



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

**MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES**

pour l'obtention du Diplôme de

**MASTER en GENIE BIOMEDICAL**

**Spécialité : Imagerie Médicale**

présenté par : **BENMANSOUR Sarra**

---

**Résolution du Problème inverse en  
tomographie par émission photonique**

---

**Soutenu le 25 juin 2019 devant le Jury**

Mr.	HADJ SLIMANE Zineddine	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Président
Mme	ILES Amel	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mme	BENCHAIB Yasmine	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examinatrice

**Année universitaire 2018-2019**

## **Remerciement**

*Avant de commencer la présentation de ce travail, je profite de l'occasion pour remercier toutes les personnes qui ont contribué à la réalisation de ce projet de fin d'études.*

*Tout d'abord on remercie le bon dieu de la bonne santé, la volonté et de la patience qu'il nous a donnée tout au long de notre étude.*

*Je remercie très sincèrement mon encadreur de ce travail Madame **ILES AMEL** de bien vouloir accepter de m'encadrer, pour ses conseils pertinents, et ses orientations judicieuses sa patience et diligence, et par ses suggestions a grandement facilité ce travail.*

*Je tiens à exprimer mon gratitude aux membres de jury Monsieur le président **HADJ SLIMANE ZINEDDINE** et Madame l'examinatrice **BENCHAIIB YASMINE** qui ont bien voulu examiner et juger ce travail.*

## *Dédicace*

*À mes très chers parents, qui m'ont permis de devenir ce que je suis aujourd'hui,  
la patience qu'ils nous ont donnée tout au long de mon étude.*

*À mes frères, LAHCENE, HOCINE, ILYES, ma sœur SOUMIA et son fils*

*ABDESSAMAD*

*À toute ma famille*

*À toute mes amis*

*À toutes les personnes qui m'ont aidé de près et de loin pendant mes années d'étude.*

*Merci à tous et à toutes.*

## Résumé

La tomographie par émission photonique est un outil d'imagerie nucléaire qui permet de visualiser l'intérieur du corps humain en coupe. Elle consiste à mesurer l'activité métabolique d'un organe grâce aux émissions produites par les rayons gamma d'un radiotracer injecté au patient ; un détecteur qui tourne autour du patient permet d'acquérir des projections rangées dans un sinogramme sous forme d'une matrice 2D. La tomographie constitue un problème inverse dans lequel on cherche à reconstruire un objet à partir de ses projections à l'aide d'un algorithme mathématique. La présence d'un bruit de nature poissonnienne engendre une dégradation de l'image lors de l'acquisition, d'où le choix d'un algorithme performant qui peut tenir compte de ce bruit. Dans notre projet, nous avons utilisé des approches itératives statistiques qui sont basées sur un modèle probabiliste pour la résolution du problème inverse en imagerie par émission, tels que l'algorithme MLEM (Maximum-Likelihood Expectation Maximization) et sa version accélérée OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization). Afin d'étudier les performances des méthodes de reconstruction proposées, nous avons traité certains critères d'évaluation tels que le PSNR, TEI, MI, MSSIM et RLNE pour des images fantômes et des images réelles acquis au niveau du service de la médecine nucléaire.

**Mots clés :** Reconstruction tomographique, TEMP, TEP, méthode itérative, MLEM, OSEM.

## Abstract

Photon emission tomography is a nuclear imaging tool that can visualize the inside of the human body. It consists in measuring the metabolic activity of an organ resulting by emissions produced by the gamma rays using a radiotracer injected into the patient; a detector which rotates around the patient makes it possible to acquire projections arranged in a sinogram in the form of a 2D matrix. Tomography is an inverse problem in which we try to reconstruct an object from its projections using a mathematical algorithm. The presence of the noise causes a degradation of the image during the acquisition; however the choice of a powerful algorithm that can take into account this noise is necessary. In our project, we used statistical iterative approaches that are based on a probabilistic model for the resolution of the inverse problem in emission imaging, such as the Maximum-Likelihood Expectation Maximization (MLEM) algorithm and its accelerated version OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization). In order to study the performances of the proposed reconstruction methods, we used some evaluation criteria such as PSNR, TEI, MI, MSSIM, and RLNE for studying the reconstructed phantoms and reals 'acquired at the nuclear medicine service level' images quality.

**Key words :** Tomographic reconstruction, SPECT, PET, iterative method, MLEM, OSEM.

## ملخص

التصوير المقطعي بالاصدار الفوتوني هو جهاز للتصوير النووي بإمكانه إظهار صور مقطعية لجسم الإنسان من الداخل وهو يعتمد على قياس النشاط الأيضي للكائن الحي الناتج عن أشعة جاما التي تنبعث من المادة المشعة المحقونة في المريض ؛ يتيح الكاشف الذي يدور حول المريض الحصول على إسقاطات مرتبة بترتيب خطي في شكل مصفوفة ثنائية الأبعاد. التصوير المقطعي مشكلة عكسية نحاول فيها إعادة بناء كائن من إسقاطاته باستخدام خوارزمية رياضية ، ولكن وجود الضجيج يؤدي إلى تدهور الصورة أثناء عملية الاستحواذ ، ومن ثم اختيار خوارزمية فعالة لأخذ هذا الضجيج بعين الاعتبار. في مشروعنا ، استخدمنا الأساليب الإحصائية التكرارية التي تستند على فعالية الخوارزميات المقترحة قمنا بالتنظر لبعض من نموذج احتمالي لحل المشكلة العكسية في التصوير المقطعي . لدراسة معايير التقييم لمختلف صور أشباح وصور حقيقية مكتسبة على مستوى خدمة الطب النووي

## الكلمات المفتاحية

إعادة البناء المقطعي ، التصوير المقطعي بالانبعاث أحادي الفوتون، التصوير المقطعي بالاصدار البوزيتروني، طريقة تكرارية MLEM, OSEM

## Tables des matières

<b>Chapitre I. Rappel théorique sur la tomographie par émission photonique</b> .....	4
introduction.....	4
Historique .....	4
I.1.2.1.Traceurs radioactifs .....	5
I.1.2.2.1.1.Collimateur.....	7
I.1.2.2.1.2. Cristal scintillant .....	9
I.1.2.2.1.3. Guide de lumière .....	9
I.1.2.2.1.4.Tubes photomultiplicateurs .....	10
I.1.2.2.1.5.Electronique associée .....	10
I.1.3. Acquisition des données TEMP .....	11
I.1.3.1. Mode planaire.....	11
I.1.3.1.2. Le mode planaire Corps Entier (CE).....	11
I.1.3.1.4.Le mode planaire Synchronisée d'électrocardiogramme (ECG) .....	13
I.1.3.2. Le mode tomographique.....	13
I.1.4. Evaluation des performances d'une gamma-caméra.....	13
I.1.4.1.Résolution spatiale .....	14
I.1.4.3. Sensibilité .....	14
I.1.5.1. Facteurs physiologiques .....	16
I.2.2.3. Interactions des photons avec la matière.....	19
I.2.2.3.2. Diffusion Compton.....	20
I.2.2.3.3. Diffusion Rayleigh .....	20
I.2.2.3.4. Matérialisation.....	21
I.2.2.4. Détection par un système TEP .....	21
I.2.2.4.1.Cristal scintillateur .....	22
I.2.2.4.2. Photomultiplicateur .....	23
I.2.2.4.3. circuit de coïncidence.....	23
I.2.3. Acquisition des données TEP.....	23
I.2.3.1.Enregistrement des données .....	24
I.2.3.1.1.Mode sinogramme.....	25
I.2.3.1.2.Mode liste.....	25
I.2.4. Limites du système TEP.....	25
I.2.4.1. Limites intrinsèques .....	26
I.2.4.1.1. Le parcours du positon .....	26

I.2.4.2.2. Coïncidences fortuites .....	27
I.2.4.2.3. Coïncidences diffusées .....	27
I.2.4.2.4. Coïncidences multiples .....	28
I.2.4.3. bruit de mesure .....	28
I.2.4.4. Temps morts .....	29
Conclusion .....	29
<b>Chapitre II. Etat de l'art des méthodes de reconstruction des images tomographiques par émission .....</b>	<b>31</b>
Introduction .....	31
II.1. Reconstruction tomographique .....	31
II.1.1. Inversion de la transformée de Radon .....	33
II.2. Problématique de la reconstruction tomographique .....	34
II.2.1. Problème inverse.....	34
II.2.2. Bruit de poisson .....	34
II.3. Résolution de la problématique en tomographie par émission photonique .....	35
II.3.1. Méthodes analytiques.....	35
II.3.1.1. Rétroprojection filtrée.....	35
II.3.1.1.1. Transformée de Fourier d'une image.....	36
II.3.1.1.2. Théorème de la coupe centrale .....	36
II.3.1.2. Limite des méthodes analytiques .....	38
II.3.2. Méthodes itératives .....	39
II.3.3.1. Méthodes algébriques .....	40
II.3.3.2. Méthodes statistiques .....	42
II.3.3.2.1. MLEM (Maximum-Likelihood Expectation Maximization).....	42
II.3.3.2.1.1. Modélisation de la méthode MLEM .....	44
II.3.3.2.1.2. Avantages et inconvénients de l'algorithme MLEM .....	46
II.3.3.2.2. OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization) .....	48
II.3.3.3. Corrections .....	49
II.3.3.3.1. Normalisation.....	50
II.3.3.3.2. Correction de l'atténuation .....	51
II.3.3.3.3. Correction des fortuits .....	52
II.3.3.3.3. Correction des diffusés .....	52
Conclusion.....	53
<b>Chapitre III. Résultats et discussions .....</b>	<b>55</b>

Introduction .....	55
III.1. Données utilisées .....	55
III.1.1. Fantôme .....	55
III.1.2. Images réelles .....	56
III.1.2. 1. Images TEMP .....	56
III.1.2. 2. Image TEP .....	56
III.2. Algorithmes de reconstruction.....	57
III.2.1. MLEM .....	57
III.2.2. OSEM .....	57
III.3. Critères d'évaluation.....	59
III.3.1. Rapport signal sur bruit crête (PSNR).....	59
III.3.2. Information de bord transféré (TEI) .....	59
III.3. 3. Information mutuelle(MI).....	60
III.3.4. Indice de similarité structurelle moyen(MSSIM) .....	60
III.3. 5. Erreur relative de la norme L 2 (RLNE).....	61
III.4. Résultats de la reconstruction OSEM .....	61
III.4. 1. Images Fantômes .....	61
III.4. 1.1. Nombre de projection .....	62
III.4. 1.2. Nombre de sous-ensembles .....	65
III.4. 1.3. Nombre d'itérations.....	68
III.4. 1.4. Etude comparative entre MLEM et OSEM .....	72
III.4. 2. Images réelles .....	74
III.4. 2.1. Images TEMP .....	74
III.4. 2.2. Images TEP .....	76
III.4. 2.3. Etude comparative entre MLEM et OSEM .....	78
III.5. Développement d'une interface graphique.....	79
III.5. 1. Application .....	81
Conclusion .....	83
Conclusion générale .....	84
Bibliographie .....	86

## Tables des figures

Figure I.1 – Appareil gamma caméra .....	5
Figure I.2- Eléments constitutifs de la tête de détection.....	7
Figure I.3- Collimation des photons gamma .....	8
Figure I.4 - les types de collimateur .....	10
Figure I.5- Principe d'un photomultiplicateur .....	11
Figure I.6- Scintigraphie thyroïdienne.....	12
Figure I.7-mode corps entier .....	13
Figure I.8-Scintigraphie rénale dynamique .....	13
Figure I.9-Mode d'acquisition synchronisée.....	17
Figure I.10-appareil tomographique TEP .....	19
Figure I.11-phénomène d'annihilation du positon .....	20
Figure I.12-effet photoélectrique .....	20
Figure I.13-la diffusion Compton.....	21
Figure I.14-la matérialisation .....	22
Figure I.15- principe de détection par un système TEP .....	23
Figure I.16-circuit de coïncidence .....	24
Figure I.17-Principes d'acquisition de données par un système TEP .....	
a) mode d'acquisition 2D et b) mode d'acquisition 3D.....	25
Figure I.18 - Principe du sinogramme .....	27
Figure I.19 - Coïncidences vraies .....	27
Figure I.20 -Coïncidences fortuites .....	28
Figure I.21 -Coïncidences diffusées .....	28
Figure II.1- Représentation d'une fonction objet $f(x, y)$ . .....	32
Figure II.2- exemple d'un sinogramme .....	33
Figure II.3- Exemple de reconstruction par rétroprojection filtrée. La distribution d'activité simulée (a) est reconstruite avec 2, 4, 8, 16 et 72 angles de rétroprojection (b-f). .....	38
Figure II.4- schéma des étapes principales des algorithmes itératifs. ....	40
Figure II.5- expression matricielle du problème de reconstruction.....	41
Figure II.6- Opérateur de projection, dans cet exemple 6 projections seulement (au lieu des 9 nécessaires) sont illustrées.....	44
Figure II.7- Opérateur de rétroprojection. ....	45
Figure II.8-Reconstruction par ML-EM de la coupe proposée dans la figure (II.6) .....	46

Figure II.9- Exemple de reconstruction par l’algorithme MLEM. La distribution d’activité simulée (a)est reconstruite avec 1, 4, 8, 16 et 32 itérations (b-f).....	47
Figure II.10- Projections choisies pour composer un sous-ensemble (en clair) à partir d’un ensemble de 64 projections partitionné en 8 sous-ensembles .....	49
Figure II.11- Illustration de 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. ....	51
Figure III.1- Images (a), (b) fantôme, (c) TEP cérébrale. ....	56
Figure III.2- Différentes images TEMP cérébrales .....	58
Figure III. 3- Différentes images TEP cérébrales.....	62
Figure III.4- Organigramme résume la reconstruction des images tomographiques par émission par les méthodes statistiques.....	63
Figure III.5 –(a)-image fantôme, (b)-sinogramme, (c)-image reconstruite.....	65
Figure III.6 –(a)-image fantôme, (b)-sinogramme, (c)-image reconstruite.....	66
Figure III.7 : reconstruction par OSEM en fonction de nombre de projections avec a)l’image initiale, b) 50, c) 80,d) 120, e) 150, f) 220, g) 360 projections .....	67
Figure III.8: Images fantôme reconstruites avec a)l’image initiale, b) 50,c) 80, d) 120, e) 150, f) 180 et g) 360 projections .....	69
Figure III.9: image reconstruite pour un nombre de sous- ensembles b) 8, c)22, d) 50,e)140, avec a) l’image initiale.....	70
Figure III.10: image reconstruite pour un nombre de sous- ensembles b) 8, c)32, d) 64,e)140, avec a) l’image initiale. ....	72
Figure III.11-Images fantôme reconstruites avec a)l’image initiale, b) 5,c) 15, d) 50, e) 120, f) 180 et g) 280 itérations .....	73
Figure III.12-Images fantôme reconstruites avec a)l’image initiale, b) 5,c) 15, d) 50, e) 120, f) 180 et g) 280 itérations .....	74
Figure III.13-(a)Image TEP cérébrale« FDG coupe coronale», (b) son sinogramme de 360 projections, (c)l’image reconstruite.....	74
Figure III.14-(a)Image TEP cérébrale« FDG coupe transversale», (b) sinogramme de 360 projections correspond à cette coupe, (c)l’image reconstruite. ....	75
Figure III.15-(a) image fantôme, image reconstruite par la méthode (b) MLEM, (c) OSEM.	75
Figure III.16- a) image fantôme, image reconstruite par la méthode (b) MLEM, (c) OSEM.	76
Figure III.17-image TEMP reconstruites avec a)l’image initiale, b) le sinogramme de 360 projections c)image reconstruite avec 280 itérations, d) image reconstruite en couleur.....	76
Figure III.18-coupe TEMP reconstruites avec a)l’image initiale (b) sinogramme de 360 projections correspond à cette coupe, (c) l’image reconstruite, d) image reconstruite en couleur. ....	77

Figure III.19-coupe TEMP reconstruites avec a)l'image initiale (b) sinogramme correspond à cette coupe, (c) l'image reconstruite par OSEM, d) image reconstruite en couleur.....	77
Figure III.20-(a) image initiale, (b) sinogramme correspond à cette coupe, c) image reconstruite par OSEM 280 itérations,d) image reconstruite en couleur. ....	78
Figure III.21-(a) image initiale, (b) sinogramme, image reconstruite par OSEM. , d) image reconstruite en couleur.....	78
Figure III.22-(a) image initiale, (b) sinogramme, image reconstruite par OSEM avec 280 itérations, d) image reconstruite en couleur.....	79
Figure III.23 –(a) image TEMP, (b) image reconstruite par la méthode (b) OSEM, (c) MLEM. ....	79
Figure III.24 – (a) image TEMP, (b) image reconstruite par la méthode (b) OSEM, (c) MLEM. ....	80
Figure.III.25- Interface d'accueil.....	80
Figure.III.26- Interface de reconstruction des images TEMP. ....	81
Figure.III.27- Interface de reconstruction des images TEP.....	81
Figure.III.28- Interface de reconstruction des images TEMP par OSEM. ....	82
Figure.III.29- Interface de reconstruction des images TEMP par MLEM. ....	82
Figure.III.30- Interface de reconstruction des images TEP par OSEM. ....	83
Figure.III.31- Interface de reconstruction des images TEP par MLEM.....	83

## Liste des tableaux

Tableau I.1- Caractéristiques des principaux éléments émetteurs de positons .....	18
Tableau III.1. Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections.....	63
Tableau III.2. Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections.....	64
Tableau III.3. Critères d'évaluation en fonction des sous-ensembles. ....	66
Tableau III.4. Temps de reconstruction en fonction de nombre de sous-ensembles.....	66
Tableau III.5. Critères d'évaluation en fonction des sous-ensembles. ....	67
Tableau III.6. Temps de reconstruction en fonction de nombre de sous-ensembles.....	67
Tableau (III.7) paramètres d'évaluation en fonction des itérations,.....	69
Tableau (III.8) temps de reconstruction en fonction des itérations, .....	69
Tableau (III.9) paramètres d'évaluation en fonction des itérations. ....	70
Tableau (III.10) temps de reconstruction en fonction des itérations. ....	70
Tableau (III.11) critères d'évaluation et le temps nécessaire de reconstruction obtenus par les deux méthodes statistiques. ....	72
Tableau (III.12) critères d'évaluation et le temps nécessaire de reconstruction obtenus par les deux méthodes statistiques. ....	73

## Liste des abréviations

1D : une dimension

2D : deux dimensions

3D : trois dimensions

ART : Algebraic Reconstruction Technique.

ECG : électrocardiogramme

EM : Expectation Maximization

FBP : Filter Back Projection.

<sup>18</sup>F-FDG : fluoro-déoxyglucose

<sup>18</sup>F-FDOPA : fluoro-dihydroxyphénylalanine

FWHM : Full Width at Half Maximum

ILST : Itérative Least Squares Technique

LOR : Lignes de réponses (Lines-Of-Response)

MI : Information mutuelle(MI)

MLEM : Maximum-Likelihood Expectation Maximization

MSSIM :Indice de similarité structurelle moyen

OSEM : Ordered Subset Expectation Maximization

PM : photomultiplicateur

PSNR : Rapport signal sur bruit crête

RLNE : Erreur relative de la norme L 2

SIRT : Simultaneous Iterative Reconstruction Technique

TEI : Information de bord transféré

TEMP : tomographie par émission monophotonique

TEP : la tomographie par émission de positon

## Introduction générale

L'imagerie par émission est une technique d'imagerie nucléaire utilisant les propriétés de la radioactivité. Le suivi de la distribution d'une substance radioactive administrée préalablement au patient permet d'obtenir une image exploitable du fonctionnement d'un organe. Deux modalités sont mises en œuvre en pratique médicale : La tomographie par émission mono photonique (TEMP) où le radiotraceur est un émetteur de rayons gamma lorsqu'il se fixe sélectivement sur la cible à explorer, le détecteur de photons gamma effectuera par la suite une rotation autour du patient permettant de récupérer plusieurs plans de projections. La tomographie par émission de positons (TEP) dont le traceur émet de positons qui s'annihilent avec un électron du milieu créant chacun deux photons gamma, ces photons présentent deux particularités intéressantes d'une part, ils ont émis dans deux sens opposés l'un de l'autre, d'autre part, ils ont la même énergie de 511keV quel que soit l'isotope utilisé. La détection de ces photons se fait par coïncidences et à l'aide d'une caméra TEP. Les données acquises par les détecteurs sont reconstruites par un modèle mathématique afin de fournir une estimation de l'objet à étudier ce qui constitue notre projet de recherche. Le principale problématique réside dans l'implémentation d'un algorithme de reconstruction performant, l'objectif de ce projet est donc de chercher une méthode rapide de reconstruction intégrant les principaux facteurs physiques dégradant les images fonctionnelles « TEP et TEMP ».

Diverses méthodes se basant sur des approches différentes ont été utilisées pour la résolution du problème en tomographie par émission (TEP et TEMP). On distingue deux grandes catégories

- Les méthodes analytiques basées sur une inversion analytique du modèle reliant le sinogramme à l'image.
- Les méthodes itératives impliquant une estimation de l'image de manière itérative. Ces méthodes utilisent un modèle complexe difficile d'être inversé de manière directe. Parmi ces méthodes, nous pouvons citer les méthodes itératives algébriques (ART, SIRT,...) et les méthodes itératives statistiques (MLEM, OSEM).

Pour la résolution du problème inverse en imagerie nucléaire, nous intéressons dans notre projet de recherche par les deux approches statistiques.

La méthode MLEM ((Maximum-Likelihood Expectation Maximization) consiste à prendre l'ensemble des projections pour le calcul d'une seule itération. Cette approche minimise à chaque itération l'écart entre projections estimées et mesurées en déterminant la solution qui maximise une fonction de vraisemblance. Cependant, OSEM (Ordered Subset Expectation

Maximization) consiste à regrouper les projections en sous-ensembles ordonnés avant de leur appliquer la méthode MLEM.

Ce manuscrit est organisé de la manière suivante :

Dans un premier chapitre, nous avons présenté les bases de la tomographie par émission depuis le principe physique relatif au radiotracteur, au dispositif de détection jusqu'aux différents types d'acquisition réalisées.

Dans le deuxième chapitre, nous avons détaillé le problème inverse, les différentes méthodes de reconstruction des images TEMP et TEP, ainsi les corrections effectuées durant la reconstruction.

Le troisième chapitre est consacré à une description des résultats obtenus au moyen des deux approches statistiques OSEM et MLEM appliquées à des images fantômes et des images scintigraphiques réelles. Certains critères ont été utilisés pour évaluer les résultats des deux méthodes. Une interface graphique a été développée sous MATLAB facilitant la manipulation du processus de la reconstruction.

# Chapitre 1

## Rappel théorique sur la tomographie par émission photonique

### Chapitre I. Rappel théorique sur la tomographie par émission photonique

#### Introduction

La tomographie par émission photonique est une méthode d'imagerie médicale pratiquée au service de médecine nucléaire qui repose sur le principe de la scintigraphie. Elle permet de détecter avec une grande sensibilité le rayonnement émis par des atomes radioactifs administrés dans un organisme. Deux modalités d'imagerie sont couramment employées : la tomographie par émission monophotonique (TEMP) et la tomographie par émission de positons (TEP).

A travers ce premier chapitre, nous allons présenter une brève historique sur la radioactivité ; nous allons définir par la suite les deux modalités : la TEMP et la TEP, leur principe physique, leurs éléments constitutifs ainsi que l'acquisition des données tomographiques.

#### Historique

En 1913, le chimiste hongrois Georg de Hevesy [1] mit au point avec Friedrich Paneth une méthode utilisant les radioisotopes comme traceurs dans les réactions chimiques. Il a utilisé le radium-D, en réalité c'est un isotope du plomb, pour explorer la distribution de cet élément dans les plantes. En 1924, deux médecins américains, Blumgart et Weiss ont utilisés le radium C (Bismuth-214), en l'injectant dans un bras pour mesurer la vitesse de circulation du sang entre un bras et l'autre, ainsi que les variations de cette vitesse chez les malades cardiaques. En 1934, Irène et Frédéric Joliot-Curie ont démontrés la possibilité de créer des isotopes radioactifs de n'importe quel élément. C'est ainsi que fut découvert le Technétium en 1937 par Emilio Segrè qui est le radioisotope le plus utilisé en imagerie nucléaire. À partir des années 50, La scintigraphie fut la première à être développée après la Gamma Caméra de Hal Anger. La Tomographie par Emission de Positrons (TEP) fut mise au point en 1975. [2]

#### I.1. Tomographie par émission monophotonique (TEMP)

##### I.1.1. Définition

La tomographie est un mot issu du grec « *tomos* » signifiant littéralement « coupe » ou « tranche », et « *graphie* » ou « *graphein* » signifiant « écrire ». Ce mot signifie donc littéralement représentation en coupes. [3]

La Tomographie par Emission Mono-Photonique (TEMP) dite en anglais SPECT (Single photon emission computerized tomography) est une modalité d'imagerie médicale (voir la figure I.1) qui a pour objectif la visualisation de la fixation d'une molécule marquée par un isotope radioactif, émetteur de photons gamma dans l'organisme d'un patient. Un détecteur de photons gamma, va ensuite effectuer une rotation autour de l'organe et récupérer plusieurs plans de projection qu'il sera ensuite nécessaire de reconstruire pour obtenir un volume en 3D. [4]



Figure I.1 – Appareil gamma caméra

### I.1.2. Principe physique de la tomographie d'émission monophotonique

La TEMP est une modalité d'imagerie nucléaire qui utilise un détecteur de photons gamma, appelée gamma caméra pour enregistrer plusieurs images de la concentration radioactive selon différents plans de projection en effectuant une rotation autour du patient. Les principales notions relatives au radiotraceur et au dispositif de détection sont maintenant développées. [4]

#### I.1.2.1. Traceurs radioactifs

Un isotope radioactif d'un élément déterminé présente les mêmes caractéristiques chimiques que son homologue stable (c'est-à-dire le même nombre de protons et d'électrons), donc on peut le détecter grâce à l'instabilité de son noyau. Un atome radioactif appelé marqueur peut être fixé sur un type de cellules ou de molécules à étudier (appelées vecteur). La molécule ou la cellule marquée sera alors le traceur des molécules et cellules identiques non marquées. Au cours d'une

réaction physiologique, le marqueur injecté au patient va se fixer sur les organes à examiner (tumeur cancéreuse, par exemple), et les atomes radioactifs vont permettre de suivre les atomes stables.

L'isotope radioactif est également sélectionné selon les caractéristiques physiques suivantes :

- la nature de son rayonnement : les radio-isotopes émetteurs gamma sont favorisés car ils se prêtent bien à une détection externe et minimisent la dose d'irradiation subie par le patient ;
- la demi-vie physique de l'isotope doit être suffisamment longue pour permettre de suivre le processus physiologique considéré, et suffisamment courte pour éviter une irradiation inutile ;
- l'énergie des photons gamma émis doit être suffisamment élevée pour permettre aux photons de s'échapper de l'organisme et suffisamment faible pour permettre une détection efficace par le détecteur.

Actuellement, le technétium 99m ( $^{99m}\text{Tc}$ ) est utilisé dans plus de 90% des examens en médecine nucléaire : sa courte demi-vie physique (6,02 h) et l'absence de raies d'émission secondaires (Les raies d'émission sont le résultat de l'interaction entre des atomes, molécules ou des noyaux atomiques et le rayonnement électromagnétique) permettent de minimiser la dose délivrée au patient. D'autres radioisotopes sont aussi fréquemment utilisés, parmi lesquels nous pouvons citer :  $^{123}\text{I}$  (l'iode), le  $^{111}\text{In}$  (l'indium), le  $^{67}\text{Ga}$  (le gallium), le  $^{201}\text{Tl}$  (thallium). Le radioisotope est souvent administré par voie intraveineuse, parfois par inhalation pour étudier la ventilation pulmonaire.

Après administration du radiotracer au patient, celui-ci se répartit dans les tissus cibles et les photons gamma émis sont détectés par un dispositif spécifique appelé gamma caméra, qui fournit des images de la distribution de la radioactivité dans l'organisme. [5][6]

### I.1.2.2.Principe de la Gamma Camera

Les premiers dispositifs de détection utilisés en médecine nucléaire sont les compteurs Geiger-Müller, dans les années 50, ils sont supplantés par le détecteur à scintillation. En 1953 la gamma-caméra a été inventée par Hal Anger et à partir des années 60 elle a été utilisée en routine clinique.

La gamma-caméra permet de détecter et de comptabiliser les photons gamma émis par le radiotracer dans l'organisme, d'acquérir et de stocker des informations relatives à ces photons et finalement de déterminer la localisation des points d'émission de ces photons et de fournir une représentation de la distribution du radiotracer. Une gamma-caméra se compose d'une ou de

plusieurs têtes de détection, d'un circuit analogique fournissant la localisation des photons gamma dans le cristal et réalisant la spectrométrie et de processeurs assurant l'acquisition des données (c'est à dire leur stockage et leur traitement), la reconstruction, la manipulation et affichage des images.

### I.1.2.2.1. Eléments constitutifs de la tête de détection

La tête de détection d'une gamma-caméra comporte un collimateur, un cristal scintillant, un arrangement de tubes photomultiplicateurs et l'électronique de traitement du signal associée, et souvent un guide de lumière. La tête de détection est protégée par un blindage en plomb d'épaisseur suffisant pour minimiser le bruit de fond introduit par des sources radioactives externes au champ de vue de la caméra (figure I.2). [6]

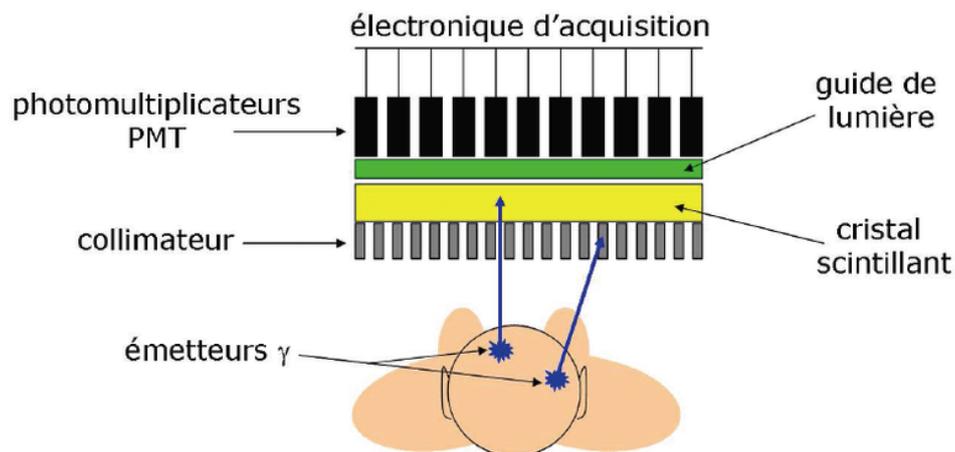


Figure I.2- Eléments constitutifs de la tête de détection.

#### I.1.2.2.1.1. Collimateur

Le collimateur est constitué d'un matériau très dense comme du plomb ou du tungstène, il a pour rôle d'absorber les rayons qui ne sont pas dans la direction voulue. Un bloc percé de trous dans la direction à privilégier est utilisé. Les parois où seront absorbés les photons gamma hors direction portent le nom de septas. Le collimateur fixe en grande partie les caractéristiques d'une gamma-caméra. (Ses caractéristiques géométriques qui définissent le champ de vue, la résolution spatiale et la sensibilité du système de détection, vue ultérieurement dans la partie 'I.1.4'). [5][7] La Figure (I.3) représente un exemple d'un collimateur expliquant les différents cas de détection de photons gamma

(a) composante diffusée : le gamma a diffusé dans les tissus et a perdu une partie de son énergie (diffusion Compton).

(b) composante absorbée.

(c) composante géométrique.

(d) : composante de pénétration septale : le gamma passe à travers un septa en y laissant une partie de son énergie (diffusion Compton).

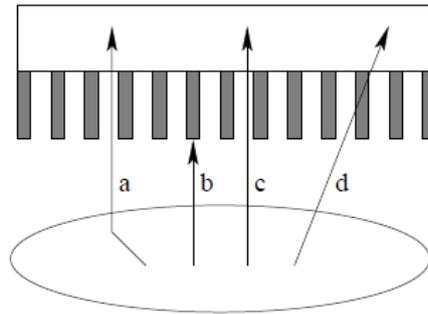


Figure I.3- Collimation des photons gamma

Plusieurs géométries de collimateur coexistent selon l'usage (voir figure I.4)

Parallèle (a) : constitué de trous parallèles, c'est le collimateur de base ;

Eventail (b) : (ou fan-beam) caractérisé par une focalisation convergente, très utilisé en tomographie, permet un grandissement des petits objets, mais son champ de vue est limité.

Sténopé (c) : (ou pinhole) permet de forts grandissements, mais son champ de vue est très limité ; utilisé pour la thyroïde. Son efficacité diminue rapidement lorsqu'on s'éloigne du centre du collimateur.

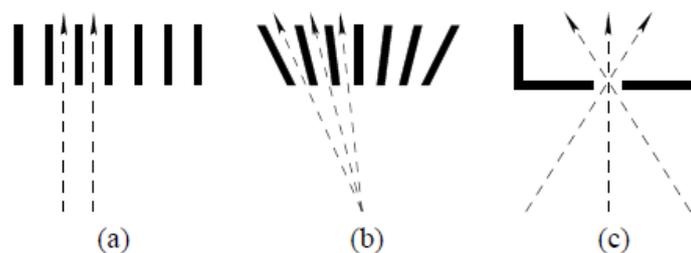


Figure I.4 - les types de collimateur

D'autres types de collimateurs existent mais ils sont peu utilisés comme : sténopé multiple, plaques parallèles, trous obliques.

Les photons sélectionnés par le collimateur frappent le cristal scintillant.

### I.1.2.2.1.2. Cristal scintillant

Le cristal scintillant est le milieu de détection dans lequel les photons émis par le patient sont convertis en photons lumineux par interaction avec le cristal [NaI(Tl)], soit par effet photoélectrique ou par effet Compton, cédant toute ou une partie de leur énergie, donc il se comporte comme un transformateur d'énergie. Le cristal émet alors des photons lumineux (scintillations) ayant une longueur d'onde d'environ 415 nm (lumière bleu-verte dans le spectre visible) bien adaptée à un traitement par des photomultiplicateurs.

Le scintillateur doit avoir un pouvoir d'arrêt élevé pour les photons, d'où le choix de cristaux denses ayant un numéro atomique élevé. L'iodure de sodium dopé au thallium [NaI(Tl)] souvent utilisé qui a une densité de 3,7 g/cm<sup>3</sup> et un numéro atomique assez élevée ce qui permet d'arrêter la majorité des photons ayant une énergie comprise entre 70 et 200 keV en quelques millimètres. Le scintillateur [NaI(Tl)] présente aussi un bon rendement lumineux : 13% de l'énergie déposée est réémise sous forme de photons de fluorescence d'énergie 3 eV (430 nm). Il est transparent à sa propre lumière de scintillation, ce qui fait éviter les pertes de scintillation par auto-absorption. Sa constante de temps de 230 ns lui permet d'enregistrer plusieurs dizaines de milliers de coups par seconde autorisant ainsi un taux de comptage élevé. Son principal inconvénient est son caractère hygroscopique (sensible à l'humidité) : il requiert donc une isolation hermétique afin de protéger le cristal de la lumière et de l'humidité.

Le choix de l'épaisseur du cristal est un compromis entre l'efficacité de détection (plus le cristal est épais, plus la détection est efficace), et la résolution spatiale, qui se dégrade quand le cristal devient plus épais. Les scintillations lumineuses sont ensuite dirigées vers la photocathode du tube PM à travers le guide de lumière. [7]

### I.1.2.2.1.3. Guide de lumière

Le guide de lumière assure le couplage optique entre le cristal et les tubes photomultiplicateurs. Il est réalisé d'un matériau possédant un indice de réfraction proche de celui du NaI(Tl) (1,85), de façon à optimiser le transport de la lumière vers les tubes photomultiplicateurs. La forme du guide de lumière est soigneusement adaptée à la forme de la photocathode du tube photomultiplicateur. Le guide de lumière aide à réduire les variations d'efficacité de collection de la lumière par les tubes photomultiplicateurs c'est-à-dire permet de collecter la lumière émise dans les espaces morts et la dirige vers la photocathode du tube photomultiplicateur. [6]

### I.1.2.2.1.4. Tubes photomultiplicateurs

Un photomultiplicateur (PM) est un tube électronique permettant de convertir un rayonnement lumineux visible en un signal électrique par effet photoélectrique. Ce signal est amplifié à l'intérieur du tube, il joue donc le rôle d'un amplificateur. Le PM est composé de plusieurs éléments regroupés dans une enveloppe scellée sous vide.

La figure (I.5) représente un schéma de principe de fonctionnement du PM. La lumière passe à travers la fenêtre d'entrée. La photocathode est excitée et libère des électrons (photoélectrons) dans le vide par effet photoélectrique externe. Les photoélectrons sont accélérés et focalisés sur la première dynode qui les multiplie par un effet d'émission secondaire. Ce processus est ensuite répété sur les différents étages de dynodes. Les électrons sont alors collectés sur la (ou les) anodes(s). L'électronique d'acquisition viendra donc lire un signal électrique à la sortie. [5]

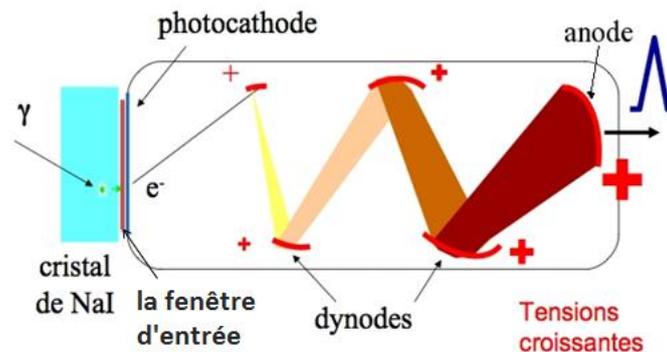


Figure I.5- Principe d'un photomultiplicateur.

### I.1.2.2.1.5. Electronique associée

Les impulsions électriques fournies par les photomultiplicateurs sont converties en signaux numériques par des convertisseurs analogiques numériques. Pour chaque photon incident, on détermine ses coordonnées, en calculant le barycentre de la tâche lumineuse reçue par les différents photomultiplicateurs dans le détecteur et d'autre part, l'énergie gamma cédée au cristal proportionnelle à la quantité d'énergie lumineuse totale produite. Les fenêtres en énergie préétablies, permet de séparer les photons gamma primaires des photons diffusés et également, le cas échéant, séparer plusieurs traceurs. [4]

### I.1.3. Acquisition des données TEMP

Plusieurs types d'acquisition de données existent pour le système TEMP parmi lesquels nous pouvons citer : Le mode planaire et le mode tomographique.

#### I.1.3.1. Mode planaire

Nous pouvons citer différentes modes comme :

##### I.1.3.1.1. le mode planaire statique

En mode planaire statique, la gamma-caméra reste immobile pendant la durée de l'acquisition. et les projections acquises fournissent une information bidimensionnelle de la distribution tridimensionnelle du radiotraceur dans l'organe. Cette information bidimensionnelle permet de faire une étude qualitative du fonctionnement de l'organe étudié, peu quantitative vu qu'on n'a pas d'informations sur la profondeur des lieux d'émission. (La figure I.6 illustre une image d'une Scintigraphie thyroïdienne).

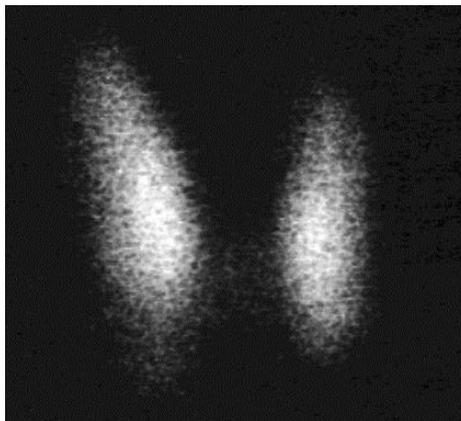


Figure I.6- Scintigraphie thyroïdienne

##### I.1.3.1.2. Le mode planaire Corps Entier (CE)

Ce mode est appliqué lorsque la région à explorer est de dimension supérieure au champ de vue de la caméra, certaines caméras permettent le balayage par un déplacement à vitesse constante de la tête de détection (voir la figure I.7).

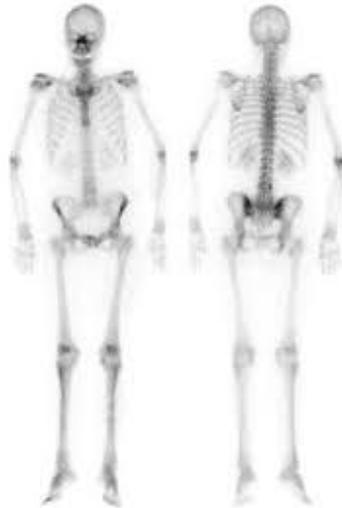


Figure I.7-mode corps entier

### I.1.3.1.3. Le mode Planaire Dynamique

Lors d'une acquisition en mode dynamique, des séquences d'images indexées par le temps sont acquises. Ceci permet d'avoir accès à des informations quantitatives sur le fonctionnement de certains organes tels que le cœur, les poumons et les reins. On traite les données acquises de façon à avoir des courbes « activité-temps » afin d'étudier le taux de fixation et d'élimination du radiotraceur dans l'organe étudié. (La figure I.8 est une scintigraphie rénale en mode dynamique).

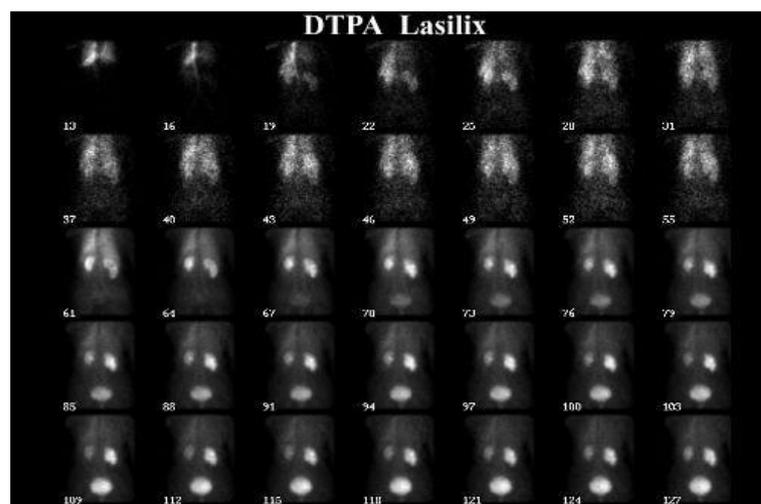


Figure I.8-Scintigraphie rénale dynamique

### I.1.3.1.4. Le mode planaire Synchronisée d'électrocardiogramme (ECG)

Il s'agit d'une division du cycle cardiaque en n segments (voir la figure I.9). On peut aussi l'appeler une scintigraphie cavitaire qui est une méthode de référence de la mesure de la fraction d'éjection du ventricule gauche (FEVG). Cette méthode est plus robuste et plus reproductible que l'échographie cardiaque.

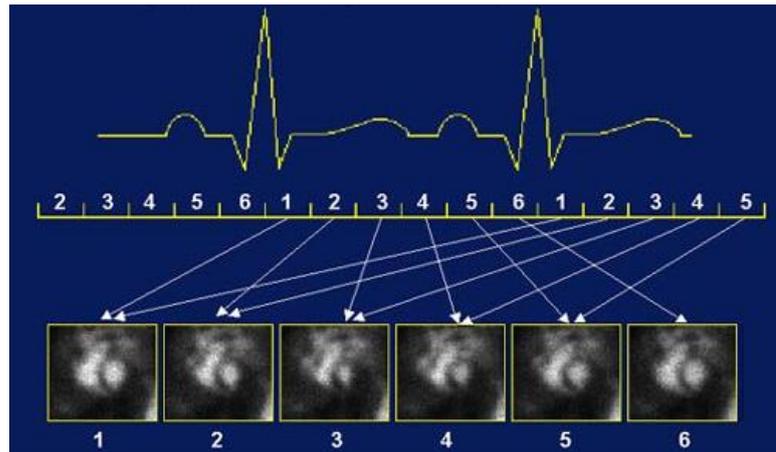


Figure I.9-Mode d'acquisition synchronisée.

### I.1.3.2. Le mode tomographique

On peut distinguer deux types de tomographies : la tomographie longitudinale et la tomographie transaxiale. La tomographie longitudinale consiste à représenter des coupes d'un organe parallèles au plan de détecteur. Par contre dans le cas de la tomographie transaxiale, on reconstruit des coupes perpendiculaires au plan du détecteur. [7]

Le principe du mode tomographique consiste à acquérir une série d'images bidimensionnelles 2D, chacune composée de plusieurs profils unidimensionnels 1D. Chacun des profils 1D représente la projection sous une incidence angulaire précise, de la radioactivité contenue dans une seule coupe du patient. L'objet tridimensionnel 3D est composé de plusieurs coupes bidimensionnelles 2D, chacune de ces coupes se projettent en de multiples profils 1D discrets.

### I.1.4. Evaluation des performances d'une gamma-caméra

Les performances d'une gamma-caméra sont caractérisées à l'aide de plusieurs paramètres :

La résolution spatiale, résolution en énergie, la sensibilité, linéarité géométrique, uniformité et le taux de comptage.

### I.1.4.1. Résolution spatiale

La résolution spatiale correspond à la plus petite distance entre deux sources ponctuelles, elle est étroitement liée à la résolution énergétique car les coordonnées de chaque point sont données par la contribution de chaque anode. Ces coordonnées proviennent donc directement des signaux d'énergie et subissent les mêmes fluctuations statistiques. Les interactions entre les photons gamma et le cristal, ainsi que les impulsions délivrées par le PM obéissent à la statistique de Poisson. La distribution spatiale d'une source ponctuelle sera donc gaussienne. On peut aussi définir la résolution spatiale comme étant le rapport de la largeur à mi-hauteur de cette distribution divisée par la valeur moyenne des coordonnées. L'ordre de grandeur de la résolution spatiale est de quelques millimètres. [5]

### I.1.4.2. Résolution en énergie

La résolution en énergie traduit la précision avec laquelle la gamma-caméra est capable de déterminer l'énergie d'un photon détecté. La mesure imparfaite de l'énergie résulte des fluctuations statistiques du nombre de photons optiques émis par la scintillation, de celles du rendement quantique des photocathodes et du gain des tubes photomultiplicateurs et de l'électronique d'acquisition. De ce fait, le spectre de raies correspondant aux pics d'absorption photoélectriques des photons dans le cristal que l'on devrait obtenir idéalement doit être convoluté par la fonction de réponse en énergie de la gamma caméra. La résolution en énergie FWHM(E) ( Full Width at Half Maximum en anglais) est mesurée par le rapport entre la largeur à mi-hauteur  $\Delta E$  de la réponse en énergie de la gamma-caméra et l'énergie d'émission  $E$  du radioisotope utilisé et s'exprime en %. [6]

$$\text{FWHM}(E) = \frac{\Delta E}{E} \times 100 \quad (\text{I.1})$$

### I.1.4.3. Sensibilité

La sensibilité correspond à la proportion du rayonnement gamma incident détectée par la caméra. La sensibilité dépend principalement du type de collimateur utilisé. Un collimateur présentant un grand nombre de trous de grand diamètre permet d'atteindre une grande sensibilité, mais au détriment de la résolution spatiale. Une électronique d'acquisition performante, avec un déclenchement par zone géographique, peut permettre d'augmenter cette sensibilité à collimateur

donné. En effet, un événement ne paralyse pas l'ensemble de la surface de l'imageur et contribue à l'augmentation globale du taux de comptage, donc à une forte sensibilité. [7]

### **I.1.4.4. Linéarité géométrique**

La Linéarité géométrique consiste à déterminer les formes d'un objet, à titre d'exemple, l'image latérale d'un tube rempli de solution de  $^{99m}\text{Tc}$  doit être une bande. Un manque d'homogénéité du cristal ou des guides de lumière, ou un mauvais assemblage des PM peut conduire à un défaut de linéarité géométrique. Une linéarité géométrique de 0.1 mm est classiquement obtenue. [5]

### **I.1.4.5. Uniformité**

L'uniformité d'une gamma-caméra définit la capacité de la gamma-caméra à produire une image homogène lorsqu'elle est exposée à un flux homogène de photons. Les défauts d'uniformité peuvent être à l'origine d'artéfacts très importants en tomographie : de petites variations localisées de l'uniformité, de l'ordre de 5%, peuvent entraîner la formation d'artéfacts circulaires sur les images.

Des corrections en ligne du gain des tubes photomultiplicateurs réalisées par le processeur permettent de rectifier l'uniformité sur la totalité du champ de vue. [6]

### **I.1.4.6. Taux de comptage**

C'est le nombre de scintillations que peut acquérir correctement l'appareil. Il est donné en nombre de coups par seconde. En effet, l'électronique d'acquisition présente un temps mort lorsqu'elle traite un événement, ce qui la rend alors aveugle à un nouvel événement qui peut survenir, et paralyse ainsi toute la chaîne d'acquisition, car tout empilement nuit à la résolution en énergie. [5]

### **I.1.5. Limites de l'imagerie moléculaire monophotonique**

Plusieurs facteurs affectent la précision qualitative et quantitative des images TEMP parmi lesquels nous pouvons citer les facteurs physiologiques, technologiques et physiques.

### I.1.5.1. Facteurs physiologiques

Les facteurs physiologiques consistent à la réduction de nombre de photons détectés pendant une acquisition due aux caractéristiques du radio-pharmaceutique (spécificité, dose administrée...) et de facteurs relatifs au patient.

Les radiotraceurs disponibles ne sont pas totalement spécifiques et se fixent de façon plus ou moins importante sur d'autres organes, créant une activité de fond. Par exemple, la fixation par le foie est très grande pour de nombreux radiotraceurs à cause de la fonction même de cet organe. Le temps d'acquisition constitue aussi un paramètre important : il est souvent fixé de façon à permettre d'acquérir une statistique suffisante pour obtenir des images de bonne qualité et en tenant compte de la tolérance du patient pendant l'examen. En effet, les mouvements, qu'ils soient de nature physiologique (battements cardiaques, respiration,...) ou fortuite (mouvements du patient pendant l'examen), occasionnent un flou cinétique dans les images et peuvent créer des artefacts non négligeables pouvant ensuite gêner l'interprétation des images. Le dernier facteur est la taille du patient qui affecte la fraction de photons atténués et la fraction de photons diffusés, ce qui contribue à diminuer le nombre de photons réellement détectés.

### I.1.5.2. Facteurs technologiques

Les facteurs technologiques correspondent à l'appareillage et à ses limites tels que la résolution spatiale, la résolution en énergie, la sensibilité, l'uniformité et la linéarité géométrique. Ces facteurs ont des conséquences très importantes sur les projections acquises et les coupes reconstruites.

### I.1.5.3. Facteurs physiques

Les facteurs physiques correspondent aux interactions des photons dans l'organisme du patient et la gamma-caméra. Trois facteurs affectent la quantification de la radioactivité absolue, de façon plus ou moins importante selon le radiotraceur utilisé et la morphologie du patient :

- l'atténuation des photons par les tissus traversés,
- la diffusion des photons dans le patient et le détecteur,
- le bruit de mesure résultant de la nature statistique de l'émission des photons et le bruit affectant le signal détecté. [6]

### I.2. Tomographie par émission de positons (TEP)

#### I.2.1. Définition

La tomographie par émission de positons (TEP) est une méthode d'imagerie médicale, elle permet de mesurer en trois dimensions l'activité métabolique d'un organe grâce aux émissions produites par les positons issus de la désintégration d'un produit radioactif injecté au préalable. (L'appareil TEP est illustré dans la figure I.10).



Figure I.10-appareil tomographique TEP.

#### I.2.2. Principe de fonctionnement de la TEP

La TEP repose sur le principe de la scintigraphie consistant à administrer un traceur dont on connaît le comportement et les propriétés biologiques pour obtenir une image du fonctionnement d'un organe. Ce traceur est marqué par un atome radioactif (carbone, fluor, azote, oxygène...) qui émet des positons dont l'annihilation produit elle-même deux photons. La détection de la trajectoire de ces photons par la caméra TEP permet de localiser le lieu de leur émission et donc la concentration du traceur en chaque point de l'organe. C'est cette information quantitative que l'on représente sous la forme d'une image faisant apparaître en couleurs les zones de forte concentration du traceur. [8]

##### I.2.2.1. Radiotraceurs

La TEP utilise comme radiotraceurs des molécules marquées par divers éléments émetteurs de positons (voir le tableau I.1), constituants naturels de la matière biologique, d'une demi-vie assez courte (de quelques minutes à quelques heures). La production des radio-isotopes émetteurs de

## Chapitre I Rappel théorique sur la tomographie par émission photonique

positons nécessite un cyclotron, l'isotope radioactif est incorporé en lieu et placé d'un atome stable dans une molécule organique qui devient un radiotracer utilisable en TEP.

Tableau I.1- Caractéristiques des principaux éléments émetteurs de positons

Emetteurs de positons	Demi-vie (min.)	Énergie moyenne (Mev)
$^{11}\text{C}$	20,4	0.38
$^{13}\text{N}$	10,0	0.492
$^{15}\text{O}$	2,1	0.735
$^{18}\text{F}$	109,8	0.250
$^{76}\text{Br}$	972,0	1200

Les radiotraceurs appliqués en routine clinique sont :

-Le [ $^{18}\text{F}$ ]-FDG (fluoro-déoxyglucose):

Il permet de suivre la consommation du glucose dans l'organisme. Ce radiotracer est particulièrement utilisé en oncologie pour le diagnostic de tumeurs cancéreuses. En effet, l'hyper-métabolisme glucidique des cellules malignes fait de lui un excellent candidat pour la recherche de telles tumeurs. Il est utilisé également en neurologie pour le diagnostic précoce de maladies neuro-dégénératives (Alzheimer, Parkinson), ou encore en cardiologie pour évaluer la viabilité myocardique après un infarctus.

-Le [ $^{18}\text{F}$ ]-FDOPA (fluoro-dihydroxyphénylalanine) :

Est un radiotracer pré-synaptique précurseur de la dopamine (neurotransmetteur) permettant de rendre compte de l'activité dopaminergique neuronale. Il est utilisé dans les études de dégénérescences cérébrales (Parkinson), ou encore en oncologie pour le diagnostic de tumeurs neuroendocrines digestives.

Le radiotracer injecté dans l'organisme permet d'émettre un positon ; ce dernier s'annihile avec un électron libre du milieu en produisant deux photons énergétiques  $\gamma$ . [9] [10]

### I.2.2.2. Emission de positons et photons d'annihilation

Le positon est une particule dont la masse et le spin sont identiques à ceux d'un électron, mais la charge est positive. Il est émis lors d'une désintégration  $\beta^+$  du noyau d'un isotope instable qui possède un excès de protons par rapport au nombre de neutrons. Le positon parcourt quelques millimètres dans la matière et perd progressivement son énergie cinétique par interactions successives avec les électrons du milieu. Lorsque cette énergie est presque nulle, le positon

s'annihile avec un électron libre du milieu en produisant deux photons  $\gamma$  .figures (I.11 [13]). Ces deux photons  $\gamma$  de très haute énergie 511 keV chacun sont émis à  $180^\circ$  l'un de l'autre. Ces photons traversent les tissus et sont détectés simultanément à l'extérieur de l'organisme par une caméra à positons après les interactions avec la matière. [9]

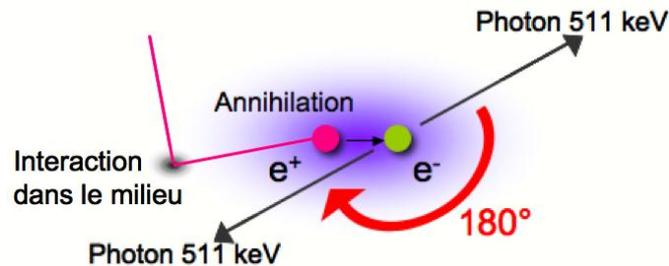


Figure I.11-phénomène d'annihilation du positon

### I.2.2.3. Interactions des photons avec la matière

Une partie des photons gamma émis par le traceur vont interagir avec la matière contenue dans le corps du patient avant d'atteindre le détecteur. Ceci va fausser la reconstruction de l'activité, et causer deux phénomènes qui vont être parmi les principaux facteurs de dégradation de l'image à savoir l'atténuation et la diffusion. L'atténuation d'un flux de photons dans la matière est ainsi régie par une loi exponentielle :

$$I = I_0 e^{-\int_0^x \mu(x) dx} \quad (I.2)$$

$I_0$  et  $I$  représentent respectivement les flux de photons incidents et transmis,  $x$  l'épaisseur du matériau traversé en cm et  $\mu$  le coefficient d'atténuation linéique qui traduit la probabilité d'interaction d'un photon par unité de longueur, exprimé en  $cm^{-1}$ . [4] [10]

Les principaux processus d'interaction des photons avec la matière sont :

- L'effet photoélectrique.
- La diffusion Rayleigh.
- La diffusion Compton.
- La matérialisation.

#### I.2.2.3.1. Effet photoélectrique

Cette interaction est dominante pour les photons de faible énergie. Lorsqu'un photon percute un électron, il lui transfère toute son énergie et disparaît. L'effet photoélectrique est beaucoup plus

efficace sur les électrons des couches internes de l'atome, donc surtout sur la couche K, la plus profonde. Si l'énergie du photon incident est inférieure à l'énergie de liaison de la couche K, il ne peut se produire d'interaction photoélectrique avec les électrons de cette couche. Quand l'énergie du photon atteint l'énergie de liaison de la couche K, on aura donc une augmentation très importante de la probabilité d'interaction.

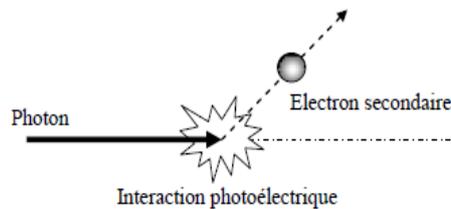


Figure I.12-effet photoélectrique

### I.2.2.3.2. Diffusion Compton

Dans le cas de la diffusion Compton (Figure I.13) seule une partie de l'énergie sert à arracher un électron de son orbite. L'énergie restante est réémise sous forme d'un nouveau photon gamma de moindre énergie et dont la direction d'émission est différente de la direction incidente du photon gamma d'origine (déviation par un angle  $\theta$ ). C'est le principal mécanisme d'absorption des rayons gamma dans la gamme d'énergie entre 100 keV et 10 MeV.

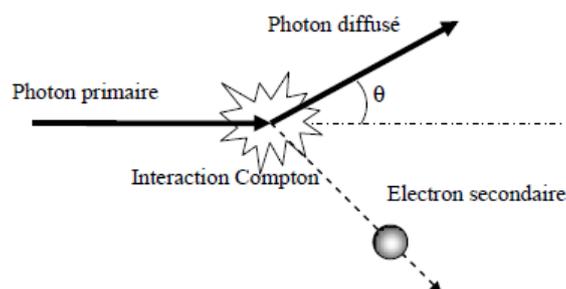


Figure I.13-la diffusion Compton

### I.2.2.3.3. Diffusion Rayleigh

La diffusion d'un photon de faible énergie s'effectue sur un électron assez fortement lié à l'atome pour que ce soit l'ensemble de l'atome qui absorbe le recul. Le transfert d'énergie à l'atome est alors négligeable : le photon est dévié de sa trajectoire initiale sans perte d'énergie.

La diffusion est dite élastique ou encore cohérente. Ce type d'interaction est d'autant plus fréquent que le numéro atomique du milieu est élevé et que l'énergie des photons est faible.

### I.2.2.3.4. Matérialisation

L'énergie du photon gamma incident peut spontanément être convertie en masse à proximité d'un noyau, sous la forme d'une paire électron-positon. La production d'une telle paire nécessite un photon d'une énergie supérieure ou égale à la masse au repos des particules qui la composent, soit 1,022 MeV, mais cette réaction ne devient importante que pour des énergies supérieures à 5 MeV. L'énergie excédentaire est transférée sous forme d'énergie cinétique à la paire formée. Après ralentissement, le positon se combine avec un autre électron du milieu, la masse totale de ces deux particules est alors convertie en deux photons gamma de 0,511 MeV chacun qui sont émis à  $180^\circ$  l'un de l'autre. (Voir la figure I.14)

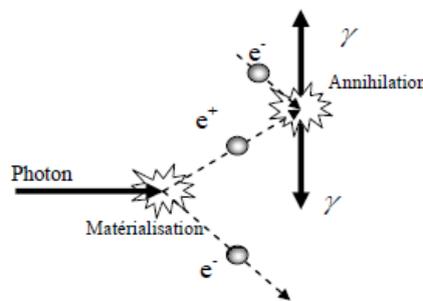


Figure I.14-la matérialisation

### I.2.2.4. Détection par un système TEP

La mesure de la biodistribution d'un radiopharmaceutique émetteur de positons dans un organisme est basée sur la détection en coïncidence de paires de photons d'annihilation. Pour cela, une caméra TEP est constituée d'un certain nombre de détecteurs individuels disposés en anneau autour de l'objet à imager « couronne de détecteurs » (illustré par la figure I.15). Il s'agit, en général, de détecteurs à scintillation, composés d'un scintillateur inorganique couplé à un photodétecteur (tube photomultiplicateur, ou plus récemment photodiode à avalanche). [10]

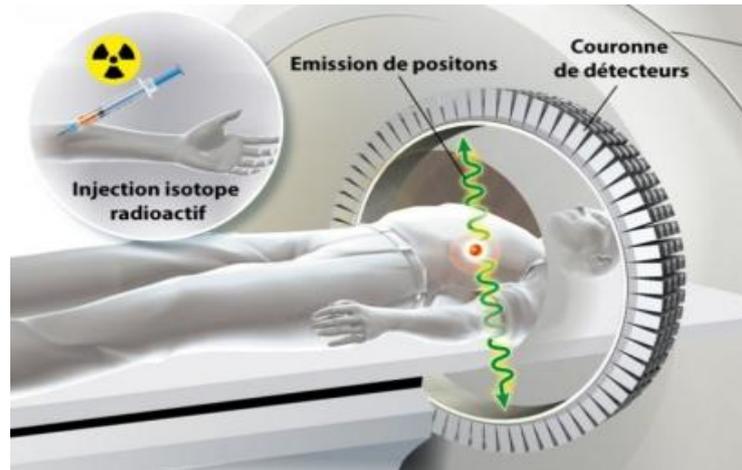


Figure I.15- principe de détection par un système TEP.

### I.2.2.4.1. Cristal scintillateur

Les photons  $\gamma$  émis suite à l'annihilation d'un positon avec un électron sont détectés en premier lieu à travers le scintillateur. Le rôle de ce cristal scintillateur est de rendre le rayonnement  $\gamma$  visible et d'amplifier le signal lumineux. [11][15]

Pour la technique d'émission TEP, le scintillateur idéal est caractérisé par:

- Une densité élevée, pour offrir une efficacité de détection satisfaisante pour les photons de 511keV (énergie trois à quatre fois supérieure à celle des  $\gamma$  du technétium 99m).
- Une efficacité de conversion lumineuse importante.
- Une faible constante de décroissance (de temps), c'est-à-dire l'émission d'un grand nombre de photons lumineux par unité de temps.
- Une bonne transparence par rapport aux photons de scintillation, afin que ceux-ci ne soient pas atténués dans le milieu avant la surface d'entrée du PM.

Les caractéristiques de l'émission lumineuse des différents scintillateurs conditionnent:

- Durée de la fenêtre de coïncidence, résolution temporelle.
- Temps mort du système.
- Résolution en énergie des appareils.
- Taux de coïncidences parasites mesurées par la TEP.

Les photons lumineux sortant du cristal scintillateur traversent par la suite le photomultiplicateur.

### I.2.2.4.2. Photomultiplicateur

Le photomultiplicateur permet de récolter le signal lumineux amplifié via le cristal scintillateur et de le traduire en signal électrique qui pourra par la suite être traité par ordinateur. Lorsque le signal lumineux arrive au PM, il entre via la photocathode ou il est transformé en charges électriques. Afin d'obtenir un signal de sortie exploitable, les charges électriques produites vont être multipliées grâce à des dynodes. Les électrons vont se multiplier et ainsi, à la sortie du PM, le dispositif de traitement qui suit reçoit un signal électrique amplifié, dont l'amplitude est proportionnelle à l'énergie du photon incident.

### I.2.2.4.3. circuit de coïncidence

Les signaux électriques obtenus en sortie de PM entrent dans le circuit électronique (circuit de coïncidence) ou ils sont analysés. Le circuit de coïncidence traite l'arrivée des photons qui révèle ainsi la présence d'une annihilation le long de la ligne reliant les deux points d'impact, appelée ligne de réponse LDR (ou LOR pour line of response) selon deux fenêtres: une fenêtre temporelle de l'ordre de quelques nanosecondes et une fenêtre en énergie réglée sur 511keV. (Voir la figure I.16)

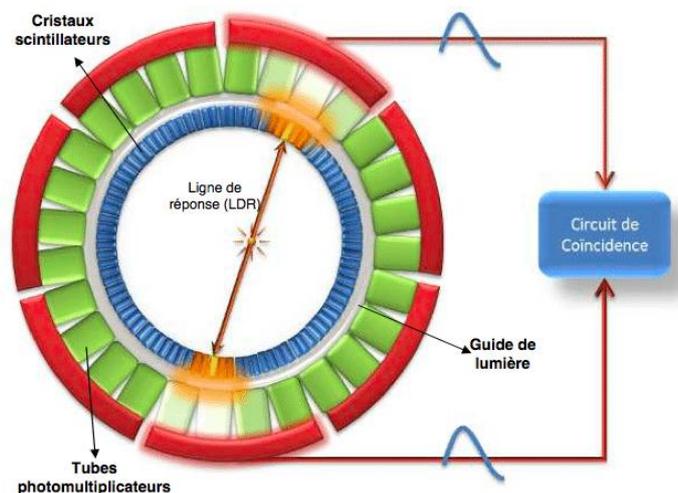


Figure I.16-circuit de coïncidence.

### I.2.3. Acquisition des données TEP

Il existe deux modes en TEP pour l'acquisition des données l'un est un mode 2D, l'autre est 3D. En mode 2D, l'acquisition s'effectue en positionnant des anneaux de plomb ou de tungstène,

appelés septas, entre les anneaux de détection. La forme et les dimensions des septas sont déterminées afin que chaque détecteur ne détecte que les photons ayant une direction presque parallèle au plan transversal du tomographe, c'est dire dans la direction  $\theta \simeq 0^\circ$  étant l'angle azimutal formé par l'incidence des LORs (Lines-Of-Response) sur le plan transversal droit du tomographe. Les coïncidences ne sont mesurées que par les paires constituées des détecteurs du même anneau afin de ne réaliser que des coupes selon les plans directs  $P_{z,\theta=0}$ , où  $z$  est le point d'intersection de ce plan avec l'axe Z du tomographe. Par ailleurs, pour augmenter l'échantillonnage axial et la sensibilité du TEP, ce mode permet aussi l'enregistrement des événements simultanés détectés par des paires appartenant à des anneaux adjacents  $\theta \simeq 1^\circ$  pour former des plans inclinés. Les plans inclinés voisins seront ensuite combinés pour former des plans droits croisés situés entre les plans directs (figure I.17-a).

Le mode d'acquisition 3D les septas est rétractés les septas afin de permettre la mesure des événements de coïncidence par l'ensemble des combinaisons de paires de détecteurs (figure I.17-b). Par rapport au mode 2D, la détection de la coïncidence se fait aussi le long des LORs obliques et permet de réaliser des plans de coupes obliques. Ce mode d'acquisition augmente la sensibilité du TEP en comparaison avec le mode 2D ce qui permet une diminution du temps d'acquisition et une réduction de la quantité du radiotracer injecté. Cependant, l'absence des septas entraîne une augmentation importante du taux des événements diffusés. [12]

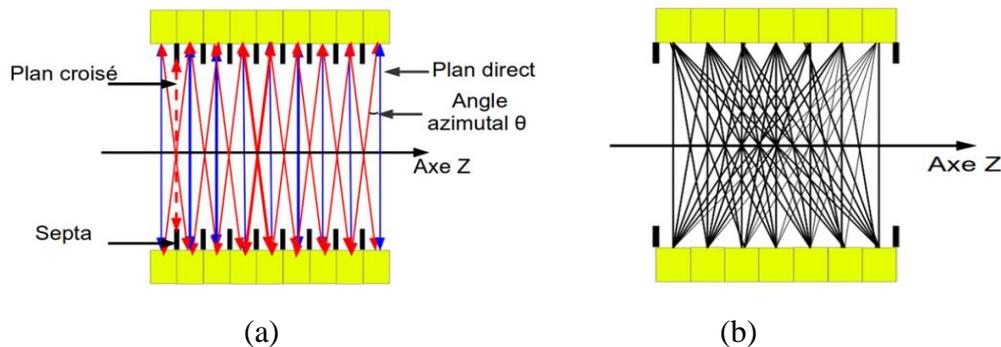


Figure I.17-Principes d'acquisition de données par un système TEP  
a) mode d'acquisition 2D et b) mode d'acquisition 3D.

### I.2.3.1. Enregistrement des données

Les systèmes TEP utilisent deux modes de stockage en mémoire des données d'acquisition, le mode histogramme et le mode liste. Le mode histogramme est le mode le plus utilisé, il enregistre les données dans des matrices sinogrammes. Le mode liste stocke les événements par ordre chronologique dans un long fichier binaire. [12][13]

### I.2.3.1.1. Mode sinogramme

Le sinogramme décrit les projections d'un objet en fonction de leur incidence. La figure I.18 représente le principe du sinogramme sur un objet simple avec un échantillonnage grossier. Les projections de l'objet sont réalisées pour chaque angle considéré et sont représentées ici en niveau de gris sur le sinogramme. Chaque ligne du sinogramme représente ainsi le nombre d'événements détectés de toutes les lignes de réponse parallèles formant un même angle par rapport à l'axe du tomographe entre 0 et 180°. Ce mode de stockage présente l'avantage d'être compact : les événements sont regroupés angle par angle.

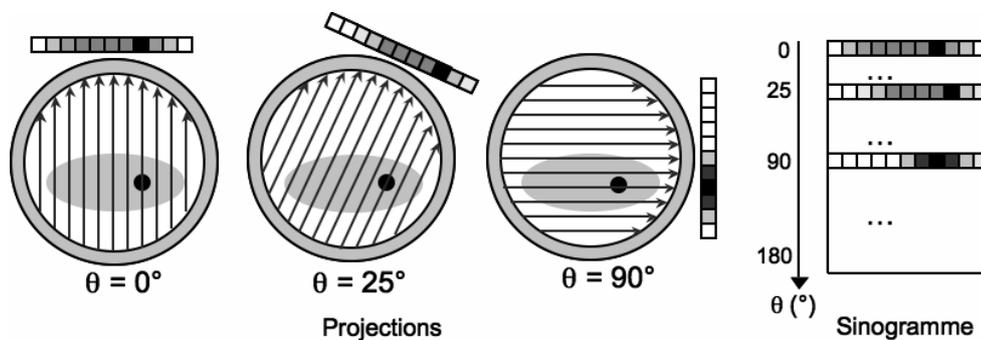


Figure I.18 - Principe du sinogramme

### I.2.3.1.2. Mode liste

En mode liste, les événements de coïncidence sont enregistrés un par un en ordre chronologique dans un fichier, généralement, binaire. Les informations enregistrées par événement sont au minimum les suivantes : les indices des deux détecteurs impliqués dans la détection, le temps exact de détection, l'énergie déposée dans le cristal, et le décalage temporel de détection des deux photons.

Actuellement, le mode liste est peu utilisé à cause de la taille des fichiers qui est gigantesque, et du temps de reconstruction qui est très long.

Le paragraphe suivant présente certains facteurs influant sur l'acquisition des données TEP.

### I.2.4. Limites du système TEP

Comme tout système d'imagerie, le système TEP présente certaines limites liées au nombre de paramètres intervenant dans la chaîne d'acquisition et de traitement des données.

### I.2.4.1. Limites intrinsèques

Un des critères essentiels de l'analyse qualitative en TEP est la résolution spatiale. Elle dépend des performances du système de détection, ou encore de l'algorithme de reconstruction utilisé. Cependant, deux facteurs intrinsèques liés à l'émission du positon (parcours du positon) et à la détection des photons d'annihilation (non colinéarité) participent à la dégradation de la résolution spatiale et constituent en définitive ses limites physiques fondamentales. [10]

#### I.2.4.1.1. Le parcours du positon

L'information initialement recherchée en TEP correspond au lieu d'émission du positon c'est à dire la localisation du radiopharmaceutique. L'étape qui précède l'annihilation d'un positon est l'étape de la thermalisation. Au cours de cette thermalisation, le positon va parcourir une distance non négligeable dépendante de son énergie initiale et de la densité électronique du milieu. Le parcours du positon, distance séparant le point d'émission du point d'annihilation, est donc un paramètre qui contraint la résolution spatiale en TEP et contribue à sa dégradation.

#### I.2.4.1.2. La non colinéarité des photons d'annihilation

Les deux photons d'annihilation ne sont pas émis exactement à  $180^\circ$ , mais avec une certaine acolinéarité dont la distribution gaussienne présente une largeur à mi-hauteur de l'ordre de  $0,5^\circ$ . Ce phénomène engendre un biais dans la reconstruction de la ligne de réponse, directement proportionnel à la distance entre les deux détecteurs.

### I.2.4.2. Types de coïncidences

Théoriquement, la majorité des photons  $\gamma$  dans le champ de vue du tomographe proviennent d'une annihilation d'un positon avec un électron, ils sont émis approximativement à  $180^\circ$  l'un de l'autre, formant ainsi une vraie coïncidence au niveau des détecteurs. Il existe pratiquement d'autres types de coïncidences telles que la coïncidence fortuite et la coïncidence diffusée [14][15].

#### I.2.4.2.1. Coïncidences vraies

On appelle coïncidence vraie une coïncidence correspondant à la détection d'une paire de photons  $\gamma$  résultant de la même annihilation dans un intervalle de temps inférieur à celui de la fenêtre temporelle et lorsque l'énergie des photons appartient à l'intervalle énergétique. (Figure I.19 [12]).

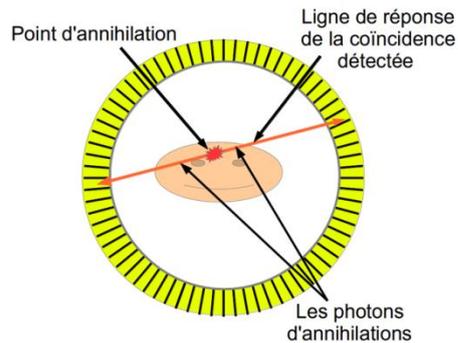


Figure I.19 - Coïncidences vraies

### I.2.4.2.2. Coïncidences fortuites

Une coïncidence fortuite survient lorsque 2 annihilations positon-électron interviennent quasi simultanément. Quatre photons  $\gamma$  sont ainsi émis, mais seulement 1 photon provenant de chacune des 2 annihilations est détecté. Si ces 2 photons  $\gamma$  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  $\gamma$  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. (Figure I.20 [12]).

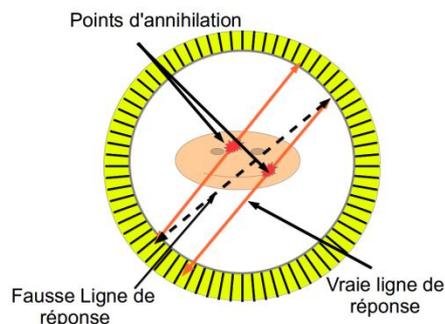


Figure I.20 -Coïncidences fortuites.

### I.2.4.2.3. Coïncidences diffusées

Les coïncidences diffusées sont définies par la détection de 2 photons  $\gamma$  issus d'une même annihilation dans la fenêtre temporelle de coïncidence lorsqu'au moins 1 des 2 photons a subi une interaction Compton avant d'être détecté. Suite à cette interaction, le photon diffusé est

dévié. 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. (Figure I.21 [12]).

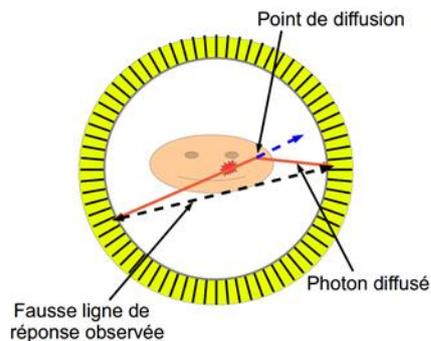


Figure I.21 -Coïncidences diffusées

### I.2.4.2.4. Coïncidences multiples

Si plus de 2 photons  $\gamma$  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.

Dans la partie qui suit on va présenter deux autres limites du système TEP qui sont le bruit de mesure et le temps mort.

### I.2.4.3. bruit de mesure

Un autre type de limitation des images TEP concerne le bruit important qui les caractérise. La dégradation d'images est inhérente au principe de fonctionnement de l'imagerie TEP, basé sur un grand nombre de processus physiques qui entraînent l'apparition de fluctuations statistiques de nature poissonnienne :

- le nombre d'atomes du traceur injecté suit une distribution de Poisson.
- les instants auxquels surviennent les désintégrations radioactives des atomes du traceur sont des variables aléatoires indépendantes.
- les processus de détection de chaque désintégration sont des processus aléatoires indépendants dans le cas où l'on considère le temps mort comme négligeable.

### I.2.4.4. Temps morts

Les temps morts sont des phénomènes qui interviennent à plusieurs niveaux de la chaîne de détection en TEP :

- 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.
- au niveau circuits électroniques. Chaque ligne de réponse du tomographe n'est pas associée à un seul circuit électronique. Certaines coïncidences peuvent être perdues si elles interviennent sur le même circuit électronique (c'est-à-dire il existe un délai pendant lequel le système n'est pas capable de traiter d'autre signal).
- Les coïncidences multiples sont également une source de temps mort.

### Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté des généralités sur les deux modalités de médecine nucléaire : la TEMP et la TEP. Nous avons présenté le principe de fonctionnement de chacune, leurs dispositifs de détection et d'acquisition de données afin de pouvoir poursuivre par la suite à présenter les méthodes de reconstruction pour la résolution du problème inverse en imagerie moléculaire.

## Chapitre 2

Etat de l'art des méthodes de  
reconstruction des images  
tomographiques par émission

**Chapitre II. Etat de l'art des méthodes de reconstruction des images  
tomographiques par émission**

**Introduction**

L'imagerie nucléaire est un outil de base qui aide les médecins dans leur diagnostic. Un bon diagnostic nécessite une très bonne qualité d'image et ceci en choisissant la meilleure méthode de reconstruction pour pouvoir la traiter et l'analyser.

Dans ce chapitre, nous allons présenter les techniques mathématiques de base de la reconstruction tomographique, nous allons présenter par la suite la problématique de la reconstruction des images par émission photonique TEP et TEMP et nous allons décrire ultérieurement les différents algorithmes utilisés afin de résoudre notre problématique.

**II.1. Reconstruction tomographique**

Les données enregistrées par le tomographe sont des projections de la distribution radioactive dans le champ de vue du détecteur. Pour obtenir une image à partir de ces projections, il est donc nécessaire d'introduire une étape de reconstruction.

Les principes mathématiques de base de la reconstruction tomographique ont été énoncés pour la première fois par J. Radon en 1917 suite à ses travaux sur la détermination d'une fonction à partir de ses intégrales. [3][16]

On peut définir la distribution radioactive comme une fonction  $f(x, y)$  qui en chaque point de coordonnée  $(x, y)$  du plan de coupe donne la valeur de la concentration radioactive. La figure (II.1 [14]) représente cette fonction de distribution dans un repère cartésien  $(x, y)$  fixe ainsi que dans un repère  $(u, v)$  tournant qui forme un angle  $\theta$  avec le repère fixe. Ce repère tournant est associé au détecteur qui, à chaque pas d'acquisition, enregistre une projection faisant un angle  $\theta$  par rapport à l'objet.

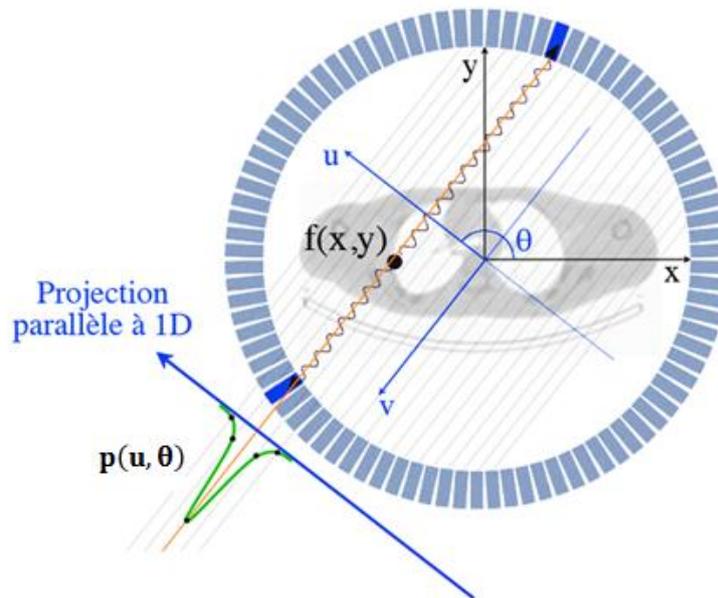


Figure II.1- Représentation d'une fonction objet  $f(x, y)$ .

Les formules (II.1) expriment la position  $(u, v)$  d'un point de l'objet dans le repère tournant en fonction de ses coordonnées  $(x, y)$  dans le repère fixe :

$$\begin{aligned} u &= x \cdot \cos\theta + y \cdot \sin\theta \\ v &= -x \cdot \sin\theta + y \cdot \cos\theta \end{aligned} \quad (\text{II.1})$$

A une direction de projection faisant un angle  $\theta$  avec l'axe  $x$ , correspond une fonction  $P(u, \theta)$  qui, en tout point de coordonnée  $u$  de la projection  $\theta$ , est égale à la somme de toutes les valeurs prises par la fonction  $f(x, y)$ , valeurs rencontrées le long d'un axe  $v$  perpendiculaire à  $u$ . La projection s'exprime en fonction de la fonction de distribution selon l'équation (II.2) :

$$p(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) dv \quad (\text{II.2})$$

Les lignes de projections acquises peuvent être disposées les unes au-dessous des autres en fonction de l'angle ; ceci représente le sinogramme. Les sinogrammes et les projections contiennent les mêmes informations ; ils ne diffèrent que par l'organisation avec laquelle les informations sont représentées. Un sinogramme contient toute l'information relative à une coupe, pour tous les angles de projection alors qu'une projection contient toute l'information relative à toutes les coupes mais pour une incidence angulaire donnée.

Ainsi, une source de radioactivité, par exemple, va se déplacer dans cette représentation selon une courbe sinusoïdale (la figure II.2 représente un exemple d'un sinogramme [12]). Une fois l'acquisition de l'ensemble des projections est effectuée, la transformée de Radon inverse s'applique.

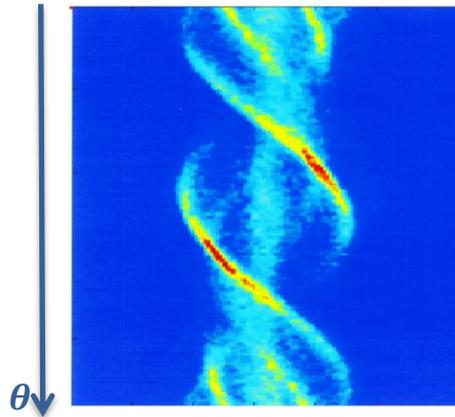


Figure II.2- exemple d'un sinogramme

### **II.1.1. Inversion de la transformée de Radon**

La transformée de Radon inverse permet de remonter à l'objet qui est à l'origine du sinogramme obtenu. La méthode la plus simple pour reconstruire un objet à partir de ses projections est de projeter en sens inverse (rétroprojeter) la valeur de chaque projection  $p(u, \theta)$  sur le plan de reconstruction. Pour un angle donné, la valeur de  $p(u, \theta)$  est assignée à tous les pixels qui se trouvent le long de la ligne d'intégration. La somme de la totalité des contributions issues de toutes les projections est appliquée par la suite. Ainsi, la superposition linéaire de toutes les rétroprojections forme l'image reconstruite. [3]

L'opération de rétroprojection peut être formalisée selon l'équation (II.3) où  $f^*(x, y)$  constitue la fonction de distribution reconstruite après rétroprojection et  $p(u, \theta)$  sont les projections.

$$f^*(x, y) = \int_0^\pi p(u, \theta) d\theta \quad (\text{II.3})$$

## **II.2. Problématique de la reconstruction tomographique**

La complexité de la tomographie réside, dans le fait qu'il s'agit d'un problème inverse dont la résolution exacte et directe est délicate. D'autres parts, la présence du bruit de nature poissonnienne, du au procédé expérimental, rend la reconstruction tomographique d'autant plus difficile à résoudre.

### **II.2.1. Problème inverse**

Les problèmes inverses sont typiquement des problèmes mal posés. Cette notion de problèmes bien et mal posés a été introduite par le mathématicien français Jacques Hadamard en 1902 à propos des équations aux dérivées partielles et de leurs interprétations physiques. Au sens d'Hadamard et après plusieurs formulations successives du concept, un problème est bien posé lorsque les trois conditions suivantes sont satisfaites :

- La solution doit exister.
- La solution doit être unique.
- La solution doit être stable, c'est-à-dire qu'elle doit dépendre continûment des données initiales.

Le problème inverse visant à estimer la distribution d'activité  $f$  à partir des projections acquises  $p$  est un problème dit "mal posé" pour deux raisons essentielles : la première est que l'inversion analytique exacte du problème de reconstruction tomographique conduisant à une solution unique n'est possible que si le nombre de projections acquises est infini. Pratiquement, le nombre de projections acquises est limité (64 ou 128), et les données acquises par le détecteur sont échantillonnées et numérisées, ce qui fait que la solution déterminée n'est pas unique. La deuxième raison est la présence de bruit de mesure de nature poissonnienne dans les projections acquises.

### **II.2.2. Bruit de poisson**

Le bruit correspond à une fluctuation statistique se superpose au signal et peut provenir du détecteur (bruit d'émission, bruit de comptage) ou de la reconstruction. Tout au long de la chaîne de détection, qu'il s'agisse de l'émission radioactive des photons, de la création des photoélectrons dans le cristal, de leur conversion en électrons par la photocathode, des processus de nature stochastique ont lieu et suivent une loi de poisson. La présence d'un bruit de nature poissonnienne introduit des erreurs et influence le rapport signal-sur-bruit. La nature du bruit

dans les projections peut être prise en compte par les algorithmes de reconstruction tomographique. [3][6]

### **II.3. Résolution de la problématique en tomographie par émission photonique**

Différentes méthodes se basant sur différentes approches ont été utilisées pour la résolution du problème en TEP et TEMP. Les plus connues sont les méthodes analytiques, les méthodes itératives déterministes (algébriques) et les méthodes itératives stochastiques qui estiment l'image à partir des données d'acquisition stockées sous forme de sinogrammes. Les différentes méthodes sont détaillées dans les sections suivantes. [12]

#### **II.3.1. Méthodes analytiques**

Les méthodes analytiques de reconstruction reposent, comme leur nom l'indique, sur une inversion analytique de la transformée de Radon. Elles supposent que les données sont continues et que la valeur d'une projection est connue en chaque point  $(u, \theta)$  du sinogramme. L'algorithme de reconstruction analytique le plus utilisé couramment est la rétroprojection filtrée (ou FBP pour **F**iltered **B**ack**P**rojection) ; cet algorithme est rapide en exécution et facile à utiliser en raison du faible nombre de paramètres que l'utilisateur à fixer. [6]

##### **II.3.1.1. Rétroprojection filtrée**

La rétroprojection filtrée est une méthode employée depuis de nombreuses années, comme l'indique son nom, c'est une méthode qui incorpore une étape de filtrage des données dans le processus de reconstruction. L'opération de filtrage se réalise généralement par convolution de la fonction à filtrer par le filtre lui-même. Le produit de convolution, difficile à calculer, se transformant en simple multiplication dans l'espace de Fourier, le filtrage est bien souvent effectué par l'intermédiaire d'une transformée de Fourier.

L'algorithme fonctionne en deux étapes :

- Filtrage de chaque profil de projection (ligne du sinogramme) au moyen d'un filtre rampe, souvent combiné à un filtre passe-bas pour éviter l'amplification du bruit.
- Rétroprojection dans le plan des projections filtrées, pour les différents angles mesurés.

Une projection inverse correspond à la transformée de Fourier inverse de la transformée de Fourier d'une projection. Dans la section suivante, nous allons présenter le théorème de la coupe centrale annonçant la relation entre la transformée de Fourier d'une image et la transformée de Fourier d'une projection.

### **II.3.1.1.1. Transformée de Fourier d'une image**

La transformée de Fourier  $F(v)$  d'une fonction spatiale  $f(x)$  ou temporelle  $f(t)$  est une transformation mathématique qui décompose toute fonction en une somme infinie de fonctions sinusoïdale selon :

$$F(v) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x) \cdot e^{-i2\pi vx} dx \quad (\text{II.4})$$

La transformée de Fourier d'une fonction spatiale de  $x$ , dépend de la variable  $v$  appelée fréquence spatiale. On peut appliquer la transformée de Fourier à chaque ligne d'une image et ensuite sur le résultat obtenu, appliquer une nouvelle fois une transformée de Fourier mais cette fois-ci colonne par colonne. On obtient alors une transformée de Fourier bidimensionnelle de l'image.

$$F(v_x, v_y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \left[ \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \cdot e^{-i2\pi(xv_x + yv_y)} dx \right] dy \quad (\text{II.5})$$

avec  $v_x$  et  $v_y$  sont les fréquences spatiales.

### **II.3.1.1.2. Théorème de la coupe centrale**

La projection pouvait mathématiquement s'écrire par la relation (II.2), la transformée de Fourier  $P(v, \theta)$  de cette projection est donnée par :

$$P(v, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} p(u, \theta) \cdot e^{-i2\pi vu} du \quad (\text{II.6})$$

En remplaçant  $p(u, \theta)$  par sa valeur, nous avons :

$$p(v, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \left[ \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \cdot dv \right] e^{-i2\pi vu} du \quad (\text{II.7})$$

Les formules de transformation des coordonnées cartésiennes aux coordonnées polaires nous donnent :

$$vu = v(x \cdot \cos\theta + y \cdot \sin\theta) = x(v \cdot \cos\theta) + y(v \cdot \sin\theta) = xv_x + yv_y \quad (\text{II.8})$$

en posant  $v_x = v \cos\theta$  et  $v_y = v \sin\theta$ . De plus, on a  $dv \cdot du = dx \cdot dy$ .

## Chapitre II      Etat de l'art des méthodes de reconstruction des images tomographiques par émission

---

En remplaçant dans l'équation (II.7), on aura :

$$P(v, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \cdot e^{-i2\pi(xv_x + yv_y)} dx dy \quad (\text{II.9})$$

La double intégrale correspond à la transformée de Fourier bidimensionnelle de l'image. Le théorème de la coupe centrale énonce que la transformée de Fourier d'une projection correspond à une ligne de la transformée de Fourier de l'image qui passe par l'origine et fait un angle  $\theta$  avec l'axe des abscisses, nous avons donc :

$$P(v, \theta) = F(v_x, v_y) \quad (\text{II.10})$$

Considérons la transformée de Fourier inverse qui à partir de l'espace fréquentiel nous redonne la coupe tomographique :

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} F(v_x, v_y) e^{i2\pi(xv_x + yv_y)} dv_x dv_y \quad (\text{II.11})$$

Le théorème de la coupe centrale nous permet d'introduire la transformée de Fourier des projections :

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} p(v, \theta) e^{i2\pi(xv_x + yv_y)} dv_x dv_y \quad (\text{II.12})$$

Du fait de la symétrie par rapport à l'origine, le point  $(v, \theta)$  a la même valeur que le point  $(-v, \theta + \pi)$ . On peut donc, pour parcourir le plan fréquentiel, utiliser la valeur absolue de  $v$  et faire varier  $\theta$  de 0 à  $\pi$ . Par un changement de variable et en remplaçant  $dv_x dv_y$  par  $v \cdot dv \cdot d\theta$ , les bornes d'intégration pour la variable  $\theta$  deviennent 0 et  $2\pi$ , l'équation (II.12) devient :

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} p(v, \theta) |v| e^{i2\pi v u} dv d\theta \quad (\text{II.13})$$

Avec  $\int_{-\infty}^{+\infty} p(v, \theta) |v| e^{i2\pi v u} dv$  est la transformée de Fourier inverse de la transformée de Fourier de la projection multipliée par la valeur absolue de  $v$ . Cette quantité est appelée une projection filtrée  $\hat{p}(u, \theta)$ . [16] [17]

La rétroprojection filtrée s'exprime alors par l'équation (II.14).

$$f(x, y) = \int_0^\pi \hat{p}(u, \theta) d\theta \quad (\text{II.14})$$

Les Figures (II.3.b, c, d, e, f) représentent un exemple de reconstruction en utilisant la rétroprojection filtrée, où La distribution de l'activité (II.3.a) est reconstruite avec des angles de rétroprojection de 2, 4, 8,16 et 72.

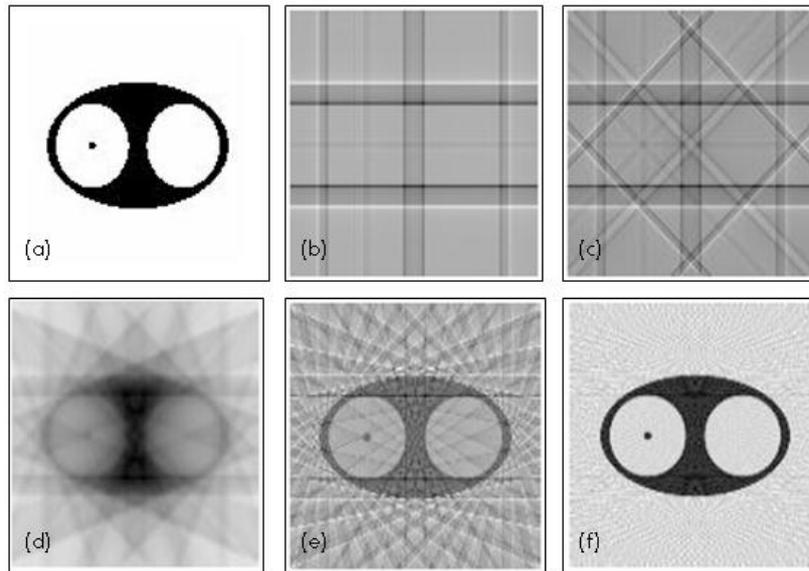


Figure II.3- Exemple de reconstruction par rétroprojection filtrée. La distribution d'activité simulée (a) est reconstruite avec 2, 4, 8, 16 et 72 angles de rétroprojection (b-f).

Bien que les méthodes analytiques résolvent le problème de la reconstruction en tomographie, elle présente des limites qui sont présentés par la suite.

### II.3.1. 2. Limite des méthodes analytiques

Les méthodes analytiques sont caractérisées par la rapidité de leurs algorithmes. Toutefois, elles ne permettent pas de prendre en compte de manière satisfaisante une modélisation précise des phénomènes physiques intervenant dans l'acquisition des images, le procédé de rétroprojection génère systématiquement l'apparition d'artefacts dans l'image reconstruite ce qui impose une étape de filtrage supplémentaire venant s'ajouter au filtre rampe intrinsèque. Néanmoins, il subsiste toujours un résidu de ces artefacts présent sur l'image. Cette étape de filtrage additionnelle constitue un inconvénient car elle risque d'introduire des valeurs négatives dans les images. En outre, la rétroprojection filtrée (FBP) traite les données de façon continue, elle est

donc mal adaptée lorsque les données de projection sont incomplètes pendant la reconstruction [3], les méthodes itératives sont alors nécessaires.

### II.3.2. Méthodes itératives

La reconstruction itérative consiste à discrétiser l'ensemble du problème avant de concevoir les méthodes de résolution. Les algorithmes de reconstruction itératifs requièrent une estimation de l'opérateur de projection du système R, opérateur mathématique qui modélise la transformation entre l'objet f et ses projections p (équation-II.15). Il s'agit donc de retrouver f connaissant l'opérateur R et les projections mesurées p.

$$p = R \cdot f \quad (\text{II.15})$$

L'objectif est donc d'identifier, voxel par voxel, la distribution d'activité du radiotracer la plus compatible avec les sinogrammes mesurés. L'inversion directe de la matrice de projection n'est pas réalisable.

Pour retrouver f, on minimise itérativement une fonction de coût définie comme une distance entre les sinogrammes qui correspondraient à la distribution d'activité estimée et les sinogrammes effectivement acquis. L'opérateur de projection R peut prendre en compte simplement la géométrie du détecteur, mais également des effets physiques tels que la diffusion, l'atténuation ou la résolution spatiale limitée du détecteur.

Le principe des algorithmes itératifs est basé sur six étapes principales (voir Figure II.4). Suite au processus d'acquisition par le système TEP ou TEMP qui sont les projections mesurées p, une première estimation d'image est générée de la distribution de f. Un faisceau est simulé par une projection directe pour obtenir des données de projection simulées, qui sont ensuite comparées aux données de projection mesurées. En cas de divergence, la première estimation d'image est mise à jour en fonction des caractéristiques de l'algorithme déterminé. Cette correction des données d'image et de projection est répétée jusqu'à ce qu'une condition prédéfinie par l'algorithme soit satisfaite (converger vers la solution) et que l'image finale soit générée. [13][17]

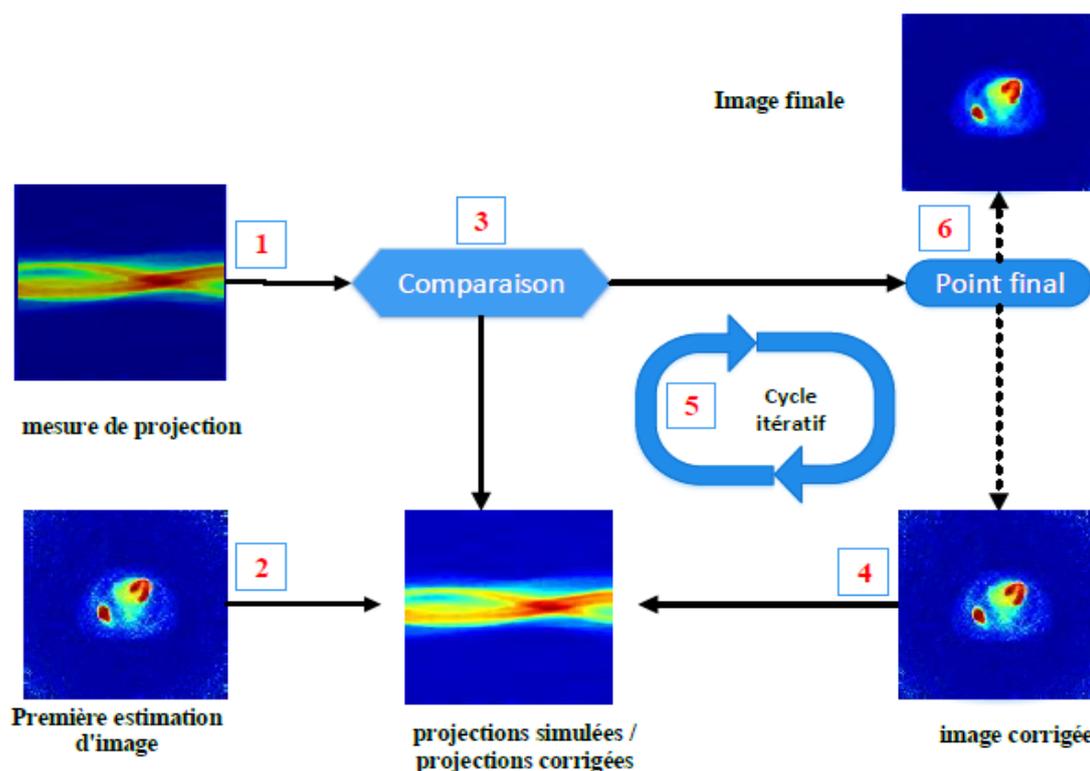


Figure II.4- schéma des étapes principales des algorithmes itératifs.

### II.3.2.1. Méthodes algébriques

Les méthodes algébriques sont les plus conventionnelles et impliquent la résolution d'un système d'équations linéaires, parmi ces méthodes, on peut citer la méthode ART (Algebraic Reconstruction Technique), la méthode SIRT (Simultaneous Iterative Reconstruction Technique) et ILST (Iterative Least-Squares Technique). Dans ces approches, les projections sont décrites sous la forme d'un vecteur de dimensions  $P \times N^2$ , où  $P$  désigne l'ensemble de projections acquises au champ de vue du détecteur et  $N \times N$  ou  $N^2$  le nombre de pixels ou bins de détection.

La distribution d'activité dans le volume étudié est décrite par un vecteur de dimensions  $V^3$ , où  $V$  représente le nombre de coupes transaxiales de dimension  $V \times V$  voxels reconstruites.

Le problème de la reconstruction tomographique exprimé sous sa forme algébrique peut être traduit par l'équation (II.16) :

$$p_i = \sum_j R_{ij} f_j + \varepsilon_i \quad (\text{II.16})$$

## Chapitre II      Etat de l'art des méthodes de reconstruction des images tomographiques par émission

---

Où  $p_i, f_j$  sont respectivement les composantes du vecteur-projection et du vecteur-distribution d'activité,  $R$  est la matrice de l'opérateur de Radon connu aussi sous le nom de la matrice système et  $\varepsilon_i$  Le bruit du signal. Un élément  $R_{ij}$  de cette matrice représente la probabilité qu'un photon émis d'un voxel  $j$  soit détecté dans un pixel de projection  $i$  : c'est au niveau de cette matrice que peuvent être intégrés les effets physiques dégradant l'image tels que l'atténuation, la diffusion et la variabilité de la PSF (Point Spread Function) en fonction de la distance.

La figure (II.5 [18]) représente un exemple d'une expression matricielle du problème de reconstruction par une image de 4 pixels ( $2 \times 2$ ) et deux angles de projection, avec  $p_i$  est une composante du vecteur projection.

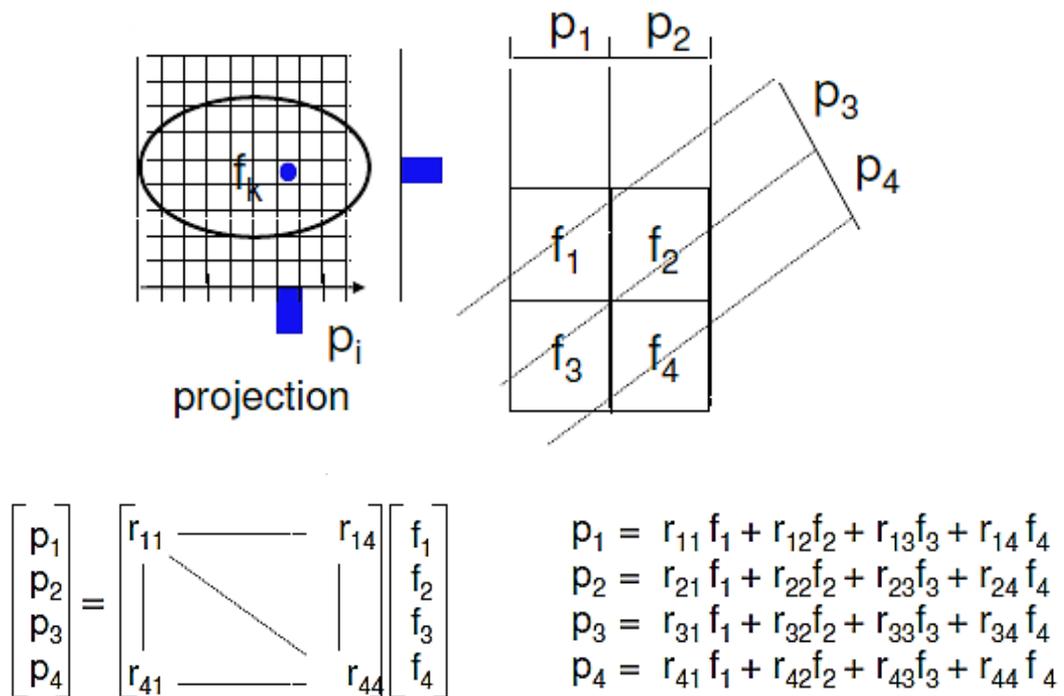


Figure II.5- expression matricielle du problème de reconstruction

L'inversion de la matrice  $R$  ne peut pas être calculée de manière directe mais de manière itérative: à chaque itération, la distribution d'activité estimée  $f^n$  est calculée en fonction de la distribution d'activité estimée  $f^{n-1}$  à l'itération précédente. A chaque itération, les projections calculées à partir de la distribution d'activité estimée à l'itération précédente sont comparées aux

projections originales acquises : la différence entre les deux jeux de données est utilisée pour calculer un facteur de correction qui est appliqué pour calculer la nouvelle distribution d'activité estimée.

Malgré la rapidité des méthodes algébriques, elles sont peu utilisées en tomographie par émission ; les méthodes de reconstruction statistiques sont les plus préférées, elles permettent de modéliser les propriétés statistiques des données mesurées. [6] [14]

### **II.3.2.2. Méthodes statistiques**

En plus du modèle discret, les méthodes statistiques itératives utilisent des modèles statistiques de mesures pour la reconstruction des images, elles sont généralement basées sur la maximisation de la vraisemblance. Les méthodes de maximum de vraisemblance sont utilisées pour traiter les problèmes de données incomplètes via l'algorithme EM(expectation maximization), elles ont été introduites en TEP et TEMP.

#### **II.3.2.2.1.MLEM (Maximum-Likelihood Expectation Maximization)**

L'algorithme EM (Expectation Maximization), initialement développé par Dempster en 1977 [20] a été appliqué à la reconstruction TEP par Shepp et Vardi [21] en 1982. En tomographie par émission de positons, pour chaque ligne de réponse, on mesure une réalisation de la variable aléatoire  $p_i$ , où  $p_i$  décrit le nombre de paires de photons d'annihilation détectés sur une ligne de réponse  $i$ . Les variables aléatoires indépendantes  $(p_i)_{i=1...L}$  suivent une loi de Poisson dont la vraisemblance s'écrit par l'équation (II.17):

$$\text{Prob}(p|f) = \prod_{i=1}^L e^{-\langle p_i \rangle} \frac{\langle p_i \rangle^{p_i}}{p_i!} \quad (\text{II.17})$$

$\text{Prob}(p|f)$  exprime la probabilité d'obtenir les mesures  $p$  à partir d'une distribution du traceur égale à  $f$ . [14] [21]

L'objectif de l'algorithme de reconstruction itératif est donc d'estimer la distribution  $f$  conduisant à l'ensemble  $(\langle p_i \rangle)_{i=1...L}$ . Dans le cadre de la recherche de la solution ML (Maximum-Likelihood), on cherche donc à maximiser la fonction de coût (équation II.18) ou de manière équivalente, son logarithme :

$$\text{Ln}(f) = \sum_i \{ p_i \ln(|\sum_j R_{ij} f_j|) - \sum_j R_{ij} f_j - \ln(p_i!) \} \quad (\text{II.18})$$

## Chapitre II      Etat de l'art des méthodes de reconstruction des images tomographiques par émission

---

L'algorithme de reconstruction a pour but d'optimiser la fonction de coût pour atteindre l'estimée de  $f$ . Afin de trouver le maximum, la dérivée partielle par rapport à chaque inconnue  $f_j$  doit être annulée:

$$\frac{\partial}{\partial f_j} \ln \text{Prob} (p|f) = \sum_j \left\{ -R_{ij} + \frac{p_i}{\sum_j R_{ij} f_j} R_{ij} \right\} \quad (\text{II.19})$$

Après réarrangement, on a :

$$\frac{1}{\sum_j R_{ij}} \sum_j \frac{p_i}{\sum_j R_{ij} f_j} R_{ij} = 1 \quad (\text{II.20})$$

Pour finir, on multiplie chaque côté par  $f_j$ :

$$f_j = \frac{f_j}{\sum_j R_{ij}} \sum_j \frac{p_i}{\sum_j R_{ij} f_j} R_{ij} \quad (\text{II.21})$$

On obtient un algorithme itératif en remplaçant  $f_j$  par une succession d'estimées  $f_j^{n-1}$ . L'algorithme MLEM s'exprime alors par l'équation (II.22) :

$$f_j^n = \frac{f_j^{n-1}}{\sum_j R_{ij}} \sum_j R_{ij} \frac{p_i}{\sum_j R_{ij} f_j^{n-1}} \quad (\text{II.22})$$

Avec  $f_j^{n-1}$  désigne l'estimée de  $f_j$  à l'itération  $n$ .

Le premier dénominateur de l'équation (II.22),  $(\sum_j R_{ij})$  représente la sensibilité du tomographe. Le deuxième dénominateur  $(\sum_j R_{ij} f_j^{n-1})$  correspond à la projection de l'estimée de  $f$  à l'itération  $n$ .

La somme intermédiaire représente l'opérateur de rétroprojection. Cette somme effectue donc la rétroprojection du rapport entre les données mesurées ( $p_i$ ) et les données estimées  $f_j^{n-1}$  à l'itération  $n$  projetées dans l'espace des mesures.

Si l'estimée initiale de  $f_j$  est strictement positive, l'équation (II.22) montre que toutes les estimées ultérieures sont également strictement positives du fait du facteur correctif strictement positif intrinsèque à l'algorithme MLEM. L'estimée  $f_j^n$  est obtenu à partir de l'estimée  $f_j^{n-1}$  corrigée par un facteur multiplicatif correspondant à la rétroprojection du rapport des projections mesurées sur celles estimées.

## Chapitre II      Etat de l'art des méthodes de reconstruction des images tomographiques par émission

---

Deux étapes sont importantes dans la reconstruction tomographique utilisant la méthode MLEM : le calcul de  $Rf^{n-1}$  dit projections, et l'estimation des images par la relation dit rétroprojection.

$$R\left(\frac{p}{Rf^{n-1}}\right) \quad (\text{II.23})$$

Grace à ces deux étapes, nous pouvons appliquer la correction au niveau de la projection et de la rétroprojection estimée et introduire les facteurs des corrections de l'atténuation ou de la diffusion. [22]

### II.3.2.2 Modélisation de la méthode MLEM

Les algorithmes tomographiques utilisent deux opérateurs, l'opérateur de projection et l'opérateur de rétroprojection.

Les figures (II.6 et II.7) représentent un problème tomographique simple visant à reconstruire une coupe carrée constituée de 9 pixels de valeurs  $f_j$  au moyen de 6 projections  $p_i$ . L'opérateur de projection permet de calculer les projections  $p$  (voir figure (II.6)) d'une image donnée  $f$  suivant la relation (II.16). [23]

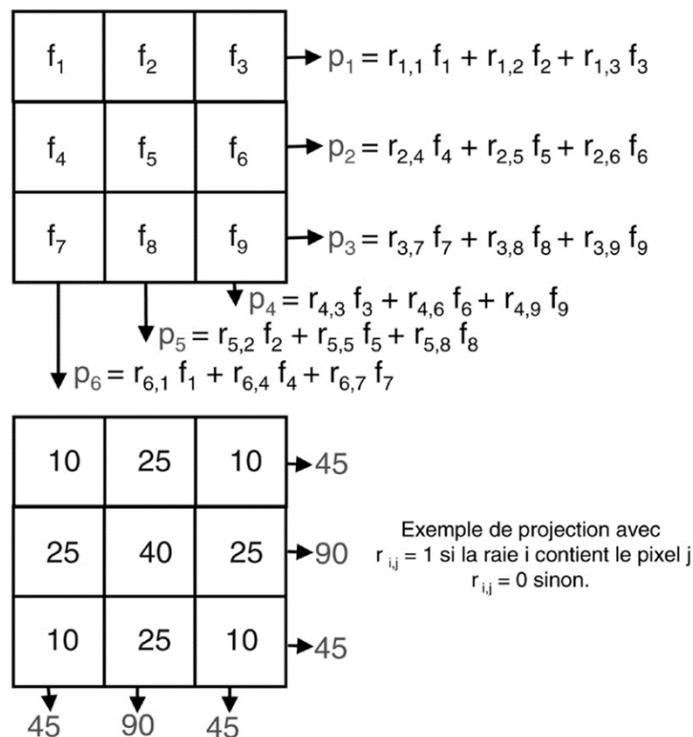


Figure II.6- Opérateur de projection, dans cet exemple 6 projections seulement (au lieu des 9 nécessaires) sont illustrées.

## Chapitre II      Etat de l'art des méthodes de reconstruction des images tomographiques par émission

---

La figure (II.7) illustre l'opérateur de rétroprojection qui consiste à sommer au sein d'un pixel  $j$  de l'image chacune des projections  $i$  auquel il participe, pondérées (par  $r_{ij}$ )

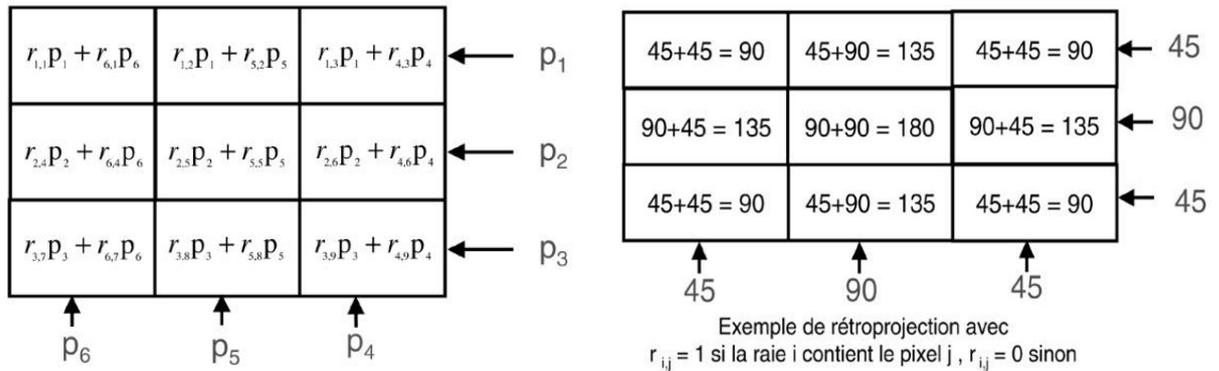


Figure II.7- Opérateur de rétroprojection.

La figure (II.8) représente un exemple de reconstruction de la même coupe de la figure (II.6) en utilisant l'algorithme MLEM, la première itération consiste à initialiser une matrice non vide, elle sert à calculer la somme des projections mesurées par le détecteur et les projections estimées selon les lignes. Elle détermine par la suite le rapport entre la somme des projections mesurées et estimées.

La deuxième itération nécessite la multiplication de chaque valeur inconnue de pixel  $i$  par la moyenne pondérée des rapports entre les projections  $j$  mesurées et estimées qui concernent ce pixel  $i$

Si le rapport =1, l'image finale est générée sinon, le processus est répété jusqu'à la convergence vers la solution.

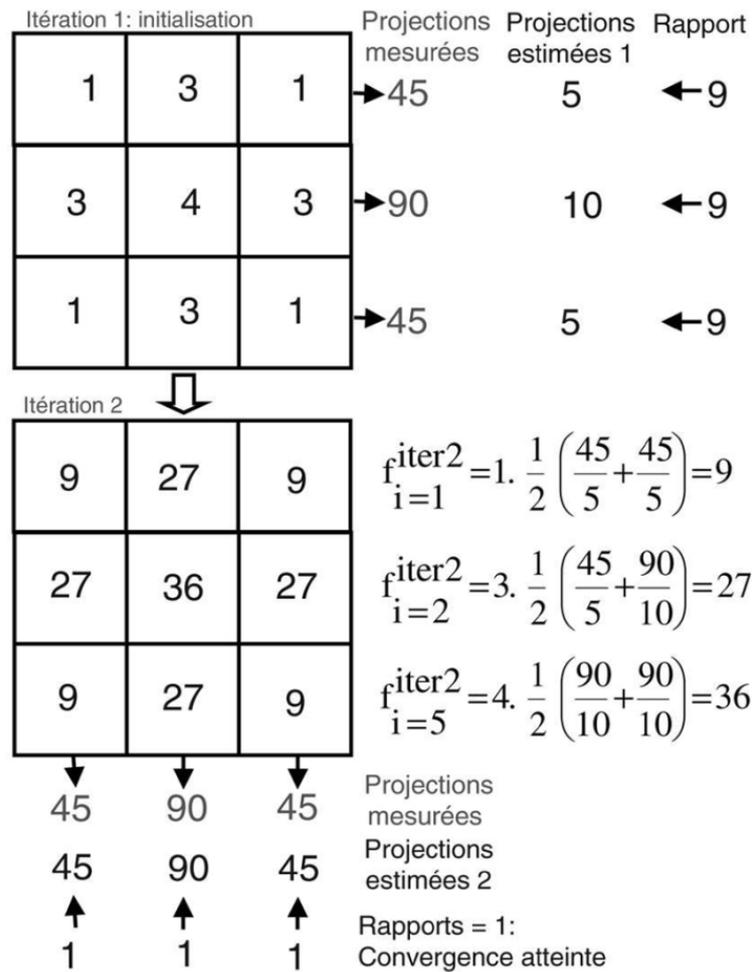


Figure II.8-Reconstruction par ML-EM de la coupe proposée dans la figure (II.6)

La méthode MLEM présente plusieurs caractéristiques, ces derniers sont montrés par la suite.

### II.3.2.2. 3. Avantages et inconvénients de l'algorithme MLEM

L'algorithme MLEM présente l'avantage de s'appliquer bien à des projections 2D qu'à des projections 3D, il réduit également les artéfacts en étoile autour des régions où la concentration de radiotraceur est forte et améliore le rapport signal-sur-bruit dans les régions où la concentration d'activité est faible. [14]

L'algorithme MLEM est caractérisé par :

- Si l'estimée initial  $f^n$  est positive, toutes les estimées suivantes seront positives.
- Si un pixel est à valeur nulle à l'initialisation, ce pixel reste nul pour toute itération. Nous avons une conservation totale du nombre d'évènements pour chaque itération.

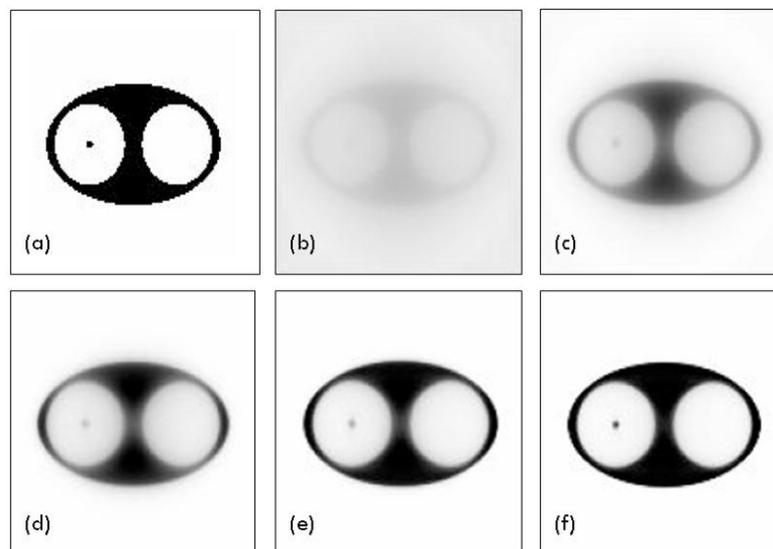
L'algorithme MLEM possède deux inconvénients majeurs :

## Chapitre II      Etat de l'art des méthodes de reconstruction des images tomographiques par émission

---

- Sa convergence est relativement lente c'est-à-dire avant de converger, il nécessite un nombre d'itérations élevé. Chaque itération de l'algorithme MLEM nécessite un temps de calcul équivalent à celui d'une reconstruction complète par FBP (Filtered BackProjection).
- l'algorithme MLEM est instable pour un nombre élevé d'itérations, surtout pour les données entachées de bruit. Ce qui peut entraîner des artefacts de bord sur les images reconstruites. [15][22]

La figure(II.9) est un exemple de reconstruction par la méthode MLEM selon 1, 4, 8, 16 et 32 itérations (figures II.9, b, c, d, e, f) d'une distribution d'activité simulée (II.9.a),



FigureII.9- Exemple de reconstruction par l'algorithme MLEM. La distribution d'activité simulée (a)est reconstruite avec 1, 4, 8, 16 et 32 itérations (b-f).

L'algorithme MLEM converge lentement, ce qui peut nécessiter plusieurs itérations et rend son utilisation en routine clinique délicate. Parmi les méthodes d'accélération existantes, nous pouvons citer la méthode OSEM qui sera détaillée par la suite.

### **II.3.2.2.3. OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization)**

La méthode OSEM (maximisation de l'espérance des sous-ensembles ordonnés) a été développée par Hudson et Larkin [24] pour améliorer la rapidité de convergence de MLEM. Elle consiste à regrouper les projections en sous-ensembles ordonnés avant de leur appliquer à la méthode MLEM. Les sous-ensembles sont organisés de telle façon qu'ils contiennent un maximum d'informations.

L'utilisation de l'algorithme OSEM à la place de MLEM accélère la convergence d'un facteur approximativement égal au nombre de sous-ensembles définis [6]. L'équation obtenue (équation II.24) est la même que celle du MLEM (équation II.22) :

$$f^n(S_t) = \frac{f^{n-1}}{\sum_{j \in S_t} R_{ij}} \sum_{j \in S_t} R_{ij} \frac{p_i}{\sum_j R_{ij} f_j^{n-1}} \quad (\text{II.24})$$

Avec  $S_t$  le sous-ensemble correspondant,  $f_j^{n-1}$  représente l'estimée de  $f_j$  à l'itération  $n$ ,  $\sum_j R_{ij}$  est la sensibilité du tomographe,  $\sum_j R_{ij} f_j^{n-1}$  correspond à la projection de l'estimée de  $f$  à l'itération  $n$ . et  $p_i$  les données mesurées.

Les algorithmes MLEM et OSEM sont identiques, à la différence qu'ici, la mise à jour d'une des images estimées, ne se fait pas avec la totalité des projections, mais avec le sous-ensemble correspondant. D'une manière plus claire, à la première itération (sous-itérations successives forme une itération), le premier sous ensemble est utilisé pour le calcul de l'image. Celle-ci sera utilisé pour corriger le second sous-ensemble de projection à la seconde sous-itération, afin d'estimer l'image suivante nous réitérons l'opération jusqu'au dernier sous-ensemble.

Le temps d'exécution d'une itération OSEM est  $n$  fois plus rapidement pour un ordre  $n$  de sous-ensembles que l'algorithme MLEM.

La manière de partitionner les projections est importante. Il faut que chaque sous-ensemble contient le même nombre de projections (Figure II.10), afin qu'aucun d'entre eux n'ait plus d'importance qu'un autre lors de la mise à jour. A l'intérieur de chaque sous-ensemble les projections doivent avoir une répartition angulaire régulière et la plus étendue possible.

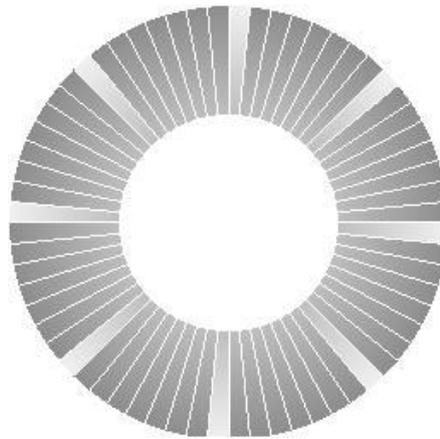


Figure II.10- Projections choisies pour composer un sous-ensemble (en clair) à partir d'un ensemble de 64 projections partitionné en 8 sous-ensembles.

L'ordre de passage des sous-ensembles est également choisi afin que chacun d'entre eux soit le plus éloigné possible du précédent. Par exemple si on dispose de 64 projections sur  $360^\circ$ ,  $S = \{s_1 = 0^\circ, \dots, s_{64} = 354,37^\circ\}$ , on peut le partitionner en 8 sous-ensembles de 8 projections chacun. Ainsi on prendra :  $S_1 = \{s_1, s_9, s_{17}, \dots, s_{57}\}$ ,  $S_2 = \{s_2, s_{10}, s_{18}, \dots, s_{58}\}$ ,  $S_8 = \{s_8, s_{16}, s_{24}, \dots, s_{64}\}$

Après, l'ordre de parcours sera le suivant :  $S_1, S_5, S_3, S_7, S_2, S_6, S_4, S_8$ .

L'algorithme OSEM souffre d'un défaut de convergence par rapport à EM, car il n'utilise pas le même ensemble de données à chaque itération et tend vers un cycle limite. Cela n'est en général pas néfaste en pratique pour la reconstruction car les valeurs du cycle limite sont proches les unes des autres. [4][22]

Plusieurs phénomènes physiques et plusieurs effets introduits par le tomographe perturbent la détection des photons ; cependant, il est nécessaire d'introduire des facteurs de corrections à savoir la normalisation, la correction de l'atténuation, la correction des fortuits et des diffusés.

### **II.3.2.3. Corrections**

Les événements détectés par le système de tomographie sont influencés par les caractéristiques du système de détection et par les phénomènes physiques agissant sur les photons.

Afin d'obtenir des images représentant quantitativement la distribution de radiotraceur après reconstruction, il est nécessaire d'effectuer des corrections.

Les coefficients  $(s_i)$  et  $(\delta_i)$  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. Mais 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 (II.22) caractéristique de MLEM.

$$f^n = \frac{f_j^{n-1}}{\sum_j s_i R_{ij}} \sum_j s_i R_{ij} \frac{p_i}{\sum_j s_i R_{ij} f_j^{n-1} + \delta_i} \quad (\text{II.25})$$

Avec  $f_j^{n-1}$  représente l'estimée de  $f_j$  à l'itération  $n$ ,  $(\sum_j R_{ij})$  est la sensibilité du tomographe,  $(\sum_j R_{ij} f_j^{n-1})$  correspond à la projection de l'estimée de  $f$  à l'itération  $n$ . et  $(p_i)$  les données mesurées.

### **II.3.2.3.1. 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. Cette compensation correspond à la normalisation, représentée par un coefficient  $(s_i)$  définis précédemment.

Le premier paramètre qui fait varier cette sensibilité est l'efficacité intrinsèque de la chaîne de détection (cristal, tube photomultiplicateur...). Les cristaux ne portent pas la même efficacité de détection. La position du cristal dans le bloc de détection fait également varier la sensibilité des lignes de réponse correspondantes,

Le deuxième paramètre est d'ordre géométrique. Comme illustré sur la figure (II.11), 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, il est lié à la courbure du tomographe et doit être corrigé lors de la normalisation. De même, le nombre de cristaux est plus grand au centre qu'aux extrémités des blocs de détecteurs et augmente ainsi la probabilité d'interaction des photons dans les cristaux.

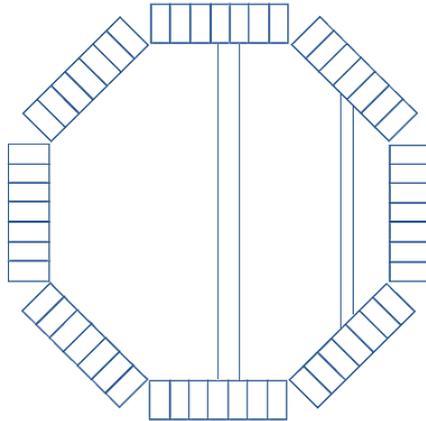


Figure II.11- Illustration de l'effet d'arc : la différence de distance entre 2 lignes de réponse situées au centre du champ de vue est supérieure à celle entre 2 lignes de réponse au bord du champ de vue.

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 (équation II.25) . Cette méthode de correction nécessite de mesurer un très grand nombre de coïncidences. La présence de coïncidences diffusées peut biaiser la mesure des coefficients de normalisation.

### II.3.2.3.2. Correction de l'atténuation

L'atténuation représente le facteur principal de dégradation de l'image, de sorte qu'une correction doit être mise en œuvre pour produire une image représentative de la distribution du traceur. Considérons par exemple deux photons  $\gamma_1$  et  $\gamma_2$  émis au point M lors d'une annihilation au sein d'un patient. Leurs probabilités de détection respectives  $p_1$  et  $p_2$  par les deux détecteurs situés aux points  $D_1$  et  $D_2$  dépendent de l'atténuation qu'ils vont subir sur leur parcours selon les équations suivantes :

$$\begin{aligned}
 p_1 &= \alpha_1 e^{(-\int_M^{D_1} \mu(x) dx)} \\
 p_2 &= \alpha_2 e^{(-\int_M^{D_2} \mu(x) dx)}
 \end{aligned}
 \tag{II.26}$$

Où  $\alpha_1$  et  $\alpha_2$  sont des constantes de proportionnalité,  $\mu$  le coefficient d'atténuation,  $x$  l'épaisseur du matériau traversé en cm. La probabilité  $p$  de détecter l'annihilation est définie par la relation :

$$p = p_1 p_2 = \alpha_1 \alpha_2 e^{(-\int_{D_1}^{D_2} \mu(x) dx)} \quad (\text{II.27})$$

Cette probabilité dépend donc de l'atténuation globale le long de la ligne de réponse, et non pas de la profondeur du point d'émission à l'intérieur du corps imagé. Le phénomène d'atténuation peut donc être corrigé en utilisant une mesure simple des coefficients d'atténuation. Les facteurs de correction d'atténuation sont intégrés dans les coefficients ( $s_i$ ). Ils sont calculés d'après l'équation(II.25).

### II.3.2.3.3. Correction des fortuits

La correction de la dégradation due aux coïncidences fortuites est effectuée par soustraction entre les coïncidences acquises et une estimation des coïncidences fortuites. Cette estimation peut être obtenue par l'utilisation d'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  $\gamma$  détectés après un intervalle de temps supérieur à la fenêtre temporelle de coïncidence générée par la détection d'un premier photon  $\gamma$ , 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, les coefficients de correction des coïncidences fortuites ainsi estimés sont intégrés dans les facteurs ( $\delta_i$ ) (équation II.25). Les coïncidences fortuites peuvent être directement mesurées dans une fenêtre temporelle décalée.

### II.3.2.3.3. Correction des diffusés

Les coïncidences diffusées correspondent à la détection de deux photons d'une même annihilation, mais dont l'un des deux a subi au moins une diffusion Compton lors de son parcours dans l'organisme. Cela a un effet néfaste sur l'acquisition des données. La méthode la plus simple pour estimer la distribution des coïncidences diffusées dans le champ de vue du tomographe considère qu'il existe un seuil critique en énergie en dessous duquel seuls des photons diffusés sont détectés. Ces techniques utilisent 2, 3 ou de multiples fenêtres d'énergies

pour estimer le nombre de photons diffusés. Les facteurs de correction pour les coïncidences diffusées sont ainsi ajoutés aux termes  $(\delta_i)$  (équation II.25). [14][15]

### **Conclusion**

La reconstruction en tomographie par émission (TEP ou TEMP) est un problème inverse puisqu'il s'agit d'estimer l'objet à partir des données mesurées. Ce chapitre a fait le point sur le principe mathématique de base et la problématique de la reconstruction tomographique, en TEP et TEMP ; en particulier, la description détaillée de l'état de l'art des différentes approches pour la résolution du problème inverse à savoir les méthodes analytiques et itératives. Les corrections effectuées aux différents phénomènes dégradant la qualité des images reconstruites sont aussi abordées.

# Chapitre 3

## Résultats et discussions

## Chapitre III. Résultats et discussions

### Introduction

Différentes méthodes ont été utilisées pour la résolution du problème inverse en tomographie par émission photonique. Les plus connues sont les méthodes analytiques, les méthodes itératives algébriques et les méthodes itératives statistiques. Afin de poursuivre les travaux réalisés dans les années passées [21], [25], [27] sur la reconstruction des images tomographiques, nous avons choisi dans nos applications les méthodes itératives statistiques MLEM et sa version accélérée OSEM détaillées dans le chapitre(II).

La méthode OSEM est une approche trop utilisée en routine clinique, elle permet d'accélérer la reconstruction des images en tomographie par émission. Dans le chapitre présent, nous allons étudier qualitativement et quantitativement cette méthode ; afin de vérifier l'efficacité de cet algorithme nous allons passer par une étude comparative entre les résultats obtenus par cette dernière et ceux obtenus par la méthode MLEM. Quantitativement, nous allons étudier la variation des critères d'évaluation « comme le rapport signal sur bruit crête (PSNR), information de bord transféré (TEI), l'information mutuelle (MI), l'indice de similarité structurelle (MSSIM) et l'erreur relative de la norme L2 (RLNE) » en fonction de différents paramètres d'entrées tels que le nombre de projections, le nombre d'itérations et le nombre de sous-ensembles pour des images fantômes et réelles.

A la fin de ce chapitre, nous allons présenter notre interface graphique réalisée qui incorpore les approches statistiques étudiés pour diverses coupes réelles « TEP et TEMP ».

### III.1. Données utilisées

Dans nos applications, nous avons choisi différents types d'images pour les images fantômes et les images réelles.

#### III.1.1. Fantôme

Pour les images scintigraphies fantômes, nous avons choisi trois types d'images de taille (128×128), la première est un fantôme de « Jaszczak » (la figure III.1.a), la deuxième est une sphère (la figure III.1.b), la troisième est une image cérébrale TEP (figure-III.1.b),

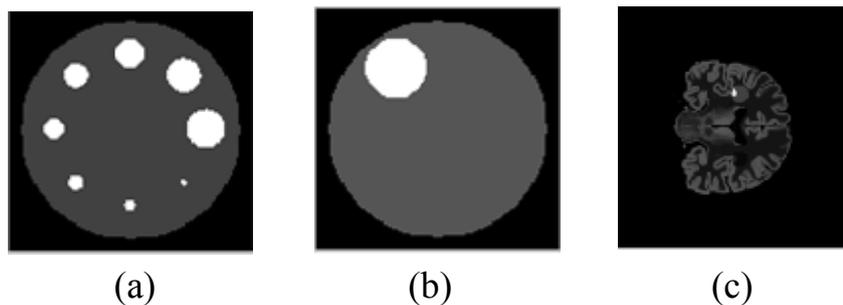


Figure III.1- Images (a), (b) fantôme, (c) TEP cérébrale.

### III.1.2. Images réelles

Nous avons choisi dans nos applications les images TEMP et TEP.

#### III.1.2. 1. Images TEMP

Nous avons utilisé trois types d'images réelles (voir figure III.2) de taille (128×128), elles sont obtenues à partir d'un examen de scintigraphie au niveau du service de médecine nucléaire CHU de Tlemcen par une gamma-caméra double têtes de général électrique (GE) ; le technétium ( $^{99m}\text{Tc}$ ) est le radiotracteur utilisé pendant l'examen.

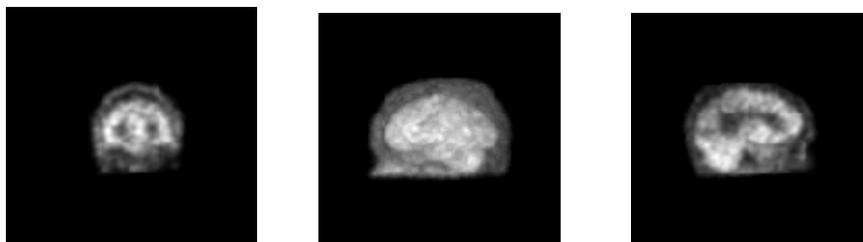


Figure III.2- Différentes images TEMP cérébrales

#### III.1.2. 2. Image TEP

Les données réelles utilisées présentent trois images cérébrales (voir Figure III. 3).de taille (128×128), obtenues par la caméra TEP de Siemens. Ces images sont téléchargées d'une base de données « cancer Imaging archive [28]. »

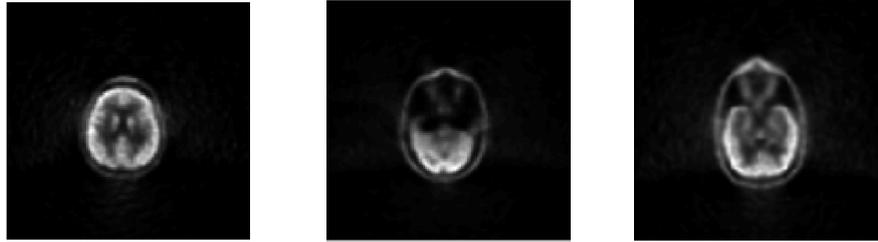


Figure III. 3- Différentes images TEP cérébrales

## III.2. Algorithmes de reconstruction

Dans nos applications, nous avons étudié la reconstruction des images tomographiques par émission en choisissant la méthode itérative statistique OSEM. Afin de vérifier l'efficacité de cette dernière, nous avons essayé de la comparer avec la méthode MLEM.

### III.2.1. MLEM

La méthode itérative statistique MLEM (maximisation de l'espérance du maximum de Vraisemblance) permet de calculer le maximum de vraisemblance à partir de données incomplètes. Il s'agit de minimiser à chaque itération l'écart entre projections estimées et mesurées en déterminant la solution qui maximise une fonction de vraisemblance. Cette approche consiste à prendre l'ensemble des projections pour le calcul d'une seule itération.

### III.2.2. OSEM

La méthode itérative statistique OSEM (maximisation de l'espérance des sous-ensembles ordonnés) est une version accélérée de la méthode MLEM qui est reposée sur une modélisation probabiliste du problème.

Les projections mesurées par le détecteur de rayons gamma sont partitionnées sur un nombre de sous-ensembles ordonnés, ensuite l'image est estimée en appliquant l'algorithme MLEM sur chaque sous-ensembles à chaque itération.

La figure (III.4) représente l'organigramme de la reconstruction des images tomographiques par émission en utilisant les méthodes statistiques.

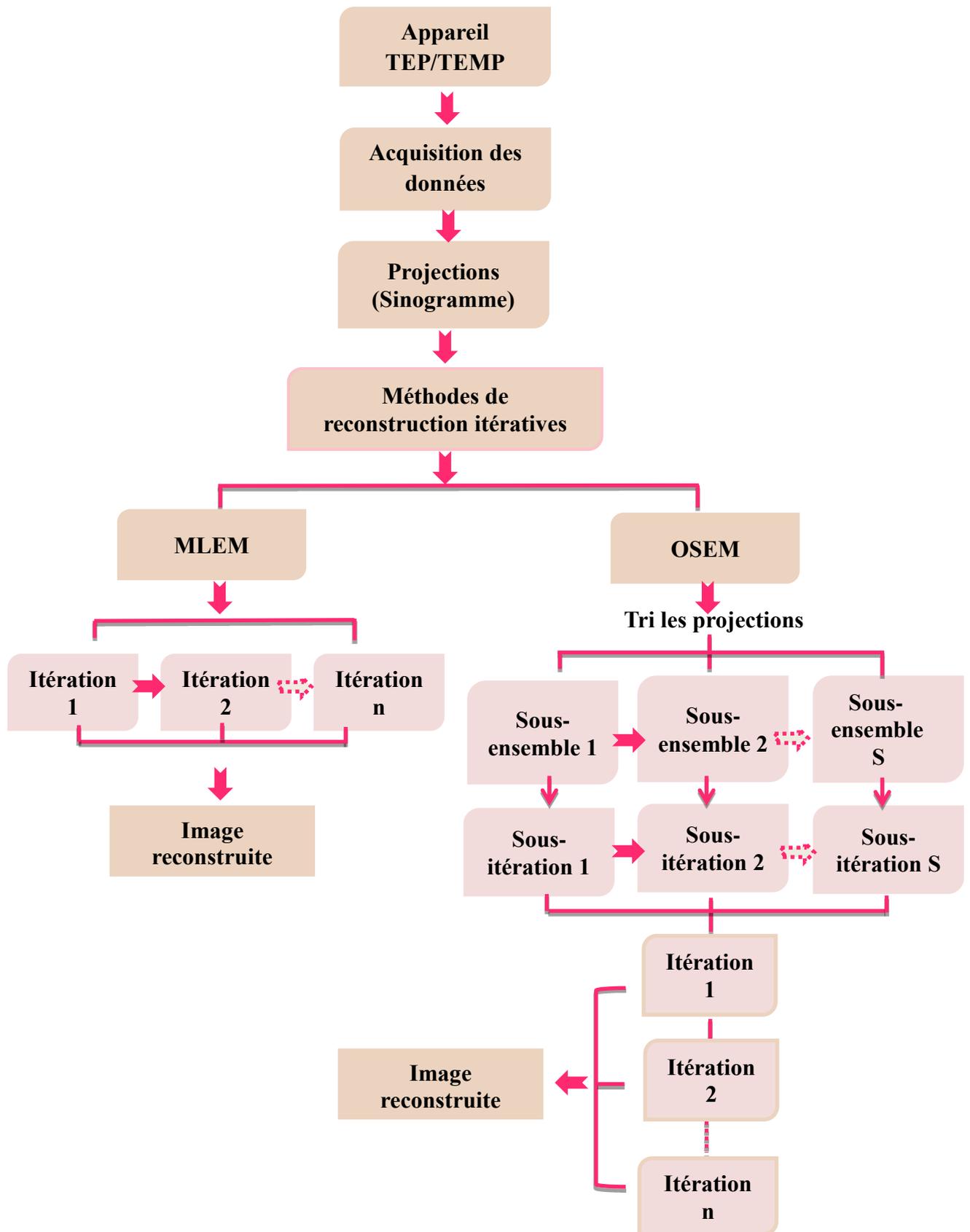


Figure III.4- Organigramme résume la reconstruction des images tomographiques par émission par les méthodes statistiques.

### III.3. Critères d'évaluation

La reconstruction des images tomographiques est implémentée sur un PC (Acer processeur Intel Core, 1.7 GHZ, 4GB, 64bit) en utilisant le langage de programmation Matlab version R2014a. Afin de vérifier les performances de notre algorithme, certains paramètres d'évaluations sont étudiés tels que PSNR, TEI, MI, MSSIM et RLNE.

#### III.3.1. Rapport signal sur bruit crête (PSNR)

Le rapport signal sur bruit (Peak signal-to-noise ratio) mesure la qualité de la reconstruction par rapport à l'image originale. Tout de même, ce rapport est en fonction de MSE (erreur quadratique moyenne) elle est définie par :

$$MSE = \frac{1}{N \times M} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (x(i, j) - y(i, j))^2 \quad (III.1)$$

x représente l'image originale, y représente l'image reconstruite, M et N sont le nombre de lignes et de colonnes respectivement.

Le PSNR est défini par :

$$PSNR = 10 \log \left( \frac{255}{\sqrt{MSE}} \right) \quad (III.2)$$

Une faible valeur du PSNR signifie que l'image reconstruite est de mauvaise qualité.

#### III.3.2. Information de bord transféré (TEI)

L'information de bord transféré est définie par la relation :

$$TEI = Q_g^{\hat{x}\hat{x}} Q_a^{\hat{x}\hat{x}} \quad (III.3)$$

$Q_g^{\hat{x}\hat{x}}$   $Q_a^{\hat{x}\hat{x}}$  sont les valeurs de préservation de la résistance du bord et de l'orientation. TEI mesure la quantité d'informations de bord que l'échantillonnage reconstruit en utilisant un détecteur de bord Sobel qui calcule l'approximation de dérivation horizontale  $G_x$  et l'approximation de dérivation verticale  $G_y$  avec une opération de convolution.

$$G_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix} * f \quad G_y = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}$$

### III.3. 3.Information mutuelle(MI)

Pour deux images données  $p_i, p_j$  l'information mutuelle permet de mesurer leur ressemblance. Le calcul d'information mutuelle de deux images est basé sur la densité conjointe de probabilité des niveaux de gris des images. Elle peut être donné par :

$$IM(i, j) = \sum_{i,j} p_{i,j} \cdot \log \frac{p_{i,j}}{p_i p_j} \quad (\text{III.4})$$

### III.3.4. Indice de similarité structurelle moyen(MSSIM)

SSIM est une mesure de similarité entre deux images numériques. Elle a été développée pour mesurer la qualité visuelle d'une image déformée, par rapport à l'image originale. L'idée de SSIM est de mesurer la similarité de structure entre les deux images, plutôt qu'une différence pixel à pixel. La métrique SSIM est calculée sur plusieurs fenêtres d'une image. On note  $x$  et  $y$  l'image originale et l'image déformée respectivement.

La similarité compare la luminance, le contraste et la structure entre chaque couple de fenêtres.

La fonction de comparaison de la luminance est de la forme :

$$L(x, y) = \frac{2\mu_x \mu_y + (k_1 L)^2}{\mu_x^2 + \mu_y^2 + (k_1 L)^2} \quad (\text{III.5})$$

$k_1$  est une constante de très faible valeur. La constante  $(k_1 L)^2$  évite l'instabilité de la fonction de comparaison lorsque  $\mu_x^2 + \mu_y^2$  sont très proches de zéro.

La fonction de comparaison de contraste est définie par :

$$C(x, y) = \frac{2\sigma_{xy} + (k_2 L)^2}{\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + (k_2 L)^2} \quad (\text{III.6})$$

Où  $k_2$  est une constante de très faible valeur.

La comparaison de structure est réalisée par la corrélation entre les deux vecteurs après soustraction de la luminance et normalisation par la variance. Notons que la corrélation entre les deux vecteurs est une mesure simple et effective de la similarité structurelle. Alors la fonction de comparaison structurelle est donnée par :

$$S(x, y) = \frac{2\sigma_{xy} + (k_2 L)^2}{\sigma_x \sigma_y (k_2 L)^2} \quad (\text{III.7})$$

La mesure de similarité résultante des trois comparaisons est donnée par une expression simplifiée de l'index de similarité structurelle entre  $x$  et  $y$  :

$$SSIM(x, y) = \frac{2\mu_x \mu_y + (k_1 L)^2}{\mu_x^2 + \mu_y^2 + (k_1 L)^2} * \frac{2\sigma_{xy} + (k_2 L)^2}{\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + (k_2 L)^2} \quad (III.8)$$

Donc le MSSIM est déterminé par :

$$MSSIM(x, y) = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^M SSIM(x, y) \quad (III.9)$$

Où  $x$  et  $y$  sont les images de référence et reconstruite respectivement,  $M$  est le nombre total de fenêtres locales dans l'image. Une image parfaitement reconstruite a un MSSIM égal à 1.

### III.3. 5. Erreur relative de la norme L 2 (RLNE)

L'erreur relative de la norme L 2 (RLNE) calcule l'erreur de reconstruction, elle est définie par :

$$RLNE(\hat{x}) = \frac{\|\hat{x} - \tilde{x}\|_2}{\tilde{x}_2} \quad (III.10)$$

Elle est utilisée pour mesurer la différence entre l'image reconstruite  $\hat{x}$  et l'image  $\tilde{x}$  entièrement échantillonnée.

## III.4. Résultats de la reconstruction OSEM

La méthode itérative statistique OSEM (maximisation de l'espérance des sous-ensembles ordonnés) utilise une formulation probabiliste du problème de reconstruction, elle suppose que les données mesurées (projections) obéissent à une statistique de poisson. Elle est implémenté afin d'accélérer la convergence de la méthode MLEM pour la reconstruction des images fonctionnelles. Dans notre travail, nous avons appliqué cette méthode sur les images fantômes et réelles. Avant de passer à l'étape de reconstruction nous avons ajouté à nos données brutes (sinogramme) un bruit de poisson.

### III.4. 1. Images Fantômes

Pour les images fantômes, les figures (III.5) et (III.6) représentent un exemple de reconstruction utilisant la méthode OSEM. Les figures (III.5 a), (III.5 b) (III.5 c) représentent respectivement l'image fantôme « Jaszczak », son sinogramme utilisant 120 projections et l'image reconstruite par la méthode OSEM en utilisant 32 sous-ensembles et 50 itérations.

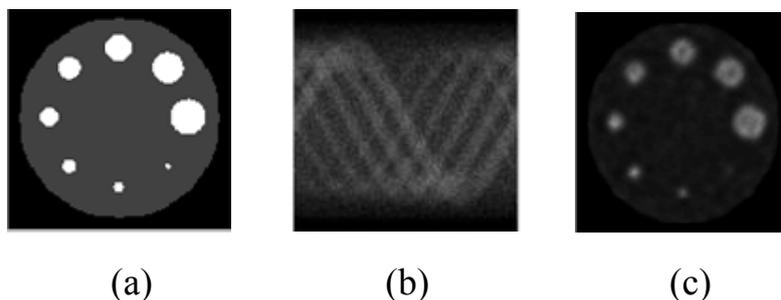


Figure III.5 –(a)-image fantôme, (b)-sinogramme, (c)-image reconstruite.

Les figures (III.6 a), (III.6 b) (III.6 c) représentent respectivement un autre type d'image fantôme, son sinogramme utilisant 120 projections et l'image reconstruite par la méthode OSEM en utilisant 32 sous-ensembles et 50 itérations.

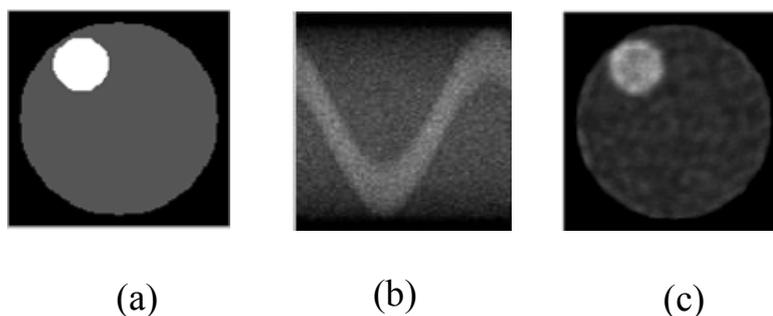


Figure III.6 –(a)-image fantôme, (b)-sinogramme, (c)-image reconstruite.

Dans ces applications, nous avons essayé d'étudier la variation des critères d'évaluation « à savoir : le rapport signal sur bruit crête (PSNR), l'information de bord transféré (TEI), l'information mutuelle (MI), l'indice de similarité structurelle moyen (MSSIM), l'erreur relative de la norme L2 (RLNE) » en fonction de différents paramètres tels que le nombre de projections, le nombre d'itérations et le nombre de sous-ensembles.

### III.4. 1.1. Nombre de projection

Dans cette expérimentation, nous avons essayé de tester l'effet de la variation du nombre de projections sur la qualité de l'image reconstruite. En choisissant un nombre d'itérations de 50 et un nombre de sous-ensembles de 32, les figures (III.7-a, b, c, d, e, f, g) représentent respectivement les images fantômes « Jaszczak » reconstruites par la méthode OSEM pour les différents nombre de projections : 50, 80, 120, 150, 180 et 360.

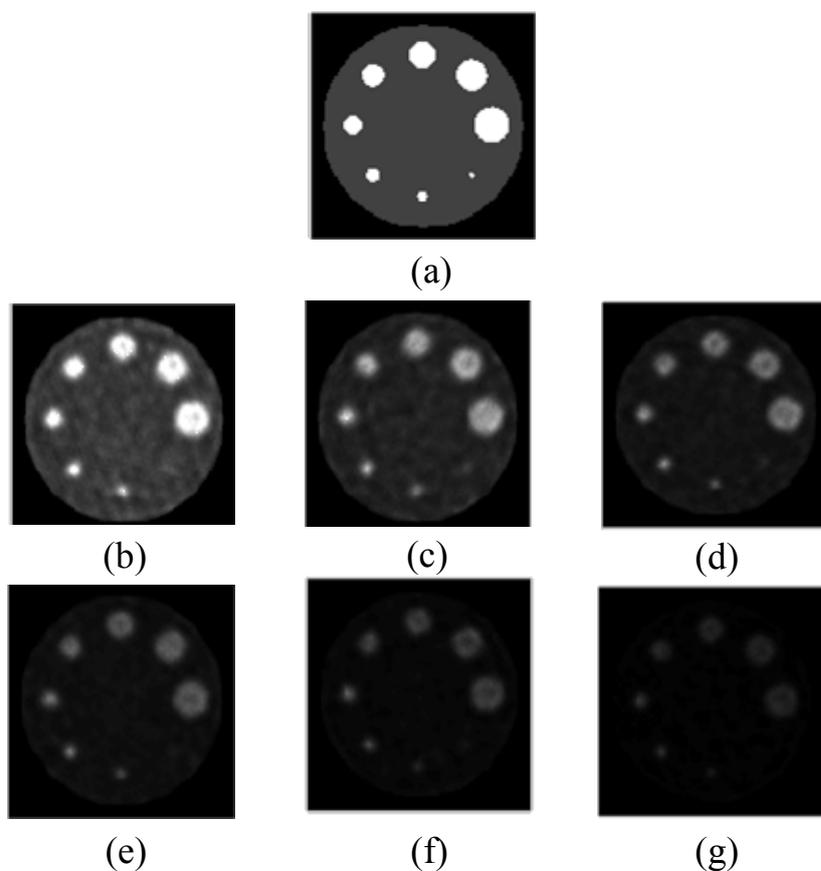


Figure III.7 : reconstruction par OSEM en fonction de nombre de projections avec a) l'image initiale, b) 50, c) 80, d) 120, e) 150, f) 220, g) 360 projections

Quantitativement, nous avons essayé d'étudier les paramètres d'évaluation 'le PSNR, TEI, MI, MSSIM, RLNE' en fonction du nombre de projections, le tableau (III.1) représente les résultats de reconstruction en choisissant un nombre de projection de 50, 64, 80, 120, 150, 180, 220, 290 et 360.

Tableau III.1. Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections.

<b>critères d'évaluation</b>	50	64	80	120	150	180	220	290	360
<b>PSNR</b>	14.9997	15.6593	15.7790	16.7480	17.4046	17.9735	18.5489	20.2288	22.3224
<b>TEI</b>	0.1495	0.1840	0.1911	0.2548	0.2975	0.3277	0.3679	0.4764	0.5987
<b>MI</b>	0.7862	0.8069	0.8168	0.8465	0.8580	0.8777	0.8938	0.9251	0.9414
<b>MSSIM</b>	0.7883	0.8041	0.8147	0.8388	0.8530	0.8667	0.8774	0.9064	0.9350
<b>RLNE</b>	0.2238	0.2074	0.2046	0.1830	0.1697	0.1589	0.1487	0.1226	0.0963

De même, les figures (III.8-a, b, c, d, e, f, g) illustrent l'autre image fantôme reconstruite en utilisant 50, 80, 120, 150, 180 et 360 projections respectivement. Le tableau (III.2) montre les résultats quantitatifs de reconstruction en utilisant un nombre de projection de 50, 64, 80, 120, 150, 180, 220, 290 et 360.

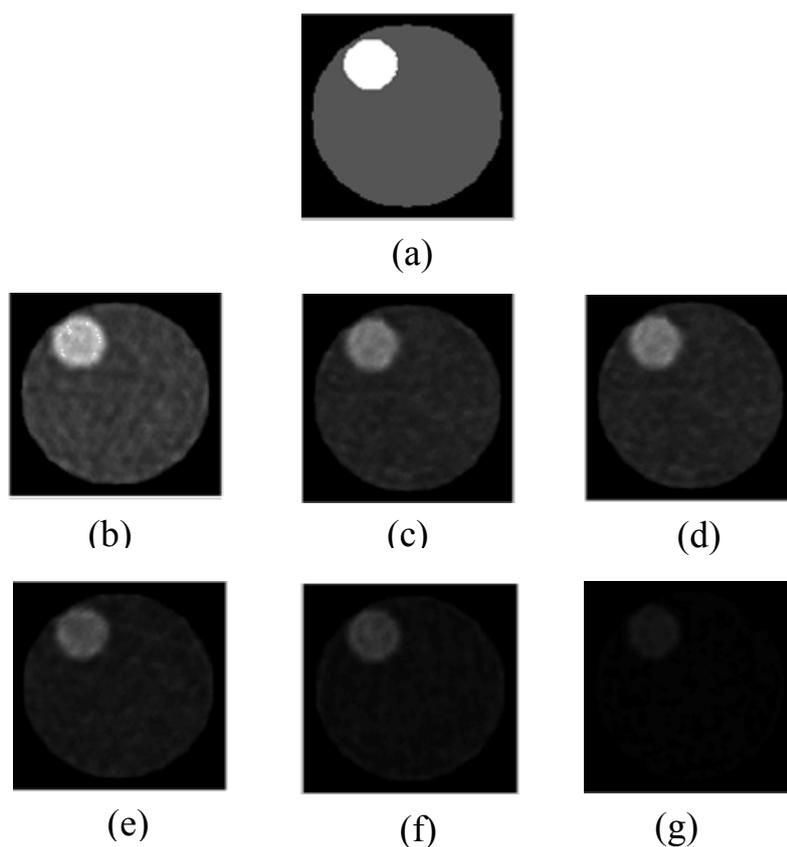


Figure III.8: Images fantôme reconstruites avec a) l'image initiale, b) 50, c) 80, d) 120, e) 150, f) 180 et g) 360 projections

Tableau III.2. Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections.

critères d'évaluation	50	64	80	120	150	180	220	290	360
<b>PSNR</b>	15.3485	15.4259	15.8141	16.8630	17.3497	18.2083	19.0293	20.7446	22.3305
<b>TEI</b>	0.1613	0.1665	0.2025	0.2698	0.2926	0.3506	0.3972	0.5146	0.6048
<b>MI</b>	0.7975	0.8013	0.8142	0.8343	0.8605	0.8825	0.9048	0.9299	0.9421
<b>MSSIM</b>	0.8091	0.8119	0.8166	0.8442	0.8532	0.8701	0.8867	0.9152	0.9356
<b>RLNE</b>	0.2150	0.2131	0.2038	0.1806	0.1707	0.1547	0.1407	0.1155	0.0962

Les résultats qualitatifs et quantitatifs montrent que lorsqu'on augmente le nombre de projection, le PSNR, TEI, MI, MSSIM accroît et le RLNE décroît. Cela signifie que la qualité d'image reconstruite s'améliore. C'est-à-dire plus le nombre de projections est élevées plus l'image reconstruite est meilleurs.

### III.4. 1.2. Nombre de sous-ensembles

Dans cette section, nous avons étudié la variation des paramètres de performance en fonction du nombre de sous-ensembles, et ceci en fixant un nombre d'itérations de 50 et un nombre de projections de 360.

Les figures (III.9-a, b, c, d, e) illustrent respectivement les images fantômes « Jaszczak » reconstruites à partir de différents sous-ensembles choisis (de 8, 22, 50, et 140 sous-ensembles). Afin de mieux visualiser l'effet de variation du nombre de sous-ensembles sur la qualité de reconstruction, nous avons choisi les images en échelle couleurs.

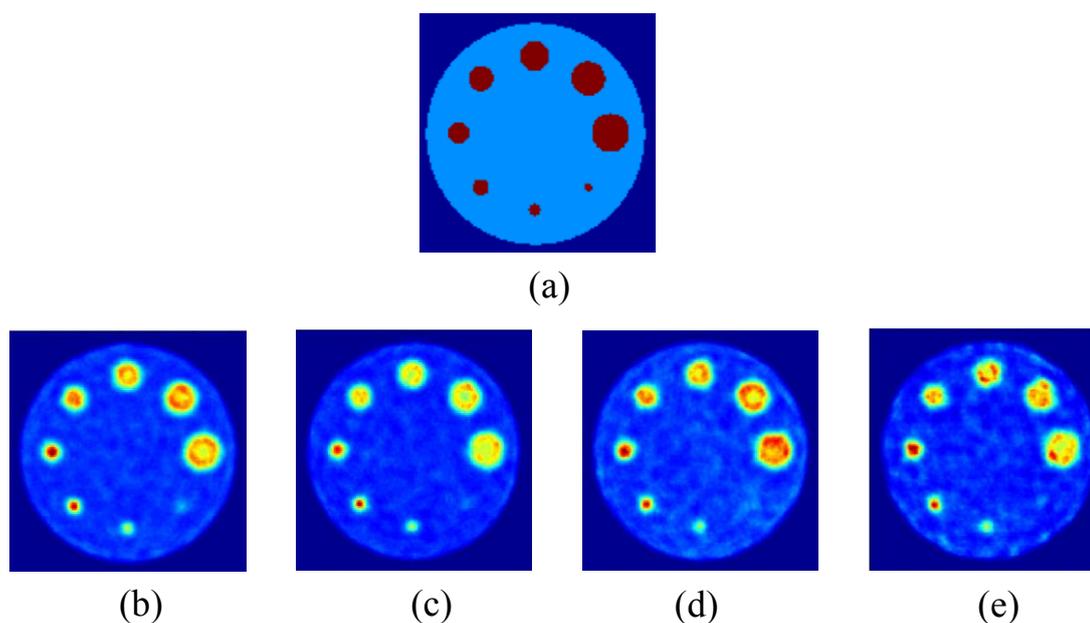


Figure III.9: image reconstruite pour un nombre de sous-ensembles b) 8, c)22, d) 50,e)140, avec a) l'image initiale.

Le tableau (III.3) représente les résultats obtenus en faisant varier le nombre des sous-ensembles de 8, 16, 22, 32, 50, 64, 75,140 et 200.

Tableau III.3. Critères d'évaluation en fonction des sous-ensembles.

<b>critères d'évaluation</b>	8	16	22	32	50	64	75	140	200
<b>PSNR</b>	21.8878	22.1739	22.2671	22.3224	22.1979	22.0158	21.9026	21.1956	20.7644
<b>TEI</b>	0.5770	0.5871	0.5984	0.5987	0.5904	0.5857	0.5743	0.5430	0.5392
<b>MI</b>	0.9410	0.9411	0.9413	0.9414	0.9411	0.9354	0.9335	0.9223	0.9196
<b>MSSIM</b>	0.9293	0.9326	0.9341	0.9350	0.9335	0.9325	0.9298	0.9253	0.9239
<b>RLNE</b>	0.1013	0.0980	0.0969	0.0963	0.0977	0.0998	0.1011	0.1097	0.1152

Nous avons pensé aussi dans nos applications d'enregistrer le temps nécessaire de reconstruction de nos algorithmes, le tableau(III.4) affiche le temps de reconstruction en fonction des sous-ensembles choisissent (de 8, 16, 22, 32, 50, 64, 75,140 et 200 sous-ensembles).

Tableau III.4. Temps de reconstruction en fonction de nombre de sous-ensembles.

<b>Sous-ensembles</b>	8	16	22	32	50	64	75	140	200
<b>Temps(s)</b>	2378.56	1201.34	845.29	591.91	379.35	333.02	272.10	160.55	111.12

Même expérience a été refaite pour le fantôme sphère. Le tableau (III.5) affiche les résultats obtenus en faisant varier le nombre des sous-ensembles 8, 16, 22, 32, 50, 64, 75,140 et 200 respectivement, et le tableau(III.6) affiche le temps de reconstruction en fonction des sous-ensembles choisissent « de 8, 16, 22, 32, 50, 64, 75,140 et 200 sous-ensembles ».

.la figure (III.10-a, b, c, d, e) illustre les images reconstruite pour 8, 32, 64 et 140 sous-ensembles.

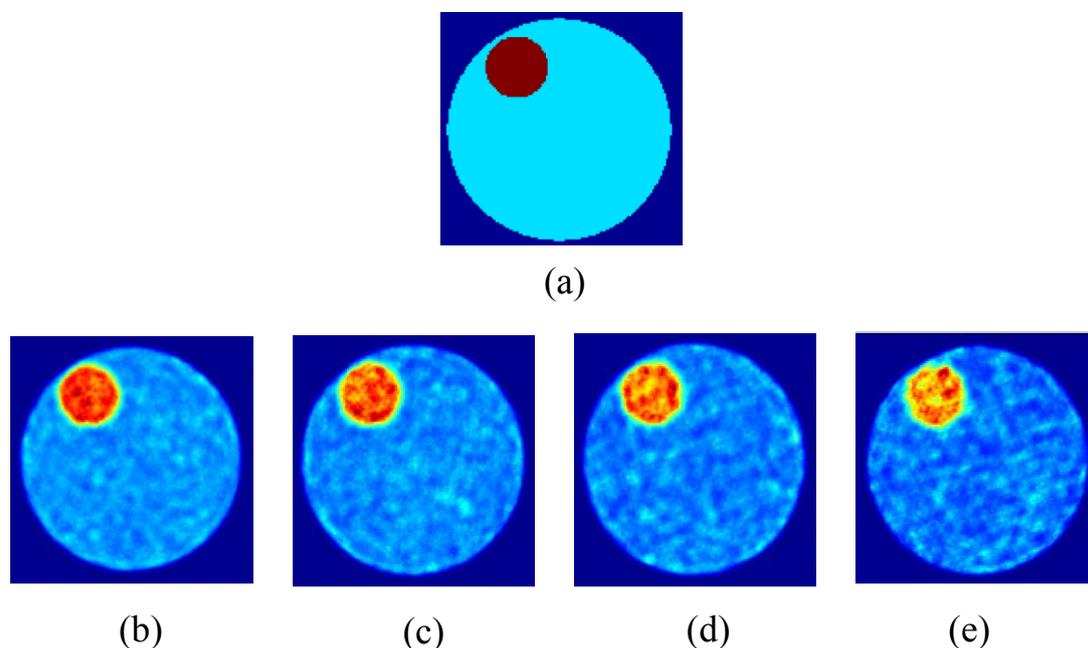


Figure III.10: image reconstruite pour un nombre de sous-ensembles b) 8, c)32, d) 64,e)140, avec a) l'image initiale.

Tableau III.5. Critères d'évaluation en fonction des sous-ensembles.

critères d'évaluation	8	16	22	32	50	64	75	140	200
<b>PSNR</b>	21.8624	22.2649	22.3107	22.3305	22.1145	21.8087	21.7206	21.5294	21.3210
<b>TEI</b>	0.5847	0.5867	0.6031	0.6048	0.6033	0.5739	0.5727	0.5551	0.5273
<b>MI</b>	0.9364	0.9401	0.9407	0.9421	0.9384	0.9368	0.9360	0.9290	0.9263
<b>MSSIM</b>	0.9300	0.9343	0.9355	0.9356	0.9350	0.9309	0.9284	0.9274	0.9250
<b>RLNE</b>	0.1016	0.0970	0.0964	0.0962	0.0986	0.1022	0.1032	0.1055	0.1081

Tableau III.6. Temps de reconstruction en fonction de nombre de sous-ensembles.

Sous-ensembles	8	16	22	32	50	64	75	140	200
<b>Temps(s)</b>	2285.26	1208.90	867.91	571.7	366.93	323.37	263.7	165.96	113.59

Les résultats des images reconstruites et des tableaux montrent que le choix d'un nombre de sous-ensembles élevé accélère la reconstruction. Par conséquent, ceci a un effet direct sur le facteur temps, d'autre part, ce nombre de sous-ensembles influent sur la qualité d'image, la valeur du PSNR ou des autres paramètres tels que (TEI, MI, MSSIM) augmente jusqu'à une valeur optimale (correspond à 32 sous-ensembles) et revient de décroît après cette valeur ; par contre, la valeur de l'erreur 'RLNE' diminue jusqu'à un nombre de sous-ensembles de 32 et augmente après celui-ci. Donc le choix de sous-ensembles est un facteur important dans la détermination de la rapidité de calcul et la convergence de l'algorithme vers la solution.

### **III.4. 1.3. Nombre d'itérations**

Dans cette partie, nous avons fixé le nombre de projections à 360, le nombre de sous-ensembles à 32 et nous avons essayé de varier le nombre d'itérations, nous avons pris les valeurs : 5, 10, 15, 30, 50, 80, 120, 180 et 280 itérations. Les images reconstruites sont illustrées sur la figure (III.11-b, c, d, e, f, g,) en choisissant 5, 15, 50, 120, 180 et 280 itérations. Les résultats quantitatifs sont représentés sur le tableau (III.7), le tableau(III.8) représente le temps de reconstruction en fonction du nombre d'itérations. Pour mieux visualiser l'effet de variation de nombre des itérations nous avons pris les images en échelle couleurs.

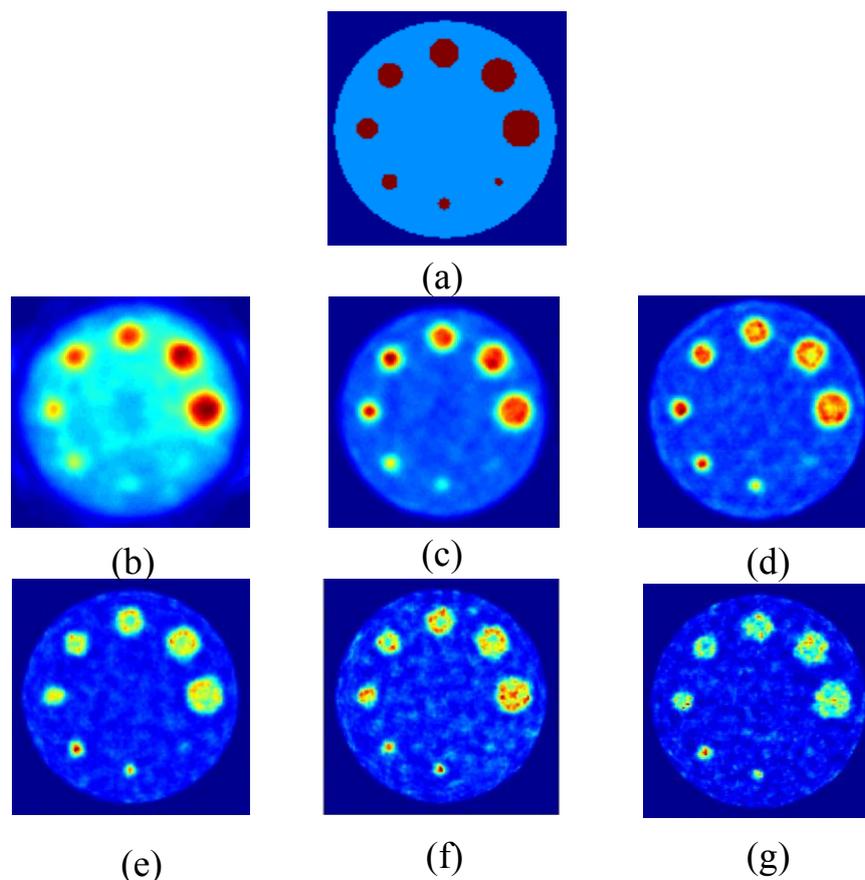


Figure III.11-Images fantôme reconstruites avec a)l' image initiale, b) 5,c) 15, d) 50, e) 120, f) 180 et g) 280 itérations

Tableau (III.7) paramètres d'évaluation en fonction des itérations.

critères d'évaluation	5	10	15	30	50	80	120	180	220	280
<b>PSNR</b>	10.706	16.3590	18.4915	20.8497	22.3224	23.1469	23.8914	24.0746	24.3529	25.2383
<b>TEI</b>	0.0435	0.2584	0.3829	0.5168	0.5957	0.6324	0.6441	0.6638	0.6816	0.6974
<b>MI</b>	0.8688	0.9202	0.9240	0.9392	0.9414	0.9379	0.9338	0.9311	0.9339	0.9385
<b>MSSIM</b>	0.6860	0.7491	0.7822	0.8930	0.9350	0.9497	0.9598	0.9631	0.9642	0.9651
<b>RLNE</b>	0.3669	0.1914	0.1497	0.1141	0.0963	0.0876	0.0804	0.0787	0.0762	0.0688

Tableau (III.8) temps de reconstruction en fonction des itérations,

itérations	5	10	15	30	50	80	120	180	220	280
<b>Temps(s)</b>	57.41	113.01	170.95	343.06	591.91	918.05	1383.11	2110.45	2603.07	3234.25

De la même manière, nous avons appliqué l'autre fantôme (sphère) sur notre algorithme. La figure (III.12.a, b, c, d, e, f, g) illustre les résultats des images reconstruites en fonction s de 5, 15,50, 120,180 et 280 itérations. Les critères de performance sont représentés par le tableau (III.9) et le temps nécessaire pour reconstruire une image est représenté par le tableau (III.10) en fonction de 5, 10, 15, 30, 50, 80, 120, 180, 220,280 itérations.

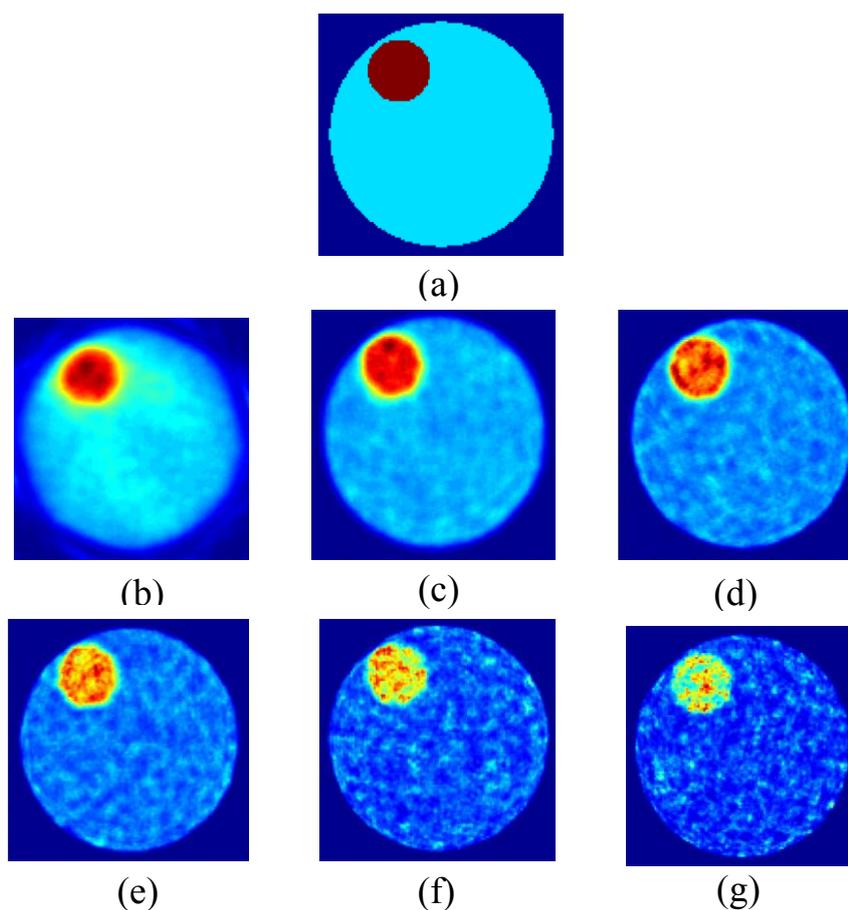


Figure III.12-Images fantôme reconstruites avec a)l'image initiale, b) 5,c) 15, d) 50, e) 120, f) 180 et g) 280 itérations

Tableau (III.9) paramètres d'évaluation en fonction des itérations.

<b>critères d'évaluation</b>	5	10	15	30	50	80	120	180	220	280
<b>PSNR</b>	10.7347	16.4358	18.9591	20.9783	22.3305	23.3764	23.9474	24.4026	24.8402	25.4921
<b>TEI</b>	0.0573	0.2363	0.3790	0.5415	0.6033	0.6335	0.6691	0.6713	0.6885	0.7002
<b>MI</b>	0.8387	0.9383	0.9359	0.9401	0.9351	0.9335	0.9376	0.9357	0.9376	0.9371
<b>MSSIM</b>	0.6842	0.7458	0.7870	0.8975	0.9350	0.9550	0.9603	0.9480	0.9535	0.9496
<b>RLNE</b>	0.3657	0.1897	0.1419	0.1124	0.0962	0.0853	0.0799	0.0758	0.0721	0.0669

Tableau (III.10) temps de reconstruction en fonction des itérations.

itérations	5	10	15	30	50	80	120	180	220	280
Temps(s)	56.93	114.12	174.63	344.51	571.70	918.08	1365.83	2059.95	2521.57	3235.09

Les résultats quantitatifs montrent que plus le nombre des itérations est élevées plus l'algorithme converge vers la solution, puisque cette approche trouve à chaque itération la solution qui minimise l'écart entre projections estimées et mesurées pour calculer un facteur correctif. Cependant, cette augmentation du nombre d'itérations est couteuse en temps de calcul.

A partir de plusieurs applications réalisées, nous avons observé que l'image reconstruite utilisant un nombre d'itération supérieure à 280 ne présente pas une bonne qualité, cela engendre une amplification de bruit ce qui traduit une diminution de la valeur du PSNR (et les autres paramètres) et une augmentation de la valeur de l'erreur. Le choix du nombre d'itérations conditionne donc le compromis entre la résolution spatiale et le bruit.

Dans les sections précédentes, nous avons expérimenté l'effet de la variation du nombre de projections, d'itérations et de sous-ensembles sur la qualité de l'image reconstruite. Les résultats ont montré que les paramètres optimaux permettant une meilleure performance sont un nombre de projections de 360, un nombre d'itérations de 280 et un nombre de sous-ensembles de 32. Pour cela, nous avons choisi ces valeurs pour la suite de nos applications. Nous avons essayé d'appliquer notre algorithme sur des images TEP cérébrale. Les figures (III.13, 14) représentent des exemples d'application ; les figures (III.13.a, 14.a), (III.13.b, 14.b), (III.13.c, 14.c) Représentent respectivement l'image initiale, son sinogramme et l'image reconstruite pour deux plans : coronal, sagittal. La valeur de PSNR obtenue est de 37.5523.

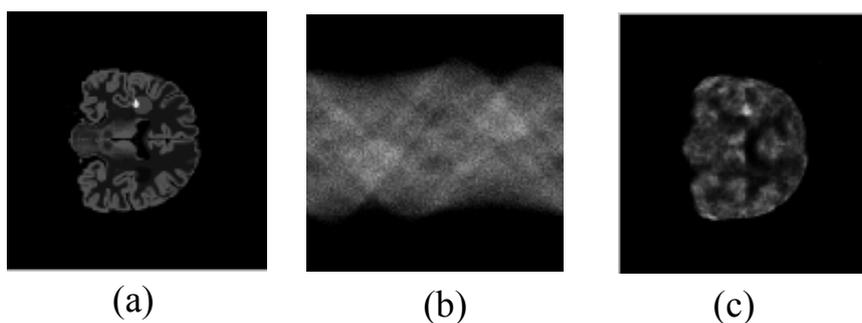


Figure III.13-(a)Image TEP cérébrale« FDG coupe coronale», (b) son sinogramme de 360 projections, (c)l'image reconstruite.

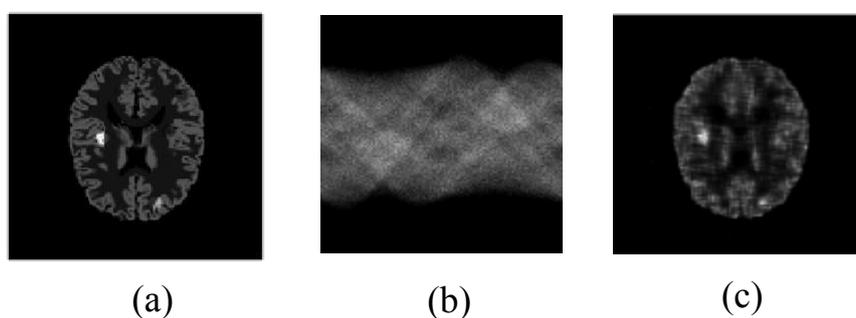


Figure III.14-(a)Image TEP cérébrale« FDG coupe transversale», (b) sinogramme de 360 projections correspond à cette coupe, (c)l'image reconstruite.

Afin de s'assurer de l'efficacité de nos résultats, nous avons essayé dans la partie suivante de comparer nos résultats obtenus par la méthode de reconstruction OSEM avec ceux obtenus par l'approche itérative statistique MLEM.

#### III.4. 1.4. Etude comparative entre MLEM et OSEM

Dans cette partie, nous avons introduit une étude comparative entre les deux méthodes statistiques qui sont basées sur la maximisation de l'espérance MLEM et OSEM. Les critères d'évaluation 'le PSNR, TEI, MI, MSSIM, RLNE' et le temps de reconstruction pour les deux méthodes utilisant un nombre d'itérations de 50, un nombre de projection de 360 et un nombre de sous-ensembles de 32 sont illustrés par le tableau(III.11). La figure(III.15) représente l'image fantôme reconstruite en utilisant les deux approches MLEM et OSEM.

Tableau (III.11) critères d'évaluation et le temps nécessaire de reconstruction obtenus par les deux méthodes statistiques.

Méthode	MLEM	OSEM
PSNR	20.2029	22.3224
TEI	0.4602	0.5957
MI	0.9277	0.9414
MSSIM	0.9052	0.9350
RLNE	0.1229	0.0963
Temps en seconde	12318.74	591.91

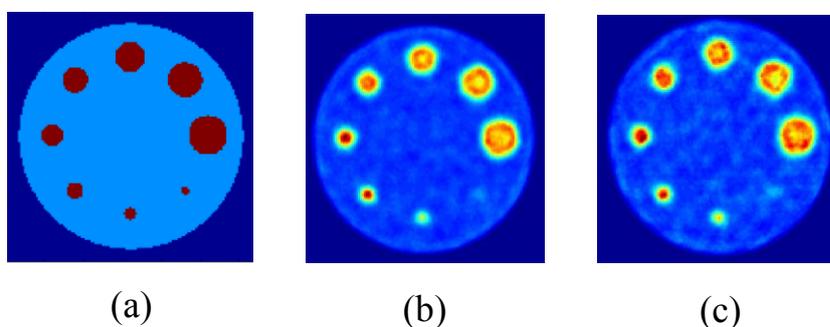


Figure III.15-(a) image fantôme, image reconstruite par la méthode (b) MLEM, (c) OSEM.

Les mêmes applications ont été répétées en utilisant l'autre type fantôme. Les résultats obtenus sont représentés par le tableau (III.12). La figure(III.16) représente l'autre image fantôme reconstruite par les méthodes MLEM et OSEM.

Tableau (III.12) critères d'évaluation et le temps nécessaire de reconstruction obtenus par les deux méthodes statistiques.

La méthode	MLEM	OSEM
PSNR	20.6044	22.3305
TEI	0.4966	0.6033
MI	0.9344	0.9401
MSSIM	0.9114	0.9350
RLNE	0.1174	0.0962
Temps en seconde	12578.69	571.70

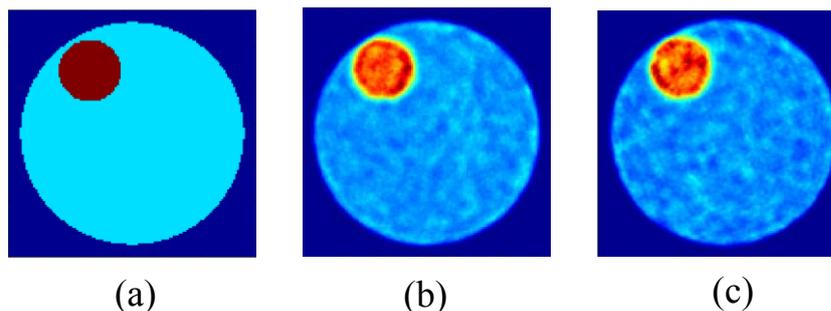


Figure III.16- a) image fantôme, image reconstruite par la méthode (b) MLEM, (c) OSEM.

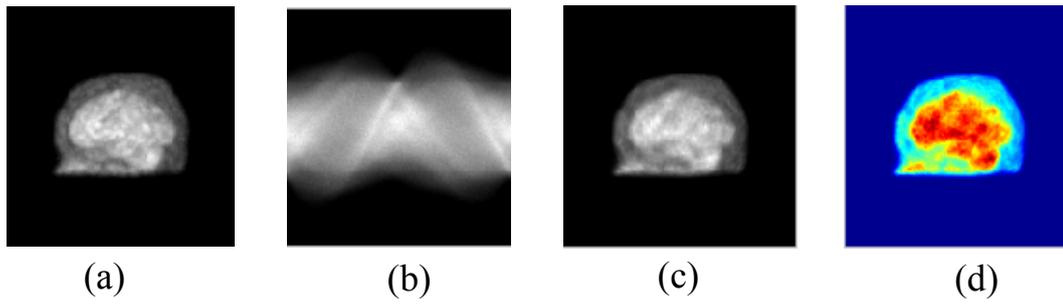
Les résultats montrent l'efficacité de l'approche itérative OSEM. Pour un même nombre de projections et d'itérations, la valeur du PSNR est supérieure à celle du MLEM. En plus, le temps de reconstruction est beaucoup plus réduit par rapport à MLEM, ce qui est plus convenable pour les applications cliniques.

### III.4. 2. Images réelles

Dans cette partie, nous avons présenté certains exemples de reconstruction des images tomographiques « TEMP et TEP par la méthode OSEM. Nous avons passé par la suite par une étude comparative entre les méthodes MLEM et OSEM. Afin d'étudier les performances de notre algorithme, les paramètres d'évaluation tels que « PSNR et MSSIM » ainsi que le temps de reconstruction sont traités.

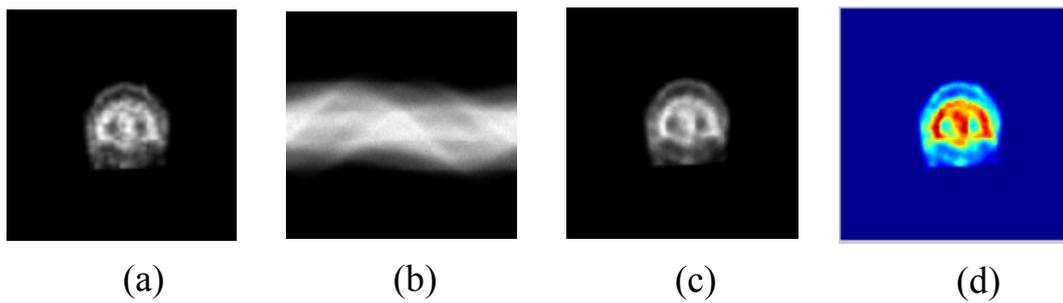
#### III.4. 2.1. Images TEMP

Pour la reconstruction des images TEMP par la méthode OSEM nous avons pris trois types d'images réelles obtenues à partir d'un examen de scintigraphie. Nous avons fixé les paramètres optimaux qui correspondent à 360 projections, 32 sous-ensembles et 280 itérations. Les figures (III.17.a, 18.a, 19.a), (III.17.b, 18.b, 19.b), (III.17.c, 18.c, 19.c), (III.17.d, 18.d, 19.d) représentent respectivement l'image initiale, son sinogramme, l'image reconstruite et l'image reconstruite en couleur. Des paramètres comme « le PSNR et le MSSIM » ainsi que le temps de reconstruction sont évalués et affichés en dessous des figures.



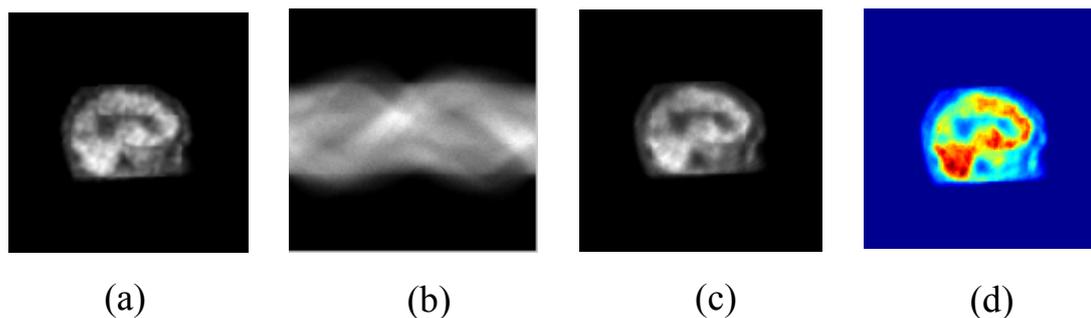
PSNR=32.2619  
 MSSIM =0.8837  
 Temps=171.487477

Figure III.17-image TEMP reconstruites avec a)l'image initiale, b) le sinogramme de 360 projections c)image reconstruite avec 280 itérations, d) image reconstruite en couleur.



PSNR=27.4623  
 MSSIM=0.9022  
 Temps(s)=173.217910

Figure III.18-coupe TEMP reconstruites avec a)l'image initiale (b) sinogramme de 360 projections correspond à cette coupe, (c) l'image reconstruite, d) image reconstruite en couleur.



PSNR=18.5858

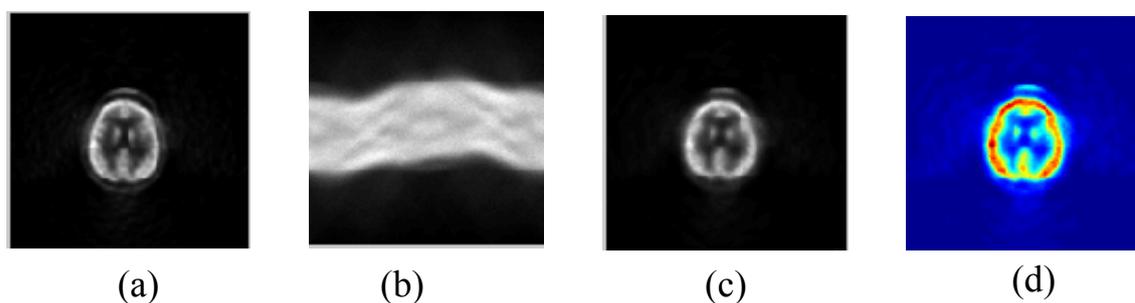
MSSIM=0.7905

Temps(s)=170.627954

Figure III.19-coupe TEMP reconstruites avec a) l'image initiale (b) sinogramme correspond à cette coupe, (c) l'image reconstruite par OSEM, d) image reconstruite en couleur.

### III.4. 2.2. Images TEP

De la même façon, Pour la reconstruction des images TEP par la méthode OSEM nous avons pris trois types d'images réelles obtenues par une caméra TEP. Nous avons fixé les paramètres optimaux qui correspondent à 360 projections, 32 sous-ensembles et 280 itérations. Les figures (III.20.a, 21.a, 22.a), (III.20.b, 21.b, 22.b), (III.20.c, 21.c, 22.c), (III.20.d, 21.d, 22.d) représentent respectivement l'image initiale, le sinogramme correspond à cette coupe, l'image reconstruite et l'image reconstruite en couleur. Des paramètres comme « le PSNR et le MSSIM » ainsi que le temps de reconstruction sont évalués et affichés en dessous des figures.

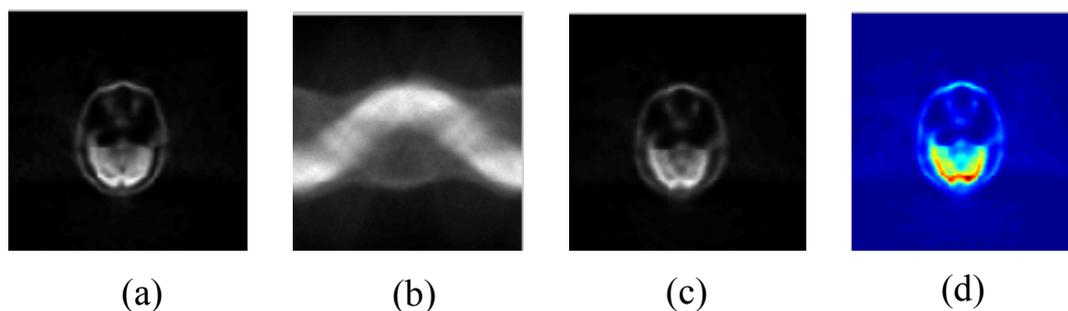


PSNR= 37.9028

MSSIM =0.8746

Temps(s) =166.619421

Figure III.20-(a) image initiale, (b) sinogramme correspond à cette coupe, c) image reconstruite par OSEM 280 itérations, d) image reconstruite en couleur.

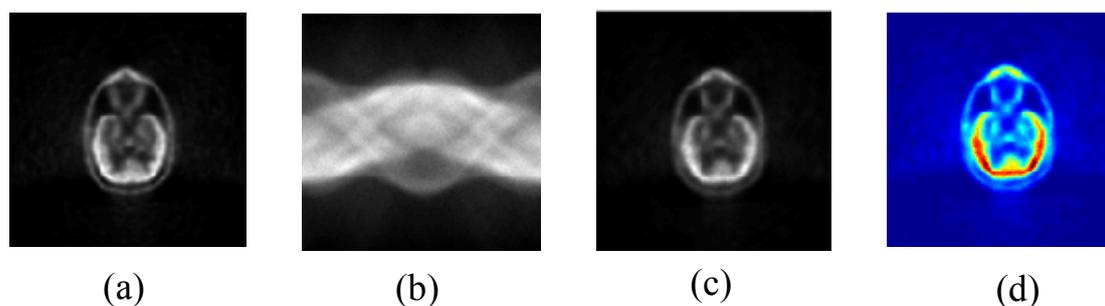


PSNR=38.0384

MSSIM= 0.8863

Temps(s)=170.707333

Figure III.21-(a) image initiale, (b) sinogramme, image reconstruite par OSEM. , d) image reconstruite en couleur.



PSNR=39.5361

MSSIM=0.8646

Temps(s)=170.707178

Figure III.22-(a) image initiale, (b) sinogramme, image reconstruite par OSEM avec 280 itérations, d) image reconstruite en couleur.

Les résultats montrent qu'en choisissant les valeurs optimales, la qualité de l'image reconstruite par la méthode OSEM est plus proche que l'image initiale, le bon choix de ces paramètres nous fournit donc des résultats adéquats. La valeur du PSNR et des autres paramètres varie d'une coupe à une autre cela se tient à l'information contenue dans chaque coupe, aussi les images TEP reconstruites présente quantitativement de bons résultats par rapport aux images TEMP. La section suivante présente une étude comparative entre les deux méthodes statistiques MLEM et OSEM.

### III.4. 2.3. Etude comparative entre MLEM et OSEM

Dans cette section, nous avons comparé les deux approches itératives MLEM et OSEM en utilisant deux images réelles : l'un est une coupe TEP et l'autre une coupe TEMP. Dans ces applications, nous avons choisi un nombre d'itérations de 280, un nombre de projections de 360 et un nombre de sous-ensembles de 32. Les figures(III.23), (III.24) représentent respectivement une image TEMP et une image TEP reconstruite en utilisant les deux approches MLEM et OSEM, les paramètres d'évaluations tels que le PSNR et le MSSIM et le temps nécessaire pour reconstruire une coupe en fonction des deux méthodes MLEM et OSEM sont aussi représentés.

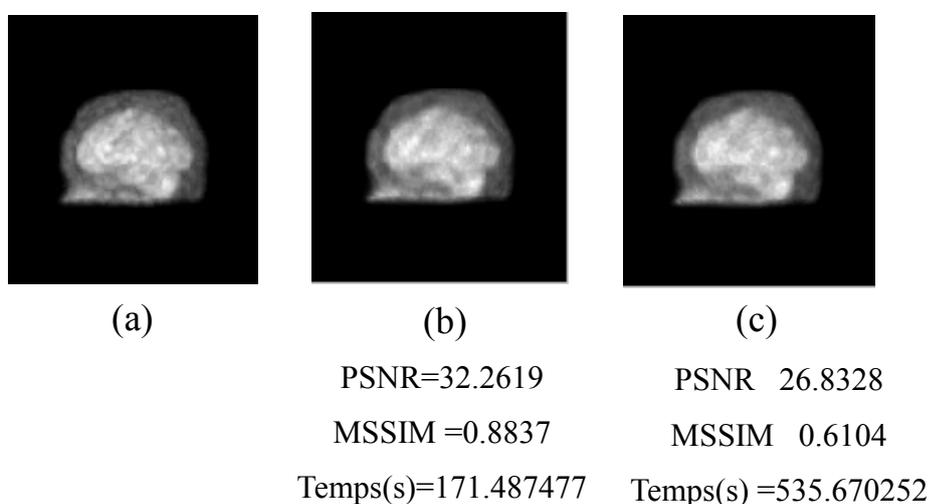


Figure III.23 –(a) image TEMP, image reconstruite par la méthode (b) OSEM, (c) MLEM.

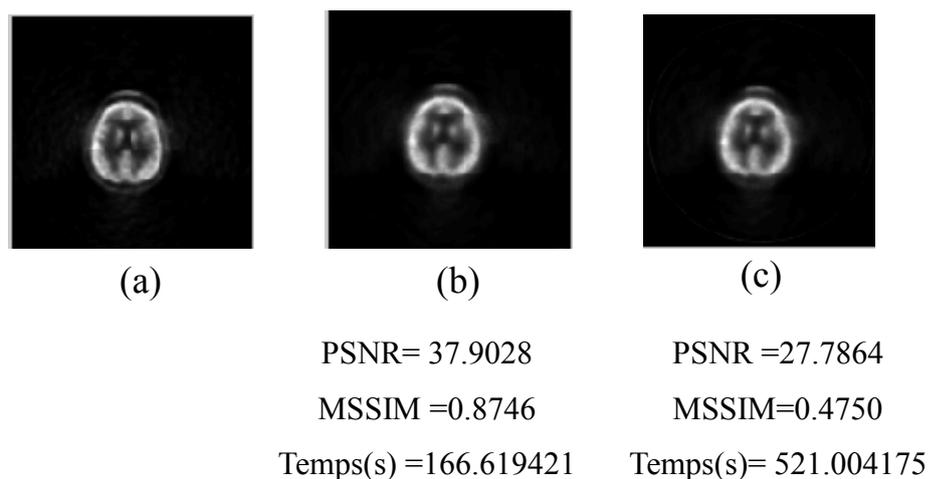


Figure III.24 –(a) image TEP, image reconstruite par la méthode (b) OSEM, (c) MLEM.

Les résultats montrent que la méthode OSEM nous donne une image reconstruite presque identique de l'image initiale. La méthode MLEM nous permet aussi de reconstruire une image de bonne qualité mais avec un PSNR et un MSSIM réduit et un temps de reconstruction plus long comparant à ceux obtenus par OSEM. L'approche OSEM reste donc la plus efficace en termes de qualité et du temps de reconstruction.

### III.5. Développement d'une interface graphique

Dans cette partie, nous avons présenté une simple interface graphique réalisée dans le but de traiter le problème inverse en imagerie nucléaire en utilisant les deux approches itératives 'MLEM et OSEM'. Cette interface incorpore les approches itératives statistiques pour reconstruire des images de format « DICOM » pour les deux modalités TEMP et TEP.

L'interface permet de sélectionner les paramètres d'entrée comme : l'image à reconstruire, le nombre de projections, le nombre des itérations et le nombre des sous-ensembles. Les critères d'évaluation ainsi le temps de reconstruction peuvent être affichés par cette dernière.

L'interface d'accueil représentée par la figure (III.25) permet d'accéder aux autres interfaces, les interfaces qui suivent sont représentées par les figures (III.26), (III.27).

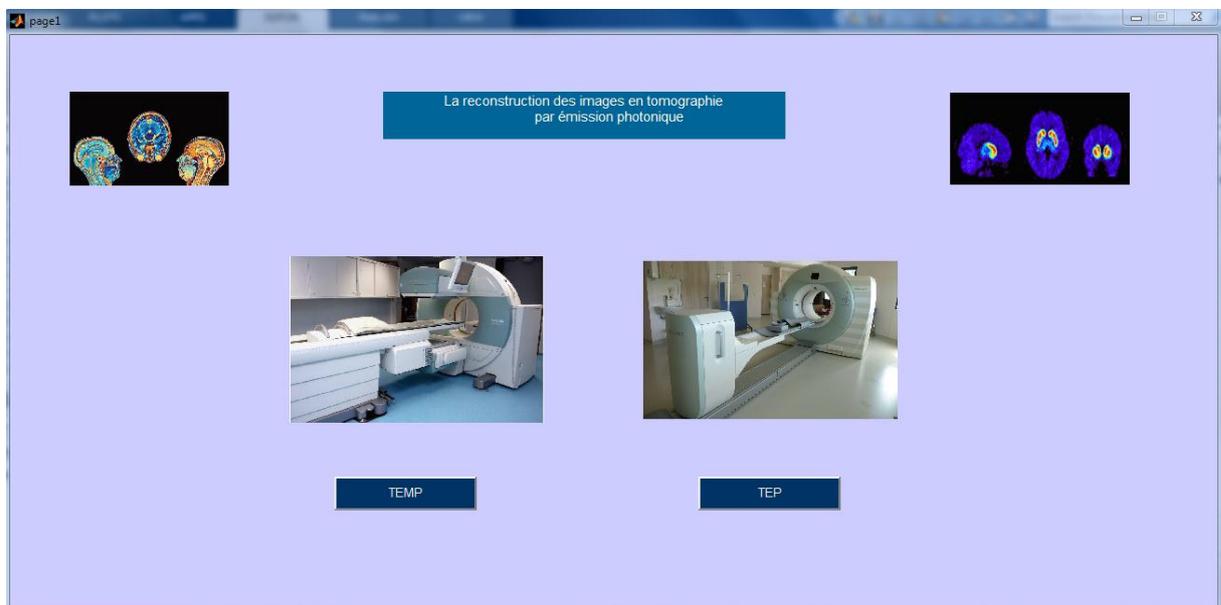


Figure.III.25- Interface d'accueil

Les figures III.26, III.27 représentent les interfaces de reconstruction des images TEMP et TEP respectivement, elles nous permettent de choisir la méthode désirée par un simple clic sur le bouton OSEM ou MLEM.

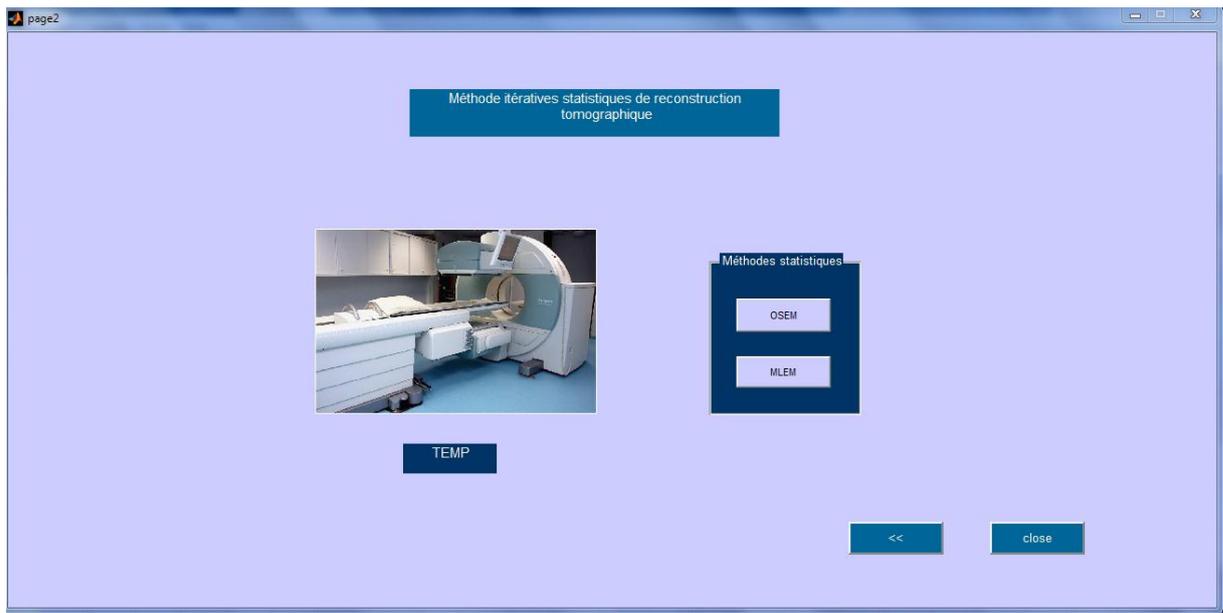


Figure.III.26- Interface de reconstruction des images TEMP.

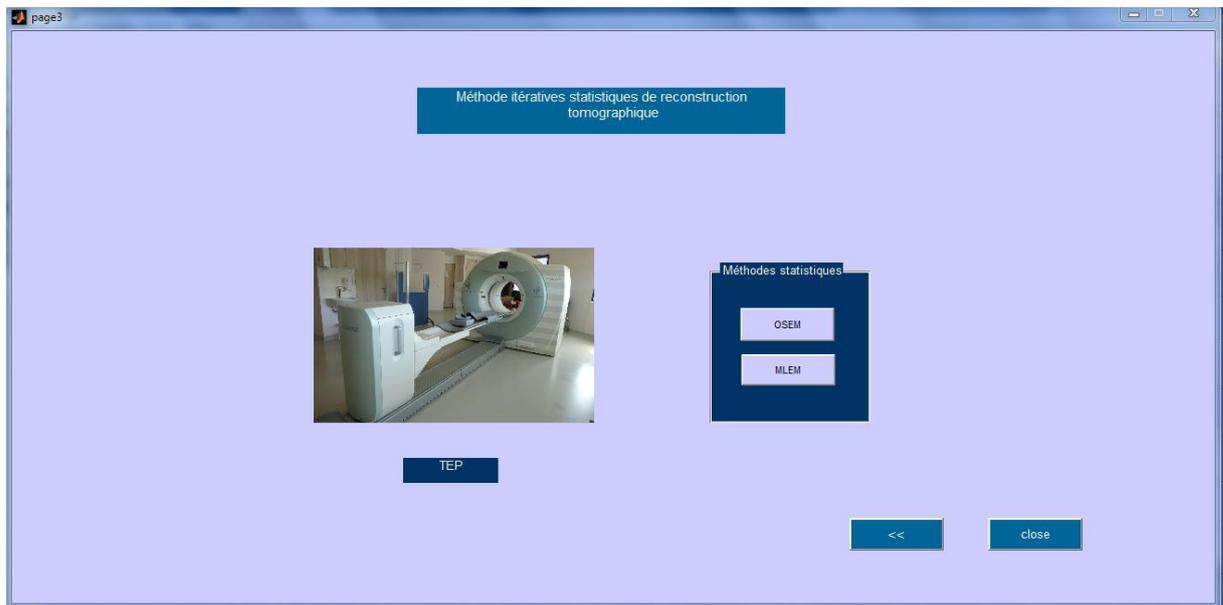


Figure.III.27- Interface de reconstruction des images TEP.

III.5. 1.Application

Dans cette partie, nous avons représenté quelques applications réalisées pour assurer le bon fonctionnement de notre interface. Les figures III.28, III.29, III.30 et III.31 représentent respectivement l'exécution des interfaces de reconstruction utilisant les deux méthodes OSEM et MLEM.



Figure.III.28- Interface de reconstruction des images TEMP par OSEM.



Figure.III.29- Interface de reconstruction des images TEMP par MLEM.

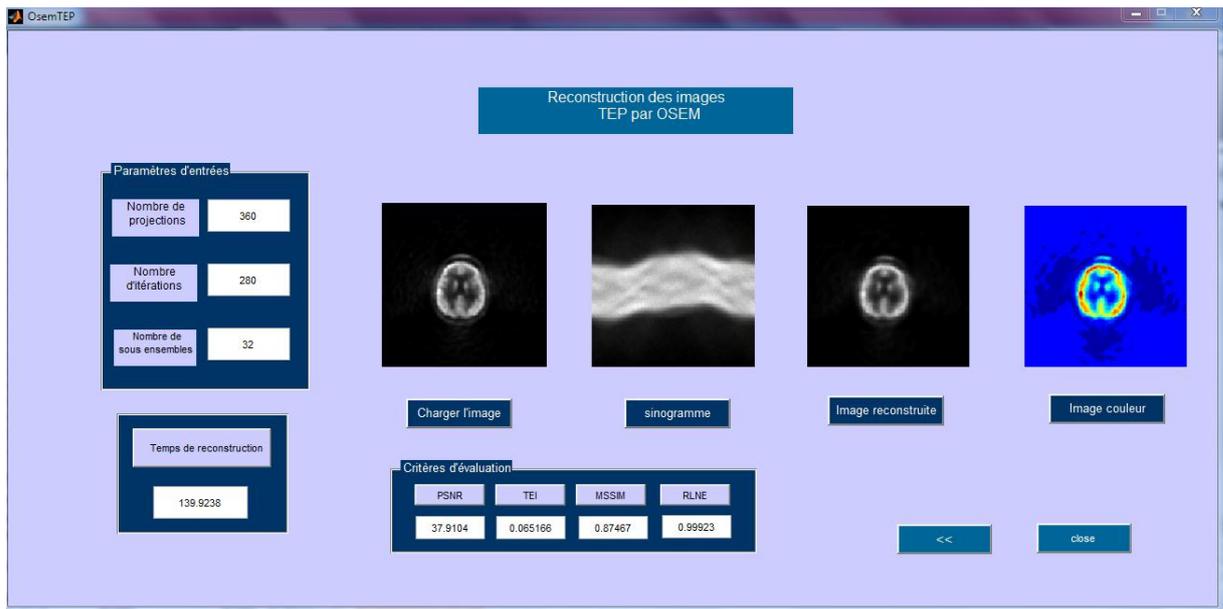


Figure.III.30- Interface de reconstruction des images TEP par OSEM.



Figure.III.31- Interface de reconstruction des images TEP par MLEM.

Comparant aux résultats vus aux sections 'III.4. 2', les résultats affichés sur les interfaces montrent le bon fonctionnement de l'interface graphique.

## Conclusion

A travers ce dernier chapitre, nous avons essayé d'étudier les performances de l'algorithme OSEM sur des données fantômes et réelles en calculant certains critères d'évaluation comme le PSNR, TEI, MI, MSSIM et la RLNE. Nous avons par la suite comparé la qualité des images reconstruites par la méthode OSEM avec celles reconstruites par la méthode MLEM pour les mêmes paramètres d'entrées. Nous avons essayé aussi de faire varier les paramètres d'entrées tels que le nombre de projections, de sous-ensembles et d'itérations et d'étudier ses influences. Une discussion des résultats obtenus sont présentés respectivement aux sections. La meilleure performance a été observée avec l'algorithme OSEM pour les différents types d'images, ce qui favorise sa recommandation en imagerie moléculaire.

A la fin de notre travail, nous avons réalisé une interface graphique sous MATLAB afin de faciliter la manipulation des algorithmes statistiques MLEM et OSEM pour la reconstruction des images fonctionnelles.

## Conclusion générale

Au cours de ce travail, nous avons étudié deux modalités tomographiques qui sont très utilisées et pratiquées dans les services de médecine nucléaire, les plus connues sont la tomographie par émission monophotonique (TEMP) et la tomographie par émission de positons (TEP). Elles reposent sur la possibilité de détecter avec une très grande sensibilité les rayonnements émis par des atomes radioactifs, quand ceux-ci sont introduits dans l'organisme.

La reconstruction tomographique est considérée comme un problème inverse mal conditionné dont la résolution exacte et directe est impossible. Les données enregistrées sont des projections de l'objet étudié, mesurées autour de celui-ci. Le principal problème de la reconstruction tomographique à partir de projections réside dans l'inexistence de solution unique, il existe toujours plusieurs objets qui peuvent être à l'origine d'un ensemble fini de projections. Ainsi, la présence du bruit de mesure de nature poissonnienne dans les projections acquises.

Deux méthodes de reconstruction tomographiques sont utilisées pour résoudre le problème inverse, on peut les classer en deux grandes catégories : les méthodes analytiques qui traitent le problème de façon continue et les méthodes itératives qui discrétisent le problème. Dans ce travail, nous avons utilisé celles qui sont statistiques reposant sur des modèles statistiques de mesures pour la reconstruction des images, ces méthodes offrent l'avantage de pouvoir tenir compte de la structure du bruit dans les données acquises. Ce sont : l'algorithme MLEM (Maximum-Likelihood Expectation Maximization) et sa version accélérée OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization).

Dans nos applications, nous avons étudié plus particulièrement la méthode OSEM, nous avons remarqué que celle-ci dépend de trois paramètres essentiels : le nombre de projections, de sous-ensembles et d'itérations. Pour valider nos résultats, nous avons basé sur les critères d'évaluations tels que : le rapport signal sur bruit crête (PSNR), Information de bord transféré (TEI), l'information mutuelle (MI), l'indice de similarité structurelle (MSSIM) et l'erreur relative de la norme L2 (RLNE). Nous avons constaté que plus le nombre de projections augmente, plus la qualité de l'image est meilleure, ceci et même pour le nombre des itérations mais ce nombre ne doit pas être supérieur à une valeur appropriée puisque cela engendre une amplification du bruit. Nous avons remarqué aussi que la rapidité de calcul est strictement liée au nombre de sous-ensembles élevé ; cependant, il y a un nombre de sous-ensembles

convenables dont les critères d'évaluation (PSNR, TEI, MI, MSSIM, RLNE) présente une valeur optimale.

Par conséquent, le bon choix de ces trois paramètres conditionne le compromis entre la qualité d'image, le bruit et la rapidité de la reconstruction. La méthode MLEM nous permet aussi de reconstruire une image de bonne qualité ; pour cela nous avons décidé de comparer nos résultats avec cette dernière. Les résultats montrent que notre méthode est plus performante et le temps de reconstruction est plus réduit comparant à celui obtenu par MLEM.

Dans ce travail, nous avons essayé d'utiliser différents types d'images telles que les images TEP et TEMP. Les résultats montrent que les images TEP reconstruites présente quantitativement de bons résultats par rapport aux images TEMP.

A la fin de notre travail, nous pouvons conclure que la méthode de reconstruction la plus performante et qui nous permet de reconstruire les images fonctionnelles en termes de rapidité et qualité est la méthode statistique OSEM.

## **Perspectives**

En se basant sur ce travail et dont le but d'améliorer la résolution spatiale et la rapidité de reconstruction, nous pouvons ouvrir plusieurs axes de recherche dans différentes modalités parmi lesquels nous pouvons citer :

- La version régularisé de l'approche OSEM, la méthode PL-OS-EM « Penalized likelihood-Ordered Subset-Expectation Maximization » qui est au cours de recherche.
- Application à d'autres modalités comme la tomодensitométrie, la radiographie,...etc.
- Application aux techniques hybrides comme la TEP/IRM, TEMP/IRM...etc.

## Bibliographie

- [1] Hilde Levi. *George Hevesy and His Concept of Radioactive Indicators-In Retrospect* European Journal of Nuclear Medicine, 1976.volume1, page 3-10.
- [2] <http://www.laradioactivite.com/> *Histoire du radiodiagnostic*, consulté le 11-2018.
- [3] Julie Benech. *Spécialité de la mise en œuvre de la tomographie dans le domaine de l'arc électrique –validité en imagerie*, université de Toulouse, 2008
- [4] Guillaume Viguie .*apport de la programmation graphique pour la reconstruction rapide d'images 3D en tomographie par émission monophotonique*, université de Toulouse ,2008
- [5] Gaglione. *Electronique d'acquisition d'une gamma-caméra. Physique [physics]*. Université BlaisePascal - Clermont-Ferrand II, 2005.
- [6] Delphine Lazaro. *Validation de la plate-forme de simulation GATE en Tomographie d'Émission Monophotonique et application au développement d'un algorithme de reconstruction 3D complète*, Université Blaise PASCAL, 2003.
- [7] Narjes BEN AMEUR. *La mise en oeuvre des contrôles qualité du fonctionnement d'une gamma-caméra et la simulation des techniques de la Tomographie par GATE et GEANT4*. Institut Supérieur des Technologies Médicales de Tunis, 2010-2011.
- [8] <http://www.medecine-nucleaire.fr/tomographie-emission-positons-tep.html>, consulté le 11/2018.
- [9] Franck Semah, Carmen Tamas, André Syrota. *La tomographie par émission de positons et ses applications cliniques*. Service hospitalier Frédéric Joliot .Mini-revue Sang Thrombose Vaisseaux 2004 ; 16, n° 9 : 471-95.
- [10] Stan NICOL. *Étude et construction d'un tomographe TEP/TDM pour petits animaux, combinant modules phoswich à scintillateurs et détecteur à pixels hybrides*. Université de la Méditerranée- Marseille, 2010.

- [11] Seffar. *Étude de la Tomographie à Émission de Positron (TEP) pour le contrôle de dose en hadronthérapie et simulations avec le Logiciel GATE*. Université Blaise Pascal, 2010.
- [12] Moulay Ali Nassiri. *Les algorithmes de haute résolution en tomographie d'émission par positrons : développement et accélération sur les cartes graphiques*. Université de Montréal, 2015.
- [13] Perrine Tylski. *Caractérisation des tumeurs et de leur évolution en TEP/TDM au  $^{18}\text{F}$  –FDG*. Université PARIS- SUD 11,2009.
- [14] Nicolas Grotus .*La synchronisation respiratoire pour l'exploitation des tumeurs pulmonaires par tomographie par émission de positons*. Université PARIS-SUD 11, 2009.
- [15] Frédéric Bataille. *Évaluation d'une méthode de restitution de contraste basée sur le guidage anatomique de la reconstruction des images cérébrales en tomographie par émission de positons*. Université PARIS XI ORSAY, 2007.
- [16] DUBOIS. *Reconstruction des images tomographique par rétroprojection filtrée*, CHU Saint Etienne. *Revue de l'ACOMEN* 1998, vol 4, n°2.
- [17] BOUDJELAL Abdelwahhab. *Algorithmes de Reconstruction Tomographique (SPECT) et Tomographie d'Emission par Positron (TEP) à Base des Approches Bayésiennes*, Université Mohamed Boudiaf M'sila, 2018.
- [18] Philippe Ciuciu.*Méthodes standards de reconstruction tomographique en SPECT/PET* Université PARIS SUD ORSAY, consulter le 04/2019.
- [19] Arthur P Dempster, Nan M Laird et Donald B Rubin. *Maximum likelihood from incomplete data via the EM algorithm*. Journal of the royal statistical society. Series B (methodological) , 1977 .pages 1\_38.
- [20] Shepp and Vardi .*Maximum Likelihood Reconstruction for Emission Tomography*. . 1982. *IEEE Trans. Med. Imaging* MI-1 :p 113-121.

- [21] NEMOUCHI Maroua et MOKHTAR Hanane. *Optimisation pour la resolution du probleme inverse en tep*. Université Abou Bekr Belkaid - Tlemcen, 2016.
- [22] Said Omar Chamouine. *nouvelles approches de correction de l'atténuation mammaire en tomographie de perfusion myocardique*. Université PARIS – EST, 2011.
- [23] Ben-Bouallègue et Mariano-Goulart. *Imagerie médicale : Reconstruction tomographique*, Elsevier-Masson, 2017
- [24] Malcolm Hudson **and** Richard Larkin, *Accelerated Image Reconstruction using Ordered Subsets of Projection Data*, 1994. IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING. VOL. **13** p 601-609.
- [25] Ben-khalf allah Amel, Houria Latifa, *Imagerie hybride IRM-TEP*, Université Abou Bekr Belkaid – Tlemcen, 2016.
- [26] Achache Halima, *Amélioration des images Reconstituées par rayons gamma*, Université Abou Bekr Belkaid - Tlemcen, 2018.
- [27] <https://public.cancerimagingarchive.net/ncia/log>