclear Medicine A Physics perspective, Springer, 2004.
- [Hut11] Brian F Hutton, Irène Buvat and Freek J Beekman. Review and current status of SPECT scatter correction. IOP Publishing, 2011.
- [Image] <http://rsbweb.nih.gov/ij/>
- [Jan04] Jan S. et all. GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT. *Phys.Med.Biol.***49** (2004) 4543-4561.
- [Jan10] Jan S. et all. Geant4 Application for Emission Tomography: a simulation toolkit for PET and SPECT, Users Guide V6, (2010).
- [Jan11] S Jan et all. GATE V6: A major enhancement of the GATE simulation platform enabling modelling of CT and radiotherapy, *Phys. Med. Biol.* 56 (2011) 881–901.
- [Kha11] Khalil Magdy M.. Basic sciences of Nuclear Medicine, Springer, 2011.
- [Kib06] M. Kibler et J.-C. Poizat. La Physique pour la Santé : du diagnostic à la thérapie, éditeurs scientifiques, Institut de Physique Nucléaire de Lyon, 2006
- [Kno00] Glenn F. Knoll. Radiation detection and measurement, second Edition, John Wiley and Sons, New York, 2000.
- [Kou98] Koulibaly P.M., Buvat I., Pelegri M. and EL Fakhri G. Correction de la perte de résolution spatiale avec la profondeur. *Revue de l'ACOME* 7. 4 (1998) 114-120.
- [Laz03] Delphine Lazaro. Thèse de doctorat, Validation de la plate-forme de simulation GATE en Tomographie d'Émission Mono - photonique et application au développement d'un algorithme de reconstruction 3D complète, Université Blaise Pascal, 2003.
- [Lep98] Nicolas Lepareur. Thèse de Doctorat, Vectorisations active et passive de radiopharmaceutiques du Technetium-99m et du Rhénium-188 pour l'imagerie médicale et la thérapie, Université de Rennes 1, 2003.
- [Lju03] Michael Ljungberg, Sven - Erik Strand, Michael A King. Monte Carlo calculations in Nuclear Medicine, Applications in Diagnostic imaging, IOP Publishing Ltd, 2003.

- [Mad07] Madsen M.T. Recent Advances in SPECT Imaging. J. Nucl. Med. 48 (2007) 661-673.
- [Mar00] A. Martineau, J.M. Rocchisani, J.L. Moretti. Coded aperture optimization using Monte Carlo simulations, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 616 (2010) 75–80.
- [Mar10] Denis Mariano - Goulart. Traitement des images scintigraphiques, Cours de 1ère année destinés aux internes en médecine nucléaire, INSTN. SACLAY. 2010.
- [Mcnpg] <http://mcnp-green.lanl.gov/index.html>
- [Mcnpx] <http://mcnpx.lanl.gov/>
- [Men12] Menai Naouel. Mémoire de Master, Mesure du taux de filtration glomérulaire à l'aide du DTPA – Tc99m, USTHB, 2012.
- [Mer07] Merheb Charbel. Thèse de Doctorat, Optimisation de la reconstruction complète 3D en Tomographie par émission de positons du petit animal par modélisation Monte Carlo de la matrice système, Université Paris XI, 2007.
- [Mey70] W.E. Meyerhof. Elément de physique nucléaire, Dunod, 1970.
- [Mey09] Karina Meynard. Thèse de Doctorat, Polymérisation radio-induite: calcul de dose et modélisation dans le cas d'irradiations prolongées de Sources non-scellées, Université Toulouse III, 2009.
- [Mor07] Christian Morel. La simulation Monte Carlo en médecine nucléaire, Monte Carlo simulation in nuclear medicine, Elsevier Masson, 2007.
- [Mun07] Frédéric Munster. Contribution aux tests et à la certification des intergiciels européens de grilles de calcul, Thèse d'Ingénieur, Université Libre de Bruxelles, 2007.
- [Mur87] Paul H. Murphy. Acceptance testing and quality control of Gamma cameras, including SPECT, journal nucléaire Med, 1987.
- [Nam09] Namous Samia. Thèse de Magister, Contrôle de qualité et Assurance de qualité des gamma caméras en mode planaire, USTHB, 2009.

- [Neafr] <http://www.nea.fr/html/dbprog/>
- [Oga04] Koichi Ogawa. Image distorsion and correction in single photon emission CT, An. Nucl. Med., Vol 18, N°03, 171 – 185, 2004.
- [Openg] <http://opengatecollaboration.org>
- [Ouz12] Ouzougrou Mohammed. Mémoire de Master, Traitement du cancer de la thyroïde – Etude de la rétention intra - corporel d'iode 131, USTHB, 2012.
- [Pod06] E.B. Podgorsak. Radiation Physics for Medical Physicists, Springer – Verlag, 2006.
- [Rau10] Erwann Rault et all. Accurate Monte Carlo modelling of the back compartments of SPECT cameras, Phys. Med. Biol. 56(2011) 87 - 104.
- [Reu08] Romain Reuillon. Thèse de Doctorat, Simulations stochastiques en environnements distribués, Application aux grilles de calcul, Université Blaise Pascal, 2008.
- [Rey07] Martin Rey. Thèse de Doctorat, Étude du Tomographe de Haute Résolution pour Petits Animaux ClearPET par la Méthode de Monte Carlo, Faculté des Sciences de base, Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne, Suisse, 2007.
- [Rootc] <http://root.cern.ch>.
- [Rov08] Andrew Rova, Anna Celler, Ghassan Hamarneh. Development of NEMA-based Software for Gamma Camera Quality Control, 1, Journal of Digital Imaging, Vol 21, N°2 (June), 2008: pp 243-255.
- [San07] J.A.M. Santos. S. Sarmento, P. Alves, M.C. Torres, A.L. Bastos, F. Ponte. Single-acquisition method for simultaneous determination of extrinsic gamma-camera sensitivity and spatial resolution, Science Direct, Elsevier, 2007.
- [Ser03] Alain Seret. Formation des auxiliaires médicaux, Haute Ecole de la Province de Liège André Vésale, Procédures de contrôle des équipements utilisés. Années 2002 - 2005.
- [Ser05] Myriam Servieres. Thèse de doctorat, Reconstruction Tomographique Mojette, Université de Nantes, 2005.
- [Ser08] Alain Seret. Médecine nucléaire par l'image, éditions de l'Université de Liège, Liège, Belgique, 2008.

- [Sieme] https://www.swe.siemens.com/france/web/fr/med/produits/medecine/Im_clinique/symbia/symbiaE/Pages/Default.aspx
- [Simse] http://depts.washington.edu/simset/html/simset_main.html.
- [Simin] <http://www.radfys.lu.se/simind/contents.html>.
- [Sta03] Steven Staelens et all. Monte Carlo simulations of a scintillation camera using GATE: validation and application modelling, 2003 Phys. Med. Biol. 48 3021.
- [Str03] D. Strul, G.Santin, D. Lazaro, V. Breton, C. Morel. GATE (Geant4 Application for Tomographic Emission) : a PET/SPECT general - purpose simulation platform, Elsevier, 2003.
- [Stu10] Simon Stute. Thèse de doctorat, Modélisation avancée en simulations Monte Carlo de tomographie par émission de positons pour l'amélioration de la reconstruction et de la quantification, Université paris Sud 11, 2010.
- [Sym08] SymbiaEHW_fr. Siemens Medical Solutions USA, Inc. Numéro de référence 102 76 546, Révision 01, 2008.
- [Thi07] Cheick Oumar Thiam. Thèse de Doctorat, Dosimétrie en radiothérapie et curiethérapie par simulation Monte-Carlo GATE sur grille informatique, Université Blaise Pascal, 2007.
- [Van86] Peter P. Van Rijk. Nuclear Techniques in Diagnostic Medicine, Martinus Nijhoff, Dordrecht, 1986.
- [Voy10] Cyril Voyant. Mise en œuvre du contrôle de qualité d'une caméra TEMP-TDM, ACOMEN, Février 2010.
- [Wag86] David E. Wagoner and Dennis J. Judd. Using the EGS electromagnetic shower simulation program for SSC calculations, Florida A&M University, Tallahassee, 1986.
- [Xmedc] <http://sourceforge.net/projects/xmedcon/>
- [Zim06] Richard Zimmermann. La médecine nucléaire, la radioactivité au service du diagnostic et de la thérapie, EDP Sciences, 2006.

- [Zol07] Ilse Zolle. Technetium99 m Pharmaceuticals, Preparation and quality Control in Nuclear Medicine, Springer, 2007.