جامعة سيدي محمد بن عبد الله بفاس
UNIVERSITE SIDI MOHAMED BEN ABDALLAH DE FES
كلية العلوم ظهر المهراز فاس
FACULTE DES SCIENCES DHAR EL MEHRAZ FES

N° d'Ordre: **61 /2020**

Formation Doctorale : ***Sciences et Technologies de l'Information et de Communication (STIC)***

Discipline : Physique

Spécialité : **Informatique & modélisation**

Laboratoire : Intégration des Systèmes et des Technologies Avancées (LISTA)

THESE de DOCTORAT

Présentée par

Adil Bardane

Modélisation et simulation monte carlo du mouvement respiratoire en tomographie par émission de positron 3D

Soutenue le 21 / 11 / 2020 devant le jury composé de :

Pr . Mohamed Karim	***Faculté des Sciences Dhar El Mahraz Fès***	***Président***
Pr. Otman El Hajjaji	***Faculté des Sciences Tétouan***	***Rapporteur***
Pr. El Mahjoub Chakir	***Faculté des Sciences Kenitra***	***Rapporteur***
Pr. Ahmed Dadouch	***Faculté des Sciences Dhar El Mahraz Fès***	***Rapporteur***
Pr. Najib Guessous	***Ecole National Supérieur Fès***	***Examinateur***
Pr. Jaouad Tajmouati	***Faculté des Sciences Dhar El Mahraz Fès***	**Directeur de thèse**
Pr. Abdelmajid Maghnouj	***Faculté des Sciences Dhar El Mahraz Fès***	**Co-Directeur de thèse**
Pr. Rajaa Sebihi	***PA Faculté des Sciences Rabat***	***Invité***
Dr. Zakariae BENABOUD	***Médecin Radiologue au CHU Hassane II fès***	***Invité***

Année universitaire: 2019-2020

DÉDICACE

À la mémoire de mon père Mhamed Bardane.
À Ma mère.
À mon épouse Rachida Badri.
À mes enfants.
À mes frères.
À toute la famille Bardane.
À la mémoire de mon Beau-père Mimoun Badri.
À Ma Belle-mère Fatima.
À toute la famille Badri.
À mes amis. . .

REMERCIEMENTS

*Je remercie tout particulièrement mon directeur de thèse, le professeur **TAJMOUATI Jaouad**, Responsable de Master Génie Nucléaire et de l'équipe Génie Nucléaire et Application, pour ses sages directives, son ouverture et sa disponibilité, pour sa volonté de me guider dès mes premiers pas dans la recherche scientifique, pour son dévouement et sa supervision de cette thèse.*

*Je remercie également le professeur **MAGHNOUJ Abdelmajid** pour son encadrement et pour sa rigueur méthodologique. Je lui exprime ma profonde gratitude pour tout le savoir qu'il m'a transmis, j'ai apprécié leur disponibilité, leurs qualités humaines et professionnelles.*

*Merci **Pr. KARIM Mohamed**, votre acceptation de présider le Comité de thèse est un grand honneur pour moi.*

*Je tiens à remercier, d'abord, les Professeurs **EL HAJJAJI Otman, EL MAHJOUB Chakir et DADOUCH Ahmed** d'avoir accepté de rapporter le travail de cette thèse et d'avoir consacré de leur temps pour apporter des remarques constructives qui ont contribué à l'amélioration de ce manuscrit. Je les remercie aussi de leur patience lors du processus de relecture.*

*Je remercie également **Pr. GUSSOUS Najib** d'avoir accepté d'examiner cette thèse.*

*Je tiens à remercier **Pr. SBIHI Rajaa** et **Dr. BENABOUD Zakariae** pour avoir accepté de participer à mon jury de thèse et pour leur participation scientifique ainsi que le temps qu'ils ont consacré à ma recherche.*

*Mes remerciements vont aussi aux ingénieurs qui ont contribué à l'intégration des différents algorithmes développés dans cette thèse dans la plateforme **MARWAN(Moroccan Academic and Research Wide Area Network)** de **CNRST (National Center for Scientific and Technical Research)**, en particulier l'ingénieur **RAHIM Bouchra** pour avoir été à l'écoute de mes besoins.*

*Je remercie aussi les docteurs **EL KHATABI Mehdi, DIDI Abdesamad et BENCHIKH Mohamed** pour leur assistance lorsque mes expériences devenaient hasardeuses. Pour leur bonne humeur, leur soutien, leur aide scientifique ou technique, et pour toutes les choses partagées ensemble dans le même laboratoire qui resteront des moments inoubliables de ces années de thèse.*

Je tiens à remercier ma mère, ma femme, mes sœurs et mon frère pour leurs soutien spirituel, pour leur réconfort pendant les moments difficiles.

Je dit merci à ***EL FIZAZI Rabie, EL MALIYANI Jaouad, SAYOUTI Mohamed, HEDAR Othmane et HALOUI Driss*** *en souvenir des moments agréables passées ensembles. Je ne peux trouver les mots justes et sincères pour vous exprimer mon affection et mes pensées, vous êtes pour moi des frères et des amis sur lesquels je peux compter.*

Enfin, je remercie tous mes amis, mes proches et tous ceux qui m'ont souhaité bonne chance et succès.

RÉSUMÉ

La dégradation des images causée par les mouvements respiratoires est un sujet de souci dans l'imagerie clinique par tomographie par émission de positrons (TEP). La compensation du mouvement respiratoire nécessite un capteur de mouvement précis ou une méthode compliquée basée sur des données. Cette thèse décrit deux nouvelles méthodes pour la synchronisation et la correction des mouvements respiratoires qui s'appuient sur les informations du flux de données en mode liste. Les méthodes sont basées sur une hypothèse proposée selon laquelle la sensibilité géométrique varie le long de l'axe z d'un scanner TDM 3D et peut être utilisée pour compenser le mouvement respiratoire. Cette hypothèse a été développée dans deux axes : ***Synchronisation de Sensibilité Géométrique (SSG)*** *pour la compensation du mouvement respiratoire et* ***Correction de Sensibilité Géométrique (CSG)*** *pour la correction du mouvement respiratoire.*

Pour tester l'hypothèse proposée, deux étapes ont été effectuées dans le cadre de cette thèse : la simulation et la validation. Les simulations ont été réalisées à l'aide des logiciels Geant4 Application for Tomographic Emission (GATE) et NURBs-Based Cardiac Torso (NCAT) pour simuler respectivement le scanner Siemens ECAT ExcatHR$^+$ et le mouvement respiratoire.

Toutes les données ont été collectées dans le format de données en mode liste, qui peut être trié en une séquence d'images. Ensuite, les hypothèses spécifiques proposées SSG et CSG ont été appliquées respectivement aux images triées.

Les validations de simulation consistent en une validation géométrique du fantôme et une validation voxélisée du fantôme. La validation géométrique a été mise en œuvre en utilisant un fantôme cylindrique avec une oscillation sinusoïdale connue. Cette oscillation a été utilisée comme représentation d'un simple mouvement respiratoire. Lorsque le SSG et le CSG ont été appliqués aux données triées en mode liste, il a été démontré qu'ils étaient capables du synchroniser et de corriger le mouvement.

Pour une simulation plus réaliste du mouvement respiratoire, des fantômes voxélisés générés par le NCAT ont été importés dans GATE et utilisés pour valider le SSG et le CSG, et ont donné des indications encourageantes pour l'application du synchronisation et de la correction du mouvement respiratoire. Ces deux méthodes présentent d'autres avantages :

1 Aucun dispositif matériel supplémentaire n'est nécessaire.

2 Ils n'utilisent que des données en mode liste et sont non invasifs.

3 Il n'y a pas de charge d'acquisition.

4 Aucune préparation supplémentaire du patient n'est nécessaire.

Cette thèse démontre l'hypothèse proposée d'utiliser les propriétés géométriques de sensi-

bilité d'un Scanner ECAT ExcatHR$^+$ 3D pour la compensation des mouvements respiratoires et prouve cette hypothèse à l'aide de résultats à partir d'études simulées.

Mots clés : Sensibilité Géométrique, PET-3D, Excat ECAT +HR, Monte Carlo, GEANT4, GATE-8.2 et Compensation du Mouvement.

ABSTRACT

Image degradation caused by respiratory movements is a concern in clinical positron emission tomography (PET) imaging. Breathing motion compensation requires an accurate motion sensor or a complicated data-based method. This thesis describes two new methods for the synchronization and correction of respiratory movements based on list mode data stream information. The methods are based on a proposed hypothesis that the geometric sensitivity varies along the z-axis of a 3D TDM scanner and can be used to compensate for respiratory motion. This hypothesis has been developed along two axes : Geometric Sensitivity Synchronization (SSG) for the compensation of the respiratory movement and Geometric Sensitivity Correction (CSG) for the correction of the respiratory movement.

To test the proposed hypothesis, two steps were performed in the framework of this thesis: simulation and validation.

The simulations were performed using Geant4 Application for Tomographic Emission (GATE) and NURBs-Based Cardiac Torso (NCAT) software to simulate the Siemens ECAT ExcatHR^+ scanner and the respiratory motion, respectively.

All data were collected in list mode data format, which can be sorted into a sequence of images. Then, the specific assumptions proposed SSG and CSG were applied to the sorted images respectively.

The simulation validations consist of a geometric validation of the phantom and a voxelized validation of the phantom. The geometric validation was implemented using a cylindrical phantom with a known sinusoidal oscillation. This oscillation was used as a representation of a simple respiratory movement. When SSG and CSG were applied to the data sorted in list mode, it was shown that they were capable of synchronizing and correcting the motion.

For a more realistic simulation of the breathing motion, voxelized phantoms generated by the NCAT were imported into GATE and used to validate the SSG and CSG, and gave encouraging indications for the application of synchronization and correction of breathing motion. These two methods have other advantages:

1 No additional hardware devices are required.

2 They only use list mode data and are non-invasive.

3 There is no acquisition charge.

4 No additional patient preparation is required.

This thesis demonstrates the proposed hypothesis to use the geometric sensitivity properties

of a ECAT ExcatHR^{+} 3D Scanner for the compensation of respiratory movements and proves this hypothesis with results from simulated studies

Keywords: Geometric Sensitivity, PET-3D, Excat ECAT +HR, Monte Carlo, GEANT4, GATE-8.2, and Motion Compensation.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE . . . . . *iii*

REMERCIEMENTS . . . . . *iv*

RÉSUMÉ . . . . . *vi*

ABSTRACT . . . . . *viii*

TABLE DES MATIÈRES . . . . . *x*

LISTE DES TABLEAUX . . . . . *xiv*

LISTE DES FIGURES . . . . . *xv*

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS . . . . . *xxii*

LISTE DES ANNEXES . . . . . *xxiv*

INTRODUCTION *1*

CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE *3*

1.1 Introduction 4

1.2 Acquisition du mouvement respiratoire 5

1.2.1 Mesures externes 6

1.2.2 Détérmination du signal respiratoire à partir des données 8

1.3 Synchronisation des données avec la respiration 9

1.3.1 Découpage en phase ou en amplitude 9

1.3.2 Nombre de phases optimal 11

1.3.3 Méthodes guidée par les données 12

1.3.4 Limitations de la synchronisation 20

1.4 Correction des mouvements 21

1.4.1 Méthodes de correction basées sur les données en mode liste 23

1.4.2 Méthodes de correction basées sur la reconstruction 25

1.4.3 Méthodes de correction basées sur l'image 27

1.5 Techniques de correction reposant sur la synchronisation 29

1.5.1 Recalage et combinaison de l'information recalée 29

1.6 Évaluation des méthodes de prise en compte du mouvement respiratoire en TEP . . 36
1.6.1 Contraste 37
1.7 Conclusion 38

CHAPITRE 2 Matériel et Méthodes *39*
2.1 Introduction 40
2.2 Principes de base de l'émission de positrons Tomographie 40
2.2.1 Généralité 41
2.2.2 Effet Compton 42
2.2.3 Effet Rayleigh 42
2.2.4 Atténuation – modèle du coefficient linéique 43
2.3 simulation de données d'acquisition de TEP 43
2.3.1 Système de coordonnées 44
2.3.2 Imagerie TEP pour la simulation de Monte Carlo 45
2.3.3 Systéme de détection Siemens ECAT Exact HR$^+$ PET Scanner 45
2.3.4 Types d'acquisitions : mode sinogramme ou mode liste. 50
2.4 Simulations numériques d'examens TEP 53
2.4.1 Simulations Monte-Carlo 53
2.4.2 Le logiciel GATE (Geant4 Application for Tomography Emmission) . . . 54
2.4.3 Étapes de la simulation 55
2.4.4 Validation GATE 62
2.5 Triage des données en mode liste 67
2.5.1 Simulation de données en mode liste 67
2.5.2 Données en mode liste clinique 67
2.6 La méthode du Synchronisation du mouvement 69
2.7 Méthode de correction des mouvements 74
2.8 Reconstruction tomographique 78
2.8.1 Génération des images 79
2.8.2 Reconstruction analytique 81
2.8.3 Reconstruction itérative 83
2.8.4 Algorithme d'optimisation 89
2.9 Corrections des données 92
2.9.1 Normalisation 93
2.9.2 Atténuation 93
2.9.3 Coïncidences fortuites 97
2.9.4 Correction des diffusés 98

2.9.5 Correction du temps mort . . . 99
2.9.6 Résolution spatiale limitée . . . 99
2.9.7 Discussion . . . 101
2.10 Performance d'un système de tomographie . . . 101
2.10.1 Résolustion spatiale . . . 102
2.10.2 Taux de comptage . . . 102
2.11 Conclusion . . . 103

CHAPITRE 3 Simulation géométrique d'un fantôme dynamique . . . *105*
3.1 Introduction . . . 106
3.2 Procédure de simulation . . . 106
3.2.1 Fantôme de mouvement et sources générées par GATE . . . 106
3.2.2 Équation d'oscillation . . . 107
3.2.3 Trier les données en mode liste . . . 108
3.2.4 Filtrage et correction des motions . . . 108
3.3 Résultats et discussion . . . 109
3.3.1 Évaluation du taux d'événements par rapport à l'image . . . 109
3.3.2 Synchronisation du mouvement . . . 112
3.3.3 Correction du mouvement . . . 116
3.4 Conclusion . . . 129

CHAPITRE 4 Simulation d'un fantôme voxélisé . . . *131*
4.1 Introduction . . . 132
4.2 Procédure de simulation . . . 132
4.2.1 Fantôme généré par le NCAT . . . 132
4.2.2 Importation du fantôme dans GATE . . . 134
4.2.3 Triage des données en mode liste . . . 135
4.2.4 Synchronisation et correction de mouvement . . . 135
4.3 Résultats et discussion . . . 136
4.3.1 Événements d'image et courbes de volume pulmonaire . . . 136
4.3.2 Synchronisation de mouvement avec et sans modélisation de l'atténuation 138
4.3.3 Correction de mouvement . . . 142
4.4 Conclusion . . . 145

CONCLUSION et PERSPECTIVES . . . *146*

RÉFÉRENCES . . . *149*

ANNEXES *160*
B.0.1 Mouvements du fantôme 170
B.0.2 Mouvement de la source 171
C.0.1 V O X E L I Z E D M A T R I X NCAT P H A N T O M 173
C.0.2 Source (voxelized-source) : 511 keV 174
C.0.3 Source (fichier Traducteur) 174

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1 *Caractéristiques des radioéléments émetteurs de positons les plus fréquemment utilisés en TEP.* 41
Tableau 2.2 *Propriétés de quelques courants cristaux scintillateurs* [8]. 49
Tableau 3.1 *Comparaison de la FWHM entre la statique, le mouvement et la porte par SSG pour différentes amplitudes de mouvement avec 5 cm, 2 cm et 1 cm dans les Fig 3.13 $\sim$ Fig 3.15. La différence de FWHM entre les images statiques et les images en mouvement démontre que le SSG améliore l'image en mouvement.* 116
Tableau 3.2 *Comparaison de la FWHM entre la statique, le mouvement et la porte par CSG pour différentes amplitudes de mouvement avec 5 cm , 2 cm et 1 cm dans les Fig 3.13 $\sim$ Fig 3.15. La différence de FWHM entre les images statiques et les images en mouvement démontre que le CSG améliore la qualité de l'image en mouvement.* 129
Tableau 4.1 *Activité de simulation dans le fantôme NCAT avec une matrice* $64 \times 64 \times 64$ *avec une amplitude de mouvement de 2 cm et 1,5 cm le long de l'axe z et de l'axe y respectivement* 133
Tableau 4.2 *Activité de simulation dans le fantôme NCAT avec une matrice* $128 \times 128 \times 128$ *avec une amplitude de mouvement de 2 cm et 1,5 cm le long de l'axe z et de l'axe y respectivement* 133
Tableau 4.3 *Activité de simulation dans le fantôme NCAT avec une matrice* $128 \times 128 \times 128$ *avec une amplitude de mouvement de 2 cm et 1,5 cm le long de l'axe z et de l'axe y respectivement* 133
Tableau 4.4 *Comparaison de la FWHM entre les images statiques, les images en mouvement et les images corrigées par CSG pour la Figure 4.15, les images corrigées par CSG et CSG+COM ont la plus petite différence, seulement 1 voxel du fantôme statique.* 144

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 *La compensation de mouvement peut être divisée en 2 étapes, la synchronisation et la correction.* 5

Figure 1.2 *Principe de la synchronisation de l'acquisition avec la respiration* 6

Figure 1.3 *Ceinture de pression, masque avec thermistance et spiromètre.* 7

Figure 1.4 *Système et interface logicielle RPM.* 8

Figure 1.5 *Différentes manières de découper le cycle respiratoire.* 10

Figure 1.6 *Formation du sinogramme.* 13

Figure 1.7 *L'excursion du foie entier a été effectuée par le biais de calculs de la différence centroïde entre les phases de respiration à l'FI et à l'FE.* 18

Figure 1.8 *Images moyenne (a) et synchronisées, avec 10 millions (b), 6 millions (c), et 4 millions (d) de coïncidences* 21

Figure 1.9 *Deux cycles respiratoires répartis en 8 phases de respiration, avec correction des mouvements respiratoires sur 8 phases de la synchronisation par matrice de transformation. Chaque barre représente une phase de la respiration, les barres de La même couleur dans différents cycles respiratoires représente la même phase relative de la respiration* 22

Figure 1.10 *Transformation entre deux images A et image B.* 23

Figure 1.11 *Dans un scanner en mode 3D, une $LOR(t_0)$ est transformée en une autre position $LOR(t_1)$ le long de l'axe z en raison du mouvement, ce qui signifie $LOR(t_0) = LOR(t_1) + \Delta z$.* 24

Figure 1.12 *Séparation de l'image en deux parties pour une correction locale du mouvement respiratoire.* 33

Figure 2.1 *Principe de la diffusion Compton.* 43

Figure 2.2 *Système de coordonnées du patient dans la géométrie du scanner TEP.* . . . 45

Figure 2.3 *Photo du tomographe Siemens $ECAT\,Exact\,HR+PET$ Scanner et représentation schématique.* 46

Figure 2.4 *Illustration géométrique de l'agencement des cristaux, des blocs de détection et des boucliers de plomb (en transparence) du tomographe TEP Siemens* 47

Figure 2.5 *Principe de la fenêtre temporelle de coïncidence.* 47

Figure 2.6 *Différents types de coïncidences. A : coïncidence vraie. B : coïncidence diffusée. C : coïncidence fortuite. D : coïncidences multiples.* 51

Figure 2.7 *Projection de l'objet dans le champ de vue du tomographe et illustration des coordonnées qui définissent les lignes de réponses.* 52

Figure 2.8 *Passage des coordonnées cartésiennes en coordonnées polaires.* 53
Figure 2.9 *Structure de GATE contenant 4 niveaux : Geant4, noyau, application, utilisateur.* 54
Figure 2.10 *La chaîne de numérisation GATE, les icônes des disques représentent les données écrites dans les fichiers de sortie GATE.* 56
Figure 2.11 *Architecture de simulation GATE* 58
Figure 2.12 *Un fantôme géométrique (forme cylindrique) et des LOR ont été générés en utilisant GATE dans le FOV simulant ECAT Exact + PET Scanner.* . . . 59
Figure 2.13 *Fantôme NEMA IEC Body.* 60
Figure 2.14 *Le fantôme NCAT* 62
Figure 2.15 *Procedures de simulation géométrique et voxélisé* 63
Figure 2.16 *Fontôme Jaszczack* 64
Figure 2.17 *sinogramme à partir des données de projection fournis par GATE* 65
Figure 2.18 *Fantôm Hofman* 65
Figure 2.19 *Format en mode liste pour l'acquisition d'ECAT Excat PET.* 69
Figure 2.20 *Variation de la valeur de sensibilité de la distribution de la radioactivité le long de l'axe z dans un scanner 3D* 70
Figure 2.21 *Simulation de la sensibilité géométrique de ECAT Exact HR+ par GATE avec représentation graphique en 2D et 3D* 71
Figure 2.22 *Le taux de comptage en deux cycles respiratoires(Jianfeng He-2006).* . . . 72
Figure 2.23 *Les étapes de la mise en œuvre du synchronisation de la sensibilité géométrique* 73
Figure 2.24 *La procédure de la Geométrique sensibilitée Correction(Jianfeng He-2006)* 75
Figure 2.25 *La relation entre le taux d'événements de l'image et le déplacement de l'image* 77
Figure 2.26 *Les LOR se sont transformés en image de référence dans la géométrie du scanner. D_{min} et LOR_a sont devenus LOR_b et $LOR_{a'}$ après avoir déplacé Δz le long de l'axe z.* 79
Figure 2.27 *Représentation schématique de la génération d'une image 3D à partir de multiples projections 2D.* 80
Figure 2.28 *Exemple de distributions différentes donnant lieu à des projections similaires sur une matrice à 4 pixels. Les données peuvent être représentatives de solutions différentes.* 80
Figure 2.29 *Reconstruction présentant des artefacts en "étoile" dus aux traces résiduelles des tracés de rétro-projections* 82

Figure 2.30 *Représentation schématique de la reconstruction itérative* 83
Figure 2.31 *Coupe axiale d'une image reconstruite par un algorithme analytique (Rétroprojection filtrée, en A) et itératif statistique (OSEM, en B). La réduction significative des artefacts et du bruit, apportée par l'utilisation de la seconde méthode, apparait à la fois sur l'image et sur le profil d'activité. Image tirée de* 84
Figure 2.32 *Discrétisation de l'espace image en fonction du volume élémentaire choisi* 85
Figure 2.33 *Illustration des projecteurs de types ≪ lignes ≫ et ≪ bandes ≫ pour la réalisation des opérations de projection et rétroprojection* 87
Figure 2.34 *Lors de l'étape de projection (A), la somme des éléments de chaque ligne de réponse est calculée en fonction du niveau d'intensité des voxels pondéré par l'intersection relative de la ligne de réponse dans le voxel. Le niveau d'intensité au sein de chaque voxel évolue progressivement au cours des itérations en fonction des corrections apportées par l'ensemble des lignes de réponse le traversant (B)* 88
Figure 2.35 *L'effet d'arc : la différence de distance entre 2 lignes de réponse situées au centre du champ de vue est supérieure à celle entre 2 lignes de réponse au bord du champ de vue.* 94
Figure 2.36 *Images TEP corps entier, non corrigée pour l'atténuation (à gauche) et corrigée (à droite) en utilisant une image TDM (au milieu)* 95
Figure 2.37 *Modèle simplifié de détection, avec et sans atténuation.* 95
Figure 2.38 *Conversion des coefficients d'atténuation.* 97
Figure 2.39 *Le résumé de la mise en œuvre du Synchronisation de la Sensibilité Géométrique (SSG) et de la Correction du Sensibilité Géométrique (CSG).* . . . 104
Figure 3.1 *Un fantôme cylindrique a été centré au FOV pour effectuer une oscillation le long de l'axe z* 107
Figure 3.2 *Triage des données en mode liste de la simulation géométrique en séquence des images. Les données en mode liste ont été collectées à partir des résultats de la simulation GATE.* 109
Figure 3.3 *Procédure de reconstruction d'image ECAT7 avec STIR.* 110
Figure 3.4 *Nombre d'image Vs Nombre d'événement (Amplitude de mouvement du fantôme 5 cm).* 111
Figure 3.5 *Nombre d'image Vs Nombre d'événement (Amplitude de mouvement fantôme de 2 cm)et 0,5s par image* 112
Figure 3.6 *Nombre d'image Vs Nombre d'événement (Amplitude de mouvement fantôme de 1 cm, et 4 cycles de mouvement)* 113

Figure 3.7 *La distribution spectrale de puissance du taux d'événements de l'image pour une amplitude de mouvement de 2 cm pour le fantôme géométrique, elle démontre une fréquence de mouvement distincte par le rouge flèche.* . . . 113
Figure 3.8 *La distribution spectrale de puissance du taux d'événements de l'image pour une amplitude de mouvement de 1 cm* 114
Figure 3.9 *Filtre passe-bande des événements d'images pour les mouvements fantômes d'une amplitude de 2 cm. Le graphique montre la réduction du bruit à haute fréquence après filtrage.* 114
Figure 3.10 *Courbe filtrée pour une amplitude de mouvement du fantôme de 1 cm, montre clairement une courbe sinusoïdale approximative sans bruit à haute fréquence.* 115
Figure 3.11 *Amplitude du mouvement du fantôme = 5 cm, l'oscillation sinusoïdale simulée a été déclenchée par le SSG.* 116
Figure 3.12 *Amplitude du mouvement du fantôme = 2 cm, l'oscillation sinusoïdale simulée a été déclenchée par le SSG.* 117
Figure 3.13 *Amplitude du mouvement du fantôme = 1 cm, l'oscillation sinusoïdale simulée a été déclenchée par le SSG.* 117
Figure 3.14 *Amplitude de mouvement du fantôme = 1 cm par rapport à la figure 3.12, comparaison des lignes de profil des images statiques, des images en mouvement(Motion) et des images de synchronisation.* 117
Figure 3.15 *Amplitude de mouvement du fantôme= 2 cm par rapport à la figure 3.11, comparaison des lignes de profil des images statiques, des images en mouvement(Motion) et des images de synchronisation.* 118
Figure 3.16 *Amplitude de mouvement du fantôme= 5 cm par rapport à la figure 3.10, comparaison des lignes de profil des images statiques, des images en mouvement(Motion) et des images de synchronisation.* 118
Figure 3.17 *L'amplitude du mouvement = 5 cm, le ROI est masqué par des boîtes jaunes dans les images statiques, en mouvement(Motion) et à synchronisation pour l'évaluation du EMR en vue d'amélioration la synchronisation.* 119
Figure 3.18 *Amplitude de mouvement du fantôme= 1 cm par rapport à la figure .12, comparaison des lignes de profil des images3 statiques, des images en mouvement(Motion) et des images de synchronisation.* 120
Figure 3.19 *Amplitude de mouvement du fantôme = 2 cm par rapport à la figure 3.11, comparaison des lignes de profil des images statiques, des images en mouvement(Motion) et des images de synchronisation.* 120

Figure 3.20 *Amplitude de mouvement = 5 cm, comparaison des valeurs EMR pour des tranches de l'image statique, de l'image en mouvement et de l'image à déclenchement dans la Fig 3.10* 121
Figure 3.21 *Amplitude de mouvement = 5 cm, la simulation montre l'image avec l'événement maximum et l'image avec les événements minimum.* 121
Figure 3.22 *Amplitude de mouvement = 5 cm, la simulation montre l'image avec l'événement maximum et l'image avec les événements minimum.* 122
Figure 3.23 *résultat d'une simulation d'un fantôme cylindrique subissant une oscillation sinusoïdale. Le mouvement des 14 premières images a été corrigé par la CSG.* 123
Figure 3.24 *Amplitude de mouvement égale à 5 cm, l'oscillation sinusoïdale simulée de 100 images a été corrigée par SSG + amplitude de mouvement connue antérieurement et CSG + COM estimation de l'amplitude de mouvement respectivement.* 124
Figure 3.25 *Amplitude de mouvement égale à 2 cm, l'oscillation sinusoïdale simulée de 100 images a été corrigée par SSG + amplitude de mouvement connue antérieurement et CSG + COM estimation de l'amplitude de mouvement respectivement.* 125
Figure 3.26 *Amplitude de mouvement égale à 1 cm, l'oscillation sinusoïdale simulée de 100 images a été corrigée par SSG + amplitude de mouvement connue antérieurement et CSG + COM estimation de l'amplitude de mouvement respectivement.* 126
Figure 3.27 *Amplitude de mouvement de 1 cm, comparaison des lignes de profil de l'image statique, du mouvement et des images corrigées pour la figure 3.14* 127
Figure 3.28 *Amplitude de mouvement de 2 cm, comparaison des lignes de profil de l'image statique, du mouvement et des images corrigées pour la figure 3.14.* 127
Figure 3.29 *Amplitude de mouvement de 5 cm, comparaison des lignes de profil de l'image statique, du mouvement et des images corrigées pour la figure 3.14.* 128
Figure 3.30 *Amplitude de mouvement = 2 cm, comparaison des valeurs EMR pour les coupes de l'image statique, de l'image en mouvement et de l'image à synchronisation dans la Fig 3.15.* 128
Figure 3.31 *Amplitude de mouvement = 5 cm, comparaison des valeurs EMR pour les coupes de l'image statique, de l'image en mouvement et de l'image à synchronisation dans la Fig 3.15* 129
Figure 4.1 *Visualisation de cartes d'activité et d'atténuation* 134

Figure 4.2 *Visualisation de la géométrie GATE du fantôme NCAT représenté par une matrice* $64 \times 64 \times 64$ *avec 320 mm et centré dans le FOV axial de 180 mm du scanner* $PET - ECAT7 - System$. 134
Figure 4.3 *Tri des données en mode liste de la simulation de fantôme voxélisé dans la séquence des images. Les images de fantômes voxelisées ont été générées par NCAT,puis respectivement importées dans la simulation GATE pour obtenir des événements d'images qui peuvent être considérés comme l'image triée.* 135
Figure 4.4 *Variation du volume pulmonaire (mL) du NCAT pendant quatre respirations* 136
Figure 4.5 *Les courbes de variation du volume pulmonaire du NCAT pendant quatre cycles respiratoires se superposent, ce qui présente une caractéristique de courbe sinusoïdale.* 137
Figure 4.6 *Variation du nombre d'images dans neuf cycles respiratoires* 137
Figure 4.7 *Variation du taux de comptage pendant les cycles respiratoires pour la matrice 128x128x55 du fantôme, 500 msec par image avec modélisation de l'atténuation et une lésion par le fantôme NCAT pendant 10 cycles respiratoires.* 138
Figure 4.8 *Comparaison des images de la somme des respirations et de la reconstruction des synchronisation respiratoires pour la modélisation sans atténuation. Les lignes vertes indiquent la même géométrie dans les images sommées et les images synchronisées.* 139
Figure 4.9 *Comparaison du profil linéaire normalisé de la figure 4.8(d) statique, de la figure 4.8(e) additionnée et des images reconstruites de la figure 4.8(f) à synchronisée telles que marquées en ligne jaune en vue coronale. La ligne de profil synchronisé montre un contraste spatial amélioré.* 139
Figure 4.10 *La comparaison des valeurs normalisées du EMR pour la statique, la somme et la synchronisation dans la figure 4.8, le EMR pour l'image synchronisée montre un contraste spatial amélioré.* 140
Figure 4.11 *Comparaison des images de la somme des respirations et de la reconstruction des synchronisation respiratoires pour la modélisation sans atténuation. Les lignes vertes indiquent la même géométrie dans les images sommées et les images synchronisées.* 141
Figure 4.12 *La comparaison du profil linéaire normalisé pour les images statiques, sommées et à synchronisation dans les figures 4.11(a), (b) et (c) respectivement, montre que l'image à synchronisation présente un contraste spatial amélioré.* 141

Figure 4.13 *Comparaison des valeurs normalisées du EMR de la lésion pour le cas statique, la somme et la synchronisation (Fig 4.11), l'EMR pour synchronisation montre un meilleur contraste spatial.* 142
Figure 4.14 *Comparaison de la ligne du profil, le FWHM de mouvement a réduit de 11 voxels à 7 voxels de la porte, les images marquées de lignes blanches montrent que l'image de la porte a un contraste spatial amélioré.* 142
Figure 4.15 *Comparaison des images de la somme des respirations et de la reconstruction des synchronisation respiratoires pour la modélisation sans atténuation. Les lignes vertes indiquent la même géométrie dans les images sommées et les images synchronisées.* 143
Figure A.1 *Crystal daughter of the block.* 161
Figure A.2 *Matrix of crystals.* 161
Figure A.3 *Orientation des axes X, Y et Z* 162
Figure A.4 *Principe général du TEP.* 164
Figure A.5 *Lorsque les impulsions passent en mode simple, la résolution énergétique du détecteur est de* 26%. 166
Figure A.6 *Définir la fenêtre énergétique des singles.* 166
Figure A.7 *Définir la fenêtre énergétique des singles.* 167
Figure C.1 *Le contenue des fichiers : ActivityRange,range et NCAT-header.h33.* 175
Figure D.1 *les étapes de reconstruction et la visualisation par AMIDE* 176
Figure E.1 *les étapes de connexion sont numérotés de 1 vers 5* 177
Figure E.2 *Le terminal de connection sur windows* 178
Figure E.4 *Le contenue des fichiers : ActivityRange,range et NCAT-header.h33.* 178
Figure E.5 *Changement de dossier courant* 179
Figure E.6 *Le contenue des fichiers : ActivityRange,range et NCAT-header.h33.* 179

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

ACP	*Analyse Composante Principale*
AIR	*Automated Image Registration*
ASCII	*American Standard Code for Information Interchange*
AMIDE	*a Medical Imaging Data Examiner*
COM	*Center of Mass*
CSG	*Correction de la Sensibilité Géométrique*
CT	*Computed Tomography*
DSP	*Distribution spectrale de puissance*
ECG	*Electrocardiogram*
EMR	*Edge Magnitudes Range*
^{18}F*-FDG*	$F-Fluoro-2-Deoxy-Glucose$
FFT	*Fast Fourier Transform*
FFT	*Fast Fourier Transform*
FOV	*Field of View*
FWHM	*Full Width at Half Maximum*
GATE	*Geant4 Application for Tomographic Emission*
GTV	*Gross Tumor Volume*
LMF	*List Mode Format*
LOR	*Line of Response*
MAF	*Multiple Acquisition Frame*
$ML-EM$	*Maximum Likelihood Expectation Maximisation*
MRI	*Magnetic Resonance Imaging*
NEMA	*National Electrical Manufactures Association*
NURBs	*Non Uniform Rational* $B-Splines$
NCAT	*NURBs-Based Cardiac Torso*
$OPL-EM$	$One-pass\ List\ Mode\ ML-EM$
OSEM	*Ordered Subsets Expectation Maximisation*
PSD	*Power Spectral Distribution*
PSF	*Point Spread Function*
RAMLA	*Row Action Maximum Likelihood Algorithm*
ROI	*Region of Interest*
RPM	*Real Time Position Management*
SUV	*Standard Uptake Value*

SSG	*Synchronisation de Sensibilté Géométrique*
SPECT	*Single Photon Emission Tomography*
SPM	*Statistical Parametric Mapping*
TEMP	*Tomographie par émission monophotonique*
TEP	*Tomographie par émission des Positons*
STIR	*Software for Tomographic Image Reconstruction*
UGM	*Ulrike Gerhard Mueller*
VBT	*Volume brut des tumeurs*
VOI	*Volume of Interest*

LISTE DES ANNEXES

Annexe A *Les fichiers macros GATE de la simulation du scanner ECAT Exact HR$^+$ PET Scanner* 160

Annexe B *Macros GATE du mouvement du fantôme géométrique et de la source* . . . 170

Annexe C *Macros GATE du fantôme et Source voxélisé* 173

Annexe D *Procédure de reconstruction d'image ECAT7 avec STIR* 176

Annexe E *Accès à l'HPC MARAWANE* 177

INTRODUCTION

Cette thèse traite le problème de la compensation des mouvements respiratoires dans les images de tomographie par émission de positons (TEP) thoraciques. En oncologie pulmonaire, l'utilisation de cette modalité est en continuelle progression. En effet, elle permet de procurer aux cliniciens une information très riche sur l'activité des cellules. En particulier, elle permet de détecter des tumeurs à un stade très précoce, invisibles en imagerie anatomique. Cependant ces images souffrent de plusieurs inconvénients, notamment :

- *La pauvreté en information anatomique, rendant difficile la localisation précise des tumeurs par rapport aux organes ;*
- *La forte atténuation des émissions, nécessitant un complément d'information par une autre source ;*
- *La dégradation de la qualité des images, causée par les mouvements physiologiques du patient.*

Ainsi, son exploitation clinique requiert le recours à une modalité d'imagerie anatomique complémentaire. La tomodensitométrie (TDM) est la technologie couramment utilisée en clinique pour corriger l'atténuation et localiser les tumeurs. Cependant, la fusion de ces deux modalités n'est possible qu'à condition d'assurer la cohérence spatiale des images. De plus, les mouvements respiratoires introduisent des déplacements irréguliers des organes causant une surestimation des volumes tumoraux et un affaiblissement de leur activité. De ce fait, la mise en cohérence temporelle est impérative afin de former des images précises. Cela permettra d'améliorer le diagnostic, la radiothérapie externe et l'évaluation des thérapeutiques innovantes des cancers broncho-pulmonaires.

La TEP-4D est une technique récente proposée pour corriger les artéfacts respiratoires. Le principe est d'acquérir simultanément les données TEP et un signal respiratoire, d'une manière synchrone. Le signal respiratoire est découpé en phases correspondant à des proportions de remplissage des poumons. Les données TEP sont alors classées selon ces phases. L'idée sous-jacente est que la configuration du thorax est répétable pour la même phase. Des images TEP sont alors reconstruites par correction du mouvement et combinées pour obtenir l'image globale [1]. En pratique, la plupart des expérimentations et systèmes existants se basent sur la synchronisation par RPM de Varian. Malheureusement, ce système présente plusieurs limitationsf :

- *Les mesures effectuées ne sont pas la cause des déformations des poumons, mais plutôt un effet ;*
- *La précision de ces mesures est souvent faible à cause du suivi du mouvement antéropostérieur ;*
- *La méthode de binning par phase est incohérente car elle suppose une régularité des am-*

plitudes ;

— *La correction d'atténuation est faite à l'aide d'images TDM moyennes incohérentes.*

Le but de la recherche présentée dans cette thèse est d'étudier une technique efficace de compensation du mouvement respiratoire par l'utilisation des propriétés de sensibilité géométriques d'un scanner TEP 3D.

Les hypothèses proposées seront validées en utilisant des études de simulation et des études cliniques. Les objectifs spécifiques de ce travail sont les suivants :

1 *La méthode SSG et la méthode CSG sont testées dans un fantôme géométrique simulé à la fois sans atténuation et avec modélisation de l'atténuation. Ces simulations pour la méthode SSG ont été réalisées pour un mouvement unidimensionnel le long de l'axe Z et un mouvement tridimensionnel le long des axes X,Y et Z, mais les simulations pour la méthode CSG étaient purement un test de mouvement unidimensionnel le long de l'axe Z.*

2 *La méthode SSG et la méthode CSG sont évaluées pour un fantôme voxélisé simulé à la fois sans atténuation et avec modélisation de l'atténuation. Cette évaluation implique un mouvement 3D non rigide le long des dimensions X, Y et Z.*

3 *Enfin, la méthode SSG et la méthode CSG sont validées par rapport à des études Benchmark.*

Le travail entrepris pour atteindre les objectifs de cette thèse est présenté en cinq chapitres comme suit :

— *Introduction Général décrit le contexte de l'étude, y compris l'énoncé du problème et l'objectif de nôtre travail.*

— *Le chapitre 1 passe en revue les techniques existantes pour traiter la compensation des mouvements respiratoires, en particulier la synchronisation et la correction des mouvements.*

— *Le chapitre 2 fournit une méthodologie pour tester les hypothèses dans la simulation et les données cliniques.*

— *Le chapitre 3 détaille les résultats de la simulation géométrique d'un fantôme dynamique.*

— *Le chapitre 4 détaille les résultats de la simulation avec des fantômes voxélisés.*

— *Le chapitre 5 résume les résultats des chapitres précédents et tire des conclusions sur les travaux de recherche présentés, et aborde également les limites et le développement futur de ces travaux.*

CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE

1.1 Introduction

Les artefacts et la dégradation des images provoqués par les mouvements induits par les voies respiratoires peuvent entraîner une mauvaise interprétation des images et des erreurs quantitatives. Différentes méthodes de mouvement respiratoire Des mesures de compensation, telles que des techniques de contrôle, ont été mises au point.

Ces techniques peuvent être divisées en deux étapes :

la première étape est la synchronisation des mouvements respiratoires, qui implique l'utilisation de des indicateurs synchronisés pour estimer les paramètres de mouvement afin de synchroniser les acquisitions respiratoires par des systèmes de suivi externes ou une méthode intrinsèque basée sur les données.

la deuxième étape est la correction du mouvement, qui enregistre les données synchronisées avec les informations de mouvement, telles que les paramètres de transformation du mouvement, à la phase respiratoire de référence.

Il existe actuellement un certain nombre de techniques pour la synchronisation et la correction des mouvements respiratoires[2]. Afin de passer en revue ces techniques de manière simple et logique, ce chapitre les classera en différentes catégories, en fonction de l'étape de la procédure d'imagerie TEP qu'elles modifient, comme l'illustre la figure 1.1. Bien que la procédure exacte de l'imagerie TEP comporte de nombreuses étapes, pour dans le cadre de la révision, elle peut être divisée en trois étapes, comme l'illustre la figure 1.1.

- *Dans la première étape, le scanner TEP acquiert les événements de la ligne de réponse (LOR) sous forme de données brutes, de sorte que les données d'acquisition (LOR) sont triées dans l'espace sinogramme (voir chapitre 1.1.2.1) avec l'angle et la distance en tant que données de projection ou en mode liste (voir la section 1.3.4.2).*
- *Dans la deuxième étape, un algorithme de reconstruction est choisi pour reconstruire l'image.*
- *Dans la troisième et dernière étape, l'image reconstruite est obtenue.*

Toutes les techniques existantes de compensation des mouvements respiratoires peuvent être considérées comme modifiant une ou plusieurs de ces trois étapes de base de l'imagerie TEP.

Comme le montre la figure 1.1, les techniques de synchronisation du mouvement respiratoire comportent deux étapes :

L'étape 1 , la synchronisation du mouvement, implique généralement l'acquisition de données de synchronisation à partir de dispositifs de suivi.

L'étape 2 , la correction du mouvement, applique les données de synchronisation acquises et peut être effectuée à n'importe quel stade de l'imagerie TEP, qu'il s'agisse du mode liste, du sinogramme, de la reconstruction ou des images tomographiques.

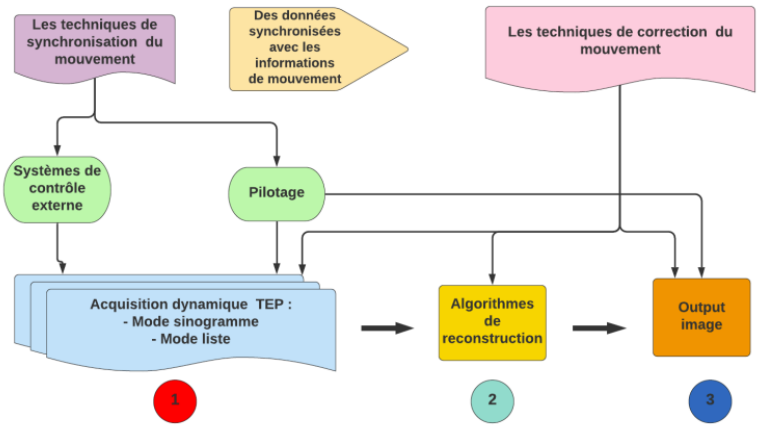


Figure 1.1 La compensation de mouvement peut être divisée en 2 étapes, la synchronisation et la correction.

Le processus d'imagerie TEP peut être simplement divisé en 3 étapes, l'acquisition des données TEP avec le mode sinogramme ou liste, le choix de l'algorithme de reconstruction de l'image et la sortie de l'image reconstruite. Les techniques de correction ou du synchronisation des mouvements respiratoires peuvent être mises en œuvre à l'une des trois étapes.

1.2 Acquisition du mouvement respiratoire

L'enregistrement du signal respiratoire du patient pourra être réalisé :

1. *soit en suivant directement les mouvements de la tumeur elle-même grâce à des marqueurs implantés au sein de cette dernière.*
2. *soit en utilisant des dispositifs externes, permettant d'enregistrer des grandeurs variant du fait des mouvements respiratoires*

Ces grandeurs pourront être des variations de hauteur de cage thoracique, des flux d'air enregistrés à la sortie de la bouche ou du nez, des changements de température entre l'air inspiré ou expiré. Actuellement, la tendance est à l'utilisation de dispositifs externes de synchronisation qui présentent l'avantage de ne pas être invasifs par rapport à l'implantation d'un marqueur [3]. Dans les paragraphes qui suivent, nous allons tout d'abord détailler les dispositifs de synchronisation externes disponibles, nous verrons ensuite comment est opérée la synchronisation respiratoire en tomodensitométrie (CT) et en tomographie par émission de positons (TEP).

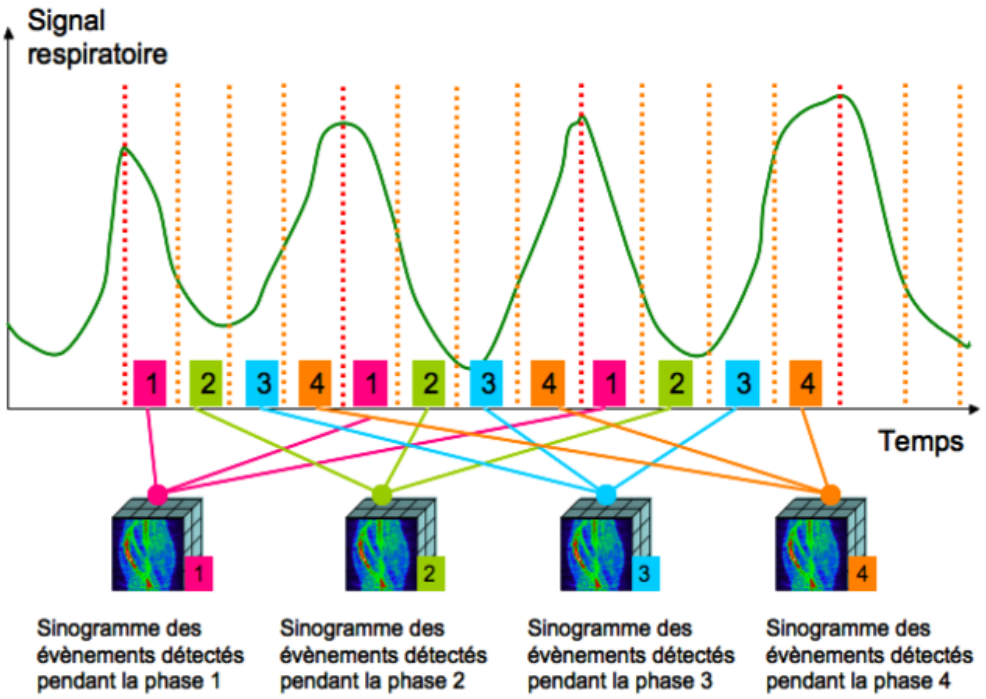


Figure 1.2 Principe de la synchronisation de l'acquisition avec la respiration

1.2.1 Mesures externes

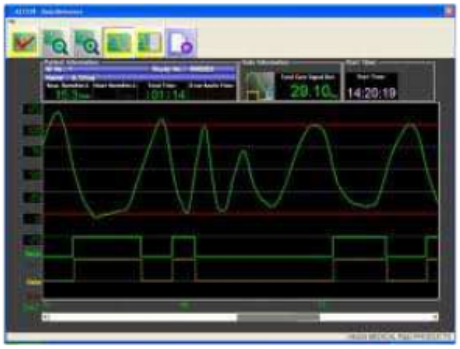
Les dispositifs externes permettent d'enregistrer des grandeurs variant du fait des mouvements respiratoires. Ces grandeurs peuvent être la variation de hauteur de la cage thoracique, le flux d'air enregistré à la sortie de la bouche ou du nez ou le changement de température entre l'air inspiré et l'air expiré.

Le dispositif AZ-733V, commercialisé par la société Anzai Medical (Tokyo, Japon), est une ceinture mesurant les variations de circonférence de la cage thoracique. Les changements de pression au cours de la respiration sont détectés par un capteur situé dans la ceinture. Ce dispositif est relié à un ordinateur qui permet d'afficher les changements de pression au cours du temps, à partir desquels la courbe de respiration sera déduite (figures 1.3(a) et 1.3(b)). Il est également possible d'utiliser un masque mesurant la différence de température entre l'air inhalé et exhalé (figure 1.3(c)). Ce dernier étant plus chaud, un changement de température de l'air dans le masque indique un changement d'état respiratoire du patient [4]. Le spiromètre estime le volume d'air dans les poumons en mesurant les flux d'air inspirés et expirés (figure 1.3(d)).

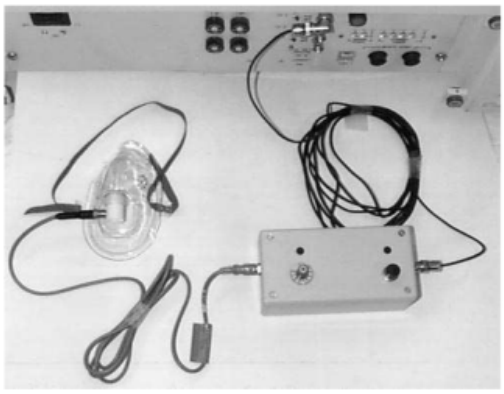
L'utilisation d'un spiromètre fournit une très bonne corrélation entre le signal respiratoire externe et le mouvement interne des organes, mais les expériences ont démontré que les patients



(a) Ceinture de pression AZ-733V.



(b) Interface de la ceinture de pression AZ-733V.



(c) Une thermistance, placée à l'entrée d'un masque, permet de mesurer la température de l'air dans celui-ci.



(d) Spiromètre.

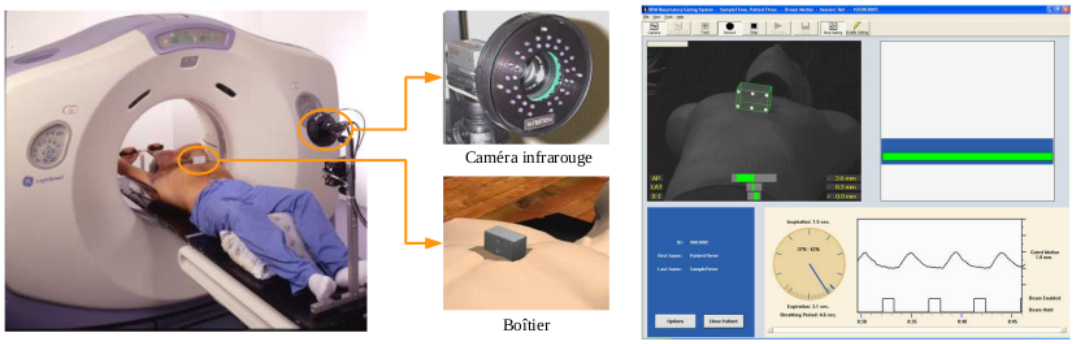
Figure 1.3 Ceinture de pression, masque avec thermistance et spiromètre.

tolèrent généralement mal le masque du spiromètre lors d'un examen prolongé [5]. Le système RPM (Real Time Position Management) [1]*, de la société Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, est le plus utilisé aujourd'hui en clinique. Il est composé d'une caméra sensible à la lumière infrarouge, ainsi que d'un boîtier en plastique sur lequel sont positionnés des marqueurs infrarouges.*

La caméra a une position fixe, au bout du lit d'examen, et le boîtier est placé sur le thorax du patient. Le boîtier présente plusieurs réflecteurs dont le mouvement vertical sera suivi par la caméra (voir figure 1.3).

Le mouvement du bloc est visualisé sur le moniteur de la station de contrôle du système RPM. Ce système enregistre également le temps, ainsi que l'amplitude et la phase du mouvement

1. Position en temps réel *Management*^{TM} Système complet de gestion du mouvement total RPM permet d'activer et de désactiver les faisceaux d'imagerie et de traitement à des intervalles prédéterminés en fonction du schéma respiratoire du patient, et de détecter tout mouvement inattendu dans n'importe quelle direction.



(a) Système RPM. (b) Interface logicielle du système RPM.

Figure 1.4 Système et interface logicielle RPM.

respiratoire, à un taux d'échantillonnage de 30 Hertz.

En outre, le système RPM enregistre les temps auxquels les acquisitions TDM sont effectuées, permettant ainsi la reconstruction a posteriori des images dynamiques TDM correspondant à chacune des images TEP synchronisées avec la respiration. L'utilisation d'un tel système suppose une corrélation parfaite entre les mouvements internes et surfaciques lors de la respiration.

Or, ce n'est pas tout à fait le cas, une respiration irrégulière pouvant entraîner un décalage entre l'amplitude du déplacement de la cage thoracique et les mouvements de la tumeur. Afin de s'affranchir de cette hypothèse de corrélation, il a été proposé d'estimer le mouvement directement à partir des données.

1.2.2 Détérmination du signal respiratoire à partir des données

Une approche alternative à la synchronisation avec un système de détection externe est le calcul du signal respiratoire à partir des images TEP reconstruites. A cette fin, les données TEP doivent être enregistrées au format list-mode.

Ensuite, une image est reconstruite toutes les quelques millisecondes (entre 50 et 200). Le mouvement peut ensuite être observé en suivant un ou plusieurs objets de l'image qui se déplacent avec la respiration (généralement la partie inférieure des poumons ou le foie) [6], ou en calculant le nombre de coïncidences dans chaque image [7]. Cette dernière méthode tire parti de la non-uniformité de la sensibilité de l'appareil d'imagerie TEP :

la quantité d'événements que contient un ensemble de données est liée à la position de l'objet dans l'appareil au cours de son acquisition. Si ces approches ont l'avantage d'estimer directement le mouvement interne, au lieu d'un mouvement surfacique, et de ne nécessiter aucun matériel autre

que l'appareil d'imagerie TEP, elles ont pour inconvénient majeur la nécessité de reconstruire de multiples volumes 3D pour déduire le signal respiratoire durant l'acquisition TEP.

Elles ne sont pas commercialisées par les constructeurs et ne sont utilisées en clinique que par les équipes de recherche qui les ont développées. Nehmeh et al. [8] ont proposé dans une approche basée sur l'estimation d'un mouvement surfacique à partir des données. Ils placent une source ponctuelle sur l'abdomen du patient avant de débuter l'acquisition. Après celle-ci, ils reconstruisent plusieurs images, chacune correspondant à une seconde d'acquisition.

Le signal respiratoire à chaque seconde est estimé à partir de la position de la source ponctuelle sur l'image correspondante. Une série d'images synchronisées avec la respiration peut ensuite être reconstruite en regroupant les données acquises dans la même position respiratoire. La comparaison de cette série avec une série synchronisée en utilisant RPM a montré des différences très faibles, de l'ordre de 2% pour les volumes et de 6% pour les valeur de SUV. Cette méthode représente une solution alternative lorsque l'on ne possède pas de système de synchronisation ; cependant, elle ne permet pas de s'affranchir de l'hypothèse de corrélation entre les mouvements internes et surfaciques. Par ailleurs, en plus d'une faible résolution temporelle (1 seconde), elle demande un temps de post-traitement très important ainsi qu'une grande capacité de mémoire étant donné le nombre d'images générées.

1.3 Synchronisation des données avec la respiration

Afin de synchroniser l'acquisition avec la respiration, il est nécessaire de découper le cycle respiratoire en plusieurs ensembles. Ceci peut se faire de diverses manières, basées sur l'amplitude du mouvement ou sur le temps écoulé depuis le début du cycle.

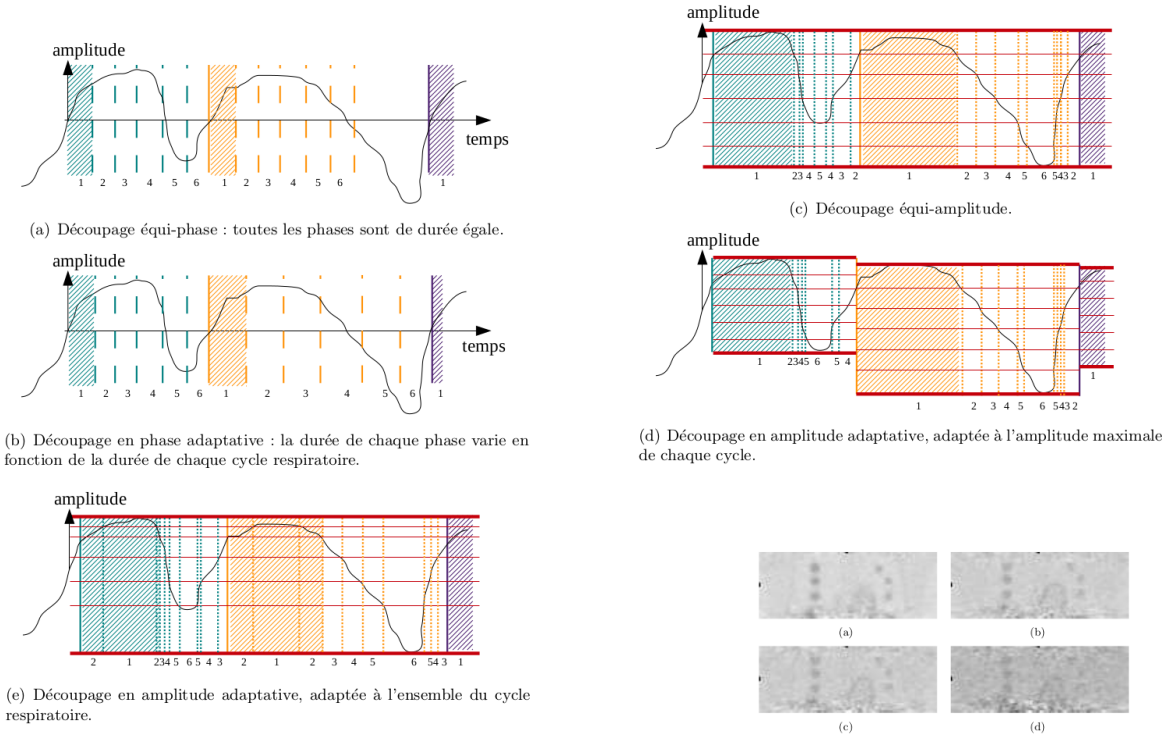
Le nombre d'ensembles choisi joue lui aussi un rôle important. Enfin, une fois le mode de découpage choisi, il existe deux modes de synchronisation des acquisitions TEP à partir du signal respiratoire. Dans le mode prospectif, le choix d'une phase du cycle respiratoire est fait avant l'acquisition et seules les données acquises pendant cette phase du cycle seront utilisées.

Dans le mode rétrospectif, aucun choix n'est fait avant l'acquisition et toutes les phases du cycle respiratoire peuvent être utilisées. Tous ces paramètres sont détaillés dans cette partie.

1.3.1 Découpage en phase ou en amplitude

Le découpage des données peut être effectué de manière temporelle (dite en phase), ou selon l'amplitude du mouvement respiratoire (dite en amplitude). Par ailleurs, chaque cycle respiratoire peut être divisé en intervalles de tailles égales (méthodes équiphase ou équiamplitude), ou adaptées

à la durée du cycle (approches phase adaptative, ou amplitude adaptative). Ces approches sont schématisées dans la figure 1.5.



(a) Découpage équi-phase : toutes les phases sont de durée égale.

(b) Découpage en phase adaptative : la durée de chaque phase varie en fonction de la durée de chaque cycle respiratoire.

(c) Découpage équi-amplitude.

(d) Découpage en amplitude adaptative, adaptée à l'amplitude maximale de chaque cycle.

(e) Découpage en amplitude adaptative, adaptée à l'ensemble du cycle respiratoire.

Figure 1.5 Différentes manières de découper le cycle respiratoire.

Les méthodes de synchronisation en phase divisent le cycle respiratoire en se basant sur le temps écoulé depuis le début du cycle (figures 1.5(a) et 1.5(b)). L'amplitude de la respiration n'étant pas prise en compte, il est possible de regrouper dans une même phase deux portions de cycle respiratoire ne correspondant pas à la même position pulmonaire (remarquer par exemple la différence entre la phase 5 des cycles respiratoires 1 et 2).

Si, de plus, toutes les phases sont de durée égale, les cycles plus longs ne seront pas entièrement pris en compte (voir le cycle 2, figure 1.5(a)). Le fait d'adapter la durée de chaque phase à chaque cycle individuel permet de prendre en compte les informations acquises pendant toute la durée du cycle (figure 1.5(b)). Les méthodes de synchronisation en amplitude divisent le cycle respiratoire en se basant sur l'amplitude du signal. Les phases regroupées correspondent donc à la même quantité de mouvement, et toute l'information acquise au cours de l'ensemble du cycle est utilisée.

Si les phases sont choisies de telle sorte que chacune correspond à la même amplitude de déplacement (figure 1.5(c)), certaines phases risquent de contenir moins d'informations que d'autres

(c'est le cas de la phase 6 par exemple) car elles correspondent à une amplitude de mouvement qui n'est pas atteinte à chaque cycle.

Les images reconstruites à partir de chaque phase seront alors de signal-sur-bruit et de résolution différents, ce qui peut gêner leur traitement. Afin de diminuer cet effet, il est possible d'adapter le découpage à chaque cycle (figure 1.5(d)), afin qu'à chaque cycle, des données soient affectées à chaque phase. Cette méthode a pour inconvénient d'associer des données correspondant à des positions différentes dans une même phase (voir par exemple la phase 6 des cycles 1 et 2). En outre, si elle améliore l'homogénéité des phases, elle ne permet pas de régler tout à fait le problème.

Une autre solution est d'adapter la taille des phases afin que chacune contienne la même portion des données (figure 1.4(e)). Plusieurs études sur fantômes, ainsi qu'une étude clinique [9] ont montré que les méthodes de synchronisation en amplitude permettaient d'estimer l'amplitude du mouvement de manière plus exacte que les méthodes en phase.

Parmi toutes les méthodes en amplitude, celle adaptant la taille des phases afin que chacune contienne autant de données est la plus performante. Elle permet notamment de reconstruire des images ayant toutes les mêmes propriétés de bruit et de flou. Malgré tout, à l'heure actuelle, les solutions commerciales proposent en priorité un découpage du cycle respiratoire en phase.

1.3.2 Nombre de phases optimal

Lors du découpage du signal respiratoire, il est nécessaire de faire un compromis entre la qualité des images reconstruites et la précision de l'estimation du mouvement.

En effet, si le signal respiratoire est divisé en un faible nombre de phases, alors chaque phase contiendra beaucoup d'information. Chaque image reconstruite sera donc de bonne qualité. D'un autre côté, elle contiendra un mouvement résiduel important.

Par contre, si le signal respiratoire est divisé en un grand nombre de phases, alors la résolution temporelle du découpage sera améliorée et chaque image ne contiendra que peu de mouvement. Par contre, elle sera de faible qualité car elle contiendra peu d'information.

Dawood et al[10]. ont effectué une étude clinique comparant la synchronisation en différents nombres de phases chez 9 patients. Ils ont montré que le nombre de phases optimal dépendait de l'amplitude du mouvement respiratoire. Selon cette étude, pour un mouvement respiratoire d'amplitude conventionnelle[2]*, et si la synchronisation est faite en amplitude et en ajustant la taille de chaque phase afin que chacune contienne la même quantité d'informations, le nombre optimal de phases est 8. Pour un mouvement d'amplitude supérieure, plus de phases seront nécessaires.*

2. C'est à dire que l'amplitude du mouvement du cœur est inférieure à 12 mm.

1.3.3 Méthodes guidée par les données

La majorité des systèmes de surveillance externes fournissent un signal respiratoire par la mesure du déplacement à une phase respiratoire particulière, tandis qu'un mouvement respiratoire Les indicateurs correspondant aux caractéristiques respiratoires telles que la phase respiratoire sont également enregistrés ou intégrés dans les données d'acquisition de la TEP. L'objectif des méthodes fondées sur les données est d'estimer la indicateur de mouvement respiratoire à partir des propriétés intrinsèques des données en utilisant un algorithme mathématique ou des techniques de traitement du signal de l'image. Diverses méthodes basées sur les données pour le calcul des mouvements respiratoires ont été développées. Elles peuvent être classées en différentes catégories selon le stade de l'imagerie TEP auquel elles sont mises en œuvre [11], comme l'illustre la figure 1.1. D'après la figure 1.1, plusieurs étapes sont disponibles pour le développement de méthodes fondées sur les données, depuis les données brutes initiales en mode sinogramme ou les données brutes en mode liste jusqu'à l'image reconstruite après l'acquisition, respectivement.

Méthodes de notation basées sur le sinogramme

Par convention, les coïncidences du TEP sont enregistrées dans un histogramme dans un "espace sinogramme" et ensuite reconstruites dans un "espace image". Dans un sinogramme, comme illustré à la figure 1.4 [12], un emplacement mémoire est attribué à chaque LOR possible, et chaque fois qu'un événement de coïncidence rapide valide est détecté dans ce LOR, la valeur stockée dans cet emplacement mémoire est incrémentée. Cela permet d'obtenir la nombre d'événements détectés dans chaque LOR et constitue souvent la manière la plus efficace de stocker les données[12].

Toutefois, dans un sinogramme, les événements sont intégrés sur un intervalle de temps qui définit une "frame" qui doit être spécifiée avant ou au moment de l'acquisition des données. La LOR reflète une intégrale linéaire de l'activité de la source à travers le corps, comme l'illustre la figure 1.6[3] *(A). Elle est caractérisée par l'angle d'orientation de la LOR et la distance la plus courte entre la LOR et le centre du portique. Si toute l'activité est concentrée en un seul point du patient et que nous traçons une carte plane en niveaux de gris du nombre intégré d'événements dans chaque LOR, en utilisant la distance la plus courte entre la LOR et le centre du portique comme abscisse et l'angle d'orientation comme ordonnée, le graphique résultant apparaît sous la forme d'une courbe*

3. Les coïncidences dans le scanner TEP sont classées en fonction de l'orientation angulaire de chaque LOR et de son déplacement par rapport au centre du scanner. (A) Le centre du scanner est noté par une croix (X), et le lieu d'intérêt (par exemple, une tumeur) est noté par une ellipse. Quatre LOR passant par le lieu d'intérêt sont notées A, B, C et D. (B) Ces 4 LOR sont tracées sur ce sinogramme où l'orientation angulaire est sur l'axe et le déplacement du centre du portique est sur l'axe X. Si toutes les LOR possibles qui passent par ce point sont tracées, on obtient la moitié de l'onde sinusoïdale tournée sur le côté, comme indiqué ici. (C) Les sinogrammes d'objets plus complexes, tels que le sinogramme du scanner cérébral illustré, sont composés de nombreuses ondes sinusoïdales qui se chevauchent. (D) L'image cérébrale reconstruite correspondant au sinogramme en (C) est montrée

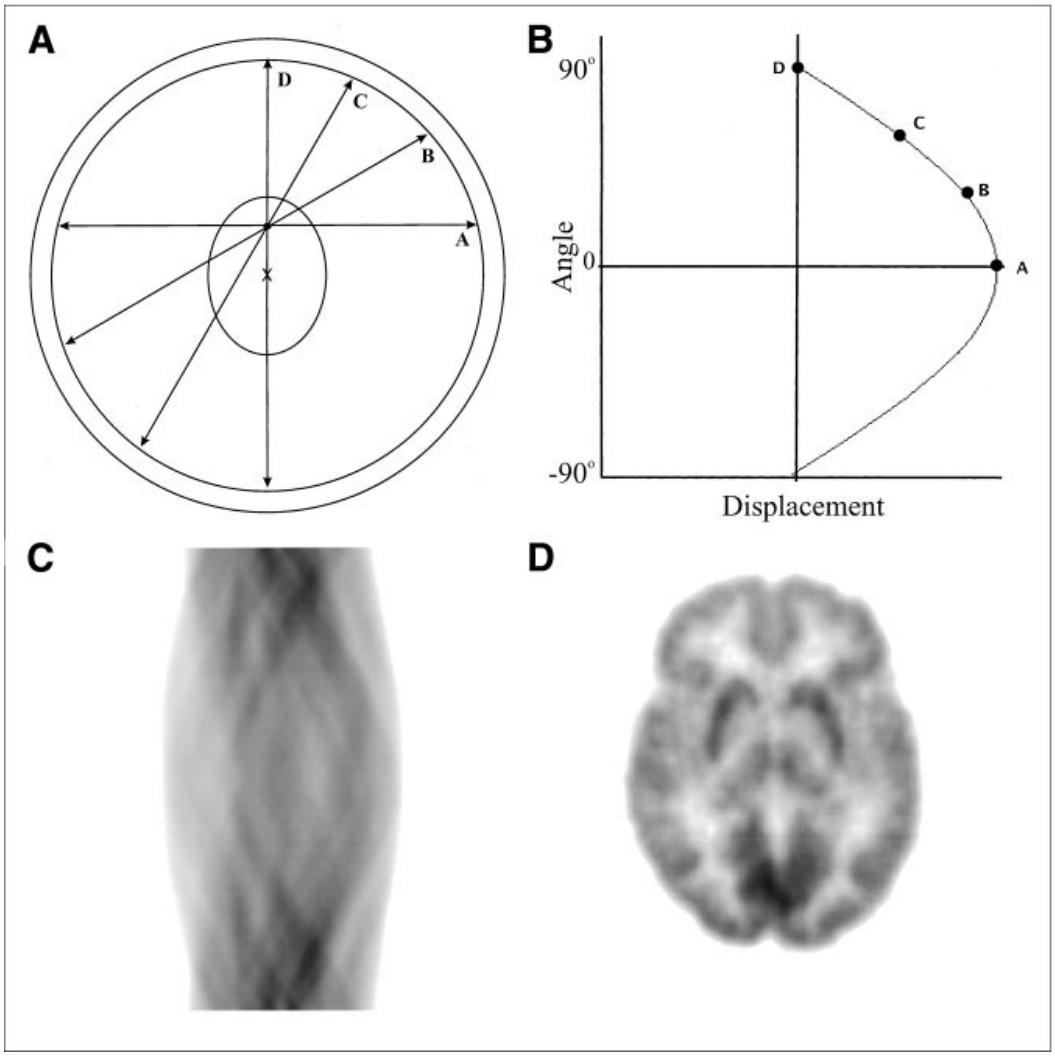


Figure 1.6 Formation du sinogramme.

sinusoïdale demi-période tournée, comme illustré à la figure 1.6 (B).

Ce graphique est appelé à juste titre "sinogramme". Chaque valeur de pixel le long de la ligne du sinogramme est la somme de tous les événements acquis le long de la LOR correspondante . Une telle collection de sommes LOR est appelée "projection", comme l'illustre la figure 1.6 (C). Il existe certaines approches de détection de mouvement telles que le Centre de masse (COM)[4] et la méthode de corrélation croisée[13] qui utilisent les données spatiales du sinogramme. Par exemple, les caractéristiques du mouvement respiratoire peuvent être reflétées dans l'espace sinogramme ECAT comme illustrée à la figure 1.5[14], elle peut être utilisée pour la détection de mouvement par la méthode COM ou la méthode de corrélation croisée. Cependant, le stockage des sinogrammes n'est pas efficace pour la synchronisation respiratoire et les données de flux en mode liste sont le

mode de stockage préféré (voir section suivante 1.1.2.2).

La définition du centre de masse d'un système de particules est un point spécifique où la masse du système se comporte comme si elle était concentrée. Il est défini comme la moyenne de leurs positions r_i pondérés par leurs masses m_i ;

$$COM = \frac{1}{M}\sum m_i r_i = \frac{\sum m_i r_i}{\sum m_i} \tag{1.1}$$

où M est la masse totale du système, égale à la somme des masses des particules [15]. Dans le cas d'un corps rigide, la position de son COM est fixe par rapport à l'objet. La COM peut être utilisée comme mesure du mouvement respiratoire ; si l'équation 1.1 est appliquée à chaque phase respiratoire dans l'espace sinogramme, la COM le long de l'axe z pour toute projection peut être déterminée en utilisant l'équation 1.2 [16](pour SPECT) :

$$COM = \frac{\sum_i^K i \sum_j^L A(\theta,t,i,j)}{\sum_i^K \sum_j^L A(\theta,t,i,j)} \tag{1.2}$$

Où K et L sont respectivement la hauteur et la largeur des projections, et $A(\theta,t,i,j)$ est l'activité en pixel (i,j) dans la projection acquise à l'angle θ pour l'image temporelle t , qui est pour le calcul COM du SPECT scanner. Dans le cas d'un scanner TEP, l'équation 1.2 calcul COM sera modifiée en $COM(t)$ et non $COM(\theta,t)$.

La méthode COM fonctionne de manière satisfaisante si les taux de comptage sont suffisamment élevés. Cependant, l'algorithme COM calcule la position axiale des événements LOR en tomographie, ce qui n'est pas satisfaisant, comme le montre la géométrie du mode 3D à la figure 1.6. En outre, si le taux de comptage est trop faible ou si le mouvement de l'organe n'est pas suffisamment détecté au cours du temps, alors la méthode COM ne définit pas correctement le mouvement respiratoire[17].

Par exemple, dans les années 1970,[18] et [19] ont utilisé la méthode COM pour ajuster le signal de l'axe des y, afin de compenser le mouvement longitudinal du foie dans les plans scintigraphie. En 2001, [20] ont signalé que la méthode COM peut être appliquée comme signal respiratoire dans l'espace sinogramme en TEP pour la synchronisation. Ils ont comparé la méthode COM avec le moniteur ECG et le système de suivi par ceinture respiratoire autour de la poitrine d'un patient, et ont constaté que la forme d'onde du calcul COM correspondait bien à la mesure du système de surveillance.

Klein et al ont pensé que la méthode COM pouvait fournir un indicateur beaucoup plus précis que le système de suivi externe, en particulier dans des cas tels que les mouvements mineurs

du patient, la compression des tissus mous ou les mouvements importants du patient. Toutefois, la précision de l'indicateur COM peut être affectée par l'activité de fond. Par exemple, des organes comme les poumons et le foie autour du cœur peuvent entrer et sortir partiellement de la FOV à chaque cycle respiratoire, ce qui fait que certaines LOR mesurées à une étape d'un cycle de mouvement ne seront pas mesurées à une autre étape du cycle de mouvement, comme le montre la figure 1.6. Il en résultera un calcul inexact de la COM en raison de l'événement perdu lors du rebondissement de la LOR. Pour résoudre ce problème, Klein et al ont suggéré d'utiliser des techniques de masquage en sélectionnant un volume d'intérêt (VOI) autour du cœur, puis projection du VOI dans l'espace sinogramme.

Cependant, la précision du calcul du volume d'intérêt est encore difficile à obtenir lorsque le mouvement de la cible a une grande amplitude. En 2007, Bundschuh et al[18] ont appliqué les techniques de la méthode COM sur 10 patients avec des lésions dans le poumon ou les organes abdominaux supérieurs pour évaluer la méthode de Klein, et a souligné l'inconvénient de la COM, à savoir le temps de traitement nécessaire pour définir la VOI. Pour résoudre ce problème, Bruyant et al [16] ont construit des projections avec un seuil avant l'estimation des positions de COM afin de minimiser l'activité provenant d'organes statiques et peu actifs.

Il en résulte un compromis entre une élimination maximale de l'activité provenant d'organes et l'amélioration des statistiques de comptage pour les projections bruyantes.

Une autre technique, la méthode de corrélation croisée, est une mesure de la similarité de deux signaux, couramment utilisée pour trouver des caractéristiques dans un signal inconnu en le comparant à un signal connu[7].

Les techniques de corrélation croisée peuvent être utilisées dans l'espace sinogramme et la phase respiratoire peut être déterminée en calculant la fonction de corrélation croisée dans les plans sinogrammes. En 1987, Eisner et al [21] a détecté un mouvement de translation dans le plan en TEP cardiaque en utilisant la fonction de corrélation croisée. Les signes de mouvement peuvent être observés sous la forme de pics nets dans la corrélation d'image à image. Cependant, cet algorithme n'a pas bien fonctionné pour les mouvements de faible amplitude de la cible[10]. En 2002, Lu et Mackie [22] ont proposé un algorithme amélioré dans lequel le mouvement respiratoire était modélisé comme une mise à l'échelle variable dans le temps dans deux directions, sur la base de certaines traces repères dans le sinogramme.

Cet algorithme peut détecter des mouvements mineurs dans l'espace du sinogramme en estimant la trace attendue à partir de courbes sinusoïdales déformées de traces à fort contraste.

Cependant, la limite de l'algorithme est qu'il modélise uniquement le mouvement intra-scanner comme une mise à l'échelle dans le plan, et non le mouvement 3D général. Kyme et al

[23] ont étudié une méthode pour détecter les paramètres de mouvement en comparant les données acquises avec les projections à venir. Pour identifier des groupes de projections correspondant à des endroits discrets du cerveau, il convient d'utiliser une reconstruction partielle plutôt qu'une reconstruction complète afin de fournir de meilleures estimations du mouvement. Dans l'approche à double balayage de Passalaqua et al [4], le mouvement de translation inter-balayage peut être déterminé à partir d'un balayage rapide initial et d'un balayage lent ultérieur par corrélation croisée. En 2001, Pellot-Barakat et al [3] ont utilisé la corrélation croisée des sinogrammes partiels pour détecter le mouvement. Cependant, cette technique était limitée à la détection de mouvements rapides et discrets et avait une faible sensibilité. En outre, Wallis et al [24] ont décrit une méthode de détection de mouvement basée sur un sinogramme sélectif dans lequel des colonnes consécutives représentaient des angles de projection consécutifs. Cette méthode est utile pour révéler le mouvement axial lors d'une acquisition. Cooper et al.[25] ont constaté que la détection visuelle, la corrélation croisée et l'ajustement bidimensionnel permettaient de détecter le plus précisément possible le mouvement axial et que la corrélation croisée était la plus précise pour détecter le mouvement latéral.

En général, l'inconvénient des techniques de corrélation croisée est que les effets d'image à image, tels que l'asymétrie des objets et les incohérences de mouvement des portiques, peuvent entraver la quantification précise à l'aide de ces mesures de corrélation croisée [3].

Méthodes de classement des données en mode liste

Le flux de données en mode liste est constitué d'événements de coïncidence LOR combinés à un mot-clé de synchronisation avec une résolution temporelle typique d'une milliseconde. Les données de ce flux sont stockées directement sur un disque, événement par événement, comme indiqué à la figure 1.7, plutôt que de les combiner en sinogrammes comme indiqué à la figure 1.6. Les méthodes basées sur le mode liste sont courantes dans les études de recherche car un aspect important du schéma d'acquisition en mode liste est qu'il permet une analyse rétrospective des données acquises pendant des périodes arbitraires d'une étude. En outre, elles sont beaucoup plus efficaces pour le stockage des données dans des délais rapides. le balayage dynamique. Certaines techniques de portillonnage des mouvements respiratoires ont été développées sur la base de données en mode liste [26, 27, 28, 29]. Par exemple, Manber (2016) [15] a décrit une approche de "respiratory motion gating" basée sur sur l'utilisation de l'analyse du spectre des fréquences pour déterminer la phase de mouvement respiratoire. L'idée principale est qu'un pixel qui se trouve sur le bord d'un élément ou d'un organe soumis à un mouvement contient des composantes de fréquence temporelle différentes de celles d'un pixel qui se trouve dans une région non mobile ou dans une région mobile homogène. Les images ayant la même composante de fréquence des pixels sont ensuite placées

dans des bacs qui contiennent des phases égales dans les cycles respiratoires Cette approche permet d'observer des pics de magnitude de la fréquence des pixels correspondant au mouvement de la rate du foie. Cependant, elle nécessite de nombreux étapes de traitement des données brutes qui pourraient affecter la qualité de l'image finale et le traitement de l'image est plus long, aussi les résultats ont été obtenus sous un système d'acquisition SPECT 2D plutôt que PET 3D. En 2018, Piccinelli et al [28] ont proposé une autre méthode similaire pour la synchronisation du mouvement respiratoire dans la TEP. Le principe de cette technique repose sur l'hypothèse que, bien que la L'amplitude du mouvement peut varier d'un pixel à l'autre à l'intérieur d'un même organe, la fréquence du mouvement périodique est la même dans chaque pixel. Les données simulées en mode liste ont été regroupées en différents schémas temporels de durée d'image pour la reconstruction de l'image. Par la suite, un ROI a été placé sur les organes concernés, de sorte que pendant une partie du cycle de mouvement, l'organe concerné se trouve à l'intérieur du ROI, tandis que pendant l'autre partie du cycle, il se trouve à l'extérieur du ROI . La transformée de Fourier des différentes courbes d'activité temporelle du retour sur investissement est utilisée pour estimer la fréquence du mouvement respiratoire. Cette méthode présente la fréquence du mouvement respiratoire sur la base de données simulées. Cependant, le choix du placement du ROI doit être correct car la détermination de la fréquence dépend de la région d'intérêt considérée. La courbe d'activité temporelle des différents RSI montre des différences apparentes. En outre, le choix et le calcul du retour sur investissement sont effectués dans l'espace image, et nécessitent donc l'intervention de l'opérateur et donnent lieu à un long processus. Cette méthode nécessite également une validation supplémentaire par des études cliniques. Pour éviter l'apparition des problèmes mentionnés ci-dessus dans les données en mode liste, la méthode de la synchronisation de sensibilité géométrique (SSG) a été proposée dans cette thèse . La technique SSG estime la phase respiratoire uniquement sur la base des données en mode liste et ne nécessite potentiellement aucune intervention de l'opérateur. Par conséquent, la procédure du synchronisation est simple et moins longue que la méthode classique de techniques. Les détails sont présentés au chapitre 3.4.

Méthodes d'évaluation basées sur l'image

Les méthodes de synchronisation basées sur l'image sont des méthodes de reconstruction post-image dans lesquelles la synchronisation du mouvement respiratoire est effectué sur les volumes d'image .

Les images TEP sont obtenues en reconstruisant les données en mode sinogramme ou en mode liste, les artefacts causés par le mouvement respiratoire peuvent être facilement observés sur la séquence d'images. L'objectif d'une méthode basée sur les images est de détecter le mouvement respiratoire à travers les images obtenues. Chaque image individuelle dans la séquence d'images

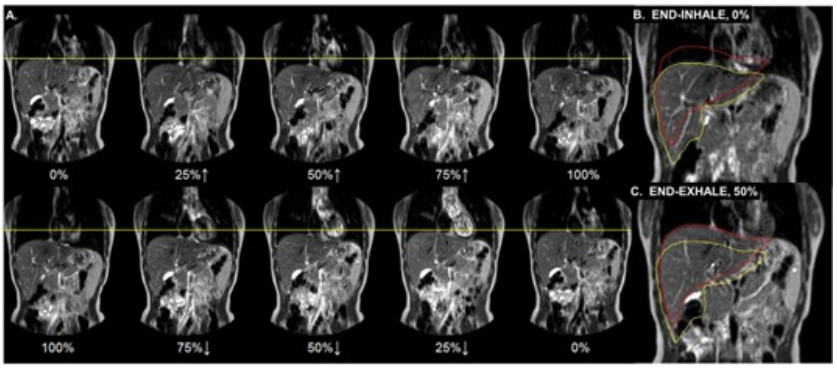


Figure 1.7 L'excursion du foie entier a été effectuée par le biais de calculs de la différence centroïde entre les phases de respiration à l'FI et à l'FE.

est différente des autres images, elle représente une phase du mouvement respiratoire comme illustré dans la figure 1.7[4] *[30]. L'estimation de la phase respiratoire pour la synchronisation peut être effectuée par des méthodes basées sur l'image, telles que les logiciels d'enregistrement d'images, les marqueurs, l'arrêt respiratoire,la TEP/TDM et le calcul de la COM ou de la corrélation croisée. Les déplacements de mouvement peuvent être mesurés dans des images reconstruites par certains logiciels tels que l'enregistrement automatique des images (AIR) et la cartographie paramétrique statistique (SPM) utilisés pour l'enregistrement des données dans les portails, mais ces logiciels se limitent à la mesure des mouvements des corps rigides [31] [32]. Les progiciels détectent le mouvement en faisant correspondre les deux ensembles de données d'images. Ces méthodes ne nécessitent aucun dispositif spécial, les résultats dépendent toutefois du niveau de bruit dans les images et de la distribution du radio-isotope. De plus, les logiciels ne peuvent pas corriger les mouvements qui se sont produits pendant le balayage[32] . Une autre méthode consiste à utiliser des algorithmes d'enregistrement pour dériver la phase respiratoire ou les champs de transformation du mouvement. Par exemple, Lamare et al (2007)[33] ont estimé le mouvement respiratoire selon un algorithme d'enregistrement affine qui était basé sur la maximisation de l'information mutuelle normalisée pour déterminer la matrice de transformation. En outre, des fonctions de base de la colonne vertébrale B ont été utilisées par Lamare et al (2007) [34] pour dériver des paramètres de transformation tenant compte du mouvement respiratoire en utilisant les images de tomodensitométrie dynamique NCAT.*

Des marqueurs radioactifs externes peuvent être utilisés comme méthode pour détecter le

4. (a) Tranche coronale à huit phases respiratoires pour le sujet 4 où 0% indique la fin de l'expiration (FE) et 100% la fin de l'inspiration (FI). Ligne jaune = la partie supérieure du foie à la fin de l'expiration. ↓ = inhalation ↑ = expiration. (b) Image coronale de la fin de l'inspiration avec le contour rouge indiquant la position du foie à la fin de l'expiration et le contour jaune représentant le foie à la fin de l'inspiration. (c) Image EE correspondante pour le même sujet.

mouvement respiratoire directement dans les images. En 2003, Nehmeh et al [35], Lu et al 2002 [36] ont suivi le mouvement respiratoire en utilisant un marqueur de source externe. Une source ponctuelle fixée sur l'abdomen du patient est étendue dans le champ de vision de la caméra au niveau de la lésion. Le mouvement respiratoire à travers les images dynamiques consécutives peut alors être suivi par la source ponctuelle au cours des cycles respiratoires. Cependant, cette méthode doit reconstruire chaque image pour suivre le mouvement du marqueur de la source, ce qui prend inévitablement du temps. Un autre inconvénient est que la résolution temporelle n'est que de 1 seconde . En outre, lors de l'enregistrement de la zone thoracique et abdominale, le placement et la précision des marqueurs repères externes pourraient être problématiques en raison des déformations des tissus mous des organes internes tels que les poumons qui donnent lieu à des effets de mouvement non rigide. Avec la TEP/CT, il peut être possible d'utiliser les ensembles de données de la tomodensitométrie synchronisée avec le mouvement respiratoire pour dériver les paramètres de transformation à appliquer dans les ensembles de données TEP à synchronisation correspondant Nehmeh et al 2004[37], Lamare et al 2004[34], Qiao et al 2006[38]. Dans le cas clinique, l'ampleur du déplacement au niveau du thorax dû à la respiration peut être évaluée par l'utilisation de l'anatomie interne grâce à l'acquisition d'une série de CT dynamiques correspondantes. Certaines études ont été basées sur le fait de demander à un patient de retenir sa respiration pour une inspiration profonde ; l'acquisition par image n'a lieu que pendant cette période. Kim et al (2001) ont présenté quatre parties différentes du cycle respiratoire pour la respiration [8].

Della Biancia et al (2003)[39] ont montré une amélioration de l'épargne pulmonaire normale à la fin de l'inspiration par rapport à la fin de l'expiration. Barnes et al (2001)[40] ont mis en évidence une gamme extraordinaire de périodes d'arrêt respiratoire allant jusqu'à 52 secondes et Mah et al (2000)[41] ont montré que cela bloquait la position de la tumeur au position de planification correspondante à plus de 2 mm pour un grand nombre de patients. Toutefois, cette méthode exige un niveau élevé de coopération de la part des patients lors de l'acquisition, elle sera problématique pour certains patients tels que les patients inconscients ou souffrant de problèmes psychologiques. Les patients atteints d'un cancer du poumon toussent fréquemment et sont incapables de retenir leur souffle pendant une période de temps significative.

La technique COM peut également être utilisée dans l'espace image pour déterminer la phase respiratoire selon l'équation 1.1. Par exemple, Feng et al (2006) [42] ont proposé une méthode COM pour détecter les mouvements du corps rigide à partir d'une série d'images reconstruites. La limite de la méthode est que dans l'espace image, chaque état de mouvement doit être disponible sous forme d'image 3D pour calculer les points COM. En conclusion, toutes les techniques examinées ci-dessus pour la détection des mouvements respiratoires sont capables d'améliorer la qualité de l'image en réduisant les artefacts d'image. Cependant, les données respiratoires associées à une image temporelle ne correspondent qu'à $10-15\%$ *des données globales disponibles tout au*

long d'une acquisition d'émissions respiratoires moyennes. Les statistiques réduites associées aux images individuelles conduisent à un faible rapport signal/bruit des images reconstituées[8]. Il est donc nécessaire de mettre au point des méthodes de correction qui permettront d'utiliser toutes les données disponibles tout au long de l'acquisition d'une moyenne des émissions respiratoires. Cela suggère que les acquisitions par synchronisation ne sont que la première étape vers une solution valable aux effets du mouvement respiratoire en TEP.

1.3.4 Limitations de la synchronisation

La synchronisation de l'acquisition TEP avec la respiration ne va pas sans poser plusieurs problèmes. Tout d'abord, nous avons vu au début de ce chapitre que l'enregistrement du signal respiratoire peut être entaché d'erreurs, surtout si le mouvement est irrégulier. Les méthodes reposant sur un système de détection surfacique externe font l'hypothèse que les mouvements internes et surfaciques sont parfaitement corrélés, ce qui n'est pas le cas en réalité. Le spiromètre permet d'enregistrer un signal bien corrélé avec la réalité, mais son usage est mal toléré par les patients. Enfin, la détection basée sur les données s'affranchit de l'hypothèse de corrélation entre les mouvements externes et internes, mais elle impose la reconstruction et le traitement d'un très grand nombre d'images tomographiques, ce qui n'est pas forcément réalisable en pratique. Par ailleurs, les irrégularités potentielles du mouvement respiratoire peuvent introduire des erreurs significatives dans les images synchronisées. Ces erreurs peuvent être atténuées en utilisant un découpage adapté. Le format list-mode facilite également le traitement des cycles irréguliers et des données d'émission brutes associées. De tels traitements peuvent inclure le rejet des données brutes lorsqu'elles sont liées à des cycles fortement irréguliers. De plus, un cycle respiratoire normal durant entre 4 et 5 secondes, les images synchronisées résultantes sont certes moins influencées par la respiration que l'image totale, mais elles ne sont pas totalement exemptes de ses effets. Un autre inconvénient de la synchronisation est que les différentes images synchronisées reconstruites sont de résolution et de qualité réduites, essentiellement parce qu'elles ne contiennent qu'une fraction du nombre total de coups détectés pendant l'acquisition TEP. De ce fait, les avantages liés à la compensation du mouvement peuvent être significativement réduits (voir figure 1.5). Ces effets peuvent être atténués en augmentant la durée d'acquisition par un facteur équivalent au nombre d'images synchronisées reconstruites. Cependant, une telle solution n'est pas envisageable en pratique clinique pour des raisons de disponibilité des machines installées. Il est donc nécessaire de combiner les données synchronisées.

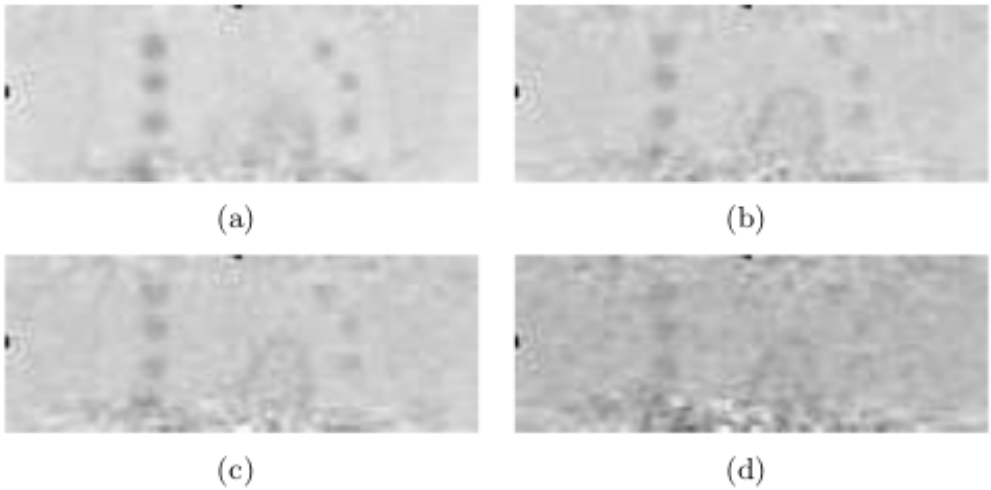


Figure 1.8 Images moyenne (a) et synchronisées, avec 10 millions (b), 6 millions (c), et 4 millions (d) de coïncidences .

1.4 Correction des mouvements

Afin d'utiliser toutes les données disponibles sur les émissions acquises tout au long du cycle respiratoire, les données sur les mouvements respiratoires sont obtenues en utilisant soit des systèmes de surveillance externes, soit des méthodes fondées sur les données sera appliqué à l'étape de correction des mouvements. Sur la base des phases de respiration contrôlées obtenues avec un exemple de 8 phases contrôlées illustrées à la figure 1.9, l'objectif de la correction du mouvement respiratoire est ici est de transformer chaque phase de synchronisation en phase de référence afin de produire l'image corrigée avec le maximum de signal possible pour améliorer le rapport signal/bruit plutôt que de rejeter l'information par phases. La phase de référence peut être une position respiratoire quelconque correspondant à une image spécifique telle que la phase de synchronisation de "4+12" comme indiqué sur la figure 1.9. La matrice de transformation peut être dérivée en utilisant des algorithmes d'enregistrement d'images estimant les paramètres de transformation sur les images reconstruites des différentes phases de synchronisation. Elle définit la relation spatiale entre les deux images, comme le montre la figure 1.10. Les transformations sont décrites par un certain nombre de paramètres (souvent appelés degrés de liberté). Par exemple, le paramètre de déplacement de la phase de référence "4+12" dans la matrice de transformation est 0 puisque les autres phases de l'image sont transformées en position de la phase de référence, tandis que la phase de référence "4+12" n'est pas déplacée.

Par exemple, une source ponctuelle se déplace de la position P(x, y, z) dans A à $P'(x', y', z')$

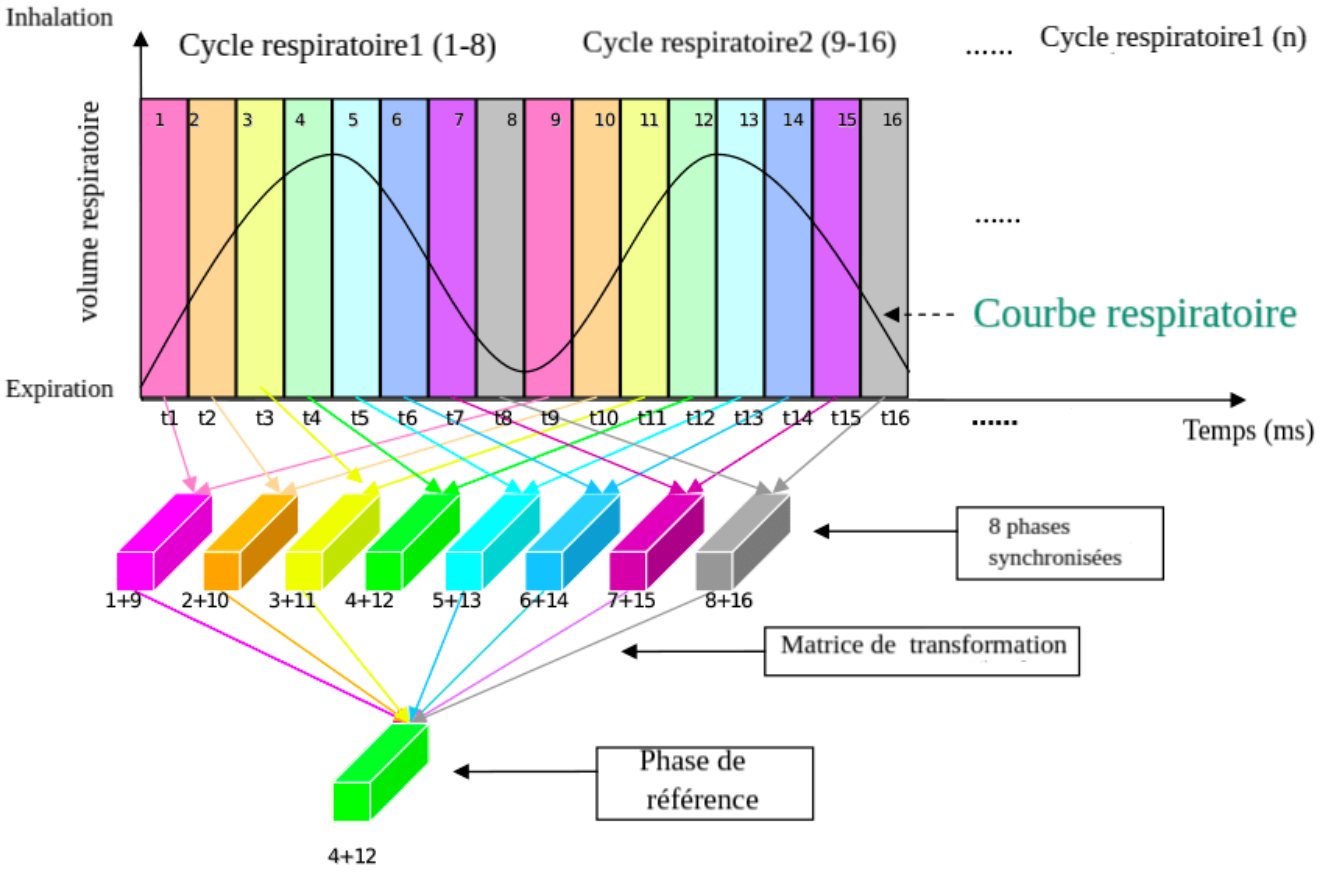


Figure 1.9 Deux cycles respiratoires répartis en 8 phases de respiration, avec correction des mouvements respiratoires sur 8 phases de la synchronisation par matrice de transformation. Chaque barre représente une phase de la respiration, les barres de La même couleur dans différents cycles respiratoires représente la même phase relative de la respiration

dans B, puis matrice de transformation $T : (x,y,z) \overrightarrow{(} x',y',z')$ *qui définit la relation spatiale entre les deux points P et P' comme :* $(x',y',z') = T(x,y,z) = (x,y,z) + U(x,y,z)$*, où* $U(x,y,z)$ *peut être une translation, une rotation, une affine, un cisaillement, une échelle, etc.*

Les techniques de correction des mouvements respiratoires peuvent être classées de manière générale en fonction de la nature des phases d'acquisition/imagerie TEP, la transformation des phases du synchronisation se produit, comme le montre la figure 1.1. Il s'agit de méthodes basées sur le mode liste ou sur le sinogramme dynamique, de méthodes de reconstruction basées sur les méthodes de correction de mouvement. Les méthodes de correction de mouvement basées sur le volume de l'image. Les méthodes basées sur le mode liste seront principalement concentrées sur le fait qu'elles sont à la base de l'hypothèse spécifiée (CSG) pour la correction du mouvement

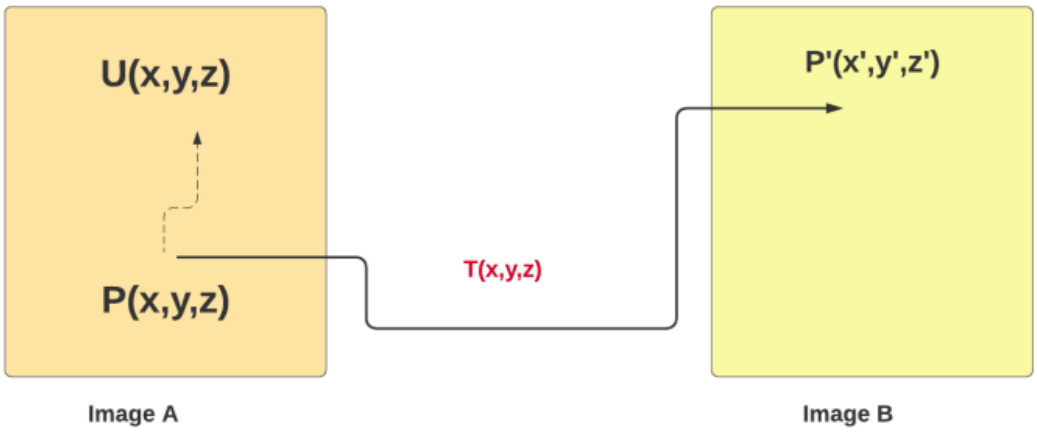


Figure 1.10 Transformation entre deux images A et image B.

respiratoire développée dans cette thèse.

1.4.1 Méthodes de correction basées sur les données en mode liste

Les méthodes de correction utilisant les données acquises en mode liste impliquent la transformation des ensembles de données correspondants en mode liste d'émissions à l'image de référence avant la reconstruction ; Bruyant et al 2002,[16] Livieratos et al [43], et Lamare et al 2007,2004 [5] [34]. L'avantage des données acquises en mode liste réside dans le marquage temporel disponible avec chaque événement de coïncidence détecté, permettant la formation d'ensembles de données dynamiques avec des temps d'intervalle qui peuvent être spécifiés après l'acquisition. Le flux de données en mode liste doit tout d'abord être trié en intervalles temporels représentant les phases de mouvement respiratoire. Les méthodes en mode liste sont basées sur l'application d'un réalignement (déterminé / calculé) aux lignes de réponse (LOR) formées par les coïncidences qui appartiennent à la même phase du cycle respiratoire. Afin d'effectuer la transformation des LOR, il est nécessaire de déterminer les informations dans la matrice de transformation relatives au déplacement à appliquer. Le déplacement requis peut être obtenu par l'utilisation de systèmes de surveillance externes ou de méthodes basées sur des données. Pour chaque intervalle de temps, les LOR sont ensuite déplacées à la position où elles auraient été si aucun mouvement n'était impliqué. En utilisant un modèle géométrique du scanner, l'emplacement des nouvelles LOR peut être déterminé par l'identification de la nouvelle paire d'éléments de détection en coïncidence, comme le montre la figure 1.11.

Par exemple, Livieratos et al 2004 [43] ont conçu une méthode pour la correction du mou-

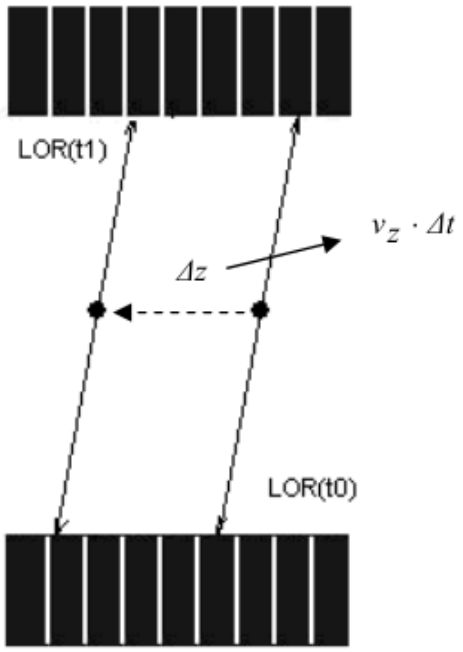


Figure 1.11 Dans un scanner en mode 3D, une $LOR(t_0)$ est transformée en une autre position $LOR(t_1)$ le long de l'axe z en raison du mouvement, ce qui signifie $LOR(t_0) = LOR(t_1) + \Delta z$.

vement respiratoire des données de TEP cardiaque. Un moniteur de respiration inductif avec une ceinture élastique au niveau de la poitrine du patient a été utilisé pour détecter les phases de mouvement respiratoire. Les données sont triées rétrospectivement en fonction d'images respiratoires séparées. La matrice de transformation correspondant aux images des acquisitions a été déterminée au moyen de l'enregistrement des images.

Ensuite, les données en mode liste ont été traduites dans le cadre de référence en termes de transformation pour obtenir un seul ensemble de données corrigées du mouvement.

La transformation de la méthode a impliqué l'utilisation d'une rotation et d'une translation pour corriger les LOR détectées dans les données en mode liste. Cette méthode a été étendue par Lamare et al [5][44] à une méthode affine à une transformation affine incluant une rotation, une translation et un facteur d'échelle supplémentaire en 3D pour corriger les LOR détectées pour le mouvement respiratoire, en considérant l'ensemble du champ de vision thoracique.

L'inconvénient d'une telle méthodologie est l'application d'un ensemble global de transformations pour l'ensemble du champ de vision du scanner, ce qui n'est pas approprié compte tenu de la nature élastique de la déformation des organes produite par le mouvement respiratoire. Les résultats ont démontré qu'une telle méthode peut être utilisée pour corriger avec précision le mou-

vement respiratoire associé à des organes individuels (foie ou poumons) mais ne peut pas corriger pour tous les organes de la FOV autour de la zone diaphragmatique [8][45]. De plus, les deux méthodes présentées par Livieratos et al et Lamare et al ont une limitation, à savoir que certaines RL transformées dans l'espace peuvent se trouver en dehors du FOV après la traduction des RL dans le cadre de référence, comme le montre la figure 1.6, qui est associée à une entrée des taux de comptage des photons uniques. Afin de maintenir la précision quantitative et d'éviter les artefacts potentiels, Livieratos et al(2005) [46] ont proposé un facteur de normalisation pour compenser les LOR non mesurées avant que les transformations spatiales ne soient appliquées aux données en mode liste. En outre, les résultats de la correction du mouvement en mode liste fournis par Lamare et al 2007[47] ont démontré que l'application de la transformation spatiale dans le domaine des données en mode liste avant à la reconstruction conduit à un contraste supérieur par rapport à l'application de la transformation spatiale dans l'espace image, qui consiste simplement à additionner toutes les images reconstruites après que toutes les images de la grille ont été reconstruites puis transformées dans l'espace image. La méthode spécifique développée dans cette thèse est la correction de sensibilité géométrique (CGC) comme mentionné au chapitre 1.3. Il utilise les propriétés géométriques intrinsèques de sensibilité du PET 3D scanner pour déterminer la matrice de transformation des corrections appliquées dans le domaine LOR, et traduit également toutes les LOR directement dans un cadre de coordonnées de référence plutôt que sur la base du la traduction des cadres protégés, de plus amples détails sont donnés au chapitre 3.5.

1.4.2 Méthodes de correction basées sur la reconstruction

Les méthodes de correction de mouvement basées sur la reconstruction impliquent une correction de mouvement avec les phases de mouvement à synchronisation et la matrice de transformation est réalisée dans la phase de reconstruction de l'image comme indiqué sur la figure 1.1. Les informations sur le mouvement respiratoire concernant le déplacement de phase du mouvement ou les termes élastiques peuvent être détectées par des systèmes de surveillance externes ou des méthodes basées sur des données.

En général, les algorithmes des méthodes basées sur la reconstruction sont dérivés de l'algorithme de reconstruction itérative ML-EM. L'avantage de cette méthode est que l'algorithme intègre l'utilisation d'une matrice de système qui a été modifiée pour introduire les informations sur le mouvement et rendre compte directement du mouvement.

Par exemple, la reconstruction d'images a été effectuée dans un cadre de probabilité "$4D-MAP/penalized$", *dans lequel un terme temporel "prior/penalty" a été utilisé pour renforcer la cohérence des coupes d'images dans la dimension temporelle par Lalush et al 1996 [48], Gilland et al 2002 [49], Cao et al 2003 [50], Gilland et al 2005 [51], Gravier et Yang 2005 [3]. Dans ces*

approches, le paramètre associé à la clause de primauté de peine joue souvent un rôle important dans le résultat final de la reconstruction et doit donc être choisi avec soin ; dans la pratique, il est souvent déterminé sur une base d'essais et d'erreurs. Afin de surmonter cet inconvénient, une autre approche a été employée par Qi et Huesman (2002) [29] qui ont incorporé les informations de mouvement dans le modèle de système des probabilités de détection des photons sans avoir besoin de paramètres préalables, ce qui compense implicitement les LOR indétectables dues au mouvement du fantôme. Cependant, cette approche a été limité aux seuls mouvements du corps rigide. Avec une approche similaire, Jacobson et Fessler 2003, 2006 [32, 34] ont développé une approche qui permettait un mouvement non rigide. Sur la base des travaux de Jacobson et Fessler, Qiao et al 2006[52] ont fourni une mise en œuvre plus pratique et ont effectué un test de validation dans l'espace 3D en utilisant un fantôme physique. Cependant, ni l'atténuation des photons ni la réponse du détecteur n'ont été modélisées dans l'algorithme de reconstruction. L'incorporation des transformations élastiques dans les algorithmes de reconstruction a été proposée pour la synchronisation des mouvements respiratoires par Lamare et al 2005 [34] et Qian et al 2005[52]. La méthode est basée sur le déplacement des composantes de chaque voxel individuel LOR d'émission pendant le processus de reconstruction. Le décalage appliqué est basé sur des matrices de déplacement dérivées par l'utilisation d'un enregistrement élastique d'images de tomodensitométrie 4D correspondant aux mêmes phases du cycle respiratoire que les ensembles de données d'émission par synchronisation.

En outre, Merlin et al [53] a étudié une méthode permettant d'incorporer des transformations élastiques dans la matrice du système. L'algorithme du mode liste à un passage EM (OPL-EM) a été modifié pour intégrer la transformation élastique tenant compte du déplacement d'événements et de la déformation de la forme des voxels dans la matrice du système. Cependant, le travail très limité qui a été effectué dans le domaine est largement validé avec des ensembles de données simulées. Il existe donc un besoin évident d'études de validation clinique

Une autre approche signalée par Rahmim et al 2018[54] est celle d'un algorithme EM modifié et a été abordée en incluant des facteurs de correction de la sensibilité compensée par le mouvement avec la modélisation de la matrice du système et des facteurs de mouvement de sensibilité pondérés dans le temps dans les reconstructions en mode histogramme et en mode liste. Toutefois, une correction de la dispersion doit encore être incorporée dans l'algorithme proposé. Les avantages des méthodes basées sur la reconstruction sont les suivants : L'image finale est d'abord générée dans un processus d'optimisation unique en ce qui concerne les données acquises et les informations de mouvement. La possibilité de différentes informations a priori, telles que la composante de bruit, l'atténuation ou les caractéristiques de non-uniformité du détecteur, peut être incorporée pour une reconstruction d'image plus précise. Deuxièmement, toutes les données d'acquisition d'une séquence d'images sont prises en compte lors de la génération de l'image finale, ce

qui permet aux statistiques d'émission totale de contribuer à la qualité de l'image finale.

Cependant, il faut souligner que la méthode nécessite un modèle précis des structures en mouvement et un schéma de suivi précis pour chaque type de mouvement potentiel. Toute variation du mouvement par rapport au modèle entraîne des erreurs dans l'image. L'inclusion de paramètres supplémentaires signifie une augmentation des temps de traitement.

1.4.3 Méthodes de correction basées sur l'image

Les méthodes de correction de mouvement basées sur les images sont menées dans l'espace image où les données d'acquisition de la respiration ont déjà été reconstituées en une séquence d'images ou déjà triées en images de grille. L'objectif des méthodes basées sur les images est d'aligner les images ou la séquence d'images à synchronisée sur l'image de référence, ce qui implique l'enregistrement de plusieurs images à l'aide de paramètres de déplacement de mouvement dérivés d'algorithmes d'enregistrement. Différents algorithmes de registration pour l'estimation de la matrice de transformation entraînent une application différente des méthodes basées sur l'image à la correction du mouvement telles que le flux optique et COM.

Un de ces algorithmes d'enregistrement appelé flux optique "optical flow" Klein et al (2016)[54] utilise l'acquisition d'émissions respiratoires par synchronisation pour corriger les images respiratoires reconstruites. Il est réalisé par un Modèle de mouvement affine à 12 paramètres pour l'enregistrement de différentes images respiratoires afin de former une somme composite d'une image synchronisée en mouvement, ce qui n'entraîne qu'une amélioration mineure à la résolution spatiale d'un scanner TEP. Ce type d'algorithme est bien adapté aux mouvements non rigides et peut donc être approprié pour les effets du mouvement respiratoire. Cette méthode consiste à additionner toutes les images correspondant à des cases temporelles individuelles dans l'enregistrement. Bien que les images d'émission d'image à synchronisation aient donné des résultats encourageants avec une méthode de flux optique similaire, les études cliniques doivent être validées davantage. En outre, la correction de l'atténuation n'a pas été abordée dans ce méthode Dawood et al (2005)[39]. He et al (1993) [40] ont proposé une méthode d'enregistrement élastique déformée qui est essentiellement similaire à une méthode de flux optique global. Cette méthode utilisait quatre conditions de similarité d'intensité, de transformation incrémentale, de lissage et de minimisation des erreurs pour réaliser l'enregistrement déformable. Cependant, cette méthode est sensible au bruit comme d'autres méthodes de flux optique similaires. Une autre méthode consiste à appliquer les paramètres de mouvement d'un système de suivi externe à des images fournies par un appareil respiratoire pour corriger le mouvement du poumon. Elle a défini une fonction objective consistant à la fois dans le degré de similarité entre une image de référence et une image déformée dans l'algorithme. Ue et al(2006)[44] ont obtenu des résultats encourageants lors d'études fantômes

et cliniques. Ledesma-Carbayo et al (2005)[49] ont fait état d'un algorithme alternatif d'enregistrement élastique qui a donné des résultats de correction encourageants. L'algorithme a été développé en utilisant un l'algorithme des fonctions de base des splines B spatio-temporelles qui a été validé avec des ensembles de données de CT et d'émission sysnchronisées du fantôme. De même, les fonctions de base des splines B ont été utilisées par Lamare et al (2007)[33] pour dériver des paramètres de transformation tenant compte du mouvement respiratoire à l'aide des images CT dynamiques du NCAT. De plus, Lamare et al (2007) [53] ont estimé le mouvement respiratoire selon un algorithme d'enregistrement affine qui était basé sur la maximisation de l'information mutuelle normalisée pour dériver les champs de transformation de la phase ou du mouvement respiratoire.

L'utilisation de l'enregistrement d'images pour la compensation du mouvement respiratoire pose des problèmes importants. Si les images d'émission par synchronisation produisent des images bruyantes, le résultat de l'enregistrement sera affecté. Le temps de calcul et la nécessité d'une intervention de l'opérateur sont également un problème, car la correction basée sur l'image fonctionne dans l'espace image et la reconstruction de chaque image est nécessaire car le vecteur de mouvement doit être estimé à partir des images reconstruites. En outre, l'enregistrement des images respiratoires est un problème plus complexe avec un mouvement non rigide que l'enregistrement des images du cerveau avec un mouvement rigide. Cela reste un défi dans l'application clinique [51].

Bundschuh et al(2007)[18] ont appliqué la technique COM sur 10 patients présentant des lésions pulmonaires pour détecter le mouvement crânien-caudal de la respiration. Les composantes de l'axe z de la COM au cours du temps ont été analysées et comparées aux courbes de respiration obtenues à l'aide d'une ceinture sensible à la pression. La détection du mouvement de la ceinture sensible à la pression correspondait bien à la détection du mouvement de la COM. Cependant, un inconvénient de cette méthode basée sur les données est la longueur du temps de calcul. Sur une station de travail à double processeur, avec un ensemble de données en mode liste de 10 minutes et un temps d'échantillonnage de 500 ms, le résultat prend environ 2,5 h de temps de traitement pour le rebinning et 15 h pour la reconstruction. D'autres méthodologies ont été mises au point, adaptées aux images combinées TEP/TDM. Dans ce cas, une image d'émission respiratoire moyenne et un scanner à l'arrêt sont utilisés en combinaison avec un algorithme d'enregistrement [55][8]. Ces approches peuvent être utiles pour minimiser les problèmes liés à la non-concordance entre les images de TEP et de CT pour l'utilisation de la CT dans la correction de l'atténuation des données d'émission. Cependant, l'imagerie répétée de la respiration nécessite une coopération importante de la part du patient. De plus, le volume auquel la respiration est retenue peut ne pas être constant dans le temps. D'autre part, des logiciels d'enregistrement d'images tels que AIR et SPM ont été utilisés pour le co-enregistrement dans les analyses d'images. Ils sont surtout utilisés comme outil pour identifier les régions fonctionnelles d'intérêt et estimer la matrice de translation sur les

images de reconstruction. Les images sont ensuite réajustées afin que le mouvement de l'image du patient soit corrigé [50][24] Cependant, elles ont des modèles de déformation à dimension limitée et, par conséquent, leur précision est limitée pour la correction des mouvements non rigides. Wu et al (2005) [49] ont constaté que le modèle entièrement déformable avec raffinement au niveau des voxels produit systématiquement une segmentation structurelle plus précise et une localisation du signal plus fiable que ne le font AIR ou SPM.

1.5 Techniques de correction reposant sur la synchronisation

La combinaison des données synchronisées peut se faire de différentes manières. Les unes visent à combiner par le biais d'un recalage les données synchronisées dans le but de reconstruire une image statique de haute qualité. Le recalage peut se faire avant ou pendant la combinaison des données synchronisées. Les autres visent à reconstruire chaque image de la séquence 4D en utilisant l'information de l'ensemble de la séquence. Elles conduisent à une série d'images de haute qualité. Des méthodes appartenant à ces différentes catégories sont détaillées dans les sections qui suivent.

1.5.1 Recalage et combinaison de l'information recalée

Recalage

La première étape de toutes ces méthodes est d'obtenir les paramètres de déformation entre une des images de la série (l'image de référence) et toutes les autres. Ces paramètres peuvent être obtenus par un recalage, élastique ou rigide, appliqué soit à la série d'images TEP synchronisées, soit à une série TDM 4D si celle-ci est disponible. La plupart des modèles utilisés pour représenter le mouvement respiratoire en TEP reposent sur les B-splines [56, 57, 58, 15], qui permettent de représenter un mouvement élastique avec un nombre réduit de paramètres. Des méthodes de flux optique peuvent également être utilisées [59]. Il est également possible d'effectuer un recalage quadri-dimensionnel (trois dimensions spatiales et une dimension temporelle), ce qui permet une certaine régularisation temporelle. Ledesma-Carbayo et al.[33] ont proposé un algorithme de segmentation basé sur un modèle B-spline 4D pour recaler une série d'images échographiques du cœur [60]. Leur approche a ensuite été appliquée aux séquences TEP synchronisées avec la respiration [61]. Un tel recalage permet de décrire de manière compacte l'ensemble du mouvement de la séquence. Par ailleurs, la régularisation temporelle le rend plus robuste aux éventuels artefacts des images à recaler. Un inconvénient de ce recalage est le temps de calcul : dans sa thèse [62], W. Bai rapporte que le recalage 4D d'une série de 8 images est environ 2,7 fois plus long que la somme des recalages 3D de chaque image sur une image de référence. Ce facteur passe à 19 si les

recalages indépendants de chaque image synchronisée sont parallélisés. Quant à l'amélioration de la précision apportée par ce recalage 4D, elle reste modeste : l'erreur commise sur la position diminue de 0,2 mm en moyenne, soit 10% *de la taille d'un voxel. L'intérêt de cette approche est donc limité. Une fois que les paramètres du mouvement sont connus, il est possible de les appliquer à l'information synchronisée à différents stades de son traitement : après reconstruction, avant reconstruction, ou pendant celle-ci.*

Sommation des images après reconstruction

Il est possible d'appliquer les paramètres de déformation aux images afin qu'elles soient toutes dans une position de référence [63][64]. Les images recalées sont ensuite sommées. Ce procédé n'est toutefois pas correct, d'un point de vue théorique, lorsque les images ont été reconstruites avec un algorithme itératif, ce qui constitue la méthode de référence à l'heure actuelle.

En effet, de tels algorithmes n'étant pas linéaires, la sommation des images reconstruites n'est pas équivalente à la sommation des données. Une approche alternative consiste donc à corriger les effets de mouvement sur les données brutes, soit avant, soit pendant la reconstruction.

Sommation des données brutes avant reconstruction

Si le modèle de mouvement est rigide, alors il peut être appliqué aux données brutes avant reconstruction[64, 16, 7]. En effet, ces données représentent le nombre de coïncidences détectées selon chaque ligne de réponse, ou LOR. Leur appliquer un modèle déformable, qui transformerait les lignes en objets courbes, n'aurait donc pas de sens. L'ensemble des données ainsi recalées, représentant un objet dans une seule position, peut ensuite être reconstruit par une méthode quelconque. Ces approches souffrent d'un inconvénient majeur : la contrainte de rigidité du mouvement, qui rend la modélisation du mouvement respiratoire très imprécise. Par ailleurs, Rahmim et al, dans [65], font remarquer que le fait de déplacer les LOR pour les replacer à la place qu'elles auraient occupé en l'absence de mouvement introduit des artefacts.

En effet, une telle approche ignore la modification de la géométrie de l'appareil d'imagerie qui devrait accompagner le déplacement des LOR. Ainsi, une LOR, une fois déplacée, peut ne correspondre à aucun couple de détecteurs et être tout de même prise en compte.

L'inverse se produit également : des LOR, qui auraient dues être détectées en l'absence de mouvement, ne l'ont pas été et ne sont donc pas prises en compte. La conclusion de ces auteurs est que le processus de reconstruction lui-même doit être adapté pour tenir compte du mouvement. Il doit également l'être lorsque l'on veut utiliser un modèle de mouvement élastique.

Sommation pendant la reconstruction

Ainsi se sont développé nombreux d'algorithmes de reconstruction incorporant le mouvement, rigide ou élastique. Dans [66] et [8], les algorithmes $ML-EM$ et OSEM sont modifiés pour incorporer un mouvement rigide. Bien que de tels algorithmes puissent être appliqués aux données list-mode ou en sinogramme, Rahmim et al. expliquent dans [47] que l'utilisation du format sinogramme peut introduire des artefacts.

En effet, le sinogramme est une discrétisation de l'espace des LOR. Quand une LOR est déplacée, elle doit être ré-échantillonnée afin d'être placée dans le sinogramme déplacé.

Le format list-mode, lui, utilise directement les coordonnées des deux détecteurs sous-tendant la LOR. Il n'est pas nécessaire d'effectuer un quelconque ré-échantillonnage. Ils conseillent donc d'appliquer les algorithmes de reconstruction incorporant une correction de mouvement aux données list-mode.

Ces deux études ont été validées sur des fantômes animés d'un mouvement rigide et montrent que l'incorporation de la correction de mouvement dans la reconstruction conduit à une augmentation du contraste (entre 17% *et* 50%*) par rapport à la reconstruction des données brutes recalées. Le principal inconvénient de ces deux algorithmes de reconstruction est le modèle de mouvement rigide utilisé. Ce modèle est mal adapté au mouvement respiratoire.*

Dans [15] et [29], un mouvement élastique est intégré aux algorithmes de reconstruction $OPL-EM$ et $ML-EM$ (décrits dans la section 1.2) sur données list-mode.

En notant g_i , $i = 1,...,I$ le nombre de coïncidences détectées selon la LOR i, S_{ij} la fraction de photons émis par le voxel j selon la LOR i, et f_j, $j = 1,...,J$ la concentration de radiotraceur dans le pixel j de l'objet à reconstruire, le problème tomographique peut être vu comme un problème linéaire

$$g = Sf \tag{1.3}$$

Cette équation peut être adaptée au mouvement respiratoire. L'équation (1.3) peut alors s'écrire :

$$g_k = S^k f_k \tag{1.4}$$

$$g_k = S^k M_k f \tag{1.5}$$

en notant f l'image à la position de référence (souvent choisie comme la position 1) et M_k l'opérateur représentant le déplacement entre cette position et la position k.

Pour peu que les matrices M_k soient connues, il est alors possible d'adapter tous les algorithmes de reconstruction itérative à ce nouveau modèle. Ainsi, l'incorporation de la correction de mouvement à l'algorithme OPL-EM donne lieu à l'algorithme suivant, développé dans [45] :

$$f_j^{n+1} = \frac{f_j^n}{\sum_{j=1}^{k}\sum_{i=1}^{I}(S^k M_k)_{ij}} \sum_{k=1}^{k} \sum_{n \in I_{det_n}} (S^k M_k)_{ij} \frac{1}{\sum_l (S^k M_k)_{il} f_l^n} \tag{1.6}$$

où, à chaque itération, seule une portion de l'ensemble I_{det} des LOR selon lesquelles une coïncidence a été détectée[5] *est traitée, portion notée I_{det_n}. Les auteurs montrent que les images reconstruites selon cet algorithme ont un contraste de* 20% *à* 30% *supérieur à celui des images reconstruites indépendamment, recalées puis sommées.*

L'influence de l'incorporation de la correction de mouvement à la reconstruction sur la résolution, cependant, est plus faible.

En effet, la position et la taille des lésions mesurées sur les images reconstruites selon la formule (1.4) avaient moins de 10% *de différence avec celles mesurées sur les images recalées puis sommées après reconstruction. L'algorithme de reconstruction proposé dans [67] est similaire, à ceci près qu'il utilise toutes les données de l'ensemble I à chaque itération, et pas seulement une fraction I_{det_n}.*

Notons que si la correction est appliqué aux données au format list-mode, il est possible de faire un découpage temporel des données brutes arbitrairement fin.

Si, de plus, le mouvement est connu de manière continue (s'il a été détecté par une caméra infrarouge, par exemple), alors il est théoriquement possible de corriger chaque LOR détectée du mouvement dont elle est affectée. La qualité de la correction reste toutefois hautement dépendante de la qualité du recalage. Or, celui-ci peut être calculé soit sur les images synchronisées TEP, qui sont de très faible qualité, soit sur une série TDM 4D, qui n'a pas été acquise en même temps que les données TEP et dont le mouvement n'est donc peut être pas corrélé au mouvement recherché.

Afin de rendre cette correction plus robuste, plusieurs travaux proposent d'appliquer une correction locale au cours de la reconstruction [68],[67]. Seule la portion de l'image contenue dans une région d'intérêt sera corrigée du mouvement. Comme précédemment, notons f k la distribution de radiotraceur pendant la phase k du cycle respiratoire. Cette image peut être séparée en une partie contenant la région d'intérêt, f_k^{in}, et le reste de l'image, f_k^{out}, tel qu'illustré figure 1.6. L'avantage de cette séparation est que seul le mouvement dans cette région d'intérêt est nécessaire.

5. Rappelons que, dans un fichier list-mode, les informations sont rangées par événement dans l'ordre chronologique. Chaque ligne correspond à une coïncidence. L'ensemble I_{det}des LOR selon lesquelles une coïncidence a été détectée peut donc contenir plusieurs fois la même LOR si plusieurs coïncidences ont été détectées selon celle-ci.

Il est représenté par les matrices M_k^{in}, reliant la portion d'intérêt de l'image à la phase k du cycle respiratoire, f_k^{in}, à l'image de référence, f_1

$$f_k^{in} = M_k^{in} f_1 \tag{1.7}$$

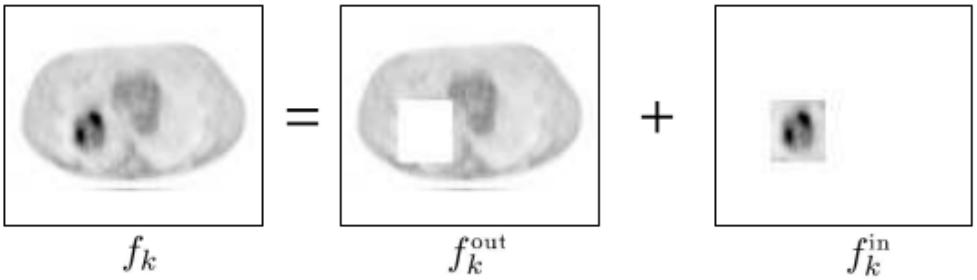


Figure 1.12 Séparation de l'image en deux parties pour une correction locale du mouvement respiratoire.

Le problème tomographique (1.1) devient alors :

$$g_k = S_k f_k \tag{1.8}$$

$$g_k = S_k(f_k^{in} + f_k^{out}) \tag{1.9}$$

$$g_k = S_k M_k^{in} f_1 + S_k f_k^{out} \tag{1.10}$$

et l'algorithme de reconstruction proposé par Qiao et al. dans[69] s'écrit :

$$\begin{cases} (f_1)^{n+1} & = \frac{(f_1)^n}{\sum_i (S_1 + \sum_k S_k M_k^{in})^T \mathbf{1}_{I\times 1}} \times (S_1^T \frac{g_1}{S_1 (f_1)^n} + \sum_k (S_k M_k^{in})^T \frac{g_k}{S_k M_k^{in} (f_1)^n + S_k (f_k^{out})^n}) \\ (f_2^{out})^{n+1} & = \frac{(f_2^{out})^n}{S_1^T \mathbf{1}_{I\times 1}} \times (S_1^T \frac{g_2}{S_2 M_2^{in} (f_1)^n + S_2 (f_2^{out})^n}) \\ . & \\ . & \\ . & \\ (f_k^{out})^{n+1} & = \frac{(f_k^{out})^n}{S_1^T \mathbf{1}_{I\times 1}} \times (S_1^T \frac{g_2}{S_k M_k^{in} (f_1)^n + S_k (f_2^{out})^n}) \end{cases} \tag{1.11}$$

où $\mathbf{1}_{I\times 1}$ est le vecteur-colonne de longueur I dont tous les éléments valent 1, et où les divisions de vecteurs doivent s'entendre terme à terme. A l'issue de la reconstruction, l'image finale est :

$$f = f_i^{in} + \frac{1}{K-1}\sum_{k=2}^{K} f_k^{out} \tag{1.12}$$

Il est donc nécessaire de calculer, non seulement l'image de référence, f 1, mais également toutes les images f_k^{out}. L'étape de reconstruction pour la correction locale est donc aussi longue que celle nécessaire pour corriger l'ensemble du champ de vue. L'avantage des méthodes locales est visible lors de l'étape de recalage. En effet, si la région d'intérêt est de taille réduite, et si les structures qu'elle contient sont animées d'un mouvement simple, ce mouvement peut être calculé de manière beaucoup plus rapide que le mouvement de la séquence entière et donner des résultats beaucoup plus exacts.

Cette méthode n'a par contre pas grand intérêt si la région d'intérêt est grande, ou si elle est animée d'un mouvement complexe. Toujours en vue de rendre la correction de mouvement plus robuste au recalage, il a également été proposé d'estimer au cours du même processus l'image reconstruite et les paramètres de mouvement. Dans [70] et [71], le problème de la reconstruction est écrit comme celui de la minimisation d'une fonction-coût, dont les inconnues sont l'image à reconstruire et les paramètres du mouvement, lequel est modélisé par une somme de fonctions splines.

Les minimisations par rapport à l'image et au mouvement sont réalisées alternativement. Comme beaucoup d'optimisations alternées faisant intervenir des fonctions non convexes, ces méthodes sont relativement sensibles à l'initialisation. De plus, leur convergence n'est pas garantie. Elles permettent cependant d'estimer un mouvement plus exact que celui estimé par le recalage des images TEP synchronisées.

Reconstruction 4D

Les méthodes décrites ci-dessus permettent d'obtenir une image statique contenant l'information de l'ensemble de la séquence. A l'issue de ce processus, toute information sur le mouvement respiratoire est donc perdue.

Pour la plupart des applications de la TEP, cette perte d'information ne pose pas de problèmes et ces méthodes sont tout à fait satisfaisantes. Il existe toutefois certaines applications de la TEP, comme la radiothérapie, où l'information de mouvement a une utilité.

Il pourrait alors être utile de reconstruire une série 4D d'images 3D, chacune étant de haute qualité. Cette application est toutefois relativement récente et n'utilise pas encore la reconstruction

4D.

La reconstruction 4D est surtout utilisée pour des applications en imagerie cardiaque[6].

La plupart des algorithmes de reconstruction utilisés dans ce domaine peuvent (et certains l'ont déjà été) être appliqués à la correction du mouvement respiratoire en TEP. Remarquons tout d'abord qu'une telle image 4D peut être obtenue par les méthodes de recalage et sommation de la section précédente, en considérant alternativement chaque image de la séquence comme image de référence.

Il est toutefois nécessaire d'effectuer un grand nombre de recalages, et autant de reconstructions qu'il y a d'images dans la séquence, ce qui rend ces méthodes peu adaptées. Une première classe de méthodes de reconstruction 4D applique un filtrage temporel au cours de la reconstruction. Dans, Lalush et al[21]. appliquent un algorithme de reconstruction par maximum a posteriori (voir section 1.2) à des données TEMP synchronisées à l'ECG. Cet algorithme contient un terme de régularisation, représentant la distribution de probabilité a priori de l'image à reconstruire. L'intérêt de l'approche de Lalush et al. est que cette distribution de probabilité est choisie comme un champ de Gibbs[7] *quadri-dimensionnel pénalisant les irrégularités à la fois spatiales et temporelles. L'intensité en chaque voxel est ainsi encouragée à être proche des intensités de ses voisins dans une même image, ainsi que des voxels à la même place que lui dans les images voisines.*

Ces approches permettent de réduire le bruit dans les images reconstruites. Cependant, elles risquent de pénaliser des images d'un objet bougeant très rapidement, pour lequel l'intensité en un voxel d'une image n'est pas forcément proche des intensités du même voxel dans les images voisines. Dans le contexte de la reconstruction dynamique, le filtrage peut être adapté à ce que l'on sait de la cinétique du radiotraceur. Dans le contexte de la correction de mouvement, il peut être adapté au mouvement [72].

Ces méthodes permettent d'introduire une régularisation spatiale et temporelle, tout en dégradant moins la résolution temporelle que les méthodes utilisant un filtrage temporel ne tenant pas compte du mouvement. Leur performance est toutefois dépendante de l'exactitude avec laquelle le

6. Le premier des domaines utilisant couramment des images 4D est l'imagerie dynamique TEP ou TEMP (tomographie d'émission monophotonique, une modalité d'imagerie proche de la TEP), qui a pour but d'étudier l'évolution de la distribution de radiotraceur dans les tissus au cours du temps.

Les acquisitions dynamiques sont principalement utilisées pour des localisations cérébrales dans le but d'étudier le flux sanguin, le taux de métabolisation du glucose ou le fonctionnement de neurorécepteurs. Il est également possible d'étudier le flux sanguin au cours du cycle cardiaque et diagnostiquer des défauts d'irrigation du muscle cardiaque.

La reconstruction 4D est aussi appliquée aux acquisitions TEMP synchronisées à l'ECG, réalisées en effectuant un examen TEMP en même temps qu'un électrocardiogramme. La reconstruction des images synchronisées fournit une séquence montrant l'état de la perfusion myocardique à différentes phases du cycle cardiaque.

7. Les champ de Gibbs sont souvent utilisés pour représenter des distributions de probabilité d'images.

Ils supposent que la probabilité conditionnelle locale en un voxel n'est fonction que du voisinage du voxel considéré. Autrement dit, l'intensité en chaque voxel ne dépend que des intensités des voxels voisins.

mouvement est connu. Il est également possible d'utiliser une analyse en composantes principales (ACP) pour débruiter la série 4D. L'ACP est une méthode d'analyse des données très proche de la décomposition en valeurs singulières. Son application à une série d'images 4D permet de la décomposer en un petit nombre d'images principales, décorrélées les unes des autres. Ce sont des vecteurs propres. En ne considérant que ceux dont la valeur propre associée est la plus élevée, il est possible de débruiter la série sans avoir besoin d'expliciter le mouvement. Enfin, une dernière classe de méthodes de reconstruction 4D cherche à reconstruire la série d'images comme une somme pondérée de fonctions de base.

Ces fonctions peuvent être dérivées d'un modèle dynamique, décrivant la cinétique du radiotraceur ou le mouvement cardiaque, selon l'application visée. Elles peuvent également être choisies comme des fonctions simples, couramment utilisées pour l'interpolation (fonctions image, B-splines,...).

Dans ces deux cas, la reconstruction a pour but d'estimer les pondérations de chaque fonction.

Enfin, les fonctions de base peuvent être déduites des données elles-mêmes, soit à partir d'une analyse en composantes principales appliquée aux images reconstruites indépendamment les unes des autres, soit pendant la reconstruction. Cette dernière aura alors pour but de trouver à la fois les fonctions de base et leurs coefficients.

Cette approche, développée par Reader et al. dans [37], consiste à estimer alternativement les fonctions de base et leurs pondérations. Grotus et al. ont adapté cette méthode de reconstruction 4D en TEP synchronisée avec la respiration [73].

L'avantage de ces méthodes est qu'il est inutile d'estimer le mouvement. L'inconvénient est le compromis biais/variance, commun à tous les modèles : le nombre et la complexité des fonctions de bases doivent être choisis avec soin. Un modèle basé sur des fonctions de base très simples et/ou peu nombreuses sera nécessairement biaisé ; un modèle basé sur un grand nombre de fonctions de base, ou des fonctions complexes, déduites des données, aura une variance élevée.

1.6 Évaluation des méthodes de prise en compte du mouvement respiratoire en TEP

Une première évaluation des méthodes de compensation du mouvement respiratoire peut être visuelle, en vérifiant par rapport aux images TEP non synchronisées à la respiration que le flou cinétique est réduit, que le volume apparent des tumeurs est plus petit et que la fixation apparente du radio-traceur est plus grande.

Cependant, une caractérisation plus précise des performances des méthodes de compensa-

tion du mouvement respiratoire est nécessaire. Cette caractérisation nécessite de définir des figures de mérite sensibles aux biais introduits par la respiration dans les images TEP.

1.6.1 Contraste

Il existe différentes définitions du contraste dans le domaine du traitement d'images.Une définition est le rapport d'intensité entre deux régions d'une image. En TEP, on définit aussi un index de recouvrement de contraste dans les cas où l'on connaît le contraste théorique :

$$RC = \frac{C_m}{C_T} \tag{1.13}$$

Dans l'équation précédente, C_m désigne le contraste mesuré sur les images reconstruites en TEP, C_T représente le contraste théorique. Le contraste théorique est notamment connu lors d'acquisitions TEP utilisant des fantômes ou lors de simulations numériques d'examens TEP. Idéalement, l'index de recouvrement de contraste vaut 1.

En présence de flou respiratoire lors de l'acquisition TEP, le contraste mesuré C_m est sous-estimé et l'index de recouvrement de contraste RC est donc inférieur à 1. L'utilisation de la synchronisation respiratoire lors de l'acquisition TEP permet d'obtenir une valeur de RC plus proche de 1. Si la valeur du contraste théorique est inconnue, comme c'est le cas pour des acquisitions TEP cliniques, le contraste mesuré C_m est utilisé. On constate alors une augmentation de C_m lorsque l'acquisition TEP est synchronisée à la respiration.

Afin de mesurer le contraste, il est donc nécessaire de définir des régions d'intérêt sur les images TEP et de calculer la valeur moyenne ou la valeur maximale dans ces régions. L'inconvénient de la valeur moyenne est qu'elle peut être affectée par l'effet de volume partiel. La valeur maximale est quant à elle affectée par le bruit dans les images.

1.7 Conclusion

Comme indiqué précédemment, les techniques existantes de compensation du mouvement respiratoire, y compris la synchronisation et la correction du mouvement, sont mises en œuvre à différents stades de la procédure d'imagerie TEP comme le montre la figure 1.1. Les techniques de synchronisation des mouvements respiratoires mises en œuvre par les systèmes de surveillance externes et les méthodes fondées sur des données ont été démontrées par plusieurs groupes, ce qui permet une quantification plus précise des tumeurs. Bien que les dispositifs externes de détection des mouvements puissent fonctionner en temps réel, la nécessité d'un matériel supplémentaire et d'un étalonnage des données limite leur popularité dans les applications cliniques. Les méthodes intrinsèques actuelles basées sur les données n'utilisent aucun matériel ; elles impliquent cependant souvent des algorithmes complexes ou un fonctionnement dans l'espace image, et ajoutent un temps supplémentaire important à la "chaîne" d'imagerie. En effet, la synchronisation et la reconstruction d'une seule phase respiratoire produisent des images très bruyantes, de nombreux efforts ont été faits pour développer des méthodes d'alignement de toutes les phases sur la phase de référence afin d'améliorer les statistiques . La majorité des techniques disponibles qui utilisent une matrice de transformation dérivée pour la correction du mouvement sont limitées par l'utilisation d'algorithmes d'enregistrement complexes pour estimer les paramètres de mouvement sur les images reconstruites, ce qui présente certaines limites dans l'application pratique de ces techniques. Malgré le fait que la plupart des techniques examinées ici pour la synchronisation et la correction fournissent des résultats prometteurs pour la compensation du mouvement respiratoire, leur validation a été effectuée principalement avec des ensemble de données. Il est donc nécessaire de déterminer plus précisément la précision et la robustesse des méthodes et leur applicabilité en tant qu'outil clinique pratique d'usage courant. L'exigence d'utilité clinique a motivé la mise au point d'une nouvelle méthode de compensation de mouvement respiratoire en utilisant une méthode basée sur les données. Les méthodes SSG et CSG validées dans le cadre de la thèse et décrites dans les chapitres suivants utilisent des données en mode liste et sont potentiellement applicables dans la chaîne d'acquisition/reconstruction d'images.

CHAPITRE 2 Matériel et Méthodes

2.1 Introduction

Il est proposé d'exploiter les propriétés de la sensibilité géométriques de la TEP 3D pour compenser efficacement le mouvement respiratoire dans l'imagerie TEP. Les variations de la fréquence des événements dues à une sensibilité géométrique non uniforme seront utilisées comme substitut du mouvement respiratoire.

Par cette méthode, les phases du mouvement respiratoire ou les déplacements axiaux dus au mouvement respiratoire peuvent être déterminés à partir de la variation du nombre d'événements d'images si les données d'acquisition sont triées en images dynamiques. En se basant sur cette hypothèse, deux méthodes spécifiques de compensation et de correction du mouvement respiratoire ont été proposées : respectivement la Synchronisation de la Sensibilité Géométrique (SSG) et la Correction de la Sensibilité Géométrique (CSG). Deux étapes ont été entreprises pour tester les hypothèses proposées :

Tout d'abord, des logiciels de simulation ont été utilisés pour valider et tester l'hypothèse avant d'envisager des études cliniques.

Le formalisme défini au section 1.4.1 et au chapitre 2.3 pour les SSG et les CSG est une technique de traitement des données en mode liste. L'implication clinique pratique est que ni le SSG ni le CSG ne sont possibles si l'acquisition TEP n'est pas effectuée en mode liste

2.2 Principes de base de l'émission de positrons Tomographie

La tomographie par émission de positons (TEP) est une technique d'imagerie médicale qui utilise des molécules métaboliques marquées par la radioactivité pour examiner les fonctions physiologiques et biochimiques du corps humain. Pour cela, il exploite le principe dit du traceur, découvert par George de Hevesy au début des années 1900[74].

Il décrit le fait que les isotopes radioactifs ont les mêmes propriétés chimiques que leurs homologues non radioactifs et participent donc aux fonctions métaboliques de la même manière.

Par conséquent, les substances qui participent aux fonctions métaboliques sont étiquetées et administrés au patient. Par exemple, l'émetteur de positrons Fluor-18 peut être utilisé pour marquer le deoxyglucose comme uorodeoxyglucose ($^{18}F-FDG$)[74].

La distribution métabolique d'une telle substance dans l'organisme peut alors être reconstituée à partir de la détection du rayonnement qui s'échappe de l'organisme. Comme même de petites quantités de radioactivité peuvent être facilement détectées, seule une quantité infime de la substance est nécessaire, ce qui signifie que les fonctions corporelles ne sont pas inutiles.

L'examen d'un large éventail de processus biologiques n'a été possible qu'avec l'aide de l'invention du cyclotron par Ernest Lawrence dans les années 1930, permettant la production artificielle de radionucléides à vie courte. Le développement des premiers appareils d'imagerie TEP dédiés tels que nous les connaissons aujourd'hui remonte au début des années 1970, avec une production commerciale à la fin des années 1970.

Ce chapitre décrit les concepts de base nécessaires à la compréhension de l'imagerie TEP, de la désintégration de la radioactivité et du processus de détection à la correction des données et aux méthodes de reconstruction des images[75].

2.2.1 Généralité

La TEP repose sur le principe physique de l'émission de positons. Les atomes émetteurs de positons β^+ n'existent pas à l'état naturel. Il est donc nécessaire de les produire afin de pouvoir les utiliser en TEP. Les éléments radioactifs émetteurs de positons les plus utilisés sont le Fluor 18 (^{18}F), le Rubidium 82 (^{82}Rb), et dans une moindre mesure le Carbone 11 (^{11}C) l'Oxygène 15 (^{15}O) et l'azote 13 (^{13}N).

Ils sont produits par un cyclotron et se distinguent notamment par leur période radioactive et par leur parcours moyen dans la matière (tableau 1). Seul le fluor 18 peut être produit à distance du lieu d'utilisation car sa période radioactive est d'environ 2 heures, ce qui laisse le temps de l'acheminer depuis son lieu de production jusqu'à son lieu d'utilisation. De plus, le parcours moyen du positon émis par le fluor 18 est le plus faible parmi les 5 radioéléments présentés. Le positon émis par la désintégration du Fluor 18 pourra ainsi être localisé avec une précision plus grande que les positons émis par les autres radioéléments cités dans le tableau 2.1[76].

Tableau 2.1 Caractéristiques des radioéléments émetteurs de positons les plus fréquemment utilisés en TEP.

Radioélément	Période radioactive(min)	Parcours du positon dans l'eau (mm)	
		Maximal	Moyen
^{11}C	20.4	4.1	1.1
^{13}N	9.96	5.1	1.5
^{15}O	2.03	7.3	2.5
^{18}F	109.8	2.4	0.6
^{82}Rb	1.25	14.1	5.9

Positon – annihilation

La désintégration du ^{18}F obéit à la transformation suivante :

$$^{18}F \longrightarrow {}^{18}O + \beta^{+} + \nu \tag{2.1}$$

La désintégration β^{+} donne ainsi lieu à la création d'un positon $(+)$, d'un atome d'oxygène 18 et d'un neutrino. Le positon va ensuite s'annihiler avec un électron pour former 2 photons gamma(γ) d'énergie 511 keV émis à environ $180\,\mathrm{deg}$ *l'un de l'autre. Ces 2 photons γ sont la base de l'imagerie TEP : le tomographe a pour but de détecter des photons en coïncidences (1.2.2). Les 2 photons γ sont en fait émis à* $180\,\mathrm{deg} \pm 0,25\,\mathrm{deg}$ *l'un de l'autre, ce qui entraîne une légère perte de résolution spatiale lors de cette détection[77].*

Plusieurs phénomènes physiques interviennent dans la détection de ces 2 photons γ. Ces phénomènes sont décrits dans les paragraphes suivants.

Effet photoélectrique

L'effet photoélectrique correspond à l'absorption d'un photon suivie de l'émission d'un photoélectron d'énergie $E_i - E_l$, où E_i est l'énergie du photonγ incident et E_l l'énergie de liaison de l'électron qui interagit avec le photon incident[78].

2.2.2 Effet Compton

La diffusion Compton correspond à la déviation d'un photon γ faiblement à un atome. Cet effet est illustré par la figure 2.1.
L'énergie du photon γ suite à cette diffusion est donnée par :

$$E' = \frac{E}{1 + \frac{E}{m_e c^2}(1 - \cos\theta} \tag{2.2}$$

E est l'énergie du photon incident, E' l'énergie du photon diffusé, l'angle de diffusion θ du photon, et $m_e c^2$ l'énergie de l'électron au repos, soit 511 keV[36].

2.2.3 Effet Rayleigh

L'effet Rayleigh est une diffusion élastique d'un photon sur un atome. Le photon incident, après déviation d'un angle θ de sa trajectoire initiale, ne perd donc pas d'énergie. L'influence de l'effet Rayleigh est faible sur les photons d'annihilation détectés en TEP.

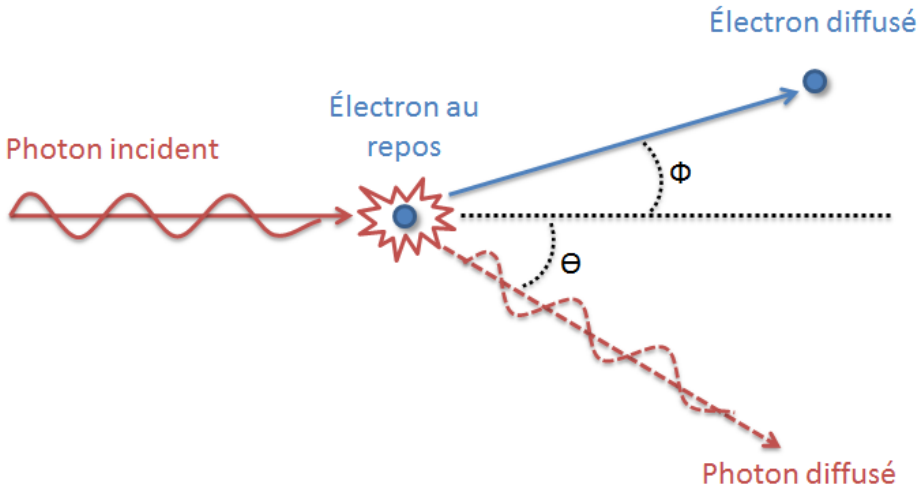


Figure 2.1 Principe de la diffusion Compton.

2.2.4 Atténuation – modèle du coefficient linéique

Les photons γ issus de l'annihilation du positon avec un électron peuvent être absorbés par la matière qu'ils traversent après interaction photoélectrique, précédée ou non d'une ou plusieurs interactions Compton. Ce phénomène peut être décrit par l'équation suivante qui définit le nombre de photons après atténuation par un matériau suivant une ligne de longueur L :

$$N = N_0 \exp(-\int_0^L \mu(l)dl) \tag{2.3}$$

N_0 est le nombre de photons pénétrant le matériau avant l'atténuation et μ est le coefficient d'atténuation linéique (par interaction photoélectrique et Compton) du matériau, qui dépend de sa densité à la position l et de l'énergie du photon incident[30].

2.3 simulation de données d'acquisition de TEP

La simulation joue un rôle de plus en plus important dans les études de recherche en imagerie. Elle est devenue un outil important et indispensable qui complète les dérivations théoriques, les méthodes expérimentales et les études cliniques dans la recherche et le développement de l'imagerie médicale.

Un aspect essentiel de la simulation consiste à disposer d'un fantôme ou d'un modèle réaliste de l'anatomie et des fonctions physiologiques du sujet, et les données d'imagerie du sujet peuvent ensuite être générées à l'aide d'un modèle physique précis du système de caméra ou du fantôme.

L'avantage d'utiliser un fantôme, la géométrie de la source, le processus de détection et la géométrie de la caméra dans les études de simulation est que toute la modélisation simulée est construite selon l'anatomie et les fonctions physiologiques exactes connues, ou les processus chimiques et physiques.

Ainsi, la simulation fournit un étalon-or ou "vérité" qui peut être utilisé pour étudier de nouvelles techniques telles que les dispositifs d'imagerie, l'acquisition de données, le traitement des images et les algorithmes de reconstruction. En raison de la complexité inhérente à ces fantômes, le temps de calcul d'une méthode analytique est trop long pour qu'ils puissent être utilisés. Les simulations de Monte Carlo calculent une estimation statistique de la réponse pour les fantômes complexes en utilisant la puissance de calcul actuellement disponible. Les simulations de Monte Carlo sont devenues un outil d'évaluation essentiel pour les développements de la tomographie par émission.

On utilise généralement les techniques de Monte Carlo, où une solution est déterminée par un échantillonnage pseudo-aléatoire des probabilités d'interaction des particules quantiques individuelles, jusqu'à ce qu'une estimation statistique de la réponse soit obtenue avec un intervalle de confiance suffisamment petit. Dans cette recherche, les mouvements respiratoires ont été étudiés par simulation Monte Carlo à l'aide des logiciels GATE (Geant4 Application Tomographic Emission) et NCAT (NURBs [Non Uniform Rational B-Splines] Cardiac Torso) [1].

GATE est une boîte à outils conçue pour la simulation Monte Carlo de la TEP et de la TEMP en médecine nucléaire [54]. NCAT a été développé pour fournir un modèle réaliste et flexible de l'anatomie et de la physiologie humaine pour une utilisation dans la recherche en imagerie de médecine nucléaire [79]. Il offre la possibilité de spécifier les données dans différentes phases respiratoires. La combinaison de GATE 4D NCAT permet d'étudier de nombreuses configurations pour la synchronisation et la correction des mouvements respiratoires avant de les valider par des mesures cliniques [14] [80].

2.3.1 Système de coordonnées

Dans cette recherche, le système de coordonnées cartésiennes a été utilisé pour les études sur les fantômes et les études cliniques. Le centre du système de coordonnées est situé au centre du scanner TEP, comme indiqué sur la figure 2.2. Observé depuis la table de support du scanner

1. La spline à base rationnelle non uniforme (NURBS) est un modèle mathématique couramment utilisé en infographie pour générer et représenter des courbes et des surfaces. Il offre une grande flexibilité et une grande précision pour le traitement des formes analytiques (surfaces définies par des formules mathématiques communes) et modélisées. Les NURBS sont couramment utilisés dans la conception assistée par ordinateur (CAO), la fabrication (FAO) et l'ingénierie (IAO) et font partie de nombreuses normes industrielles, telles que IGES, STEP, ACIS et PHIGS. Les outils NURBS se trouvent également dans divers logiciels de modélisation et d'animation 3D.

TEP, l'axe des x augmente de droite à gauche, l'axe des y augmente de bas en haut et l'axe des z augmente avec la distance de l'observateur.

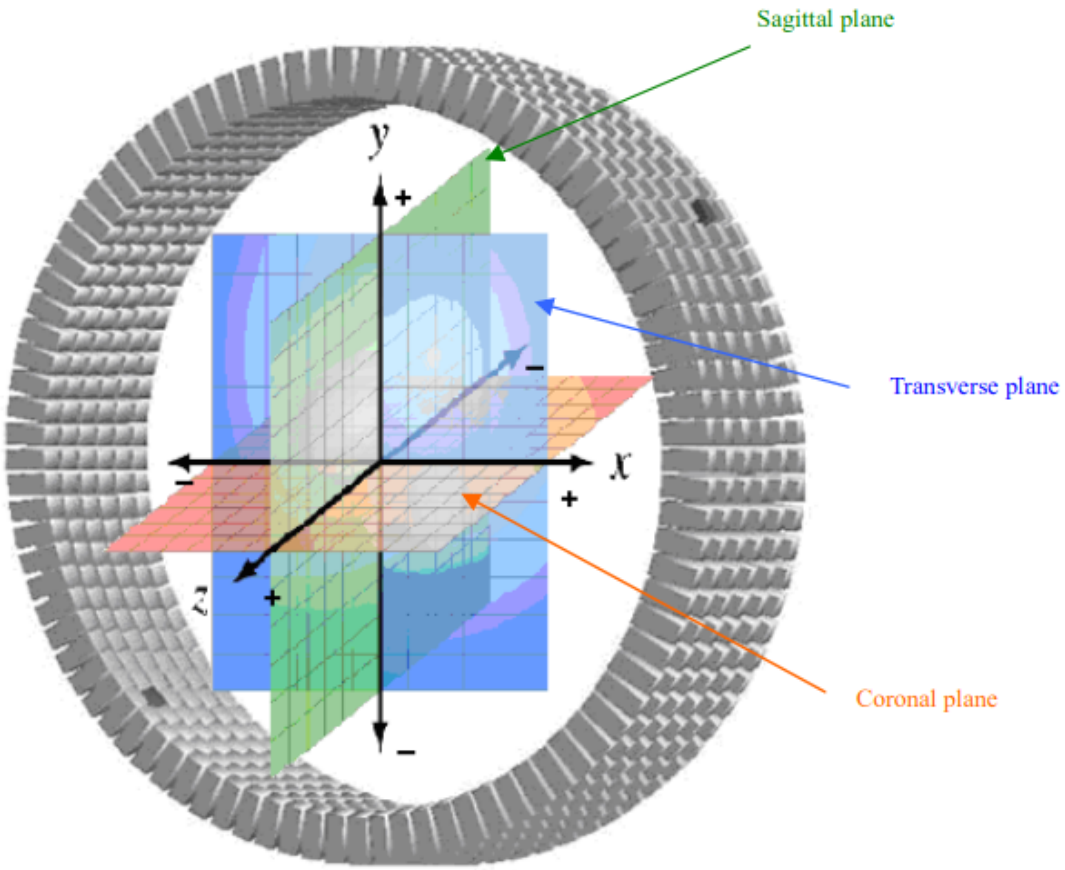


Figure 2.2 Système de coordonnées du patient dans la géométrie du scanner TEP.

2.3.2 Imagerie TEP pour la simulation de Monte Carlo

2.3.3 Systéme de détection Siemens ECAT Exact HR^+ PET Scanner

Ce tomographe, produit de CTI depuis 1996 (Knoxville, TN, USA)[58], fait toujours partie des systèmes d'acquisition les plus performants à ce jour. Il est largement utilisé aussi bien pour des études cliniques que dans le cadre de protocoles de recherche. Le système de détection est composé de 4 couronnes de 72 modules de Oxyorthosilicate de Lutetium (LSO) définissant un rayon intérieur de 82,7 cm.

Chaque module est divisé selon une matrice carrée de 64 cristaux de détection de dimension $4,05mm \times 4,39mm \times 30mm$ $(axial \times profondeur\ mm^3)$ *séparés par des incisions de 0,46 mm.*

Quatre photomultiplicateurs par module sont utilisés afin de décoder la position et l'énergie des photons γ.

Un total de 24 contrôleurs arbitrent les informations transmises par l'ensemble des modules(1 contrôleur pour 12 modules) avec un cycle de 256 ns. Ces contrôleurs envoient les évènements sélectionnés aux processeurs de coïncidences. Le système complet est donc constitué de 32 couronnes de 576 cristaux, permettant ainsi d'imager simultanément 63 coupes transaxiales de 2,425 mm (soit un champ de vue axial de 155,2 mm). Le tomographe permet l'acquisition en mode tridimensionnel (sans septum) ou bien en mode 2D où de fins septa de tungsten viennent se positionner entre chaque couronne de cristal $(paisseur = 0,8mm, profondeur = 66,5mm)$.

Les paramètres d'acquisition recommandés sont : $span = 9$ *et* $mrd = 22$ *en 3D, et* $span = 7$ *et* $mrd = 15$ *en 2D ;* $lld = 350$ *;* $uld = 650$ *; fenêtre de concidence* $= 12ns$.

En utilisant ces paramètres, l'ensemble des projections forment 239 sinogrammes en 3D et 63 sinogrammes en 2D, chacun d'eux étant constitué de 288 éléments de 2,25 mm vus selon 288 angles de vue. Les données de transmission (mesure à vide, transmission) sont réalisées en 2D en utilisant un système rotatif de ligne émettrices de ^{68}Ge *[81].*

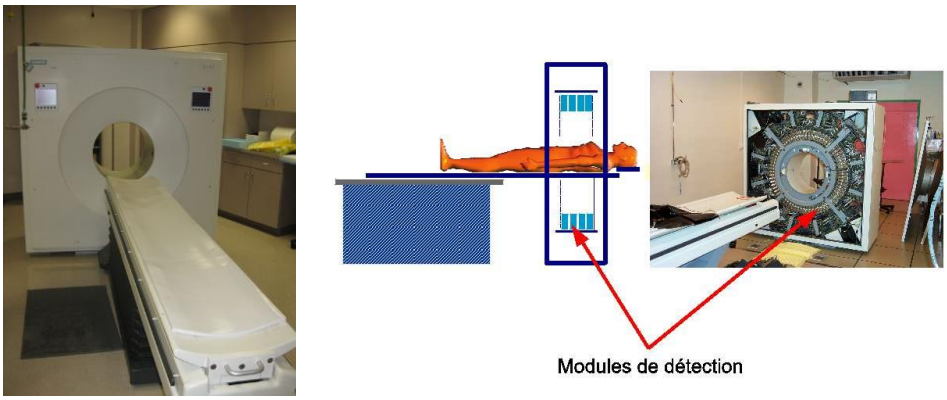


Figure 2.3 Photo du tomographe Siemens $ECATExactHR+PET$ Scanner et représentation schématique.

Principes de détection

En sortie des tubes photomultiplicateurs, un circuit électronique permet d'associer les photons γ d'annihilation en paires, chaque paire incluant 2 photons γ supposés provenir de la même annihilation. Pour cela, une fenêtre temporelle définit l'intervalle de temps pendant lequel 2 photons γ sont identifiés comme formant une paire, appelée coïncidence [2]*. Le principe de fonctionne-*

2. Si plus de deux photons, provenant de plusieurs annihilations simultanées, sont détectés dans la même fenêtre temporelle, ils sont ignorés.

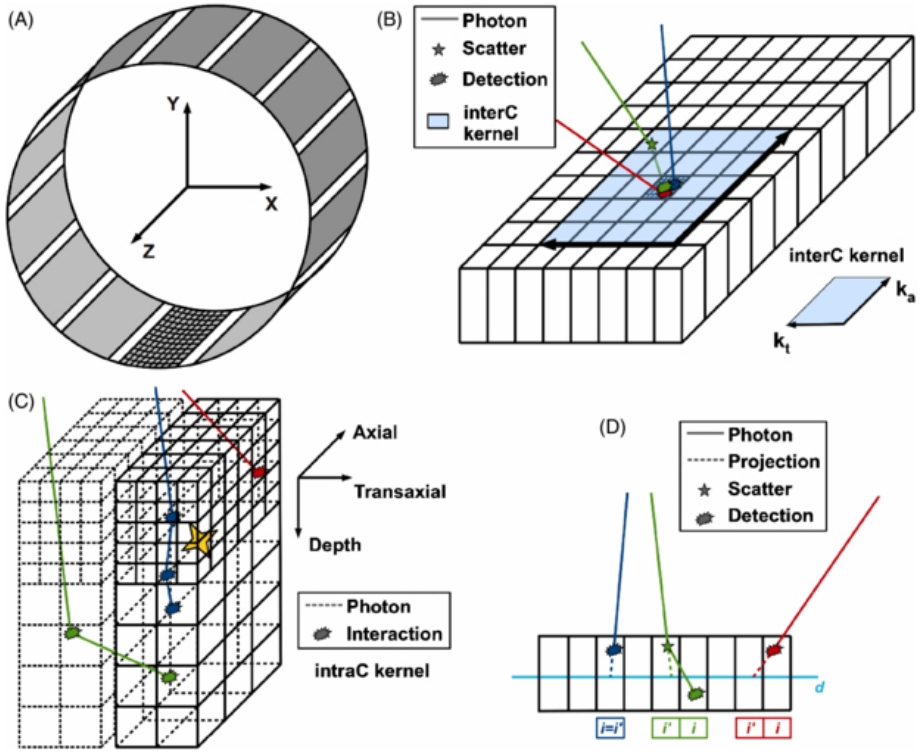


Figure 2.4 Illustration géométrique de l'agencement des cristaux, des blocs de détection et des boucliers de plomb (en transparence) du tomographe TEP Siemens

ment de cette fenêtre temporelle est illustré sur la figure 2.5 [56].

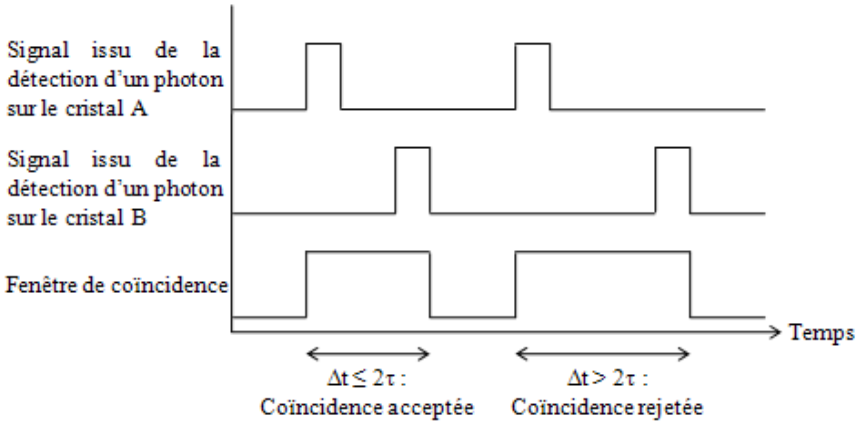


Figure 2.5 Principe de la fenêtre temporelle de coïncidence.

Idéalement, l'énergie des photons γ à l'entrée des cristaux est de 511 keV s'ils n'ont subi aucune interaction avec des atomes donnant lieu à une perte d'énergie. En raison de la résolution

énergétique limitée des scintillateurs, on définit un intervalle énergétique dans lequel les photons détectés sont acceptés. Pour le Siemens ECAT Exact HR$^+$ PET Scanner, cet intervalle est compris entre 210 keV et 665 keV.

En théorie, la majorité des photons γ dans le champ de vue du tomographe proviennent d'une annihilation d'un positon avec un électron et sont émis approximativement à $180\,\mathrm{deg}$ *l'un de l'autre, formant ainsi une coïncidence au niveau des détecteurs. En pratique, il existe d'autres types de coïncidences, décrits dans les paragraphes suivants et illustrés par la figure 2.6 [82].*

Conception du détecteur

La conception et la disposition des blocs détecteurs, ainsi que le choix des scintillateurs et des photodétecteurs sont essentiels à la performance d'un scanner TEP. Tout d'abord, des aspects différents doivent être pris en compte dans le choix du matériau du scintillateur. Le tableau 2.2 énumère les propriétés des scintillateurs inorganiques les plus couramment utilisés[83]. Une haute densité et un nombre atomique élevé sont importants pour une bonne écience de détection, tandis qu'une constante de désintégration minimale est nécessaire pour une bonne résolution temporelle et une capacité de taux de comptage élevé.

De plus, le rendement lumineux doit être maximal et homogène pour obtenir une résolution énergétique optimale, ce qui permet de distinguer le rayonnement diffusé dans le corps du patient de celui non diffusé. La longueur d'onde d'émission doit correspondre à la réponse du photodétecteur. Le L'indice de réfraction doit se situer dans la même plage que celle de la fenêtre d'entrée et du matériau d'accouplement afin d'éviter la révélation de la lumière. Autres aspects à considérer pour la pratique, la robustesse mécanique du matériau et l'aptitude à l'emploi de l'acier sont des facteurs déterminants de l'utilité du matériau est hygroscopique ou non. Il n'y a pas de scintillateur idéal et le choix du matériel doit être fabriqué dans le but spécifique[42].

Pour la conception globale d'un scanner TEP, trois géométries de base sont utilisées (Fig. 2.4). D'une part, les grands détecteurs continus en NaI(Th) peuvent être construits à faible coût en raison du faible prix du scintillateur et de l'utilisation de moins de canaux électroniques grâce à l'excellent rendement lumineux [65].

De l'autre à la main, des détecteurs à cristaux discrets placés sur un anneau ou plus performants. Ils ont une sensibilité plus élevée parce que les scintillateurs avec une puissance d'arrêt plus élevée (par exemple BGO, LSO, ou GSO) peuvent être utilisés, et que la réduction de la taille des cristaux résulte pour une meilleure résolution spatiale. De plus, la performance du taux de comptage est meilleure en raison d'un temps mort plus court et d'un effet d'empilement moindre. Dans le passé, la plupart des scanners TEP utilisaient l'acquisition 2D des données des coïncidences[84].

Tableau 2.2 Propriétés de quelques courants cristaux scintillateurs [8].

	NaI (Th)	Lu_2Si0_5 (Ce) (LSO)	$Bi_4Ge_30_{12}$ (BGO)	Gd_2SiO_5 (Ce) GSO
Densité	3.67	7.4	7.13	6.71
Nombre atomique effectif	51	65	75	59
Constante de désintégration	230	40	300	60
Rendement lumineux (% NaI(Th))	100	75	15	30
Longueur d'onde d'émission[nm]	410	420	480	430
Indice de réfraction	1.85	1.82	2.15	1.85

Par conséquent, seules les coïncidences détectées par deux cristaux sur le même anneau ou sur des anneaux directement voisins, c'est-à-dire la même position axiale, ont été enregistrées. Afin d'exclure les photons entrant dans le détecteur à partir d'angles obliques, les scanners avaient des septa inter-plans blindés en tungstène ou en plomb entre les anneaux cristallins. Cette approche a permis des données de projection 2D qui pourraient être reconstruites avec la faible puissance de calcul disponible à l'époque. Elle a également limité les contributions de coïncidences éparses et aléatoires[85].

Avec les améliorations technologiques apportées au fil des ans, comme l'amélioration de la qualité de l'air et de l'eau. la résolution temporelle et énergétique et les ordinateurs plus puissants permettant une reconstruction 3D itérative, l'amélioration de la sensibilité apportée par l'inclusion de toutes les combinaisons de cristaux est devenue de plus en plus importante et, de nos jours, presque tous les scanners fonctionnent en mode 3D[86].

Coïncidences vraies

On appelle coïncidence vraie une coïncidence correspondant à la détection d'une paire de photons γ résultant de la même annihilation dans un intervalle de temps inférieur à celui de la fenêtre temporelle décrite précédemment et lorsque l'énergie des photons γ appartient à l'intervalle compris entre 410 keV et 665 keV (définition propre au Gemini GXL). Le seuil inférieur de cet intervalle énergétique est supérieur à celui défini dans le paragraphe précédent (210 keV) de manière à exclure une partie des photons γ d'annihilation dont l'énergie est très inférieure à 511 keV qui correspondent à des photons diffusés. La droite joignant les centres de masse des 2 cristaux dans lesquels ces 2 photons γ ont été détectés est appelée ligne de réponse[4].

Coïncidences fortuites

Une coïncidence fortuite survient lorsque 2 annihilations positon-électron interviennent quasi-simultanément. Quatre photons γ sont ainsi émis, mais seulement 1 photon provenant de chacune des 2 annihilations est détecté. Si ces 2 photons γ sont détectés dans un intervalle de temps inférieur à celui défini par la fenêtre temporelle de coïncidence, cette situation donne lieu à la création d'une coïncidence où les 2 photons γ ne proviennent pas de la même annihilation positon-électron. Une coïncidence fortuite est détectée sur une ligne de réponse indépendante des lignes de réponse correspondant initialement aux 2 annihilations[23].

Coïncidences diffusées

Les coïncidences diffusées sont définies par la détection de 2 photons γ issus d'une même annihilation dans la fenêtre temporelle de coïncidence lorsqu'au moins 1 des 2 photons γ a subi une interaction Compton avant d'être détecté. Suite à cette interaction, le photon diffusé est dévié. Comme illustré sur la figure 2.5, la ligne de réponse qui correspond à une coïncidence diffusée est donc décalée par rapport à celle qui aurait été formée par la coïncidence vraie correspondant à cette annihilation[23].

Coïncidences multiples

Si plus de 2 photons γ sont détectés dans la même fenêtre temporelle de coïncidence, provenant de plusieurs annihilations positon-électron, il est impossible de savoir sur quelles lignes de réponse ont eu lieu les annihilations. Il s'agit de coïncidences multiples. La stratégie la plus simple pour traiter ce type de coïncidences est de les rejeter systématiquement. La manière dont elles sont gérées par le tomographe Siemens ECAT Exact HR$^+$ PET Scanner ne nous a pas été communiquée.

2.3.4 Types d'acquisitions : mode sinogramme ou mode liste.

Les coïncidences enregistrées en TEP peuvent être stockées sous 2 formats différents. Le plus couramment utilisé est le format sinogramme. Dans cette configuration, les coïncidences sont stockées dans une matrice indicée par les positions de chaque ligne de réponse. Les éléments contenus dans cette matrice représentent le nombre de coïncidences enregistrées sur chaque ligne de réponse. Le principal avantage du format sinogramme est qu'il stocke, dans la grande majorité des cas, les coïncidences de manière plus compacte que le format séquentiel présenté ci-après.

Il ne peut en revanche garder aucune information physique sur les coïncidences enregistrées (temps, énergie). Pour conserver ces informations, il faut utiliser le format séquentiel, qui est un

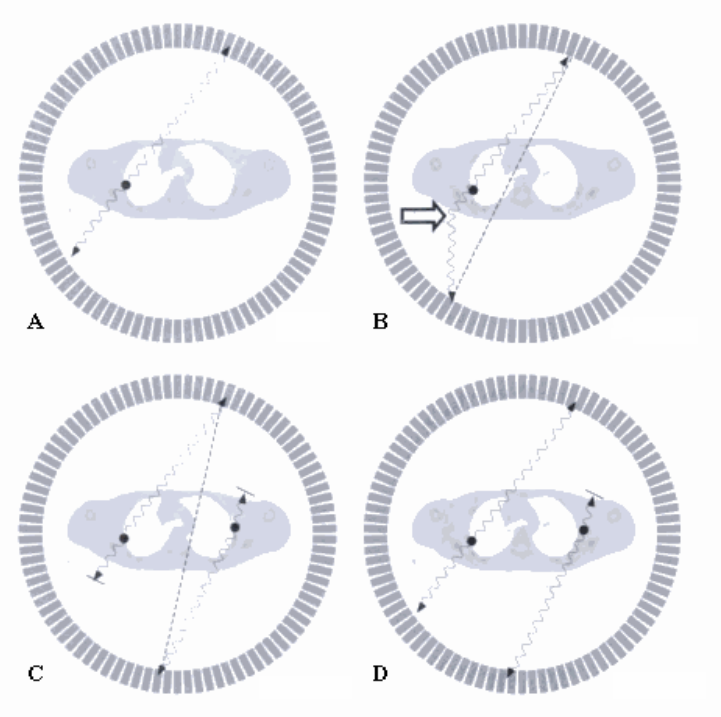


Figure 2.6 Différents types de coïncidences. A : coïncidence vraie. B : coïncidence diffusée. C : coïncidence fortuite. D : coïncidences multiples.

mode d'enregistrement où les coïncidences sont stockées indépendamment les unes des autres[87]. Ce format est indispensable dans le cas où les coïncidences doivent être triées suite à leur enregistrement. Le format séquentiel présente un inconvénient majeur : le fichier contenant les coïncidences peut être très volumineux et sa taille croît en fonction de la radioactivité dans le champ de vue du tomographe et en fonction de la durée de l'acquisition TEP.

Sinogramme bidimensionnel

En 2 dimensions (2D), les lignes de réponse correspondant aux coïncidences détectées sont repérées par les coordonnées (x_r, y_r) *(figure 2.6). Le changement de coordonnées de (x,y) à* (x_r, y_r) *est décrit par l'équation suivante :*

$$\begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\phi) & \sin(\phi) \\ -\sin(\phi) & cos(\phi) \end{bmatrix} \tag{2.4}$$

Conformément à la figure 2.6, la projection de l'objet suivant une ligne de réponse donnée

s'écrit :

$$p(x_r, \phi) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y)dy_r \tag{2.5}$$

où f(x,y) désigne la distribution radioactive dans le champ de vue pour une position axiale z donnée. L'ensemble des projections $p(x_r, \phi)$ pour toutes les distances x_r et tous les angles ϕ forment donc un sinogramme. Les projections sont stockées pour 0 $\phi \leq \pi$ étant donnée la symétrie décrite par l'équation :

$$p(x_r, \phi + \pi) = p(-x_r, \phi) \tag{2.6}$$

Les projections $p(x_r, \phi)$ répondent à la définition de la transformée de Radon en 2 dimensions de f(x,y).

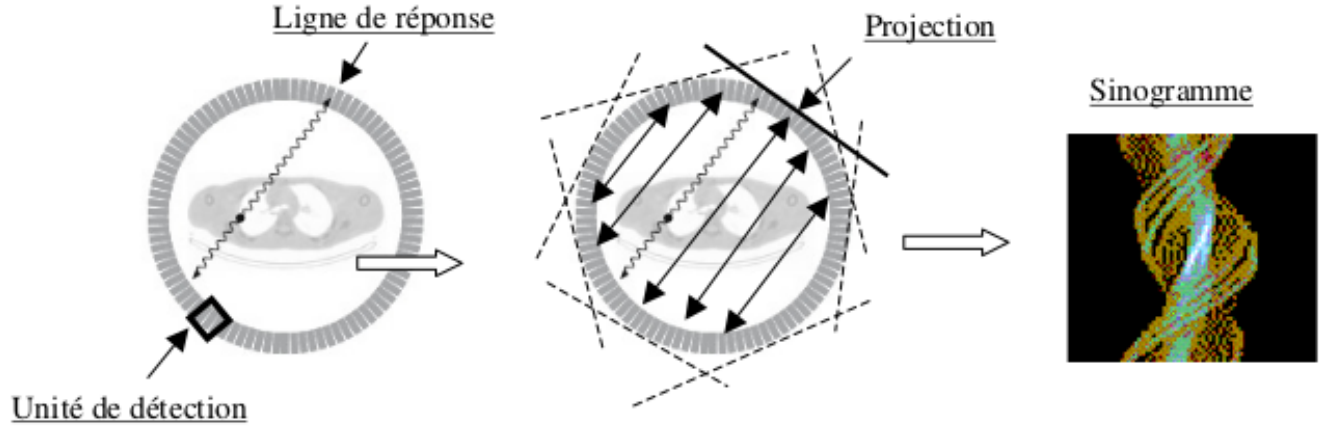


Figure 2.7 Projection de l'objet dans le champ de vue du tomographe et illustration des coordonnées qui définissent les lignes de réponses.

Sinogramme tridimensionnel

En 3 dimensions (3D), les lignes de réponse sont repérées par leurs coordonnées polaires (figure 2.8). Ces coordonnées sont liées aux coordonnées cartésiennes par l'équation suivante :

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\sin(\phi) & -\cos(\phi)\sin(\theta) & \cos(\phi)\cos(\theta) \\ \cos(\phi) & -\sin(\phi)\sin(\theta) & \sin(\phi)\cos(\theta) \\ 0 & \cos(\theta) & \sin(\theta) \end{bmatrix} \tag{2.7}$$

Les projections 2D de la distribution radioactive f(x,y,z) sont calculées dans le plan perpendiculaire à l'axe z_r :

$$p(x_r, y_r, \phi, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y,z)dz_r \tag{2.8}$$

Les sinogrammes contenant ces projections sont indexés par les coordonnées (y_r, ϕ). Par convention mathématique, y_r correspond à l'axe z du paragraphe précédent[23].

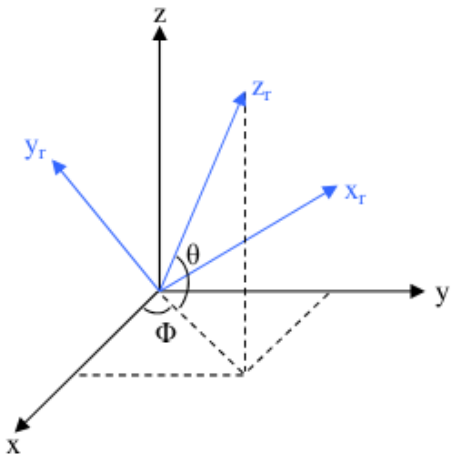


Figure 2.8 Passage des coordonnées cartésiennes en coordonnées polaires.

2.4 Simulations numériques d'examens TEP

Les simulations numériques d'examens TEP présentent plusieurs avantages. Elles permettent de générer des données TEP lorsqu'on ne dispose pas de tomographe. Comme décrit dans les paragraphes suivants, les paramètres d'entrée des simulations sont définis par l'utilisateur. La distribution radioactive est donc connue, facilitant ainsi l'évaluation des méthodes de reconstruction ou de traitement des images TEP. Le déroulement de simulations TEP est décrit dans les paragraphes suivants.

2.4.1 Simulations Monte-Carlo

Les méthodes Monte-Carlo ont à l'origine été développées pour calculer une valeur numérique à l'aide de tirages aléatoires [88][59], et notamment pour le calcul d'intégrales en dimension $N > 1$. Elles ont ensuite été utilisées pour le développement des armes nucléaires dans le but de résoudre les équations de Boltzmann décrivant le transport des particules.

Le principe des simulations Monte − Carlo appliquées à la physique des particules est donc de générer aléatoirement une série d'états consécutifs dans lequel se trouve une particule (électron, photon...), décrivant ainsi sa position, son énergie, sa probabilité de collision etc... Ces simulations peuvent également être utilisées pour reproduire des examens de médecine nucléaire tels que des acquisitions TEP.

Les particules dont le transport est alors modélisé sont les positons et les photons d'annihilation. Dans le contexte des simulations d'examens TEP, l'inconvénient majeur des simulations Monte-Carlo est qu'elles nécessitent un temps de calcul très grand[12].

2.4.2 Le logiciel GATE (Geant4 Application for Tomography Emmission)

Le logiciel Gate [20] a été développé à partir des librairies GEANT4 [2], qui décrivent les transports des particules dans la matière. GATE permet d'inclure un système de détection autour de la simulation des transports de particules réalisée par GEANT4. Il est aussi possible de reproduire de nombreuses caractéristiques des chaînes de détection des tomographes TEP, tels que la fenêtre temporelle de coïncidence, les temps morts des détecteurs, la ligne de retard pour l'identification de la distribution des coïncidences fortuites etc... [23][20].

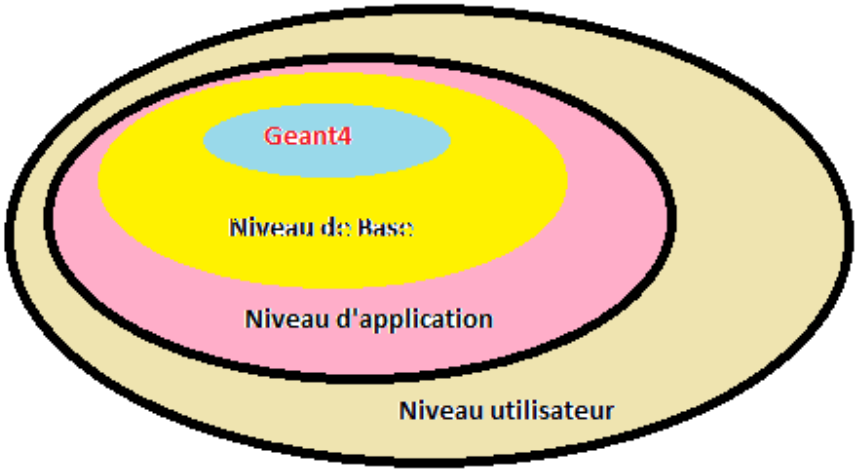


Figure 2.9 Structure de GATE contenant 4 niveaux : Geant4, noyau, application, utilisateur.

L'utilisation de GATE pour la simulation des mouvements respiratoires nécessite de comprendre la structure de GATE, les étapes de simulation et la manière de générer un fantôme géométrique et un fantôme voxélisé. GATE est un simulateur de caméra PET/SPECT qui est Open Source et développé sur Geant4 comme illustré dans la Fig.2.8 [51]. La couche centrale définit

les mécanismes de base disponibles dans GATE pour la définition de la géométrie, la gestion du temps, la définition de la source, la modélisation de l'électronique du détecteur, la sortie des données et, très important, les processus physiques impliqués dans les interactions des photons avec la matière, tels que l'absorption photoélectrique, la diffusion Compton et la diffusion Rayleigh. La couche d'application est composée des classes de base dérivées de la couche centrale pour modéliser des objets ou des processus spécifiques. Dans la couche utilisateur, GATE fournit des mécanismes permettant d'exécuter des simulations de manière interactive ou par lots à l'aide de scripts. L'utilisation de GATE ne nécessite pas de programmation de bas niveau, comme le C++. Il fournit une interface de haut niveau composée d'un mécanisme de script dédié, appelé langage de macro script, et est disponible pour faciliter les simulations. GATE est capable de synchroniser toutes les composantes dépendantes du temps afin de permettre une description cohérente du processus d'acquisition [89, 90].

En outre, GATE fournit une optimisation des numériseurs pour simuler la procédure de traitement des événements de la ligne de réponse (LOR) dans la TEP. Les particules primaires sont générées par le gestionnaire de source, puis se propagent à travers la géométrie d'atténuation avant de générer des coups dans les détecteurs, qui alimentent la chaîne du numériseur "digitizer" comme illustré à la figure 2.9 [54].

2.4.3 Étapes de la simulation

Les simulations GATE sont basées sur l'exécution de commandes scriptes définies dans un fichier macro GATE. Une simulation est généralement divisée en 7 étapes comme illustré dans la figure 2.10 [90] :

1. *Verbosité et visualisation : On peut définir un niveau de verbosité entre 0 et 2 pour tracer les informations renvoyées à l'écran pendant la simulation par GATE. Les outils de visualisation en ligne permettent de vérifier visuellement la géométrie du scanner et également la géométrie de la source nécessaire au déballage.*
2. *géométrie : Le volume mondial doit être créé pour le scanner et le fantôme. Ensuite, le système de scanner TEP est choisi pour fixer tous les éléments du scanner. Un fantôme est défini avec un volume géométrique ou voxélisé.*
3. *Numériseur : Le numériseur prétraite les occurrences pour construire des singles avec l'horodatage et les stocke dans l'historique des événements. La largeur de la fenêtre de coïncidence, le temps mort et les paramètres de détection sont définis au niveau du levier du numériseur.*
4. *physique : Il s'agit essentiellement de définir les processus physiques qui seront simulés, de déterminer si l'ensemble des processus électromagnétiques standard ou à faible énergie*

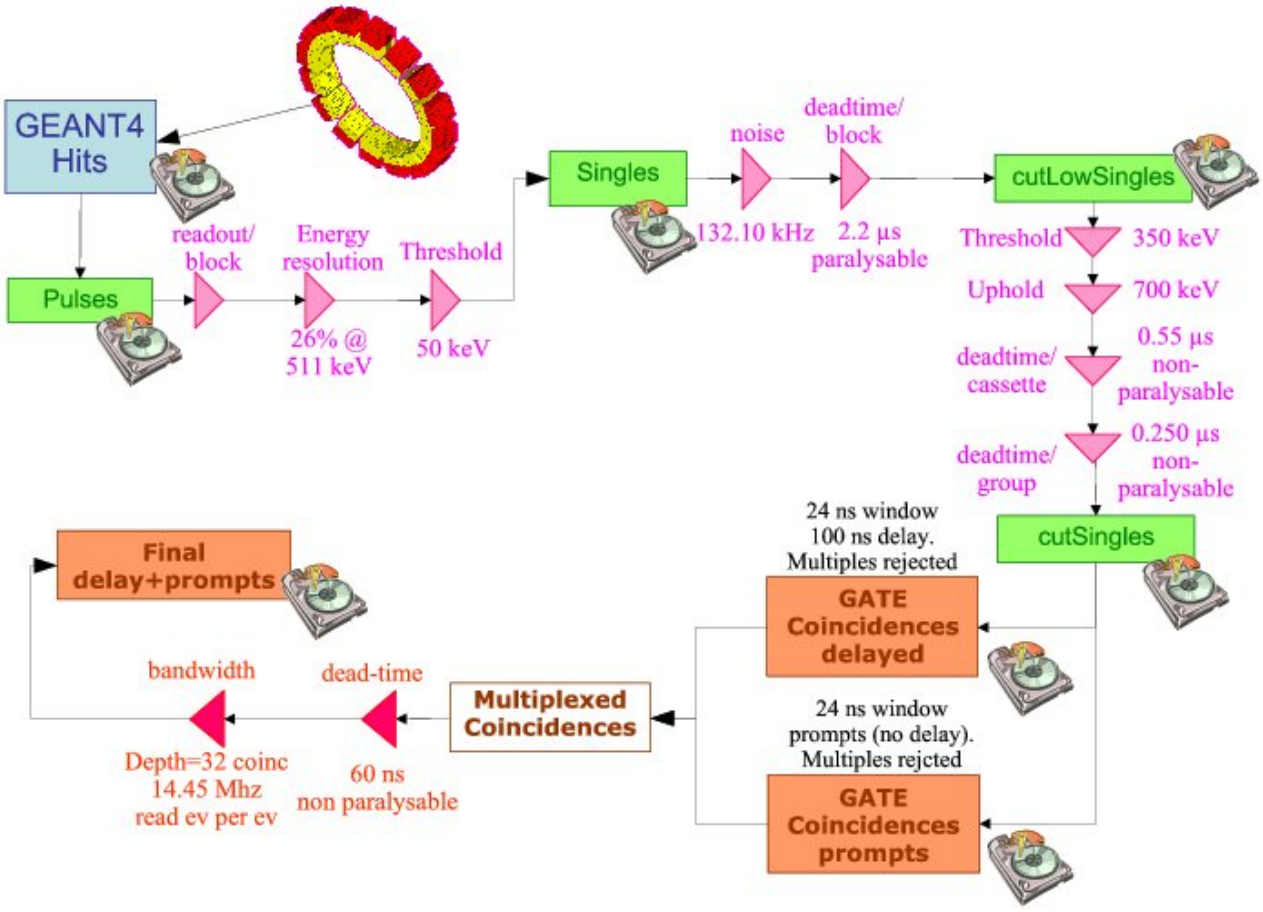


Figure 2.10 La chaîne de numérisation GATE, les icônes des disques représentent les données écrites dans les fichiers de sortie GATE.

sera utilisé, de permettre l'effet photoélectrique, l'effet Compton, Rayleigh, etc.

5 *source : Une source est définie par sa définition isotopique, son activité, sa géométrie et son mouvement. Le 18F est l'isotope radioactif spécifié dont toutes les sources sont composées pour toutes les simulations de cette recherche.*

6 *Résultats des données : Le résultat de la simulation peut être sorti sous la forme de deux types de fichiers de format qui peuvent être configurés dans le fichier de macros de GATE. Le premier est un fichier de sortie standard : ASCII et Racine. L'autre est une sortie dépendante du système : List-Mode Format (LMF), sinogramme, ecat7 et Interfile.*

7 *Expériences : Réglage de la durée de l'acquisition simulée en définissant le début et la fin de la simulation. Cela permet de prendre en compte le mouvement des sources ou des détec-*

teurs en subdivisant une série en tranches de temps caractérisées par différents instantanés de géométrie dépendant du temps.

En suivant les 7 étapes ci-dessus, GATE est configuré avec la commande de macros scriptées en termes de géométrie du scanner ECAT Exact HR$^+$ et de flux de traitement du signal pour simuler l'acquisition des mouvements respiratoires. Plus précisément, les paramètres récupérés du scanner ECAT Exact HR$^+$ dans le fichier macro impliquent trois aspects :

1 la géométrie, comme la taille et le nombre de détecteurs et de modules ;

2 le numériseur, comme la résolution énergétique et le temps mort ;

3 et la physique, comme la sélection du processus électromagnétique.

Le fichier de macro-commande scripté détaillé suivant les étapes ci-dessus peut être consulté dans l'annexe C.

*Toutes les simulations ont été réalisées à l'aide du logiciel GATE, version gate − v*8.2*.*

Fantôme géométrique et voxelisé

Deux classes de simulations ont été réalisées, une série de fantômes géométriques pour une évaluation rapide et une autre utilisant une série de fantômes voxélisés pour une simulation plus détaillée et plus réaliste. Dans GATE, un fantôme pour la simulation des mouvements respiratoires peut être généré avec un fantôme géométrique et un fantôme voxélisé [14].

Un fantôme géométrique peut être composé d'une simple combinaison d'objets géométriques tels que des cylindres et des sphères. Les limites des formes peuvent être représentées par des équations mathématiques, telles que des sphères, des cylindres, des parallélépipèdes, etc. et celles-ci peuvent être utilisées pour approximer des régions de forme irrégulière. Le principal avantage de l'approche du fantôme géométrique est sa rapidité de génération et de simulation. Cependant, le fantôme géométrique modélisé ne peut pas simuler des objets complexes. Le fantôme géométrique a été généré par le logiciel GATE lui-même, comme le montre la figure 2.11.

GATE est capable de simuler un mouvement respiratoire simple avec le fantôme géométrique [90, 81]. L'une des caractéristiques distinctives de GATE est la gestion des phénomènes dépendant du temps. La synchronisation de la cinétique de la source avec le mouvement de la géométrie permet ainsi de simuler des conditions d'acquisition réalistes, notamment le mouvement du patient, le mouvement respiratoire et cardiaque, la rotation du scanner ou les changements de la répartition de l'activité en fonction du temps. GATE est capable de gérer la dépendance temporelle de :

(a) des mouvements associés au volume physique qui décrivent le détecteur et le fantôme.

(b) des sources de radioactivité.

(c) des heures de début et de fin de l'acquisition.

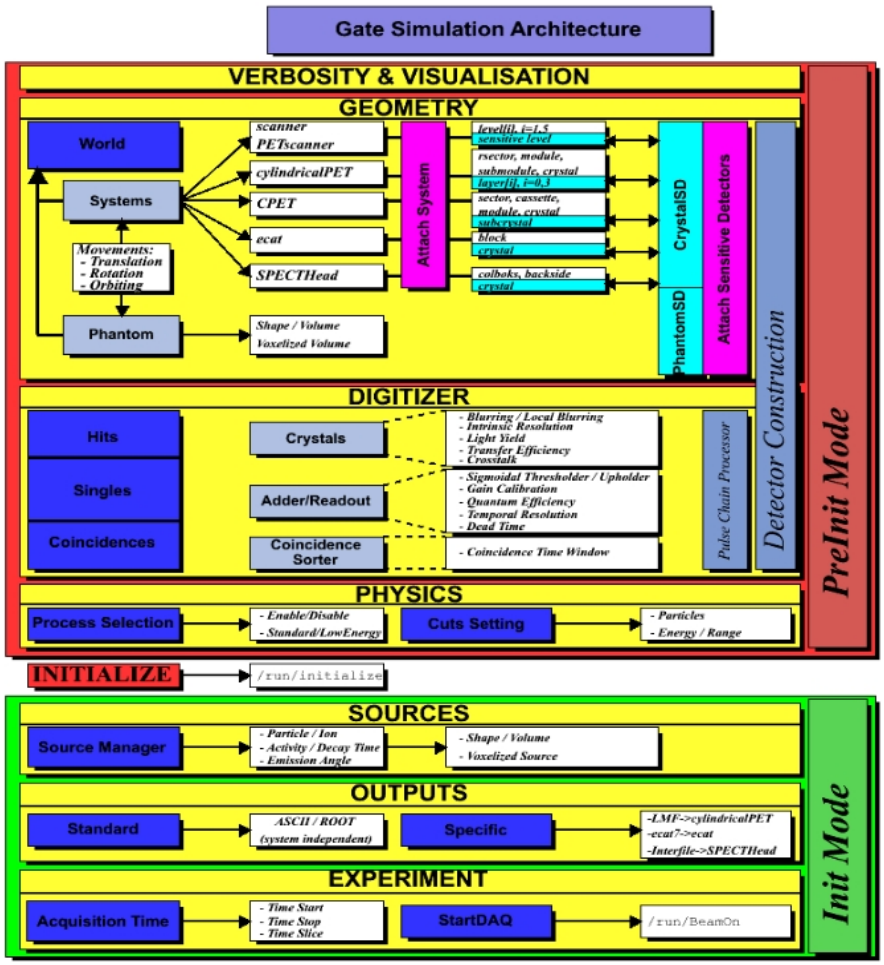


Figure 2.11 Architecture de simulation GATE

Un cycle de mouvement, représentant un seul cycle respiratoire complet, a été défini par un certain nombre de sous-phases, chacune avec un cadre correspondant décrivant la géométrie. L'intervalle de temps pour lequel chaque coupe était pertinente a été défini par une commande "setTimeSlice" dans le fichier macro de GATE. Le nombre de cycles respiratoires simulés a ensuite été spécifié implicitement à l'aide des commandes "setTimeStart" et "setTimeStop" dans le même macro-fichier.

Des exemples de macro-fichiers de script fantôme géométrique pour GATE sont donnés en annexe A et en annexe B. Les résultats obtenus lors de ces investigations préliminaires sont décrits dans la section 4.1 de cette thèse. En ce qui concerne un fantôme voxélisé, GATE ne peut pas générer un fantôme voxélisé par lui-même, mais GATE fournit une interface pour importer des fantômes externes comme fantômes voxélisés pour la simulation.

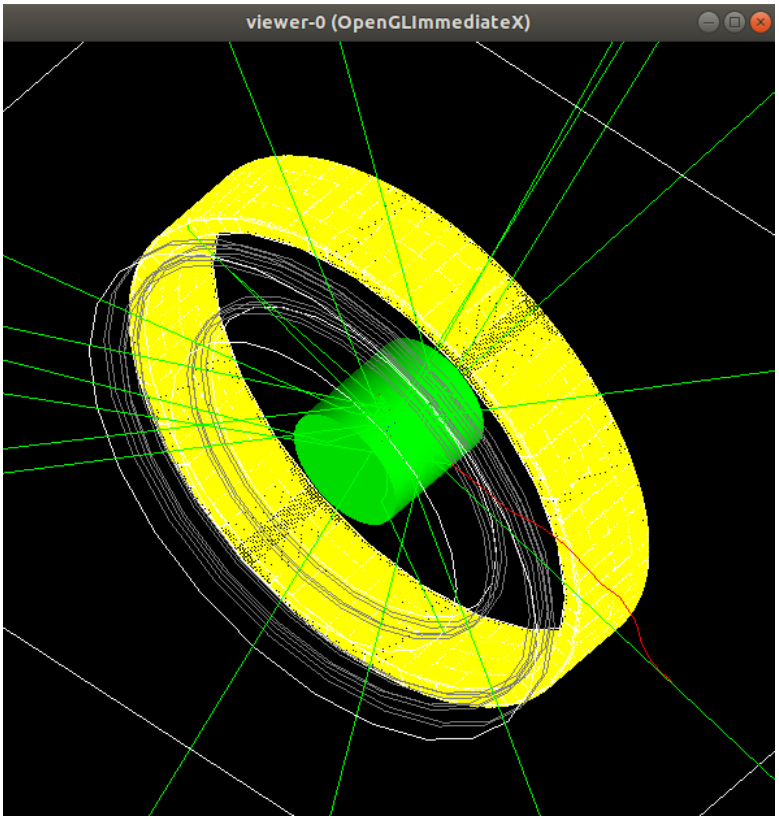


Figure 2.12 Un fantôme géométrique (forme cylindrique) et des LOR ont été générés en utilisant GATE dans le FOV simulant$ECAT\,Exact+PET$Scanner.

Un fantôme voxélisé est une représentation discrète d'une distribution continue. En subdivisant un objet en un ensemble de cubes discrets (voxels), comme le montre la figure 2.12, de taille suffisante (généralement,$1/2$ *à* $1/4$ *la résolution spatiale du scanner) où chaque voxel prend la valeur moyenne de la distribution continue de modélisation à l'emplacement du voxel, l'objet est représenté sous une forme adaptée à l'intégration numérique et à l'échantillonnage par GATE. Un objet est donc représenté par une union de voxels de même taille.*

Une nouvelle famille de fantômes a été construite à partir de données de tomodensitométrie et d'IRM humaines. Les fantômes humains numériques représentent plus précisément l'emplacement et la forme des organes, en particulier l'os dur et la moelle osseuse. L'avantage de la représentation plus précise de l'anatomie à partir d'images de CT et d'IRM s'accompagne de l'inconvénient d'un temps de calcul plus long qui résulte de la complexité accrue du fantôme [91]. Les résultats obtenus à partir d'examens voxélisés du fantôme sont décrits dans la section 4.2 de cette thèse. Il existe deux formats de fichier pris en charge dans GATE pour permettre l'importation de fantômes voxélisés ou de sources : Fichier ASCII et format InterFile.

Pour un fichier ASCII, les nombres dans le fichier représentent les activités sources dans chacun de ces voxels qui ont été convertis en activités sources en utilisant la table de conversion de gamme. Un exemple d'entrée dans la table de conversion des plages pour convertir les nombres en activités sources est donné ici, "10 50 100". Il est précisé qu'un nombre associé à un voxel dans la plage de 10 à 50 indique une activité dans ce voxel de 100 Bq, comme le montre la figure 2.13.La source voxélisée résultante n'a donc attribué à ses voxels que des valeurs d'activité discrètes sélectionnées dans le tableau de recherche des plages[7].

La méthode utilisée dans cette thèse consistait à importer des images au format InterFile. Les valeurs de gris de l'image sont ensuite converties en valeurs d'activité par le traducteur de plage. Les images ont été générées pour le mouvement respiratoire par les logiciels du NCAT. Les images générées par le NCAT correspondaient chacune à une sous-phase du cycle de mouvement respiratoire. Les fichiers de macros de script de GATE à cet effet sont présentés à l'annexe C.

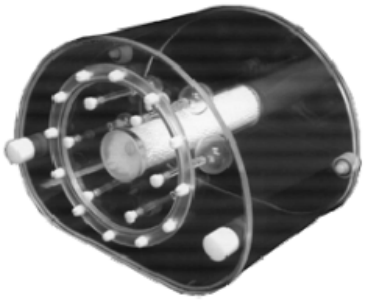


Figure 2.13 Fantôme NEMA IEC Body.

Fantôme NEMA

Le NEMA IEC Body Phantom (Data Spectrum Corporation) est un fantôme de forme thoracique, de longueur 18 cm et de volume 9,7 l, dans lequel sont placés un insert cylindrique et 6 sphères. Les sphères, de diamètres 8, 10, 15, 20, 25 et 35 mm sont centrées dans un plan perpendiculaire au couvercle du fantôme et situées à 7 cm de celui-ci (figure 2.12). Le fantôme a été rempli d'une solution de 18 F-FDG dilué dans de l'eau de telle sorte que le rapport de concentration d'activité entre les sphères et le fond du fantôme soit égal à 4. Un cylindre « froid », de diamètre 51 mm et de longueur 180 mm, laissé vide (i.e., contenant de l'air), a été placé sur l'axe central du fantôme.[92]

Fantôme numérique du NCAT

Pour simuler un mouvement respiratoire plus réaliste, le fantôme voxélisé 4D-NCAT a été importé dans l'environnement GATE. Le fantôme NCAT a été développé par Segars [79] en utilisant des données d'IRM et des données de tomodensitométrie à haute résolution pour créer les surfaces 3D des structures du torse. Un exemple est présenté à la figure 2.14 [54]. Un modèle des battements du cœur utilisant des NURBS (Non Uniform Rational B-Splines) cubiques 4D a été incorporé. Le mouvement respiratoire a été inclus dans le fantôme qui a modélisé le mouvement des organes de la respiration normale calme ou de la respiration de marée. Pendant l'inspiration, les organes abdominaux se déplacent vers le bas et vers l'extérieur, augmentant ainsi le volume du thorax. La cage thoracique se déplace vers le haut et vers l'extérieur, augmentant encore le volume du thorax. Elle est caractérisée par un mouvement non rigide.

Il existe des mouvements compressibles du poumon, du foie et du cœur. Le volume des poumons change en fonction du volume du thorax et le cœur se déplace vers le bas et vers le haut avec le diaphragme. Par rapport au fantôme géométrique, qui se contente de simuler l'oscillation dans la direction de l'axe z, le fantôme NCAT peut simuler un mouvement respiratoire en 3D. La période de respiration marémotrice est d'environ 5 secondes [16]. Pour un cycle de cette durée, la phase d'inspiration dure 2 secondes, et la phase d'expiration dure 3 secondes [93] [79]. La version 2.0 de NCAT offre une suite de programmes très flexibles pour un large éventail d'objectifs, dont deux seulement ont été utilisés pour générer des fantômes et modéliser des lésions pulmonaires dans le cadre de cette recherche.

L'un est "dncat − bin", le programme fantôme principal, et l'autre est "resp − lesn − bin", le programme générateur de lésions. Chaque programme dispose d'un fichier texte contenant de nombreux paramètres pour définir les fantômes produits par le programme. Cela inclut des paramètres pour définir la taille des voxels, le mouvement du patient, les variations de l'anatomie, les rapports d'absorption des radionucléides pour les fantômes d'activité, l'énergie des photons pour définir les coefficients d'atténuation, etc. Voir ces fichiers texte pour plus d'informations sur les types de paramètres disponibles dans l'annexe D. Les fantômes NCAT ont été générés sous forme de coupes d'images binaires brutes et de coupes d'images de coefficients d'atténuation.

Tous les cadres d'images peuvent être importés dans GATE en tant que fantômes voxélisés en convertissant le format binaire en format Interfile. L'échelle de gris de l'image Interfile est ensuite convertie en définitions de matériaux dans le fantôme à l'aide de la ligne de commande du traducteur de gamme dans le fichier de macros de script de GATE.

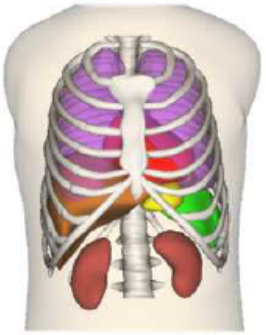


Figure 2.14 Le fantôme NCAT

2.4.4 Validation GATE

La structure et les principes de fonctionnement de GATE en tant que logiciel de simulation Monte Carlo d'une caméra TEP ont été présentés au point 2.4.2. Dans cette recherche, la caméra TEP à simuler par GATE est ECAT Exact HR$^+$, nous devons donc étudier et valider si GATE est capable de simuler efficacement le scanner TEP ECAT Excat HR$^+$.

Cette validation implique de comparer la simulation GATE utilisant le fantôme géométrique et le fantôme voxélisé avec la mesure du scanner TEP ECAT Excat HR$^+$, que les éléments présentés brièvement ici seraient caractérisés comme une confirmation visuelle de la résolution spatiale de la simulation, car le temps de calcul a empêché un certain nombre de validations et une validation quantitative plus significative de la simulation des ECAT Excat HR$^+$ Scanner a été réalisé par Jan et al [94] et peut être cité.

Le processus de simulation comporte quatre étapes [14] comme le montre la figure 2.12 :

premièrement , la configuration de GATE en fonction du ECAT Excat HR$^+$ TEP comme indiqué dans [94] et des paramètres du fantôme ;

deuxièmement , l'exécution de GATE pour obtenir les données de projection du fantôme en mode liste, ensuite, la conversion des données en mode liste au format du sinogramme ECAT Excat HR$^+$

enfin , l'obtention d'une image reconstruite à partir des données du sinogramme. Toutes les simulations ont été effectuées avec un total de 37 MBq d'activité de la source ^{18}F dans le fantôme.

Pour la simulation GATE du scanner ECAT, des fantômes géométriques et un fantôme voxélisé sont sélectionnés pour simuler les données d'acquisition ECAT.

Les fantômes géométriques simulés sont Jaszczsak[3] *et cylindrique [14]. Les fantômes voxélisés sont définis par les fantômes Hoffman et NCAT. Pour la simulation NCAT du mouvement respiratoire, les fantômes voxélisés sont générés pour un cycle respiratoire de 5 secondes avec 10 images à 200 ms par image. Chaque image est ensuite importée dans GATE en tant que fantôme voxélisé pour simuler différentes phases de respiration. Les 1 er et 12 e images sont sélectionnés comme étant représentatifs de la pleine inspiration et de la pleine expiration respectivement et sont importés dans GATE sous forme de sources voxélisées et de cartes* μ *pour simuler respectivement la pleine inspiration et la pleine expiration.*

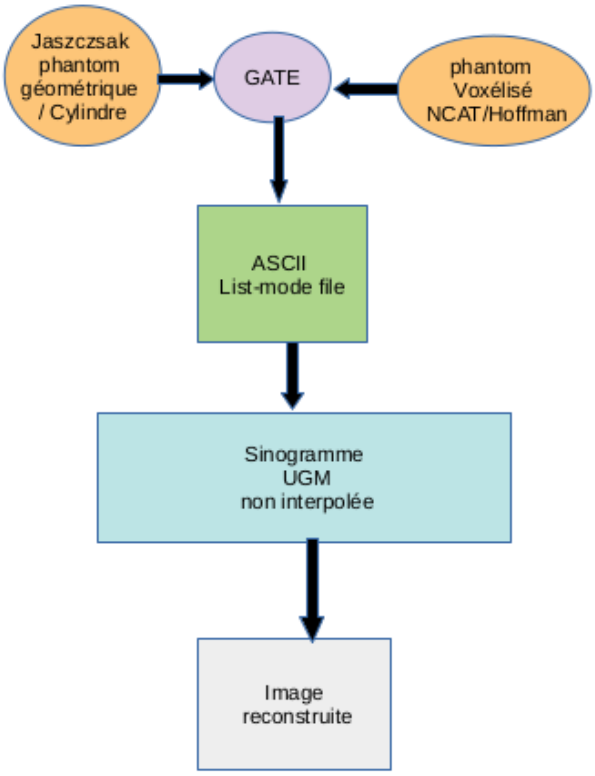


Figure 2.15 Procedures de simulation géométrique et voxélisé

Deux exemples de validation par le fantôme géométrique et le fantôme voxélisé sont présentés respectivement aux figures 2.16 et 2.18.

En comparant la simulation de Jaszczack par GATE avec mesure directe par ECAT Excat HR^{+}*, bien que le nombre d'événements LOR collectés par GATE soit bien inférieur à celui de la*

3. Un fantôme Jaszczak (prononcé "Yash-chak") est un fantôme d'imagerie utilisé pour valider la géométrie du scanner, le contraste 3D, l'uniformité, la résolution, l'atténuation et les tâches de correction ou d'alignement de la diffusion en médecine nucléaire. Il est couramment utilisé dans les centres universitaires et les hôpitaux pour caractériser un TEMP ou certains systèmes de gamma-caméras à des fins de contrôle de la qualité. Il est utilisé pour l'accréditation par les établissements cliniques et universitaires pour l'American College of Radiology.

mesure ECAT Excat HR$^+$, l'image reconstruite de l'activité de la source à cinq sphères simulée par GATE (Fig. 2.16) se compare visuellement favorablement avec le fantôme à cinq sphères mesuré par ECAT Excat HR (Fig. 2.16(b)) En outre, les sinogrammes (Fig. 2.16(c)) des données en mode liste de GATE reflète la distribution des événements LOR dans la géométrie du scanner.

Toujours pour la simulation de fantômes cylindriques, le profil d'image de la source simulée sans atténuation modélisée donne une répartition uniforme de l'activité, comme le montre la figure 2.17. En revanche, le profil d'image de la figure 2.17 montre clairement les effets de l'atténuation dans la source modélisée reconstruite.

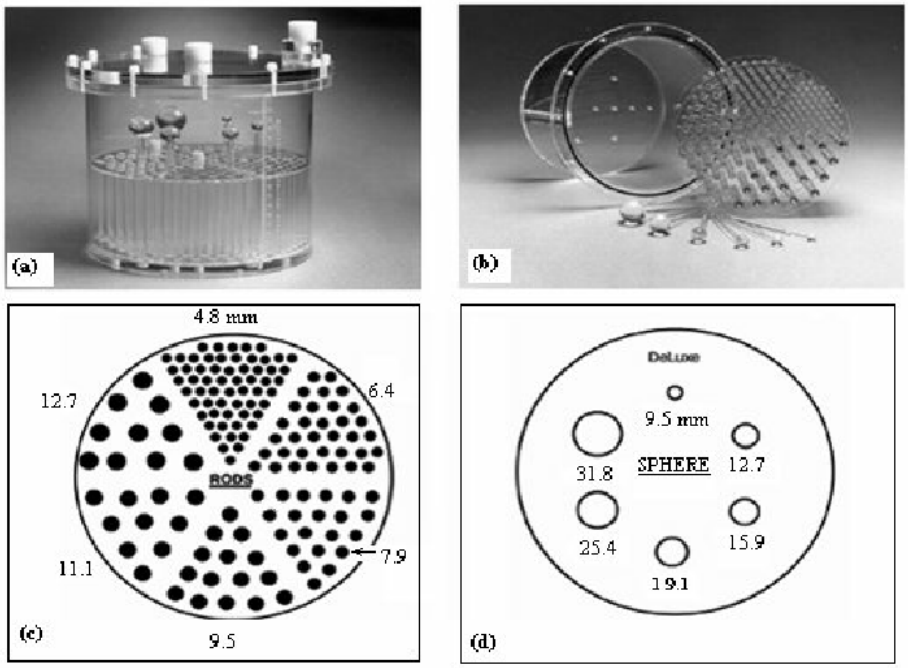


Figure 2.16 Fontôme Jaszczack

Les quelques résultats de validation obtenus démontrent que GATE est capable de simuler l'ECAT Excat HR avec un fantôme géométrique et voxélisé. Jan et al (2003) ont également démontré que GATE est capable de simuler le système TEP ECAT Excat HR en comparant les résultats simulés et mesurés obtenus avec le système TEP ECAT Excat HR pour un certain nombre de protocoles de performance NU2-2001 de la National Electrical Manufactures Association (NEMA), notamment la résolution spatiale, la sensibilité et la fraction de dispersion.

ils ont fait état d'un bon accord entre les performances simulées et des résultats mesurés. les résultats obtenus pour la fraction de dispersion sont inférieurs à 3% *pour la fraction de dispersion, et les valeurs de résolution spatiale obtenues à l'aide du modèle simulé se situent dans une fourchette de 11 à* 18% *des résultats mesurés. En outre, la sensibilité simulée est inférieur à* 10% *plus*

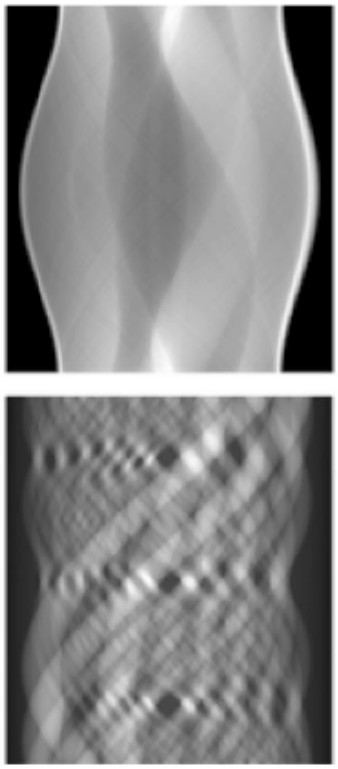


Figure 2.17 sinogramme à partir des données de projection fournis par GATE

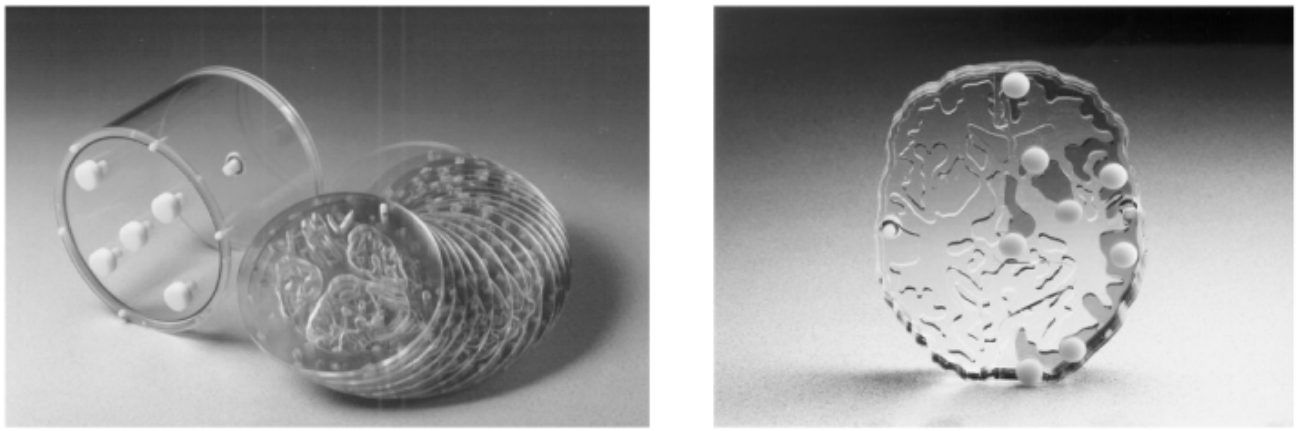


Figure 2.18 Fantôm Hofman

élevée que la sensibilité mesurée.

Enjeux de calcul

GATE effectue une simulation de Monte Carlo pour simuler l'interaction et le transport des photons résultant de l'accumulation de LOR par la caméra TEP. Ces étapes de procédure impliquées dans la simulation par GATE du fantôme géométrique et voxélisé sont illustrées dans le tableau 2.2. Toutes les simulations ci-dessous ont été réalisées sur les grilles de calcule hpc-MARAWANE.

Le CNRST met à disposition des chercheurs Marocains une infrastructure de calcul haute performance (HPC) accessible à distance.

Cette infrastructure est composée de 19 nœuds qui offrent les capacités suivantes :

- *760 Cœurs (68 TFlops)*
- *108 TB de Stockage*
- *5.2 TB de Mémoire*
- *2 cartes GPU*

Ces nœuds sont interconnectés par un réseau de très faible latence (OPA) à 100 Gbps ce qui permet d'optimiser les performances pour les calculs parallèles. Cette infrastructure est connectée au réseau MARWAN par un lien de 5 Gbps ce qui assure une fluidité dans l'utilisation et les transferts des données depuis les Universités.

La simulation GATE est extrêmement longue, notamment en ce qui concerne la simulation du modèle d'atténuation. Par exemple, un fantôme NCAT voxélisé simulant un cadre de mouvement respiratoire avec le modèle d'atténuation prend jusqu'à 10 jours pour collecter un 2 million d'événements LOR. C'est un temps impossible à gérer pour effectuer une simulation dans le cadre de l'étude, car les cycles respiratoires doivent être séparés en une séquence de images pour étudier chaque image.

Par exemple, la simulation de 50 secondes de temps d'acquisition de la respiration, à raison de 5 secondes par cycle respiratoire avec 200 msec par image, nécessite 250 images séparées qui doivent être simulées à la fois avec et sans modélisation de l'atténuation.

Dans le cas d'une modélisation sans atténuation, le temps total de simulation serait de l'ordre de 250 heures (250 images 1 heures).

Les étapes de lancer le calcule dans la grid de calcule HPC sont mentionnées dans l'Annexe D.

2.5 Triage des données en mode liste

Le but du tri des données en mode liste est de déterminer les phases de mouvement respiratoire. Les données d'acquisition des mouvements respiratoires sont obtenues dans un format de données en mode liste qui peut être trié en cadres dynamiques rétrospectifs. Un cycle de mouvement respiratoire peut être décomposé en un nombre fini de sous-phases de mouvement temporellement exclusives et adjacentes. Par conséquent, une phase du mouvement respiratoire peut être considérée comme une seule image des données en mode liste. Par conséquent, les données triées sont en corrélation avec les sous-phases du mouvement respiratoire dans cette recherche.

2.5.1 Simulation de données en mode liste

Après avoir configuré un fantôme géométrique ou un fantôme voxélisé pour GATE, on peut exécuter les macros de GATE pour la simulation. Le format de sortie peut être soit un format de fichier ASCII, soit un format de fichier ROOT. Dans cette recherche, tous les résultats de simulation ont été enregistrés au format de fichier ROOT car il est avantageux pour la compression et produit un fichier de taille beaucoup plus petite, ce qui permet d'améliorer la vitesse d'accès par rapport au format de fichier ASCII [95].

La sortie de la simulation contient des données en mode liste, également appelées coïncidences dans GATE où 42 variables sont stockées, y compris la position de l'événement, l'horodatage et l'énergie déposée, etc. Afin de trier les données géométriques fantômes en mode liste d'une simulation, nous devons extraire des images des données en mode liste, chacune ne comprenant que des événements correspondant à une période de temps particulière. Pour ce faire, nous recherchons ces coïncidences avec la même identification "runID" dans le flux de données en mode liste du fichier ROOT afin de les rassembler en une seule image correspondant à une sous-phase d'un cycle respiratoire particulier (explication avancée référencée à la section 4.2.3). Pour les données en mode liste de la simulation voxélisée, un tri n'est pas nécessaire puisque GATE simule chaque image fantôme voxélisée NCAT une par une, et que nous n'avons traité chaque image simulée qu'à tour de rôle (voir l'explication au chapitre 4.2.2.3). Dans la simulation, le "tri" des données ASCII et en mode liste, puis la conversion des données triées au format de reconstruction ont été implémentés dans la programmation Python Geant C++.

2.5.2 Données en mode liste clinique

Le scanner ECAT Exact HR$^+$ a été configuré pour permettre un fonctionnement en mode recherche qui permet d'obtenir des données d'acquisition en mode liste. Le format particulier utilisé dans cette recherche est le mode liste compacte avec le nombre magique ASCII "LOR4"[96]. Il se

compose d'un mot de 32 bits avec des mots de contrôle comme illustré dans la Fig 2.19 [92]. Les mots de contrôle contiennent des informations d'horodatage, la position de la table, la position de l'anneau de transmission, l'entrée de porte, le taux de synchronisation simple, le taux de synchronisation rapide ou le taux de synchronisation retardé. Les 7 mots de contrôle sont tous insérés avec chaque horodatage. Dans chaque mot événement, les 16 premiers bits contiennent la distance et l'angle de la coïncidence [89]. Les 6 bits suivants identifient de manière unique le détecteur A impliqué dans l'événement de coïncidence. Les 6 bits suivants identifient de manière unique le détecteur B impliqué dans la coïncidence. Le 29^{eme} *bit contient des informations sur l'événement retardé ou l'indicateur d'événement rapide. Les deux derniers bits contiennent l'indicateur identifié d'un événement. Les événements LOR sont divisés en événements rapides et en événements retardés. Le nombre total d'événements détectés par le circuit de coïncidence dans un scanner TEP est appelé événements rapides. Un événement retardé peut être un événement dispersé, aléatoire ou multiple qui a un effet dégradant sur la mesure et doit être corrigé pour produire une image qui représente le plus fidèlement possible la concentration réelle de radioactivité. Le format de l'événement est présenté ci-dessous :*

Format de l'événement :

Les bits 0 ... 15 contiennent le R (rayon de l'événement) et le Phi.

Les bits 16 ... 21 contiennent le ZPosA.

Les bits 22 ... 27 contiennent le ZPosB.

Le bit 29 contient le "$flag$*" de l'événement retardé.*

Les bits 30 ... 31 doivent être mis à 0 (cela identifie un événement). Contrôler le "worrd" :

Les bits 30 ... 31 doivent être réglés sur 2 (mot de contrôle 1) ou 3 ("word" de contrôle 2).

Un fichier en mode liste contient un en-tête de 8192 octets, suivi des événements en mode liste. Des horodatages sont ajoutés au flux d'événements en mode liste pour marquer les limites des tampons d'acquisition et pour fournir des informations supplémentaires sur chaque tampon d'événements. Un horodatage a la même taille qu'un événement en mode liste, et les horodatages sont intégrés dans le flux d'événements en mode liste [96].

Dans les données en mode liste, chaque événement est individuellement inscrit dans un fichier, avec des informations sur les deux endroits où les photons d'annihilation ont interagi et où l'événement s'est produit. Les données en mode liste sont avantageuses pour les études dynamiques, car les événements peuvent être triés dans des "bin" temporels après la fin de l'étude

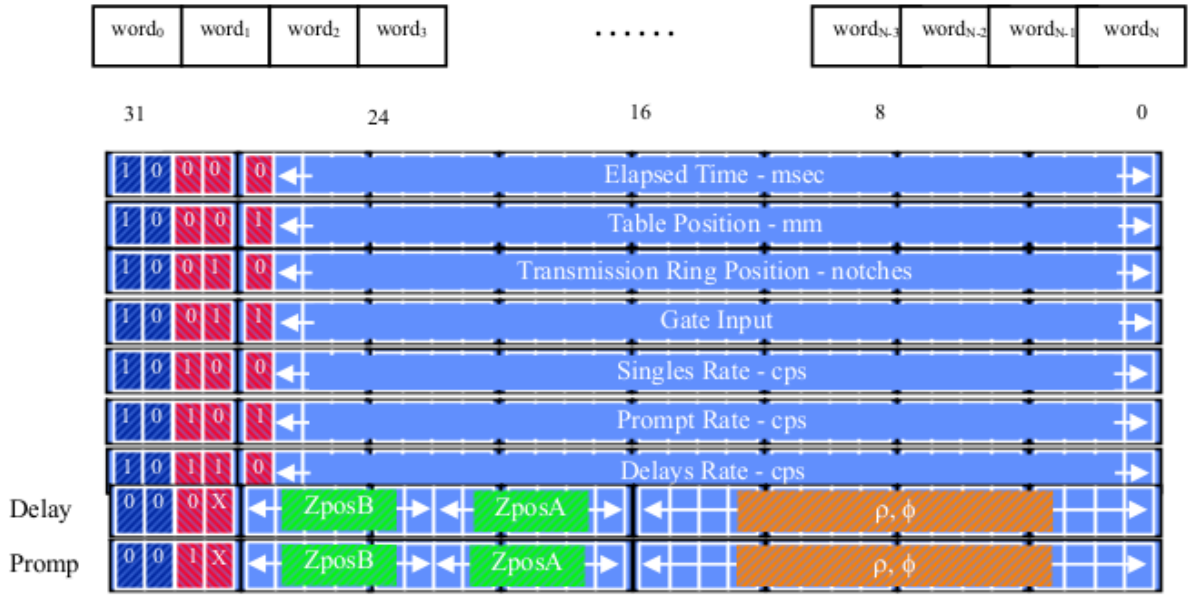


Figure 2.19 Format en mode liste pour l'acquisition d'ECAT Excat PET.

d'acquisition [57]. Les données en mode liste peuvent être triées en mode statique (image unique) et / ou dynamique (images multiples). On peut alors reconstruire le ou les sinogrammes LOR de sortie en une image. Pour atteindre cet objectif, le code a été développé pour le tri des données cliniques en mode liste dans une séquence de trames en Python, qui utilise en entrée des données en mode liste avec un réglage de l'intervalle de temps entre les trames et produit des cadres en tant que phases de cycles respiratoires. Avec les trames extraites des données en mode liste, nous pouvons appliquer l'hypothèse proposée pour le portage et la correction des mouvements respiratoires (explication avancée référencée dans la section 5.1.1.3)

2.6 La méthode du Synchronisation du mouvement

La sensibilité géométrique est non uniforme le long de l'axe z dans les scanners TEP 3D ECAT ExactHR$^+$ simulés par GATE (figure 2.13) [4].

Si la radioactivité distribuée dans le FOV se déplace le long de l'axe z, le taux d'événements

4. Comparaison des états de mouvement entre (2) et (3), la valeur totale de la sensibilité en (2) est supérieure à (3) Notez que même si la distribution de la radioactivité est toujours au centre de la FOV transversale, la valeur totale de la sensibilité est différente entre deux états de mouvement. Ainsi, le taux d'événements change. Si le temps de collecte de chaque image est identique, le nombre de LOR détectées dans les images sera dans la même proportion. La SSG peut être appliquée à la variation temporelle de la distribution des rayonnements.

mesuré changera. Si le mouvement est cyclique, comme celui causé par le mouvement respiratoire, le changement du taux d'événements sera également cyclique. Par conséquent, la caractéristique

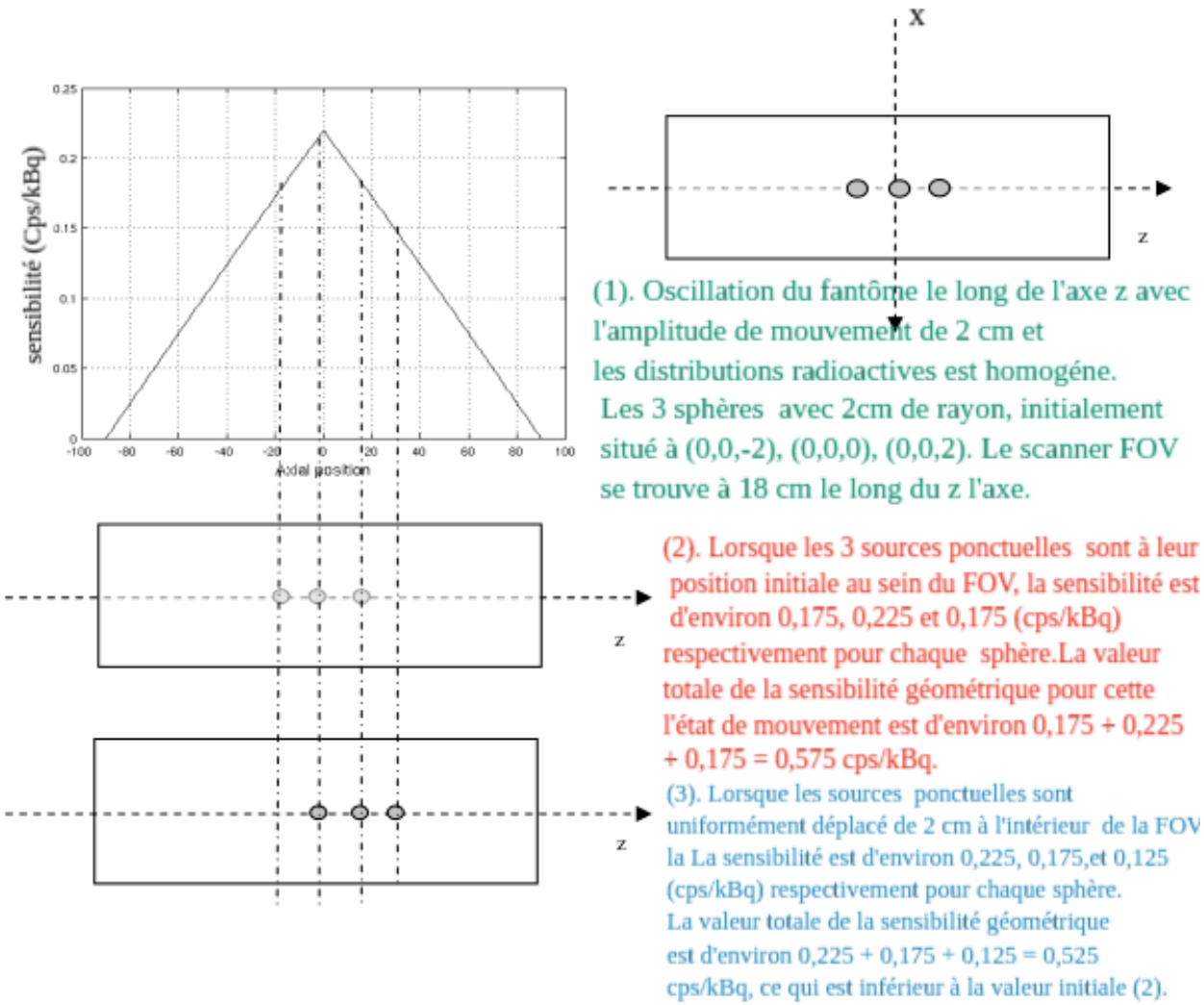


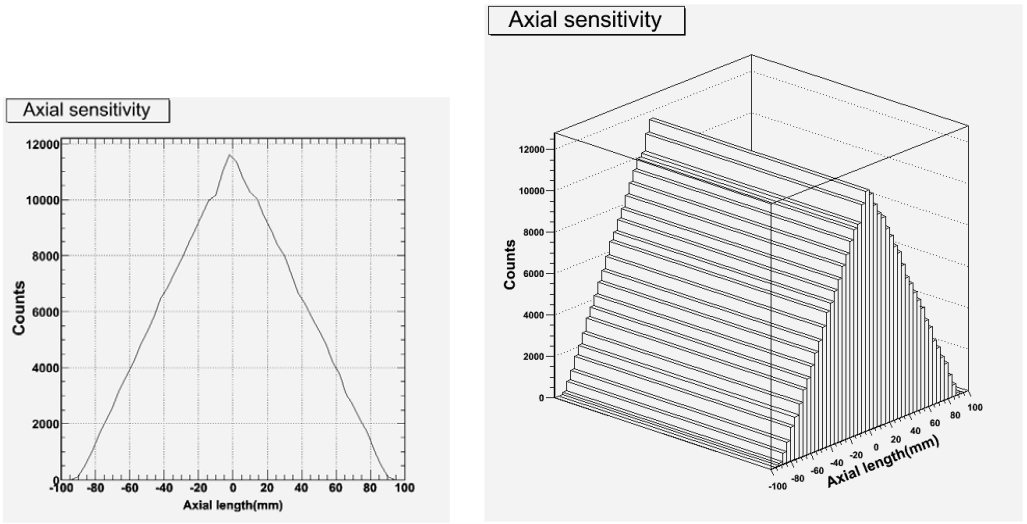
Figure 2.20 Variation de la valeur de sensibilité de la distribution de la radioactivité le long de l'axe z dans un scanner 3D

de la sensibilité géométrique pourrait être utilisée pour la synchronisation et la correction du mouvement respiratoire comme décrit dans la section 1.3. La figure 2.20 est un exemple schématique de la manière dont la sensibilité varie lorsque trois sources sphériques sont déplacées de manière rigide le long de l'axe z.

Dans cette section, l'application du Synchronisation de la Sensibilité Géométrique (SSG) pour la synchronisation des mouvements respiratoires est illustrée. Les phases de mouvement res-

piratoire peuvent être déterminées à partir des changements de taux d'événements, qui sont déterminés à une résolution temporelle appropriée à partir du flux de données en mode liste. La figure 2.15 présente une explication plus détaillée de la SSG pour la synchronisation du mouvement respiratoire.

Les résultats du taux d'événements en fonction du nombre d'images ressemblent à une forme d'onde sinusoïdale représentative du schéma respiratoire cyclique.



(a).Représentation graphique 2D de la sensibilité géométrique (b) Représentation graphique 3D de la sensibilité géométrique

Figure 2.21 Simulation de la sensibilité géométrique de *ECAT ExactHR+* par GATE avec représentation graphique en 2D et 3D

La procédure du SSG est décrite à la figure 2.15. Une acquisition respiratoire comprenant de nombreuses cycles respiratoires sont triés en une séquence d'images. Par exemple, si chaque cycle respiratoire est décomposé en 8 phases respiratoires, deux cycles respiratoires contiennent alors 16 coupes comme indiqué dans (Figure 2.20) [5]*. Chaque barre indique un image ou une phase respiratoire. La hauteur de chaque barre représente le nombre d'événements dans chaque image.*

Une barre plus haute indique une plus grande proximité du centre de la FOV en raison des propriétés de sensibilité géométriques des scanners TEP 3D, comme le montre la figure 2.14. En

5. méthode SSG montre le changement cyclique du taux d'événements par rapport aux images illustrant le cycle respiratoire.

Le taux de comptage en deux cycles respiratoires est utilisé pour déterminer les phases de synchronisation. Chaque cycle contient 8 sous-phases de mouvement respiratoire de durée identique, placées de façon continue dans l'ordre chronologique le long de l'axe horizontal.

La hauteur de la barre représente le nombre d'images, les barres de même hauteur et de même couleur proviennent du même sous-ensemble phase de respiration.

outre, des barres de même couleur et de même hauteur dans des cycles différents représentent la même phase respiratoire avec des taux d'événements similaires.

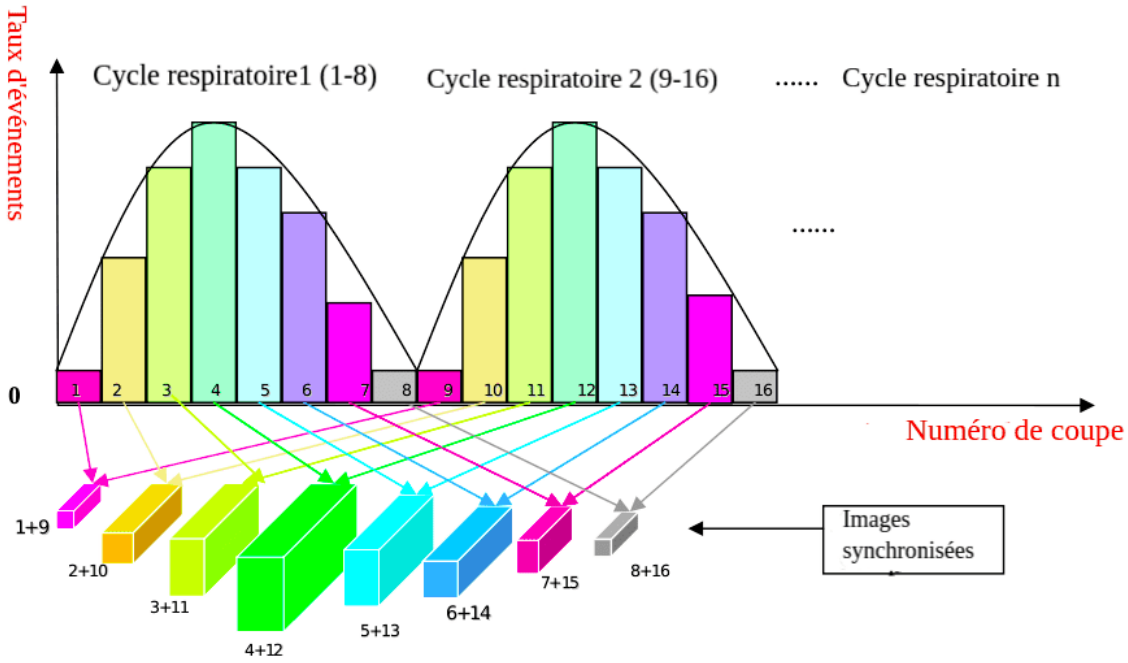


Figure 2.22 Le taux de comptage en deux cycles respiratoires(Jianfeng He-2006).

Le taux de comptage en deux cycles respiratoires est utilisé pour déterminer les phases de synchronisation. Chaque cycle contient 8 sous-phases de mouvement respiratoire de durée égale, placées de façon contiguë dans l'ordre du temps le long de l'axe horizontal. La hauteur de la barre représente le nombre d'événements d'image, les barres de même hauteur et de même couleur proviennent de la même sous-phase de respiration.

Selon l'hypothèse de la SSG, un changement de la fréquence des événements d'image peut être lié à un changement de la position axiale des organes thoraciques, par rapport au centre de la FOV dans le scanner. En détectant la périodicité dans le total des événements par image, un déplacement ou une phase de mouvement peut être extrait pour l'ajout ultérieur de phases respiratoires identiques provenant de cycles différents, ce qui donne lieu à des images sommées sous la forme d'une image du synchronisation.

Pour les besoins de l'étude de l'établissement de points de contrôle en utilisant les données d'une seule phase respiratoire, cette recherche utilise des images correspondant au taux de comptage maximal dans un cycle pour la synchronisation du mouvement. Par exemple, la coupe numéro 4 est la plus élevée avec le plus grand nombre d'événements par rapport aux autres dans la première et la coupe numérotée 12 dans le deuxième cycle est également le taux d'événements de

pointe avec des les événements de la coupe 4, de sorte que la méthode SSG dans ce cas extraira les coupes 4 et 12, puis les additionner en un seul coupe appelé coupe synchronisée, qui est ensuite reconstruite.

Le SSG est principalement réalisée par un triage rétrospectif des données en mode liste. L'avantage de l'acquisition de données en mode liste est que l'analyse rétrospective peut être adaptée de manière optimale à une simulation clinique donnée. Les étapes spécifiques de la procédure proposée sont présentées à la figure 2.21.

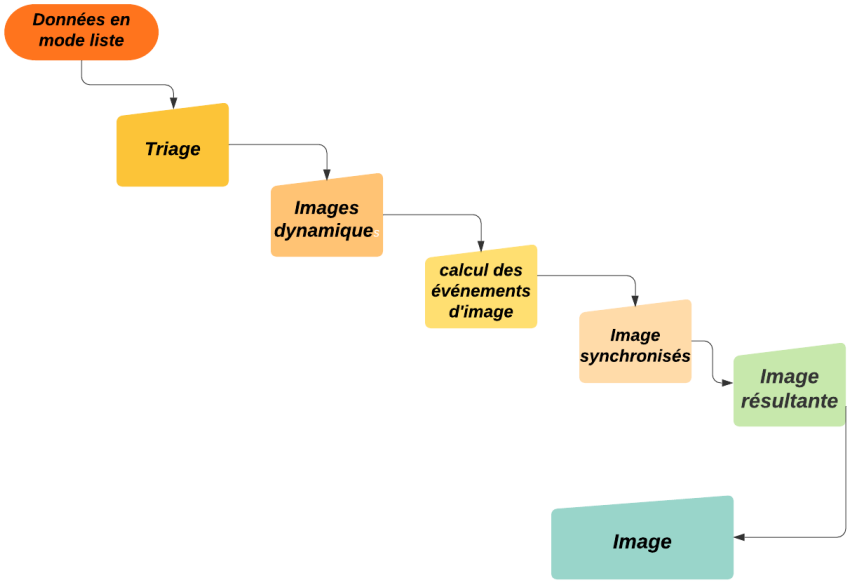


Figure 2.23 Les étapes de la mise en œuvre du synchronisation de la sensibilité géométrique

Les événements en mode liste sont triés en images dynamiques ; le total des événements dans chaque image est ensuite calculé. La phase de chaque cycle est ensuite déterminée en fonction du pic des événements de l'image, puis celle-ci est correspondante à une phase d'intérêt est extraite et additionnée pour former une seule image synchronisée. On site La coupe compensé qui en résulte

est ensuite reconstruit.

La compensation respiratoire peut réduire l'effet dégradant du mouvement respiratoire sur les images TEP. Il permet une récupération plus complète des comptes réels dans la lésion et une estimation plus précise du volume des lésions [22]. Cependant, comme les quantités de rayons gamma détectées sont distribuées dans chaque dont une seule est utilisée pour la reconstruction, si le temps d'acquisition n'est pas suffisant, alors les comptages détectés pour une image compensée peuvent devenir sous-optimaux, ce qui fait que l'image reconstruite deviennent bruyants. Pour résoudre ce problème, si toutes les images de mouvements respiratoires sont corrigées en fonction du mouvement de référence et, additionnée, l'image résultante aurait moins de flou de mouvement qu'une image non compensée et moins de bruit que l'image compensée. À cette fin, le CSG est utilisé, comme indiqué dans la section suivante.

2.7 Méthode de correction des mouvements

Par convention, les images respiratoires synchronisées à chaque phase sont corrigées en fonction du mouvement par rapport à la phase de référence et additionnées pour réduire le bruit. Dans la méthode de correction du mouvement proposée par la CGC, basée sur l'hypothèse décrite dans la section 1.3, une matrice de déplacement de transformation serait déterminée par le changement d'image des événements dans les cycles respiratoires.

La correction de mouvement a été mise en œuvre en transformant toutes les images des données en mode liste triée directement en image de référence (avant la reconstruction) plutôt que de déplacer les images synchronisées vers l'image résultante. La procédure de la CSG La (figure 2.17) [6] *montre la mise en œuvre de la directive, dont l'interprétation graphique est conforme à celle de la figure 2.15. Par exemple, pour corriger deux cycles respiratoires avec 16 images (1-8, 9-16), premièrement, l'image résultante doit être déterminé, comme par exemple le comptage des pics de l'image numérotée 4 ou 12 ; ensuite, toutes les images sont directement translatées vers l'image 4 ou 12 par des transformations de déplacement. A La question fondamentale au CSG est la méthode de détermination de la matrice de transformation. La matrice de transformation contient les déplacements des images à déplacer vers l'image de référence.*

Dans cette thèse, le déplacement est non nul uniquement dans l'axe Z. Comme nous l'avons vu dans la section 1.3, le mouvement respiratoire est un mouvement 3D, mais la plus grande amplitude se situe le long de l'axe Z. Par conséquent, il est a prévu que la correction du mouvement

6. La méthode CSG montre l'évolution du taux d'événements par rapport aux images illustrant les déplacements des mouvements respiratoires. Le taux de comptage en deux cycles respiratoires est utilisé pour déterminer la matrice de transformation. Chaque image est directement déplacée vers l'image de référence. Chaque cycle contient 8 images qui se déplacent le long de l'axe.

le long de l'axe Z sera la plus importante pour les compensation de mouvement. La sensibilité géométrique du scanner varie en fonction de la position axiale, comme l'illustrent la figure 1.7 et la figure 2.19 ; D'après la figure 1.8, la variation du volume pulmonaire et le mouvement du diaphragme suivent des courbes sinusoïdales.

En partant de l'hypothèse que le changement de la fréquence des images peut indiquer le changement du déplacement, on suppose que la relation entre la fréquence des images et le déplacement des images est linéaire, comme le montre la figure (2.18) [7].

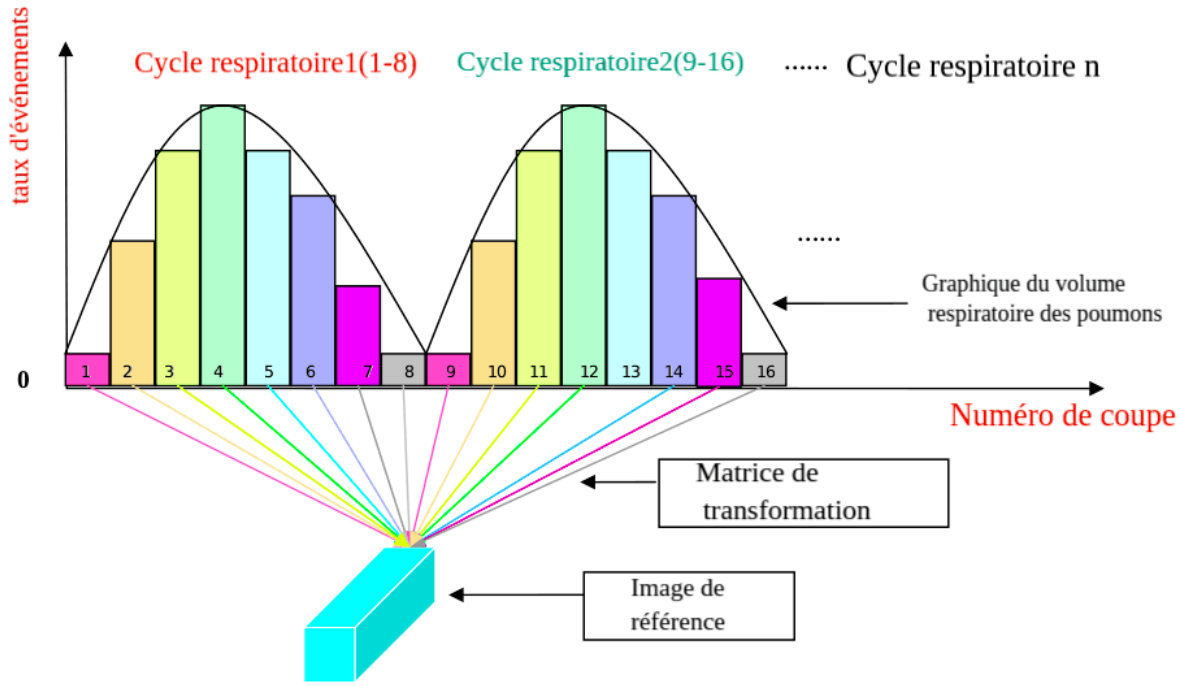


Figure 2.24 La procédure de la Geométrique sensibilitée Correction(Jianfeng He-2006)

Si nous supposons que $f(i)$ $(i = 1,2,3,.....n)$ *est le nombre d'événements de la image, i comme numéro de image ;* f_{max} *comme nombre maximal d'événements de la image* f_{min}*, comme événements de image minimum,* $D_z(i)$ $(i = 1,2,3,....n)$ *est un déplacement pour une image triée* $f(i)$*. Aux fins de la modélisation mouvement simplifié des objets géométriques, on adopte un mouvement sinusoïdal de la forme :*

7. Une source fantôme NCAT (ou ponctuelle) se déplace le long de l'axe z (b) avec une sensibilité géométrique (a), les variations du taux d'événements de l'image indiquent un graphe sinusoïdal approximatif (c), ce qui nous permet de supposer que la relation entre le taux d'événements de l'image et le déplacement de l'image est linéaire.

$$D(i) = \frac{A}{2} \times sin(\frac{2\pi.t_i}{T}) \tag{2.9}$$

où A est l'amplitude du mouvement respiratoire, et nous fixons le temps zéro pour qu'il se situe au milieu d'image de référence de l'événement maximal, ainsi que le déplacement d'image de référence pour qu'il soit zéro. T est la durée d'un cycle respiratoire. En outre, comme la variation de $f(i)$ avec le temps est sinusoïdale et que nous savons qu'au temps $t = 0$ $f(i)$ est égal à f_{min}, nous avons

$$f_{max} - f(i) = \frac{1}{2} \times (f_{max} - f_{min}) \times \sin(\frac{2\pi.t_i}{T})(i = 1,2,3....,n) \tag{2.10}$$

A partir des équations (2.9) et (2.10), nous pouvons déterminer

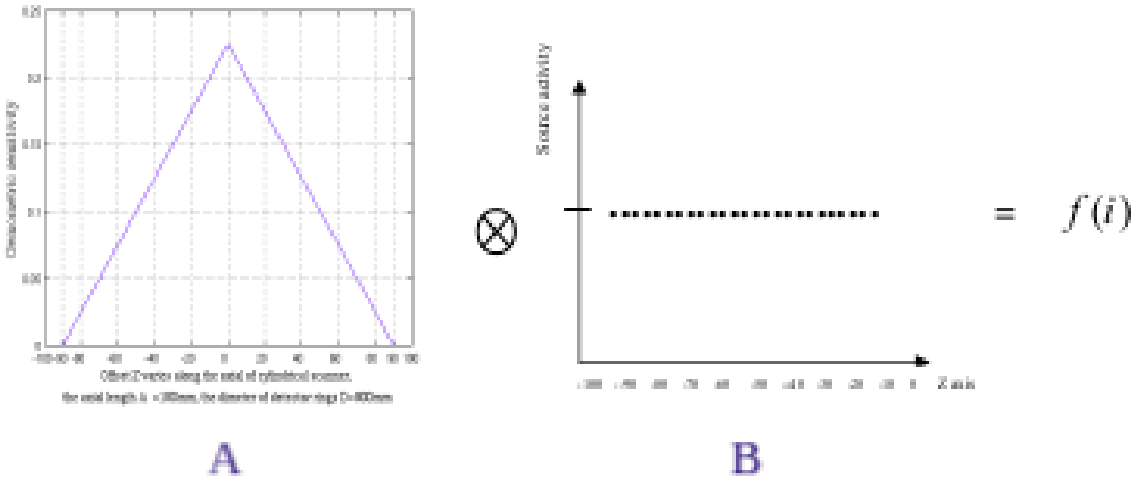
$$D_z(i) = A \times \frac{f_{max} - f(i)}{f_{max} - f_{min}}(i = 1,2,3....n) \tag{2.11}$$

avec :

- *$D_z(i)$: Élément de translation le long de l'axe z*
- *i : Numéro de la image*
- *A : Amplitude maximale de mouvement*
- *f_{max} : Evénements de l'image maximale*
- *f_{min} : Événements d'image minimum*
- *f(i) : Événements de chaque image*

L'équation 2.11 signifie que l'élément $D_z(i)$ de la matrice de transformation du déplacement peut être estimé par les changements des événements f(i) et l'amplitude de mouvement A.
A est considéré comme un paramètre constant de la motion. $D_z(i)$ dépend de la modification de f(i). En analysant l'équation 2.3, nous pouvons savoir que $D_z(i) = 0$ lorsque $f(i) = f$ max, ce qui signifie que l'image de mouvement au centre du FOV obtient une sensibilité géométrique maximale, mais sans déplacement. De plus, $D_z(i) = A$ quand $f(i) = f_{min}$ qui indique le cadre de mouvement au bord du FOV reçoit une sensibilité géométrique minimale, mais le déplacement est maximal. Dans cette recherche, l'amplitude du mouvement peut être déterminée en calculant la composante axiale du sinogramme COM [10][97] Les COM des deux images correspondant à l'image des événements de pointe et à l'image des événements minimums sont calculée, la différence entre les deux moments Z calculés est estimée comme amplitude de mouvement. Bien que la translation calculée corresponde en principe uniquement au mouvement axial, x, y peuvent également être prises en compte.

Le CSG est réalisé en traduisant les images triées dans l'image de référence en utilisant l'élé-



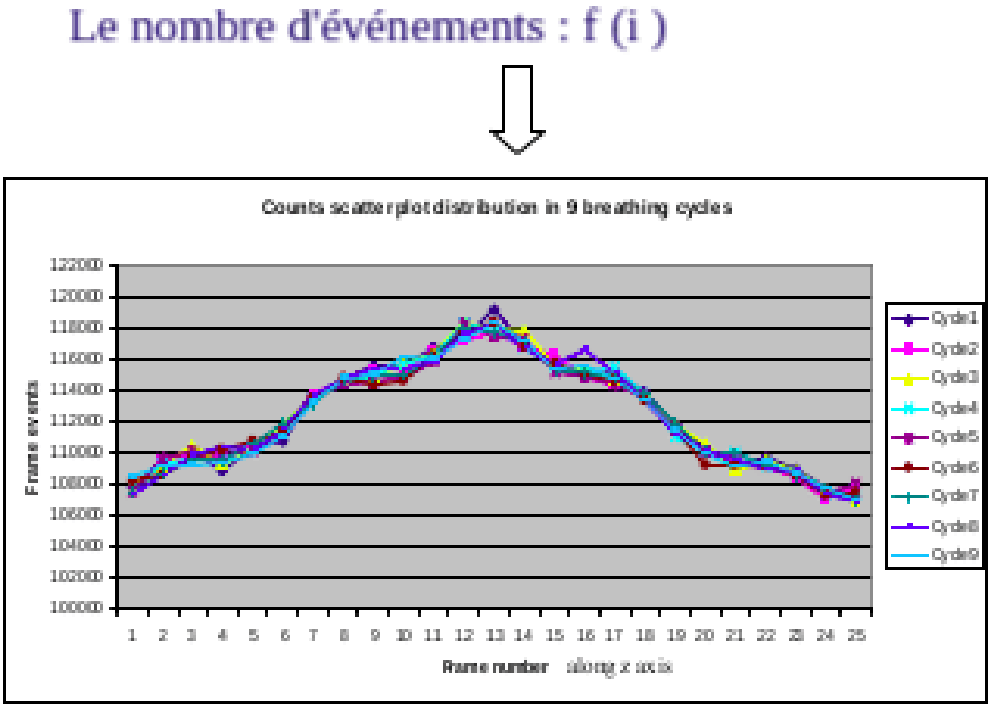


Figure 2.25 La relation entre le taux d'événements de l'image et le déplacement de l'image

ment de matrice de transformation qui contient les paramètres de transformation de déplacement pour les images traduites dans l'image de référence. Chaque image est constituée de plusieurs

LOR. Par conséquent, la correction des images vers l'image de référence peut être mise en œuvre en traduisant chaque événement LOR dans l'image à la position d'image de référence en termes de déplacement dans la matrice de transformation [80] [8]. Dans cette recherche, le cadre de référence a été défini par le pic compter le nombre d'images dans les images triées. À titre d'exemple de traduction des LOR à la position de référence comme spécifié à la figure 2.19, prenez deux événements LOR, LOR_a et LOR_b dans une image non de référence.

La transformation de déplacement pour la traduction d'image et d'image de référence dans la matrice peut être calculée comme $D_z(i)$à partir de l'équation 2.11. En conséquence de l'image de la translation, LOR_a et LOR_b seront déplacés vers la position de référence LOR_a et LOR_b par Δz : déplacement le long de l'axe z. Les étapes de la mise en œuvre du CSG sont illustrées à la figure 2.20. Les taux d'événements en mode liste sont triés en des images dynamiques. Le total des événements dans chaque image est ensuite calculé. Le maximum et le minimum des événements d'image sont également déterminés et l'amplitude du mouvement peut alors être estimée par le calcul COM. Il est possible de calculer les transformations du mouvement respiratoire selon l'équation 2.11. Tous les événements LOR dans chaque image sont traduits dans l'image de référence et additionnés pour former une image unique. L'image de référence est défini comme l'image contenant le plus grand nombre d'événements. L'image résultante est ensuite reconstruite en une seule image.

2.8 Reconstruction tomographique

La reconstruction des images constitue une étape critique consistant à générer une estimation de l'activité présente dans l'objet d'intérêt en fonction des données bruitées, à partir d'un modèle du système incorporant la géométrie des détecteurs, un échantillonnage spatial du champ de vue, et la connaissance éventuelle des effets perturbateurs tels que l'atténuation, la diffusion, etc. que nous détaillerons dans la partie suivante. En raison de la complexité des effets à modéliser et de la quantité de données à traiter (en général plusieurs centaines de millions de coïncidence, les algorithmes de reconstruction d'images requièrent toujours plus de puissance de calcul[19]. Ainsi, ils n'ont eu de cesse d'évoluer avec l'amélioration des connaissances relatives à la TEP et le développement des outils informatiques.

Cette partie n'a pas pour objectif de présenter l'ensemble de la multitude d'algorithmes de reconstruction existant actuellement, mais d'introduire les principes généraux de la reconstruction d'images, avant d'introduire les principaux types d'algorithmes généralement utilisés ainsi que les défis auxquels ces algorithmes sont confrontés.

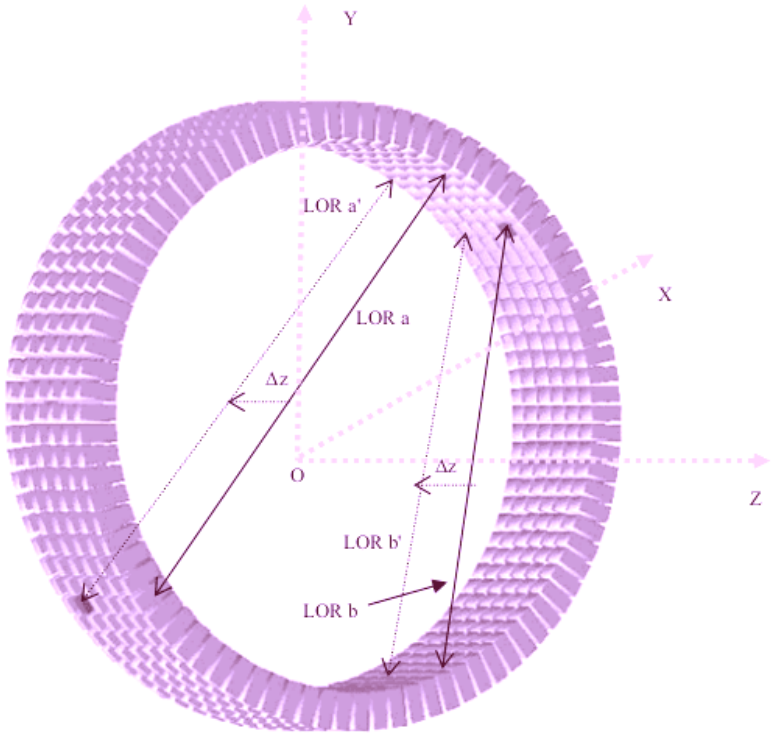


Figure 2.26 Les LOR se sont transformés en image de référence dans la géométrie du scanner. D_{min} et LOR_a sont devenus LOR_b et $LOR_{a'}$ après avoir déplacé Δz le long de l'axe z.

2.8.1 Génération des images

Le principe de reconstruction tomographique 3D repose sur la supposition qu'il est possible de reproduire le volume d'un objet grâce à la mesure de certaines propriétés de cet objet par de multiples projections 2D de cet objet selon différents angles, comme illustré dans la figure 1.17. Les mesures sont définies dans l'espace de projection correspondant aux différentes [66]

positions angulaires décrites par les lignes de réponse, ou un sous-échantillonnage de ces lignes de réponse. L'objet est quant à lui défini dans l'espace image, représenté par un sous-échantillonnage spatial décrit par une matrice de volumes élémentaires. La relation entre l'objet x et les projections y peut s'écrire sous la forme suivante très simplifiée :

$$y = f(x) \tag{2.12}$$

Où f correspond à l'opérateur de projection. Le principe de la reconstruction tomographique est de réaliser l'opération de transposition, que l'on nomme rétroprojection. L'inversion de ce problème n'est malheureusement pas triviale, un premier inconvénient étant qu'il n'existe pas de solution

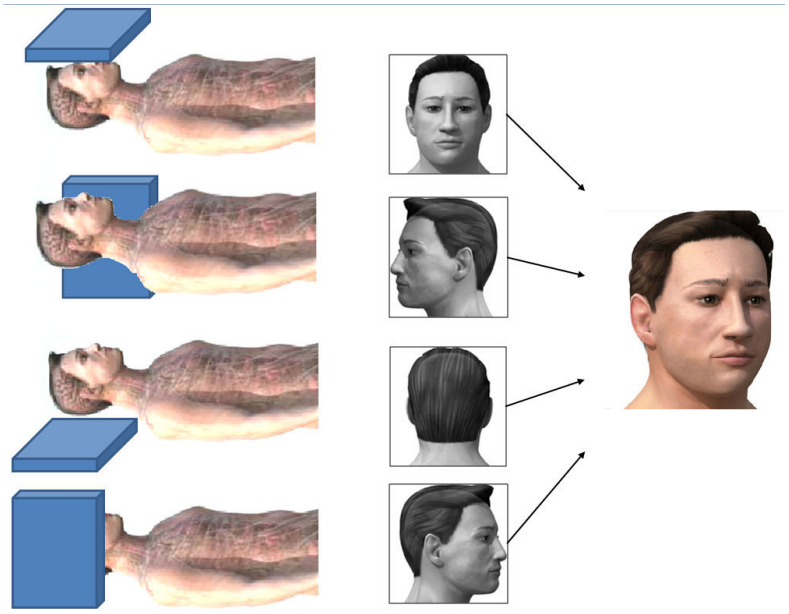


Figure 2.27 Représentation schématique de la génération d'une image 3D à partir de multiples projections 2D.

unique. La figure 2.18 illustre ce principe avec un exemple simple, où l'on voit que plusieurs solutions sont possibles pour un ensemble donné de projections. Il est ainsi nécessaire de disposer d'un grand nombre de projections selon différents angles pour diminuer les biais liés à la non-unicité des solutions[21].

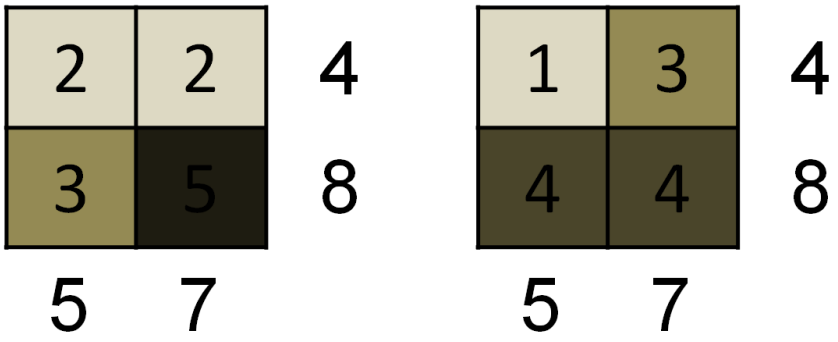


Figure 2.28 Exemple de distributions différentes donnant lieu à des projections similaires sur une matrice à 4 pixels. Les données peuvent être représentatives de solutions différentes.

2.8.2 Reconstruction analytique

Les algorithmes de reconstruction analytiques sont les premiers algorithmes développés pour la reconstruction des données TEP. Ils reposent sur la rétroprojection en une étape de l'ensemble des projections acquises[35][66]. Une première solution est d'appliquer directement la transposition de l'opération de Radon[8]*, en assignant à chaque voxel situé sur une ligne de réponse déterminée par* (r,θ) *la valeur enregistrée dans cette ligne de réponse :*

$$f(x) = \int_0^{\pi} p(r,\theta) d\theta \tag{2.13}$$

Cette méthode basique est cependant loin d'être idéale à cause des traces résiduelles laissées dans l'image par les tracés des rétroprojections. Cela va se traduire notamment par des artefacts en " étoile " significatifs dans l'image reconstruite (figure 2.20). D'autre part, le mauvais conditionnement dû au nombre fini de projections, ainsi que la nature bruitée du signal, rajoutent autant de perturbations dans l'image reconstruite.

Pour pallier ce problème, une méthode largement répandue est d'utiliser la rétroprojection filtrée [35]. Le principe est de (i) appliquer la transformée de Fourier sur les projections pour les exprimer dans l'espace fréquentiel, puis de (ii) filtrer ces projections à l'aide d'un filtre rampe dans l'espace de Fourier, avant d'appliquer (iii) la transformée inverse de Fourier et de (iv) rétroprojeter les données. Ceci permet de réduire l'étalement du tracé caractéristique des rétroprojections, et ainsi limiter les artefacts en étoile. La rétroprojection filtrée, qui constitue donc l'opération inverse de la projection, peut s'exprimer ainsi :

$$f(x,y) = \int_0^{\pi} F^{-1}[P(\mu,\theta)|\mu|] d\theta \tag{2.14}$$

Où :

- $P(\mu,\theta)$ *représente la transformée de Fourier de* $P(r,\theta)$
- $|\mu|$ *correspond à la valeur absolue de la fréquence*
- F^{-1} *représente la transformée inverse de Fourier.*

La présence du filtre rampe apporte néanmoins un inconvénient majeur dans le sens qu'elle va amplifier très nettement les hautes fréquences du signal. Comme les données TEP sont déjà très bruitées, le rapport signal sur bruit sera significativement dégradé. Pour limiter l'amplification

8. Les méthodes de reconstruction analytiques ont des racines théoriques relativement anciennes. La transformée de Radon a été étudiée pour la première fois par Johann Radon en 1917, qui a étudié ses propriétés,notamment d'inversion.

En 1956, Bracewell démontre la relation qui existe entre transformée de Fourier et transformée de Radon. C'est sur cette propriété que repose l'algorithme de rétroprojection filtrée (Filtered Backprojection, FBP), développé au début des années 70 par David Chesler.

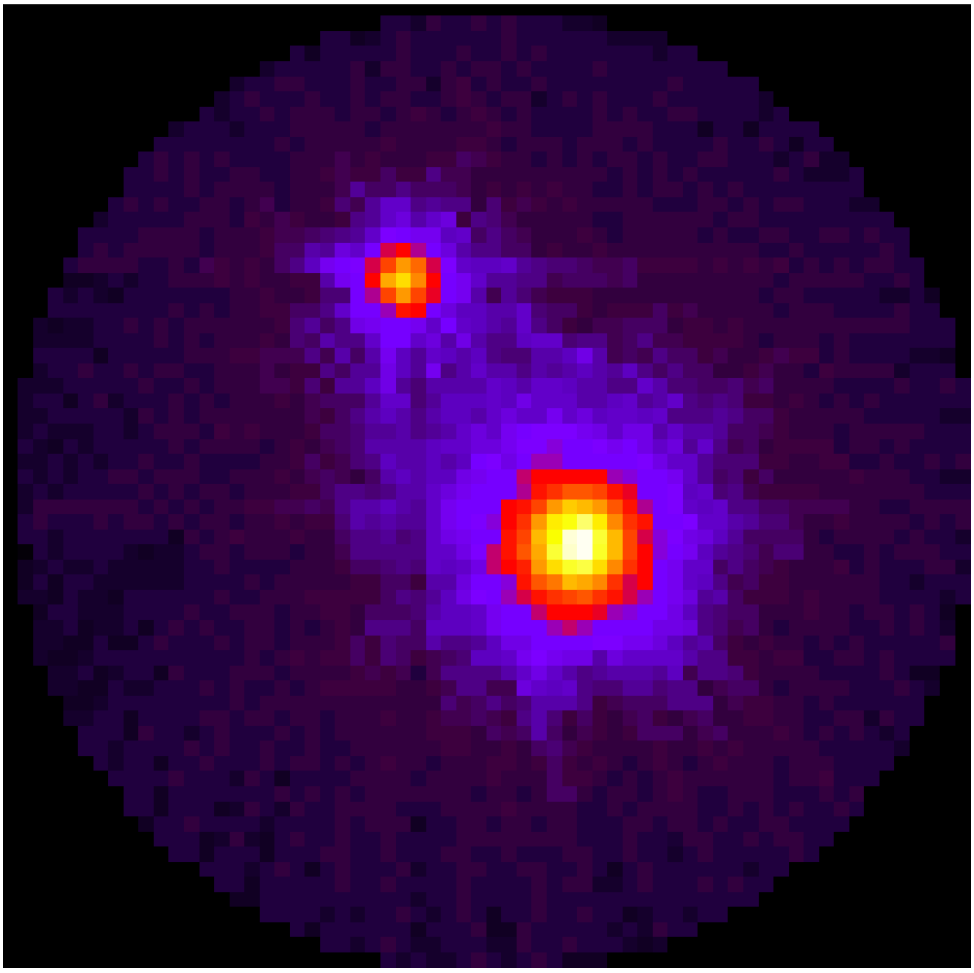


Figure 2.29 Reconstruction présentant des artefacts en ”étoile” dus aux traces résiduelles des tracés de rétro-projections

du bruit, il est commun de coupler le filtre rampe à un filtre passe-bas [35] dans le but de limiter les trop hautes fréquences du signal contenant le bruit, ou en utilisant par exemple les fenêtres de Hanning ou Butterworth [98]. Cette technique de reconstruction a l'avantage d'être rapide et simple à implémenter. Cependant elle ne prend pas en compte de façon indépendante les différents phénomènes

susceptibles de perturber le signal, ni la nature bruitée des données. De plus, malgré les corrections apportées par la rétroprojection filtrée, les images présentent encore des artefacts significatifs, en particulier lorsque la concentration locale d'activité est très hétérogène et très intense. Ainsi, l'utilisation d'autres types d'algorithmes de reconstruction, modélisant de façon plus adéquate le signal et ses perturbations, est devenue nécessaire.

2.8.3 Reconstruction itérative

Les algorithmes de reconstruction itératifs se sont progressivement développés conjointement à l'amélioration des moyens informatiques dédiés à la reconstruction.

Le principe de base de ces algorithmes est de trouver une solution par des estimations successives[99]. A partir d'une solution supposée, des projections sont estimées et comparées aux projections réelles. Le résultat de la comparaison est rétroprojeté et utilisé pour modifier l'estimation courante (figure 2.11). Le processus se répète jusqu'à ce que la différence entre les projections

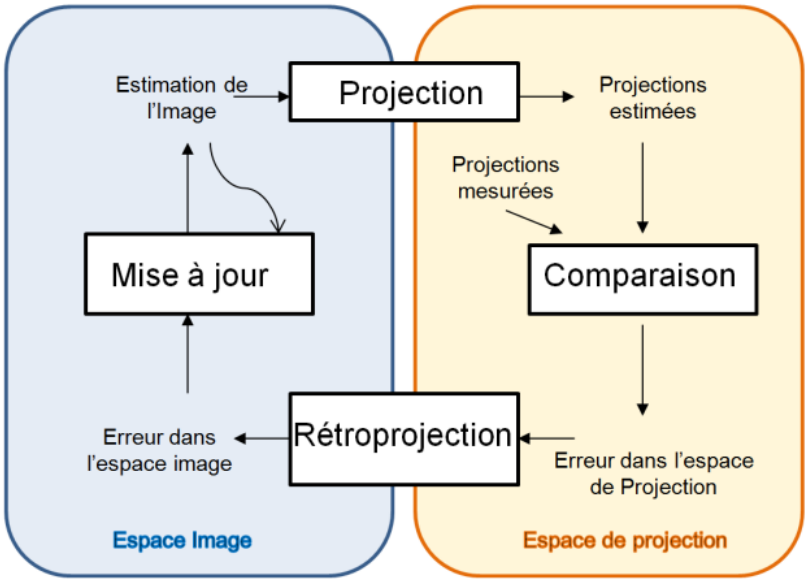


Figure 2.30 Représentation schématique de la reconstruction itérative

mesurées et les projections estimées soient en dessous d'un certain seuil. Ce type d'algorithme permet de mieux prendre en compte la discrétisation du domaine spatial et d'insérer des connaissances a priori dans la modélisation du système et dans la correction des estimations [9]*. Il en résulte des images significativement moins artefactées (figure 2.12) et une amélioration de l'estimation de l'activité [100]. Les inconvénients principaux de ces méthodes sont (i) un temps de calcul long en raison du nombre d'itérations et des effets modélisés, requérant une puissance de calcul beaucoup plus importante que pour les algorithmes de reconstruction analytiques, et (ii) une amplification du bruit au fur et à mesure des itérations [63]. On peut séparer ces algorithmes en deux familles, selon*

9. Malgré l'ancienneté des travaux sur la transformée de Radon, c'est un algorithme itératif qui sera mis en œuvre dans le premier scanner commercial en 1972, développé par l'ingénieur Godfrey Hounsfield. Si les méthodes analytiques, basées sur un modèle physique très simplifié du processus de mesure, offrent une qualité de reconstruction inférieure aux méthodes itératives modernes, la modélisation utilisée dans les premières méthodes itératives était aussi primitive, sinon plus, que dans les méthodes analytiques.

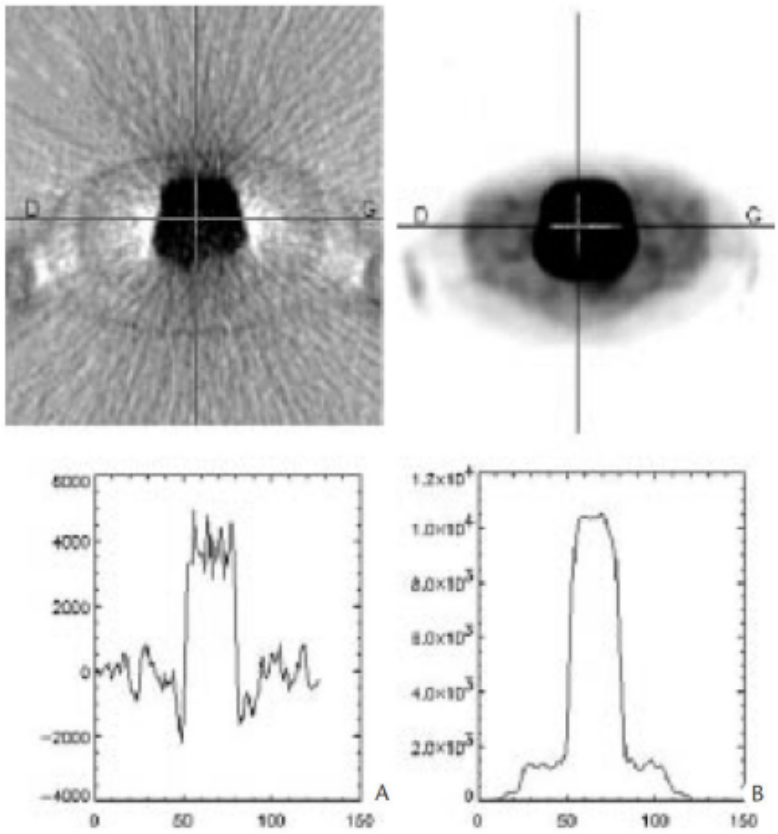


Figure 2.31 Coupe axiale d'une image reconstruite par un algorithme analytique (Rétroprojection filtrée, en A) et itératif statistique (OSEM, en B). La réduction significative des artefacts et du bruit, apportée par l'utilisation de la seconde méthode, apparait à la fois sur l'image et sur le profil d'activité. Image tirée de

qu'ils soient de type algébrique ou statistique. Cependant les algorithmes de la seconde catégorie se sont très vite révélés supérieurs grâce à une modélisation plus réaliste des données. Nous parlerons donc ici uniquement de cette catégorie. Les algorithmes itératifs statistiques de reconstruction reposent sur plusieurs caractéristiques :

— *Un modèle de l'objet incorporant une représentation spatiale discrète.*
— *Un modèle du système, qui relie l'image aux données et incorpore les aspects déterministes et statistiques.*
— *Un modèle décrivant les données, à savoir la distribution aléatoire des coïncidences.*
— *Une fonction coût permettant de mettre en relation ces différentes modélisations avec la solution.*
— *Un algorithme d'optimisation, permettant de se rapprocher de la solution optimale.*

Modèle de l'objet

Le modèle de représentation spatiale discrète est défini par le sous-échantillonnage du volume dans lequel se trouve l'objet en une matrice d'entités de volumes élémentaires. Il existe de nombreuses possibilités de modélisation de ces volumes élémentaires (figure 1.23), cependant la grande majorité des modèles utilise les voxels de forme cubique ou anisotropique. Parmi les autres types de volumes élémentaires, on peut également citer les fonctions de Keiser-Bessel ou « blobs », représentant des volumes élémentaires de forme sphérique [2][78]. Les blobs permettent théoriquement de diminuer les phénomènes de crénelage, mais au prix d'une complexité de calcul plus grande. Dans la suite on se focalisera sur des modèles basés sur l'utilisation de voxels. Les dimensions de cette matrice et des volumes élémentaires varient selon la précision et la qualité d'image souhaitées. La diminution de la dimension des voxels offre théoriquement la possibilité d'une meilleure discrimination des objets de petite dimension, mais l'image sera de moins bonne qualité car la quantité d'information dans chaque voxel diminuera, ce qui nuit au rapport signal sur bruit.



Figure 2.32 Discrétisation de l'espace image en fonction du volume élémentaire choisi

Modèle du système

Tout algorithme itératif dans la reconstruction TEP repose sur une description d'une matrice P, appelée matrice du système, modélisant la relation entre les données mesurées m de l'espace de

projection, et l'objet f de l'espace image :

$$m = Pf \tag{2.15}$$

Si l'on considère que I et J sont respectivement le nombre total de lignes de réponses et de voxels considérés, la matrice P contient les éléments p_{ij} déterminant la probabilité qu'un photon émis du voxel j soit détecté dans la projection i. L'équation peut se réécrire sous la forme discrète :

$$\bar{m}_i^{'} = \sum_{j=1}^{J} P_{ij} f_j \tag{2.16}$$

L'équation 2.12 représente l'opération de projection. Au niveau de l'implémentation, cette opération consiste à sommer les contributions propres de chaque voxel parcouru par une LOR i. L'étape de rétroprojection consiste alors à distribuer uniformément la valeur de projection à tous les voxels parcourus par la LOR. Il est important de noter qu'en raison de la dimension finie de la surface des cristaux, il est impossible de connaître précisément la position d'entrée de la LOR au travers de cette surface[80]. Pour cette raison, plusieurs types de projecteurs, présentés dans la figure 2.14, peuvent être envisagés pour réaliser les opérations de projection et rétroprojection :

- *L'implémentation d'un projecteur de type linéique est plus aisée, mais nécessite de définir subjectivement le lieu d'entrée des lignes de réponse sur la surface des cristaux. Une première approximation est de choisir le centre de la surface des cristaux comme lieu de pénétration des LORs. Cependant, cela va entraîner des artefacts dans l'image reconstruite en raison de la limitation arbitraire des lignes de réponse possibles. Une solution potentielle à cet inconvénient est alors de définir aléatoirement durant la reconstruction les positions des lignes de réponse sur la surface des cristaux.*
- *Une autre solution est d'utiliser un projecteur de type " tube " qui prend en compte la surface des cristaux dans les calculs de projection, évitant ainsi la définition arbitraire des trajectoires des lignes de réponse, au prix d'une complexité de calcul plus importante.*

En raison de la dimension importante de la matrice P, ses éléments ne sont pas précalculés, mais déterminés durant la reconstruction au niveau de chaque voxel lors du tracé des lignes de réponse. Les coefficients p_{ij} sont donc déterminés en fonction de la longueur (ou du volume) du projecteur i traversant chaque voxel j comme illustré dans la figure 2.15. Ces calculs récurrents expliquent le temps de reconstruction relativement long des algorithmes, malgré le développement du matériel informatique et l'utilisation d'algorithmes optimisés pour ce type de calcul [101]. De plus, leur implémentation diffère en fonction de l'indexation des coïncidences en mode sinogramme ou liste. En effet, en mode liste, les opérations sont réalisées pour chaque coïncidence, alors que dans le mode sinogramme, ce sont les groupes de coïncidences contenues dans chaque ligne de ré-

ponse qui sont considérés. Dans les algorithmes actuels, la description de la matrice P ne se limite pas aux seuls facteurs géométriques et peut varier significativement en fonction des propriétés que l'on souhaite implémenter. Par exemple, elle peut contenir des aspects déterministes (tels que la réponse impulsionnelle des détecteurs (PSF), la modélisation de l'atténuation, des normalisations, corrections des coïncidences diffusées et fortuites, etc.), statistiques (modélisation du bruit), voire des aspects temporels. Cette flexibilité représente un atout fondamental des algorithmes itératifs.

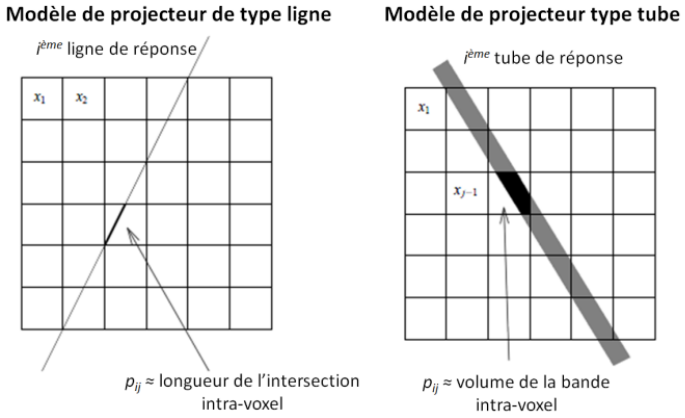


Figure 2.33 Illustration des projecteurs de types ≪ *lignes* ≫ et ≪ *bandes* ≫ pour la réalisation des opérations de projection et rétroprojection

Modèle de distribution aléatoire du radiotraceur

La grande majorité des algorithmes statistiques itératifs est basée sur la méthode du maximum de vraisemblance [64]. Dans le problème d'estimation en TEP, on cherche à estimer les intensités f de l'image en fonction des données mesurées m. Si l'on considère la répartition des données TEP mesurées comme une variable aléatoire définie par son espérance et sa variance, on peut exprimer la fonction de vraisemblance $L(m|f)$, représentant la probabilité d'obtenir les projections mesurées m en supposant une certaine valeur de f. En TEP il est généralement admis que la distribution aléatoire des données mesurées m dans les détecteurs suit une loi aléatoire de Poisson, de moyenne q. Ainsi, si l'on considère les données mesurées TEP m, de moyenne q, la majorité des algorithmes exprime la fonction de vraisemblance sous la forme suivante :

$$L(m|f) = \prod_{i=1}^{I} \exp^{-q_i \frac{q_i m_i}{m_i!}} \tag{2.17}$$

Le modèle de Poisson est généralement utilisé car l'émission des positons, et donc des pho-

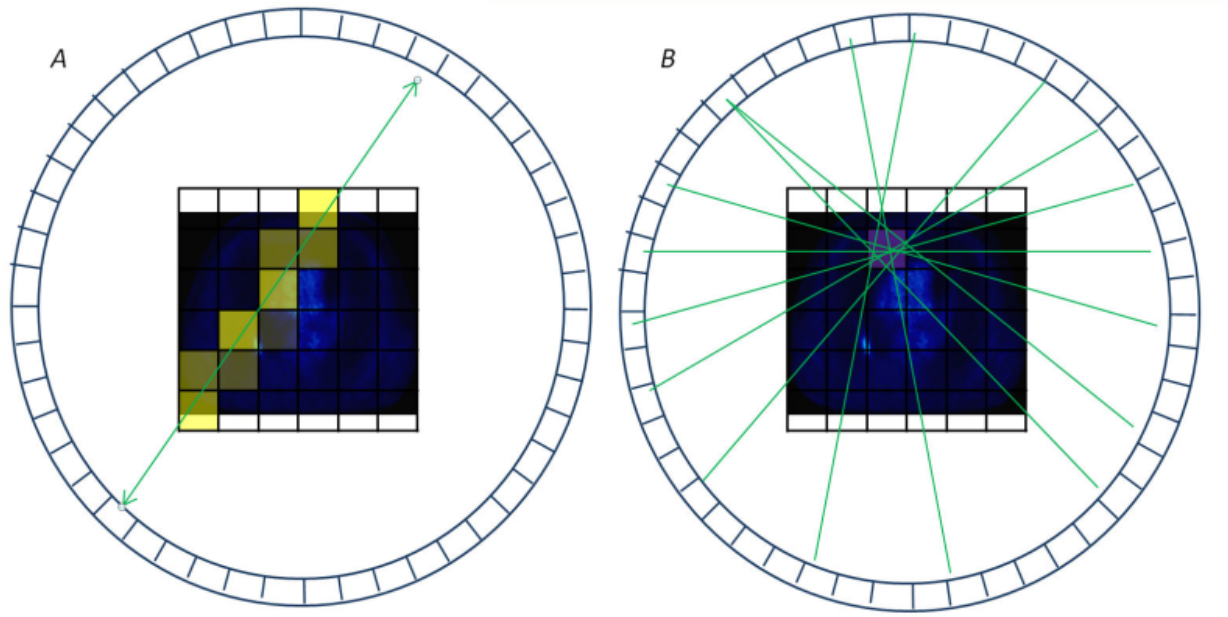


Figure 2.34 Lors de l'étape de projection (A), la somme des éléments de chaque ligne de réponse est calculée en fonction du niveau d'intensité des voxels pondéré par l'intersection relative de la ligne de réponse dans le voxel. Le niveau d'intensité au sein de chaque voxel évolue progressivement au cours des itérations en fonction des corrections apportées par l'ensemble des lignes de réponse le traversant (B)

tons issus de l'annihilation, suit la loi de Poisson. Cependant les perturbations issues par exemple de la chaîne de détection du système (temps morts) ainsi que la prise en compte dans le modèle des corrections des coïncidences diffusées et fortuites peuvent modifier la densité de probabilité de la variable aléatoire, et donc sa nature intrinsèquement poisonnienne [102]. Ainsi d'autres modèles de données ont été proposés telles que des approximations de Poisson [57], ou des modèles gaussiens.

Fonction coût

Une fois que l'on dispose de modèles pour les données, le système de mesure, et la représentation spatiale, il est nécessaire de définir un critère permettant de déterminer la meilleure solution au problème d'optimisation déterminé par la relation entre ces modèles et les paramètres à estimer. Dans le paragraphe précédent, nous évoquions le fait que la majorité des algorithmes statistiques TEP est basée sur le principe du maximum de vraisemblance. Il existe cependant une grande variété de modèles proposant l'introduction de contraintes a priori, ainsi que l'utilisation de termes de régularisation pour la limitation du bruit dû au mauvais conditionnement de l'algorithme. Dans

le cas du maximum de vraisemblance, on recherche alors l'image composée des intensités maximisant la vraisemblance :

$$\hat{f} = argmaxL(m|f) \tag{2.18}$$

Cet estimateur a l'avantage d'être non biaisé et de variance minimale, celle-ci dépendant du nombre de mesures [26][20].
En général, on ne maximise pas directement la vraisemblance, mais plutôt la log-vraisemblance afin de faciliter les dérivations postérieures (les termes de la fonction sont alors sommés et non plus multipliés). Le passage au logarithme n'a pas de conséquence sur le caractère asymptotique de la fonction de vraisemblance, étant donné que le logarithme est une fonction monotone et croissante. La fonction de log-vraisemblance à maximiser devient alors :

$$\hat{f} = argmax \sum_{i=1}^{I} (-q_i + m_i \ln(q_i) - \ln(m_i!)) \tag{2.19}$$

q représente ici le nombre moyen de coïncidences détectées dans la lignes de réponse i. Le dernier terme, $\ln(m_i!)$ *ne dépendant pas de q (et donc de f), sera écarté lors de la maximisation de la log-vraisemblance.*

2.8.4 Algorithme d'optimisation

La dernière étape consiste à définir l'algorithme permettant de maximiser la fonction coût, dont l'objectif est de trouver la solution optimale au problème posé par cette fonction coût. Il existe de nombreux algorithmes permettant d'effectuer cette opération, basés par exemplesur différentes variations de gradients ou sur la maximisation de la vraisemblance. Les plus répandus étant basés sur l'algorithme EM, proposé initialement dans [93], et adapté à la TEP par [57].

L'algorithme Maximum Likelihood−Expectation Maximisation$(ML-EM)$

L'association du maximum de vraisemblance avec l'algorithme estimation-maximisation se définit par l'acronyme $ML-EM$*. Cet algorithme est issu de l'observation que la maximisation directe de la fonction de vraisemblance est complexe, notamment en raison des variables cachées paramétrant le problème de reconstruction[73]. En d'autres termes, maximiser directement la vraisemblance complète est difficile. On peut simplifier le problème d'optimisation en le séparant en deux étapes :*

Etape E : Estimation de l'espérance de la vraisemblance complète en tenant compte des dernières variables observées.

Etape M : Estimation du maximum de vraisemblance par la maximisation de la vraisemblance complète moyenne déterminée à l'étape E.

L'expression de l'algorithme ML − EM se trouve en prenant les dérivées partielles de la fonction de vraisemblance par rapport aux paramètres :

$$\frac{\partial L(m|f)}{\partial f} = \frac{\partial}{\partial f}\sum_{i=1}^{I}(-q_i + mi\ln(q_i) - \ln(m_i!)) = 0 \tag{2.20}$$

D'après (2.13), on obtient :

$$\sum_{i=1}^{I}(-p_{ij} + p_{ij}\frac{m_i}{(Pf)_i}) = 0 \tag{2.21}$$

où : $(Pf_i) = \sum_{i=1}^{J} P_{ij}f_j$

Après rééquilibre et multiplication par f_j *:*

$$\frac{f_i}{\sum_{i=1}^{I} p_{ij}}\sum_{i=1}^{I}(p_{ij}\frac{m_i}{\sum_{j=1}^{J} p_{ij}f_j}) = f_j \tag{2.22}$$

Un algorithme itératif est alors obtenu en remplaçant f par une succession d'estimations :

$$f_j^{k+1} = \frac{f_i^k}{\sum_{i=1}^{I} p_{ij}}\sum_{i=1}^{I}(p_{ij}\frac{m_i}{\sum_{j=1}^{J} p_{ij}f_j^k}) \tag{2.23}$$

Cette équation peut s'interpréter en termes physiques en comparant le premier dénominateur $\sum_{i=1}^{I} p_{ij}$ *à la sensibilité du voxel j, et le second dénominateur (correspondant à l'étape E de l'algorithme EM) à la projection de l'objet estimé de l'espace image dans l'espace de projection. Cette expression garde toute la flexibilité au niveau des termes correctifs pouvant être incorporés dans la matrice P [5]. Parmi les inconvénients de l'algorithme MLEM il s'avère que sa convergence est très lente et nécessite un grand nombre d'itérations, multipliant d'autant le temps de calcul. Une solution pour contourner ce problème est de diviser les données en n sous-ensembles, et de répéter le processus d'itérations pour chaque sous-ensemble.*

Ordered Subsets Expectation Maximisation (OSEM)

Cet algorithme a été proposé dans [103] et est appelé Ordered Subsets Expectation Maximisation (OSEM). Les lignes de réponse espacées par des écarts angulaires réguliers sont sé-

lectionnées pour former le sous-ensemble, de façon à ce que chaque sous-ensemble apporte des informations sur l'image de façon homogène afin d'éviter l'apport d'artefacts. Cet écart angulaire dépend directement du nombre de sous-ensembles choisi. Il est connu que cet algorithme ne converge pas vers le maximum de vraisemblance car il n'utilise pas l'ensemble des données pour chaque itération, cependant il est communément accepté que si le nombre de données est suffisamment grand, l'algorithme OSEM permet une convergence vers une solution très proche du MLEM, avec le bénéfice de diviser le temps de reconstruction par le nombre de sous-ensembles utilisés[33]. Le nombre de sous-ensembles utilisables n'est cependant pas illimité. En effet, si un trop grand nombre de sous-ensembles est sélectionné relativement aux données, l'image résultante pourra être très bruitée. Ce paramètre dépend fortement de la forme de l'objet reconstruit et du nombre de coïncidences dans les données. Un autre inconvénient de cet algorithme, qu'il partage avec les autres algorithmes itératifs, est que le bruit augmente significativement au fur et à mesure des itérations. Ainsi, pour limiter ce problème, une pratique courante en clinique est de stopper prématurément les itérations de l'algorithme avant la convergence, ou d'utiliser des filtres spatiaux de type gaussien sur les images reconstruites pour améliorer son aspect qualitatif[33][93].

Reconstruction en mode sequentiel

Les algorithmes de reconstruction MLEM et OSEM peuvent s'appliquer directement aux données enregistrées en mode séquentiel. L'avantage des algorithmes de reconstruction utilisant ce format de données est qu'ils peuvent modifier les coïncidences en fonction de paramètres tels que l'énergie des photons d'annihilation détectés ou l'information temporelle sur la détection de ces photons. Cette dernière information est très importante lorsque la partie anatomique à imager est en mouvement. C'est notamment le cas des acquisitions TEP des régions thoraciques et abdominales, influencées par les mouvements liés à la respiration et aux battements cardiaques. L'enregistrement des coïncidences en mode séquentiel permet alors, par exemple, d'effectuer un tri dans les coïncidences suivant la position des organes en mouvement. Cet aspect est décrit plus en détails dans le chapitre 2[33]. Certains systèmes TEP permettent également d'exploiter l'information du temps de vol entre les 2 photons d'annihilation. Cette information correspond à la différence des temps de détection des 2 photons d'annihilation. Elle ne peut pas être stockée dans un sinogramme et nécessite l'utilisation d'une acquisition en mode séquentiel pour pouvoir être exploitée. Sur des données en mode séquentiel, les sous-ensembles utilisés pour l'algorithme OSEM ne sont pas définis de la même façon que pour un stockage des données en format sinogramme. Les sous-ensembles sont dans ce cas définis comme un découpage temporel de l'ensemble des coïncidences temporelles enregistrées [25] : pour une durée d'acquisition d, le sous-ensemble s contient les coïncidences enregistrées dans l'intervalle de temps compris entre $\frac{(s-1)}{\sigma}$ *et* $\frac{sd}{\sigma}$*, où* σ *représente*

le nombre de sous-ensembles utilisés. Contrairement au cas où les données sont stockées dans des sinogrammes, le nombre de projections et de rétroprojections par itération n'est pas constant. Dans le cas d'une reconstruction en mode séquentiel, il y a autant d'opérations de projections et de rétroprojections que de coïncidences enregistrées. Les étapes de projection et de rétroprojection sont les plus coûteuses en temps de calcul lors de la reconstruction. Le temps nécessaire pour reconstruire des images TEP à partir de données en mode séquentiel est donc considérablement plus grand qu'à partir de données enregistrées en format sinogramme[104].

2.9 Corrections des données

Le nombre de coïncidences enregistrées en TEP est fortement influencé par les caractéristiques du système de détection (1.2.2) et par les phénomènes physiques agissant sur les photons d'annihilation (1.1). Afin d'obtenir des images représentant quantitativement la distribution de radiotraceur après reconstruction, il est nécessaire d'effectuer des corrections pour prendre en compte ces perturbations. Plusieurs stratégies sont possibles pour effectuer ces corrections. Il est par exemple possible de corriger directement les projections en les pondérant pour chaque ligne de réponse [105] :

$$p_j = s_j p_j + \delta_j \tag{2.24}$$

Les coefficients $(s_j)_{j=1...L}$ et $(j)_{j=1...L}$ sont les facteurs correctifs des projections pour chaque ligne de réponse. Pour la compensation des coïncidences fortuites et diffusées, cette stratégie de correction est la stratégie classiquement utilisée lorsque l'algorithme de reconstruction utilisé est la rétroprojection filtrée. En revanche, lorsque l'algorithme utilisé est itératif, il est possible d'intégrer ces corrections pendant la reconstruction. Il est même fortement déconseillé de corriger directement les projections lorsqu'on utilise les algorithmes MLEM et OSEM puisque la distribution des projections suivant une loi de Poisson n'est alors plus garantie. Il est ainsi recommandé d'intégrer les corrections dans l'équation caractéristique de MLEM (équation 20) :

$$f_j^{*n+1} = \frac{f_i^{*n}}{\sum_{i=1}^{L} s_j R_{ji}} \sum_{i=1}^{L} s_j R_{ji} \frac{P_j}{\sum_{j=1}^{P} s_j R_{ji} f_j^{*n} + \delta_j} \tag{2.25}$$

Les coefficients $(s_j)_{j=1...L}$ représentent les facteurs multiplicatifs de correction qui prennent en compte les écarts de sensibilité entre les lignes de réponse. Les coefficients $(j)_{j=1...L}$ décrivent quant à eux les perturbations qui biaisent la détection des coïncidences sur chaque ligne de réponse. Les différentes corrections prises en compte dans les facteurs $(s_j)_{j=1...L}$ et $(_j)_{j=1...L}$ sont décrites dans les parties suivantes[106].

2.9.1 Normalisation

La sensibilité des lignes de réponse du tomographe TEP n'est pas homogène et dépend de plusieurs paramètres. Cette différence de sensibilité peut être compensée avant ou pendant la reconstruction, comme décrit dans la partie précédente. Cette compensation correspond à la normalisation, représentée par coefficients $(s_j)_{j=1...L}$ définis précédemment. Le premier paramètre qui fait varier cette sensibilité est l'efficacité intrinsèque de la chaîne de détection (cristal, tube photomultiplicateur...). Chaque élément de la chaîne de détection peut présenter des imperfections et la réponse de chacun de ces éléments peut donc varier. La position du cristal dans le bloc de détection fait également varier la sensibilité des lignes de réponse correspondantes, notamment dans la direction axiale du tomographe. Le deuxième paramètre important qui fait varier la sensibilité des lignes de réponse est d'ordre géométrique[44]. Comme illustré sur la figure 2.10, dans un même plan, la distance séparant 2 lignes de réponse parallèles au centre du champ de vue n'est pas la même que celle séparant 2 lignes de réponse en bord de champ de vue. Ce phénomène est connu sous le nom d'effet d'arc.

De même, 2 photons d'annihilation auront une probabilité plus grande d'interaction au centre des blocs de détecteurs qu'aux extrémités : le nombre de cristaux est plus grand au centre des blocs de détecteurs et augmente ainsi la probabilité d'interaction des photons dans les cristaux si cette interaction n'a pas lieu dans le premier cristal rencontré par le photon[105][23]. La méthode la plus simple pour corriger ces différences de sensibilité entre les lignes de réponse est de réaliser une acquisition TEP d'une source homogène de concentration radioactive connue. Les coefficients de normalisation sont alors proportionnels à l'inverse du nombre de coïncidences enregistrées sur chaque ligne de réponse. Cette méthode de correction nécessite de mesurer un très grand nombre de coïncidences, ce qui implique en général une acquisition de plusieurs heures.

Il est également important que la concentration radioactive dans le fantôme placé dans le champ de vue soit réellement homogène, ce qui est en général difficile à contrôler. Enfin, la présence de coïncidences diffusées peut biaiser la mesure des coefficients de normalisation. Malgré ces difficultés, cette technique reste la plus utilisée pour générer les données nécessaires à la compensation des différences de sensibilité entre les lignes de réponse[103][75][56].

2.9.2 Atténuation

L'atténuation des photons entre leur lieu d'émission et leur détection est un phénomène qui dégrade tant qualitativement que quantitativement les images TEP (voir figure 1.14). Cette atténuation a lieu lorsque les photons créés par l'annihilation du positon avec un électron doivent parcourir une certaine distance entre leur lieu d'émission et le détecteur, situé à plusieurs dizaines

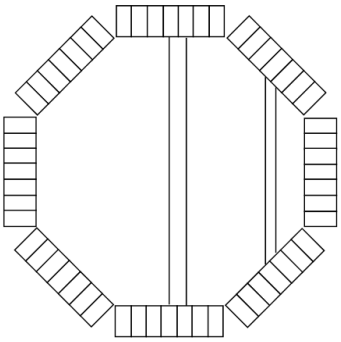


Figure 2.35 L'effet d'arc : la différence de distance entre 2 lignes de réponse situées au centre du champ de vue est supérieure à celle entre 2 lignes de réponse au bord du champ de vue.

de centimètres. En chemin, ils traversent les tissus du patient avant d'atteindre la couronne de détecteurs. Lors de cette traversée, ils peuvent interagir avec la matière de plusieurs manières. Chacune de ces interactions diminue leur probabilité d'atteindre la couronne de détecteur. Cette atténuation du faisceau de photons peut être quantifiée[22].

En TEP, l'atténuation subie par deux photons issus d'une coïncidence est indépendante de la position du lieu d'annihilation le long de la LOR détectée (voir annexe C). C'est cette propriété qui rend possible la correction d'atténuation. La probabilité que deux photons traversent un milieu non homogène d'épaisseur totale D s'écrit :

$$p = \exp(-\int_0^D \mu(u)du) \tag{2.26}$$

où $\mu(u)$ est le coefficient d'atténuation linéique [10] *du milieu au point u. L'atténuation des photons est aisément introduite dans les algorithmes de reconstruction. Notons g_i le nombre de photons détectés sur la LOR i et f(x) la densité du radiotraceur au point x. Supposons que tous les photons émis en des points traversant la LOR i le soient selon cette LOR. Alors, en l'absence d'atténuation*

$$g_i = \int_i f(x)dx \tag{2.27}$$

Le nombre de photons détectés sur la LOR_i est égal à la somme des photons émis par chaque point de la ligne. En présence d'atténuation, le nombre de photons détectés s'écrit

$$g_i = \int_i f(x)\exp(-\int_0^D \mu(u)du)dx = \int_i f(x)dx \times \exp(-\int_0^D \mu(u)du) \tag{2.28}$$

10. Ce coefficient représente la probabilité par unité de distance que des photons entrent en interaction avec de la matière du milieu absorbant. Elle dépend du nombre atomique et de la densité du milieu absorbant, ainsi que de l'énergie des photons incidents.

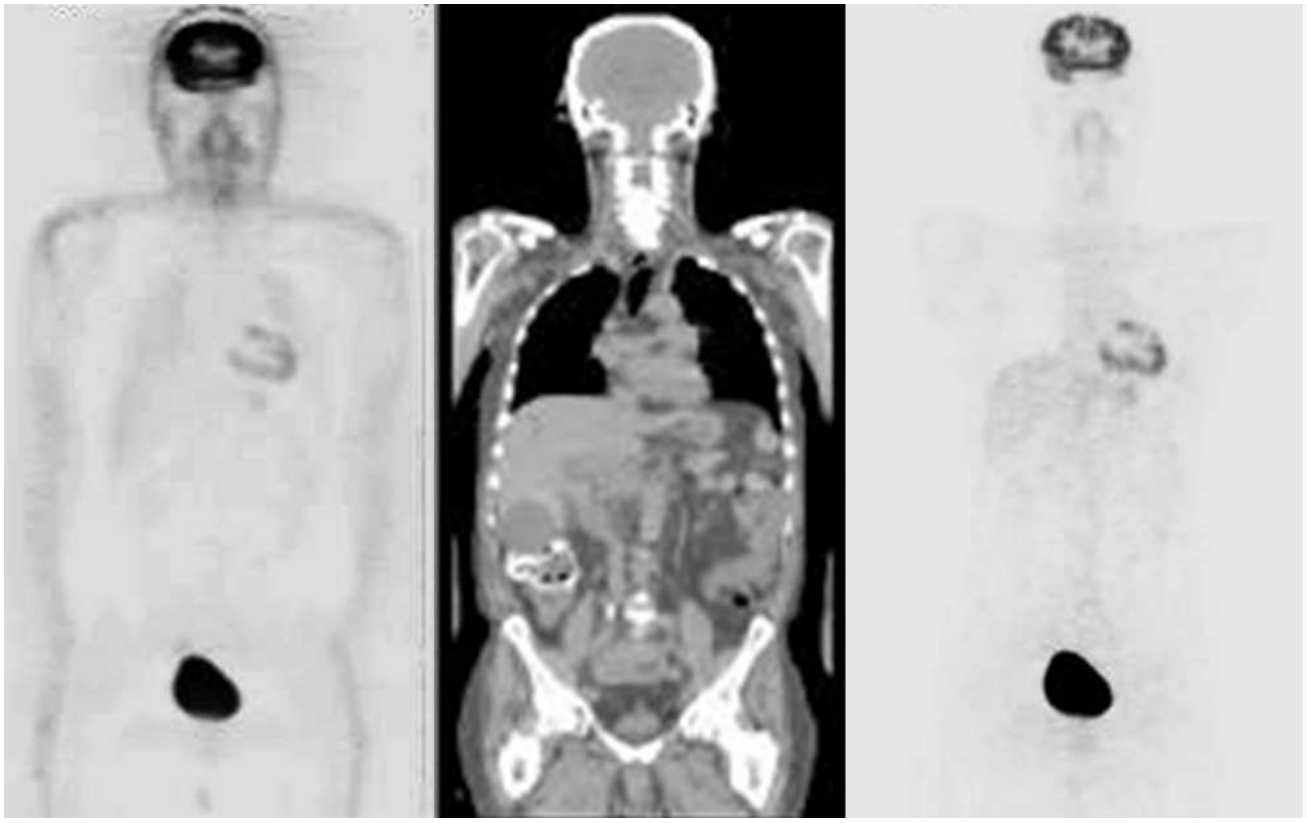


Figure 2.36 Images TEP corps entier, non corrigée pour l'atténuation (à gauche) et corrigée (à droite) en utilisant une image TDM (au milieu)

Le nombre de photons détectés sur la LOR i est maintenant égal à la somme des photons émis par chaque point de la ligne, pondérée par la probabilité qu'ils ne soient pas atténués. Rappelons-le,

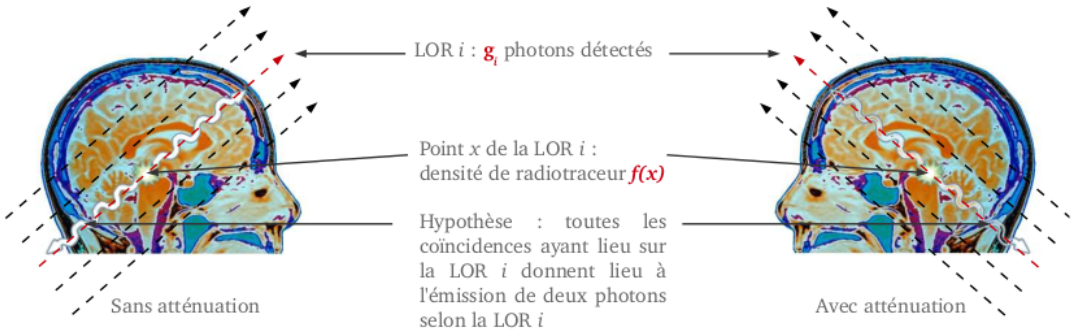


Figure 2.37 Modèle simplifié de détection, avec et sans atténuation.

$$\bar{g}_i = \sum_{j=1}^{M} S_{ij} f_j \tag{2.29}$$

et pouvait s'interpréter comme le nombre moyen de photons détectés selon une certaine LOR écrit comme la somme, sur tous les voxels, de la concentration de radiotraceur dans ce voxel pondéré par la fraction de photons émis depuis ce voxel selon la LOR considérée. L'équation (2.29) est une version continue de l'équation (2.27) et ne considère que l'atténuation comme facteur influençant la probabilité qu'un voxel émette des photons selon une certaine LOR. La correction se fait donc en prenant en compte l'atténuation selon chaque LOR au cours de la reconstruction. Pour cela, il est nécessaire de calculer les coefficients d'atténuation linéiques à 511 keV en chaque point du corps du patient. Ceci peut se faire en utilisant l'image TDM acquise au cours de l'examen combiné TEP/TDM.

Rappelons que la tomodensitométrie est fondée sur la détection d'un faisceau de rayons X tournant autour du patient. Des détecteurs mesurent le faisceau à l'issue de son parcours au travers des tissus du patient. La grandeur mesurée est donc l'atténuation d'un corps traversé par un faisceau de rayons X et peut être utilisée pour corriger l'atténuation des photons en TEP. L'énergie des rayons X du TDM étant différente de celle des photons d'annihilation TEP, il est nécessaire de transformer les coefficients d'atténuation[107][108]. Ceci est généralement fait en utilisant la formule expérimentale illustrée figure 2.17. En notant μ TDM les coefficients d'atténuation mesurés par l'examen TDM et μ TEP les coefficients d'atténuation à 511 keV nécessaires pour corriger l'atténuation en TEP, elle s'écrit :

$$\mu^{TEP} = \begin{cases} \mu_{eau}^{TEP}\left(\frac{\mu^{TDM}+1000}{1000}\right) & si \mu^{TDM} \leq 0 \\ \mu_{eau}^{TEP} + \mu^{TDM}\frac{\mu_{eau}^{TDM}(\mu_{OS}^{TEP}-\mu_{eau}^{TEP})}{1000(\mu_{OS}^{TDM}-\mu_{eau}^{TDM}} & si \mu^{TDM} > 0 \end{cases} \tag{2.30}$$

avec

$$\mu_{eau}^{TEP} = 0.096 cm^{-1} \tag{2.31}$$

$$\mu_{OS}^{TEP} = 0.172 cm^{-1} \tag{2.32}$$

$$\mu_{eau}^{TDM} = 0.184 cm^{-1} \tag{2.33}$$

$$\mu_{OS}^{TDM} = 0.428 cm^{-1} \tag{2.34}$$

L'utilisation de l'image TDM pour la correction d'atténuation en TEP pose plusieurs problèmes. Tout d'abord, l'utilisation de produits de contraste en TDM pour améliorer la visibilité de certains organes influe sur les données d'atténuation et peut donc altérer l'apparence de l'image TEP[88]. Ensuite, les implants métalliques (prothèses articulaires ou dentaires, stimulateurs cardiaques) créent des artefacts de diffusion dans les images TDM, qu'il est impératif de corriger avant d'ef-

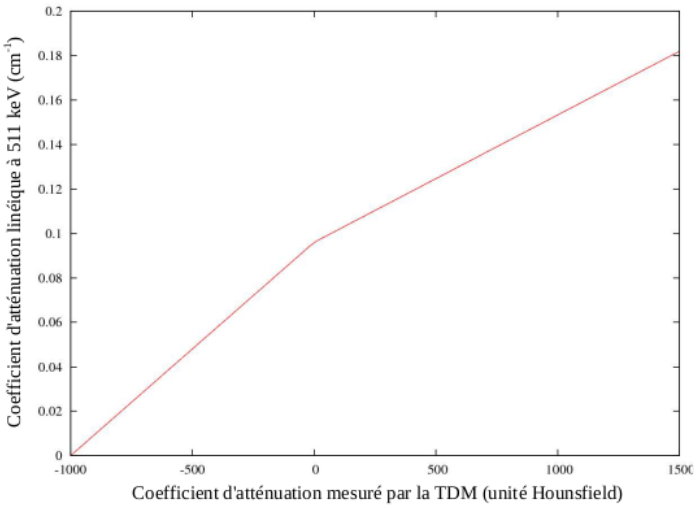


Figure 2.38 Conversion des coefficients d'atténuation.

fectuer la correction d'atténuation ou la fusion d'images TDM et TEP.

Enfin, des artefacts de troncature peuvent survenir, liés au fait que le champ de vue de l'appareil d'imagerie TDM est plus petit que celui de l'appareil TEP. Ils apparaissent dans le cas de patients corpulents allongés sur le lit d'examen avec les bras le long du corps. Les bras se trouvant en dehors du champ de vue TDM, ils ne bénéficieront pas de correction d'atténuation dans l'image TEP et leur activité sera sous-évaluée. Ces artefacts peuvent être évités en positionnant les bras au-dessus de la tête (si le patient peut le supporter pendant toute la durée de l'examen). Des algorithmes de correction ont également été proposés pour étendre les projections TDM aux zones tronquées[84][25][88].

2.9.3 Coïncidences fortuites

Il existe principalement 2 méthodes de correction pour les coïncidences fortuites. La première est une méthode analytique basée sur le nombre total de photons γ détectés, qu'ils forment ou non une coïncidence. Le nombre de coïncidences fortuites sur une ligne de réponse entre 2 cristaux A et B peut être estimé par l'équation suivante :

$$r_{AB} = 2\tau\lambda_A\lambda_B \tag{2.35}$$

Dans cette équation, 2τ est la durée de la fenêtre temporelle de coïncidence (1.2.2) et λ_A et λ_B sont les taux de photons détectés sur les cristaux A et B. Le principal inconvénient de cette méthode d'estimation du taux de coïncidences fortuites est qu'elle ne prend pas en compte les défauts des

chaînes de détection des coïncidences. C'est pour cette raison qu'une autre méthode d'estimation des coïncidences fortuites est en général utilisée. Il s'agit d'une solution matérielle utilisant une fenêtre temporelle de coïncidence retardée, et de même durée que la fenêtre temporelle définissant les coïncidences vraies. Cette fenêtre temporelle retardée a pour but d'identifier les photons détectés après un intervalle de temps supérieur à la fenêtre temporelle de coïncidence générée par la détection d'un premier photon, de façon à créer des coïncidences forcément fortuites. Si un photon est détecté pendant l'intervalle de temps défini par la fenêtre retardée, la coïncidence formée est alors obligatoirement une coïncidence fortuite. Sachant que la survenue des coïncidences fortuites est stationnaire dans le temps (sous l'hypothèse que la distribution d'activité dans le champ de vue est elle-même stationnaire), les coïncidences fortuites créées volontairement via l'usage de la fenêtre retardée estime sans biais les coïncidences fortuites réellement détectées dans la fenêtre temporelle de coïncidence. L'avantage de cette méthode est que l'estimation des coïncidences fortuites dépend de la chaîne de détection du tomographe de la même manière que les coïncidences vraies. Elle génère par contre des temps morts supplémentaires dus aux traitements qu'elle ajoute sur les cartes électroniques. Cette méthode génère également une estimation de la distribution des coïncidences fortuites fortement bruitée[57]. Il est ainsi conseillé de filtrer cette estimée afin de réduire la variance dans la distribution des coïncidences fortuites. Les coefficients de correction des coïncidences fortuites ainsi estimés sont intégrés dans les facteurs $(\delta_j)_{j=1...L}$ de l'équation 2.22.

2.9.4 Correction des diffusés

Il existe de nombreuses méthodes pour estimer la distribution des coïncidences diffusées dans le champ de vue du tomographe. Les plus simples exploitent l'énergie des photons détectés qui est de 511 keV en l'absence de diffusion Compton. Ces méthodes considèrent qu'il existe un seuil critique en énergie en dessous duquel seuls des photons diffusés sont détectés. Ces techniques utilisent 2 [58], 3 [25] ou de multiples [27] fenêtres d'énergies pour estimer le nombre de photons diffusés. Une autre catégorie de méthodes de correction estime la distribution des photons diffusés à partir des coïncidences détectées en dehors du patient ou de l'objet, dont les limites sont déterminées sur les images TDM ou par une reconstruction des images TEP. Après soustraction des coïncidences fortuites, toutes les coïncidences détectées à l'extérieur de l'objet ou du patient sont en effet des coïncidences diffusées. La distribution des coïncidences diffusées ayant des fréquences spatiales faibles, les queues des distributions des coïncidences diffusées en dehors de l'objet ou du patient sont ajustées par une fonction polynomiale [13] ou gaussienne [46] pour en déduire la distribution des coïncidences diffusées à l'intérieur de l'objet ou du patient. Ces méthodes font l'hypothèse que la distribution des coïncidences diffusées est indépendante de la distribution du radiotraceur. Bien qu'elle soit souvent vérifiée, cette hypothèse n'est plus valide lorsque la distribution radioactive est

fortement hétérogène [109]. Enfin, des méthodes de simulations analytiques [5][88][46] ou Monte-Carlo [110] permettent d'estimer la distribution des coïncidences diffusées à partir d'une première image TEP, corrigée de tous les phénomènes mentionnés précédemment, et d'une carte des coefficients d'atténuation. La distribution des coïncidences diffusées est intégrée dans l'algorithme de reconstruction de la même façon que la distribution des coïncidences fortuites. Les facteurs de correction pour les coïncidences diffusées sont ainsi ajoutés aux termes $(\delta_j)_{j=1...L}$ *(équation 22).*

2.9.5 Correction du temps mort

Les temps morts sont des phénomènes qui interviennent à plusieurs niveaux de la chaîne de détection en TEP. Le premier temps mort intervient au niveau du couple cristal- photomultiplicateur. Il représente le temps minimal nécessaire pour que 2 photons qui arrivent successivement à la surface des détecteurs (dans le même cristal ou dans le même tube photomultiplicateur) soient détectés séparément. La deuxième source de temps mort provient des circuits électroniques. Chaque ligne de réponse du tomographe n'est pas associée à un seul circuit électronique. Certaines coïncidences sont ainsi perdues si elles interviennent sur le même circuit électronique qu'une autre coïncidence formée peu de temps avant. Les coïncidences multiples (1.2.2d) sont également une source de temps mort[110]. Le temps mort global du système de détection TEP ne dépend que de l'activité dans le champ de vue du tomographe. Contrairement aux autres phénomènes introduits dans les paragraphes précédents, le temps mort peut être considéré comme invariant en fonction des positions des lignes de réponse. La solution la plus simple pour corriger du temps mort est de construire une table de coefficients correctifs pour différentes valeurs d'activité dans le champ de vue, représentatives de toutes les activités rencontrées lors d'acquisitions cliniques. Cette table peut être construite à partir d'acquisitions successives d'un fantôme cylindrique rempli de manière homogène et de concentration radioactive élevée. Au fur et à mesure des acquisitions, la concentration radioactive dans le fantôme diminue en raison de la décroissance du radiotraceur. On peut ainsi relier les taux de comptage globaux des photons détectés, décroissants au fil des acquisitions, avec les taux de comptage théoriques. Après normalisation et correction de l'atténuation et des coïncidences fortuites et diffusées, la différence entre ces 2 taux de comptage est uniquement due au temps mort. En pratique, suite à une acquisition, on applique le coefficient de correction du temps mort correspondant au taux de comptage global des photons lors de la calibration à toutes les projections enregistrées[88].

2.9.6 Résolution spatiale limitée

Contrairement aux sections précédentes, qui présentaient des méthodes permettant de corriger des sources d'erreurs bien définies, les méthodes présentées dans cette section s'attachent à

corriger un symptôme, la faible résolution spatiale, sans se soucier de ses causes premières[111]. La résolution spatiale mesure la capacité d'un imageur à différencier deux points voisins. Pour définir la résolution spatiale, on utilise généralement la notion de largeur à mihauteur (ou FWHM pour Full Width at Half Maximum) de la réponse impulsionnelle (ou PSF pour Point Spread Function) de l'imageur. Dans le cas des appareils TEP, la PSF est tridimensionnelle. La notion de largeur à mi hauteur permet de visualiser la résolution spatiale et de considérer l'image obtenue comme une convolution par cette PSF de l'objet observé. Le principal défaut de l'imagerie TEP est sa résolution spatiale relativement médiocre par rapport aux autres modalités d'imagerie médicale. En effet, tandis que l'imagerie anatomique par rayons X (TDM) ou par résonance magnétique (IRM) permettent d'obtenir des résolutions sub-millimétriques, il faut se contenter d'une résolution spatiale qui peine à descendre sous cinq millimètres pour un appareil d'imagerie TEP classique actuel. Cette faible résolution spatiale est due à la combinaison de plusieurs facteurs, dont les plus importants sont la taille des cristaux scintillants et la géométrie des blocs[111]. Comme le montre la figure 2.18, la résolution limitée d'un appareil d'imagerie TEP cause deux types d'erreur de quantification de la distribution d'activité : sous-estimation de la concentration du radiotraceur dans les structures de taille comparable à la résolution spatiale (effet de volume partiel) et débordement d'une région d'activité dans une autre (spillover en anglais). Il existe plusieurs méthodes permettant de corriger en partie ces effets, on note cependant que la résolution spatiale finie d'un appareil d'imagerie TEP est une limite technologique fondamentale ne pouvant pas être complètement compensée par des méthodes a posteriori[14]. Les méthodes d'amélioration de la résolution en TEP peuvent se diviser en deux sous- groupes selon qu'elles sont appliquées à l'image reconstruite ou intégrées à la reconstruction. Les méthodes appliquées aux images reconstruites sont simplement des méthodes de déconvolution. En effet, l'image, reconstruite y n'est pas l'objet original f, mais sa convolution avec la réponse impulsionnelle spatiale du détecteur h

$$h(i) = (h * f)(i) \tag{2.36}$$

En réalité, la réponse impulsionnelle de l'appareil d'imagerie TEP n'est pas spatialement invariante, et l'image reconstruite est discrète. L'équation (2.33) s'écrit donc

$$y = Hf. \tag{2.37}$$

L'inversion directe de l'équation (2.34) est rarement utilisée en pratique car le problème résultant est mal conditionné et augmente donc le bruit dans l'image finale de manière non acceptable [13]. Afin d'améliorer le conditionnement du problème, on peut faire l'hypothèse que l'image TEP est composée de K compartiments homogènes. Cette hypothèse permet de réduire la dimension de la matrice H dans l'équation (2.19) et d'améliorer son conditionnement. Les compartiments peuvent

être déterminés par la segmentation d'une image TEP ou d'une image anatomique (IRM ou TDM). Une limitation importante de cette approche est qu'elle suppose que l'image TEP est homogène par régions, ce qui n'est pas le cas en réalité et peut rendre l'identification des compartiments difficile en pratique [14]. Une autre stratégie de déconvolution consiste à régulariser l'inversion itérative de (1.19). Plusieurs méthodes itératives ont été proposées, utilisant différentes régularisations [35][102]. Il est également possible d'intégrer l'amélioration de la résolution au processus de reconstruction. La matrice de projection des algorithmes de reconstruction itératifs a pour but de modéliser tout ce qui arrive à un photon, depuis son émission jusquà sa détection. Il est donc possible d'y intégrer, par exemple, le libre parcours moyen du positon avant annihilation avec un électron, ou la résolution finie du détecteur [26][33][72]

2.9.7 Discussion

Plusieurs méthodes de reconstruction d'images en TEP ont été évoquées dans cette partie. Les méthodes de reconstruction analytiques (rétroprojection filtrée) montrent des limites qui les rendent très difficilement utilisables en TEP et notamment pour les tomographes opérant en 3D. Ces algorithmes requièrent de plus une normalisation et une correction préalable des projections pour les effets d'atténuation et pour les coïncidences fortuites et diffusées. Les méthodes itératives, outre le fait qu'elles opèrent de la même manière en 2D et en 3D, permettent d'inclure toutes les corrections dans l'algorithme de reconstruction[15]. Elles n'altèrent donc pas les distributions des données suivant une loi de Poisson. L'équation 22 de l'algorithme ML−EM incluant toutes les corrections s'écrit :

$$f_j^{*n+1} = \frac{f_i^{*n}}{\sum_{i=1}^{L} \Psi_j a_j R_{ji}} \sum_{i=1}^{L} \Psi_j a_j R_{ji} \frac{\beta P_j}{\sum_{j=1}^{P} \Psi_j a_j R_{ji} f_j^{*n} + \delta_j + r_j} \tag{2.38}$$

$(r_j)_{j=1...L}$ désigne le nombre de coïncidences fortuites estimées pour chaque ligne de réponse, $(s_j)_{j=1...L}$ représente le nombre de coïncidences diffusées, $(\Psi_j)_{j=1...L}$ est le facteur de normalisation associé à chaque ligne de réponse, $(a_j)_{j=1...L}$ désigne le coefficient de correction d'atténuation et β est le facteur correctif du temps mort[58].

2.10 Performance d'un système de tomographie

Différents paramètres peuvent caractériser la performance d'un tomographe. Les plus prédominants sont sa résolution spatiale et son taux de comptage.

2.10.1 Résolustion spatiale

La résolution spatiale définit la capacité du tomographe à distinguer deux sources voisines[58]. Elle dépend essentiellement de la taille des détecteurs et du diamètre du tomographe. D'autre part, elle dépend d'effets physiques comme la distance parcourue par le positon avant annihilation. En effet, le tomographe détecte le lieu de l'annihilation du positon avec l'électron et non pas la source de L'émission du positon. Ce qui constitue une imprécisions données enregistrées [60]. Un deuxième effet physique qui influence la résolution spatiale est la non-colinéarité des deux photons émis. En effet, ils ne sont pas semis exactement à 180 degrés, ce qui va générer une erreur sur le lieu d'annihilation. Cette erreur dépend directement du diamètre du tomographe. Elle est infime dans le cas des tomographes dédiés au petit animal. En pratique, la résolution spatiale permet de définir la taille minimale du pixel de l'image, en respectant le théorème de Shannon. Ainsi, dans le cas ou la résolution spatiale est de 5 mm,la taille des pixels doit inférieure à 2.5 mm

2.10.2 Taux de comptage

Le taux de comptage NEC est le rapport signal sur bruit caractéristique de l'appareil. Il se calcule à partir des quantités d'évènements d détectés par le tomographe. Il s'agit du rapport entre les coïncidences vraies et les coïncidences aléatoires et diffusées. Plus ce rapport est petit, plus le nombre d'évènements bruitées est élevé. Il est inversement proportionnel au temps mort. Son expression simple est :

$$NEC = \frac{N_v^2}{N_v + N_d + N_f} \tag{2.39}$$

avec :

— N_v *taux de coïncidences vraies*
— N_f *taux de coïncidences fortuites*
— N_d *taux de coïncidences diffusées*

Les tomographes sont souvent caractérisés à l'aide des courbes de NEC en fonction de L'activité. Des activités variables distribuées spatialement dans le champ de vue sont imagées. La courbe des taux de comptage en fonction de l'activité est établie. La quantité de coïncidences fortuites dépendant directement de l'activité, l'analyste repère le rapport maximal. L'activité correspondante est celle qui fournit le meilleur rapport signal sur bruit. On détermine ainsi l'intervalle d'activité optimale utilisée dans les examens[16][78].

2.11 Conclusion

Pour donner un bref aperçu de la méthodologie du SSG et du SSC pour le mouvement respiratoire utilisée dans cette thése, la figure 2.39 indique les étapes de la mise en œuvre du SSG et du CSG dans un seul diagramme.

Comme il le montre, Les données en mode liste qui peuvent être collectées à partir des résultats de simulation ou de l'acquisition clinique, sont puis triées en images dynamiques et les événements des images sont calculés. L'étape suivante consiste à traitement des événements cadres par le SSG ou le CSG comme expliqué respectivement aux sections 2.4 et 2.5. Lors de la dernière étape commune, un ensemble de données corrigées de la somme des images peut être reconstruit dans une seule image.

L'hypothèse de la SSG et de la CSG pour la synchronisation et la correction des mouvements respiratoires a été testée par des études de simulation, puis utilisée pour la validation des études cliniques. La simulation est une étape importante dans la validation de la compensation des mouvements respiratoires avant la mise en œuvre clinique. La configuration de la simulation pour le scanner TEP a été définie en termes de configuration ECAT ExactHR$^+$, comme spécifié dans la section 2.4.2 La construction du scanner TEP ECAT et la procédure d'acquisition des données ont été simulées par des paquets de logiciel GATE, comme décrit dans la section 2.4.3. Les simulations de fantômes comprenant deux catégories sont abordées dans la suite :

1- *La première concerne les fantômes géométriques générés par l'utilisation de GATE pour une évaluation simple de la SSG et de la CSG.*
2- *L'autre était un fantôme voxélisé créé en utilisant les logiciels du NCAT pour des simulations compliquées et réalistes des mouvements respiratoires afin de valider les SSG et les CSG.*

Enfin, le SSG et le CSG être appliquées aux études cliniques. Les simulations et les validations seront présentées en trois chapitres. Les simulations de fantômes géométriques seront d'abord étudiées, puis les simulations de fantômes voxélisés et Les validations cliniques seront ensuite discutées.

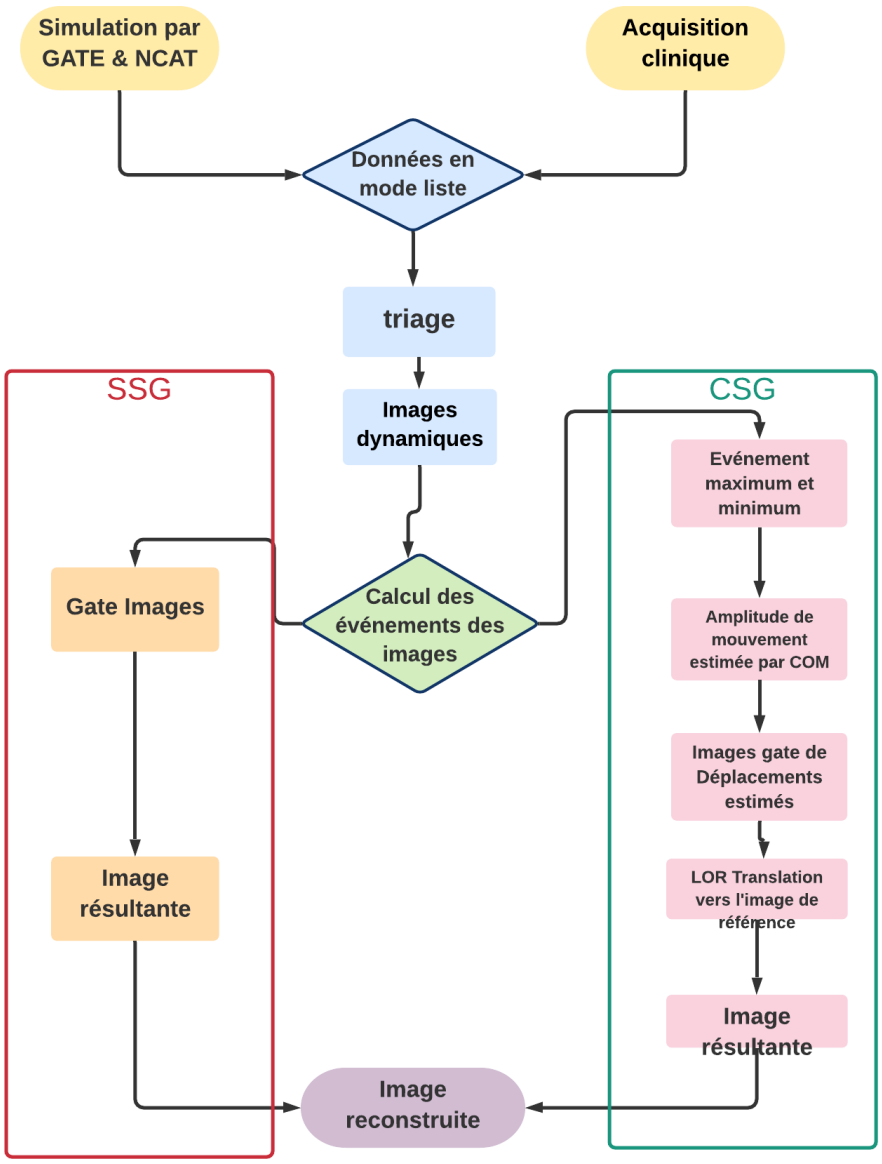


Figure 2.39 Le résumé de la mise en œuvre du Synchronisation de la Sensibilité Géométrique (SSG) et de la Correction du Sensibilité Géométrique (CSG).

CHAPITRE 3 Simulation géométrique d'un fantôme dynamique

3.1 Introduction

GATE est un logiciel qui peut être utilisé pour générer les sources radioactives et les fantômes géométriques. De plus, il est possible de produire des mouvements comme l'oscillation pour simuler de simples mouvements respiratoires. motion[91]. Le paramétrage de la simulation géométrique spécifié par le fichier de macros de script de GATE est présenté à l'annexe B.

L'oscillation peut être déterminée par une équation fourni par le GATE lui-même. Les données d'acquisition simulées collectées en mode liste ont été triées en images dynamiques ; le SSG et le CSG ont ensuite été appliqués à ces images triées. L'objectif des simulations géométriques de fantômes présentées dans cette thèse est d'une part de passer par des simulations simples et efficaces pour tester l'hypothèse de la SSG et de la CSG ; d'autre part d'afficher la mise en œuvre du principe de la SSG et du CSG. Si l'on comprend la méthode des simulations géométriques pour la SSG et la CSG, les simulations voxélisées et la validation clinique ne sont que des développements incrémentaux car leurs méthodes sont pour la plupart les mêmes que celles des simulations géométriques.

3.2 Procédure de simulation

3.2.1 Fantôme de mouvement et sources générées par GATE

Dans la simulation géométrique, un fantôme cylindrique a été généré par GATE avec une dimension de 2 cm de rayon et 5 cm de longueur et ayant donc un volume de $V_{cylindre} = 62,8ml$. Il était initialement situé au centre du FOV du scanner TEP, comme le montre la figure 3.1.

En clinique, une valeur de fixation normalisée a été définie dans pour comparer les fixations radioactives entre plusieurs examens et plusieurs patients. Cette valeur, appelée SUV (Standardized Uptake Value), est calculée de la manière suivante :

$$SUV = \frac{\rho_{organe}}{\rho_{corps}} = \frac{A_{organe}/V_{organe}}{A_{corps}/V_{corps}} \tag{3.1}$$

Où ρ_{organe} ou ρ_{corps} est l'activité spécifique de l'organe ou du corps.

Un organe est une source d'activité concentré dans l'organe, l'organe V est le volume de l'organe. Par exemple :

un patient pesant 80 kg avec un $V_{corps} = 80000ml$ est injecté par 370 MBq.

le $\rho_{corps} = \frac{370000kBq}{80000mL} = 4,5kBq/mL$.

En règle générale, la lésion d'un SUV est comprise entre 2 et 10, puis, à partir de l'équation

3.1

$\rho_{lsion} \approx SUV_{lsion} \times \rho_{corps} = 9 \sim 45kBq/mL.$

Par conséquent, pour être cohérent avec l'absorption hépatique d'une imagerie clinique, une activité de 0,628 MBq $^{18}F-FDG(^{18}F-Fluoro-2-Deoxy-Glucose)$ *était concentré dans le fantôme cylindrique, de sorte que son SUV est de* $628kBq/62,8mL = 10kBq/mL.$

En outre, cette simulation d'oscillation géométrique a été réalisée sans tenir compte de l'effet de l'atténuation.

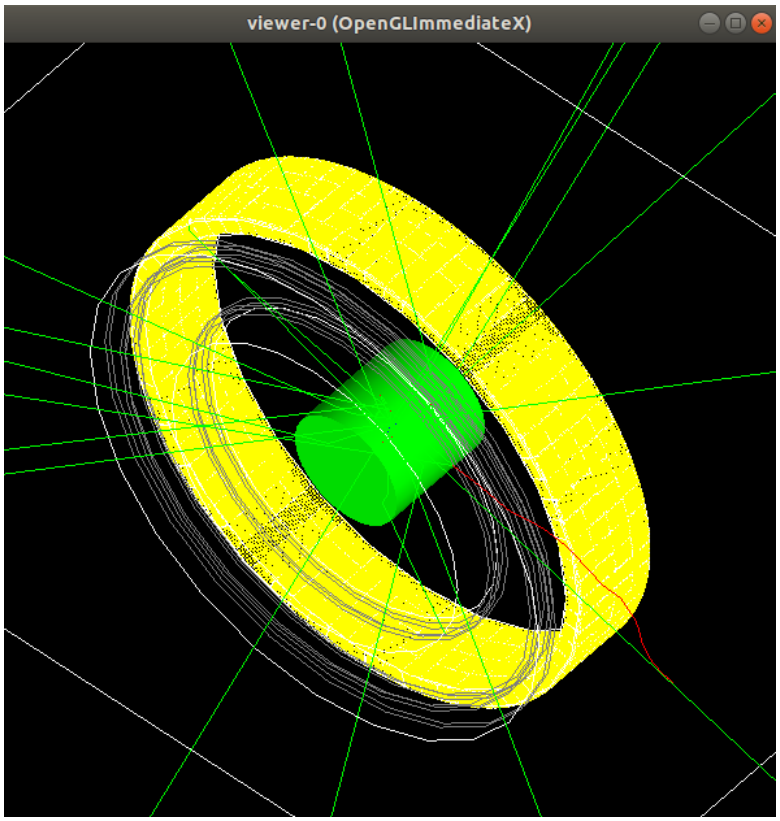


Figure 3.1 Un fantôme cylindrique a été centré au FOV pour effectuer une oscillation le long de l'axe z

3.2.2 Équation d'oscillation

Dans cette simulation géométrique, l'oscillation cylindrique du fantôme le long de l'axe z est définie par GATE avec l'équation suivante :

$$S(t) = A\sin(2\pi\frac{t}{T} + \theta); (t = 0,1,2,3...n) \tag{3.2}$$

Où $S(t)$ est le déplacement au temps t, A est l'amplitude du mouvement, T est la période du cycle de mouvement, et θ est la phase à $t = 0$. Pour la validation de la simulation de SSG, l'oscillation du fantôme cylindrique a été définie avec une période de 5 secondes, la phase de mouvement $\theta = 90\,\mathrm{deg}$, sur 2 cycles de mouvement avec 100 images dynamiques, 0,1 seconde par image et une amplitude de mouvement de 10 cm, 5 cm, 2 cm et 1 cm respectivement. Pour la validation du SSG, tous les paramètres d'oscillation sont configurés de la même manière que dans la simulation de validation du SSG. La respiration à marée a normalement une période d'environ 5 secondes et une amplitude de mouvement du diaphragme d'environ 2 cm [93]. Le paramètre d'amplitude d'oscillation pour la validation de la SSG et de la CGC était de 10 cm et 5 cm respectivement, ce qui est supérieur au mouvement normal du diaphragme respiratoire (environ 2 cm) le long de l'axe z, mais a été choisi pour mettre en évidence l'effet du déclenchement et de la correction. Les amplitudes de 2 cm et 1 cm ont été incluses dans l'ensemble comme étant représentatives des amplitudes attendues lors du synchronisation du mouvement et de la correction de la respiration de marée dans le contexte clinique.

3.2.3 Trier les données en mode liste

La procédure de tri des données géométriques en mode liste est illustrée à la figure 3.2. Les données géométriques la simulation d'oscillation fantôme peut être triée en une séquence de 100 images, 100 msec par image à partir des données en mode liste. Les graphiques des événements de l'image en fonction du numéro de l'image ont été construits pour inspecter la relation entre les changements des événements de l'image.

3.2.4 Filtrage et correction des motions

La synchronisation de sensibilité géométrique (SSG) et la correction de sensibilité géométrique (CSG) seront appliquées aux données triées en mode liste. La mise en œuvre spécifique de la SSG et de la CSG est présentée au chapitre 3.4 pour la SSG et au chapitre 3.5 pour la CSG ou à la figure 3.32.

L'image unique finale, triée ou corrigée, sera reconstruite en une image. La reconstruction de l'image de la simulation géométrique a été réalisée à l'aide du logiciel STIR(Software for Tomographic Image Reconstruction) [1]*, la visualisation des images a été réaliser par le logiciel AMIDE (a Medical Imaging Data Examiner)* [2].

1. STIR est un logiciel à code source libre utilisé pour l'imagerie tomographique. Son objectif est de fournir une plate-forme multi Cadre orienté objet pour toutes les manipulations de données en imagerie tomographique. Actuellement, la priorité est donnée à la reconstruction (itérative) des images en TEP et TEMP, mais d'autres domaines d'application et modalités d'imagerie peuvent et pourraient être ajoutés.
2. AMIDE est un outil entièrement gratuit permettant de visualiser, d'analyser et d'enregistrer des ensembles de

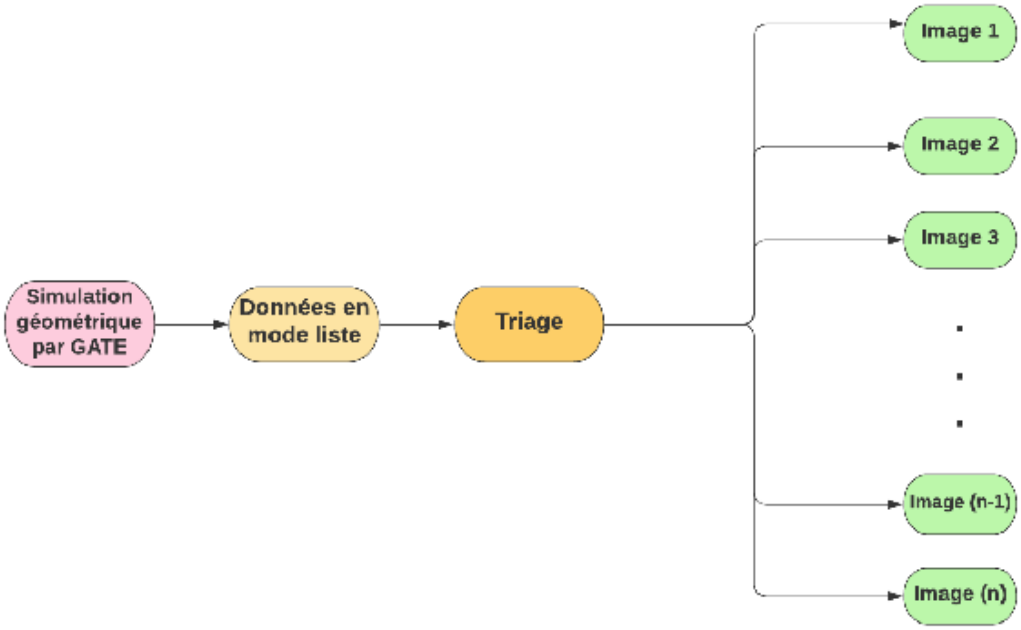


Figure 3.2 Triage des données en mode liste de la simulation géométrique en séquence des images. Les données en mode liste ont été collectées à partir des résultats de la simulation GATE. .

Toutes les matrices de reconstruction d'images sont $128 \times 128 \times 55$.

L'amélioration du contraste est déterminée par l'inspection des profils de lignes de l'image et la méthode du EMR.

3.3 Résultats et discussion

3.3.1 Évaluation du taux d'événements par rapport à l'image

Pour évaluer la performance des méthodes proposées, le total des événements des images est tracé par rapport au numéro d'image pour les fantômes statiques et mobiles avec une amplitude de mouvement de 5 cm, 2 cm et 1 cm, comme indiqué respectivement dans les figures 3.3 à 3.7.

Pour la validation de la SSG, 1,4 million d'événements (Mevts) ont été collectés pour un fantôme statique et 0,5 Mevts, 1,0 Mevts, 1,38 Mevts et 1,38 Mevts pour un fantôme oscillant avec des amplitudes de mouvement de 5 cm, 3 cm et 1 cm, dont, 29%, 3,5% *et* 3,5% *respectivement ont été perdus en raison de la motion. Les fantômes de mouvement ont moins d'événements que*

données volumétriques d'imagerie médicale. Il a été écrit en plus de GTK+ et fonctionne sur tout système qui supporte cette boîte à outils (Linux, Windows, Mac OS X, etc.)

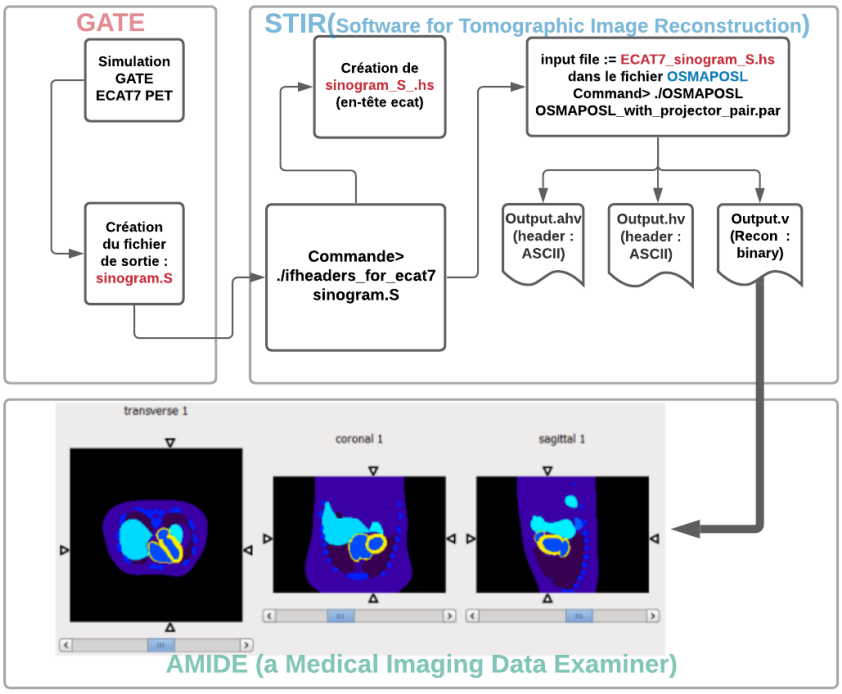


Figure 3.3 Procédure de reconstruction d'image ECAT7 avec STIR.

les fantômes statiques en raison du mouvement de la source en dehors du FOV axial dans des cas extrêmes ou en raison du fantôme en mouvement des excursions vers la région périphérique du FOV où la valeur de sensibilité est plus faible.

La comparaison des événements d'image par rapport au numéro d'image pour le fantôme statique, comme le montre la figure 3.3 et le fantôme oscillant comme le montre la figure 3.4, les événements de l'image du fantôme statique sont approximativement constante à 4% *près (figure 3.3), ce qui reflète l'incertitude statistique pour la collecte des tandis que les événements de l'image fantôme oscillante ont un caractère sinusoïdal clair au sein de des amplitudes de* 96% *(Fig 3.4),* 55% *(Fig 3.5),* 10% *(Fig 3.6) et* 7,5% *(Fig 3.7), en raison les événements d'image étant collectés à partir de différentes positions le long de l'axe z.*

La raison de la La variation du nombre d'événements d'image dans la figure 3.3 (96%) *étant plus importante que les autres chiffres est en raison de la plus grande amplitude de mouvement.*

La plus grande amplitude de mouvement entraînera le fantôme occupant les régions du scanner dont la sensibilité moyenne est plus faible, d'où des événements moins nombreux.

Cependant, les tracés des événements de l'image indiquent évidemment l'écart par rapport à la forme sinusoïdale sur 5 cm d'amplitude et notamment l'effet du bruit sur les amplitudes de 2 cm

et 1 cm, qui résulte du bruit aléatoire statistique des événements, comme le montre la figure 3.3.

Le bruit est plus clairement apparente sur des amplitudes de 2 cm et 1 cm contre d'amplitude de 5 cm en raison de la mouvement de plus petite amplitude. Afin de réduire le bruit, une technique de filtre bande-passante de Butterworth a été utilisé pour filtrer le bruit statistique dans les images triées.

Tout d'abord, la plage du cycle de mouvement dans la distribution spectrale de puissance (PSD) des événements d'image doit être inspecté car dans les figures 3.8 et 3.9, où la composante de fréquence du mouvement est clairement évident ; et ensuite la bande passante du filtre $(0,3Hz \sim 0,5Hz)$ *peut être déterminée comme indiqué sur la figure 3.10.*

Après le filtrage, les tracés des événements d'image montrent que les événements d'image filtrés varient régulièrement en fonction du numéro d'image avec une composante haute fréquence moindre, comme le montrent les figures 3.11 et 3.12.

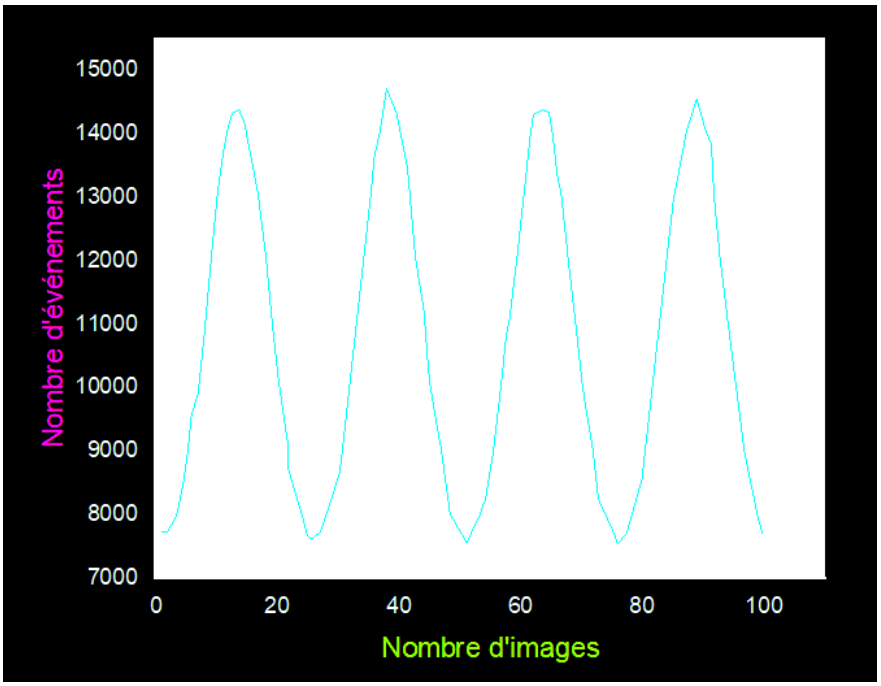


Figure 3.4 Nombre d'image Vs Nombre d'événement (Amplitude de mouvement du fantôme 5 cm).

— *La variation du nombre d'événements de l'image montre une courbe sinusoïdale approximative : variation de* 58% *du taux d'événements déterminé par la de pic à pic figure 3.3.*
— *La variation du nombre d'événements d'image montre une courbe sinusoïdale approximative de* 9% *de variation du taux d'événement déterminé par le pic à pic figure 3.4.*
— *La variation du nombre d'événements d'image montre la variation de la courbe sinusoïdale*

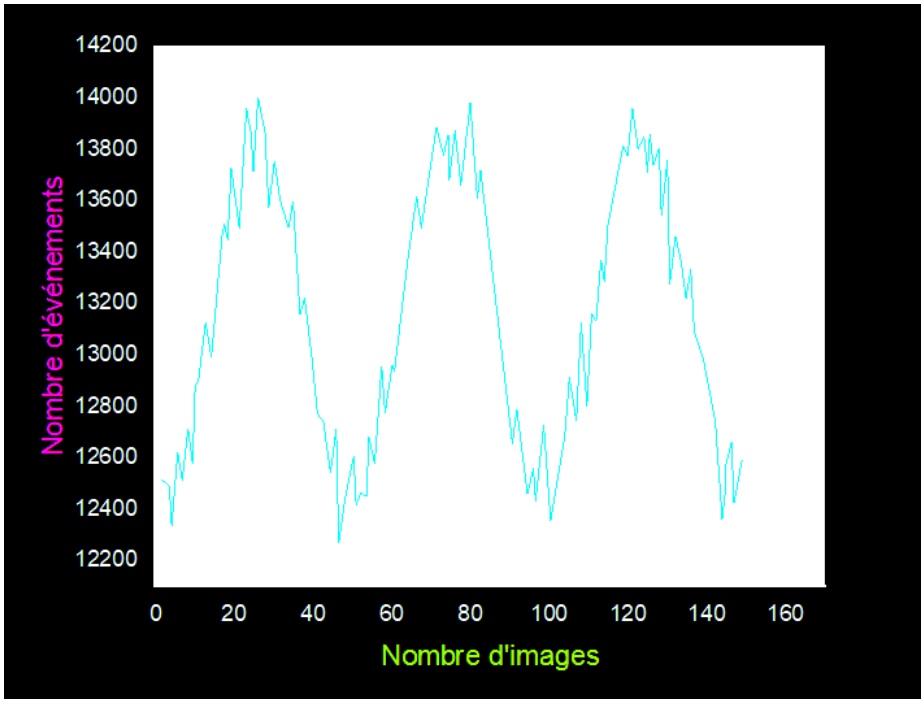


Figure 3.5 Nombre d'image Vs Nombre d'événement (Amplitude de mouvement fantôme de 2 cm)et 0,5s par image

approximative $7,1\%$ *de variation du taux d'événement déterminé par de pic à pic figure 3.5.*

Il montre une fréquence de mouvement distincte par une flèche rouge.

3.3.2 Synchronisation du mouvement

Avec la méthode SSG, les quatre pics des événements-images tels qu'ils sont indiqués à la figure 3.3 correspondent à les images utilisées pour la synchronisation à partir d'une seule phase de l'oscillation. L'image de synchronisation SSG résultante ont contenu 0,05 Mevts (5% du total des événements).

Une comparaison des images reconstituées générées du fantôme statique (Fig. 3.11(a)), du fantôme oscillant (Fig. 3.10(b)) et de la (Fig. 3.11(c)) montrent clairement que les bords du fantôme simulé (Fig. 3.11(b)) étaient largement floue en raison du mouvement ; alors que l'image obtenue par la méthode SSG (Fig. 3.11(c)) révèle n'a pas de tels artefacts et présente un contraste similaire à la reconstruction statique (Fig. 3.11(a)).

Pour comparer les profils des lignes d'image sur l'axe z des trois cas, les images ont été normalisées par l'aire sous la courbe comme l'illustre la Figure 3.13. Le profil statique du fantôme a une largeur complète à la moitié de sa largeur maximale (FWHM) de 12 voxels, le fantôme de

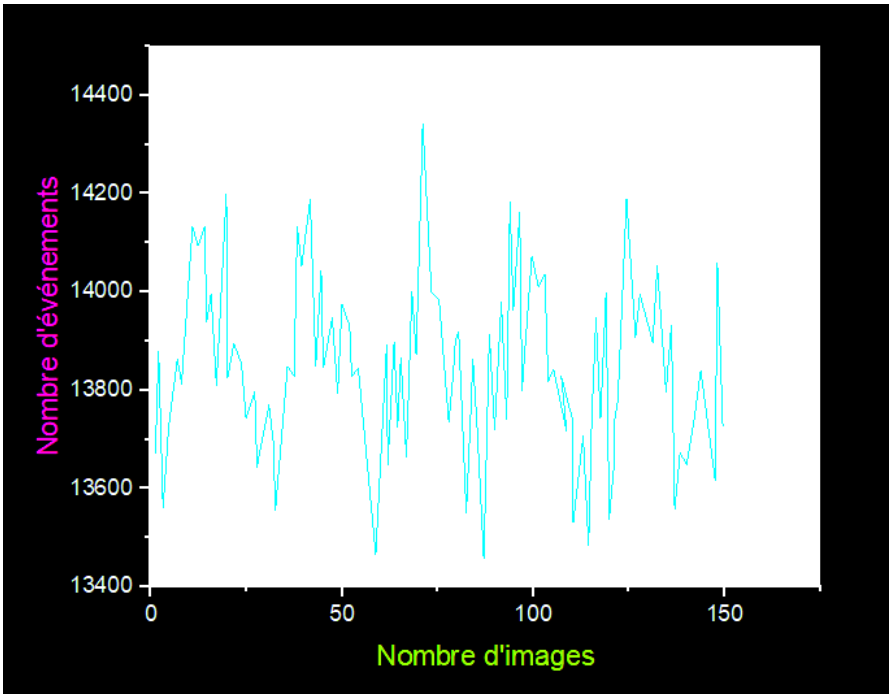


Figure 3.6 Nombre d'image Vs Nombre d'événement (Amplitude de mouvement fantôme de 1 cm, et 4 cycles de mouvement)

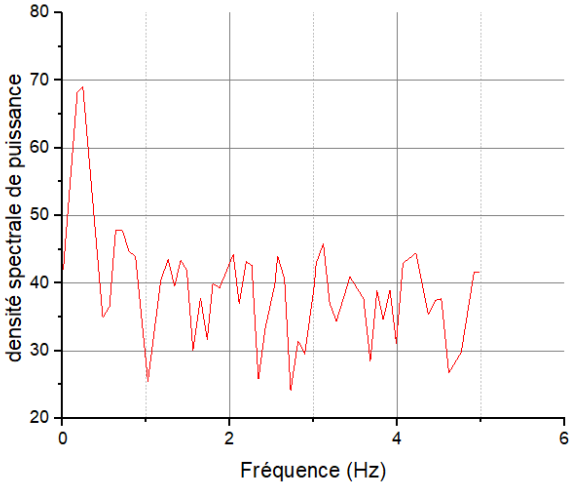


Figure 3.7 La distribution spectrale de puissance du taux d'événements de l'image pour une amplitude de mouvement de 2 cm pour le fantôme géométrique, elle démontre une fréquence de mouvement distincte par le rouge flèche.

mouvement non déclenché de 22 voxels et le résultat déclenché de 11 voxels comme illustrée dans le tableau 3.1.

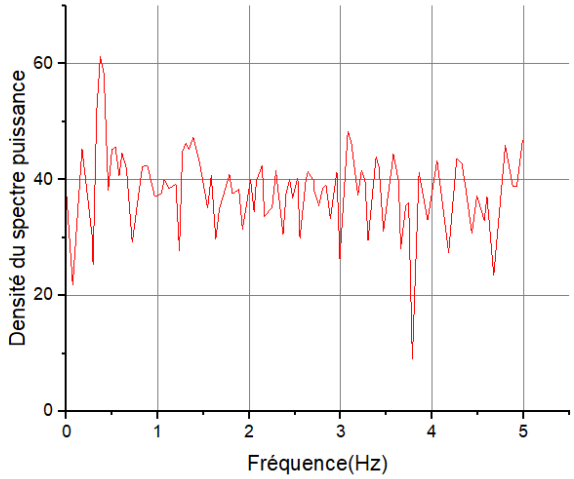


Figure 3.8 La distribution spectrale de puissance du taux d'événements de l'image pour une amplitude de mouvement de 1 cm

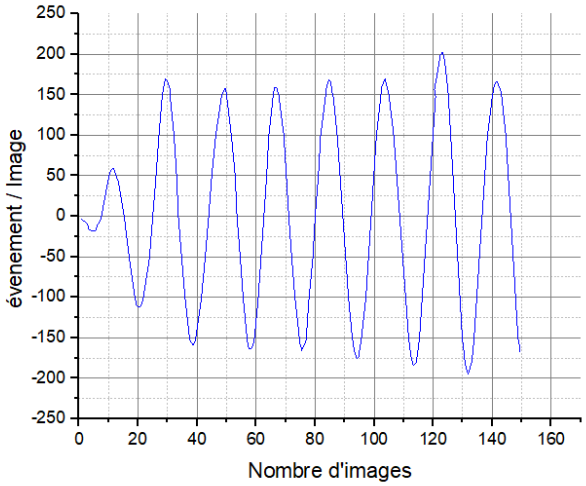


Figure 3.9 Filtre passe-bande des événements d'images pour les mouvements fantômes d'une amplitude de 2 cm. Le graphique montre la réduction du bruit à haute fréquence après filtrage.

Ce tableau fournit également des informations supplémentaires sur la valeur de la différence de FWHM entre les états de motion. La différence entre le fantôme statique FWHM et le SSG FWHM n'est que de 1 voxel, alors que la différence avec le mouvement non déclenché est de 10 voxels, ce qui démontre que les effets du mouvement du fantôme ont été réduits de manière significative par la méthode SSG. En outre, l'EMR a été utilisé pour évaluer l'intensité des contours de l'image.

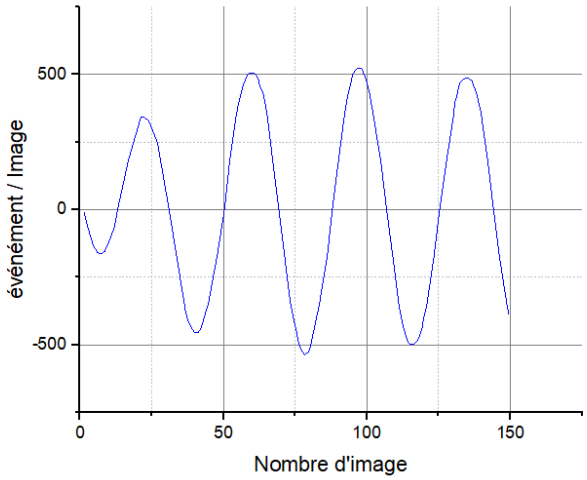


Figure 3.10 Courbe filtrée pour une amplitude de mouvement du fantôme de 1 cm, montre clairement une courbe sinusoïdale approximative sans bruit à haute fréquence.

Par exemple, le cas d'une amplitude de mouvement de 5 cm est illustré aux figures 3.16 et 3.17. Les tracés dans La figure 3.17 montre clairement que, sur les coupes d'image 52 ∼ 74 de la vue en coupe transversale, les positions des tracés pour les cas statiques et synchronisation sont proches l'une de l'autre, mais sont toutes les deux beaucoup plus éloignées du tracé du cas en mouvement, ce qui signifie que la synchronisation a pour effet de rendre l'image du contour du fantôme presque aussi nette que dans le cas statique.

L'image de cas de mouvement a un petit rapport EMR autour de 0,1, ce qui indique une dégradation générale de la résolution spatiale de l'image en mouvement. Les images statiques et à synchronisation ont des rapports EMR élevés, autour de 0,3 et 0,4 respectivement, ce qui indique que la résolution spatiale des images à synchronisation se rapproche de celle des images statiques.

De même, le SSG s'est appliqué aux amplitudes de mouvement de 5 cm, 2 cm et 1 cm, comme le montrent respectivement les figures 3.14, 3.15 et 3.16. L'évaluation du profil des lignes de l'image à déclenchement pour ces amplitudes est présentée aux figures 3.18, 3.19 et 3.20

La comparaison des paramètres FWHM pour les amplitudes de mouvement est présentée dans le tableau 3.1, et indique que non seulement pour les valeurs de mouvement de grande amplitude de 10 cm et 5 cm, mais aussi pour les petites valeurs de 2 cm et 1 cm, les distances FWHM sont à moins d'un voxel des cas FWHM, ce qui signifie que l'image est captée la résolution spatiale est similaire à celle de l'image fantôme statique

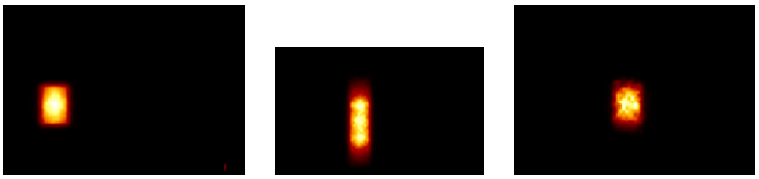
En outre, l'évaluation de ces amplitudes de mouvement par les rapports EMR des figures 3.23, 3.24 et 3.25 respectivement montre que l'effet du synchronisation ne diminue pas avec la

Tableau 3.1 Comparaison de la FWHM entre la statique, le mouvement et la porte par SSG pour différentes amplitudes de mouvement avec 5 cm, 2 cm et 1 cm dans les Fig 3.13 $\sim$ Fig 3.15. La différence de FWHM entre les images statiques et les images en mouvement démontre que le SSG améliore l'image en mouvement.

Amplitude de mouvement(cm)	L'état dynamique	nombre de voxels de FWHM	Distance de la FWHM statique (voxel)
5	Statique	13.6	0
	Motion	21.3	7.8
	Synchronisé	12.1	2.1
2	Statique	11.2	0
	Motion	11.1	3.8
	Synchronisé	12	0
1	Statique	12	0
	Motion	12	2
	Synchronisé	11	0

diminution de l'amplitude de mouvement, au contraire, les tracés des valeurs EMR synchronisées sont proches des valeurs statiques.

Cependant, le résultat de la grille montre plus de bruit que le fantôme statique, car il n'utilise que moins d'événements pour la synchronisation, comme 5% du total des événements pour un cas d'amplitude de mouvement de 5 cm donc, il est nécessaire d'étudier une méthode efficace pour utiliser toutes les images pour la correction de mouvement.



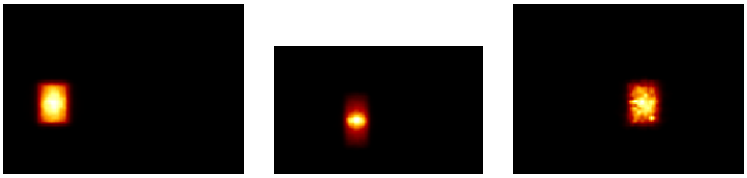
Statique Sommatif Synchronisé

Figure 3.11 Amplitude du mouvement du fantôme = 5 cm, l'oscillation sinusoïdale simulée a été déclenchée par le SSG.

Le profil linéaire de l'image de la porte a montré une résolution similaire à celle de l'image fantôme statique.

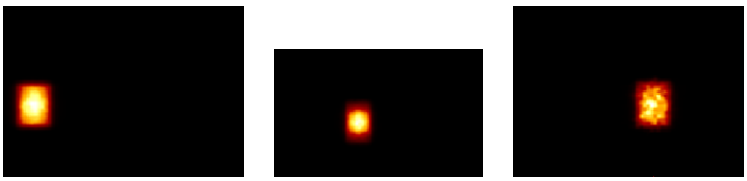
3.3.3 Correction du mouvement

L'utilisation de techniques de synchronisation pour éliminer les effets de mouvement peut entraîner de mauvaises statistiques pour l'image reconstruite. Pour résoudre ce problème, les méthodes COM et CSG ont été mises en œuvre pour la correction de mouvement en appliquant une



Statique Sommatif Synchronisé

Figure 3.12 Amplitude du mouvement du fantôme = 2 cm, l'oscillation sinusoïdale simulée a été déclenchée par le SSG.



Statique Sommatif Synchronisé

Figure 3.13 Amplitude du mouvement du fantôme = 1 cm, l'oscillation sinusoïdale simulée a été déclenchée par le SSG.

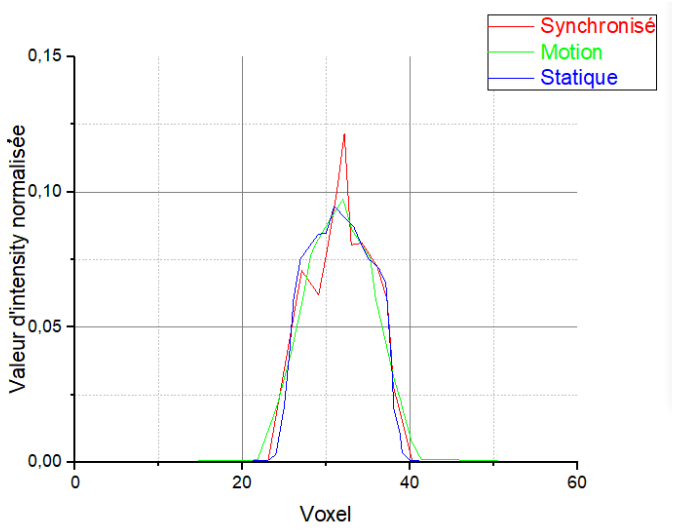


Figure 3.14 Amplitude de mouvement du fantôme = 1 cm par rapport à la figure 3.12, comparaison des lignes de profil des images statiques, des images en mouvement(Motion) et des images de synchronisation.

correction de matrice de transformation de déplacement aux données triées en mode liste, événement par événement.

Traduction des événements LOR en images à la position de la référence en termes de dé-

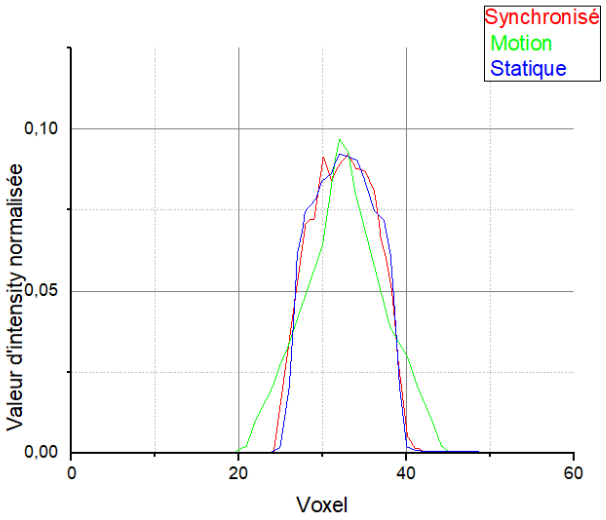


Figure 3.15 Amplitude de mouvement du fantôme= 2 cm par rapport à la figure 3.11, comparaison des lignes de profil des images statiques, des images en mouvement(Motion) et des images de synchronisation.

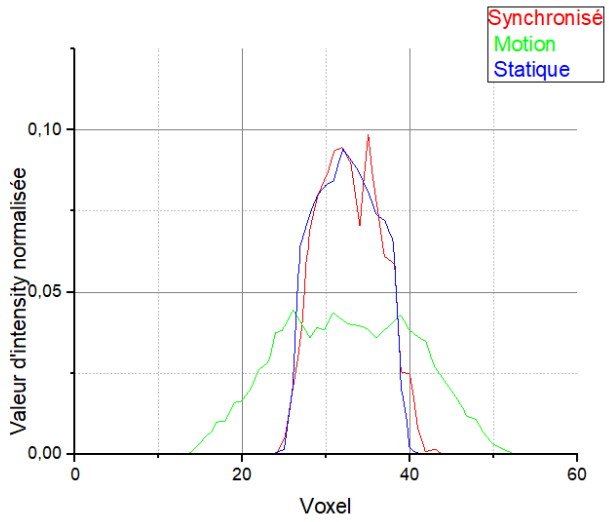
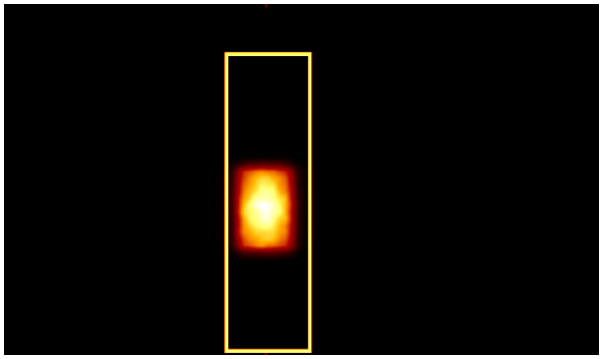
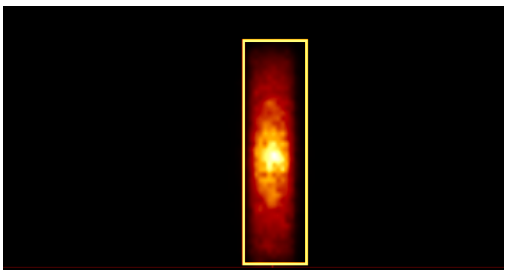


Figure 3.16 Amplitude de mouvement du fantôme= 5 cm par rapport à la figure 3.10, comparaison des lignes de profil des images statiques, des images en mouvement(Motion) et des images de synchronisation.

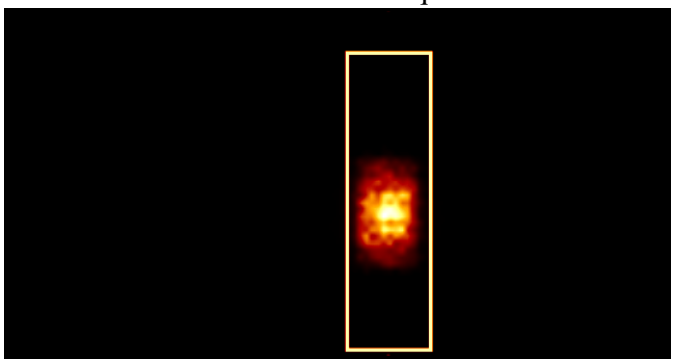
placements dans la matrice de transformation à l'intérieur de la FOV, comme le montre la figure 3.25, un seul ensemble de données corrigées du mouvement a été obtenu. La méthode COM est une technique courante pour la correction des mouvements respiratoires, comme indiqué au chapitre 2.1.2. La transformation du déplacement peut être déterminée en calculant la composante axiale



simulation Statique



Simulation de mouvement avec une amplitude de 5 cm



Synchronisé par SSG

Figure 3.17 L'amplitude du mouvement = 5 cm, le ROI est masqué par des boîtes jaunes dans les images statiques, en mouvement(Motion) et à synchronisation pour l'évaluation du EMR en vue d'amélioration la synchronisation.

de la COM comme décrit dans la section 3.6.

La mise en œuvre de la correction de mouvement par le SGC est décrite au chapitre 3.5. La correction des 14 premières images du cas d'amplitude de mouvement de 5 cm a été décrite en détail pour illustrer la procédure de mise en œuvre du SGC. À partir du tracé des événements des images (Fig. 3.3) avec une amplitude de 5 cm, les événements maximum et minimum correspondant aux images peuvent être trouvés dans la liste triée comme le montre la figure 3.20, qui portent respectivement les numéros d'image 38 et 76 . L'image portant le numéro 38 peut être considérée comme l'image de référence, et cette phase de mouvement est située au centre du FOV avec la valeur de sensibilité la plus élevée, tandis que l'image 76 avec les événements minimums peut être considérée comme la phase de mouvement la plus proche du bord du FOV avec la sensibilité la plus faible.

Par conséquent, la distance entre l'image 38 et l'image 76 le long de l'axe z peut être considérée comme déterminant d'amplitude du mouvement qui peut être obtenue par la méthode COM de calcul du déplacement entre deux images [112][95]. Pour les études de simulation, nous n'avons

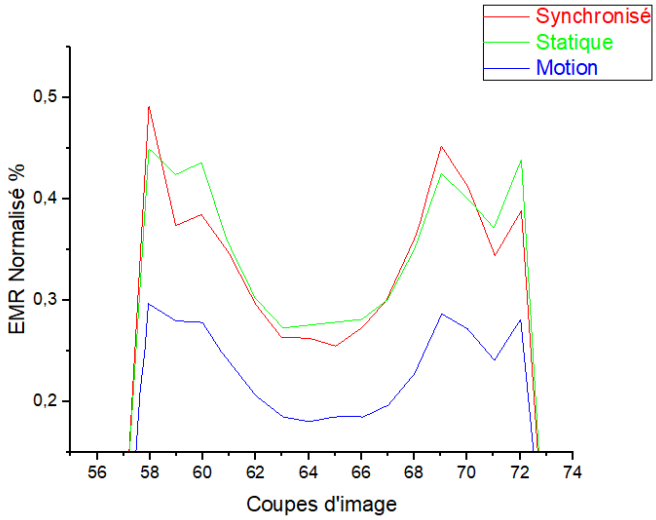


Figure 3.18 Amplitude de mouvement du fantôme= 1 cm par rapport à la figure .12, comparaison des lignes de profil des images3 statiques, des images en mouvement(Motion) et des images de synchronisation.

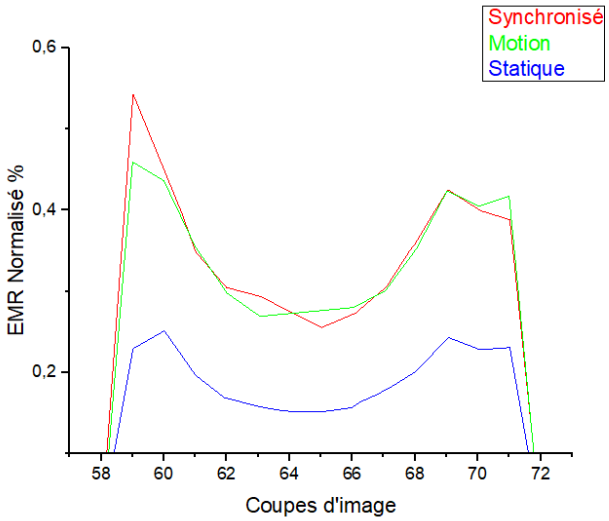


Figure 3.19 Amplitude de mouvement du fantôme = 2 cm par rapport à la figure 3.11, comparaison des lignes de profil des images statiques, des images en mouvement(Motion) et des images de synchronisation.

pas besoin d'estimer l'amplitude de mouvement car celle – ci est fixée dans la génération du fantôme en utilisant GATE ou NCAT dans toutes les simulations, comme par exemple une amplitude de mouvement de 5 cm pour l'oscillation géométrique du fantôme.

Cependant, l'amplitude de mouvement doit être estimée dans les études cliniques par esti-

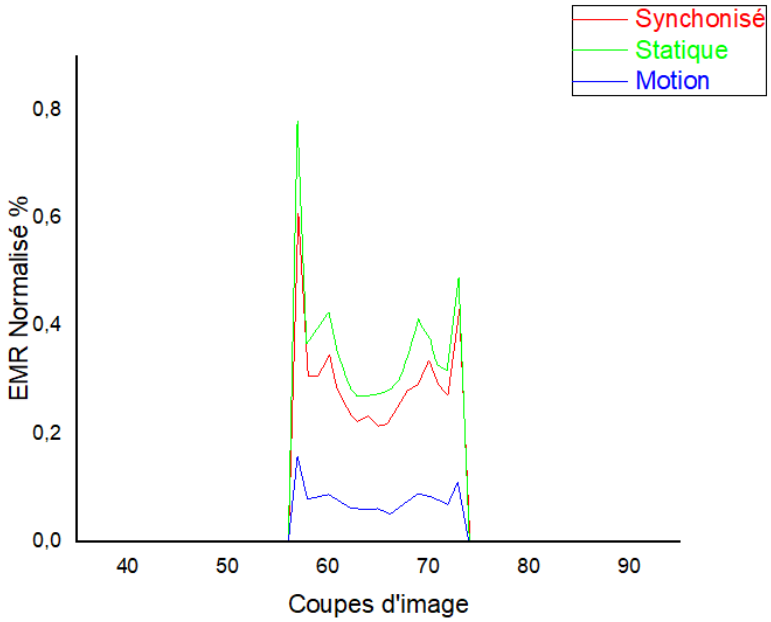


Figure 3.20 Amplitude de mouvement = 5 cm, comparaison des valeurs EMR pour des tranches de l'image statique, de l'image en mouvement et de l'image à déclenchement dans la Fig 3.10

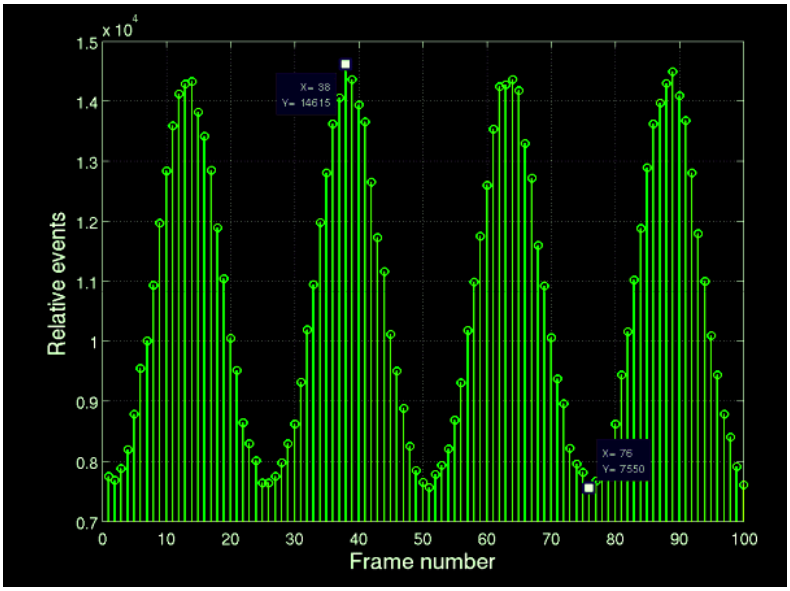


Figure 3.21 Amplitude de mouvement = 5 cm, la simulation montre l'image avec l'événement maximum et l'image avec les événements minimum.

mation COM car nous ne connaissons pas l'amplitude du mouvement à l'avance et l'image du mouvement de simulation fournit donc une des moyens de valider l'étalonnage du déplacement par

rapport à la variation du taux de comptage en utilisant COM.

Après l'estimation de l'amplitude du mouvement, les déplacements de transformation vers la référence peut être déterminée en fonction de l'équation 2.3. Pour une simple démonstration de l'application de CSG, seules les 14 premières images $(x = 1$ *à* $x = 14)$ *ont été choisies avec des déplacements calculés de manière relative aux images de référence 38 et 76.*

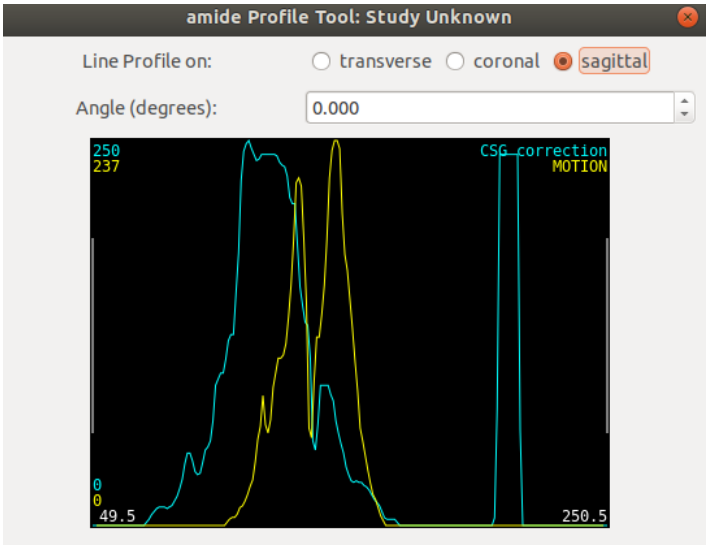
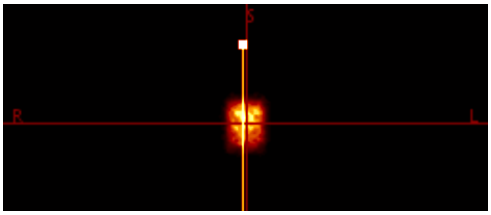


Figure 3.22 Amplitude de mouvement = 5 cm, la simulation montre l'image avec l'événement maximum et l'image avec les événements minimum.

Après avoir déplacé 14 images vers l'image de référence 38, toutes les images traduites ont été sommées en une seule image, puis reconstruites en une image comme illustré dans la figure .21(b). Afin de comparer l'effet des images corrigées par la CGC à celui des images non corrigées, les 14 premières images ont également été sommées, non traduites, puis reconstruites en une image, comme le montre la figure 3.21(a). Il est évident que le flou au bord du fantôme est dû au mouvement. Cependant, le flou causé par le mouvement est clairement corrigé le long de l'axe z par la CGC, comme le montre la figure 3.21(b). En outre, la comparaison des courbes de profil des lignes des images non corrigées et des images corrigées peut être utilisée pour évaluer quantitativement l'effet de la correction. Elle démontre que la qualité de l'image en mouvement (Fig. 3.21(a)) a été améliorée par la réduction de la FWHM de 16 voxels à 9 voxels comme le montre la Fig. 3.22, ce qui signifie que la FWHM de l'image corrigée améliore 7 voxels par rapport au flou induit par le mouvement de l'image fantôme dans la direction axiale. Cependant, il convient de noter que le résultat corrigé présente un rapport signal/bruit beaucoup plus élevé que le résultat de la synchronisation SSG (à partir d'une seule phase respiratoire) illustré à la figure 3.11. La méthode CSG non seulement diminue le flou, mais conserve le rapport signal/bruit élevé puisque

toutes les images sont des images de référence. Pour corriger toutes les images, il suffit d'étendre la procédure ci – dessus pour traduire chaque image en image de référence par déplacement dans la matrice de transformation correspondante, puis de les sommer et de reconstruire l'image. Les résultats de la correction par la CGC en utilisant les 100 images pour une amplitude de mouvement de 10 cm, 5 cm, 2 cm et 1 cm sont illustrés dans les figures 3.11 ∼ 3.13.



Simulation de l'oscillation des 14 premières images en vue transversal

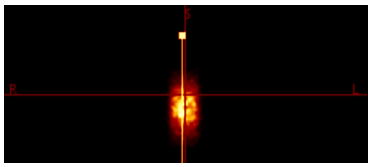


Image corrigée des 14 premières images par la CSG en vue transversale.

Figure 3.23 résultat d'une simulation d'un fantôme cylindrique subissant une oscillation sinusoïdale. Le mouvement des 14 premières images a été corrigé par la CSG.

Les résultats corrigés sont présentés de deux façons : CSG signifie utilisation de l'amplitude de mouvement connue générée par GATE pour corriger le mouvement, et CSG + COM signifie utilisation de l'amplitude de mouvement calculée par l'étalonnage COM pour corriger le mouvement. Les images reconstruites pour la statique, le mouvement non corrigé, le mouvement corrigé par la méthode CSG et le mouvement corrigé par la méthode CSG + COM, lorsqu'elles sont considérées conjointement, indiquent une amélioration évidente de la qualité de l'image par la méthode CSG (Fig. 3.22 ∼ Fig. 3.14). L'image reconstruite en mouvement non corrigée (Fig. 3.11(b) ∼ Fig 3.13(b)) montre clairement que les bords du fantôme simulé étaient flous à cause du mouvement ; alors que les images corrigées en mouvement ne présentent pas de tels artefacts et ont un contraste comparable à l'image reconstruite statique.

En revanche, tous les résultats des images corrigées indiquent moins d'artefacts de ce type et un contraste comparable à celui de l'image de reconstruction statique. les artefacts tout en maintenant un rapport signal/bruit plus élevé par rapport aux résultats des images affichées dans la section 2.1.3.

Par évaluation visuelle, les images corrigées par CSG (Fig. 3.23(c)∼ Fig. 3.25(c)) montrent que l'effet de la correction de mouvement est en bon accord avec l'image statique. Cet effet de correction peut être démontré concrètement par une comparaison des profils de lignes de l'image (Fig. 3.26∼ Fig. 3.28) et des valeurs de la matrice EMR (Fig. 3.29 ∼ Fig. 3.31).

Les valeurs FWHM des profils de lignes du tableau 3.2 montrent que la méthode CSG se rapproche au plus près de la FWHM des images statiques à toutes les amplitudes de mouvement.

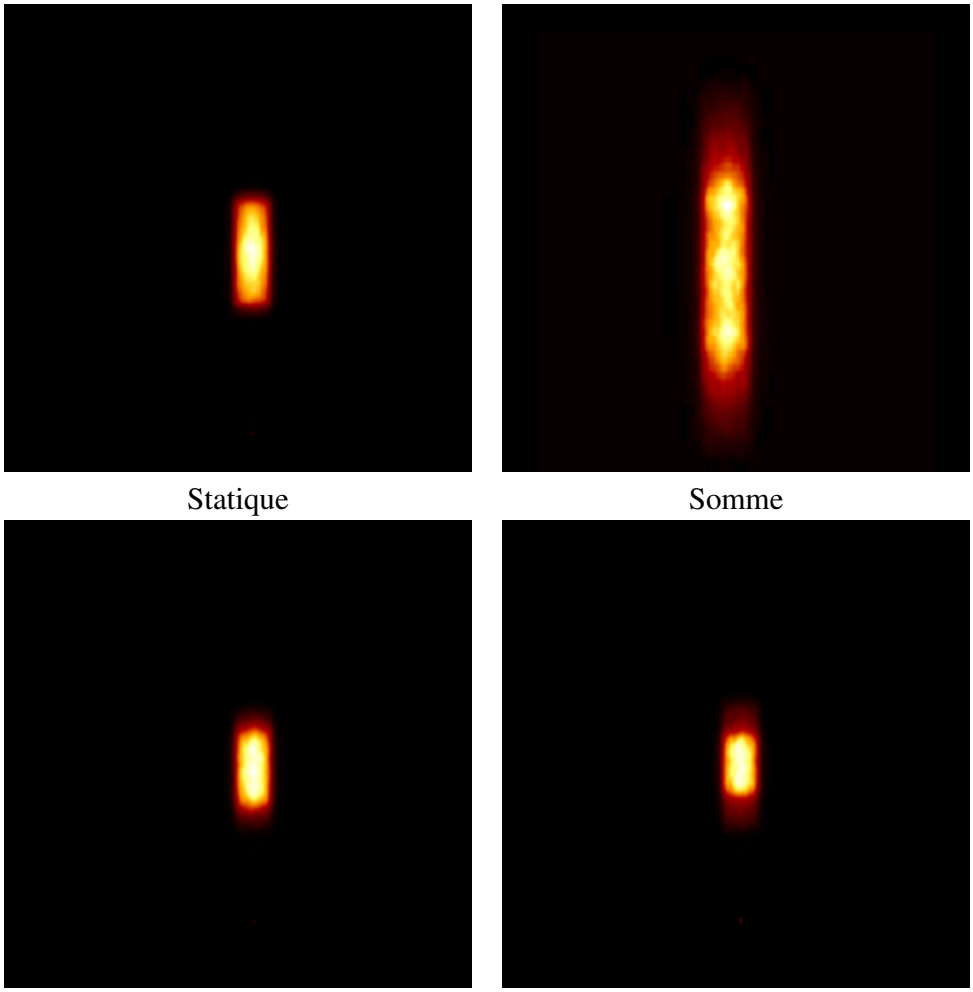


Figure 3.24 Amplitude de mouvement égale à 5 cm, l'oscillation sinusoïdale simulée de 100 images a été corrigée par SSG + amplitude de mouvement connue antérieurement et CSG + COM estimation de l'amplitude de mouvement respectivement.

Dans le cas de la CSG+COM, on voit clairement que la qualité des images corrigées diminue à mesure que l'amplitude du mouvement augmente (Fig. 3.29(d)∼ Fig. 3.31(d)).

Cette constatation peut être trouvée dans l'évaluation quantitative par les profils de lignes d'image et les valeurs de la matrice EMR, comme le montrent les Fig. 3.25 ∼ Fig. 3.27 et Fig. 3.29 ∼ Fig. 3.31.

Les résultats corrigés du cas CSG+COM sont presque identiques à ceux du cas CSG lorsque l'amplitude du mouvement est de 2 cm ou 1 cm (valeurs de distance FWHM = 0), alors que les corrections du cas CSG+COM sont comparativement plus mauvaises lorsque l'amplitude est de 5 cm ou 10 cm (valeurs de distance FWHM = 3,4).

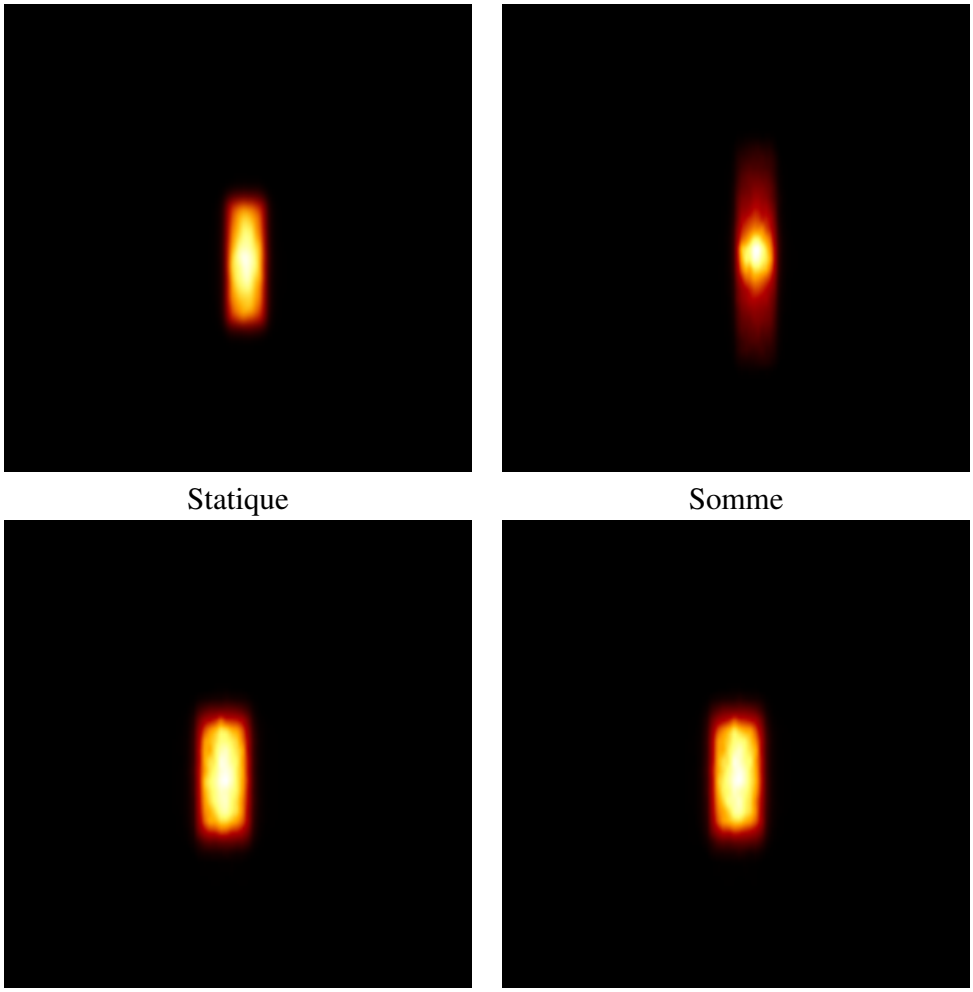


Figure 3.25 Amplitude de mouvement égale à 2 cm, l'oscillation sinusoïdale simulée de 100 images a été corrigée par SSG + amplitude de mouvement connue antérieurement et CSG + COM estimation de l'amplitude de mouvement respectivement.

Le motif en est que l'amplitude de mouvement estimée par COM dérive des données réelles de l'image.

La figure 3.32 montre que les valeurs d'amplitude estimées par COM concordent bien avec les amplitudes de mouvement connues en dessous de 3 cm environ, tandis qu'un écart apparent d'estimation peut être observé lorsque les amplitudes augmentent au-dessus de 3 cm.

La méthode COM sous-estime l'amplitude de mouvement pour les grandes amplitudes parce que certaines LOR sont perdues ou non mesurées en raison d'un mouvement fantôme trop rapide ou d'un passage hors de la FOV, comme indiqué précédemment à la figure 2.11. Dans ces circonstances, la correction COM n'est plus précise [17], comme indiqué au chapitre 2.3.3.

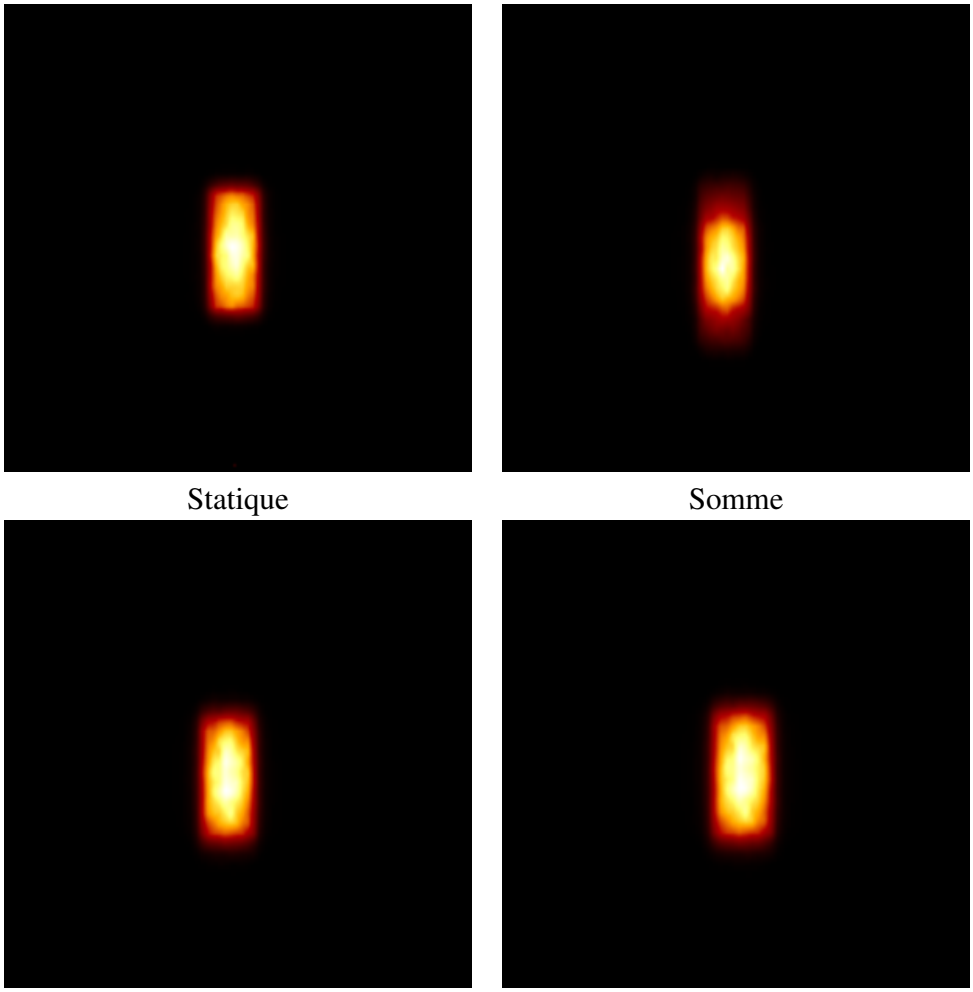


Figure 3.26 Amplitude de mouvement égale à 1 cm, l'oscillation sinusoïdale simulée de 100 images a été corrigée par SSG + amplitude de mouvement connue antérieurement et CSG + COM estimation de l'amplitude de mouvement respectivement.

Pour résoudre ce problème, Klein et al[95] ont conseillé d'utiliser des techniques de masquage en sélectionnant une méthode de volume d'intérêt (VOI). Cependant, Bundschuh et al[18] ont appliqué des techniques de COM sur des patients pour évaluer la méthode de Klein, et ont souligné l'inconvénient de la méthode de COM étant l'intervention de l'opérateur nécessaire pour traiter le VOI. Pour la compensation des mouvements respiratoires, en général, l'amplitude des mouvements du diaphragme est d'environ 2 cm[87, 73]. En fait, l'amplitude du mouvement respiratoire estimée par la méthode COM peut être considérée comme suffisant pour un mouvement respiratoire d'environ 2 cm d'amplitude [91, 112, 95] car la figure 3.32 montre que la méthode COM peut obtenir un bon accord sous 3 cm d'amplitude.

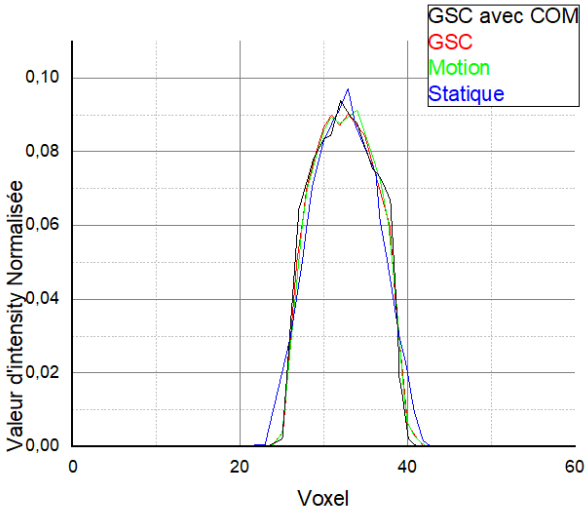


Figure 3.27 Amplitude de mouvement de 1 cm, comparaison des lignes de profil de l'image statique, du mouvement et des images corrigées pour la figure 3.14

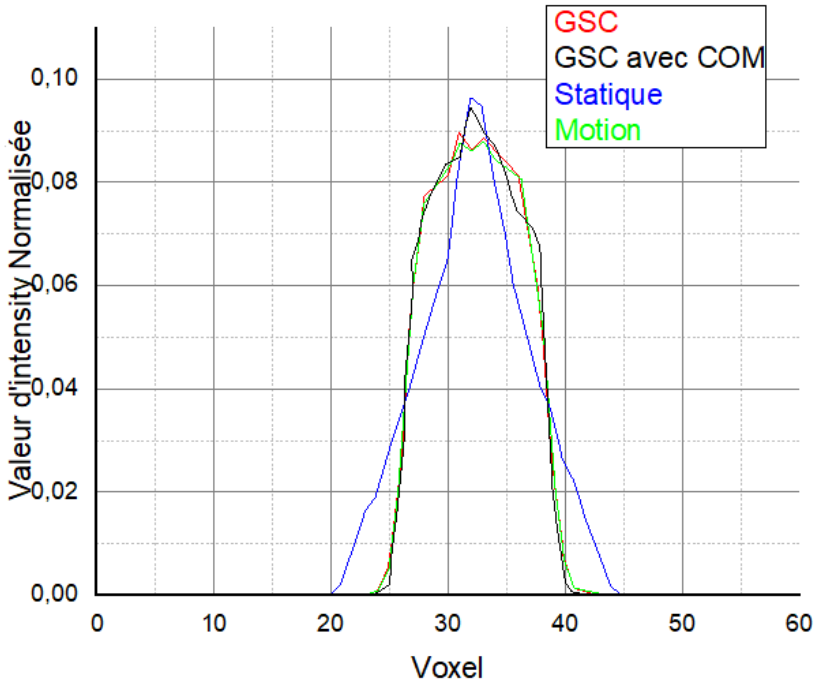


Figure 3.28 Amplitude de mouvement de 2 cm, comparaison des lignes de profil de l'image statique, du mouvement et des images corrigées pour la figure 3.14.

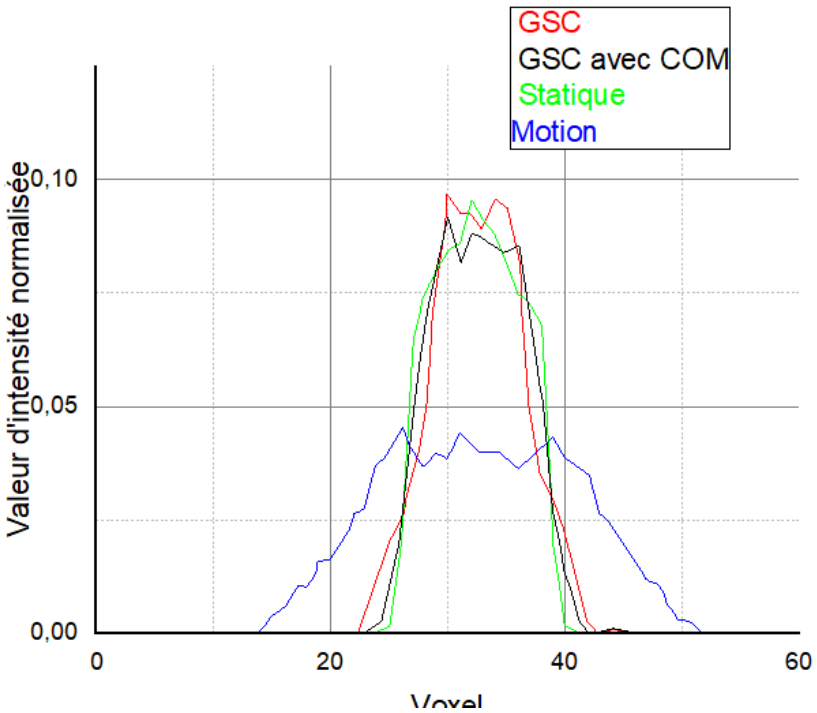


Figure 3.29 Amplitude de mouvement de 5 cm, comparaison des lignes de profil de l'image statique, du mouvement et des images corrigées pour la figure 3.14.

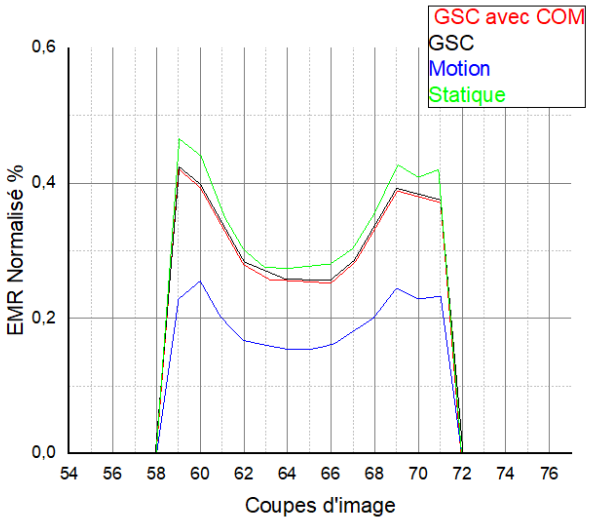


Figure 3.30 Amplitude de mouvement = 2 cm, comparaison des valeurs EMR pour les coupes de l'image statique, de l'image en mouvement et de l'image à synchronisation dans la Fig 3.15.

Tableau 3.2 Comparaison de la FWHM entre la statique, le mouvement et la porte par CSG pour différentes amplitudes de mouvement avec 5 cm , 2 cm et 1 cm dans les Fig 3.13 $\sim$ Fig 3.15. La différence de FWHM entre les images statiques et les images en mouvement démontre que le CSG améliore la qualité de l'image en mouvement.

Amplitude de mouvement(cm)	L'état dynamique	nombre de voxels de FWHM	Distance de la FWHM statique (voxel)
5	Statique	13	0
	Motion	21	7
	corrigé par CSG	12	2
	corrigé par $CSG+COM$	8	4
2	Statique	11	0
	Motion	11	4
	corrigé par CSG	12	0
	corrigé par $CSG+COM$	12	0
1	Statique	12	0
	Motion	12	2
	corrigé par CSG	11	0
	corrigé par $CSG+COM$	11	0

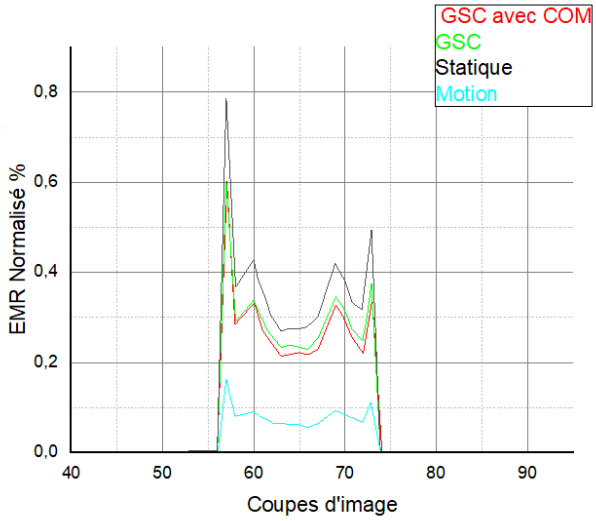


Figure 3.31 Amplitude de mouvement = 5 cm, comparaison des valeurs EMR pour les coupes de l'image statique, de l'image en mouvement et de l'image à synchronisation dans la Fig 3.15

3.4 Conclusion

Un fantôme géométrique généré par l'utilisation de GATE a été utilisé pour simuler un simple mouvement respiratoire par une oscillation sinusoïdale. Le SSG, le CSG [CSG et CSG+COM] ont

été appliqués sur les données triées en mode liste simulées par GATE.

Les résultats obtenus et les résultats corrigés montrent que le SSG et le CSG sont capables d'introduire et de corriger un mouvement oscillatoire. En plus, la méthode de correction de la CSG conserve le rapport signal/bruit élevé, ce qui permet de réduire les artefacts induits par le mouvement sans les inconvénients statistiques de l'image synchronisée.

Le mouvement respiratoire est un mouvement 3D non rigide, tandis que l'oscillation géométrique du fantôme simule un mouvement rigide le long de l'axe z.

Les résultats de la simulation du fantôme géométrique ont donc servi de base à une simulation plus complexe et plus réaliste pour la validation du SSG et du CSG.

CHAPITRE 4 Simulation d'un fantôme voxélisé

4.1 Introduction

Le fantôme voxélisé est capable de simuler des mouvements respiratoires plus détaillés et plus réalistes que le fantôme géométrique. L'application de la SSG et de la CSG au fantôme voxélisé est la même que celle du application au fantôme géométrique. Dans cette recherche, le fantôme voxélisé a été généré en utilisant le NCAT qui fournit un modèle réaliste et flexible pour définir le fantôme dans différentes phases respiratoires [113]. Le fantôme généré a ensuite été importé dans GATE [114] pour simuler les données d'acquisition TEP qui ont généré des données en format liste. Le flux de données en mode liste a été trié en une séquence d'images, puis le SSG et le CSG ont été testés sur les données triées en mode liste.

4.2 Procédure de simulation

4.2.1 Fantôme généré par le NCAT

Deux types de fantômes voxélisés ont été générés en utilisant le NCAT pour la simulation des mouvement, avec et sans modélisation de l'atténuation. Trois lésions différentes dans des positions différentes dans les poumons, ont été étudiées pour l'effet de la synchronisation (SSG) et de la correction (CSG).

La simulation NCAT du thorax a été générée pour 10 cycles respiratoires, chaque cycle respiratoire étant de 5 secondes, avec une amplitude de mouvement de 2 cm.

En utilisant la modélisation du fantôme NCAT sans atténuation, 150 images (200 msec), chacune de dimensions $64 \times 64 \times 64$ *avec des voxels de 5 mm*^{3} *ont été générées. Chacune des images générées peut être considérée comme correspondant à une phase particulière du mouvement respiratoire. La distribution des sources de radioactivité dans les organes est détaillée dans Tableau 4.1.*

Pour étudier l'impact sur les méthodes SSG et CSG de l'atténuation non uniforme avec trois lésions de la région thoracique-abdominale, 60 images dynamiques $(500msec/image)$ *de cartes de coefficient d'atténuation en 10 cycles de respiration, 2 cm d'amplitude de mouvement ont été générées avec NCAT. Chaque image a été créée sous la forme d'une matrice de* $128 \times 128 \times 56$ *avec des voxels de 3,125 mm*^{3}*. De plus, des voxels de 15 mm, 12 mm et 10 mm de diamètre ont été insérées dans le volume pulmonaire, comme l'illustre le tableau 4.2. Chacun des cadres d'émission et des cartes de coefficients d'atténuation ont ensuite été importés dans GATE respectivement. La concentration d'activité des organes utilisés dans la simulation est documentée dans Tableau 4.3.*

Tableau 4.1 Activité de simulation dans le fantôme NCAT avec une matrice $64 \times 64 \times 64$ avec une amplitude de mouvement de 2 cm et 1,5 cm le long de l'axe z et de l'axe y respectivement

Organe	Volume(mL)	Activité(kBq/mL)
Poumon	3212	2.3
Coeur	822	12.6
Foie	1952	12,6
Reins	56	12.6
La rate	279	12.6
La vésicule biliaire	27	0.6
L'estomac	361	0.6
Le fond	24364	0.6

Tableau 4.2 Activité de simulation dans le fantôme NCAT avec une matrice $128 \times 128 \times 128$ avec une amplitude de mouvement de 2 cm et 1,5 cm le long de l'axe z et de l'axe y respectivement

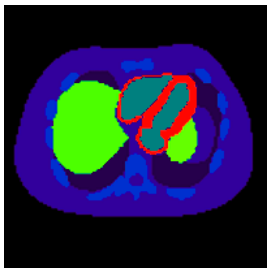
N°	Position	Lésion location (x,y,z)	Diamètre(cm)	Activité ration (lésion/arrière plans) (kBq/mL)
1	Poumon droit	(39 ;66 ;22)	15	120
2	Poumon gauche	(81 ;66 ;36)	12	120
3	Poumon droit	(45 ;61 ;35)	10	120

Tableau 4.3 Activité de simulation dans le fantôme NCAT avec une matrice $128 \times 128 \times 128$ avec une amplitude de mouvement de 2 cm et 1,5 cm le long de l'axe z et de l'axe y respectivement

Organe	Volume(mL)	Activité(kBq/mL)
Poumon	3212	2.3
Lésion 1	2.3	12
Lésion 2	1.3	12
Lésion 3	0.8	12
Coeur	737	7.5
Foie	961	7.5
La rate	35	7.5
Reins	0	0
La vésicule biliaire	0	0
L'estomac	166	0.4
Le fond	14104	0.4

4.2.2 Importation du fantôme dans GATE

Les fantômes générés, y compris les images de radioactivité qui forment une carte d'activité, les images d'atténuation (carte d'atténuation) et les phases de mouvement respiratoire respectivement, ont été centrés dans le FOV du scanner TEP.



(a) Carte des activités (TEP)



(b) Carte d'atténuation (CT)

Figure 4.1 Visualisation de cartes d'activité et d'atténuation

Par exemple, pour une simulation sans modélisation de l'atténuation, chaque image de 320 mm de long a été centrée dans le scanner TEP de 180 mm de long le long de l'axe z comme une phase de mouvement respiratoire, comme le montre la figure 4.2 Les 100 images générées par l'utilisation de NCAT ont été importées dans GATE, et 100 simulations individuelles ont été exécutées.

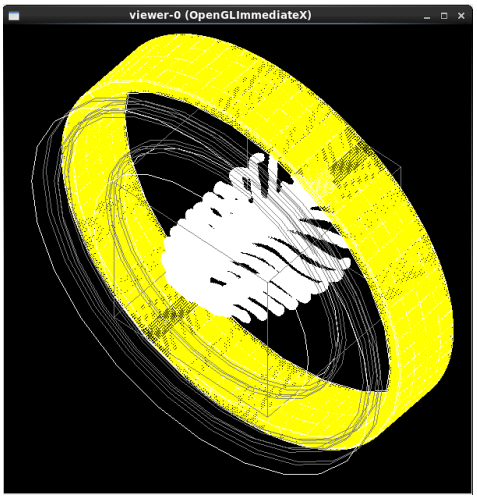


Figure 4.2 Visualisation de la géométrie GATE du fantôme NCAT représenté par une matrice $64 \times 64 \times 64$ avec 320 mm et centré dans le FOV axial de 180 mm du scanner $PET - ECAT7 - System$.

4.2.3 Triage des données en mode liste

Les données triées en mode liste de la simulation de fantôme voxélisé sont illustrées à la figure 4.3. Elle est différente du "tri" des données en mode liste de la simulation géométrique du fantôme qui a recueilli les données en mode liste en utilisant GATE et en les regroupant dans une séquence d'images.

Le "tri" des données voxélisées du fantôme est simplement une importation de chacune des images voxélisées générées par NCAT dans GATE pour simuler chaque image individuellement. Plus précisément, deux types de fantômes voxélisés ont été acquises en mode liste pour la simulation de fantômes avec et sans modélisation de l'atténuation. Ces données ont été triées pour la validation du SSG et du CSG. Les données triées pour la simulation avec atténuation La correction est composée de 60 images, chacune avec un intervalle de temps de 500 msec et ayant des dimensions de matrice de $128 \times 128 \times 55$*, couvrant 10 cycles de respiration.*

Les données triées pour la simulation sans correction d'atténuation sont composées de 100 images, chacune avec un intervalle de temps de 200 msec et ayant des dimensions de matrice de $64 \times 64 \times 64$*, couvrant 10 cycles respiratoires.*

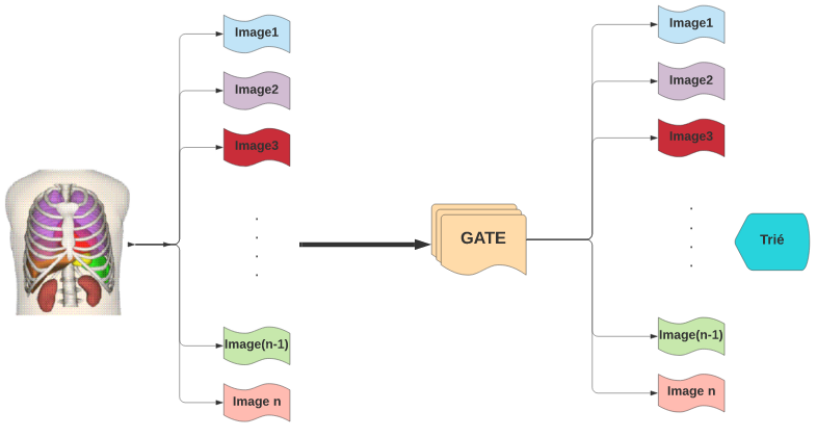


Figure 4.3 Tri des données en mode liste de la simulation de fantôme voxélisé dans la séquence des images. Les images de fantômes voxelisées ont été générées par NCAT,puis respectivement importées dans la simulation GATE pour obtenir des événements d'images qui peuvent être considérés comme l'image triée.

4.2.4 Synchronisation et correction de mouvement

Après le tri des données en mode liste pour les cas de modélisation avec et sans atténuation, SSG et les méthodes de la CSG ont été appliquées aux données triées des images fantômes pour

leur validation respective. L'image unique, avec ou sans correction d'atténuation, a été reconstruite par le logiciel AMIDE [115]. Les cartes de coefficients d'atténuation ont été générées en utilisant NCAT.

4.3 Résultats et discussion

4.3.1 Événements d'image et courbes de volume pulmonaire

La figure 4.7 illustre le graphique des événements de l'image par rapport au numéro de l'image à partir des données triées en mode liste pour la validation des SSG et des CSG par fantôme pour le cas sans modélisation de l'atténuation. La figure 4.9 illustre le graphique des événements de l'image par rapport au numéro d'image pour le cas avec modélisation de l'atténuation. La figure 4.7 présente un graphique des événements en fonction du numéro d'image pour exactement les mêmes paramètres, mais sans correction de l'atténuation, afin de montrer la différence apportée par la correction de l'atténuation.

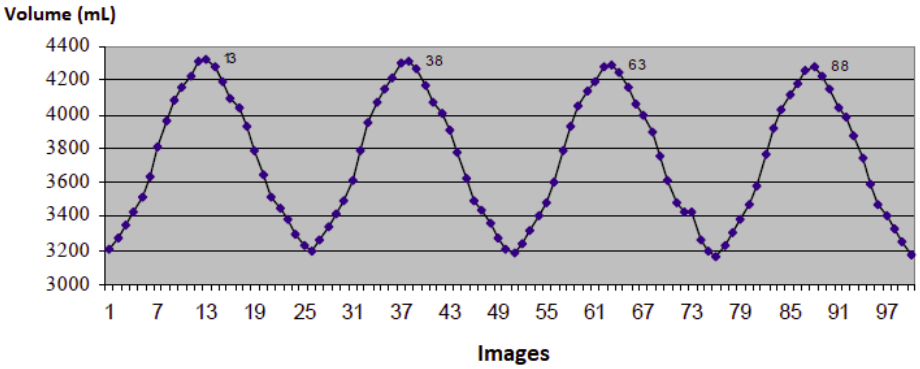


Figure 4.4 Variation du volume pulmonaire (mL) du NCAT pendant quatre respirations

Il existe de grandes similitudes entre le volume pulmonaire déterminé par le NCAT (Figure. 4.4 et Figure. 4.5) et les événements simulés d'image. La figure 4.6 illustre la distribution des événements d'image en fonction du nombre d'images pour un fantôme avec une matrice d'image $64 \times 64 \times 64$*, sans modélisation de l'atténuation, sur neuf cycles respiratoires. Toutefois, cette figure 4.6 présente un écart notable par rapport à un caractère sinusoïdal symétrique.*

Le bruit statistique des événements est une cause possible de cet écart, car chaque cycle respiratoire a été échantillonné par 25 images. Ce régime d'échantillonnage a permis de réduire la durée des images (200 ms par image), ce qui améliore la résolution temporelle au détriment du bruit statistique accru.

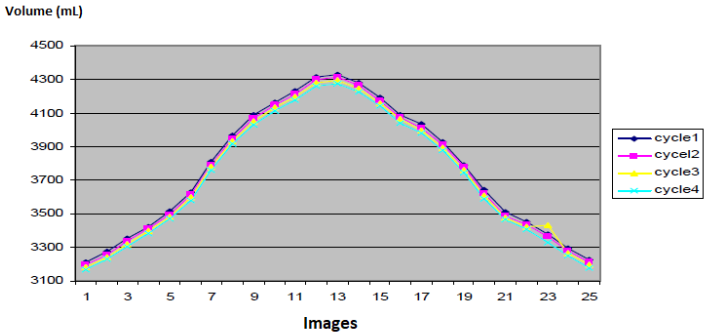


Figure 4.5 Les courbes de variation du volume pulmonaire du NCAT pendant quatre cycles respiratoires se superposent, ce qui présente une caractéristique de courbe sinusoïdale.

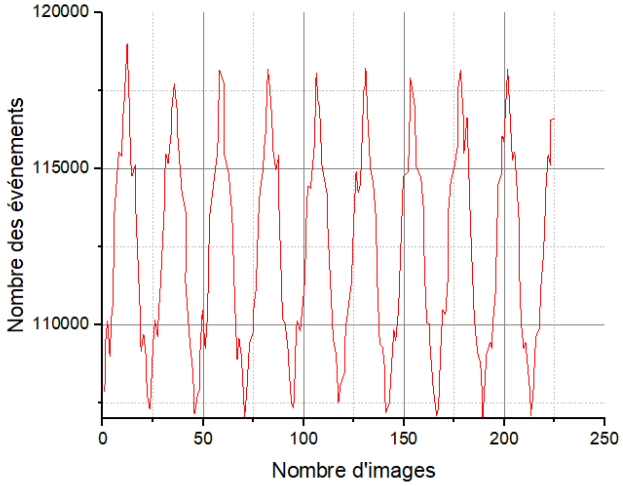


Figure 4.6 Variation du nombre d'images dans neuf cycles respiratoires

Bien que cela suggère qu'une gamme d'image pourrait être utilisée pour contribuer à un seuil donné afin de réduire le bruit statistique, on a seulement utilisé ici le pic dans le nombre d'images pour effectuer la synchronisation.

Les images correspondant aux pics de comptage ont été choisies pour synchroniser les cycles respiratoires à une seule phase respiratoire et sont numérotées sur la figure 4.6. D'autre part, la figure 4.6 et la figure 4.7 indiquent la variation du taux d'événements en fonction du numéro d'image pour la matrice d'image $128 \times 128 \times 55$ *avec et sans modélisation de l'atténuation sur dix cycles respiratoires. Ils montrent des tracés plus lisses que ceux de la figure 4.6, car ils ont un*

échantillonnage temporel plus grossier régime de 8 images par cycle respiratoire avec la durée la plus longue (625 msec par image).

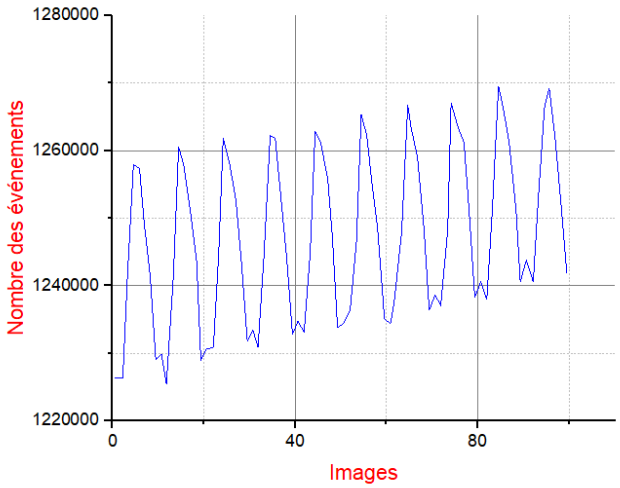


Figure 4.7 Variation du taux de comptage pendant les cycles respiratoires pour la matrice 128x128x55 du fantôme, 500 msec par image avec modélisation de l'atténuation et une lésion par le fantôme NCAT pendant 10 cycles respiratoires.

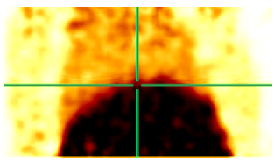
Une différence entre la figure 4.7 et la figure 4.8 est que le tracé de la modélisation de la non-atténuation n'est aussi symétrique que le tracé de la modélisation de l'atténuation. Cette situation est due à une distribution non uniforme des sources d'activité dans les fantômes, ce qui entraîne un tracé asymétrique, tandis que la modélisation de l'atténuation rend la simulation de la collecte des événements d'image plus réaliste et plus symétrique.

4.3.2 Synchronisation de mouvement avec et sans modélisation de l'atténuation

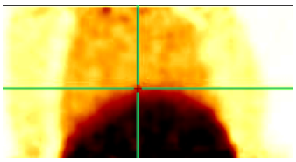
Pour la simulation par modélisation sans atténuation, la figure 4.8 montre la méthode SSG appliquée à le mouvement respiratoire en comparant les images reconstruites en vue sagittale et coronale. Les images statiques (Fig. 4.8 (a) et (d)) et les images sommées (Fig. 4.8(b) et (e)) ont été générées à partir des 100 images, et les images de synchronisation (Fig 4.8(c) et (f)) à partir de 10 images.

À partir de ces images reconstruites, le mouvement respiratoire est évident dans les différentes positions de la base du poumon, comme le montre la ligne verte entre les Figure. 4.8 (a), (b), (c), (d), (e) et (f) respectivement.

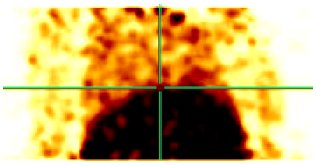
Pour évaluer l'amélioration de la synchronisation par SSG, la ligne de profil le long d'une ligne déterminée sur l'image par une ligne jaune dans la figure 4.8(d), (e) et (f) est utilisée pour



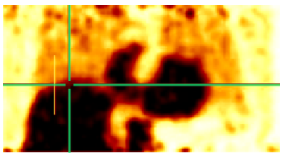
(a) Image statique avec vue sagittale



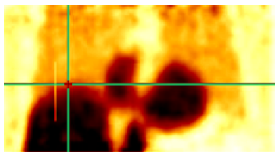
(b) 150 images sommées avec une vue sagittale



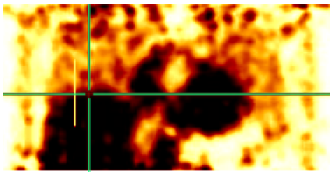
(c) Image à synchronisation de 10 images avec vue sagittale.



(d) Image statique avec vue coronale.



(e) 150 images sommées avec une vue coronale.



(f) Image à synchronisation de 10 images avec vue coronale.

Figure 4.8 Comparaison des images de la somme des respirations et de la reconstruction des synchronisation respiratoires pour la modélisation sans atténuation. Les lignes vertes indiquent la même géométrie dans les images sommées et les images synchronisées.

comparer l'effet amélioré entre le cas statique, le cas sommé et le cas à synchronisation comme illustré dans la figure 4.9. La courbe du profil sommé montre un lent passage du pic à la vallée à la frontière entre le poumon et le foie en raison du mouvement respiratoire (Figure 4.8(b) et (e)), tandis que la courbe de la ligne du profil à synchronisation correspond bien à la courbe statique.

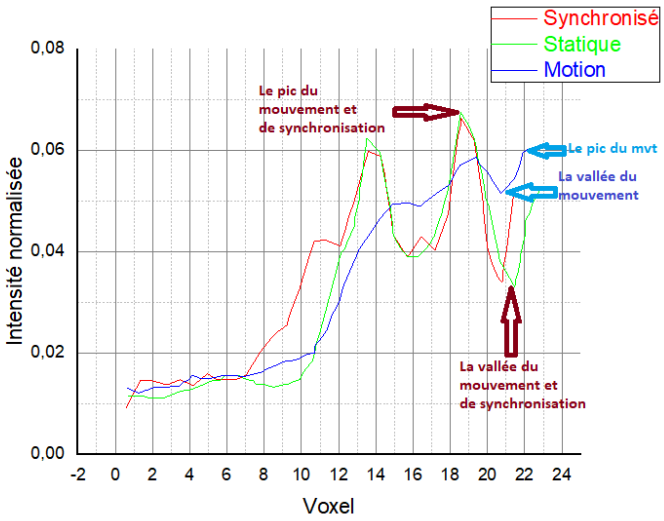


Figure 4.9 Comparaison du profil linéaire normalisé de la figure 4.8(d) statique, de la figure 4.8(e) additionnée et des images reconstruites de la figure 4.8(f) à synchronisée telles que marquées en ligne jaune en vue coronale. La ligne de profil synchronisé montre un contraste spatial amélioré.

Les deux courbes croissent rapidement puis diminuent fortement aux pics et aux vallées, ce qui signifie que le rapport d'intensité entre l'image du poumon et du foie est élevé près de la frontière.

Par conséquent, l'image de la synchronisation est améliorée avec la frontière clairement définie entre le poumon et le foie, comme le montrent les figures 4.8 (c) et (f). En outre, la mesure de l'amélioration par la méthode EMR montre que les valeurs EMR du cas bloqué et du cas statique sont tracées au-dessus de l'image sommée, comme illustré à la figure 4.10, ce qui indique que la qualité globale de l'image est améliorée après le blocage par la méthode SSG.

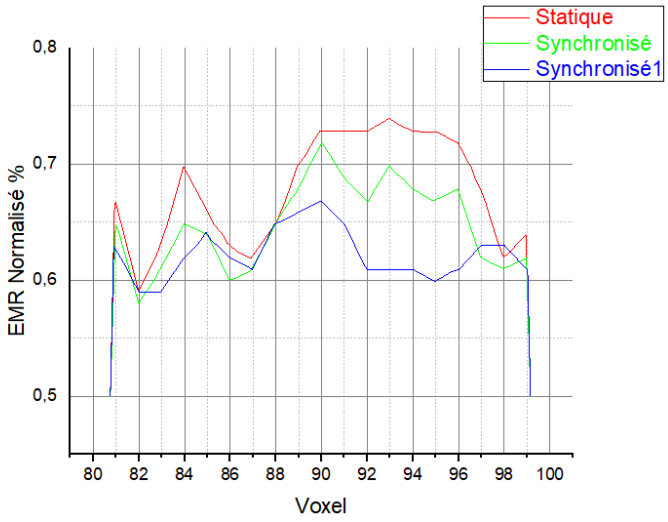
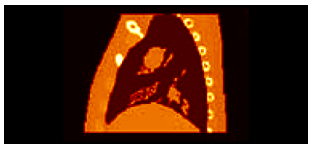


Figure 4.10 La comparaison des valeurs normalisées du EMR pour la statique, la somme et la synchronisation dans la figure 4.8, le EMR pour l'image synchronisée montre un contraste spatial amélioré.

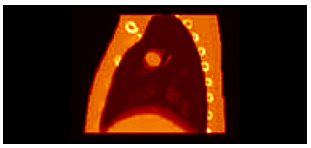
En outre, la méthode SSG a été appliquée à une simulation modélisée sans atténuation . Dans le cas d'une lésion, le mouvement a été synchronisé avec les images du nombre de pics étiquetées dans la courbe des événements de l'image, comme le montre la figure 4.7.Le résultat de l'image sommée a été reconstruit en une image comme le montre la figure 4.11 qui indique que la lésion dans l'image synchronisée (figure 4.11(c)) a une bonne résolution spatiale par rapport à l'image statique (figure 4.11(a)) et l'image additionnée (figure 4.11(b)).

La ligne de profil de l'image indique que la taille de la lésion a été réduite à FWHM de 7 voxels à 5.3 voxels, comme l'illustre la figure 4.12. Les valeurs EMR de la région de la lésion montrent que l'image de la porte donne une meilleure résolution du bord de la lésion par rapport à la somme et de façon comparable à la statique comme le montre la figure 4.13.

D'autre part, pour la modélisation de l'atténuation, en comparant les images reconstruites



(a) Fantôme statique en vue sagittale avec 70 millions de LOR collectées.



(b) Somme de 10 cycles avec en vue sagittale, 81 millions de LOR collectées



(c) 10 cycles avec en vue sagittale, 17 millions de LOR collectées

Figure 4.11 Comparaison des images de la somme des respirations et de la reconstruction des synchronisation respiratoires pour la modélisation sans atténuation. Les lignes vertes indiquent la même géométrie dans les images sommées et les images synchronisées.

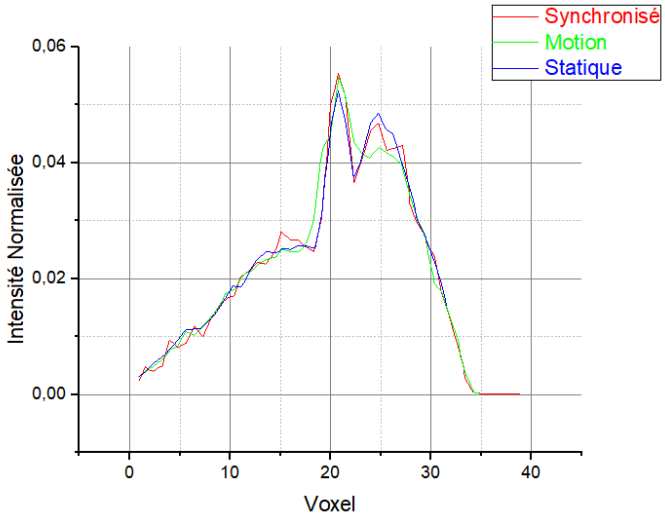


Figure 4.12 La comparaison du profil linéaire normalisé pour les images statiques, sommées et à synchronisation dans les figures 4.11(a), (b) et (c) respectivement, montre que l'image à synchronisation présente un contraste spatial amélioré.

générées à partir de l'image sommée en vue transversale (Fig 4.14(a)) et en vue sagittale (Fig 4.14(b)) Avec l'image SSG en vue transversale (Fig 4.14(c)) et en vue sagittale (Fig 4.14(d)), la lésion pulmonaire montre une augmentation significative de la résolution spatiale en vue transversale et en vue sagittale. La figure 4.14(e) montre que la FWHM du pic associé à la lésion a été réduite de 8 voxels dans le cas du mouvement à 4 voxels dans le cas de la synchronisation SSG.

Dans la simulation intégrant les effets d'atténuation, 17 millions de LOR ont été recueillis pour la somme des cycles respiratoires sur 50 secondes (10 cycles respiratoires), ce qui donne un taux de coïncidence de 300 kcps. Le contrôle d'une seule phase respiratoire a permis de collecter 2 millions de LOR.

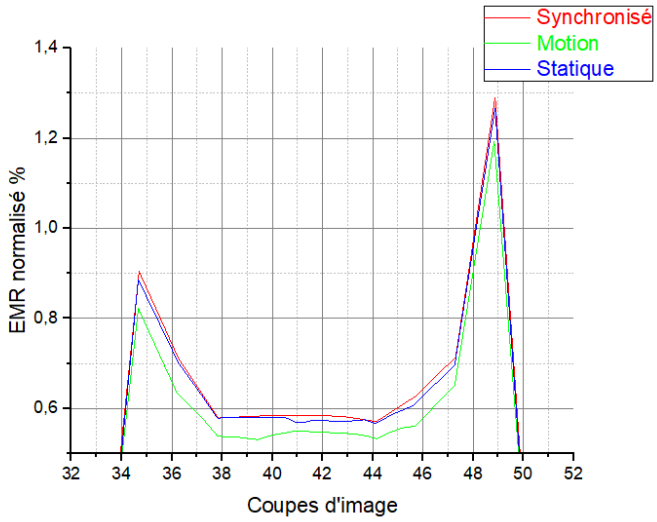


Figure 4.13 Comparaison des valeurs normalisées du EMR de la lésion pour le cas statique, la somme et la synchronisation (Fig 4.11), l'EMR pour synchronisation montre un meilleur contraste spatial.

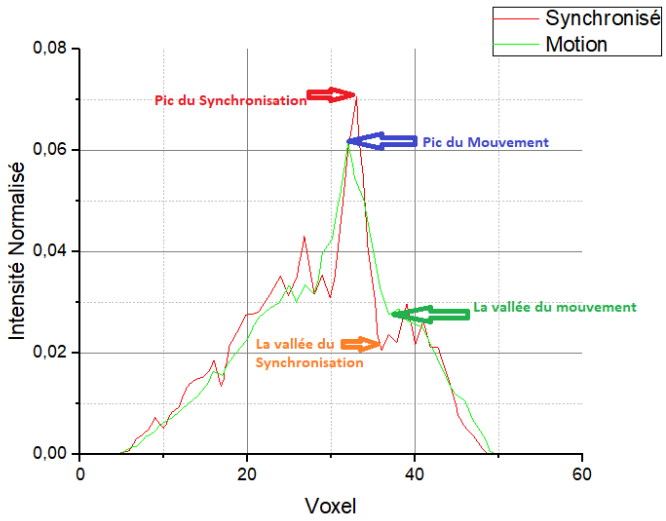


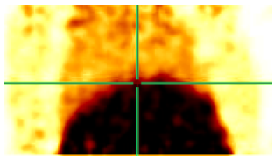
Figure 4.14 Comparaison de la ligne du profil, le FWHM de mouvement a réduit de 11 voxels à 7 voxels de la porte, les images marquées de lignes blanches montrent que l'image de la porte a un contraste spatial amélioré.

4.3.3 Correction de mouvement

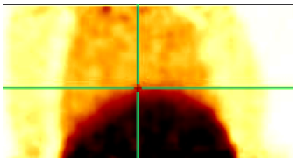
Sur la base du tracé des événements de l'image en fonction du numéro de l'image, comme indiqué à la figure 4.7, la méthode de la CSG est puis appliqué aux données triées en mode liste,

ce qui correspond à la même procédure que la précédente application au fantôme géométrique décrit dans la section 4.3.3. 17 millions de LOR ont été collectées avec la modélisation de la non-atténuation dans deux cycles respiratoires composés de 15 images.

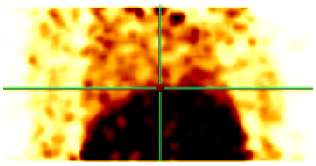
Visuelle comparaison des images statiques, sommées et corrigées par CSG et GSC + COM, illustrée à la figure 4.15(b), montre que la taille de la lésion a été réduite dans l'image corrigée par rapport à l'image sommée (Fig 4.15(c) et Fig 4.15(d)). L'amélioration est démontrée par les lignes de profil de l'image comme indiqué à la figure 4.16 avec les valeurs FWHM détaillées dans le tableau 3.5. On voit clairement que la FWHM de la lésion de l'image sommée de 6 voxels était réduit à 3,5 voxels pour l'image corrigée.



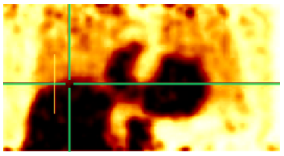
(a) Image statique avec vue sagittale



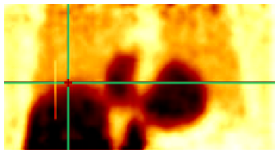
(b) 150 images sommées avec une vue sagittale



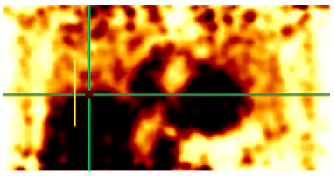
(c) Image à synchronisation de 10 images avec vue sagittale.



(d) Image statique avec vue coronale.



(e) 150 images sommées avec une vue coronale.



(f) Image à synchronisation de 10 images avec vue coronale.

Figure 4.15 Comparaison des images de la somme des respirations et de la reconstruction des synchronisation respiratoires pour la modélisation sans atténuation. Les lignes vertes indiquent la même géométrie dans les images sommées et les images synchronisées.

En outre, dans les deux méthodes, le CSG et le CSG + COM ont un écart de 1 voxel en FWHM par rapport au cas statique, ce qui indique que les corrections sont atteindre une résolution spatiale proche de celle du cas statique. Sur la vue du plan coronal, la figure 4.15(f) montre clairement les artefacts de mouvement de la lésion et le flou de la frontière entre le poumon et le foie dans le plan coronal de l'image sommée. Avec le la mise en œuvre des méthodes corrigées par le CSG et le CSG + COM, une nette amélioration de la limite autour de la lésion entre le poumon et le foie en termes de contraste est démontrée dans Fig 4.15(g) et (h).

Les valeurs de la matrice EMR dans la vue coronale montrent que l'amplitude du bord de la lésion EMR des images corrigées est supérieure à celle de l'image additionnée. En outre, d'après le tableau 4.6 et les valeurs EMR, il est évident que la qualité des images corrigées par la méthode GSC et par la méthode GSC + COM est presque la même, la raison en étant que l'amplitude

du mouvement estimée par la méthode COM est proche de l'amplitude connue du mouvement du fantôme NCAT sous 1 cm comme le montre la figure 4.18, ce qui est similaire à l'estimation de l'amplitude géométrique du fantôme telle qu'elle est présentée à la figure 4.33. L'apparence des deux petites lésions situées en hauteur dans les poumons n'a pas été améliorée de manière significative par la correction avec la CSG puisque la compensation du mouvement de la lésion dépend de l'emplacement et de la taille de la lésion [33].

Les deux lésions placées au niveau du lobe supérieur des poumons étaient de taille plus petite que la lésion située entre le poumon et le foie, comme indiqué dans le tableau 4.4.

Normalement, la partie supérieure des poumons ne présente pas un mouvement aussi important que la partie inférieure des poumons pendant la respiration.

Par conséquent, les lésions supérieures n'ont pas été améliorées par la correction du mouvement autant que la lésion inférieure. En outre, la taille des lésions supérieures (10 mm, 12 mm) n'était pas aussi grande que celle de la lésion inférieure (15 mm), de sorte qu'aucune amélioration significative n'est observée, car elle souffre d'effets de volume partiel importants[33].

Cet effet de volume partiel a été partiellement réduit en considérant une taille de voxels plus petite dans l'image reconstruite.

Tableau 4.4 Comparaison de la FWHM entre les images statiques, les images en mouvement et les images corrigées par CSG pour la Figure 4.15, les images corrigées par CSG et $CSG+COM$ ont la plus petite différence, seulement 1 voxel du fantôme statique.

Amplitude de mouvement(cm)	L'état dynamique	nombre de voxels de FWHM	Différence avec le fantôme statique (voxel)
2	Statique	3.2	0
	Motion	6.3	3.6
	CSG	4.1	1.2
	$CSG+COM$	4.1	1.2

4.4 Conclusion

Une combinaison de GATE et de NCAT pour simuler un mouvement respiratoire plus réaliste a été utilisée pour valider les méthodes SSG et CSG pour la synchronisation et la correction du mouvement. Les images triées ont une forme sinusoïdale similaire à celle du graphique de la variation du volume pulmonaire, ce qui prouve que la variation des événements est associée à la variation du volume pulmonaire. Les résultats de la simulation avec et sans modélisation de l'atténuation démontrent que la SSG et la CSG sont capables respectivement de contrôler et de corriger le mouvement respiratoire le long de l'axe z.

CONCLUSION et PERSPECTIVES

La limitation du mouvement respiratoire est la première étape de la compensation du mouvement respiratoire. De nombreuses techniques de synchronisation ont été développées. Une nouvelle méthode basée sur les données des images acquis, la Synchronisation de Sensibilité Géométrique "SSG", a été proposée dans cette thèse pour la synchronisation du mouvement respiratoire. La SSG a été validée par des simulations utilisant des fantômes géométriques et voxélisés, puis appliquée aux acquisitions des patients. En détectant les changements dans le nombre d'événements par image, une phase peut être assignée à chaque image, ce qui permet ensuite de mettre en place un schéma de synchronisation. De plus, en corrigeant le mouvement de chaque phase par rapport à une phase de référence, l'ensemble des données peut être utilisé, ce qui réduit les effets du mouvement dégradant la qualité de l'image.

Pour les simulations d'un fantôme géométrique avec une amplitude de mouvement de 5 cm, 2 cm et 1 cm, la distribution temporelle des événements d'image pour les fantômes statiques et les fantômes en mouvement est évidemment différente. Les simulations d'un fantôme voxélisé étaient plus réalistes et plus complexes que les simulations géométriques. Un fantôme voxélisé avec et sans modélisation de l'atténuation a été généré à l'aide du logiciel GATE. Les résultats démontrent que les méthodes de correction de Sensibilité Géométrique (CSG) peut être appliquée aux mouvements respiratoires non rigides pour donner un meilleur résultat de correction. En plus, la méthode CSG+COM peut être appliqué à la fois à la simulation du fantôme et aux données cliniques, ce qui permet de récupérer une partie de la qualité d'image perdue en raison du mouvement respiratoire.

Dans cette thèse, le SSG et le CSG ont été proposés respectivement pour la synchronisation et la correction du mouvement respiratoire en termes de propriétés de sensibilité géométrique d'un scanner TEP en mode 3D acquérant en mode liste. Le SSG et le CSG ont été testés par des simulations de fantômes géométrique et voxélisé. Tous les résultats des simulations et des études cliniques démontrent que le SSG et le CSG sont capables d'améliorer la qualité de l'image du mouvement respiratoire dans l'imagerie TEP.

Par rapport aux techniques existantes de compensation des mouvements respiratoires, les principaux avantages de la SSG et de la CSG sont les suivants :

1- *Aucun dispositif matériel supplémentaire n'est nécessaire.*
2- *Ils n'utilisent que des données en mode liste et sont non invasifs.*
3- *Il n'y a pas de charge d'acquisition.*
4- *Aucune préparation supplémentaire du patient n'est nécessaire.*

Perspectives de recherche

À l'heure actuelle, la méthode de la CSG corrige le mouvement respiratoire dans la direction de l'axe Z uniquement, plutôt que dans les trois dimensions.

Le mouvement dans les directions X et Y et dans une certaine mesure, les termes de mouvement élastique doivent être intégrés dans la matrice de transformation pour la compensation du mouvement respiratoire lors de la prochaine étape de la recherche.

Aussi la Géométrie du fantôme doit être déformable pour une simulation très proche à la réalité.

Pour cela nous proposons la théorie des milieux continue pour élaborer un fantôme déformable dans tous les direction avec le temps.

RÉFÉRENCES

[1] *Adil Bardane, Jaouad Tajmouaati, Abdelmajid Maghnouj, Ahmed Dadouch, Amina Mribah, Abdelhamid El Hajami, and Abdessamad Didi. Simulation of random coincidences in whole body 3d total pet with gate v 8.0.* Moscow University Physics Bulletin*, 74(6) :669–674, 2019.*

[2] *K. M. Langen and D. T. L. Jones. Organ motion and its management.* International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 50(1) :265–278, 2001.*

[3] *Julia Nalis.* Synchronisation respiratoire en tomographie par émission de positions couplée à un tomodensitomètre : étude des paramètres d'acquisition et comparaison de deux systèmes de synchronisation*. PhD thesis, Université de Toulouse, Université Toulouse III-Paul Sabatier, 2009.*

[4] *A. M. Passalaqua and R. Narayanaswamy. Patient motion correction of SPECT images : dual scan approach. In* Proceedings of 1994 IEEE Nuclear Science Symposium-NSS'94*, volume 3, pages 1270–1274. IEEE, 1994.*

[5] *Jan Ehrhardt, Tobias Klinder, and Cristian Lorenz. Computational motion phantoms and statistical models of respiratory motion. In* 4D Modeling and Estimation of Respiratory Motion for Radiation Therapy*, pages 215–247. Springer, 2013.*

[6] *Elisabeth Steiner, Chun-Chien Shieh, Vincent Caillet, Jeremy Booth, Ricky O'Brien, Adam Briggs, Nicholas Hardcastle, Dasantha Jayamanne, Kathryn Szymura, Thomas Eade, et al. Both four-dimensional computed tomography and four-dimensional cone beam computed tomography under-predict lung target motion during radiotherapy.* Radiotherapy and Oncology*, 135 :65–73, 2019.*

[7] *Klaus P. Schäfers and Lars Stegger. Combined imaging of molecular function and morphology with PET/CT and SPECT/CT : image fusion and motion correction. 103(2) :191–199.*

[8] *Adil Bardane, Jaouad Tajmouaati, and Abdelmajid Maghnouj. Temporal regularization methodology including the correction of respiratory movements in dynamic reconstruction.* Moscow University Physics Bulletin*, 75(3) :208–212, 2020.*

[9] *Shohei Tanaka, Noriyuki Kadoya, Tomohiro Kajikawa, Shohei Matsuda, Suguru Dobashi, Ken Takeda, and Keiichi Jingu. Investigation of thoracic four-dimensional ct-based dimension reduction technique for extracting the robust radiomic features.* Physica Medica*, 58 :141–148, 2019.*

[10] *Philipp Freislederer, Asmus von Münchow, Florian Kamp, Christian Heinz, Sabine Gerum, Stefanie Corradini, Matthias Söhn, Michael Reiner, Falk Roeder, Ralf Floca, et al. Com-*

parison of planned dose on different ct image sets to four-dimensional monte carlo dose recalculation using the patient's actual breathing trace for lung stereotactic body radiation therapy. Medical physics, *46(7) :3268–3277, 2019.*

[11] Florian Büther, Iris Ernst, Lynn Johann Frohwein, Joost Pouw, Klaus Peter Schäfers, and Lars Stegger. Data-driven gating in PET : Influence of respiratory signal noise on motion resolution. Medical physics, *45(7) :3205–3213, 2018.*

[12] Elizabeth A. Barnes, Brad R. Murray, Donald M. Robinson, Lori J. Underwood, John Hanson, and Wilson HY Roa. Dosimetric evaluation of lung tumor immobilization using breath hold at deep inspiration. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, *50(4) :1091–1098, 2001.*

[13] Y Petibon, T Sun, PK Han, C Ma, G El Fakhri, and J Ouyang. Mr-based cardiac and respiratory motion correction of pet : application to static and dynamic cardiac 18f-fdg imaging. Physics in Medicine & Biology, *64(19) :195009, 2019.*

[14] Martin Lyngby Lassen, Jacek Kwiecinski, Damini Dey, Sebastien Cadet, Guido Germano, Daniel S Berman, Philip D Adamson, Alastair J Moss, Marc R Dweck, David E Newby, et al. Triple-gated motion and blood pool clearance corrections improve reproducibility of coronary 18 f-naf pet. European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, *46(12) :2610–2620, 2019.*

[15] Richard Manber, Kris Thielemans, Brian F. Hutton, Simon Wan, Jamie McClelland, Anna Barnes, Simon Arridge, Sébastien Ourselin, and David Atkinson. Joint PET-MR respiratory motion models for clinical PET motion correction. Physics in Medicine & Biology, *61(17) :6515, 2016.*

[16] Stefan Both, Jiajian Shen, Maura Kirk, Liyong Lin, Shikui Tang, Michelle Alonso-Basanta, Robert Lustig, Haibo Lin, Curtiland Deville, Christine Hill-Kayser, et al. Development and clinical implementation of a universal bolus to maintain spot size during delivery of base of skull pencil beam scanning proton therapy. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, *90(1) :79–84, 2014.*

[17] Feng Qiao, Tinsu Pan, John W Clark Jr, and Osama R Mawlawi. A motion-incorporated reconstruction method for gated pet studies. Physics in Medicine & Biology, *51(15) :3769, 2006.*

[18] Bernard E Oppenheim. A method using a digital computer for reducing respiratory artifact on liver scans made with a camera. Journal of Nuclear Medicine, *12(9) :625–628, 1971.*

[19] M. J. Bronskill. Optimization of Analog-Circuit Motion Correction for Liver Scintigraphy—Reply. Journal of Nuclear Medicine, *20(7) :803–803, 1979.*

[20] *G. J. Klein, B. W. Reutter, E. H. Botvinick, T. F. Budinger, and R. H. Huesman. Fine-scale motion detection using intrinsic list mode PET information. In* Proceedings IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis (MMBIA 2001)*, pages 71–78. IEEE, 2001.*

[21] *R. L. Eisner, T. Noever, D. Nowak, W. Carlson, D. Dunn, J. Oates, K. Cloninger, H. A. Liberman, and R. E. Patterson. Patient motion during SPECT imaging.* J Nucl Med*, 28 :97–101, 1987.*

[22] *Tiezhi Zhang, Harry Keller, Matthew J. O'Brien, Thomas R. Mackie, and Bhudatt Paliwal. Application of the spirometer in respiratory gated radiotherapy.* Medical physics*, 30(12) :3165–3171, 2003.*

[23] *Andre Z. Kyme, Brian F. Hutton, Rochelle L. Hatton, David W. Skerrett, and Leighton R. Barnden. Practical aspects of a data-driven motion correction approach for brain SPECT.* IEEE transactions on medical imaging*, 22(6) :722–729, 2003.*

[24] *Nicolas Grotus.* La synchronisation respiratoire pour l'exploration des tumeurs pulmonaires par tomographie par émission de positons*. PhD thesis, Paris 11, 2009.*

[25] *Jeffrey A. Cooper, Paul H. Neumann, and Brian K. McCandless. Detection of patient motion during tomographic myocardial perfusion imaging.* Journal of Nuclear Medicine*, 34 :1341–1341, 1993.*

[26] *Yvette Seppenwoolde, Hiroki Shirato, Kei Kitamura, Shinichi Shimizu, Marcel Van Herk, Joos V. Lebesque, and Kazuo Miyasaka. Precise and real-time measurement of 3d tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy.* International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 53(4) :822–834, 2002.*

[27] *K Mostov, E Liptsen, and R Boutchko. Medical applications of shortwave fm radar : Remote monitoring of cardiac and respiratory motion.* Medical physics*, 37(3) :1332–1338, 2010.*

[28] *Marina Piccinelli, John R Votaw, and Ernest V Garcia. Motion correction and its impact on absolute myocardial blood flow measures with pet.* Current Cardiology Reports*, 20(5) :34, 2018.*

[29] *Min Li, Sarah Joy Castillo, Richard Castillo, Edward Castillo, Thomas Guerrero, Liang Xiao, and Xiaolin Zheng. Automated identification and reduction of artifacts in cine four-dimensional computed tomography (4DCT) images using respiratory motion model.* International journal of computer assisted radiology and surgery*, 12(9) :1521–1532, 2017.*

[30] *Jianfeng He, Graeme J. O'Keefe, Gareth Jones, Tim Saunder, Sylvia J. Gong, Moshi Geso, and Andrew M. Scott. The application of GATE and NCAT to respiratory motion simulation in allegro PET. In* 2006 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, volume 4, pages 2589–2593. IEEE, 2006.*

[31] *Damien Marie and Narly Golestani. Brain structural imaging of receptive speech and beyond : a review of current methods.* Language, Cognition and Neuroscience*, 32(7) :870–890, 2017.*

[32] *S. A. Yoganathan, K. J. Maria Das, Shajahan Mohamed Ali, Arpita Agarwal, Surendra P. Mishra, and Shaleen Kumar. Evaluating the four-dimensional cone beam computed tomography with varying gantry rotation speed.* The British Journal of Radiology*, 89(1060) :20150870, 2016.*

[33] *F Lamare, T Cresson, J Savean, C Cheze Le Rest, AJ Reader, and D Visvikis. Respiratory motion correction for pet oncology applications using affine transformation of list mode data.* Physics in Medicine & Biology*, 52(1) :121, 2006.*

[34] *Nicholas CD Morley, Daniel R. McGowan, Fergus V. Gleeson, and Kevin M. Bradley. Software respiratory gating of Positron Emission Tomography–Computed Tomography improves pulmonary nodule detection.* American journal of respiratory and critical care medicine*, 195(2) :261–262, 2017.*

[35] *Sadek A. Nehmeh, Yusuf E. Erdi, Clifton C. Ling, Kenneth E. Rosenzweig, Heiko Schoder, Steve M. Larson, Homer A. Macapinlac, Olivia D. Squire, and John L. Humm. Effect of respiratory gating on quantifying PET images of lung cancer.* Journal of nuclear medicine*, 43(7) :876–881, 2002.*

[36] *Weiguo Lu and Thomas R. Mackie. Tomographic motion detection and correction directly in sinogram space.* Physics in Medicine & Biology*, 47(8) :1267, 2002.*

[37] *Konstantin Bolwin, Björn Czekalla, Lynn J. Frohwein, Florian Büther, and Klaus P. Schäfers. Anthropomorphic thorax phantom for cardio-respiratory motion simulation in tomographic imaging.* Physics in Medicine & Biology*, 63(3) :035009, 2018.*

[38] *Matthew J. Riblett, Gary E. Christensen, Elisabeth Weiss, and Geoffrey D. Hugo. Data-driven respiratory motion compensation for four-dimensional cone-beam computed tomography (4D-CBCT) using groupwise deformable registration.* Medical physics*, 45(10) :4471–4482, 2018.*

[39] *Lai-Lei Ting, Ho-Chiao Chuang, Ai-Ho Liao, Chia-Chun Kuo, Hsiao-Wei Yu, Hsin-Chuan Tsai, Der-Chi Tien, Shiu-Chen Jeng, and Jeng-Fong Chiou. Tumor motion tracking based on a four-dimensional computed tomography respiratory motion model driven by an ultrasound tracking technique.* Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*, 10(1) :26, 2020.*

[40] *Jean Delacoste, Jerome Chaptinel, Catherine Beigelman-Aubry, Davide Piccini, Alain Sauty, and Matthias Stuber. A double echo ultra short echo time (UTE) acquisition for respiratory motion-suppressed high resolution imaging of the lung.* Magnetic resonance in medicine*, 79(4) :2297–2305, 2018.*

[41] Bing Chen, Yong Hu, Jin Liu, An-Ning Cao, Lu-Xi Ye, and Zhao-Chong Zeng. Respiratory motion of adrenal gland metastases : Analyses using four-dimensional computed tomography images. Physica Medica*, 38 :54–58, 2017.*

[42] Bing Feng, Philippe P. Bruyant, P. Hendrik Pretorius, Richard D. Beach, Howard C. Gifford, Joyoni Dey, Michael A. Gennert, and Michael A. King. Estimation of the rigid-body motion from three-dimensional images using a generalized center-of-mass points approach. IEEE transactions on nuclear science*, 53(5) :2712–2718, 2006.*

[43] J Thibaud. L'annihilation des positrons au contact de la matiele et la radiation qui en resulte. CR Acad. Sci.*, 197 :1629–1632, 1933.*

[44] Hadi Fayad, Holger Schmidt, Christian Wuerslin, and Dimitris Visvikis. Reconstruction-incorporated respiratory motion correction in clinical simultaneous pet/mr imaging for oncology applications. Journal of Nuclear Medicine*, 56(6) :884–889, 2015.*

[45] Mhairi K Doris, Yuka Otaki, Sandeep K Krishnan, Jacek Kwiecinski, Mathieu Rubeaux, Adam Alessio, Tinsu Pan, Sebastien Cadet, Damini Dey, Marc R Dweck, et al. Optimization of reconstruction and quantification of motion-corrected coronary pet-ct. Journal of Nuclear Cardiology*, 27(2) :494–504, 2020.*

[46] Medhat M. Osman, Christian Cohade, Yuji Nakamoto, Laura T. Marshall, Jeff P. Leal, and Richard L. Wahl. Clinically significant inaccurate localization of lesions with PET/CT : frequency in 300 patients. Journal of Nuclear Medicine*, 44(2) :240–243, 2003.*

[47] Huanyu Jin, Chunxian Guo, Xin Liu, Jinlong Liu, Anthony Vasileff, Yan Jiao, Yao Zheng, and Shi-Zhang Qiao. Emerging two-dimensional nanomaterials for electrocatalysis. Chemical reviews*, 118(13) :6337–6408, 2018.*

[48] NA Dyson. The annihilation coincidence method of localizing positron-emitting isotopes, and a comparison with parallel counting. Physics in Medicine & Biology*, 4(4) :376, 1960.*

[49] Godfrey N Hounsfield. Computerized transverse axial scanning (tomography) : Part 1. description of system. The British journal of radiology*, 46(552) :1016–1022, 1973.*

[50] PV Harper, KA Lathrop, H Krizek, N Lembares, V Stark, and PB Hoffer. Clinical feasibility of myocardial imaging with 13nh3. Journal of Nuclear Medicine*, 13(4) :278–280, 1972.*

[51] DA Chesler. Positron tomography and three-dimensional reconstruction technique. Tomographic imaging in nuclear medicine*, pages 176–183, 1973.*

[52] Frank R Wrenn, Myron L Good, and Philip Handler. The use of positron-emitting radioisotopes for the localization of brain tumors. Science*, 113(2940) :525–527, 1951.*

[53] Michael E Phelps, Edward J Hoffman, Nizar A Mullani, and Michel M Ter-Pogossian. Application of annihilation coincidence detection to transaxial reconstruction tomography. Journal of Nuclear Medicine*, 16(3) :210–224, 1975.*

[54] *PJ Markiewicz, AJ Reader, M Tamal, J Julyan, and DL Hastings. An advanced analytic method incorporating the geometrical properties of scanner and radiation emissions into the system model for the true component of 3d pet data. In* IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, 2005*, volume 4, pages 2310–2314. IEEE, 2005.*

[55] *Christopher M. Rank, Thorsten Heußer, Maria T. A. Buzan, Andreas Wetscherek, Martin T. Freitag, Julien Dinkel, and Marc Kachelrieß. 4D respiratory motion-compensated image reconstruction of free-breathing radial MR data with very high undersampling.* Magnetic Resonance in Medicine*, 77(3) :1170–1183, 2017.*

[56] *Hideo D. Kubo and Bruce C. Hill. Respiration gated radiotherapy treatment : a technical study.* Physics in Medicine & Biology*, 41(1) :83, 1996.*

[57] *Ruoqiao Zhang, Dženan Zukić, Darrin W Byrd, Andinet Enquobahrie, Adam M Alessio, Kevin Cleary, Filip Banovac, and Paul E Kinahan. Pet/ct-guided biopsy with respiratory motion correction.* International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 14(12) :2187–2198, 2019.*

[58] *Seth R. Goldstein, Margaret E. Daube-Witherspoon, Michael V. Green, and Alec Eidsath. A head motion measurement system suitable for emission computed tomography.* IEEE Transactions on Medical Imaging*, 16(1) :17–27, 1997.*

[59] *Adil Bardane, Jaouad Tajmouaati, and Abdelmajid Maghnouj. Monte carlo simulation of a special phantom with geant4 application for tomography.* Moscow University Physics Bulletin*, 75(1) :58–62, 2020.*

[60] *Joseph G Meier, Carol C Wu, Sonia L Betancourt Cuellar, Mylene T Truong, Jeremy J Erasmus, Samuel A Einstein, and Osama R Mawlawi. Evaluation of a novel elastic respiratory motion correction algorithm on quantification and image quality in abdominothoracic pet/ct.* Journal of Nuclear Medicine*, 60(2) :279–284, 2019.*

[61] *Arman Rahmim, Olivier Rousset, and Habib Zaidi. Strategies for motion tracking and correction in PET.* PET clinics*, 2(2) :251–266, 2007.*

[62] *Luc Boucher, Serge Rodrigue, Roger Lecomte, and François Bénard. Respiratory gating for 3-dimensional PET of the thorax : feasibility and initial results.* Journal of Nuclear Medicine*, 45(2) :214–219, 2004.*

[63] *Michael V. Green, Jurgen Seidel, Stacey D. Stein, Thomas E. Tedder, Kenneth M. Kempner, Caroline Kertzman, and Tom A. Zeffiro. Head movement in normal subjects during simulated PET brain imaging with and without head restraint.* Journal of Nuclear Medicine*, 35(9) :1538–1546, 1994.*

[64] Martin von Siebenthal, Gabor Szekely, Urs Gamper, Peter Boesiger, Antony Lomax, and Ph Cattin. 4d mr imaging of respiratory organ motion and its variability. Physics in Medicine & Biology, *52(6) :1547, 2007.*

[65] David JW Kim, Brad R. Murray, Ross Halperin, and Wilson HY Roa. Held-breath self-gating technique for radiotherapy of non–small-cell lung cancer : A feasibility study. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, *49(1) :43–49, 2001.*

[66] N. H. Baimel and M. J. Bronskill. Optimization of analog-circuit motion correction for liver scintigraphy. J Nucl Med, *19(9) :1059–1066, 1978.*

[67] Joseph G Meier, Carol C Wu, Sonia L Betancourt Cuellar, Mylene T Truong, Jeremy J Erasmus, Samuel A Einstein, and Osama R Mawlawi. Evaluation of a novel elastic respiratory motion correction algorithm on quantification and image quality in abdominothoracic pet/ct. Journal of Nuclear Medicine, *60(2) :279–284, 2019.*

[68] Chad RRN Hunter, Ran Klein, Adam M Alessio, and Robert A deKemp. Patient body motion correction for dynamic cardiac pet-ct by attenuation-emission alignment according to projection consistency conditions. Medical physics, *46(4) :1697–1706, 2019.*

[69] Yaobin Qiao, Hong Qi, Qin Chen, Liming Ruan, and Heping Tan. An efficient and robust reconstruction method for optical tomography with the time-domain radiative transfer equation. Optics and Lasers in Engineering, *78 :155–164, 2016.*

[70] Se An Oh, Ji Woon Yea, Sung Kyu Kim, and Jae Won Park. Optimal gating window for respiratory-gated radiotherapy with real-time position management and respiration guiding system for liver cancer treatment. Scientific reports, *9(1) :1–6, 2019.*

[71] MJ Keikhai Farzaneh, M Momennezhad, and Sh Naseri. Gated radiotherapy development and its expansion. Journal of Biomedical Physics and Engineering, *2019.*

[72] Martin Lyngby Lassen, Thomas Beyer, Alexander Berger, Dietrich Beitzke, Sazan Rasul, Florian Büther, Marcus Hacker, and Jacobo Cal-González. Data-driven, projection-based respiratory motion compensation of pet data for cardiac pet/ct and pet/mr imaging. Journal of Nuclear Cardiology, *pages 1–15, 2019.*

[73] Medhat M Osman, Christian Cohade, Yuji Nakamoto, and Richard L Wahl. Respiratory motion artifacts on pet emission images obtained using ct attenuation correction on pet-ct. European journal of nuclear medicine and molecular imaging, *30(4) :603–606, 2003.*

[74] Vivien Delmon. Recalage déformable de projections de scanner X à faisceau conique. *PhD Thesis, INSA de Lyon, 2013.*

[75] Daphné Wallach, Frédéric Lamare, Giorgos Kontaxakis, and Dimitris Visvikis. Super-resolution in respiratory synchronized positron emission tomography. IEEE transactions on medical imaging, *31(2) :438–448, 2011.*

[76] Sang-Keun Woo, Hiroshi Watabe, Yong Choi, Kyeong Min Kim, Chang Choon Park, Peter M. Bloomfield, and Hidehiro Iida. Sinogram-based motion correction of pet images using optical motion tracking system and list-mode data acquisition. IEEE Transactions on Nuclear Science*, 51(3) :782–788, 2004.*

[77] Jonathan A Disselhorst, Ilja Bezrukov, Armin Kolb, Christoph Parl, and Bernd J Pichler. Principles of pet/mr imaging. Journal of Nuclear Medicine*, pages jnumed–113, 2014.*

[78] Paul Schleyer. Respiratory motion correction in nuclear medicine imaging. *University of Melbourne, Department of Electrical and Electronic Engineering . . . , 2003.*

[79] Feng Qiao, Tinsu Pan, John W. Clark Jr, and Osama R. Mawlawi. A motion-incorporated reconstruction method for gated PET studies. Physics in Medicine & Biology*, 51(15) :3769, 2006.*

[80] Zacharias Chalampalakis, Simon Stute, Marina Filipović, Thibaut Merlin, and Claude Comtat. Whole-body dynamic pet : Effect of temporal gaps on fdg k i quantification from 3d and 4d reconstruction algorithms. pages 1–3.

[81] Anthonin Reilhac-Laborde. Validation et exploitation d'un simulateur TEP de Monte Carlo. *PhD thesis, Lyon, INSA, 2007.*

[82] Guillaume Noyel, Rebecca Thomas, Gavin Bhakta, Andrew Crowder, David Owens, and Peter Boyle. Superimposition of eye fundus images for longitudinal analysis from large public health databases. Biomedical Physics & Engineering Express*, 3(4) :045015, 2017.*

[83] CHIENG THION MING. ULTRASOUND AND COMPUTED TOMOGRAPHY CARDIAC IMAGE REGISTRATION. *PhD Thesis, Universiti Teknologi Malaysia, 2017.*

[84] Moritz Blume, Nassir Navab, and Magdalena Rafecas. Joint image and motion reconstruction for PET using a B-spline motion model. Physics in Medicine & Biology*, 57(24) :8249, 2012.*

[85] Jianfeng He, Graeme J. O'Keefe, Sylvia J. Gong, Tim Saunder, Gareth Jones, Andrew M. Scott, and Moshi Geso. Investigation of respiratory motion gating with geometric sensitivity in Allegro PET. In 2007 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, volume 6, pages 4336–4344. IEEE, 2007.*

[86] Jan Kybic and Michael Unser. Fast parametric elastic image registration. IEEE transactions on image processing*, 12(11) :1427–1442, 2003.*

[87] Ralph A. Bundschuh, Axel Martínez-Moeller, Markus Essler, María-José Martínez, Stephan G. Nekolla, Sibylle I. Ziegler, and Markus Schwaiger. Postacquisition detection of tumor motion in the lung and upper abdomen using list-mode PET data : a feasibility study. Journal of nuclear medicine*, 48(5) :758–763, 2007.*

[88] *Zhaolin Chen, Francesco Sforazzini, Jakub Baran, Thomas Close, Nadim Jon Shah, and Gary F Egan. Mr-pet head motion correction based on co-registration of multicontrast mr images.* Human Brain Mapping*, 2019.*

[89] *David S Ching and John K Eaton. Large-eddy simulation study of unsteady wake dynamics and geometric sensitivity on a skewed bump.* Journal of Fluid Mechanics*, 885, 2020.*

[90] *Andre Z Kyme, Georgios I Angelis, John Eisenhuth, Roger R Fulton, Victor Zhou, Genevra Hart, Kata Popovic, Mahmood Akhtar, William J Ryder, Kelly J Clemens, et al. Open-field pet : Simultaneous brain functional imaging and behavioural response measurements in freely moving small animals.* NeuroImage*, 188 :92–101, 2019.*

[91] *Ehsan Abadi, William P Segars, Benjamin MW Tsui, Paul E Kinahan, Nick Bottenus, Alejandro F Frangi, Andrew Maidment, Joseph Lo, and Ehsan Samei. Virtual clinical trials in medical imaging : a review.* Journal of Medical Imaging*, 7(4) :042805, 2020.*

[92] *Ina Pundienė, Jolanta Pranckevičienė, Modestas Kligys, and Olga Kizinievič. The synergetic interaction of chemical admixtures on the properties of eco-friendly lightweight concrete from industrial technogenic waste.* Construction and Building Materials*, 256 :119461, 2020.*

[93] *Mootaz Eldib, Niels Oesingmann, David D Faul, Lale Kostakoglu, Karin Knešaurek, and Zahi A Fayad. Optimization of yttrium-90 pet for simultaneous pet/mr imaging : A phantom study.* Medical physics*, 43(8Part1) :4768–4774, 2016.*

[94] *Sébastien Jan, G Santin, D Strul, Steven Staelens, K Assie, D Autret, S Avner, R Barbier, M Bardies, PM Bloomfield, et al. Gate : a simulation toolkit for pet and spect.* Physics in Medicine & Biology*, 49(19) :4543, 2004.*

[95] *Joseph Meier. Assessment of new innovations in pet/ct for respiratory motion correction. 2019.*

[96] *Salvadori Julien, Labour Joey, Odille Freddy, Marie Pierre-Yves, Badel Jean-Noël, Imbert Laëtitia, and David Sarrut. Monte carlo simulation of digital photon counting pet.* EJNMMI Physics*, 7(1), 2020.*

[97] *Mhairi K Doris, Yuka Otaki, Sandeep K Krishnan, Jacek Kwiecinski, Mathieu Rubeaux, Adam Alessio, Tinsu Pan, Sebastien Cadet, Damini Dey, Marc R Dweck, et al. Optimization of reconstruction and quantification of motion-corrected coronary pet-ct.* Journal of Nuclear Cardiology*, 27(2) :494–504, 2020.*

[98] *Kazuhiro Koshino, Naoki Kawachi, Takuya Hayashi, Hiroshi Watabe, Shinji Hasegawa, Jun Hatazawa, and Hidehiro Iida. Effects of motion correction on quantification of myocardial blood flow with 15o-H2o PET. In* International Congress Series*, volume 1265, pages 106–110. Elsevier, 2004.*

[99] *Brian J. Lopresti, A. Russo, William F. Jones, T. Fisher, David G. Crouch, D. E. Altenburger, and David William Townsend. Implementation and performance of an optical motion tracking system for high resolution brain PET imaging.* IEEE Transactions on Nuclear Science*, 46(6) :2059–2067, 1999.*

[100] *W. F. Jones. Real-time event stream correction for patient motion in clinical 3-D PET. In* 2001 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (Cat. No. 01CH37310)*, volume 4, pages 2062–2064. IEEE, 2001.*

[101] *O De Dreuille, P Maszelin, H Foehrenbach, G Bonardel, and J-F Gaillard. Principe et technique de la tomographie par émission de positons (tep).* Emc-Radiologie*, 1(1) :2–35, 2004.*

[102] *Yuji Nakamoto, Bennett B. Chin, Christian Cohade, Medhat Osman, Mitsuaki Tatsumi, and Richard L. Wahl. PET/CT : artifacts caused by bowel motion.* Nuclear medicine communications*, 25(3) :221–225, 2004.*

[103] *Phaneendra K. Yalavarthy, Daniel Low, Camille Noel, Zhouping Wei, Deshan Yang, Aditya Apte, Jeffrey Bradley, Joseph Deasy, and Issam El Naqa. Current role of PET in oncology : Potentials and challenges in the management of non-small cell lung cancer. In* 2008 42nd Asilomar Conference on Signals, Systems and Computers*, pages 1067–1071. IEEE, 2008.*

[104] *George De Ath, Richard M Everson, Jonathan E Fieldsend, and Alma AM Rahat. -shotgun : -greedy batch bayesian optimisation.* arXiv preprint arXiv :2002.01873*, 2020.*

[105] *P. Schmidlin. Development and comparison of computer methods for organ motion correction in scintigraphy.* Physics in Medicine & Biology*, 20(3) :465, 1975.*

[106] *Philippe P. Bruyant, Michael A. King, and P. Hendrik Pretorius. Correction of the respiratory motion of the heart by tracking of the center of mass of thresholded projections : a simulation study using the dynamic MCAT phantom.* IEEE Transactions on Nuclear Science*, 49(5) :2159–2166, 2002.*

[107] *Hiroshi Watabe, Kazuhiro Koshino, Peter M. Bloomfield, Roger R. Fulton, and Hidehiro Iida. Development of motion correction technique for PET study using optical tracking system. In* International Congress Series*, volume 1265, pages 31–38. Elsevier, 2004.*

[108] *T. Kleshneva, J. Muzik, and M. Alber. An algorithm for automatic determination of the respiratory phases in four-dimensional computed tomography.* Physics in Medicine & Biology*, 51(16) :N269, 2006.*

[109] *Yongxiang Hu, Jingtian Tang, Hong Jiang, and Sancheng Peng. A fast algorithm to estimate mutual information for image registration. In* 2008 The 9th International Conference for Young Computer Scientists*, pages 720–724. IEEE, 2008.*

[110] Sarah Joshua, Shaun Bailey, Nicholas H Mann, and Conrad W Mullineaux. Involvement of phycobilisome diffusion in energy quenching in cyanobacteria. Plant physiology*, 138(3) :1577–1585, 2005.*

[111] WS Kim, CW Mun, DJ Kim, and ZH Cho. Extraction of cardiac and respiratory motion cycles by use of projection data and its applications to nmr imaging. Magnetic resonance in medicine*, 13(1) :25–37, 1990.*

[112] Philippe P Bruyant, Michael A King, and P Hendrik Pretorius. Correction of the respiratory motion of the heart by tracking of the center of mass of thresholded projections : a simulation study using the dynamic mcat phantom. IEEE Transactions on Nuclear Science*, 49(5) :2159–2166, 2002.*

[113] Ana Luísa Lopes, Hugo Simões, Carolina Travassos, and Paulo Crespo. Patient compton scattered radiation for monitoring prostate radiotherapy with gold fiducial markers : A simulation study. International Journal of Pharma Medicine and Biological Sciences*, 6(3) :77–82, 2017.*

[114] Nastassja Muller, Romain Kessler, Sophie Caillard, Eric Epailly, Fabrice Hubelé, Céline Heimburger, Izzie-Jacques Namer, Raoul Herbrecht, Cyrille Blondet, and Alessio Imperiale. 18 f-fdg pet/ct for the diagnosis of malignant and infectious complications after solid organ transplantation. Nuclear medicine and molecular imaging*, 51(1) :58–68, 2017.*

[115] Angela T Simone, Stephen Croft, Jason P Hayward, and Louise G Worrall. Using the jcc-71 neutron coincidence collar as a benchmark for detector characterization with ptr-32 list mode data acquisition. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A : Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 908 :24–34, 2018.*

ANNEXE A Les fichiers macros GATE de la simulation du scanner ECAT Exact HR^{+} PET Scanner

♯ *VISUALISATION*

/control/execute /home/bardane/Bureau/gate/examples/exampleₚET/visu.mac

♯ *GEOMETRY*

/gate/geometry/setMaterialDatabase /home/bardane/Gate − 8.2/GateMaterials.db

♯ *W O R L D*

/gate/world/geometry/setXLength 400. cm

/gate/world/geometry/setYLength 400. cm

/gate/world/geometry/setZLength 400. cm

♯ *E C A T*

/gate/world/daughters/name ecat /gate/world/daughters/insert cylinder

/gate/ecat/setMaterial Air

/gate/ecat/geometry/setRmax 44.2 cm

/gate/ecat/geometry/setRmin 41.2 cm

/gate/ecat/geometry/setHeight 15.52 cm

/gate/ecat/vis/forceWireframe

♯ *B L O C K*

/gate/ecat/daughters/name block

/gate/ecat/daughters/insert box

/gate/block/placement/setTranslation 427.0 0.0 0.0 mm

/gate/block/geometry/setXLength 30.0 mm

/gate/block/geometry/setYLength 35.8594 mm

/gate/block/geometry/setZLength 38.7 mm

/gate/block/setMaterial Air

/gate/block/vis/forceWireframe

♯ *C R Y S T A L*

/gate/block/daughters/name crystal

/gate/block/daughters/insert box

/gate/crystal/geometry/setXLength 30.0 mm

/gate/crystal/geometry/setYLength 4.4 mm

/gate/crystal/geometry/setZLength 4.75 mm

/gate/crystal/setMaterial BGO

/gate/crystal/vis/setColor yellow

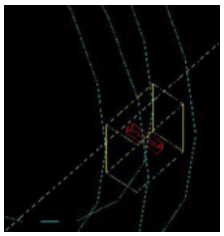


Figure A.1 Crystal daughter of the block.

♯ R E P E A T C R Y S T A L

/gate/crystal/repeaters/insert cubicArray

/gate/crystal/cubicArray/setRepeatNumberX 1

/gate/crystal/cubicArray/setRepeatNumberY 8

/gate/crystal/cubicArray/setRepeatNumberZ 8

/gate/crystal/cubicArray/setRepeatVector 0. 4.4942 4.85 mm

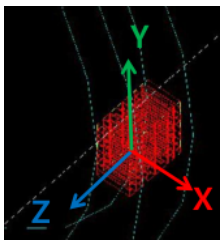


Figure A.2 Matrix of crystals.

♯ R E P E A T BLOCK

/gate/block/repeaters/insert linear

/gate/block/linear/setRepeatNumber 4

/gate/block/linear/setRepeatVector 0. 0. 38.8 mm

/gate/block/repeaters/insert ring

/gate/block/ring/setRepeatNumber 72

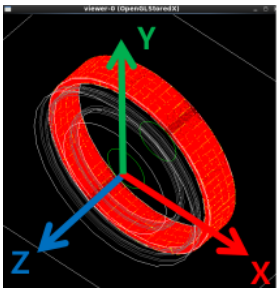


Figure A.3 Orientation des axes X, Y et Z

Important

Pour collecter les informations sur les rayons gamma (énergie, position de la réaction) du cristal à scintillation (Crystal) et du module de blocs (block) 1. Attacher deux volumes au système 2. Un détecteur sensible au cristal doit être attaché au volume vol2.

♯ T U N G S T E N S H I E L D

/gate/world/daughters/name carter

/gate/world/daughters/insert cylinder

/gate/carter/setMaterial Air

/gate/carter/geometry/setRmax 44. cm

/gate/carter/geometry/setRmin 28. cm

/gate/carter/geometry/setHeight 9. cm

/gate/carter/placement/setTranslation 0.0 0.0 12.5 cm

/gate/carter/vis/forceWireframe

/gate/carter/daughters/name carter1

/gate/carter/daughters/insert cylinder

/gate/carter1/setMaterial Tungsten

/gate/carter1/geometry/setRmax 30.0 cm

/gate/carter1/geometry/setRmin 29.0 cm

/gate/carter1/geometry/setHeight 3.0 cm

/gate/carter1/vis/setColor grey

/gate/carter1/placement/setTranslation 0.0 0.0 -3 cm

/gate/carter/daughters/name carter2

/gate/carter/daughters/insert cylinder

/gate/carter2/setMaterial Tungsten

/gate/carter2/geometry/setRmax 40.7 cm

/gate/carter2/geometry/setRmin 30.0 cm

/gate/carter2/geometry/setHeight 1.0 cm

/gate/carter2/vis/setColor grey

/gate/carter2/placement/setTranslation 0.0 0.0 -2 cm

/gate/carter/daughters/name carter3

/gate/carter/daughters/insert cylinder

/gate/carter3/setMaterial Tungsten

/gate/carter3/geometry/setRmax 40.7 cm

/gate/carter3/geometry/setRmin 39.7 cm

/gate/carter3/geometry/setHeight 3.0 cm

/gate/carter3/vis/setColor grey

/gate/carter3/placement/setTranslation 0.0 0.0 0 cm

/gate/carter/daughters/name carter4

/gate/carter/daughters/insert cylinder

/gate/carter4/setMaterial Tungsten

/gate/carter4/geometry/setRmax 43.7 cm

/gate/carter4/geometry/setRmin 40.7 cm

/gate/carter4/geometry/setHeight 1.0 cm

/gate/carter4/vis/setColor grey

/gate/carter4/placement/setTranslation 0.0 0.0 1 cm

♯ *A T T A C H S Y S T E M*

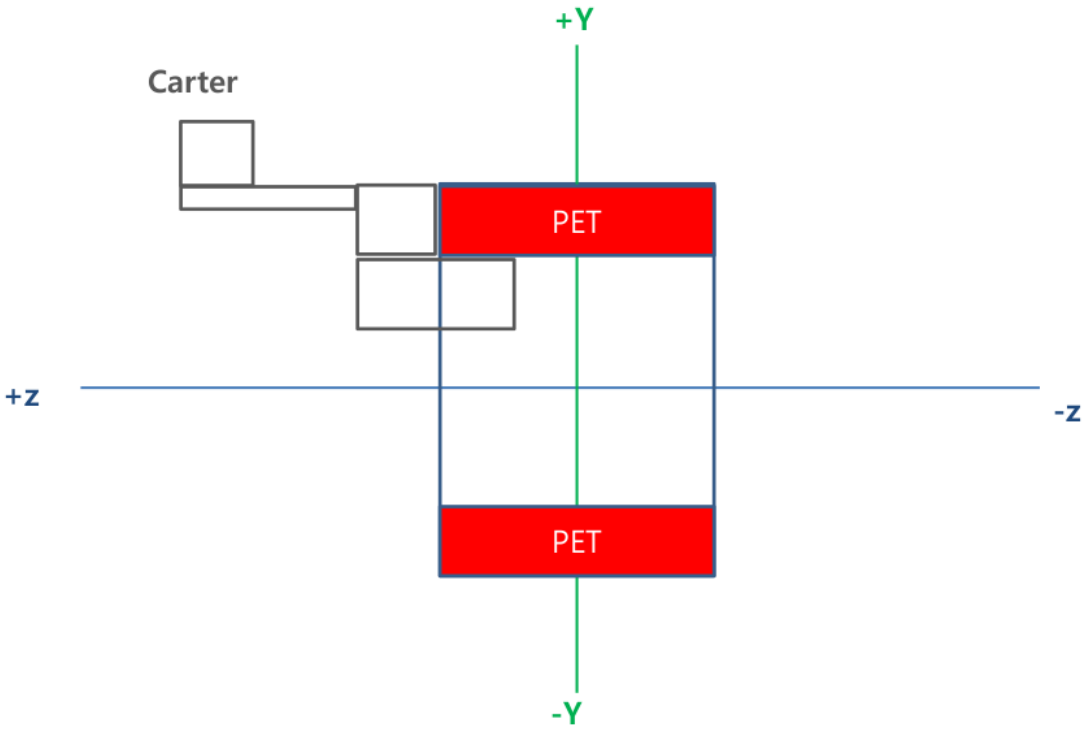


Figure A.4 Principe général du TEP.

/gate/systems/ecat/block/attach block

/gate/systems/ecat/crystal/attach crystal

♯ A T T A C H C R Y S T A L SD

/gate/crystal/attachCrystalSD

♯ PHANTOM

♯ The phantom must model the attenuation geometry

/control/execute phantom.mac

♯ PHYSICS

/gate/physics/addProcess PhotoElectric

/gate/physics/processes/PhotoElectric/setModel StandardModel

/gate/physics/addProcess Compton

/gate/physics/processes/Compton/setModel StandardModel

/gate/physics/addProcess RayleighScattering

/gate/physics/processes/RayleighScattering/setModel PenelopeModel

/gate/physics/addProcess ElectronIonisation

/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setModel StandardModel e^- */gate/physics/processes/ElectronIo*
StandardModel e^+

/gate/physics/addProcess Bremsstrahlung

/gate/physics/processes/Bremsstrahlung/setModel StandardModele$^-$

/gate/physics/processes/Bremsstrahlung/setModel StandardModel e^+

/gate/physics/addProcess PositronAnnihilation

/gate/physics/addProcess MultipleScattering e^+

/gate/physics/addProcess MultipleScattering e^-

/gate/physics/processList Enabled

/gate/physics/processList Initialized

♯ *désactivé les électron secondaire*

/gate/physics/setElectronCut 30.01 cm

♯ *CUTS*

/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion crystal 1.0 cm

/gate/physics/Electron/SetCutInRegion crystal 1.0 cm

/gate/physics/Positron/SetCutInRegion crystal 1.0 cm

/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion phantom 0.1 mm

/gate/physics/Electron/SetCutInRegion phantom 0.1 mm

/gate/physics/Positron/SetCutInRegion phantom 0.1 mm

/gate/physics/SetMaxStepSizeInRegion phantom 0.01 mm

♯ *INITIALISATION*

/gate/run/initialize

♯ *définition de votre digitizer d'acquisition et coïncidence plus courte*

♯ *A D D E R /gate/digitizer/Singles/insert adder*

♯ *R E A D O U T /gate/digitizer/Singles/insert readout*

/gate/digitizer/Singles/readout/setDepth 1

♯ E N E R G Y B L U R R I N G

/gate/digitizer/Singles/insert blurring

/gate/digitizer/Singles/blurring/setResolution 0.26

/gate/digitizer/Singles/blurring/setEnergyOfReference 511. keV

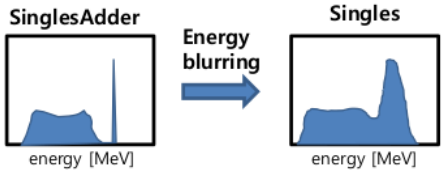


Figure A.5 Lorsque les impulsions passent en mode simple, la résolution énergétique du détecteur est de 26%.

♯ E N E R G Y C U T /gate/digitizer/Singles/insert thresholder

/gate/digitizer/Singles/thresholder/setThreshold 250. keV

/gate/digitizer/Singles/insert upholder

/gate/digitizer/Singles/upholder/setUphold 750. keV Définir la fenêtre énergétique des singles

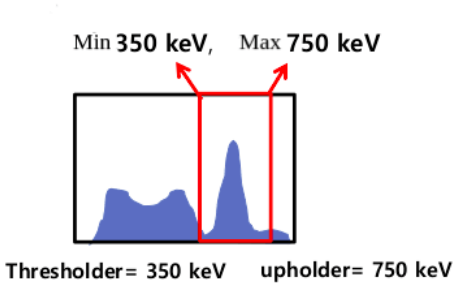


Figure A.6 Définir la fenêtre énergétique des singles.

♯ D E A D T I M E

/gate/digitizer/Singles/insert deadtime

/gate/digitizer/Singles/deadtime/setDeadTime 3000000. ps

/gate/digitizer/Singles/deadtime/setMode paralysable

/gate/digitizer/Singles/deadtime/chooseDTVolume block

♯ C O I N C I S O R T E R /gate/digitizer/Coincidences/setWindow 10. ns

/gate/digitizer/Coincidences/setOffset 0. ns

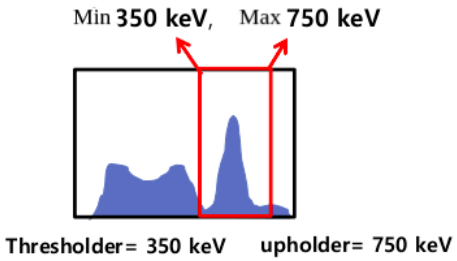


Figure A.7 Définir la fenêtre énergétique des singles.

/gate/digitizer/Coincidences/describe

/gate/digitizer/name delay

/gate/digitizer/insert coincidenceSorter

/gate/digitizer/delay/setWindow 10. ns

/gate/digitizer/delay/setOffset 500. ns

/gate/digitizer/delay/describe

/gate/digitizer/name finalCoinc

/gate/digitizer/insert coincidenceChain

/gate/digitizer/finalCoinc/addInputName delay

/gate/digitizer/finalCoinc/addInputName Coincidences

/gate/digitizer/finalCoinc/usePriority true

/gate/digitizer/finalCoinc/describe

♯ *définition de votre fichier de sortie*

♯ *R A N D O M*

♯ *JamesRandom Ranlux64 MersenneTwister*

/gate/random/setEngineName JamesRandom

♯ */gate/random/setEngineSeed default*

♯ */gate/random/setEngineSeed auto*

♯ */gate/random/setEngineSeed 123456789*

/gate/random/setEngineSeed default

♯ */gate/random/resetEngineFrom fileName*

/gate/random/verbose 1

♯ S E T U P - R O O T F I L E

/gate/output/root/enable

/gate/output/root/setFileName YourPETSimu

/gate/output/root/setRootSinglesAdderFlag 1

/gate/output/root/setRootSinglesReadoutFlag 1

/gate/output/root/setRootHitFlag 1

/gate/output/root/setRootSinglesFlag 1

/gate/output/root/setRootCoincidencesFlag 1

♯ E C A T 7 O U T P U T

/gate/output/sinogram/enable

/gate/output/sinogram/setTangCrystalBlurring 1.8 mm

/gate/output/sinogram/setAxialCrystalBlurring 1.8 mm

/gate/output/sinogram/verbose 2

/gate/output/sinogram/RawOutputEnable false

/gate/output/sinogram/setFileName /home/bardane/Bureau/gate$_v$7.2/output/yourSinogram

/gate/output/sinogram/StoreDelayeds

/gate/output/sinogram/StoreScatters

/gate/output/sinogram/setInputDataName finalCoinc

/gate/output/sinogram/describe

/gate/output/ecat7/enable

/gate/output/ecat7/verbose 2

/gate/output/ecat7/setFileName /home/bardane/Bureau/gate$_v$7.2/output/sinogram$_e$cat

/gate/output/ecat7/describe

/gate/output/ecat7/mashing 2

/gate/output/ecat7/span 9

/gate/output/ecat7/maxringdiff 22

/gate/output/ecat7/system 962

/gate/output/ecat7/IsotopeCode F-18

/gate/output/ecat7/IsotopeHalflife 6586.2 second

/gate/output/ecat7/IsotopeBranchingFraction 1.0

définition de votre niveau de verbosité

/control/execute /home/bardane/Bureau/gate/PET$_e$cat/Verbose.mac

♯ *Definition de la source*

/control/execute /home/bardane/Bureau/gate/PET$_e$cat/source.mac

♯ *les paramètres de temps de démarrage de l'acquisition*

/gate/application/setTimeSlice 1. s

/gate/application/setTimeStart 0. s

/gate/application/setTimeStop 1. s

♯ *Lancez la simulation /gate/application/startDAQ*

ANNEXE B Macros GATE du mouvement du fantôme géométrique et de la source

le mouvement du fantôme Modifié par Jianfeng He et Adil Bardane [30]

B.0.1 Mouvements du fantôme

La géométrie du fantôme

/gate/world/daughters/name phantom

/gate/world/daughters/insert cylinder

/gate/phantom/setMaterial Water

/gate/phantom/vis/setColor green

/gate/phantom/geometry/setRmax 2.0 cm

/gate/phantom/geometry/setHeight 5. cm

/gate/phantom/attachPhantomSD

Programation du mouvement oscillatoire

/gate/phantom/moves/insert osc-trans

/gate/phantom/osc-trans/setAmplitude 10. 0. 0. cm

/gate/phantom/osc-trans/setFrequency 50 Hz

/gate/phantom/osc-trans/setPeriod 1 s

/gate/phantom/osc-trans/setPhase 90 deg

/gate/timing/setTime 0 s

/gate/timing/setTime 1 s

/gate/timing/setTime 2 s

/gate/timing/setTime 3 s

/gate/timing/setTime 4 s

/gate/timing/setTime 5 s

/gate/timing/setTime 6 s

/gate/timing/setTime 7 s

/gate/timing/setTime 8 s

/gate/timing/setTime 9 s

/gate/timing/setTime 10 s

B.0.2 Mouvement de la source

Définir la forme/dimensions du grand conteneur de la source qui doit contenir la trajectoire complète de la source en mouvement

/gate/source/addSource SourceConfinement

/gate/source/SourceConfinement/gps/type Volume

/gate/source/SourceConfinement/gps/shape Cylinder

/gate/source/SourceConfinement/gps/radius 5. cm

/gate/source/SourceConfinement/gps/halfz 15. cm

/gate/source/SourceConfinement/gps/centre 0. 0. 0. cm

♯ */gate/SourceConfinement/vis/setColor blue*

/gate/source/SourceConfinement/setType backtoback

/gate/source/SourceConfinement/gps/particle gamma

/gate/source/SourceConfinement/setForcedUnstableFlag true

/gate/source/SourceConfinement/setForcedHalfLife 6586.2 s

/gate/source/SourceConfinement/gps/energytype Mono

/gate/source/SourceConfinement/gps/monoenergy 0.511 MeV

sharp /gate/source/SourceConfinement/setActivity 3700000. Bq

/gate/source/SourceConfinement/setActivity 30000. Bq

/gate/source/SourceConfinement/gps/angtype iso

/gate/source/SourceConfinement/gps/mintheta 0. deg

/gate/source/SourceConfinement/gps/maxtheta 180. deg

/gate/source/SourceConfinement/gps/minphi 0. deg

/gate/source/SourceConfinement/gps/maxphi 360. deg

/gate/source/SourceConfinement/gps/confine movsource

/gate/source/list

ANNEXE C Macros GATE du fantôme et Source voxélisé

C.0.1 V O X E L I Z E D M A T R I X NCAT P H A N T O M

Cette macro a été modifiée par : Adil Bardane d'après les fichiers macro de Jianfeng He. et KangHG

/gate/world/daughters/name Ncat → Créez Ncat comme un volume de monde inférieur (Ncat est un mot-clé).

/gate/world/daughters/insert regularMatrix Ncat→ Insérer un volume voxélisé dans Ncat

♯ /gate/world/daughters/insert compressedMatrix

/gate/Ncat/geometry/insertReader interfile → Interfile Reader

/gate/Ncat/verbose 0

/gate/RTPhantom/insert RTVPhantom → "Créez RTPhantom sous le nom (RTPhantom est un mot-clé)"

/gate/RTVPhantom/AttachTo Ncat → Attacher RTVPhantom à Ncat

/gate/RTVPhantom/SetNumberOfFrames 10 → Définit le nombre total d'images de RTV-Phantom $(= Ncat)$

/gate/RTVPhantom/SetTimePerFrame 0.1 s → Définir le temps par image de RTVPhantom

/gate/RTVPhantom/verbose 0

/gate/RTVPhantom/setHeaderFileName data/NCAT$_h$*eader.h*33*→ Lisez le fichier d'en-tête Interfile et attachez-le à Ncat*

/gate/Ncat/interfileReader/insertTranslator range → Insérer rangeTranlsator dans Ncat (converti en plage de luminosité d'image CT-> Matériel)

/gate/Ncat/interfileReader/rangeTranslator/readTable data/range.dat → Lisez le fichier range.dat dans le dossier de données.

/gate/Ncat/interfileReader/rangeTranslator/describe 1 ♯ Ncat a été déplacé de -30 mm le long du l'axe z pour se situer au centre du FOV PET (2015.05.28.KangHG)

/gate/Ncat/placement/setTranslation 0. 0. -30. mm → Translatés Ncat en X, Y, Z.

/gate/RTVPhantom/setBaseFileName data/NCAT → L'interface NCAT est désignée comme le nom de fichier commençant par NCAT dans le dossier de données

♯/gate/Ncat/vis/forceSolid

♯ /gate/Ncat/vis/setColor Blue

/gate/Ncat/attachVoxelPhantomSD

♯ /gate/geometry/update

C.0.2 Source (voxelized-source) : 511 keV

/gate/source/addSource voxel voxel

/gate/source/verbose 0

/gate/source/voxel/reader/insert interfile

/gate/RTVPhantom/AttachToSource voxel

/gate/source/voxel/interfileReader/translator/insert range

/gate/source/voxel/interfileReader/rangeTranslator/readTable data/activityRange.dat

/gate/source/voxel/interfileReader/SetTimeSampling 0.1 s

/gate/source/voxel/interfileReader/rangeTranslator/describe 1

*♯Le f antme*4*Datd placde* − 30*mmlelongdul*′*axez.*

/gate/source/voxel/setPosition -200. -200. -230. mm

/gate/source/voxel/setType backtoback

/gate/source/voxel/gps/particle gamma

/gate/source/voxel/setForcedUnstableFlag true

/gate/source/voxel/setForcedHalfLife 6586.2 s

/gate/source/voxel/gps/energytype Mono

/gate/source/voxel/gps/monoenergy 0.511 MeV

/gate/source/voxel/gps/confine NULL

/gate/source/voxel/gps/angtype iso

/gate/source/voxel/dump 0

/gate/source/voxel/verbose 0

C.0.3 Source (fichier Traducteur)

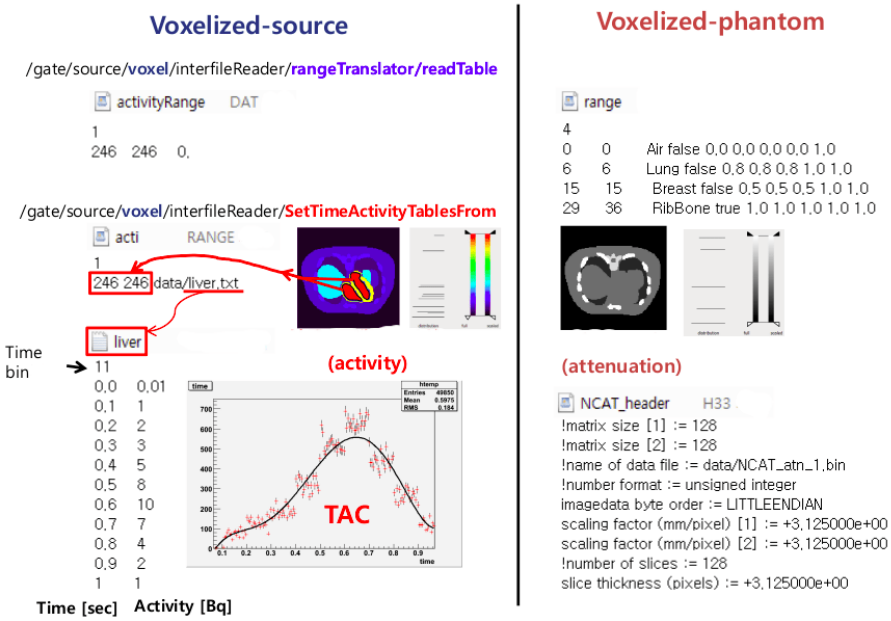


Figure C.1 Le contenue des fichiers : ActivityRange,range et NCAT-header.h33.

ANNEXE D Procédure de reconstruction d'image ECAT7 avec STIR

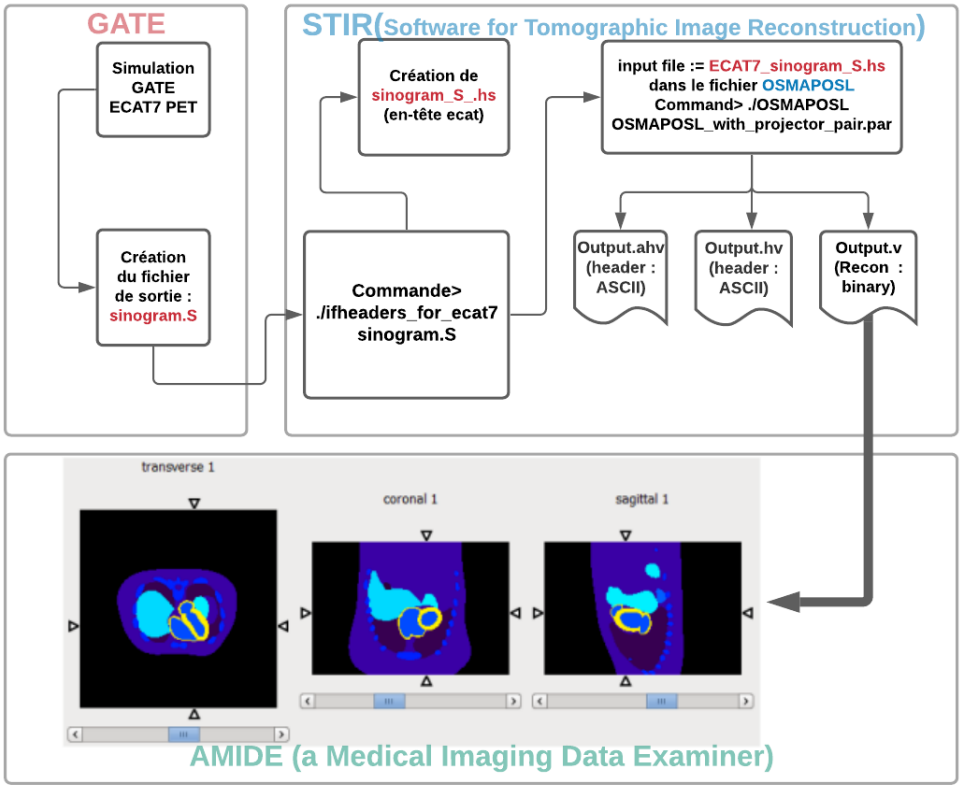


Figure D.1 les étapes de reconstruction et la visualisation par AMIDE

ANNEXE E Accès à l'HPC MARAWANE

Windows

Installe run client ssh(Mobaxterm ou Putty) et un client scp (Winscp,Filezilla,Mobaxterm) pour le transfert des fichiers .

Paramètres de connexion :

1 *Username :username (remplacer <username> par votre login)* [1]
2 *Remote host : hpc-login.marwan.ma*
3 *Port : 22*

Acces ssh avec MobaXterm

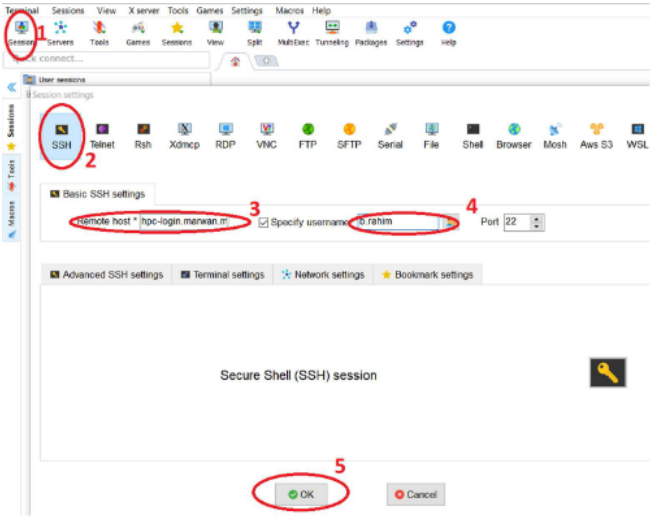


Figure E.1 les étapes de connexion sont numérotés de 1 vers 5

1. Afin d'accèder au Cluster HPC-MARWAN , il vous suffit de remplir un formulaire sur la page *https* : *//www.marwan.ma/index.php/services/hpc* , le signer et le retourner à l'équipe HPC-MARWAN par l'un des moyens suivants :
   - En vous rendant au CNRST , Angle Allal Al Fassi et Avenue des FAR, Hay Ryad, BP. 8027 10102 Rabat
   - Par Fax : (+212) 05 37.56.98.34
   - Par Mail :hpc@marwan.ma

Une fois la demande reçue ,l'équipe vous contactera dans les plus brefs délais pour la création du compte d'accès.

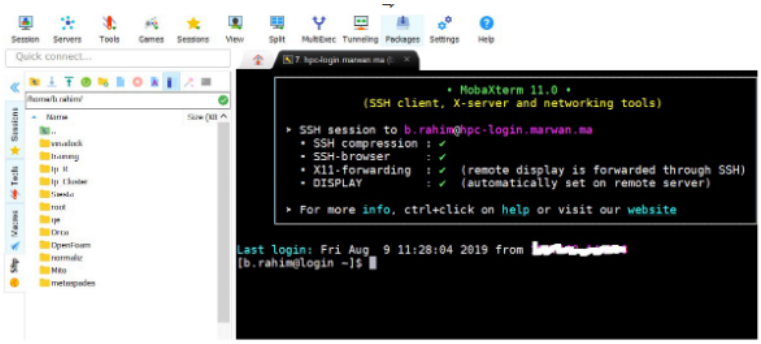


Figure E.2 Le terminal de connection sur windows

Transfert de fichiers(scp)avec Mobaxterm :

Fichiers ou dossiers de l'utilisateur $\rightarrow$ *Machinehpc* $-$ *MARAWAN*

Fichiers ou dossiers dans la Machine Hpc-MARAWAN $\rightarrow$ *lamachinedel'utilisateur*

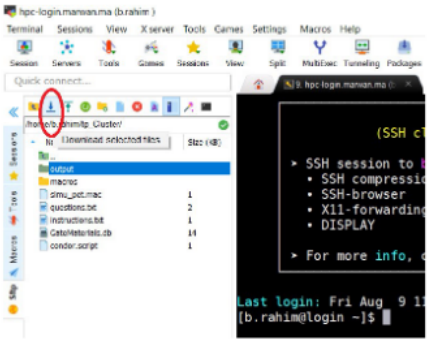


Figure E.4 Le contenue des fichiers : ActivityRange,range et NCAT-header.h33.

Changement de dossier courant(taper $/data/ < username >$ *pour accéder au dossier de données et effectuer les transferts)*

Linux

Via le Terminal : Commande ssh et commande scp ou installer un client(Filezilla)pour le transfert des fichiers

$\$ssh - X < username > @hpc - login.marwan.ma(remplacer < username > parvotrelogin)$

Transfert de fichier

$\$scp < username > @hpc - login.marwan.ma : /home/ < username > / < fichier_{d}istant ><$

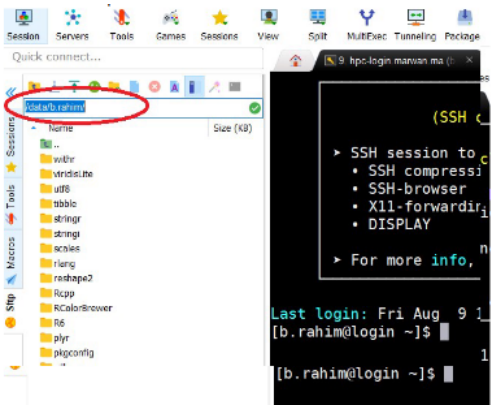


Figure E.5 Changement de dossier courant

$fichier_local >$

$\$scp < fichier_local >< username > @hpc-login.marwan.ma : /home/ < username > / < fichier_distant > Transfertdedossier(ajouterl'option - r)$

$\$scp - r < username > @hpc - login.marwan.ma : /home/ < username > / < dossier_distant >< dossier_local >$

$\$scp - r < dossier_local >< username > @hpc - login.marwan.ma : /home/ < username > / < dossier_distant >$

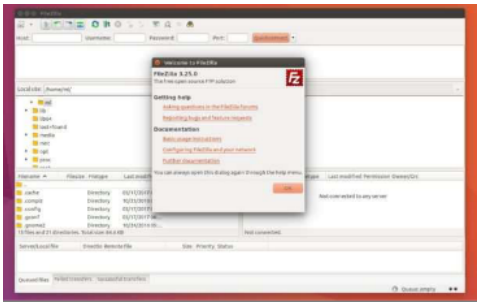


Figure E.6 Le contenue des fichiers : ActivityRange,range et NCAT-header.h33.