



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 : **ACHACHE HALIMA**

Amélioration des images Reconstituées par rayons gamma

Soutenu le 21/06/2018 devant le Jury

Mr	MESSADI .M	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Président
Mme	Iles Amel	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mme	LOUDJEDI Kamila	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Examinatrice
Dr	MEDJAHDI. A	<i>MA</i>	CHU- Médecine Nucléaire	Co encadreur
Mr	OURAIBA. A	<i>Physicien</i>	CHU- Médecine Nucléaire	Invité

Année universitaire 2017-2018

Remerciements

*Je tiens tout d'abord à remercier **Dieu** le tout puissant et miséricordieux, qui nous a donné la force et la patience d'accomplir ce Modeste travail*

*La première personne que je tiens à remercier est mon encadreur **Madame ILES**, pour avoir bien voulu accepter de m'encadrer, pour l'orientation, la confiance, et surtout la patience qui ont constitué un apport considérable sans lequel ce travail n'aurait pas pu être mené au bon port. Elle est toujours montrée à l'écoute et très disponible tout au long de la réalisation de ce mémoire, ainsi pour l'inspiration, l'aide et le temps qu'elle a bien voulu me consacrer et sans qui ce mémoire n'aurait jamais vu le jour.*

*Mes remerciements sincères vont à **Monsieur Amine OURAIBA**, physicien au service médecine nucléaire à CHU Tlemcen. Je suis reconnaissante pour le temps qu'il m'a consacré tout au long de ce travail qu'il m'a permis, sachant répondre à tous mes question.*

*Mes vifs remerciements vont également aux membres du jury **Monsieur le président Messadi.Mohamed** et **Madame l'examinatrice LOUDJEDI Kamila** pour l'intérêt qu'ils ont porté à notre recherche en acceptant d'examiner notre travail.*

*Je souhaite remercier particulièrement **Docteur MEDJAHDI.A** médecin spécialiste au service médecine nucléaire à CHU de Tlemcen et **Docteur Benaissa.A** médecin spécialiste au service médecine nucléaire à l'hôpital militaire d'Oran, qui ont acceptés d'interpréter et de valider mes résultats. Je les remercie aussi, pour ses conseils et ses idées inégalable, qui ont très largement contribué à la qualité de ce travail.*

*Un grand merci également à **Monsieur Othmane BENYASS**, Ingénieur d'application à GENERAL ELECTRIC. D'avoir eu la patience de répondre à mes innombrables questions sur le fonctionnement De la TEP.*

*Mes Remerciments vont également au **Prof. George Loudos** pour l'acceptation de m'orienter vers le bon chemin et ses conseils précieux.*

Je dédie ce mémoire

*A « **Mamati** », qui a œuvré pour ma réussite, de par son amour, son soutien, tous les sacrifices consentis et ses précieux conseils, pour toute son assistance et sa présence dans ma vie, reçois à travers ce travail aussi modeste soit-il, l'expression de mes sentiments et de mon éternelle gratitude.*

*A mes très chers « **quatre parents** », qui ont toujours été là pour moi, « Vous avez tout sacrifié pour vos enfants n'épargnant ni santé ni efforts. Je suis redevable d'une éducation dont je suis fier ».*

A mes frères, et mes sœurs, pour leur encouragement.

Aicha, Mokhtaria, Seddik, Fatima, Karima, Hamza

A mes Oncles, mes tantes, mes cousins et mes cousines sans exception.

*A mes Ami(e)s que j'aime tant, **Sihem, Sarah, Khadidja, Bouchera, Houda, Farid, Mehdi, Farouk, Islam, Tarek BLZ.** Pour leur sincère amitié et confiance, et à qui je dois ma reconnaissance et mon attachement.*

*A mes belles mcha9albats **Hadjer, Soumeya, Ezma, Ilhem.***

*Spécial dédicace à Monsieur **Mokhtar ATTALAH**, qui m'a vraiment servi pour ce travail.*

*Je finirai avec la personne la plus proche de mon cœur, « **Chatim** »*

Merci à tous et à toutes.

Résumé

Les tomographes par émission sont des modalités d'imagerie nucléaire qui permet de détecter de manière très sensible des accumulations de traceur dans des lésions de petite taille. Les données acquissent en TEP sont des projections mesurées tout autour du patient sur différentes angles de 0° à 360° , qui correspond aux lieux d'annihilation de la distribution radioactive. Les images scintigraphiques sont obtenues à partir d'un ensemble de projections acquises et à l'aide des algorithmes de reconstruction afin d'optimiser la résolution de problème inverse tomographique. Nous avons utilisé des différentes méthodes de reconstruction, sont divisés en deux grandes familles : l'une est analytique, tels : SBP (Simpl Back- Projection), et l'algorithme de référence FBP (Filtered Back- Projection), qui consiste à calculer analytiquement l'inverse de la transformée de Radon. L'autre est itératif tel que les méthodes algébrique : ART (Algebraic Reconstruction Technique), et SART (Simultaneous algebraic reconstruction technique) ; et les méthodes statistiques, qui incluent différentes algorithmes tel que l'algorithme : ML-EM (Maximum Likelihood-Expectation Maximisation. Ce dernier utilise une formulation probabiliste de problème de reconstruction, ces méthodes peuvent modéliser, via la matrice système, au moyen de l'outil de simulation Monte-Carlo qui permet d'obtenir des images très proches de l'objet étudié. Les résultats simulés sont évalués à l'aide des paramètres de mesure de qualité pour diverses coupes réelles acquises au niveau du service médecine nucléaire.

Mots clés: TEMP, TEP, SBP, FBP, ART, SART, MLEM, MONTE-CARLO

Abstract

Emission tomographs are nuclear imaging modalities that can very sensitively detect tracer accumulations in small lesions. The data acquired in PET are projections measured around the patient on different angles from 0° to 360° , which corresponds to the sites of annihilation of the radioactive distribution. Scintigraphic images are obtained from a set of acquired projections and using reconstruction algorithms to optimize tomographic inverse problem resolution. We have used different methods of reconstruction, are divided into two large families: one is analytical, such as: SBP (Simpl Back-Projection), and the reference algorithm FBP (Filtered Back-Projection), which consists of calculating analytically the inverse of the Radon transform. The other is iterative such as algebraic methods: ART (Algebraic Reconstruction Technique), and SART (Simultaneous algebraic reconstruction technique); and statistical methods, which include various algorithms such as the algorithm: ML-EM (Maximum Likelihood- Expectation Maximization The latter uses a probabilistic formulation of reconstruction problem, these methods can model, via the system matrix, using the Monte-Carlo simulation tool which allows to obtain very close images of the studied object. The simulated results are evaluated using the quality measurement parameters for various actual cuts acquired at the nuclear medicine service level.

Keywords: SPECT, PET, SBP, FBP, ART, SART, MLEM, MONTE-CARLO

Table des matières

INTRODUCTION GENERALE	1
I. CHAPITRE 1 : GENERALITES SUR LA TOMOGRAPHIE PAR EMISSION	4
INTRODUCTION	4
HISTORIQUE.....	4
I.1. TOMOGRAPHIE PAR EMISSION MONOPHOTONIQUE (TEMP).....	5
I.1.1. DEFINITION.....	5
I.1.2. PRINCIPE DE LA TOMOGRAPHIE D'EMISSION MONOPHOTONIQUE.....	6
I.1.2.1. RADIOTRACEURS	6
I.1.2.2. PRINCIPE DES GAMMA-CAMERAS D'ANGER	8
I.1.2.2.1. COLLIMATEUR.....	9
I.1.2.2.2. SCINTILLATEUR.....	10
I.1.2.2.3. PHOTOMULTIPLICATEURS.....	11
I.1.2.2.4. ELECTRONIQUE	12
I.1.2.3. PERFORMANCES DES GAMMAS CAMERAS	12
I.1.2.3.1. RESOLUTION SPATIALE.....	13
I.1.2.3.2. SENSIBILITE.....	13
I.1.2.4. LIMITES DE L'IMAGERIE MONOPHOTONIQUE	14
I.1.2.4.1. LIMITES PHYSIOLOGIQUES.....	14
I.1.2.4.2. LIMITES PHYSIQUES.....	14
I.2. GENERALITES SUR LA TOMOGRAPHIE PAR EMISSION DE POSITON « TEP ».....	15
I.2.1. DEFINITION.....	15
I.2.2. PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DE LA TEP	16
I.2.2.1. RADIOTRACEURS UTILISES EN TEP	17
I.2.2.2. FLURO-DESOXYGLUCOSE [18F] FDG	17
I.2.2.3. [18F] FLURODOPA.....	17
I.2.2.4. METHIONINE [11C].....	18
I.2.2.5. FLURURE DE SODIUM [18F] NaF	18
I.2.2.6. [11C] RACLOPRIDE	18
I.2.2.7. EAU MARQUEE A L'OXYGENE [15O] H ₂ O	18
I.2.2.8. [13N] NH ₃	19
I.2.2.9. [18F]-FLUROCHOLINE.....	19
I.2.3. PHENOMENE D'ANNIHILATION.....	19
I.2.4. DETECTION DES PHOTONS γ	20
I.2.4.1. L'EFFET PHOTOELECTRIQUE.....	20
I.2.4.2. DIFFUSION COMPTON (INELASTIQUE)	21
I.2.4.3. DIFFUSION RAYLEIGH.....	21
I.2.5. CHAINE DE DETECTION EN TEP	22
I.2.5.1. SCINTILLATEURS.....	22
I.2.5.2. GUIDE DE LUMIERE	23
I.2.5.3. LES TUBES PHOTOMULTIPLICATEURS (TPM)	23
I.2.5.4. CIRCUIT ELECTRONIQUE	24
I.2.6. PARAMETRES INFLUANT SUR LE FONCTIONNEMENT DE LA TEP.....	24
I.2.6.1. PARCOURS DU POSITON.....	24

I.2.6.2. ACOÛLINEARITE DES PHOTONS Γ EMIS.....	25
I.2.6.2.1. TYPES DE COÛNCIDENCE	25
I.2.6.2.1.1. COÛNCIDENCES VRAIES	26
I.2.6.2.1.2. COÛNCIDENCES DIFFUSEES.....	27
I.2.6.2.1.3. COÛNCIDENCES FORTUITES	28
I.1.1.1. TEMPS MORT.....	28
I.1.1.2. BRUIT DE MESURE.....	29
CONCLUSION	29
II. CHAPITRE2 : METHODE DE RECONSTRUCTION TOMOGRAPHIQUE	31
INTRODUCTION	31
II.1. ACQUISITION DES DONNEES	31
II.1.1. ACQUISITION DES DONNEES TEMP.....	31
II.1.1.1. ACQUISITION STATIQUES.....	31
II.1.1.2. BALAYAGE CORPS ENTIER.....	32
II.1.1.3. ACQUISITIONS DYNAMIQUES.....	33
II.1.1.4. TOMOSCINTIGRAPHIE SPECT (ACQUISITION ET TECHNIQUES DE RECONSTRUCTION TOMOGRAPHIQUE)	33
II.1.2. ACQUISITION DE DONNEES TEP	34
II.1.3. STOCKAGE DES EVENEMENTS.....	35
II.1.4. MODE LISTE (FORMAT EVENEMENTIEL)	35
II.1.5. HISTOGRAMME BRUT	35
II.1.6. RANGEMENT DES DONNEES : SINOGRAMME.....	35
II.2. INVERSION DE LA TRANSFORMEE DE RADON	37
II.2.1. QU'EST-CE QU'UN PROBLEME INVERSE ?	38
II.2.2. BRUIT DE POISSON	38
II.3. METHODES ANALYTIQUES	39
II.3.1. RETROPROJECTION SIMPLE (SBP).....	39
II.3.2. RETROPROJECTION FILTREE	40
II.3.3. AVANTAGES ET INCONVENIENTS DES METHODES ANALYTIQUES.....	41
II.4. METHODES ITERATIVES	42
II.4.1. METHODES ITERATIVES ALGEBRIQUES.....	42
II.4.1.1. METHODE ART.....	43
II.4.1.2. METHODE SART	44
II.4.2. METHODES ITERATIVES STATISTIQUES.....	45
II.4.2.1. METHODE MLEM.....	45
II.4.3. AVANTAGES ET INCONVENIENTS DES METHODES ITERATIVES.....	48
II.5. SIMULATION MONTE-CARLO.....	48
II.5.1. MATRICE DE PROBABILITE	48
II.5.2. PRINCIPE LA SIMULATION MONTE-CARLO	49
II.5.2.1. SIMULATION MONTE-CARLO GEANT4.....	50
II.5.2.2. DOMAINES D'APPLICATION EN IMAGERIE NUCLEAIRE	50
II.5.2.3. EN INSTRUMENTATION	50
II.5.2.4. TECHNIQUES DE CORRECTION DE L'ATTENUATION ET DE LA DIFFUSION.....	51
II.5.2.5. EN DOSIMETRIE	51

II.5.2.6. EN RECONSTRUCTION D'IMAGES	51
CONCLUSION	52
III. CHAPITRE 3 : RESULTATS ET DISCUSSIONS.....	54
INTRODUCTION	54
III.1. CRITERES D'EVALUATION.....	56
III.1.1. ERREUR MOYENNE QUADRATIQUE (MSE)	56
III.1.2. RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT CRETE (PSNR).....	56
III.1.3. NORMALIZED CROSS-CORRELATION (NCC).....	56
III.1.4. ERREUR ABSOLUE NORMALISE (NAE)	57
III.2. INTERFACE GRAPHIQUE DEVELOPEE	57
III.2.1. APPLICATION	59
III.3. RESULTATS ET DISCUSSIONS	61
III.3.1. METHODES ANALYTIQUES	61
III.3.1.1. RETROPROJECTION SIMPLE(SBP).....	61
III.3.1.1.1. COUPE CORONALE (TEMP).....	62
III.3.1.1.2. COUPE SAGITTALE (TEMP).....	64
III.3.1.1.3. COUPE TRANSVERSALE (TEMP)	66
III.3.1.1.4. COUPE TRANSVERSALE (TEP).....	68
III.3.1.2. RETROPROJECTION FILTRE (FBP)	70
III.3.1.2.1. IMAGE TEMP	71
III.3.1.2.2. IMAGE TEP	72
III.3.2. METHODES ITERATIVES	74
III.3.2.1. ALGEBRIQUE RECONSTRUCTION TECHNIQUE (ART)	74
III.3.2.1.1. IMAGE TEMP	75
III.3.2.1.2. IMAGE TEP	79
III.3.2.2. METHODE DE SART (SIMULTANEOUS ITERATIVE RECONSTRUCTION TECHNIQUE) .	82
III.3.2.2.1. IMAGE TEMP	82
III.3.2.2.2. IMAGE TEP	87
III.3.3. COMPARAISON DES METHODES ANALYTIQUES ET ITERATIVES	90
III.4. QSPECT	92
III.4.1. CHARGEMENT DE DONNEES ET VISUALISATION.....	93
III.4.2. CONSTRUCTION DE LA MATRICE DE PROBABILITE	95
III.4.3. APPLICATION	96
III.4.3.1. BENCHMARK 1	96
III.4.3.2. BENCHMARK 2.....	97
CONCLUSION	99
CONCLUSION GENERALE	100
BIBLIOGRAPHIES.....	102

Table des figures

Figure I-1: Première radiographies prise par Wilhelm Rontgen	5
Figure I-2 : Gamma caméra dernière génération de Général Electrique (GE) (discovery 670)	6
Figure I-3 : Deux éléments composent un radiotraceur : un traceur biologique et un marqueur radioactif	6
Figure I-4 : Tête de détection d'une gamma-caméra d'Anger	9
Figure I-5 : Différents types de collimateurs pour la caméra gamma	10
Figure I-6 : Principe d'un cristal scintillant: (a) niveau d'énergie d'un atome. (b) les niveaux d'énergie pour chaque étape de la conversion des photons gamma en photons lumineux.....	11
Figure I-7 : Principe de fonctionnement des tubes photomultiplicateurs.....	12
Figure I-8 : Représentation du principe d'un collimateur à trous parallèles.....	13
Figure I-9: TEPSCAN GE Général Electrique	15
Figure I-10 : Principe du système TEP	16
Figure I-11 : Représentation géométrique de la molécule de [18F] FDG.....	17
Figure I-12 : Représentation géométrique de la molécule de [18F]- FluoroDOPA.....	17
Figure I-13 : Représentation graphique de la molécule de [11C] Méthionine.....	18
Figure I-14 : Représentation graphique de la molécule de [11C] Raclopride.....	18
Figure I-15 : Phénomène d'annihilation de la paire positon-électron.....	19
Figure I-16 : Principe de l'effet Photoélectrique.....	21
Figure I-17 : Principe de la diffusion Compton	21
Figure I-18 : Schéma représentant les principaux éléments d'un TPM.....	23
Figure I-19 : Acolinéarité des photons d'annihilation	25
Figure I-20 : Trois types de coïncidence.....	26
Figure I-21 : Coïncidences vraies.....	26
Figure I-22 : Coïncidences diffusées.....	27
Figure I-23 : Coïncidences fortuites.....	28
Figure II-1. Imagerie planaire statique : Perfusion pulmonaire	32
Figure II-2 : i mage corps entier : scintigraphie osseuse.....	32
Figure II-3. Tomoscintigraphie du myocarde	33
Figure II-4:Mode d'acquisition des données en TEP vue selon une coupe longitudinale	34
Figure II-5: Sinogramme en TEP.....	36
Figure II-6: Exemple de rétroprojection simple.....	40
Figure II-7: Algorithme de rétroprojection filtrée.....	41
Figure II-8. Processus général des méthodes itératives.....	43
Figure II-9:Processus de la méthode ML-EM.....	47
Figure II-10: Géométrie des systèmes.....	49
Figure III-1:Organigramme résume la reconstruction des images tomographiques par émission.....	55
Figure III-2: Première Interface.	57
Figure III-3:Interface menu principal.....	58
Figure III-4: Interface de la reconstruction SBP	58
Figure III-5: Interface de la méthode SART	59
Figure III-6: Interface de la reconstruction TEMP par la méthode FBP (coupe cérébrale coronale).....	60

Figure III-7: Interface de la reconstruction TEMP par la méthode ART (coupe cérébrale Sagittale).....	60
Figure III-8: Données brutes TEP (a) coupe transversales, (b) sinogramme et (c) l'image reconstruite	61
Figure III-9: Données brutes TEP (a) coupe transversales, (b) sinogramme et (c) l'image reconstruite	61
Figure III-10: Image reconstruites (coupe coronale) par rétroprojection simple (SBP) en utilisant a)3, b) 10, c)20,d) 36, e) 45, f) 60, g)90 et h)180 projections	62
Figure III-11: Images couleurs reconstruites (coupe coronale) par rétroprojection simple (SBP) en utilisant a)3, b) 10, c)20,d) 36, e) 45, f) 60, g) 90 et h) 180 projections	63
Figure III-12: Variation des critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour SBP (a) MSE, (b) PSNR,(c) NCC, et (e) NAE	63
Figure III-13: Images reconstruites par rétroprojection simple (SBP) en utilisant a)3, b) 10, c)20,d) 36, e) 45, f) 60, g)90 et h)180 projections	64
Figure III-14: Images couleurs reconstruites par rétroprojection simple (SBP) en utilisant a)3, b) 10, c)20,d) 36, e) 45, f) 60, g) 90 et h) 180 projections	65
Figure III-15: Variation des critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour SBP (a) MSE, (b) PSNR,(c) NCC, et (e) NAE	66
Figure III-16: Images reconstruites (coupe transversale) par rétroprojection simple (SBP) en utilisant a)3, b) 10, c)20,d) 36, e) 45, f) 60, g) 90 et h) 180 projections	66
Figure III-17: Images couleurs reconstruites (coupe transversale) par rétroprojection simple (SBP) en utilisant a)3, b) 10, c)20,d) 36, e) 45, f) 60, g) 90 et h) 180 projections	67
Figure III-18: Variation des critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour SBP (a) MSE, (b) PSNR,(c) NCC, et (e) NAE	67
Figure III-19: Images reconstruites (TEP : coupe transversale) par rétroprojection simple (SBP) en utilisant a)3, b) 10, c)20,d) 36, e) 45, f) 60, g)90 et h)180 projections	69
Figure III-20: Images couleurs reconstruites (TEP : coupe transversale) par rétroprojection simple (SBP) en utilisant a)3, b) 10, c)20,d) 36, e) 45, f) 60, g) 90 et h) 180 projections	69
Figure III-21: Variation des critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour SBP (a) MSE, (b) PSNR, (c) SC, (d) NAE, et (e) NCC.....	70
Figure III-22: Images couleurs reconstruites par rétroprojection Filtrée (FBP).En utilisant a)3, b)10, c)20, d)36, e)45, f)60, g)90 et h)180 projections.	71
Figure III-23: Variation des Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour FBP (a) MSE, (b) PSNR, (c) SC, (d) NAE, (e) NCC.....	72
Figure III-24: Images couleurs reconstruites (coupe transversale) par rétroprojection Filtrée (FBP). En utilisant a)3, b)10, c)20, d)36, e)45, f)60, g)90 et h)180 projections.....	73
Figure III-25:Variation des Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour FBP (a) MSE, (b) PSNR, (c) NAE, (d) NCC	74
Figure III-26:Images couleurs reconstruites (coupe coronale) par la méthode ART. En utilisant a)3, b)10, c)20, d)36, e)45, f)60, g)90 et h)180 projections.	75
Figure III-27: Variation des Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour FBP (a) MSE, (b) PSNR, (c) NAE, (d) NCC	76
Figure III-28: représente les images reconstruites en utilisant un nombre de 2000, 4000, 8000, 6000, 10000, 14000, 20000 et 40000 itérations respectivement.	77

Figure III-29: image couleur reconstruite (coupe coronale) par la méthode ART. En utilisant un nombre de 2000,4000, 8000, 6000, 10000, 14000, 20000 et 40000 itérations respectivement.....	78
Figure III-30: Variation des Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour FBP (a) MSE, (b) PSNR, (c) NAE, (d) NCC	78
Figure III-31: Images couleurs reconstruites (coupe transversale TEP) par la méthode ART. En utilisant a)3, b)10, c)20, d)36, e)45, f)60, g)90 et h)180 projections.....	79
Figure III-32: Variation des Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour ART (a) MSE, (b) PSNR, (c) NAE, (d) NCC	80
Figure III-33: Images résultantes par la méthode ART en utilisant un nombre de 2000,4000, 8000, 6000, 10000, 14000, 20000 et 40000 itérations respectivement.....	81
Figure III-34: Images couleurs reconstruites (coupe transversale TEP) par la méthode ART. En utilisant un nombre de 2000,4000, 8000, 6000, 10000, 14000, 20000 et 40000 itérations respectivement.....	81
Figure III-35: Variation des Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour FBP (a) MSE, (b) PSNR, (c) NAE, (d) NCC	82
Figure III-36: Images couleurs reconstruites (coupe coronale) par la méthode SART. En utilisant a)3, b)10, c)20, d)36, e)45, f)60, g)90 et h)180 projections.	83
Figure III-37: Variation des Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour FBP (a) MSE, (b) PSNR, (c) NAE, (d) NCC	84
Figure III-38: représente les images reconstruites en utilisant un nombre de (3, 10, 25, 50, 80, 100) itérations respectivement.	85
Figure III-39: image couleur reconstruite (coupe coronale) par la méthode SART. En utilisant un nombre de (3, 10, 25, 50, 80, 100) itérations respectivement.	85
Figure III-40: Variation des Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour FBP (a) MSE, (b) PSNR, (c) NAE, (d) NCC	86
Figure III-41: représente la coupe transversale TEP reconstruite en utilisant les nombres de projections 3, 20, 36, 45, 60, 90 et 180 respectivement.	87
Figure III-42: Variation des Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour SART (a)MSE, (b)PSNR, (c)NAE, (d)NCC.....	88
Figure III-43: Images résultantes par la méthode SART en utilisant un nombre (3, 10, 25, 50, 80, 100) itérations respectivement.	89
Figure III-44: Images couleurs reconstruites (coupe transversale TEP) par la méthode SART. En utilisant un nombre de (3, 10, 25, 50, 80, 100) itérations respectivement.....	89
Figure III-45: Variation des Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour FBP (a) MSE, (b) PSNR, (c) NAE, (d) NCC	90
Figure III-46: Comparaison des techniques de reconstruction pour des images TEMP. En terme de a) MSE, b)PSNR, c) NAE, d)NCC	91
Figure III-47: Comparaison des techniques de reconstruction pour des images TEP En terme de a) MSE, b) PSNR, c) NAE, d)NCC.....	91
Figure III-48: Benchmark 1 (a) projections, (b) Sinogramme, (c) l'image reconstruite.....	92
Figure III-49: Benchmark 2 (a) projections, (b) Sinogramme, (c) l'image reconstruite.....	93
Figure III-50: Le menu principal de QSPECT sur la distribution de Windows.....	93
Figure III-51: Sélection des fichiers (projections ou sinogrammes) à partir de "Load Project".	94

Figure III-52: Sélectionner "Data transformation" pour transformer les projections en sinogrammes.....	94
Figure III-53: Visualisation des projections chargées et / ou des sinogrammes.	95
Figure III-54: Créez la matrice de probabilité et sélectionnez les degrés de rotation totaux...	95
Figure III-55: Images résultantes par la méthode ML-EM en utilisant : a) 10, b) 30, c) 90, d)180, e)360projections.....	96
Figure III-56: Images résultantes par la méthode ML-EM en utilisant a) 2, b) 4, c) 8, d)10, e)14 itérations.....	97
Figure III-57: Images résultantes par la méthode ML-EM en utilisant : a) 10, b) 30, c) 90, d)180, e)360projections.....	97
Figure III-58: Images résultantes par la méthode ML-EM en utilisant a) 2, b) 4, c) 8, d)10, e)14 itérations.....	98

Liste des tableaux

Tableau I-1: les caractéristiques de certains radio-isotopes, ils sont utilisés fréquemment dans les services de médecine nucléaire	8
Tableau III-1 : Paramètres d'évaluation de la reconstruction SBP sur la coupe coronale en fonction du nombre de projection.	62
Tableau III-2: Paramètres d'évaluation de la reconstruction SBP sur la coupe Sagittale en fonction du nombre de projection.	64
Tableau III-3: Paramètres d'évaluation de la reconstruction SBP sur la coupe transversale en fonction du nombre de projection.	66
Tableau III-4: Paramètres d'évaluation de la reconstruction SBP sur la coupe transversale TEP en fonction du nombre de projection.	68
Tableau III-5 Paramètres d'évaluation de la reconstruction FBP sur la coupe coronale TEMP en fonction du nombre de projection.....	71
Tableau III-6: Paramètres d'évaluation de la reconstruction FBP sur la coupe transversale TEP en fonction du nombre de projection.	73
Tableau III-7: La reconstruction ART sur la coupe coronale en fonction du nombre de projection.....	75
Tableau III-8: La reconstruction ART sur la coupe coronale TEMP en fonction du nombre d'itération. Un nombre de 45 projections est utilisé.....	76
Tableau III-9: La reconstruction ART sur la coupe transversale TEP en fonction du nombre de projection.....	79
Tableau III-10 : La reconstruction ART sur la coupe transversale TEP en fonction du nombre d'itération. Un nombre de 90 projections est utilisé.....	80
Tableau III-11: La reconstruction SART sur la coupe coronale en fonction du nombre de projection.....	83
Tableau III-12: La reconstruction SART sur la coupe coronale en fonction du nombre d'itération. Un nombre de 45 projections est utilisé.....	84
Tableau III-13: La reconstruction SART sur la coupe coronale en fonction du nombre de projection. Un nombre d'itération 80.	87
Tableau III-14:La reconstruction SART sur la coupe transversale TEP en fonction du nombre d'itération. Un nombre de 90 projections est utilisé. Les résultats montrent clairement l'amélioration de la qualité de reconstruction en augmentant le nombre de projection.....	88

Liste des abréviations

- **ART** : Algebraic Reconstruction Technic.
- **F18 - FDG** : Fluoro - désoxyglucose.
- **FBP** : Filter Back Projection.
- **GE** : General Electric
- **IQ** : Intelligent Quality
- **LOR** : Line OF Reponse.
- **MLEM** : Maximum Likelihood-Expectation Maximization
- **MSE** : Mean Square Error.
- **NAE** : Normalized Absolued Error
- **NCC** : Normalized Cross-Correlation.
- **PM** : Photomultiplicateur.
- **PSNR** : Peak Signal Niose Ratio.
- **SART** : Simultaneous Algebrique Reconstruction Technique.
- **SBP** : Simple Back Projection.
- **TEMP** : Tmographie d'Emission Monophotonique.
- **TEP** : Tomographie par Emission de Positon.

Introduction Générale

L'imagerie nucléaire est une imagerie par émission utilisée en médecine nucléaire dans un but de diagnostic. L'objectif de l'imagerie nucléaire est de déterminer la distribution dans l'organisme d'une substance radioactive administrée au patient appelée radiotraceur, en détectant le rayonnement émis par cette substance à l'aide de dispositifs spécifiques. Il existe deux modalités d'imagerie par émission : la tomographie d'émission monophotonique SPECT (pour Single Photon Emission Computed Tomography) pour laquelle le radiotraceur émet des photons gamma détectés par une gamma caméra, et la tomographie par émission de positons TEP (pour Positron Emission Tomography) pour laquelle le radiotraceur émet des positons entrant en collision avec des électrons du milieu formant le phénomène d'annihilation.

La forte demande pour l'imagerie nucléaire incite les constructeurs à être à la pointe de la technologie pour répondre aux besoins du marché. Un axe majeur de développement de cette technique vise à améliorer les performances des tomographes. Cette optimisation concerne principalement les deux domaines suivants :

- la résolution intrinsèque de la machine (directement liée à la géométrie du système, à la taille et au type du cristal, à la collection de la lumière et à l'électronique nécessaire au traitement des signaux, etc.).
- la technique de reconstruction des données, nécessaire à l'obtention des images qui représente notre domaine de recherche.

Notre travail a pour but d'optimiser la résolution du problème inverse tomographique par l'utilisation des algorithmes de reconstruction. Ces algorithmes sont divisés en deux grandes familles :

- les approches analytiques, qui consiste à calculer l'inverse de la transformée de Radon tel que la rétroprojection simple (SBP) et l'algorithme de référence FBP (Filtered Back-Projection), qui s'appuie sur le théorème de la coupe centrale.

Les approches itératives, nous pouvons distinguer les méthodes algébriques : plus particulièrement la technique de reconstruction algébrique (ART) et la technique de reconstruction simultanée algébrique (SART), qui consiste à discrétiser les équations initiales de projection et à se ramener à la résolution d'un système linéaire, SART est proposé comme un raffinement majeur de l'ART. Et les méthodes statistiques, qui incluent différentes

- algorithmes tel que l'algorithme ML-EM (Maximum Likelihood-Expectation Maximisation). Ce dernier utilise une formulation probabiliste de problème de reconstruction,

l'approche la plus séduite pour modéliser la matrice de probabilité est la simulation Monte-Carlo qui permet d'obtenir des images très proches de l'objet étudié.

Le manuscrit est composé comme suit :

Chapitre I est un chapitre introductif, il situe les principes de la tomographie par émission (TEMP et TEP), ainsi que les phénomènes physiques et technique du système de détection.

Chapitre II présente les différents algorithmes de reconstruction tomographique analytique et itérative permettant de passer de l'acquisition des données des deux modalités TEP et TEMP vers la reconstruction tomographique.

Chapitre III présente l'évaluation de la performance des différentes méthodes appliquées à la reconstruction tomographique par émission par le calcul des critères d'évaluations. A cet effet, nous avons réalisé une interface graphique développée sous environnement Matlab permettant la reconstruction tomographique en utilisant les différentes méthodes de reconstructions traitées en chapitre 2, le logiciel de reconstruction QSPECT est aussi traité à ce niveau.

Chapitre 1

Généralités sur la tomographie par émission

I. Chapitre 1 : Généralités sur la tomographie par émission

Introduction

La Tomographie par émission est une méthode d'imagerie médicale fonctionnelle non invasive, appelée aussi métabolique par opposition aux techniques d'imagerie médicale conventionnelle, dites anatomiques comme la radiologie, scanner et Imagerie par Résonance Magnétique. Cette technique de médecine nucléaire consiste à représenter la concentration du radio nucléide dans le corps du patient après l'injection d'un radio- pharmaceutique qui se matérialise en photons gamma. A travers ce chapitre, nous allons aborder le principe des deux modalités d'imagerie nucléaire TEMP et TEP. En premier lieu, nous allons exposer brièvement l'histoire de l'imagerie médicale, nous allons définir par la suite les deux techniques d'imagerie nucléaire TEMP et TEP en décrivant leurs principes de fonctionnement. Nous allons aussi détailler le système de détection utilisé par les deux techniques.

Historique

L'envie de connaître l'intérieur du corps humain remonte au début de la civilisation, depuis les anciens médecins et anatomistes grec ; l'Hérophile 300 ans avant Jésus-Christ, le premier pratiqua des autopsies en public. En 150 après Jésus-Christ, Galien médecin de l'empereur a établi des notions de référence en anatomie mais discutables en physiologie à partir d'animaux ; Vésale en 1543 remet en question les travaux de Galien en utilisant des cadavres humains qui lui permettent de publier ses planches anatomiques. La plus grande révolution de l'imagerie médicale débute avec la découverte des rayons X. En 1895, c'est la première image d'une main humaine celle de madame Roentgen (elle avait de l'arthrose !) qui a été réalisée (figure I-1).

En 1913 Hevesy eut l'idée d'employer des radionucléides comme traceurs pour suivre la circulation du sang dans l'organisme. A la fin des années 40, l'Iode 131 provenant des réacteurs nucléaires était disponible et l'étude de sa fixation dans la glande thyroïde devient réalisable et à la fin des années 50, ANGER inventa la première gamma caméra.[1]

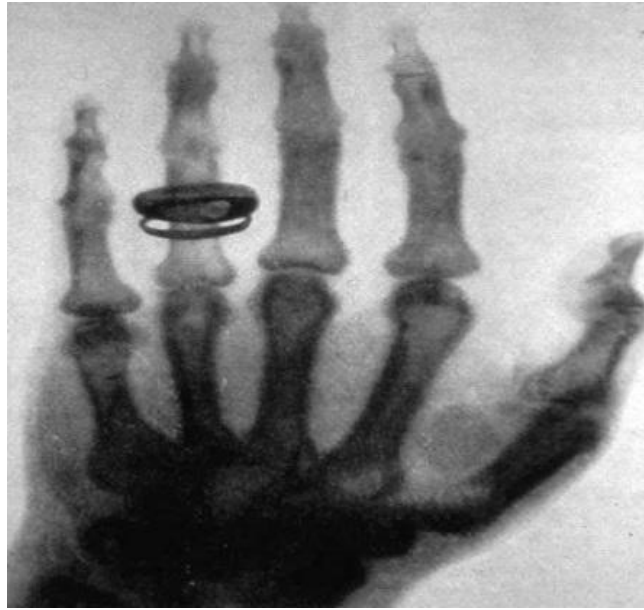


Figure I-1: Première radiographies prise par Wilhelm Rontgen

I.1. Tomographie par émission monophotonique (TEMP)

I.1.1. Définition

Le mot tomographie se décompose en deux parties : tomo et graphie. La racine tomo provient du grec ancien et signifie couper. La racine graphie provient du grec ancien puis du latin et signifie écrire. La tomographie consiste donc à reconstruire le volume d'un objet par coupes à partir de mesures externes.

La tomographie d'émission monophotonique (voir figure I-2) appelée aussi système SPECT, pour « Single Photon Emission ComputedTomography », consiste à déterminer la concentration des molécules biologiquement associées à un traceur radioactif injecté au patient. L'isotope le plus souvent employé comme traceur radioactif est le technetium-99m, il permet d'émettre des photons gamma d'énergie 140keV et sa demi-vie est de 6 heures, ce dernier est détecté par le système de détection du gamma caméra qui tourne autour du patient.[2]



Figure I-2 : Gamma caméra dernière génération de Général Electric (GE) (discovery 670)

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

La tomographie monophotonique ou scintigraphie est la tomographie classique, elle est utilisée couramment dans un grand nombre de pathologies. On administre des traceurs radioactifs émettant un seul photon gamma détecté par une gamma caméra. Le système SPECT effectue des acquisitions tomographiques par rotation de la tête détectrice de 360° autour du patient pour réaliser l'image de la distribution du radio pharmacétique à l'aide d'une gamma caméra d'Anger.[2]

I.1.2.1. Radiotraceurs

Le radiotraceur appelé aussi traceur radioactif résulte de la combinaison de deux éléments : un traceur appelé vecteur biologique et un marqueur radioactif (Figure I-4).

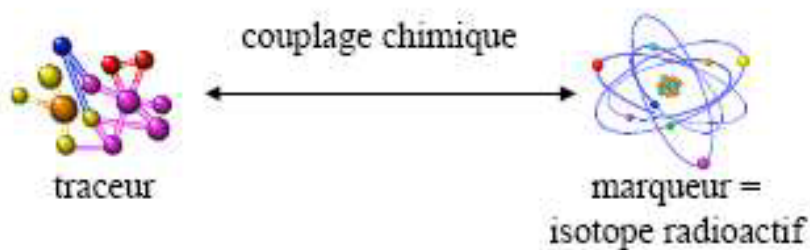


Figure I-3 : Deux éléments composent un radiotraceur : un traceur biologique et un marqueur radioactif

Le vecteur biologique est une substance qui intervient naturellement dans le fonctionnement d'un organe ou d'une cellule ou d'un analogue. Il permet de cibler le phénomène biologique d'intérêt. L'isotope radioactif appelé aussi marqueur est associé au vecteur biologique par un couplage chimique fort permettant d'émettre des rayons gamma détectable. La gamma caméra détecte ces rayons, elle permet d'estimer la distribution du vecteur biologique dans l'organisme et de suivre son évolution au cours du temps (métabolisme, dégradation et élimination). L'imagerie gamma est ainsi une étude non invasive de processus biochimiques et physiologiques, tels que le débit sanguin ou la localisation d'une manifestation pathologique telle qu'une tumeur.

Actuellement, le technétium ^{99m}T c'est le traceur utilisé dans près de 90% des examens de médecine nucléaire. Il est le résultat de la décroissance radioactive du molybdène 99 (^{99}MO), sa production est possible à partir d'un générateur portable.

Ses principales caractéristiques sont les suivantes :

- Emission de photons gamma dont l'énergie principale est de 140,5 keV.
- Sa période physique (la demi de vie) **T_{1/2}** est de 6,02 heures. Cette période physique, relativement courte, garantit une faible dose au patient.
- La simplicité de l'accès en routine clinique et le faible cout.

Tableau I-1: les caractéristiques de certains radio-isotopes, ils sont utilisés fréquemment dans les services de médecine nucléaire

Radio-isotopes	Principale(s) énergie(s) d'émission gamma (keV)	Période physique	Applications principales
Krypton : ^{81m}Kr	192	13s	Débit bronchique
Technétium : ^{99m}Tc	140	6h	Cerveau, thyroïde, cœur, poumon, rein, os...
Iode : ^{123}I	159	13h	Scintigraphie thyroïdienne
Indium : ^{111}In	171 et 245	67h	Scintigraphie aux leucocytes marqués
Thallium: ^{201}Tl	75 et 135	73h	Scintigraphie cardiaque

Le radiotraceur peut être administré au patient sous différentes voies; essentiellement :

- Voie intraveineuse (osseuse, myocardique)
- Aérosol (scintigraphie de ventilation pulmonaire)
- Voie orale (scintigraphie gastrique)

Après l'administration au patient du radiotraceur, celui-ci va se fixer sur les tissus cibles et les photons émis sont détectés par une chaîne de détection appelée gamma caméra. [3]

I.1.2.2. Principe des gamma-caméras d'Anger

Au début du vingtième siècle, les compteurs Geiger-Müller étaient utilisés en médecine nucléaire afin de cartographier les lieux d'émission des photons gamma. Ils ont cependant été rapidement remplacés par le scintigraphe à balayage puis par la gamma-caméra, inventée par Hal Anger en 1958. Ce dispositif s'est rapidement imposé et reste actuellement le plus utilisé dans les services de médecine nucléaire.

Les éléments principaux constituant la tête de détection sont le collimateur, le cristal scintillateur, le guide de lumière, l'ensemble de tubes photomultiplicateurs (PMTs pour

PhotoMultipliers Tubes) ainsi que l'électronique associée servant au traitement de signal. Un blindage de plomb est utilisé pour protéger la tête de détection et minimiser ainsi la détection des rayonnements provenant de sources radioactives en dehors du champ de vision de la gamma-caméra et réduire ainsi le bruit de fond. La figure I.4 a) et b) représentent respectivement la tête de détection et les composants d'une gamma caméra d'ANGER. [3]

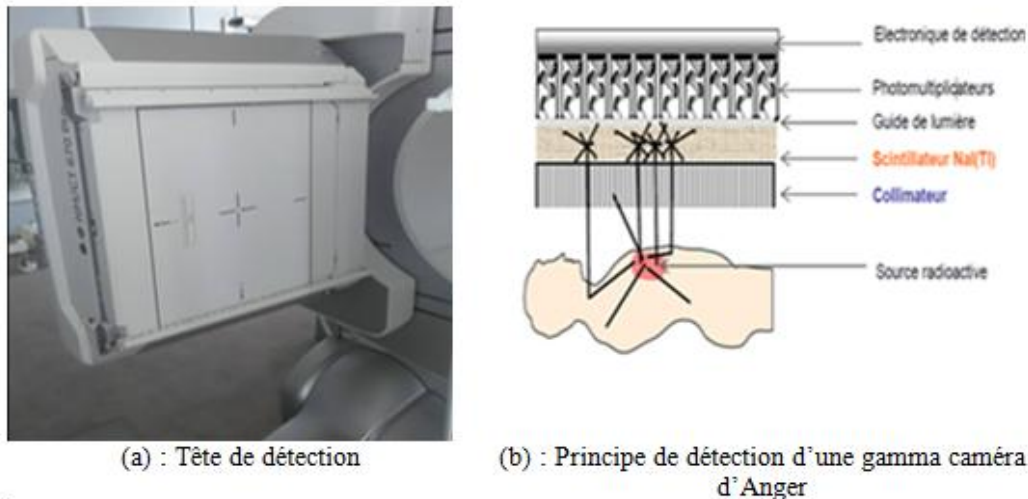


Figure I-4 : Tête de détection d'une gamma-caméra d'Anger

I.1.2.2.1. Collimateur

Un collimateur est un dispositif optique permettant d'obtenir un faisceau de rayons de rayonnements parallèles à l'axe optique du système. Ce mot vient du latin collimatio qui désigne l'action d'orienter un instrument de visée. Un collimateur est constitué d'une plaque de plomb dans laquelle sont ménagés des trous orientés perpendiculairement au cristal. Ils sont destinés à ne laisser passer que les photons utiles (photons colinéaires au collimateur). Les trous sont séparés par ce que nous appelons les septas. Ces collimateurs destinés aux caméras à grand champ comportent de nombreux trous répartis sur toute la surface de détection. Les paramètres qui définissent le type de collimateur et conditionnent ses performances sont : le nombre de trous par unité de surface, l'épaisseur des septas, le diamètre et la profondeur des trous.

Il existe différents types de collimateur suivant l'orientation des trous. Le premier prototype de collimation pour la caméra d'Anger était de géométrie « pinhole » (sténopé), il ne possédait qu'un seul trou très fin. Le collimateur pinhole (voir figure I.5 d) est aujourd'hui encore utilisé pour l'imagerie de petits organes comme la thyroïde où un agrandissement important peut être réalisé. Pour des organes de plus grandes dimensions, le collimateur à

trous parallèles est plus souvent utilisé. D'autres géométries sont également disponibles pour des applications spécifiques, à titre d'exemple, les collimateurs convergents, divergents, coniques ou encore en éventail. (La figure I.5) montre quelques exemples de géométries de collimateurs. [4]

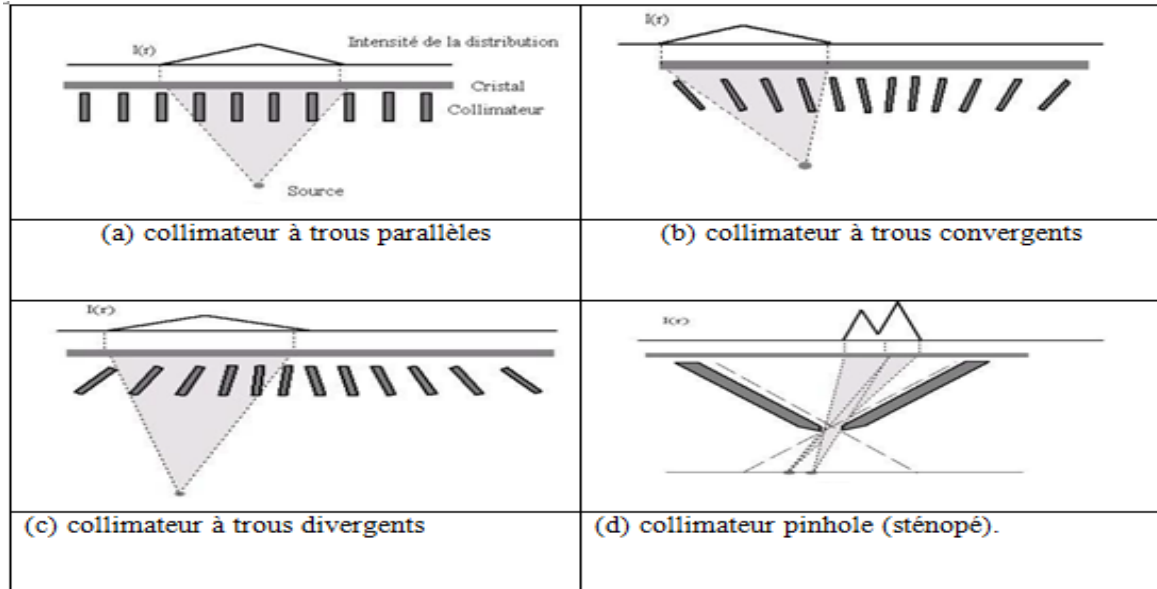


Figure I-5 : Différents types de collimateurs pour la caméra gamma

I.1.2.2.2. Scintillateur

Un scintillateur est constitué d'un matériel qui émet des photons lumineux basse-énergie quand il absorbe des rayons X ou Gamma de haute énergie. Ces scintillateurs sont le plus souvent des cristaux semi-conducteurs ou isolants. Dans un cristal pur, les états d'énergie des électrons faiblement liés sont déterminés par la structure du cristal. Les états d'énergie admissibles se répartissent en une structure de bande. Il y a deux bandes d'énergie continues: la bande de valence et la bande de conduction, ces bandes sont séparées par un gap d'énergie interdit (voir Figure I-6). Quand l'électron dans la bande d'énergie basse absorbe assez d'énergie, il est excité vers la bande d'énergie supérieure. Lorsqu'il se désexcite, il retourne à la bande d'énergie inférieure, en dissipant une énergie égale à la largeur du gap d'énergie interdit. Cette énergie peut être dissipée de plusieurs manières (phonons, plasmons, photons). Si la différence d'énergie coïncide avec la gamme de lumière visible, le matériel est un scintillateur. Pour améliorer au plus cette caractéristique, on peut ajouter un dopant dans le cristal, par exemple du Thallium pour les cristaux d'iodure de sodium NaI. La gamma caméra utilise le cristal scintillant de NaI dopé au thallium. La masse volumique du NaI est de 3,67 g/cm³, son nombre atomique égal à 50. Son temps de scintillation est de 230 ns et le maximum d'émission de lumière se situe à 415 nm. Son indice de réfraction est de 1,85; il est

transparent à sa propre lumière et environ 30% de celle-ci est transmise à la chaîne de détection. La résolution en énergie peut atteindre 7 à 8% pour des photons de 1 MeV. L'efficacité de détection des rayons γ est assez importante, de l'ordre de 40 photons/KeV: un photon d'énergie 100 KeV cédant toute son énergie dans le cristal entraînera la création d'environ 4000 photons lumineux visibles. Ces photons seront collectés par le photomultiplicateur. [2]

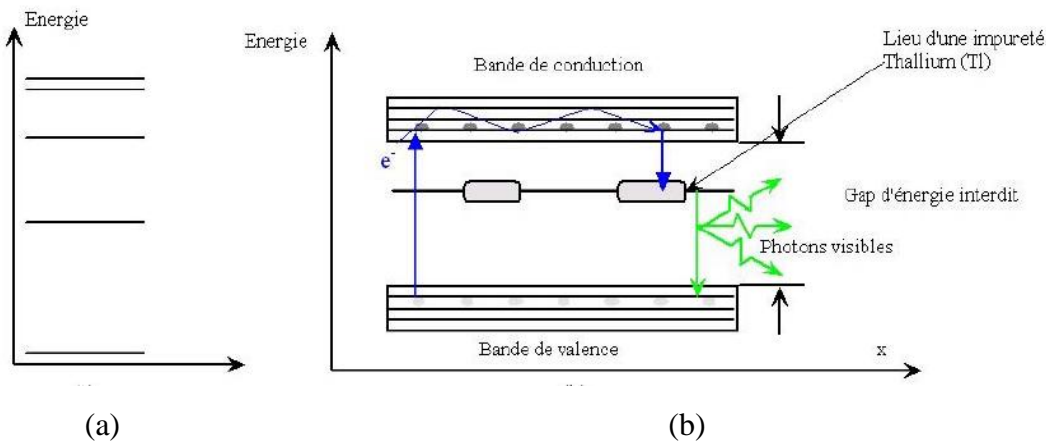


Figure I-6 : Principe d'un cristal scintillant: (a) niveau d'énergie d'un atome. (b) les niveaux d'énergie pour chaque étape de la conversion des photons gamma en photons lumineux

I.1.2.2.3. Photomultiplicateurs

Un photomultiplicateur consiste en un tube transparent avec une couche photoémissive (appelé Photocathode) et une série d'électrodes connus sous le nom de dynodes. Dans une photocathode, les photons de scintillation libèrent les électrons qui sont accélérés par une différence de tension vers la première dynode rencontrée. L'énergie prise par les électrons est suffisante pour libérer des électrons additionnels quand ils heurtent la dynode. Ces électrons sont accélérés vers la dynode suivante et le processus est répété jusqu'à la dernière dynode (voir Figure I.7). Ainsi, l'amplitude des impulsions dépend de la tension appliquée aux dynodes, de leur nombre et du nombre initial d'électrons libérés par la photocathode. Une amplification d'un facteur 1010 est couramment utilisée, il permet de détecter des photons de faible énergie (60KeV). [2]

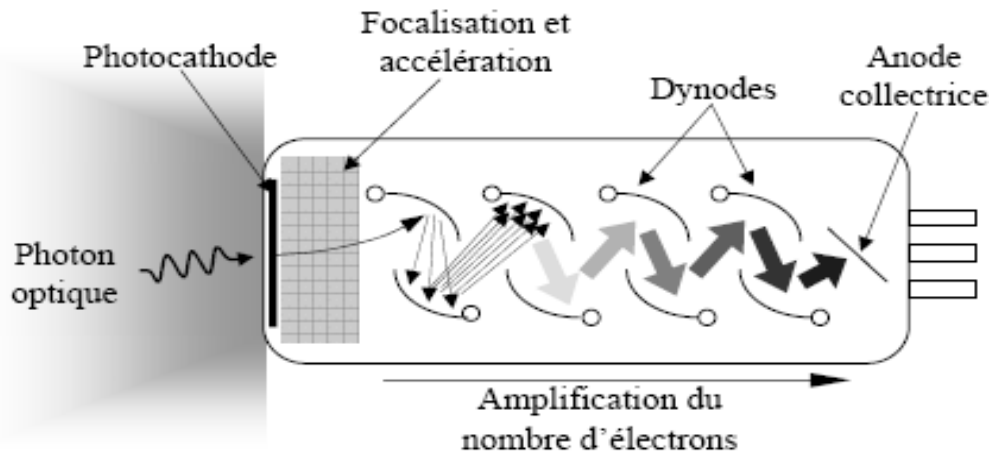


Figure I-7 : Principe de fonctionnement des tubes photomultiplicateurs.

I.1.2.2.4. Electronique

L'impulsion électronique produite par les photomultiplicateurs doit avoir assez de puissance pour transmettre sur le câble coaxial les informations aux autres procédés électroniques. Le dispositif électronique se compose des préamplificateurs, des amplificateurs et Analyseur d'amplitude. Le signal de sortie du PM sera donc amplifié et ajusté. Une analyse numérique permet d'obtenir un spectre (nombre de photons détectés en fonction de leur énergie) caractéristique du rayonnement détecté. Les impulsions sélectionnées par l'analyseur d'amplitude sont dirigées sur une échelle de comptage comportant un intégrateur du temps qui délivre alors un taux de comptage en impulsions par seconde (ips) ou en coupes/seconde (cps). A partir du comptage des photons détectés dans une fenêtre d'énergie choisi, il est possible de visualiser la répartition des sources émettrices de rayons γ . [2]

I.1.2.3. Performances des gammas caméras

Les images reconstruites à partir des signaux fournis par la gamma caméra sont imparfaites. Ces imperfections sont principalement dues au collimateur, mais aussi au détecteur et à l'électronique associée. Dans les sections suivantes, nous allons définir les caractéristiques et les performances des gammas caméras de type Anger équipé d'un collimateur à trous parallèles. La Figure I.8 montre le principe de fonctionnement (Figure I.8 a) ainsi que la géométrie utilisée dans un collimateur (Figure I.8 b). [3]

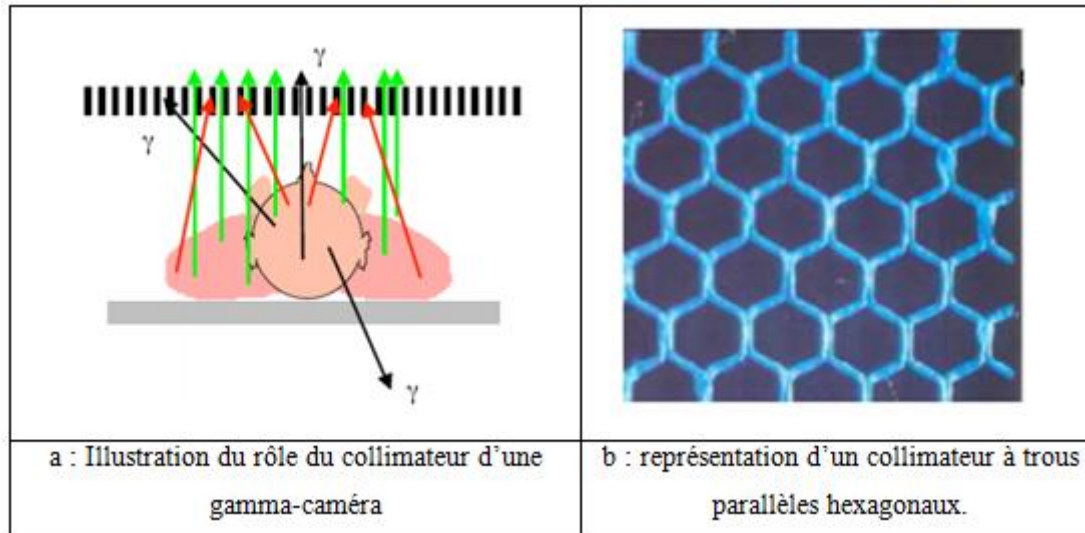


Figure I-8 : Représentation du principe d'un collimateur à trous parallèles.

I.1.2.3.1. Résolution spatiale

La résolution spatiale de l'ensemble collimateur-détecteur est définie par deux facteurs : le détecteur et le collimateur.

– Influence du détecteur :

Le facteur de résolution lié au détecteur (aussi appelée résolution intrinsèque) se définit par l'écart minimal entre deux sources radioactives détectées par le cristal. Il correspond à la précision de la localisation du cristal, et de son électronique composée de préamplificateurs, d'amplificateurs et d'analyseurs d'amplitude. Il est mesuré par la largeur à mi-hauteur FWHM (Full Width at Half Maximum) de la fonction de dispersion linéique fournie par une source linéaire de largeur 1 mm. Il est de l'ordre de 3 à 4 mm pour les cristaux standards.

– Influence du collimateur :

Le facteur de résolution lié au collimateur correspond à la résolution géométrique de l'ensemble collimateur-détecteur.

I.1.2.3.2. Sensibilité

La sensibilité ξ est définie par le rapport du nombre de photons γ incidents effectivement détectés par l'ensemble du détecteur sur le nombre de photons gamma émis par la source radioactive.

$$\varepsilon = \frac{\text{nombre de photon détecté}}{\text{nombre de photon émis}} = \left(\frac{D}{P}\right)^2 + \left(\frac{D}{P+L}\right)^2 \quad (\text{I-1})$$

La sensibilité des caméras gamma est de l'ordre de 10^{-4} (pour chaque photon détecté, 10000 sont perdus). Cette valeur assez faible explique le flou des images tomographiques.

Dans la partie suivante, on décrit les limites physiologiques liées à la distribution du radiotraceur dans le patient et à la morphologie du patient et les limites physiques liées aux propriétés d'interaction des photons avec la matière qui interviennent également dans la limitation des performances des examens scintigraphiques.

I.1.2.4. Limites de l'imagerie monophotonique

Il existe d'autres limites associées au système de détection, ce sont les limites physiologiques et les limites physiques. Ces derniers affectent la précision qualitative et quantitative des images obtenues en scintigraphie. [3]

I.1.2.4.1. Limites physiologiques

Les facteurs physiologiques sont principalement dus aux caractéristiques du radiopharmaceutique injecté, qui ne sont jamais idéales, ainsi qu'au patient lui-même. Tout d'abord, contrairement à ce qui est souhaité, le radiotraceur n'a jamais une spécificité parfaite. Ainsi, il se fixe de façon plus ou moins importante sur d'autres organes, induisant une activité de fond et donc une perte de contraste. Le foie illustre bien cette non-spécificité puisqu'il est souvent, par sa fonction, le lieu d'une fixation très importante. Par ailleurs, les temps d'acquisition sont également des facteurs de la dégradation de la qualité des images. En effet, pour obtenir de bonnes statistiques, ceux-ci sont souvent longs. Malheureusement, les mouvements involontaires du patient pendant la durée de l'examen entraînent des flous sur les projections acquises qui vont se traduire par l'apparition d'artefacts sur les images reconstruites. Les mouvements inhérents du patient (battements cardiaques, respiration...) sont également responsables de ces flous cinétiques.

I.1.2.4.2. Limites physiques

Les facteurs physiques sont liés aux mécanismes d'interaction des photons dans l'organisme du patient et la gamma-caméra. Ils sont au nombre de trois :

- 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.

Il est important de noter que les images des radio-isotopes obtenues avec le système SPECT ne sont pas des images anatomiques, leur résolution est de l'ordre du centimètre, alors que les

images obtenues par le système PET sont résolues. Malgré cela, les informations qui peuvent être déduites sont irremplaçables pour de nombreux diagnostics.

I.2. Généralités sur la tomographie par émission de positon « TEP »

I.2.1. Définition

La tomographie par émission de positons, mieux connue sous son acronyme de TEP voire de PETScan (en anglais), est une technique qui relève de la scintigraphie. C'est un examen à visée diagnostique. Idem, l'appareil (Voir figure I-1) est constitué uniquement d'un dispositif de détection sans source externe. Il s'agit en effet d'imagerie par émission; les photons détectés par l'imageur sont produits par un radiotracer injecté préalablement au patient par voie intraveineuse. La TEP fournit une image précise de l'activité cellulaire à l'intérieur du tissu observé.



Figure I-9: TEPSCAN GE Général Electrique

I.2.2. Principe de fonctionnement de la TEP

Le système PET (Positron Emission Tomography) utilise des isotopes émetteurs de positrons, à demi vie courte comme l'Oxygène-15, le Carbone-11, l'Azote-13 ou le Fluor-18. Le principe de ce système consiste à détecter en coïncidence, les 2 photons d'annihilation produits par la rencontre du positron émis par le radio élément avec un des électrons des tissus ayant fixé le radio élément. Ces 2 photons de 511 KeV sont émis en opposition ce qui permet d'obtenir une information directionnelle sans utiliser de collimateur (voir Figure I.10). [2]

Il existe de nombreuses configurations de détecteurs qui permettent de compter les photons d'annihilation. La géométrie la plus populaire est un anneau circulaire fixe de détecteurs discrets, chacun travaillant en coïncidence avec plusieurs détecteurs opposés.

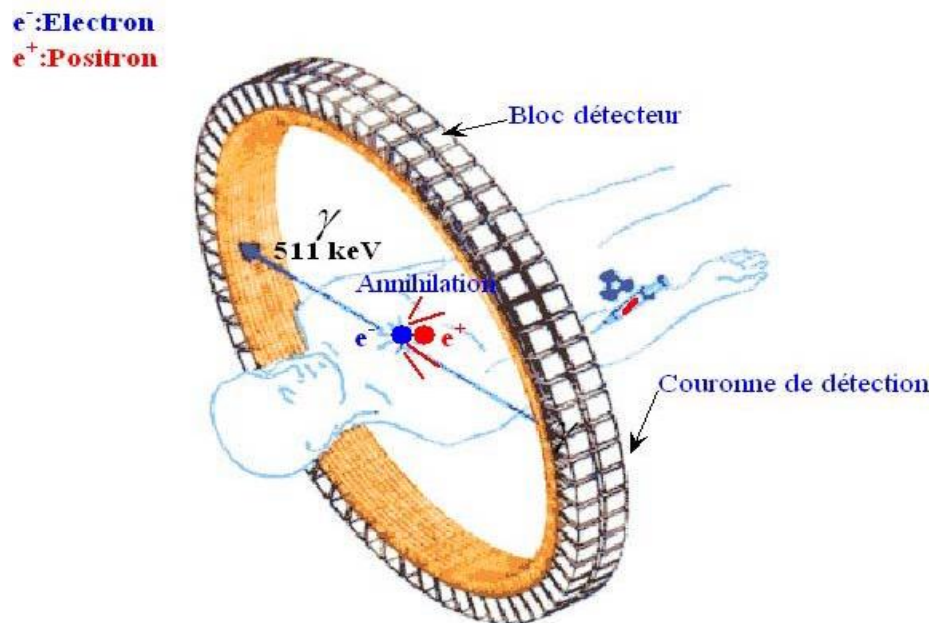


Figure I-10 : Principe du système TEP

Différents isotopes émetteurs de positrons sont utilisés pour l'acquisition des images TEP. La section suivante décrit quelques radiotraceurs utilisés

I.2.2.1. Radiotraceurs utilisés en TEP

Le produit injecté au patient avant l'examen contient un traceur qui est composé d'une molécule dont au moins un de ses atomes est substitué par un isotope instable émetteur de particule e^+ . Ce produit permet d'étudier la distribution d'activité métabolique, en fonction de sa formule chimique, le traceur est impliqué dans des métabolismes spécifiques. Les radiotraceurs disponibles en TEP sont [6][7] :

I.2.2.2. Fluoro-désoxyglucose [18F] FDG

C'est la molécule la plus utilisée dans les centres TEP pour suivre le métabolisme du glucose dans des pathologies comme l'épilepsie, les tumeurs cancéreuses, les dégénérescences ou les atteintes cardiaque. C'est un analogue du glucose, c.-à-d. il possède la même formule chimique à l'exception d'un groupement hydroxyle qui a été remplacé par un atome de fluor-18 (18F) (voir figure I.11).

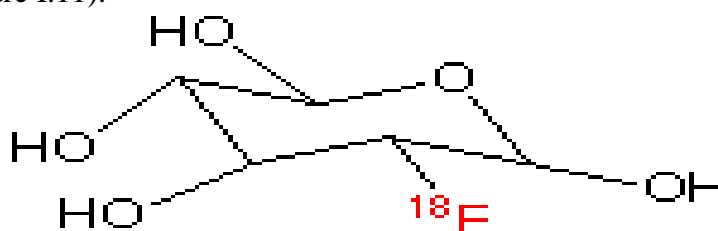


Figure I-11 : Représentation géométrique de la molécule de [18F] FDG.

I.2.2.3. [18F] FluoroDOPA

Le fluoro-dihydroxyphénylalanine [^{18}F] Fluoro-DOPA (figure I.12) permet de suivre la synthèse de dopamine dans les noyaux cérébraux qui contrôlent le mouvement, et est très utilisée dans les études de la maladie de Parkinson et dans les tumeurs neuroendocrines digestives

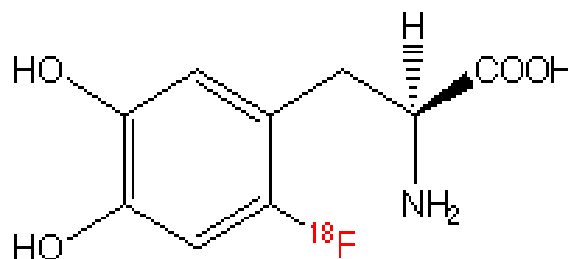


Figure I-12 : Représentation géométrique de la molécule de [18F]- FluoroDOPA

I.2.2.4. Méthionine [^{11}C]

Le radio-traceur [^{11}C] Méthionine est un acide aminé indicateur de la synthèse protéique, utilisé pour les études du métabolisme des tumeurs cérébrales (voir figure I.13).

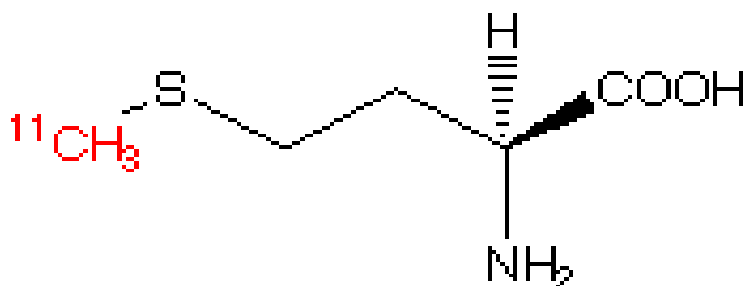


Figure I-13 : Représentation graphique de la molécule de [^{11}C] Méthionine

I.2.2.5. Fluorure de sodium [^{18}F] NaF

Possède une excellente fixation au niveau du squelette. Ce radiopharmaceutique pourrait être particulièrement adapté à l'étude des tumeurs osseuses et des métastases osseuses de différents cancers.

I.2.2.6. [^{11}C] Raclopride

Le Raclopride [^{11}C] (voir figure I.14) c'est un ligand antagoniste des récepteurs post-synaptiques dopaminergiques D2, utilisé dans l'étude des maladies dégénératives chez les patients présentant des troubles du mouvement, par exemple dans la maladie de Parkinson.

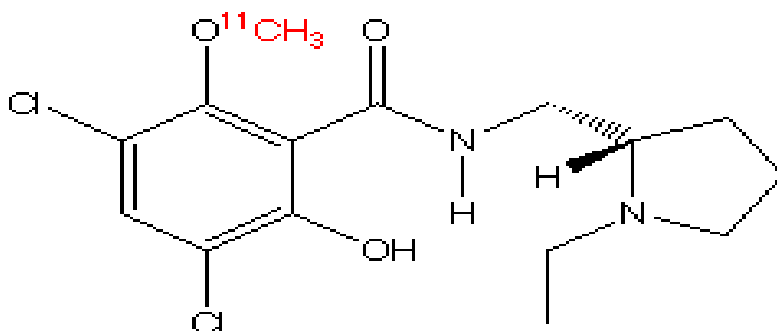


Figure I-14 : Représentation graphique de la molécule de [^{11}C] Raclopride.

I.2.2.7. Eau marquée à l'oxygène [^{15}O] H_2O

Permet de cartographier l'irrigation sanguine du cerveau et l'exploration de ses fonctions, ainsi que d'apprécier le degré d'hypoxie des tumeurs (donc leur degré de résistance aux traitements).

I.2.2.8. [13N] NH₃

Capté par le myocarde, l'ammoniaque est utilisée en cardiologie comme traceur de débit d'un flux sanguin.

I.2.2.9. [18F]-fluorocholine

Est en cours d'évaluation pour les bilans d'extension et les récidives occultes des cancers de prostate.

Après l'injection du radiotraceur, les photons sont émis indirectement, ils provoquent le phénomène d'annihilation des positons émis lors de la désintégration β^+ du noyau de l'isotope instable.

I.2.3. Phénomène d'annihilation

Le positon émis par la désintégration β^+ du noyau A_ZX (avec A : nombre de masse et z : nombre de protons) récupère une partie de l'énergie de transition du proton en neutron ${}^A_{z-1}Y$ sous la forme d'énergie cinétique. Cette énergie lui permet de parcourir quelques millimètres, voire quelques centimètres. Lorsque sa vitesse est suffisamment faible le positon peut se combiner et s'annihiler avec un électron, donnant naissance à une paire de photons colinéaires et de sens opposé (voir figure I.15)

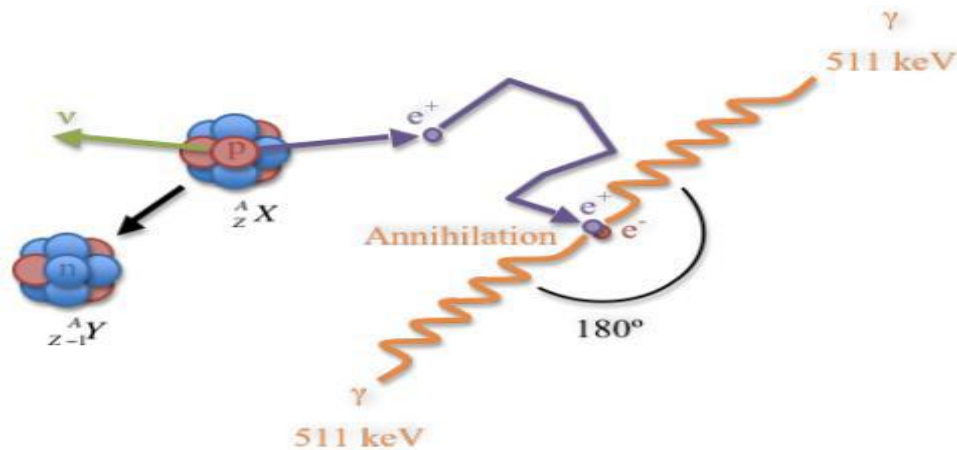


Figure I-15 : Phénomène d'annihilation de la paire positon-électron.

La ligne formée par les deux photons gamma est appelée ligne de réponse (LOR en anglais pour Line Of Response). Chaque annihilation est donc caractérisée par une LOR dont la détection constitue le signal utile. Il est important de noter que le point d'émission du positon n'est pas confondu avec celui des photons d'annihilation. De plus, lorsque le positon n'est pas tout à fait au repos, l'angle séparant l'émission des photons d'annihilation est de 180° . [6]

Le système TEP est basé donc sur la détection en coïncidence de deux photons γ de 511 keV issus d'une même annihilation entre un positon et un électron du milieu.

I.2.4. Détection des photons γ

Les photons γ détectés vont interagir avec la matière des détecteurs, ces interactions sont responsables à l'atténuation des photons γ dans les détecteurs. Différentes interactions sont observables parmi lesquels on peut citer l'effet photoélectrique, la diffusion Compton, la diffusion Rayleigh et la création de paires. Toute interaction conduisant à une perte d'énergie selon la loi d'absorption dans la matière est exponentielle [6]:

$$I = I_0 e^{-\int_0^x \mu(x) dx} \quad (I-5)$$

Où I_0 et I représentent respectivement les flux de photons incidents et transmis, x étant la profondeur dans le milieu et μ étant le coefficient d'atténuation linéique.

I.2.4.1. L'effet photoélectrique

L'effet photoélectrique constitue le mode d'interaction dominant quand l'énergie du photon gamma $E_\gamma = h \nu_0$ (avec E est l'énergie du photon (en joules), h constante de planck $h \approx 6.63 * 10^{-34} J.s$, et ν_0 la fréquence en hertz) est de l'ordre des énergies de liaison des électrons des atomes rencontrés. Le photon gamma arrache un électron à sa couche atomique la plus interne K (voir figure I.16). L'atome qui a perdu un de ses électrons internes se trouve dans un état excité. Un électron d'une couche plus externe (L) vient occuper la lacune laissée par l'électron éjecté. Celui-ci va partager son énergie entre l'électron arraché et l'atome excité. Ce dernier se débarrasse ensuite de son énergie d'excitation en émettant des photons avec une énergie cinétique donnée par : $[\frac{1}{2} m_e v^2] = h \nu_0 - E_l$ où m_e la masse d'électron en (Kg) et v la vitesse en (m/s) et E_l est l'énergie de liaison de l'électron dans l'atome. Ces photons sont dits de fluorescence (généralement des rayons X) ou d'électron Auger qui arrache l'énergie d'excitation. Dans le premier cas, la transition d'un électron d'une couche vers une autre plus profonde s'accompagne de l'émission d'un photon X de fluorescence dont l'énergie est caractéristique. Dans le second, l'énergie disponible est transférée à un électron de la couche périphérique, émis avec une énergie cinétique donnée (électron Auger).

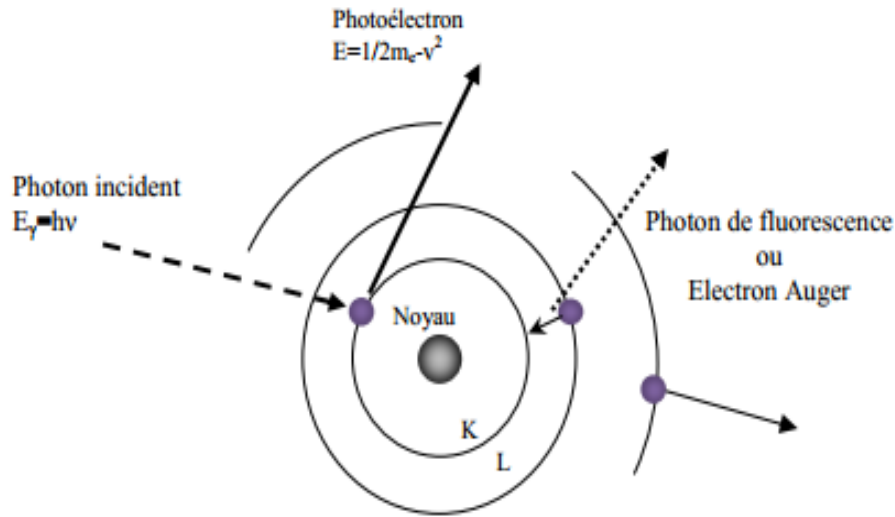


Figure I-16 : Principe de l'effet Photoélectrique

I.2.4.2. Diffusion Compton (inélastique)

Mode d'interaction privilégié avec la matière pour des photons gamma d'énergie moyenne. Ce processus correspond à la diffusion inélastique d'un photon γ , qui va libérer une partie de son énergie sur un électron (libre ou lié) du cortège atomique. Nous avons donc, l'apparition d'un nouveau photon émis dans une direction θ, φ déviation d'électron qui est arraché (voir figure I.17).

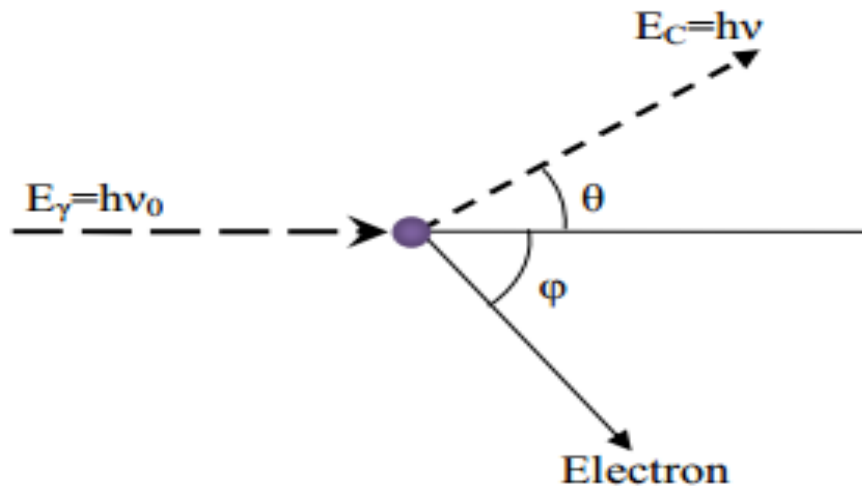


Figure I-17 : Principe de la diffusion Compton

I.2.4.3. Diffusion Rayleigh

Cet effet consiste à dévier la trajectoire d'un photon de basse énergie tout en passant à côté d'un électron fortement lié à un atome. Le transfert d'énergie du photon à l'atome est considéré comme négligeable. Ce type d'interaction est fréquent pour des milieux de numéro

atomique élevé et pour des photons d'énergie faible. Cet effet est souvent négligé en TEP : par exemple, dans le Cérium dope oxyorthosilicate de Gadolinium (GSO) et pour une énergie de 511 keV, l'effet Rayleigh représente seulement 2% des interactions dans le cristal, ce qui est négligeable face à l'effet photoélectrique et la diffusion Compton.

Après différentes interactions avec la matière, les photons diffusés, absorbés ou sortant de la matière sans interaction seront convertis en signaux numériques à travers une caméra TEP.

I.2.5. Chaîne de détection en TEP

Les photons détectés en TEP ont donc une énergie voisine 511 keV. Il s'agit donc de photon de haute énergie par rapport aux photons détectés en imagerie monophotonique. Les cristaux NaI(TL) sont alors mal adaptés. Il faut utiliser des cristaux plus denses et présentant un meilleur pouvoir d'arrêt que le NaI(Tl) à 511 keV. Le système constitue donc de plusieurs cristaux scintillateurs couplés à un ou plusieurs tubes photomultiplicateurs (TPMs) par le guide de lumière. Le détecteur à scintillation émet un signal lumineux suite à l'absorption d'un rayonnement, et le tube photomultiplicateur permet de convertir ce signal à une grandeur électrique mesurable proportionnelle à l'énergie déposée par le rayon dans le scintillateur. [6]

I.2.5.1. Scintillateurs

Le choix du scintillateur repose sur un compromis entre la sensibilité, la résolution spatiale, énergétique et temporelle, les contraintes de fabrication et le coût.

Les récents développements de scintillateurs en TEP permettent d'envisager différentes solutions de détection. Les performances du système de détection dépendent du choix du cristal scintillateur qui, idéalement doit avoir les caractéristiques suivantes :

- Pouvoir d'arrêt élevé couplé à une photo fraction élevée, d'où un nombre atomique élevé et une haute densité.
- Haute efficacité de conversion lumineuse (photons/keV)
- Emission compatible avec les photos détecteurs
- Emission rapide (une faible constante de décroissance permettant ainsi une bonne résolution temporelle du système de détection et diminuant le temps mort relatif à la scintillation)
- Transparent à sa longueur d'onde d'émission
- Indice de réfraction le plus proche possible de celui de la photocathode (qui est de l'ordre de 1,5) pour avoir un maximum de photons réfractés entre les milieux
- Non hygroscopique, insensible à la température

- Facile à tailler
- Faible cout.

I.2.5.2. Guide de lumière

Le guide de lumière assure le couplage optique entre les cristaux et les tubes photomultiplicateurs (TPM). Il est fait d'un matériau possédant un indice de réfraction proche de celui du cristal, de façon à optimiser le transport de la lumière vers les TPM (verre et quartz etc.). La forme et l'épaisseur du guide de lumière sont soigneusement adaptées à la forme de la photocathode du TPM.

Le guide de lumière aide également à réduire les variations d'efficacité de collection de la lumière par les TPM: la perte de lumière engendrée par les espaces morts que ne couvrent pas la face d'entrée des TPM est réduite par le guide de lumière, qui collecte la lumière émise dans ces espaces morts et la dirige vers la photocathode du TPM.

I.2.5.3. Les tubes photomultiplicateurs (TPM)

Le scintillateur est couplé à la fenêtre du TPM (Figure I.18). Celle-ci est généralement en verre ou en quartz. Sur la face interne de la fenêtre, est déposé un alliage métallique bi-alcalin qui constitue la photocathode du TPM. Par effet photoélectrique, les photons de scintillation éjectent des électrons de la photocathode. Le photon possède une probabilité de produire un photoélectron appelée l'efficacité quantique de la photocathode. La photocathode est en outre le siège d'une émission spontanée d'électrons par effet thermoélectrique. Cette émission est à l'origine de la plus grande partie du bruit de fond du TPM.

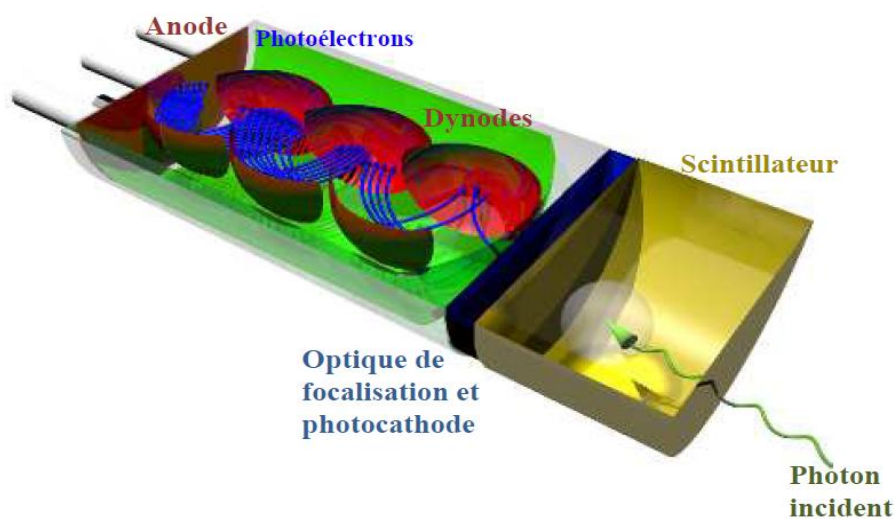


Figure I-18 : Schéma représentant les principaux éléments d'un TPM.

I.2.5.4. Circuit électronique

Dans la majorité des appareils TEP actuels, le circuit électronique comprend six parties principales :

- La discrimination énergétique des signaux : Cette étape consiste à rejeter tous les signaux de basse énergie, considérés comme parasites qui saturent l'électronique et qui contribuent au bruit dans l'image.
- La conversion analogique/numérique : Chaque signal accepté lors du tri au niveau du discriminateur sera digitalisé individuellement, tout en gardant comme information la position, l'énergie et le temps de détection du signal.
- La détection en coïncidence : La discrimination en temps repose sur un circuit de coïncidence qui, reliant deux détecteurs en vis-à-vis, n'autorise l'enregistrement d'un événement que si les deux photons sont détectés dans un intervalle de temps (fenêtre de coïncidence) de quelques nanosecondes. Ainsi, seules les désintégrations situées entre les deux détecteurs peuvent théoriquement contribuer au comptage. La forme de collimation ainsi constituée est appelée "collimation électronique" par opposition à la "collimation mécanique" employée sur les gammas-cameras.

I.2.6. Paramètres influant sur le fonctionnement de la TEP

En TEP, la fiabilité de la quantification est affectée par deux composantes : le détecteur qui sert à acquérir les données, et les méthodes qui servent à traiter les données pour en extraire des paramètres quantitatifs. Un des critères essentiels de l'analyse qualitative en TEP est la résolution spatiale, qui sera dégradée par deux facteurs essentiels liés à l'émission du positon (parcours du positon) et à la détection des photons d'annihilation (non colinéarité).[6]

I.2.6.1. Parcours du positon

Lors de la détection des photons, le signal obtenu donne une information de la position d'annihilation du positon après sa thermalisation (l'échauffement de positon). Or, on souhaite connaître la position de la désintégration et non le point d'annihilation. La distance séparant le point d'émission du positon et le point de son annihilation, dite "portée du positon" ou bien la "distance de vol du positon", contribue à la dégradation de la résolution spatiale en TEP. Ce parcours dépend principalement de l'énergie du positon et de la densité électronique du milieu.

I.2.6.2. Acolinéarité des photons γ émis

Comme décrit auparavant, les deux photons d'annihilation ne sont pas émis exactement à 180° , mais avec une certaine acolinéarité dont la distribution gaussienne présente une largeur de l'ordre de $0,5^\circ$. Ce facteur limitant génère un biais dans la reconstruction de la ligne de réponse dégradant aussi la résolution spatiale (voir figure. I.19).

En outre, il y a d'autres phénomènes biaisant les données à partir desquelles sont estimés des paramètres quantitatifs sont: les différents types de coïncidences, bruit de mesure et le temps mort. Tous ces événements influençant sont constitués des limites physiques fondamentales.

I.2.6.2.1. Types de coïncidence

La signature des désintégrations β^+ est l'émission simultanée et absolument opposée ($\sim 180^\circ$) de deux photons γ de 511 keV, suite à l'annihilation du positon et électron. lorsqu'une paire de photons γ issue de la même annihilation et de direction opposée est détectée, on compte une vraie coïncidence constituant véritablement le signal utile en TEP. Néanmoins, l'acquisition faite contient une grande proportion de coïncidences erronées (sources de bruit) par rapport aux coïncidences vraies (les coïncidences diffusées et les coïncidences fortuites). La figure I.20 représente les trois types de coïncidence.

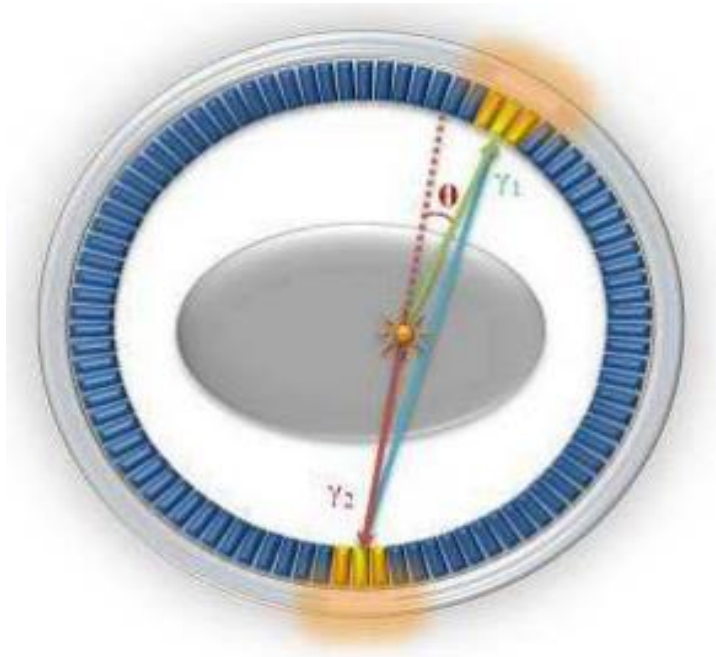


Figure I-19 : Acolinéarité des photons d'annihilation

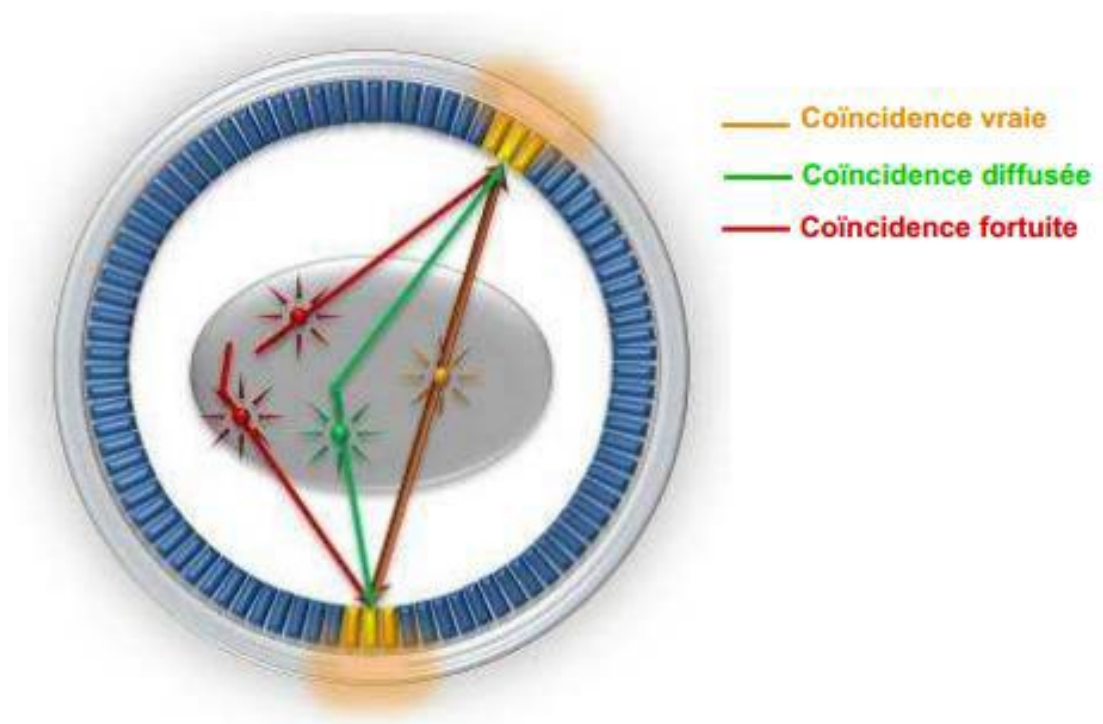


Figure I-20 : Trois types de coïncidence.

I.2.6.2.1.1. Coïncidences vraies

Une coïncidence vraie résulte de deux photons d'annihilation provenant de la même désintégration et qui sont bien localisée sur la ligne de projection (voir figure. I.21). L'ensemble de coïncidences vraies constituent le signal qui contient l'information utile sur la distribution radioactive du traceur.

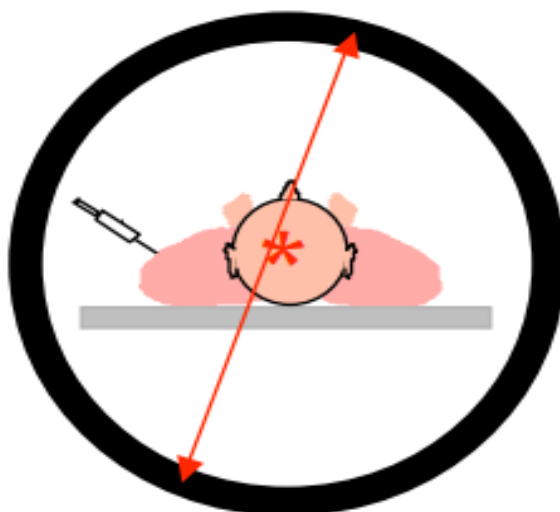


Figure I-21 : Coïncidences vraies.

I.2.6.2.1.2. Coïncidences diffusées

Une coïncidence diffusée résulte de deux photons ont une énergie inférieure à 511 keV, provenant d'une désintégration ayant subi une ou plusieurs interactions Compton dans le tissus biologique avant d'être détectés. Alors la colinéarité des photons est brisée, et la LDR présente une direction erronée (voir figure. I.22).

L'importance du problème dépend du détecteur, et plus exactement de la capacité du détecteur à rejeter les photons diffusés à l'acquisition. L'efficacité de l'exclusion des photons diffusés à l'acquisition dépend de deux composantes du détecteur :

- Sa géométrie de collimateur qui placé immédiatement devant le cristal, a pour fonction de sélectionner les photons dans une seule direction.
- Sa résolution en énergie, puisque c'est l'énergie de détection de chaque photon qui donne une information sur la probabilité que le photon ait été diffusé. Tous les détecteurs ne sont donc pas égaux face au problème de diffusion, puisque la géométrie de collimation des détecteurs et leur résolution en énergie varient.

Plusieurs méthodes ont été développées pour la correction de cet effet :

- L'utilisation de plusieurs fenêtres en énergie.
- L'utilisation des méthodes de déconvolution.
- Le calcul de la distribution des coïncidences diffusées.

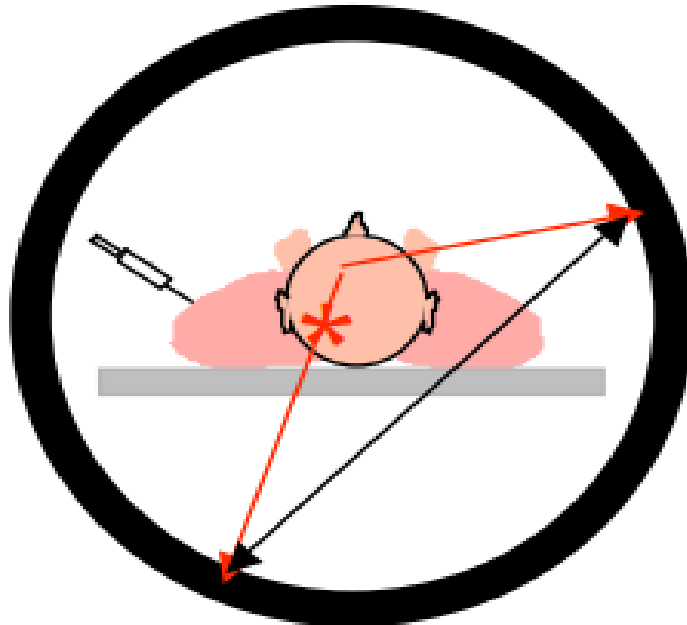


Figure I-22 : Coïncidences diffusées.

I.2.6.2.1.3. Coïncidences fortuites

Il arrive que deux photons γ détectés en coïncidence proviennent de deux annihilations différentes au niveau des détecteurs (voir figure. I.23). Ce phénomène dégrade la qualité d'image et diminue son contraste c.-à-d. une mauvaise concentration radioactive au niveau de la zone d'intérêt.

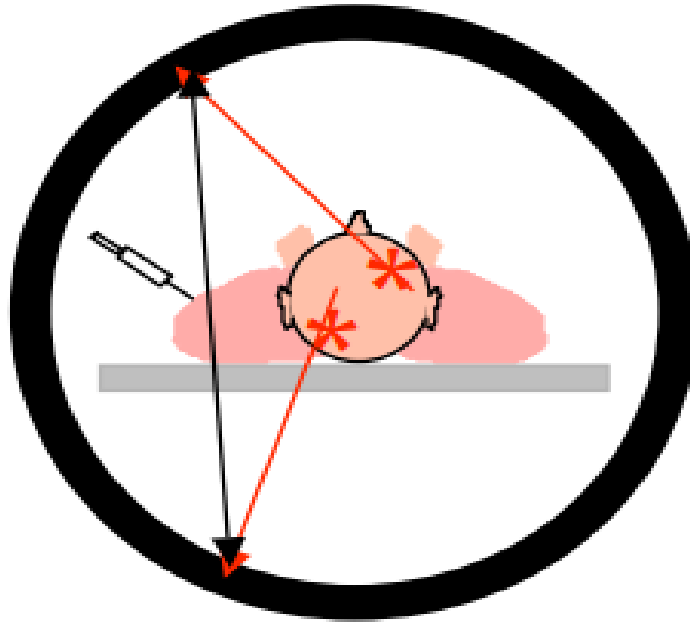


Figure I-23 : Coïncidences fortuites

Par conséquent, juste les coïncidences vraies reconstruisent une cartographie de positionnement de distribution de dose la plus fidèle possible à la réalité. Par contre les coïncidences diffusées et fortuites contribuent à la dégradation de la résolution spatiale des images reconstruites.

I.2.6.3. Temps mort

Les cristaux ayant un temps de réponse non nul et les détecteurs présentent des temps morts. Ces temps morts existent en général au niveau de chaque TPM, ce sont des phénomènes qui se caractérisent par la présence d'une haute concentration radioactive, la chaîne de détection sera saturée, ce qui engendre des pertes d'événements. Plusieurs sources de temps mort ont pu être relevées :

- La durée d'intégration du signal est nécessaire pour la détection d'un événement, c.-à-d le délai entre l'arrivée du photon dans le cristal scintillant, et le signal électrique qui en résulte à la sortie du photomultiplicateur.

- Le temps de réinitialisation du système, après avoir traité une coïncidence. Il existe un délai pendant lequel le système n'est pas capable de traiter d'autre signal.
- Les multiples coïncidences, c.-à-d. celles arrivant durant une même fenêtre temporelle de coïncidence.

I.2.6.4. Bruit de mesure

Le bruit correspond à un mouvement statistique s'associant au signal et pouvant provenir du détecteur (bruit d'émission,...) ou de la reconstruction. Au cours de processus de la chaîne de détection, il contient les événements suivants : l'émission radioactive des photons, la création des photoélectrons dans le cristal, 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. Ce parasite superpose au niveau des projections peut être traité par les algorithmes de reconstruction tomographique.

Idéalement, il est nécessaire de prendre en compte ce bruit lors de la reconstruction tomographique, et lors de l'interprétation des mesures effectuées à partir des images.

Conclusion

A travers ce chapitre, nous avons détaillé l'appareillage et les principes physiques sur lesquelles s'appuient les deux modalités de médecine nucléaire SPECT et PET ainsi que leurs limites. Nous présenterons à travers le chapitre suivant les différentes méthodes de reconstruction tomographique afin de corriger et optimiser les différentes résolutions du problème de la reconstruction en imagerie nucléaire.

Chapitre2

Méthodes de reconstruction tomographique

II. Chapitre2 : Méthode de reconstruction tomographique

Introduction

La reconstruction tomographique conquis un élément important dans la chaîne d'optimisation de la qualité d'images nucléaire. Depuis l'invention des modalités de médecine nucléaire, les chercheurs n'ont cessé de développer des algorithmes et des moyens pour améliorer les images acquises en termes de résolution spatiale, bruit, ...etc. A travers ce chapitre, nous allons présenter la problématique de la reconstruction tomographique à partir des données acquises ainsi que l'état de l'art des différents algorithmes de reconstruction d'images les plus utilisés actuellement en imagerie nucléaire.

II.1. Acquisition des données

Les tomographes par émission sont des appareils équipés de plusieurs détecteurs qui permettent la mesure simultanée d'un ensemble de coupes, à partir de données brutes. Dans notre travail, on s'intéresse aux deux modes d'acquisitions la TEP et la TEMP.

II.1.1. Acquisition des données TEMP

La gamma caméra peut être utilisée de plusieurs façons. Tout dépend de l'organe à explorer et de la pathologie à identifier. Ses différents types de fonctionnement sont appelés modes d'acquisition qui sont exécutées soit en mode planaire soit en mode tomographique :

En mode planaire, l'image correspond à une acquisition sous une incidence unique. C'est donc une projection de la structure examinée. Elle n'explore donc que la partie du corps face au champ de vue du détecteur, tel que : les acquisitions statiques, dynamiques et balayage corps entier.

En mode tomographique, on fait tourner les têtes de détection du gamma caméra autour du patient, l'image est ensuite reconstruite à partir des projections prises sous différents angles d'incidence. [8]

II.1.1.1. Acquisition statiques

Ces images sont obtenues en faisant un enregistrement d'une zone de l'organisme, le patient et le détecteur étant immobiles pendant la durée de l'examen. L'enregistrement est interrompu au bout d'un temps prédéfini (mode pré-temps) ou après la détection d'un nombre prédéfini de photons (mode précompte) pour avoir une qualité d'image interprétable ou bien arrêté l'acquisition. Les acquisitions statiques sont utilisées dans l'étude des distributions stables

dans le temps telles que la scintigraphie pulmonaire comme montre la Figure II.1, la scintigraphie thyroïdienne,etc.

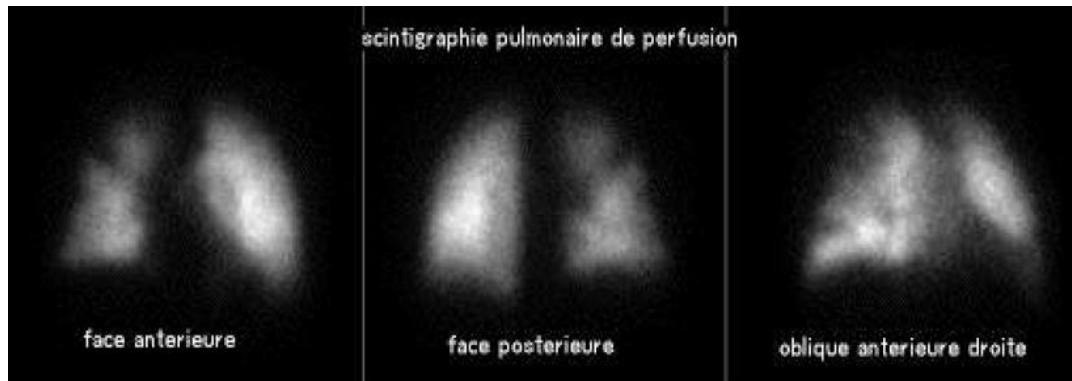


Figure 0-1. Imagerie planaire statique : Perfusion pulmonaire

II.1.1.2. Balayage corps entier

Ce mode est adopté lorsque la surface à explorer est plus grande que le champ de vue de tête de détection. La figure II.2 représente un exemple d'une image corps entier obtenue lors d'un examen (scintigraphie osseuse). Les acquisitions avec balayage sont obtenues en déplaçant lentement le dispositif de détection par rapport à un patient dans une position fixe ou inversement. Les photons détectés étant affectés aux pixels correspondants suivant le point d'impact et la position du détecteur à l'instant de la détection.

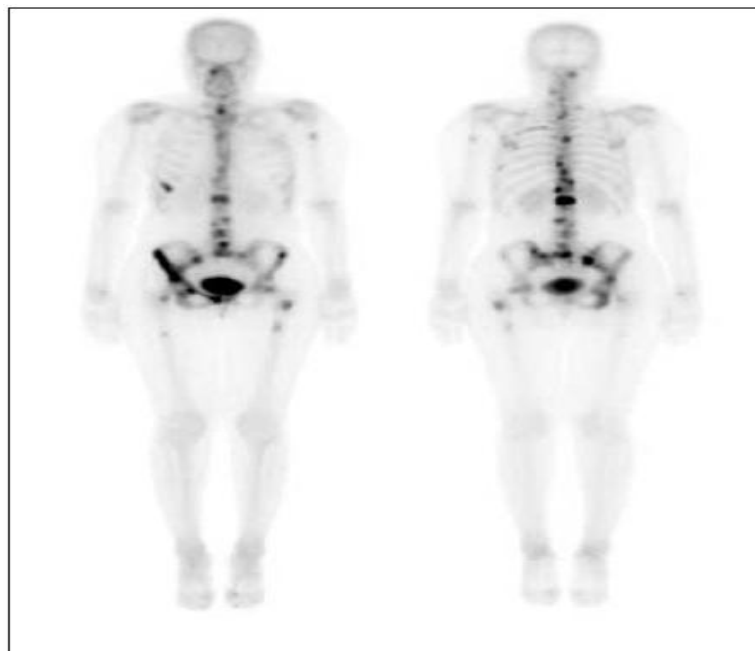


Figure 0-2 : i mage corps entier : scintigraphie osseuse

II.1.1.3. Acquisitions dynamiques

Ce mode d'acquisition permet d'observer un organe selon la cinétique d'un traceur. Il consiste en la prise d'une série d'images d'une même zone dans le temps. Ces enregistrements permettent de suivre la cinétique du traceur dans une région donnée dite région d'intérêt (ROI) et d'en déduire des renseignements fonctionnels.

II.1.1.4. Tomoscintigraphie SPECT (Acquisition et techniques de reconstruction tomographique)

L'imagerie SPECT ("Single Photon Emission Computed Tomography") est réalisable avec un, deux ou rarement trois détecteurs qui tournent autour du patient et fournissent des acquisitions scintigraphiques sous des incidences multiples. A partir de ces acquisitions, on reconstruit des coupes transversales dans la région explorée selon les techniques numériques de reconstruction. Par rapport à la scintigraphie planaire, la tomoscintigraphie SPECT a l'avantage de localiser des lésions dans l'espace et de débrouiller le problème des superpositions ; elle est principalement utilisée pour la scintigraphie du myocarde (figure II.3)

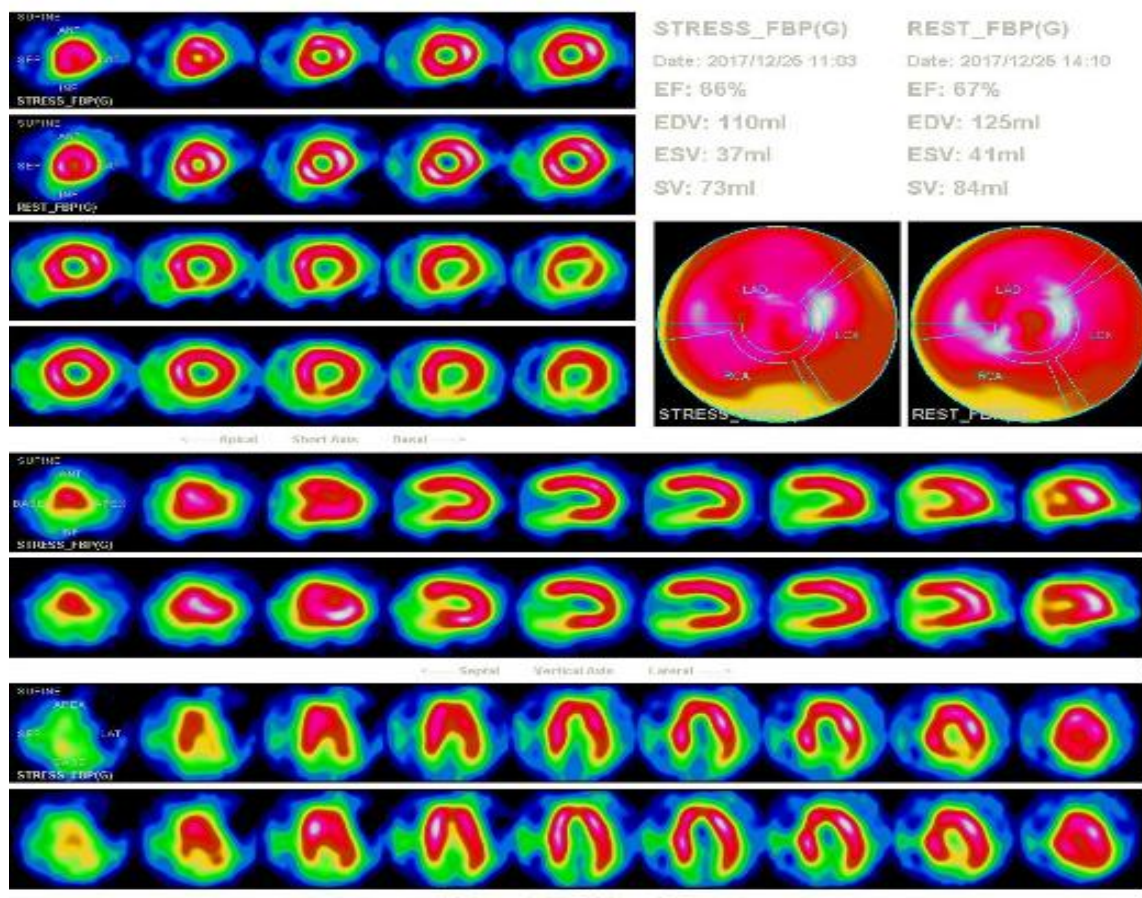


Figure 0-3. Tomoscintigraphie du myocarde

II.1.2. Acquisition de données TEP

L'acquisition des données en TEP suivant le mode 2D tient compte uniquement des données localisées dans les plans transversaux du scanner, ce dernier est composé de plusieurs couronnes de détecteurs, chaque couronne est à son tour composée de blocs de détecteurs, c'est à dire les plans orthogonaux à l'axe du scanner. Les lignes de réponses mesurées relient alors des détecteurs appartenant à la même couronne. Ceci est possible grâce aux septa montés sur les couronnes de détecteurs qui limitent l'enregistrement des lignes de réponse (LORs) obliques (non orthogonales à l'axe du scanner et donc d'inclinaison $\theta \neq 0$) (voir figure II.2(a)). Cependant, on mesure généralement des LORs légèrement obliques, celles reliant deux couronnes voisines (angle d'inclinaison $\theta \sim 1^\circ$ environ). La présence de septa permet de réduire le taux de coïncidences aléatoires et diffusées. Ce dernier est de l'ordre de 30% - 60% des coïncidences totales pour une acquisition sans septa (figure II.2(b)), alors qu'il est seulement de 10% - 20% pour une acquisition avec septa [14] pour le même objet imagé. Au total, un TEP ayant n couronnes de détecteurs, mesure simultanément n sinogrammes pour les plans directs et $(n-1)$ sinogrammes correspondant aux plans croisés. L'obtention d'un volume résulte de la reconstruction indépendante des $(2n-1)$ sinogrammes en utilisant des algorithmes de reconstruction 2D. [9]

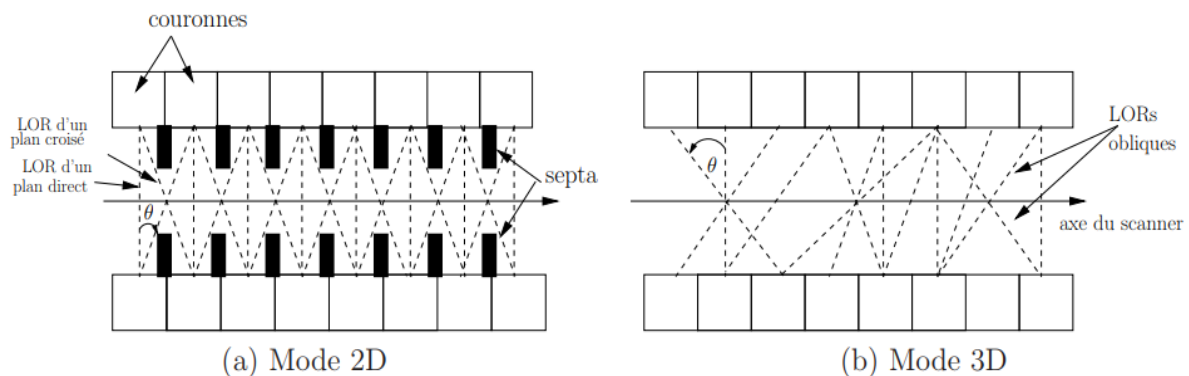


Figure 0-4: Mode d'acquisition des données en TEP vue selon une coupe longitudinale

Les coïncidences détectées lors d'une acquisition doivent être enregistrées pour pouvoir être utilisées par la suite.

II.2. Stockage des évènements

En pratique, la station de traitement (exemple xeleris de GE) s'occupe de recevoir les informations du tomographe et de les stocker en format binaire. Il existe trois types de stockage, du plus intuitif au plus complexe : mode liste, histogramme brut et sinogramme. [7]

II.2.1. Mode liste (format événementiel)

Ce format de données est moins classique, il consiste à enregistrer les événements détectés en coïncidence les uns à la suite des autres, jusqu'à la fin de l'acquisition. En pratique, l'information temporelle, l'énergie et les index de deux cristaux de détection sont stockés. Le fichier mode liste résultant nécessite un volume de stockage plus important, qui augmente avec un nombre croissant de détections. Ce format présente de nombreux avantages en termes de disponibilité et de flexibilité des informations captées.

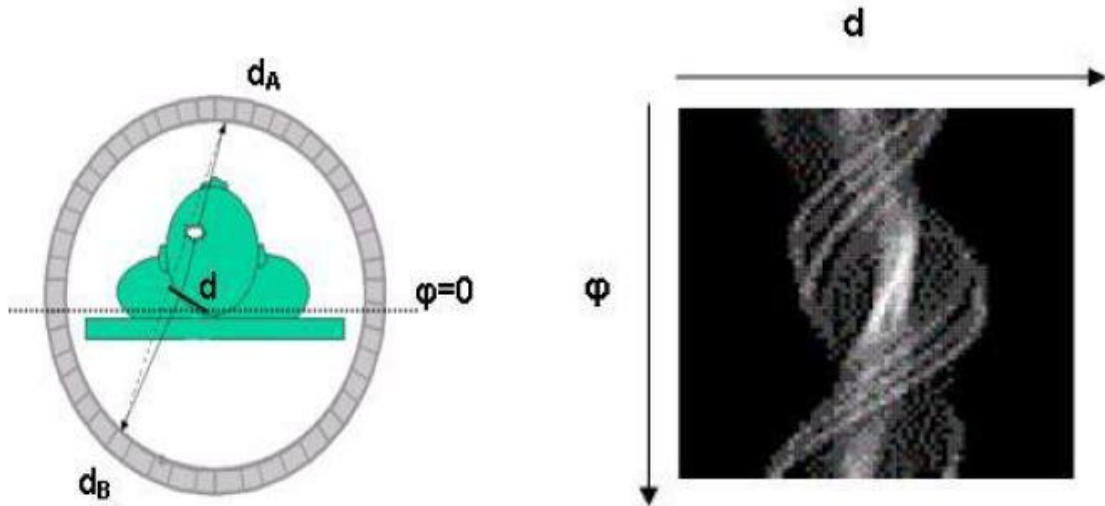
II.2.2. Histogramme brut

Ce format permet seulement de compter le nombre de coïncidences détectées par LDR pendant l'acquisition. Un tableau contient des cases de LDRs qui possèdent le nombre de coïncidence détecté. Ce tableau est stocké dans un fichier de taille fixe, puisque même si une LDR ne reçoit pas de coïncidence, elle contient le nombre 0.

II.2.3. Rangement des données : Sinogramme

Le format en mode sinogramme est le seul permettant une visualisation de l'ensemble des coïncidences. Le sinogramme consiste à échantillonner l'espace de façon régulière, il est représenté par des lignes de projections acquises qui peuvent être disposées les unes au-dessous des autres en fonction de l'angle (voir figure II.5 b), ceci est valable dans les deux cas (PET et SPECT).

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, chaque ligne de matrice de sinogramme correspond à la projection monodimensionnelle de la coupe pour un angle φ particulier.



a)

Ligne de réponse dans une coupe de TEP

b)

Sinogramme correspond à la coupe : chaque ligne de sinogramme représente les événements enregistrés sur un ensemble de lignes de réponse parallèle.

Figure 0-5: Sinogramme en TEP

Un point de sinogramme correspond à une ligne de réponse entre deux détecteurs élémentaires (d_A et d_B dans le cas de la figure II.5 a). Si on néglige l'atténuation, l'intensité du pixel (d, φ) correspond à l'intégrale de l'activité des photons de 511keV émis tout au long de la ligne de réponse qui correspond à cette incidence. La ligne de réponse est un tube de section rectangulaire, dont les dimensions sont en relation avec la taille des détecteurs élémentaires.

Chaque événement accepté par le circuit de coïncidence incrémente d'une unité le pixel du sinogramme correspondant à la ligne de réponse entre les deux détecteurs élémentaires. L'étape de mesure en TEP consiste alors à remplir les différents pixels du sinogramme.

En pratique, le stockage sous forme de sinogramme est le plus utilisé, car il permet une visualisation relativement aisée des données et une implémentation facile de la reconstruction. Sa taille en mémoire est fixe et plus petite qu'un histogramme brut, ce dernier est plus précis qu'un sinogramme quelconque (car les LDRs sont définies par rapport à la géométrie du

tomographe et ne sont pas réduites en nombre) mais nécessite un peu plus de place en mémoire. L'histogramme brut n'est pas utilisé dans les applications médicales.

Les projections obtenues sont enregistrées dans un espace appelé espace de Radon. La difficulté de la reconstruction tomographique consiste à passer de l'espace de Radon vers le domaine spatial, c-à-d estimer l'objet $f(x, y)$ à partir de leur projections $p(u, \varphi)$ en passant par une rétroprojection ou une transformation inverse de Radon, ceci revient à résoudre le problème inverse. Ce problème est rendu très complexe par le manque d'information des données.

II.3. Inversion de la transformée de Radon

Une fois l'acquisition effectuée de l'ensemble des projections, il s'agit maintenant d'inverser la transformée de Radon afin 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 ou rétro-projeter la valeur de chaque projection $p(u, \varphi)$ sur le plan de reconstruction. La superposition linéaire de toutes les rétroprojections forme l'image reconstruite.

L'opération de rétroprojection peut être formalisée selon l'équation (II.1) où $\hat{f}(x, y)$ constitue la fonction de distribution reconstruite après rétroprojection : [10]

$$\hat{f}(x, y) = \int_0^\pi p(u, \varphi) d\varphi \quad (\text{II.1})$$

Il faut cependant faire la différence entre la rétroprojection et inversion de la transformée de Radon, ce sont deux opérations bien distinctes.

En effet, la rétroprojection ne donne pas la solution exacte à l'inversion de la transformée de Radon. L'image obtenue après rétroprojection n'est pas exactement l'image recherchée puisque elle s'accompagne d'un flou alors que l'inversion de la transformée de Radon qualifierait à une image exacte grâce à l'infinité de projections. Ces conditions ne sont évidemment pas réalisées en pratique, car les systèmes d'acquisition permettent d'obtenir des projections pour un nombre fini d'angles (nombre fini de projection), donc l'image obtenue n'est pas la solution mathématiquement exacte du problème d'inversion, mais seulement une approximation de la fonction $f(x, y)$.

En imagerie nucléaire, la reconstruction tomographique est qualifiée de problème inverse car elle consiste à retrouver une estimation de l'objet imagé le plus proche possible des projections, par le biais des observations obtenues.

II.3.1. Qu'est-ce qu'un problème inverse ?

Les problèmes inverses, anciennement appelés problèmes mal-posés ou mal conditionnés, sont très importants dans le domaine de l'imagerie notamment biomédicale. C'est un problème mal posé de la forme :

$$p = R * f \quad (\text{II.2})$$

Où R est un opérateur linéaire et compact, f sont les données exactes (image désiré) et p sont les données mesurées et bruyantes. En raison de la compacité de R , certaines conditions doivent être vérifiées pour que l'estimation de f à partir de p soit acceptable, ces conditions sont appelées conditions de Hadamard [11]. Un problème est dit bien posé au sens de Hadamard que lorsque les trois conditions sont satisfaites :

- La solution doit être existée pour tout p .
- La solution doit être unique.
- La solution doit être stable c.-à-d. une petite différence sur les projections p peut

conduire à des coupes reconstruites f très différentes (f dépend continûment de p).

Par conséquent, un problème est dit mal posé lorsqu'une (ou plusieurs) de ces trois conditions n'est pas respectée.

Les données brutes sont la plupart du temps dégradées par un opérateur linéaire et/ou bruitées (opérateur de projection plus le bruit de Poisson). Pour obtenir un modèle mathématique complet, nous avons besoin d'un modèle pour la probabilité de densité du bruit, alors qu'on mesure les données p bruitées. [12]

II.3.2. Bruit de poisson

La décroissance radioactive est un processus statistique. Considérons N atomes susceptibles d'être le siège d'un événement d'émission d'une particule radioactif, P la probabilité pour qu'un événement ait lieu dans le détecteur pendant une unité de temps, le nombre moyen d'événements réalisé par unité de temps est:

$$\mu = N \times P \quad (\text{II.3})$$

La probabilité pour que le nombre total X d'évènements réalisé pendant l'unité de temps soit égal à x est donnée par la loi binomiale:

$$P(X = x) = C_N^x P^x (1 - P)^{N-x} \quad (\text{II.4})$$

Où C_N^x est le nombre de combinaisons de x objets dans un lot de N objets ou atomes :

$$C_N^x = \frac{N!}{x!(N-x)!} \quad (\text{II.5})$$

Le problème inverse de la reconstruction tomographique peut être résolu par deux méthodes: les méthodes analytiques et les méthodes algébriques. Ces différentes approches traitent de façon différente la présence du bruit de Poisson dans les projections acquises. [2]

II.4. Méthodes analytiques

Les méthodes analytiques consistent à inverser analytiquement la transformée de Radon. Cela suppose que les données sont continues et que la valeur d'une projection est commune en chaque point de sinogramme. Deux méthodes existent dans ce stade, la rétroprojection simple et la rétroprojection filtrée. L'algorithme de reconstruction le plus répandu dans le domaine de l'imagerie est la rétroprojection filtrée(en anglais FBP pour Filtred Back projection).

II.4.1. Rétroprojection simple (SBP)

Le problème de la reconstruction tomographique consiste à passer de l'espace de Radon vers le domaine spatial. Il faut donc inverser la transformée de Radon afin d'estimer l'objet $f(x, y)$. à partir des projections $p(u, \varphi)$. 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 $p(u, \varphi)$ sur le plan de la reconstruction . Cette méthode approximative n'est pas utilisée mais elle présente un intérêt pédagogique pour expliquer la méthode de rétroprojection filtrée.

Pour un angle donné, la valeur de $p(u, \varphi)$ est assignée à tous les pixels se trouvant le long de la ligne d'intégration. Nous additionnons ensuite la totalité des contributions issues de toutes les projections.(La figure II.6) représente un processus de rétroprojection pour une image simple obtenue à partir d'une acquisition limitée à 4 angles correspond à 4 projections. [4]

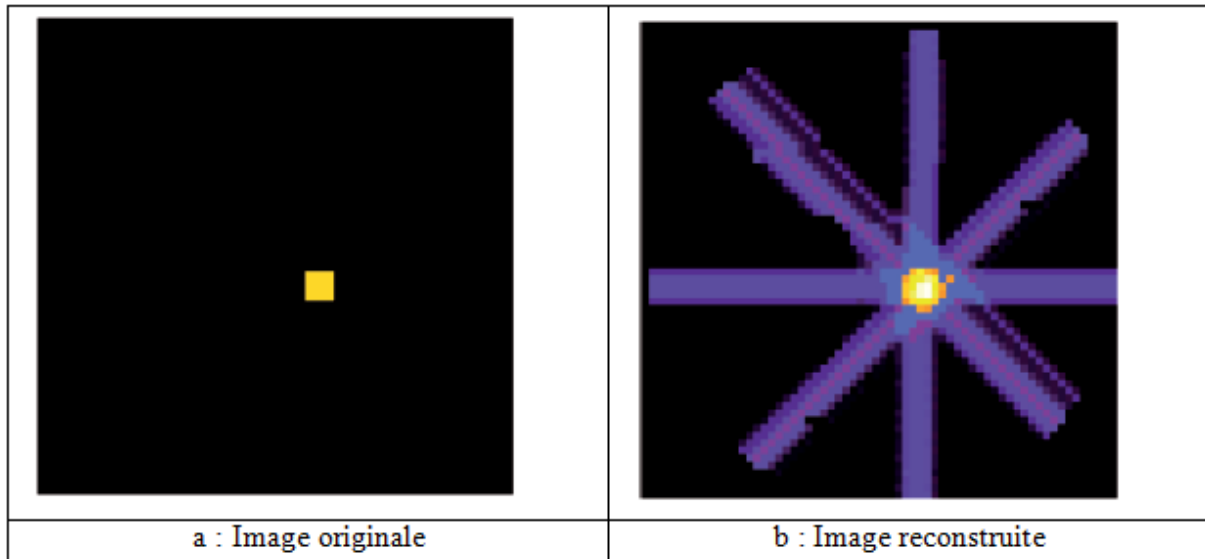


Figure 0-6: Exemple de rétroprojection simple.

Ce type de reconstruction approchée présente de nombreux artefacts dits "en étoile" comme le montre la figure II.6.b, la rétroprojection filtrée est une méthode de reconstruction améliorée permettant d'éliminer ce type d'artefact.

II.4.2. Rétroprojection filtrée

La rétroprojection filtrée est une méthode très utilisée en tomodensitométrie (CT). En effet, elle est rapide, simple et efficace pour un nombre important de données faiblement bruitées. Pour expliquer le principe de la rétroprojection filtrée, la figure II.7 résume les étapes nécessaires de rétroprojection filtrée. Elle représente le principe de la reconstruction filtrée d'une coupe d'un organe contenant une source radioactive.

Le filtrage des données peut être effectué soit dans l'espace direct soit dans l'espace des fréquences après transformée de Fourier. A titre d'exemple nous décrivons ici l'application d'un filtre rampe dans l'espace de Fourier. L'algorithme suit les étapes suivantes:

- pour un angle φ donné, calculer la transformée de Fourier 1D des projections $p(u, \varphi)$ selon l'axe u afin d'obtenir le signal $\tilde{p}(f, \varphi)$.
- Multiplier ce dernier par le filtre rampe $|f|$. Le signal obtenu : $\tilde{p}(f, \varphi) |f|$.
- Calculer la transformée de Fourier inverse 1D. Le nouveau signal obtenu $\hat{p}(u, \varphi)$
- Répéter les étapes précédentes pour chaque angle d'acquisition φ .
- Enfin, calculer l'estimation

$$\hat{f}(x, y) = \int_0^\pi \hat{p}(u, \varphi) d\varphi$$

Avec

$$\hat{p}(u, \varphi) = \int_{-\infty}^{+\infty} \tilde{p}(f, \varphi) |f| \exp^{-i2\pi f u} df. \quad (\text{II.6})$$

La figure II.6 montre que les artefacts en étoile visibles sont éliminés par un filtre rampe dans le domaine spatiale.

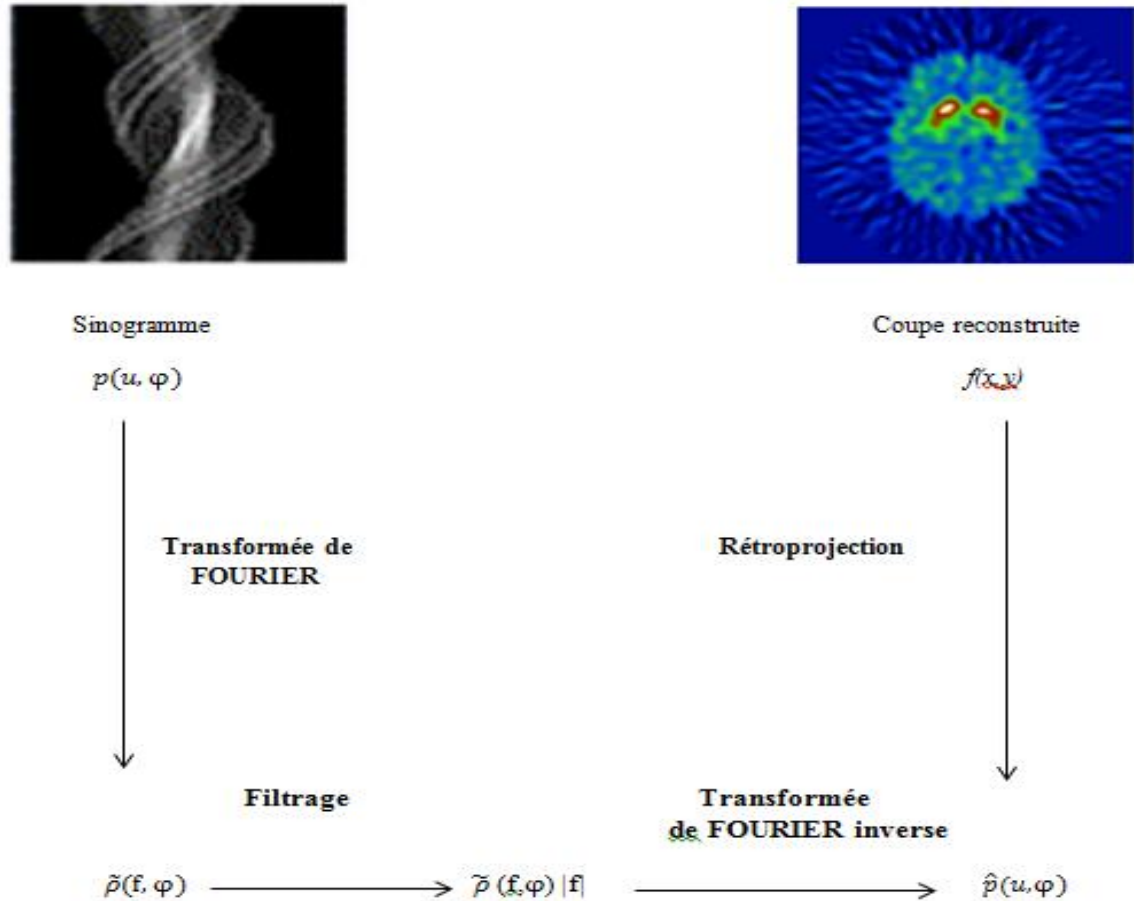


Figure 0-7: Algorithme de rétroprojection filtrée.

Le principe de la rétroprojection filtrée nécessite de multiplier la transformée de Fourier des projections par la valeur absolue de f que nous appelons filtre rampe. Ce filtre amplifie les composantes hautes fréquences (détails dans les images mais également le bruit) ce qui génère des oscillations importantes du signal reconstruit. Afin de réduire cette amplification, un filtre passe bas est appliqué en même temps que le filtre rampe. [4]

II.4.3. Avantages et inconvénients des méthodes analytiques

Les méthodes de reconstruction analytique 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, φ) du

sinogramme. L'opération de rétroprojection associe régulièrement l'apparition d'artefacts de raies dans l'image reconstruite ce qui impose une étape de filtrage additionnelle ajoutant le filtre rampe. L'algorithme de reconstruction analytique le plus courant est la rétroprojection filtrée (FBP) : il est en effet rapide d'exécution et facile à utiliser en raison du faible nombre de paramètres que l'utilisateur doit fixer. Il équipe actuellement tous les dispositifs commercialisés (Scanner X, SPECT, TEP).

Toutefois, le filtre rampe utilisé permet d'introduire des valeurs négatives dans les images. En plus, la FBP ne sera efficace que si le nombre d'angles de vue est élevé et réparti de façon quasi continue sur 360° autour de l'objet, elle consiste à résoudre un grand système d'équations linéaires. En plus, cette méthode ne permet pas de prendre en compte de manière satisfaisante une modélisation précise des phénomènes physiques intervenant dans l'acquisition des images, tel que la diffusion, l'atténuation et la fonction de réponse du détecteur.

Les méthodes analytiques sont souvent considérées comme des méthodes de référence en raison de leur linéarité, de leur caractère non biaisé et de leur rapidité. L'application de ces méthodes suppose que les données acquises sont continues. Il existe une autre famille de méthodes de reconstruction tomographique, mieux adaptées à des données discrètes : ce sont les méthodes itératives.

II.5. Méthodes itératives

Il existe deux types de méthodes itératives, additives et multiplicatives, qui se distinguent par la relation entre le facteur correctif appliqué pour estimer la distribution de radioactivité f^n à l'itération n . Addition pour les méthodes additives et multiplication pour les méthodes multiplicatives.

En outre, on distingue deux catégories de méthodes itératives : Les méthodes itératives algébriques et les méthodes itératives statistiques

II.5.1. Méthodes itératives algébriques

Les méthodes itératives algébriques estiment la distribution d'activité en résolvant le système d'équation linéaire qui formalise le problème de reconstruction. Les méthodes algébriques les plus connues sont ART (Algebraic Reconstruction technique), SART (Simultaneous Algebraic Reconstruction), qui ont été développées par HERMAN et al en 1976.

Le processus itératif de résolution consiste une initialisation de la distribution de la grandeur physique f^0 que l'on cherche à déterminer par reconstruction tomographique.

Ensuite, il consiste à corriger itérativement cette fonction f , à partir de sa valeur initiale f^0 , de façon à se rapprocher au maximum de la réalité de l'objet.

Ainsi, à chaque itération n , on calcule les projections p^n à partir des valeurs estimées de la grandeur physique, puis on les compare avec les projections mesurées p donnant ainsi un facteur de correction C^n qui peut être additif ou multiplicatif converge ainsi vers la solution. À f^n donnant ainsi une nouvelle estimation f^{n+1} de la grandeur recherchée. On réalise ainsi une mise à jour itérative des valeurs estimées de l'objet. Elles sont illustrées par le processus général figure (II.8).

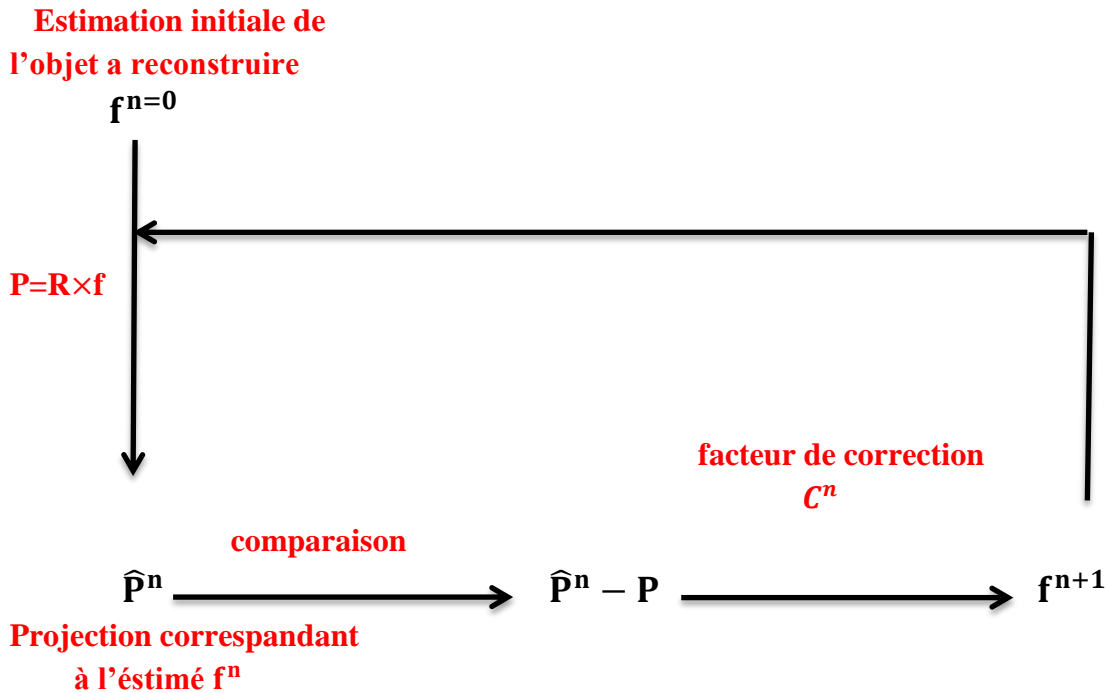


Figure 0-8. Processus général des méthodes itératives

II.5.1.1 Méthode ART

La méthode ART (Algebraic Reconstruction Method) consiste à corriger les coefficients f_i de f en utilisant une projection à chaque fois. De manière géométrique, cela s'interprète comme la recherche de l'intersection entre des hyperplans. Ces hyperplans s'interprètent comme des contraintes que doit respecter la solution. La recherche s'effectue par projections successives de la solution à une itération donnée sur une des contraintes. Ainsi, au moins une des équations du système est satisfaite à chaque itération. L'expression mathématique de la correction selon la méthode ART s'obtient aisément à partir de l'équation de la projection d'un point sur un hyperplan :

$$f_i^k = f_i^{k-1} + R_{ji} \frac{p_j - R_j f^{k-1}}{\|R_j\|} \quad (\text{II.7})$$

L'équation (II.7) s'interprète de la manière suivante : chaque composante i du vecteur f^K à l'itération k est corrigée en ajoutant à la valeur f_i^{k-1} obtenue à l'itération précédente un coefficient qui vaut 0 si le rayon j utilisé pour la correction ne traverse pas le point x_i (dans ce cas R_{ji} vaut 0) sinon il est proportionnel à la différence entre la donnée p_j (la vraie projection) et la projection recalculée à partir de f^{k-1} , égale à $R_j f^{k-1}$ [3].

II.5.1.2 Méthode SART

Nous avons vu que l'algorithme ART utilise un seul bin sur une projection pour corriger les pixels de l'image à chaque itération, la méthode SART utilise l'ensemble de tous les bins de toutes les projections pour calculer une erreur moyenne avant de la rétroprojeter dans l'image. Ce moyennage de l'erreur rend l'algorithme plus robuste mais ralentit la convergence.

L'algorithme Simultaneous algebraic reconstruction technique (SART) reprend l'idée de moyenner l'erreur entre les bins entre chaque itération, mais cette opération est effectuée pour l'ensemble des bins d'une même projection seulement et non plus pour la totalité des projections.

Une itération de SART consiste à calculer en fonction de nombre de projection (N_p) sous-itérations, dans chacune des quelles le nombre de point par projections (N_p) termes d'erreurs sont moyennés.

Chaque pixel de l'image est mis à jour à la fin de chaque sous-itération, ce qui permet, pour la prochaine, de tenir compte de ces corrections. Une itération est considérée comme terminée lorsque toutes les projections ont été traitées [9] :

$$f_j^{k,s} = f_j^{(k-1,s)} + \lambda^{(k-1,s)} \frac{1}{\sum_{b=1}^{N_p} R_{hs+b,j}} \sum_{b=1}^{N_p} \frac{R_{hs+b,j} (P_{hs+b,j} - R_{hs+b,j} f^{(k,s-1)})}{\sum_{b=1}^{N_{pix}} R_{hs+b,l}} \quad (\text{II.8})$$

Où $\lambda^{(k)}$ paramètre de relaxation. $\lambda^{(k)} \in]0; 2[$, il est ajouté pour accélérer la convergence.

La convergence de cette méthode est prouvée et les performances se révèlent généralement supérieures à ART.

II.5.2. Méthodes itératives statistiques

Les méthodes itératives statistiques prennent en compte la nature statistique des données. On peut citer par exemple la méthode MLEM (**M**aximum **L**ikelihood **E**stimation **M**aximization) qui a été développé par Shepp et al en 1982 et la méthode MLEM améliorée.

II.5.2.1. Méthode MLEM

La méthode MLEM est une méthode probabiliste, elle a été initiée en 1982 pour la reconstruction d'images en TEP. Elle a été ensuite reprise par la tomographie par transmission en 1984 et finalement utilisé en TEMP en 1985 par Miller. De manière générale, la reconstruction par la méthode itérative consiste à rechercher un estimateur f qui minimise une erreur entre les projections calculées et les projections observées, par exemple l'erreur quadratique :

$$\text{Erreur quadratique} = ||p - \hat{R}f||^2 \quad (\text{II.9})$$

Où:

p : l'ensemble de bins rangés sous forme de vecteur de taille (m) égale au produit du nombre de projections N_θ par le nombre de points par projection N_p .

f : l'objet à reconstruire sous forme de vecteur de taille (n) égale au nombre de pixels.

R : est la projection de Radon, appelé aussi l'opérateur de projection, de taille $m \times n$. Cette matrice ne dépend que de l'acquisition et pas des données. Ses coefficients peuvent donc être calculés une fois pour toute.

On estime \hat{f} en réduisant cette erreur à chaque itération. En tenant compte de la nature poissonnienne du bruit dans les projections acquises, l'algorithme MLEM minimise l'erreur quadratique en maximisant la fonction de distribution de vraisemblance, autrement dit en maximisant la probabilité que la fonction de distribution d'activité estimée \hat{f} , génère les projections mesurées. Pour des raisons de simplicités, la fonction de logo-vraisemblance est utilisée, sa formule est la suivante [3] :

$$\text{Ln}(L(f)) = \sum_j \left\{ -\sum_i R_{ij} f_j + p_j \ln(\sum_i R_{ij} f_j) - \ln(p_j) \right\} \quad (\text{II.10})$$

Afin de trouver le maximum, la dérivée partielle par rapport à chaque inconnue f_j doit être annulée:

$$\frac{\partial}{\partial f_j} (L(f)) = \sum_j \left\{ -R_{ij} + \frac{p_j}{\sum_j R_{ij} f_j} R_{ij} \right\} \quad (\text{II.11})$$

Après réarrangement, on a :

$$\frac{1}{\sum_i R_{ij}} \sum_j R_{ij} \frac{p_j}{\sum_j R_{ij} f_i^n} = 1 \quad (\text{II.12})$$

Pour finir, on multiplie de chaque côté par f_j :

$$f_j = \frac{f_j}{\sum_i R_{ij}} \sum_j R_{ij} \frac{p_j}{\sum_j R_{ij} f_i^n} \quad (\text{II.13})$$

On obtient un algorithme itératif en remplaçant f_j par une succession d'estimation f_i^n :

$$f_i^{n+1} = f_i^n \frac{1}{\sum_i R_{ij}} \sum_j R_{ij} \frac{p_j}{\sum_j R_{ij} f_i^n} \quad (\text{II.14})$$

L'estimation f_i^{n+1} est donc obtenue à partir de l'estimation f_i^n corrigée par un facteur multiplicatif qui correspond à la rétroprojection du rapport des projections mesurées sur les projections estimées par le processus de projection. Il y a donc deux étapes pendant la reconstruction avec ML-EM :

- L'opération de projection « forward projection » : $\sum_j R_{ij} f_i^n$
- L'opération de rétroprojection « back-projection » : $\sum_j R_{ij} \frac{p_j}{\text{projection}_j}$

En effet, on emploie souvent le terme de pair projecteur rétroprojecteur ou opérateur de projection-rétroprojection. L'algorithme ML-EM présente une structure itérative semblable au schéma général des méthodes itératives (voir figure. **II.14**), en commençant par une estimation d'image initiale f_0 , qui peut être une image entière à une valeur constante. La première étape (1) consiste à projeter l'image dans l'espace des projections, ensuite (2) ces projections sont

comparées aux vraies mesures pour calculer une erreur contenue dans l'espace de projection. Cela constitue un facteur de correction multiplicatif pour chaque projection, qui est alors (3) rétro-projeté dans l'espace de l'image pour obtenir un facteur de correction pour l'estimation initiale de l'image. Ce facteur de correction d'espace image est encore (4) multiplié par l'estimation de l'image courante et divisé par un terme de pondération basé sur le modèle du système pour appliquer la force souhaitée de chaque facteur de correction d'image. La nouvelle estimation d'image est maintenant réentrée dans l'algorithme comme image suivante; l'algorithme se répète alors que l'estimation s'approche de la solution de vraisemblance maximale.

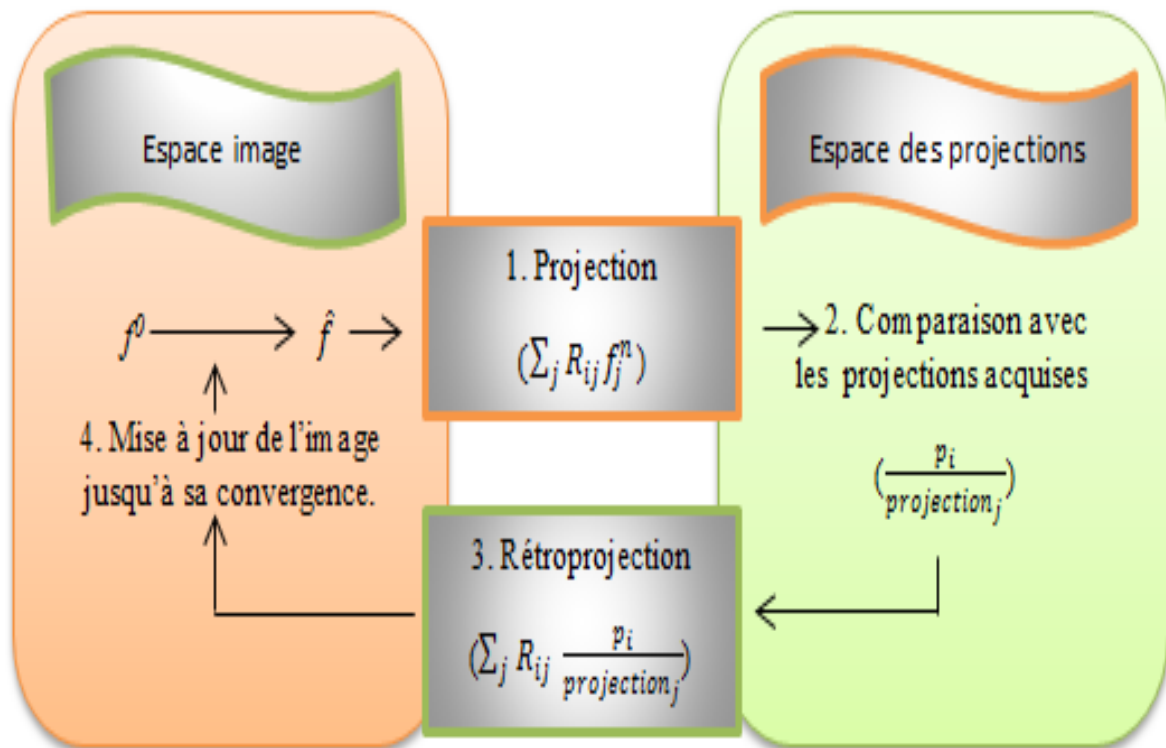


Figure 0-9:Processus de la méthode ML-EM.

L'algorithme MLEM a des caractéristiques intéressantes telles que [7]:

- Il modélise explicitement le bruit dans les données.
- La solution toujours positive ou nulle, en effet, si l'image à l'itération f^0 est une distribution positive, alors toutes les images aux itérations suivantes ont une distribution positive et si un pixel a une valeur nulle à l'initialisation, cette valeur reste nulle. Il oblige cependant à avoir des projections strictement positives (modèle poissonnien).

- Le nombre d'événements est conservé au fil des itérations.
- La convergence de cet algorithme vers la solution reste lente et le nombre d'itérations nécessaire pour reconstruire la densité f est important.
- La présence des biais dans les régions à très faible signal.

II.5.3. Avantages et inconvénients des méthodes itératives

Les méthodes itératives qui discrétisent le problème, offrent la possibilité de compenser les phénomènes parasites via une modélisation adéquate dans le projecteur R . Les méthodes itératives statistiques utilisées en TEP exploitent l'hypothèse que les données mesurées suivent une loi de Poisson. A cause du problème de la convergence lente de la méthode ML-EM, des algorithmes ont été améliorés pour accélérer la reconstruction. La reconstruction Monte-Carlo est une nouvelle méthode itérative permettant d'améliorer la méthode ML-EM.

II.6. Simulation Monte-Carlo

Monte-Carlo est une méthode itérative, elle nécessite le calcul de la matrice de probabilité.

II.6.1. Matrice de probabilité

Les algorithmes de reconstruction itérative nécessitent le calcul de la matrice de probabilité des systèmes. Cette dernière correspond à la probabilité de détection de chaque photon émis à partir d'un pixel d'image reçu par chaque élément du détecteur. La figure II.10 représente un exemple d'une matrice 8 lignes et 8 colonnes. Les lignes de la matrice correspondent aux pixels de l'image. Pour une image 8x8 il y aura 64 des pixels. Les colonnes correspondent aux détecteurs dans tous les angles de détection. Le même élément de détecteur est considéré comme un détecteur séparé lorsqu'il est trouvé sous un angle différent. Dans le cas de 8 détecteurs et 36 angles d'acquisition, le nombre total de détections est de 8x36. [13]

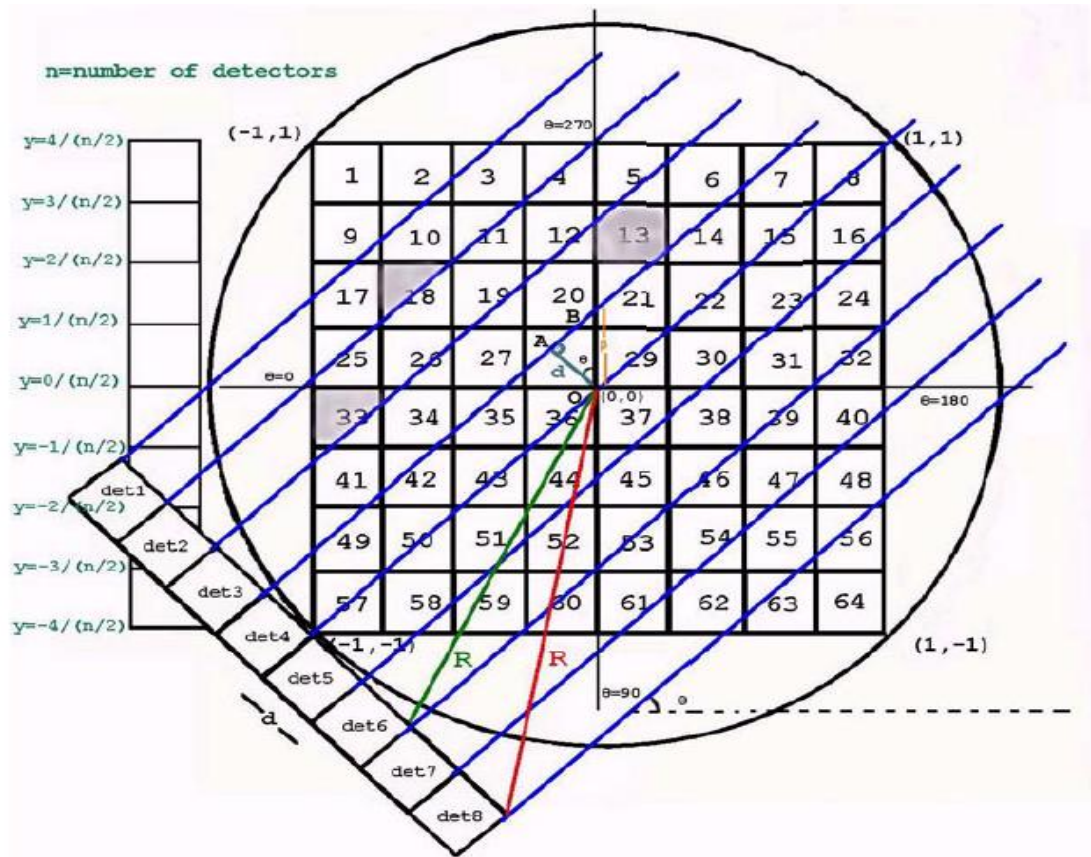


Figure 0-10: Géométrie des systèmes

Afin de calculer les éléments de cette matrice, nous devons calculer la surface commune de chaque "zone de détection" avec chaque pixel d'image. Nous supposons que pour un nombre de n détecteurs, les dimensions de l'image seront $n \times n$ et dans un système de coordonnées, les points de bord de l'image sont $(-1,1)$, $(1,1)$, $(1, -1)$ et $(-1, -1)$.

Dans ce cas, nous pouvons calculer les zones de détection si nous connaissons :

- les quatre équations des lignes qui définissent chaque pixel
- les deux équations qui définissent la "zone de détection" de chaque détecteur.
- Ensuite on calcule les points d'intersection (s'il y en a) entre les lignes des détecteurs et les lignes de chaque pixel. On calcule leur nombre et leur position.
- la forme de l'objet qu'ils définissent.
- enfin chaque zone de détection.

II.6.2. Principe la simulation Monte-Carlo

La méthode de simulation Monte-Carlo est une approche statistique qui consiste à générer des nombres aléatoires, suivant des lois de probabilité, pour décrire des phénomènes physiques

donnés. Le caractère aléatoire de ces méthodes est à l'origine de leur nom, connu depuis 1944 par Nicholas Metropolis, qui a été inventé les jeux de hasard pratiqués à Monte-Carlo.

La méthode de Monte-Carlo est basée sur l'échantillonnage des fonctions de densité et de probabilité par le tirage des nombres aléatoires. Par conséquent, pour simuler chaque étape d'un processus physique (génération d'une particule, interaction de la particule), plusieurs tirages de nombres aléatoires doivent être nécessaires. La génération de nombres aléatoires constitue ainsi une étape cruciale dans les méthodes de Monte-Carlo.

L'avantage de cette méthode est sa simplicité. Elle permet, entre autres, de visualiser l'effet de différents paramètres, de donner ainsi des orientations qui auraient été a priori écartées et de trouver facilement des structures que l'on n'aurait pas pu aussi bien optimiser par les méthodes analytiques.

En médecine nucléaire, cette méthode a été utilisée pour la première fois dans les années 1960 par ANGER pour simuler les réponses physiques de sa caméra de scintillation. Aujourd'hui, l'utilisation de cette méthode est devenue indispensable pour la dosimétrie et l'imagerie, plus particulièrement en TEP. Dans notre travail, nous avons basé sur la simulation Monte-Carlo GEANT. [6]

II.6.3. Simulation Monte-Carlo GEANT4

GEANT4 est un outil de développement de simulations de type Monte-Carlo destinées aux interactions particules-matière. Il fait partie d'une nouvelle génération d'environnements de développement, basés sur une technologie orientée objet dont le langage de programmation est le C++.

II.6.3.1. Domaines d'application en imagerie nucléaire

En imagerie nucléaire, les codes Monte-Carlo ont trouvé plusieurs applications. Leur utilisation devient de plus en plus répandue et nécessaire. On note quelques applications courantes dans ce domaine.

II.6.3.1.1 En instrumentation

Les performances des machines TEP sont fortement liées aux détecteurs utilisés et à leurs géométries. La simulation Monte-Carlo est un bon outil pour étudier l'impact de ces paramètres sur les performances du système tout entier. D'où l'idée de faire varier un ou plusieurs paramètres, notamment celles des scintillateurs (rendement de luminescence, constante de temps, résolution en énergie, géométrie, etc.), puis étudier les performances de la

machine. Les techniques Monte-Carlo ont été aussi utilisées pour étudier les effets des "septa" sur la résolution spatiale. En comparant le rapport des événements de coïncidence et des événements simples, en configuration 2D et 3D, et en étudiant ces rapports en fonction de la dose injectée, les performances en terme de taux de comptage d'une machine donnée peuvent être étudiées.

II.6.3.1.2. Techniques de correction de l'atténuation et de la diffusion

L'atténuation et la diffusion des photons gamma dans la matière qu'ils traversent avant d'être détectés limitent la précision dans la quantification de l'activité du point source et produit des artefacts réduisant le contraste de l'image. L'atténuation et la diffusion dépendent de l'énergie des photons, des objets placés entre la source et les détecteurs ainsi que de la résolution en énergie de la caméra. L'algorithme Monte-Carlo est un outil permettant de mesurer et de mettre au point des techniques de correction de la diffusion, puisque l'utilisateur a la capacité de connaître le trajet de chaque photon.

II.6.3.1.3. En dosimétrie

Lors d'un examen TEP par exemple, les méthodes de Monte-Carlo jouent un rôle important dans le calcul de la dose absorbée, due à l'irradiation du patient.

II.6.3.1.4. En reconstruction d'images

Les simulations Monte-Carlo sont avérées utiles pour la validation et la comparaison des techniques de reconstruction d'images. A l'aide d'une simulation de géométrie bien connue, on peut obtenir une image de référence à laquelle les programmes de reconstruction d'images peuvent être comparés. Les simulations Monte-Carlo peuvent être utilisées pour la création de la matrice de probabilité (projecteur) en reconstruction itérative.

Conclusion

A travers ce chapitre, nous avons présenté la problématique de reconstruction des images tomographiques par émission ainsi que les différents algorithmes de reconstruction utilisés, tels que les méthodes analytiques (SBP, FBP) et itératives (ART, SART et MLEM). Les méthodes de reconstruction analytiques ne tiennent pas compte des effets physiques qui entraînent des artefacts ainsi une dégradation rapide de la qualité des images en dehors de l'axe du tomographe ce qui les rend moins efficaces pour les utilisateurs.

Les méthodes statistiques permettent d'inclure directement dans la matrice de probabilité les corrections de ces phénomènes physiques et d'atteindre une meilleure qualité d'images reconstruites, à l'aide de méthodes de correction de plus en plus complexes. Néanmoins, les méthodes actuelles de calcul de la matrice de probabilité ne sont pas parfaitement exactes. La Simulation Monte-Carlo est une méthode plus performante dans le domaine de calcul de la matrice de probabilité : pour chaque point du milieu émetteur, la simulation donne accès aux contributions de l'activité en ce point aux différentes projections, donc aux coefficients de l'opérateur de projection/rétroprojection, qui est ensuite intégré dans un algorithme de type MLEM pour la reconstruction.

Chapitre3

Résultats et discussions

III. Chapitre 3 : Résultats et discussions

Introduction

Dans le chapitre précédent, nous avons présenté les différentes méthodes de reconstruction tomographique ses avantages et ses inconvénients. Le chapitre présent est divisé en deux parties, dans la première partie, nous envisageons les résultats obtenus par les différentes approches de reconstruction : analytiques telles que la Rétroprojection Simple (SBP) et la Rétroprojection Filtré (FBP) et itératives telles que Algebrique Reconstruction Technique (ART), Simultaneous iterative reconstruction technique (SART) et Maximum Likelihood-Expectation Maximization vraisemblance (ML-EM). Aussi, des tableaux et des graphiques présentant la variation des critères d'évaluation de la performance de nos algorithmes utilisés telles que Erreur moyenne quadratique (MSE), Rapport signal sur bruit crête (PSNR), Normalized cross-correlation (NCC) et Erreur absolue normalisé (NAE) en choisissant différentes coupes d'images (ou données brutes) de deux techniques différentes : la Tomographie par émission de positon (TEP) et la tomographie par émission monophotonique (TEMP). Les résultats sont représentés dans une interface graphique que nous l'avons développée sous Matlab.

Dans la deuxième partie, nous présentons le logiciel QSPECT permettant la reconstruction des images scintigraphies en utilisant la méthode de reconstruction algébrique MLEM. Les résultats de reconstructions sont aussi représentés à ce niveau.

Le problème majeur de la reconstruction tomographique c'est comment peut-on rapprocher l'objet à ses données ? La figure (III.1) représente un organigramme qui explique les différentes étapes ainsi que les différentes approches permettant la reconstruction des images TEMP ou TEP.

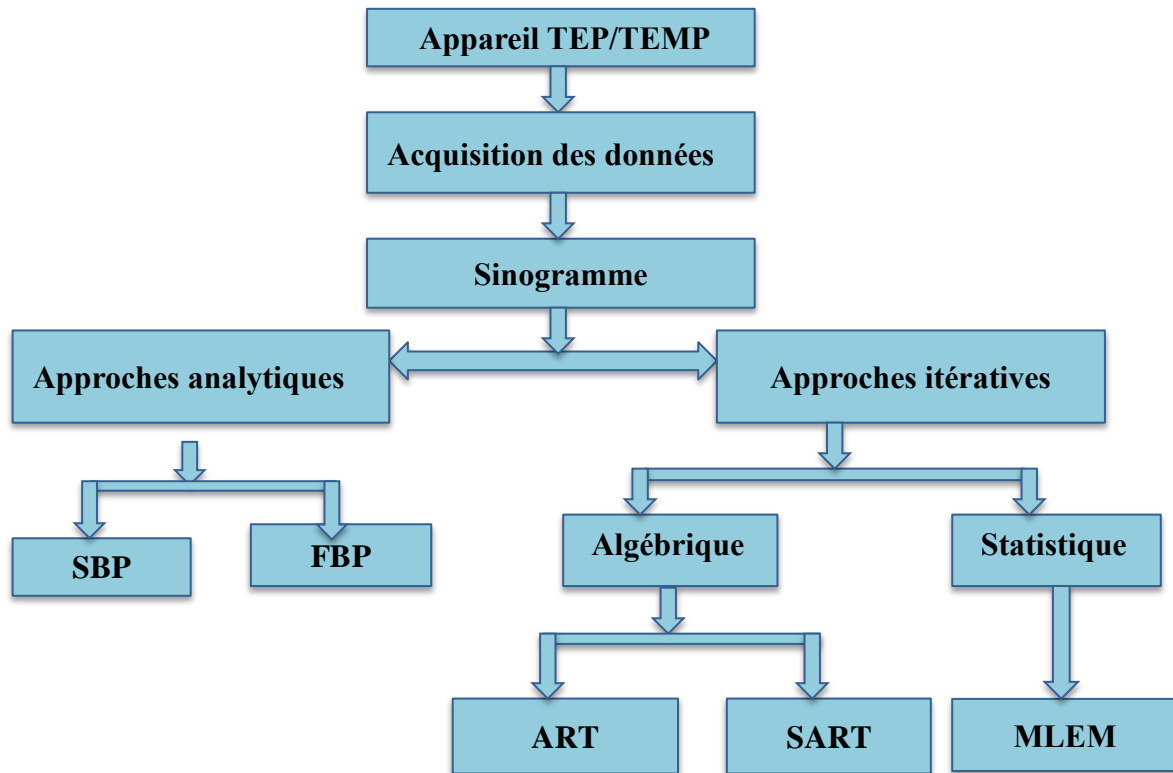


Figure III-1: Organigramme résume la reconstruction des images tomographiques par émission

Dans nos simulations, les algorithmes analytique et algébriques ont été implémentés sur un PC en utilisant le langage de programmation Matlab (The Math Works, Inc., Natick, MA) (R2015b). Nous avons utilisé à cet effet des données brutes réelles obtenues à partir des appareils médicaux TEP et TEMP. Les images ainsi obtenues sont codées au format DICOM.

- Données brutes TEP

Les données brutes utilisées correspondent à une image cérébrale d'une coupe transversale de taille 168×168 . Le fluorodéoxyglucose (FDG) est le produit radioactif utilisé à cet examen. Les données brutes utilisées sont obtenues lors d'un examen de scintigraphie au niveau du service de médecine nucléaire de l'hôpital Américain utilisant une caméra TEP (GE) couplée à un CT-Scan, type Discovery IQ (Intelligent Quality). Après une acquisition de 360° de durée 30 min, les images sont envoyées à une console de traitement d'image (Advantage windows 4.7). Les traitements effectués sur ces images sont faits par le logiciel cortex ID.

- Données brutes TEMP

Les données brutes utilisées correspondent à image cérébrale de différentes coupes (coupes coronales, sagittales, transversales) de taille 128×128 , le ^{99m}Tc HMPAO est le produit radioactif utilisé à cet examen. Les données sont obtenues par un examen de scintigraphie au niveau du service de médecine nucléaire CHU de Tlemcen par une gamma-caméra double têtes (GE) couplée à un CT-Scan, type INFINIA, collimateur basse énergie. Après une

acquisition de 360° de durée 25 min, les images sont envoyées à une console de traitement d'image (Xeleris). Les traitements effectués sur ces images sont faits par le logiciel BRAIN SPECT.

L'interprétation des images cérébrales se fait sur des images couleur pour avoir la fixation de radiopharmaceutique afin d'extraire la pathologie. Dans notre travail, nous avons utilisé une échelle de couleur afin de pouvoir faire une comparaison entre nos images reconstruite et les images acquises au niveau de l'hôpital.

- Echelle de couleur

L'échelle de couleur utilisée est continue du minimum au maximum : Noir-Bleu-Vert-Jaune-Rouge-Rose-Blanc, il représente la fixation du radiotraceur selon le type d'examen et le type de la pathologie.

Pour étudier les performances de nos algorithmes sur la qualité des images reconstruites, nous avons utilisé les critères d'évaluation.

III.1. Critères d'évaluation

Afin d'évaluer la qualité des images reconstruite par chaque algorithme, nous avons calculés différents critères de mesures décrits comme suit :

III.1.1. Erreur moyenne quadratique (MSE)

Le paramètre de mesure de la qualité d'image le plus simple et le plus utilisé est l'erreur moyenne quadratique (MSE). Ce paramètre mesure l'erreur entre l'image test et l'image reconstruite. Il est défini comme suit :

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

Avec $f(i,j)$: représente l'image originale, $\hat{f}(i,j)$: représente l'image reconstruite. M et N représentent le nombre de lignes et de colonnes.

III.1.2 Rapport signal sur bruit crête (PSNR)

Le PSNR est défini comme suit :

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

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

III.1.3. Normalized cross-correlation (NCC)

Le paramètre NCC est l'un des paramètres utilisés pour l'appariement de modèle, c'est un procédé utilisé pour trouver des incidences d'un modèle ou d'un objet dans une image. Le NCC représente la double somme de la valeur carré d'une différence entre l'image originale

et l'image reconstruite sur la double somme de la valeur carré de l'image originale. Il est défini comme suit :

$$NCC = \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (f(i,j) - \hat{f}(i,j))^2}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (f(i,j))^2} \quad (III.3)$$

Plus le NCC est petit plus l'image reconstruite est de bonne qualité.

III.1.4. Erreur absolue normalisé (NAE)

L'erreur absolue normalisé (NAE) est défini comme suit :

$$NAE = \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N |f(i,j) - \hat{f}(i,j)|}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N |f(i,j)|} \quad (III.6)$$

Une valeur de l'erreur absolue normalisée (NAE) élevée signifie que l'image est de mauvaise qualité.

Au cours de notre travail, nous avons essayé de développer une interface graphique sous Matlab permettant de simplifier l'exécution de nos algorithmes.

III.2. Interface graphique développée

Nous décrivons dans cette partie notre interface graphique réalisée et nous présentons le rôle de chaque élément ainsi que les résultats de chaque méthode. L'interface d'accueil représentée par la figure (III.2) permet de choisir le type de données (TEP ou TEMP) que nous désirons les reconstruire. En accédant l'un de ces dernier, l'interface menu principal représentée par la figure (III.3) permet de choisir l'un des méthodes de reconstruction. Cette interface permet d'utiliser différentes méthodes de reconstruction, les méthodes analytiques telles que la SBP & la FBP et les méthodes itératives telles qu'ART, SART.

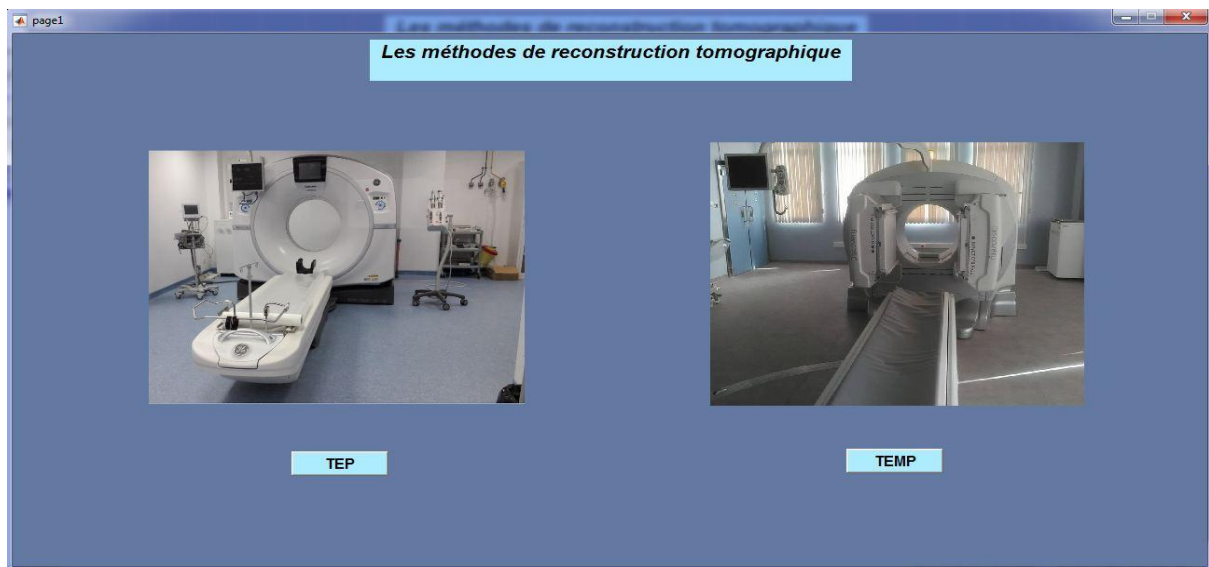


Figure III-2: Première Interface.

Par un simple clic sur les boutons correspondants, différentes interfaces permettent de simuler les différentes méthodes de reconstruction en utilisant une image format dicom. Ces interfaces permettent aussi d'étudier la qualité des images reconstruite en évaluant les paramètres de performances tels que MSE, NCC, NAE, SC et PSNR.

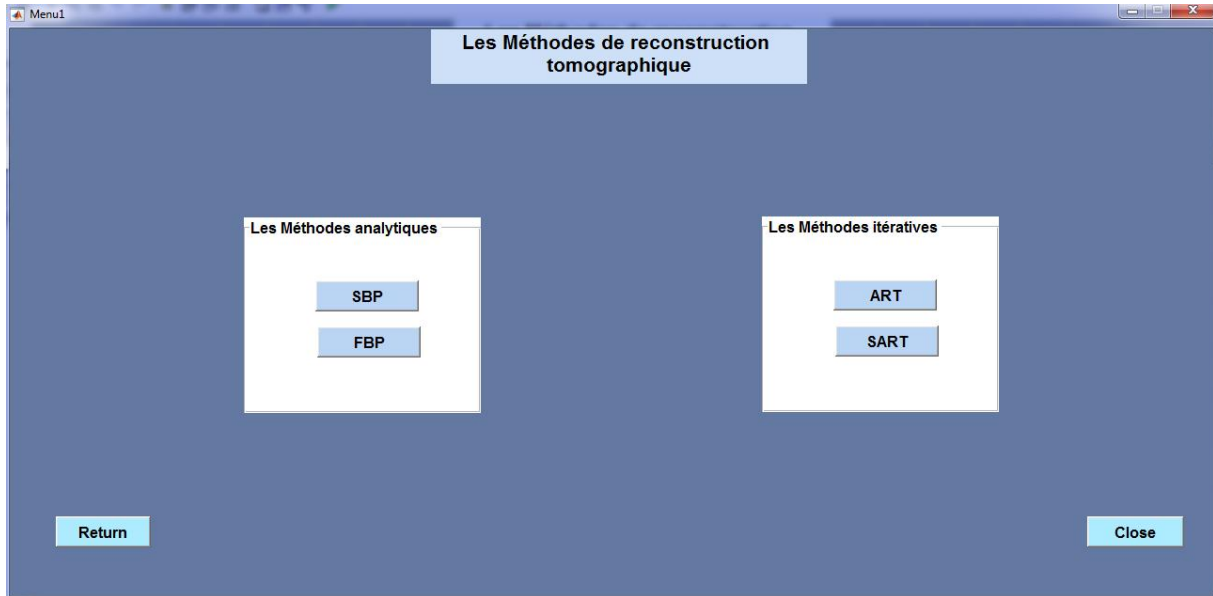


Figure III-3:Interface menu principal

Les figures (III.4) et (III.5) représentent respectivement deux exemples d'interfaces permettant la reconstruction TEMP utilisant la méthode analytique (SBP) et la méthode itérative (SART).

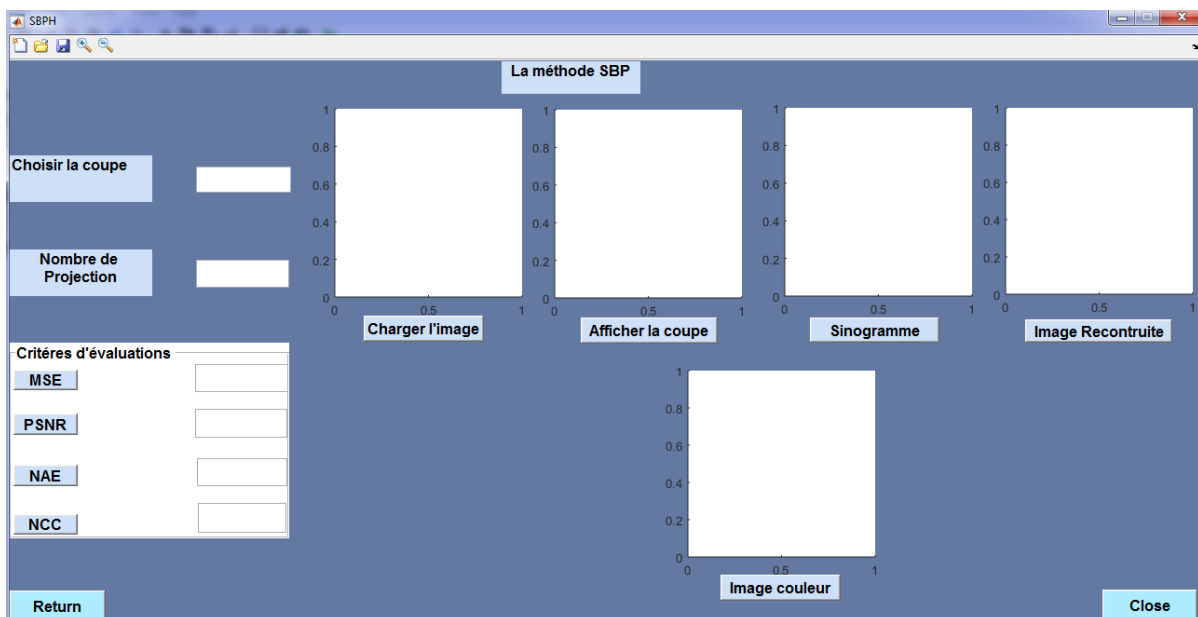


Figure III-4: Interface de la reconstruction SBP

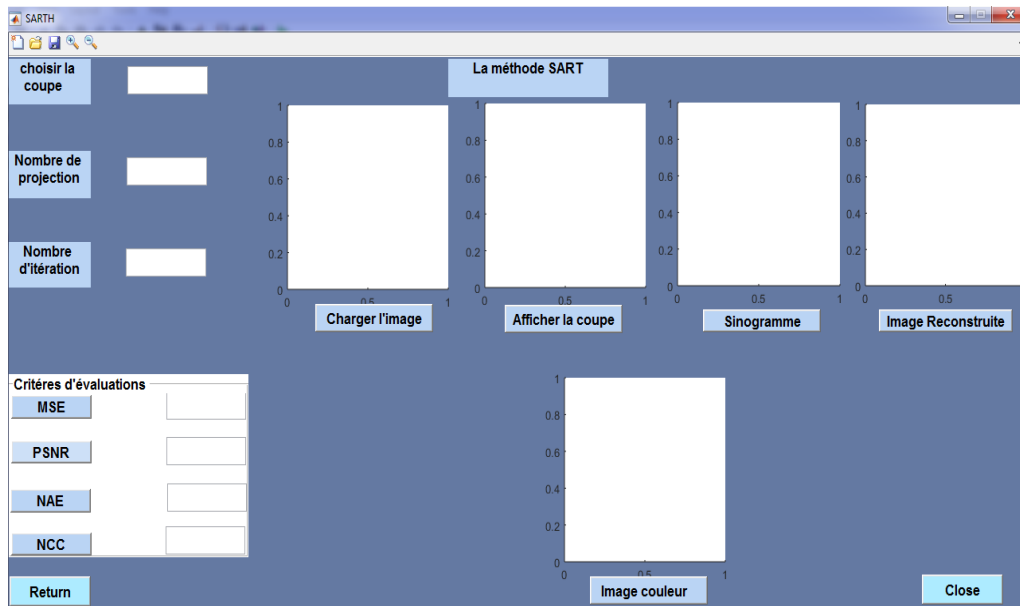


Figure III-5: Interface de la méthode SART

Le bouton **charger l'image** permet de charger une série de coupes. L'interface permet de sélectionner une coupe à travers la série de coupes, elle permet aussi de choisir les paramètres d'entrées comme le nombre de projection et le nombre d'itérations afin d'afficher le sinogramme, l'image reconstruite ainsi que l'image couleur. Après la reconstruction des images, un simple clic sur les différents boutons nous permet d'évaluer la qualité de l'image reconstruite par six paramètres d'évaluation décrit ci-dessus.

III.2.1. Application

Dans cette partie, nous avons essayé d'étudier l'efficacité de notre interface graphique en passant par quelques applications. Les figures (III.6) et (III.7) représente respectivement des exemples d'application de la reconstruction TEMP par les méthodes FBP et ART en utilisant une coupe cérébrale coronale et sagittale. Les figures montrent clairement les différents résultats de reconstruction ainsi que les valeurs des paramètres d'évaluation.

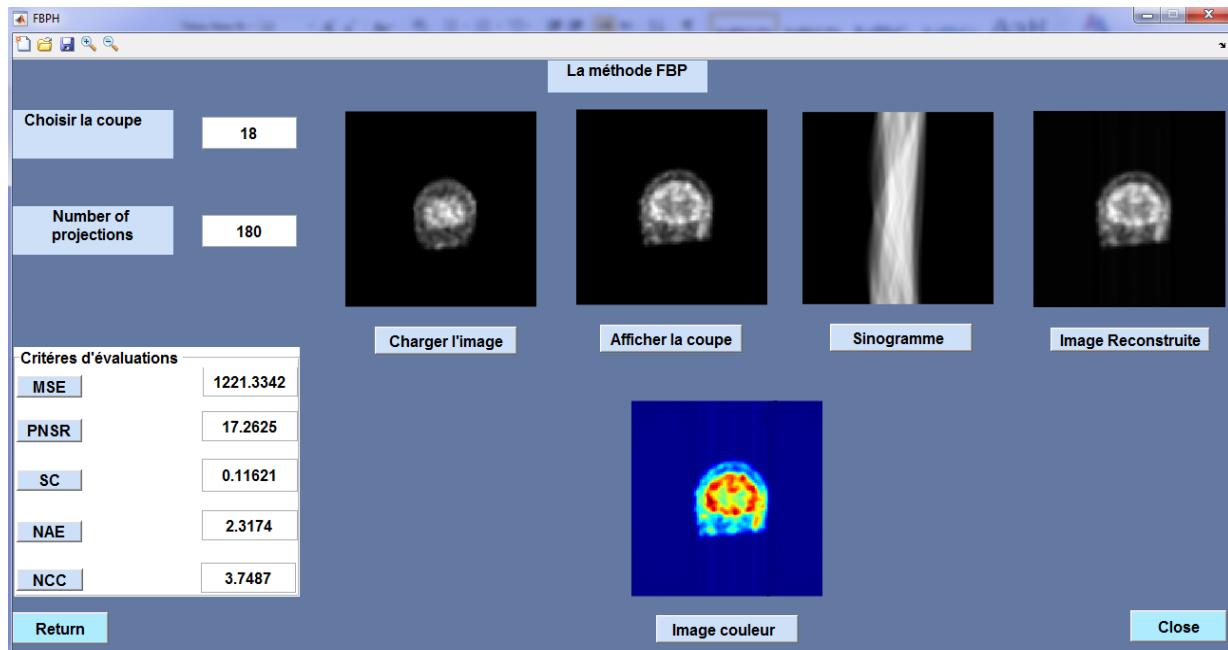


Figure III-6: Interface de la reconstruction TEMP par la méthode FBP (coupe cérébrale coronale)

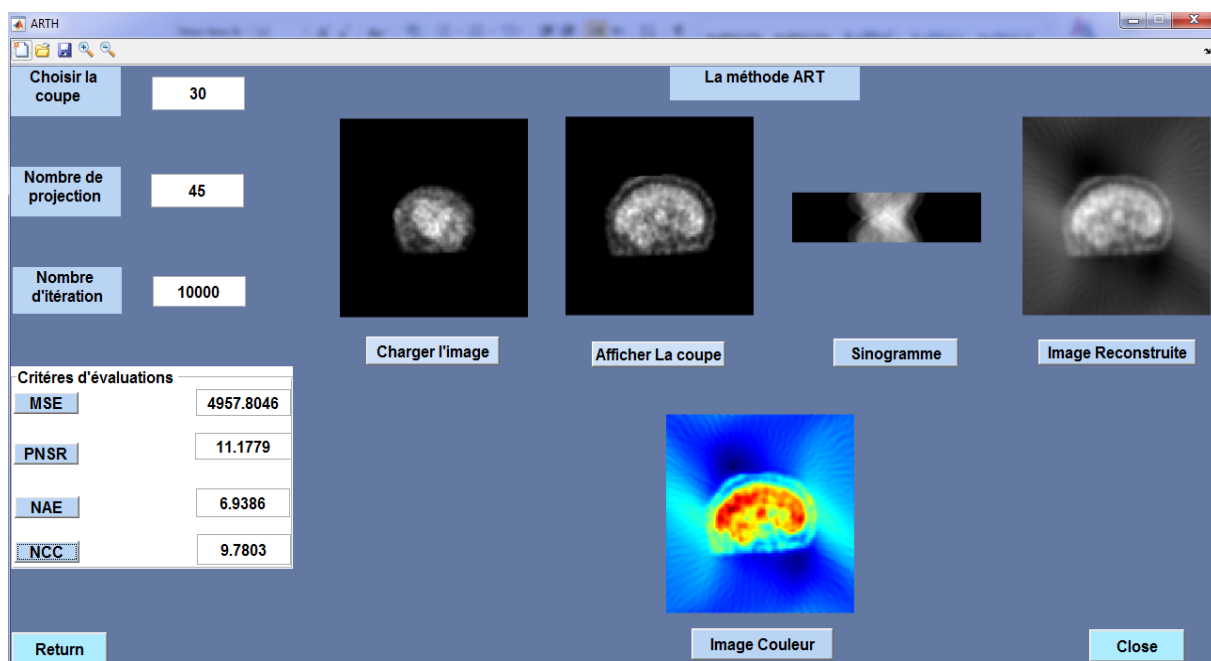


Figure III-7: Interface de la reconstruction TEMP par la méthode ART (coupe cérébrale Sagittale)

III.3. Résultats et discussions

Dans notre travail, nous avons appliqué les méthodes de reconstruction analytiques et itératives sur des images réelles cérébrales de type TEMP et TEP représentée par les figures (III.8) et (III.9). Les données brutes sont représentées par le sinogramme (projections en fonction de différents angles choisis (voir figure (III.8 b)). La figure (III.8 c) représente l'image reconstruite en passant par une échelle de couleur afin de détecter la pathologie.

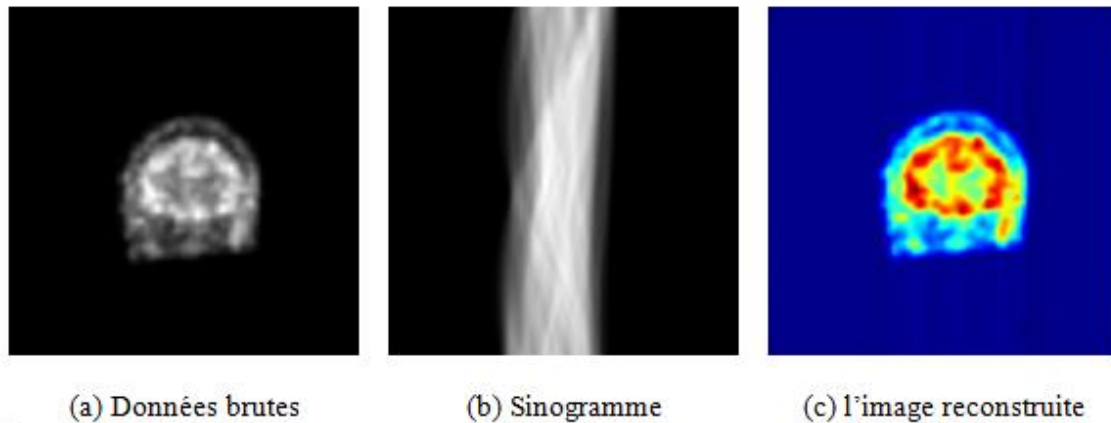


Figure III-8: Données brutes TEP (a) coupe transversales, (b) sinogramme et (c) l'image reconstruite

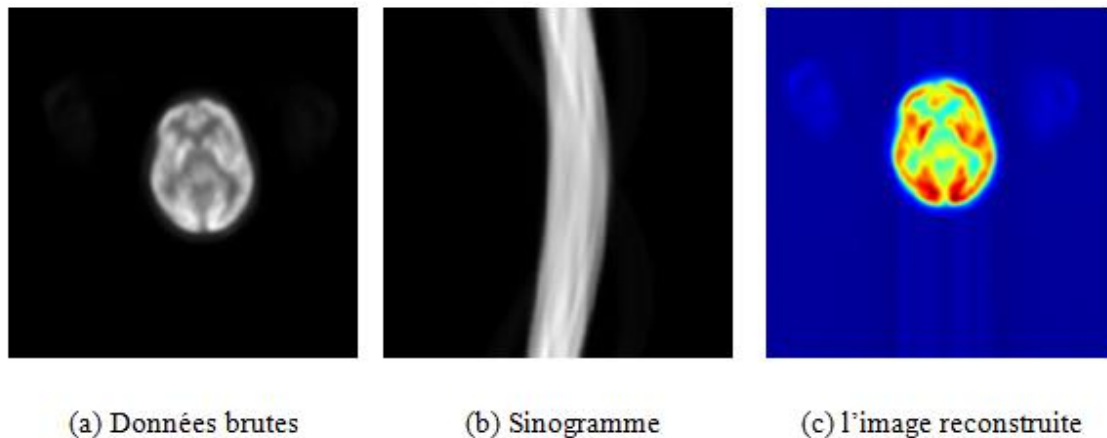


Figure III-9: Données brutes TEP (a) coupe transversales, (b) sinogramme et (c) l'image reconstruite

III.3.1. Méthodes analytiques

Nous avons essayé dans cette partie d'étudier quantitativement et qualitativement les résultats de la reconstruction en utilisant les méthodes de reconstruction SBP et FBP.

III.3.1.1. Rétroprojection simple(SBP)

Nous avons étudié les résultats de reconstruction SBP en choisissant différentes coupes TEMP (coronale, sagittale et transversale) et TEP (coupe transversale). Comme paramètres

d'entrées, nous avons choisi différents nombre de projections : 3, 10, 20, 36, 45, 60, 90 et 180. Quantitativement, nous avons essayé d'étudier certains paramètres de performances comme le NCC, SC, MSE, PSNR et NAE.

III.3.1.1.1. Coupe coronale (TEMP)

Les résultats quantitatifs sont représentés par le tableau (III.1). La figure (III.10) représente les images reconstruites en utilisant différents nombres de projections 3, 10, 20, 36, 45, 60, 90 et 180 respectivement et la figure (III.11) représente les images reconstruites en utilisant une échelle de couleur. La figure (III.12) représente les graphiques des critères d'évaluations (MSE, NCC, NAE, PSNR et SNR) en fonction de différents nombre de projection. Les résultats montrent clairement l'amélioration de la qualité de reconstruction en augmentant le nombre de projection.

Tableau III-1 : Paramètres d'évaluation de la reconstruction SBP sur la coupe coronale en fonction du nombre de projection.

Critères d'évaluation	3	10	20	36	45	60	90	180
MSE	8844.2	5856.21	5421.683	5336.61	5289.8	5306.368	5272.411	5255.488
PSNR	8.6642	10.4546	10.7895	10.8581	10.896	10.8828	10.9107	10.9247
NAE	11.990	8.9477	8.3471	8.2445	8.1667	8.2127	8.162	8.1419
NCC	26.714	17.6893	16.3767	16.1198	15.978	16.0284	15.9258	15.8747

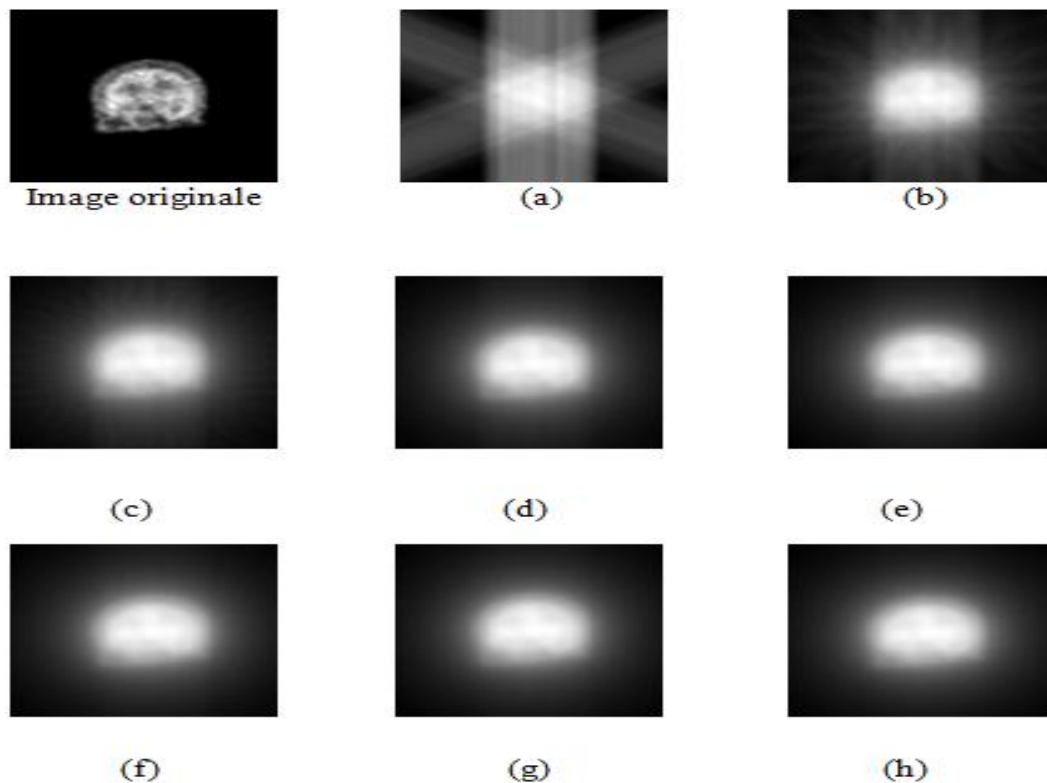


Figure III-10: Image reconstruites (coupe coronale) par rétroprojection simple (SBP) en utilisant a)3, b) 10, c)20,d) 36, e) 45, f) 60, g)90 et h)180 projections

– Echelle de couleur

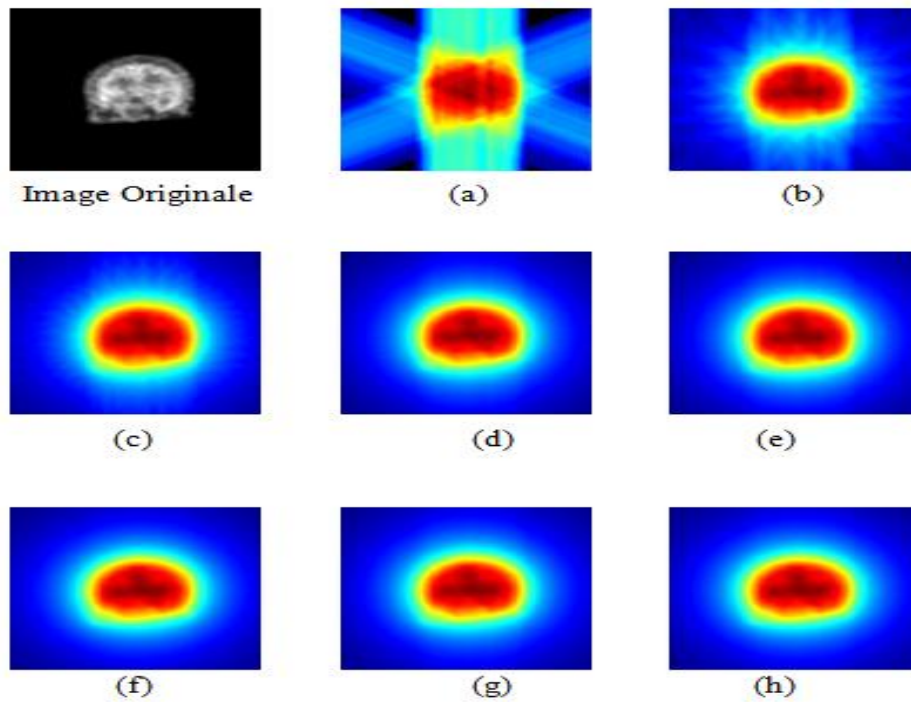


Figure III-11: Images couleurs reconstruites (coupe coronale) par rétroprojection simple (SBP) en utilisant a) 3, b) 10, c) 20, d) 36, e) 45, f) 60, g) 90 et h) 180 projections

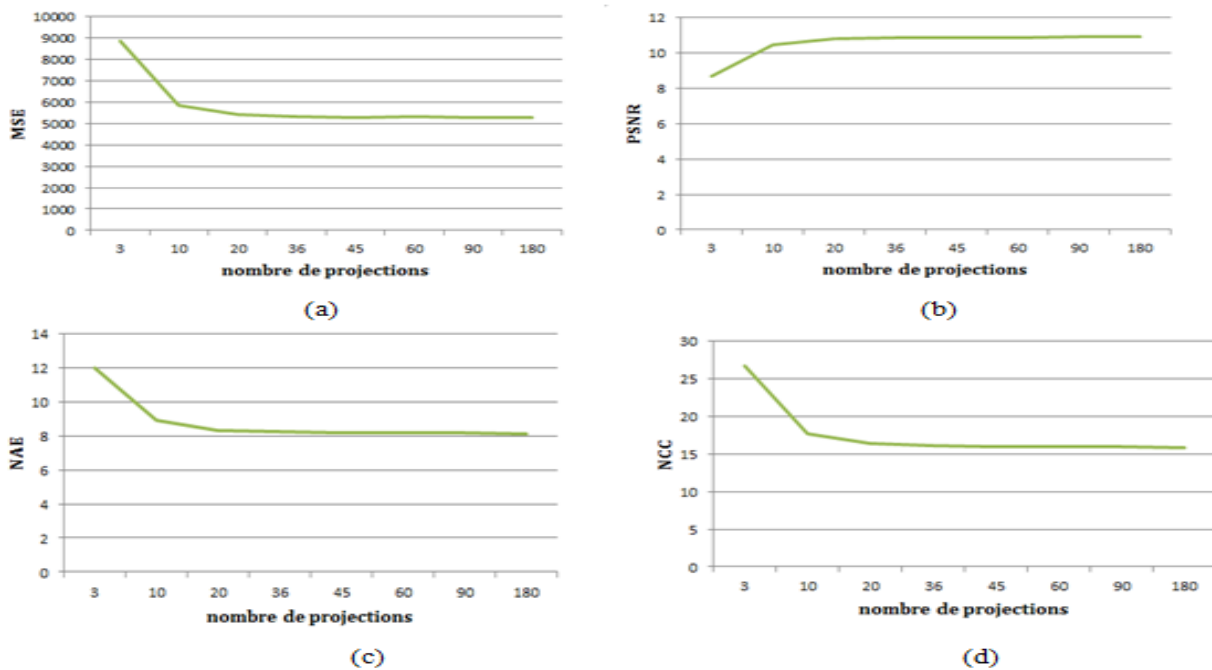


Figure III-12: Variation des critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour SBP (a) MSE, (b) PSNR, (c) NCC, et (d) NAE

III.3.1.1.2. Coupe Sagittale (TEMP)

Les résultats quantitatifs sont représentés par le tableau (III.2), La figure (III.13) représente les images reconstruites en utilisant différents nombres de projections 3, 10, 20, 36, 45, 60, 90 et 180 respectivement et la figure (III.14) représente les images reconstruites en utilisant une échelle de couleur. La figure (III.15) représente les graphiques des critères d'évaluations (MSE, NCC, NAE, PSNR et SNR) en fonction de différents nombre de projection. Les résultats montrent clairement l'amélioration de la qualité de reconstruction en augmentant le nombre de projection.

Tableau III-2: Paramètres d'évaluation de la reconstruction SBP sur la coupe Sagittale en fonction du nombre de projection.

Critères d'évaluation	3	10	20	36	45	60	90	180
MSE	9571.6	5995.1	5844.802	5712.258	5645.297	5582.657	5553.494	5523.647
PSNR	8.321	10.352	10.4631	10.5627	10.6139	10.6624	10.6851	10.7085
NAE	9.477	6.6523	6.5301	6.4313	6.361	6.294	6.2675	6.24
NCC	18.881	11.826	11.5301	11.2686	11.1365	11.0129	10.9554	10.8965

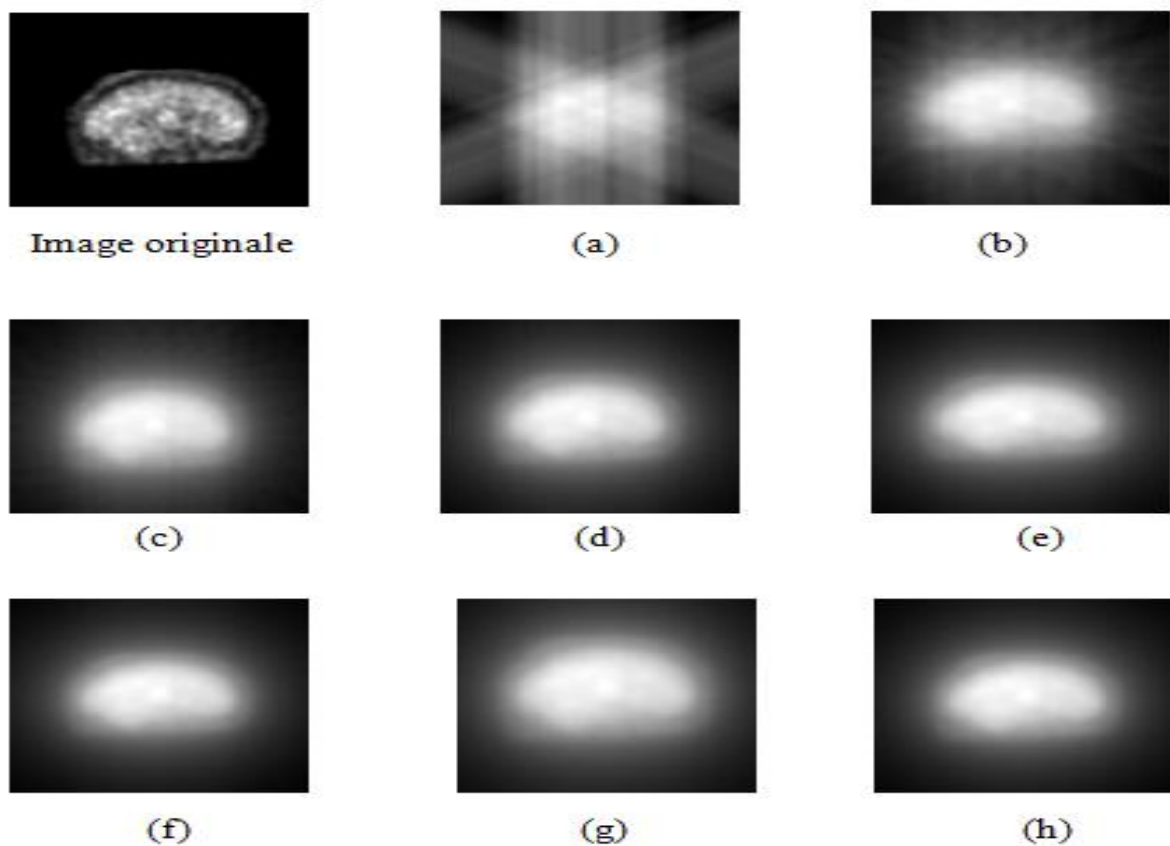


Figure III-13: Images reconstruites par rétroprojection simple (SBP) en utilisant a)3, b) 10, c)20,d) 36, e) 45, f) 60, g)90 et h)180 projections

– Echelle de couleur

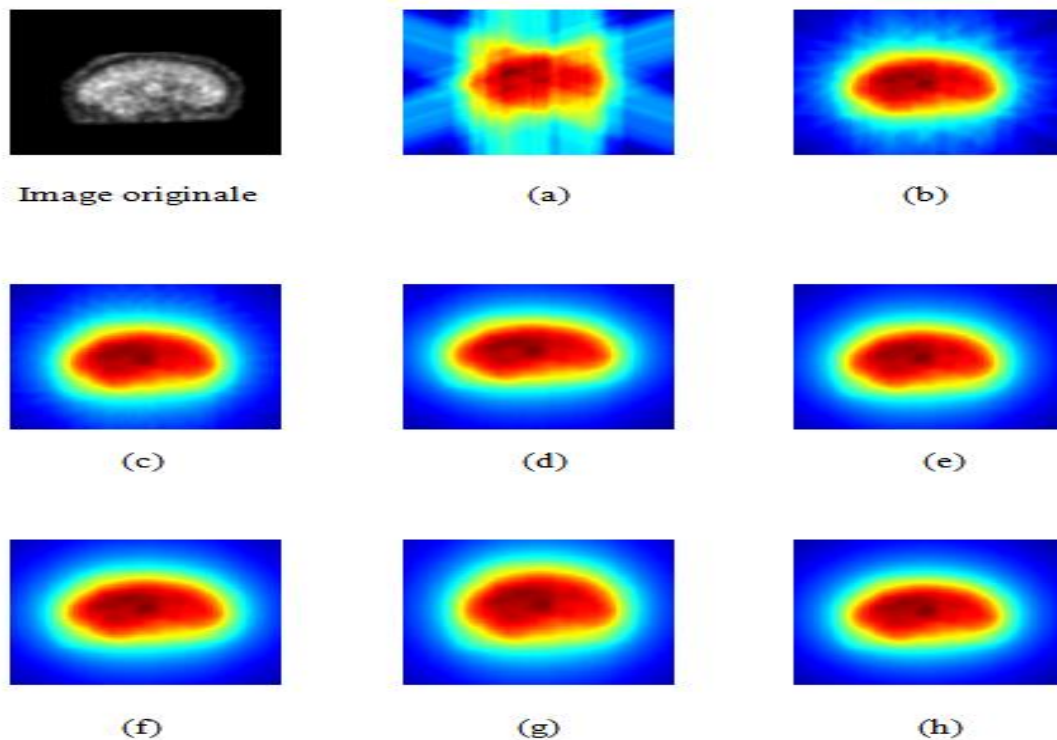


Figure III-14: Images couleurs reconstruites par rétroprojection simple (SBP) en utilisant a) 3, b) 10, c) 20, d) 36, e) 45, f) 60, g) 90 et h) 180 projections

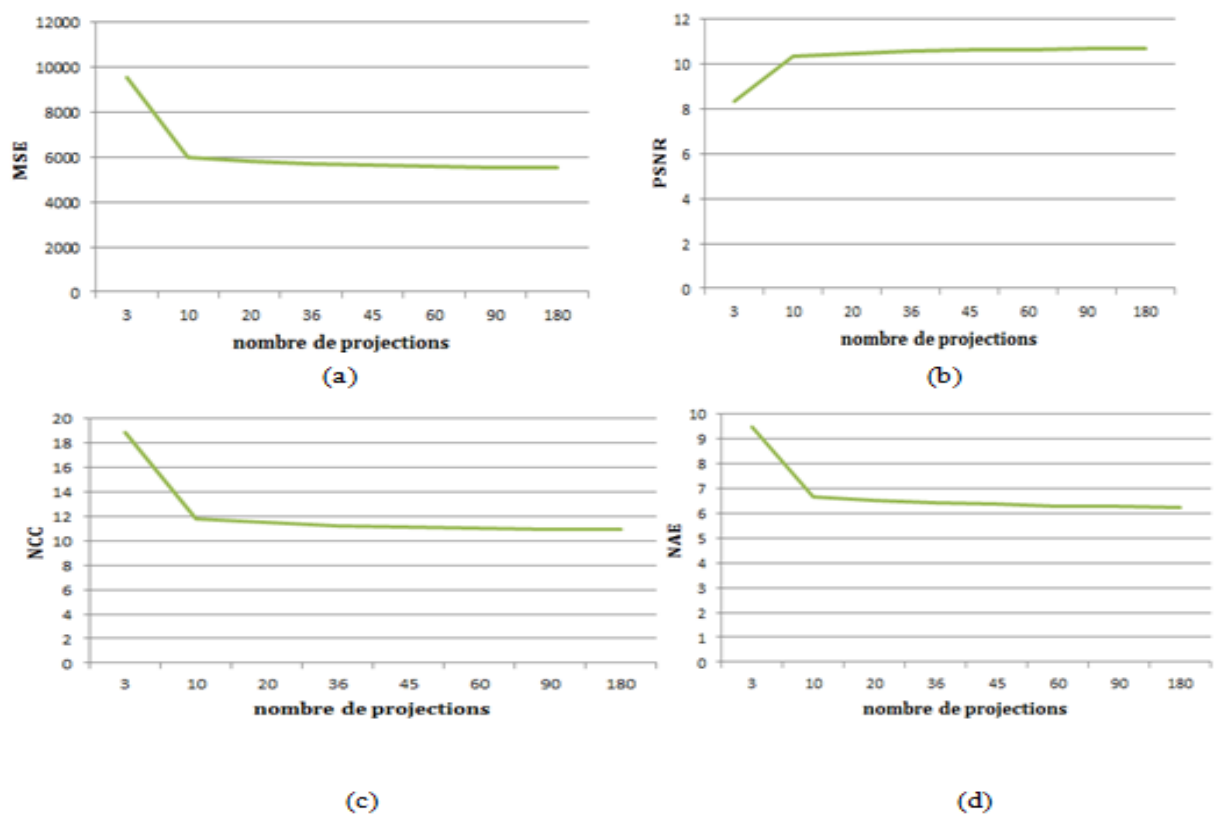


Figure III-15: Variation des critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour SBP (a) MSE, (b) PSNR, (c) NCC, et (e) NAE

III.3.1.1.3. Coupe transversale (TEMP)

Les résultats quantitatifs sont représentés par le tableau (III.3). La figure (III.16) représente les images reconstruites en utilisant différents nombres de projections 3, 10, 20, 36, 45, 60, 90 et 180 respectivement et la figure (III.17) représente les images reconstruites en utilisant une échelle de couleur. La figure (III.18) représente les graphiques des critères d'évaluations (MSE, NCC, NAE, PSNR et SNR) en fonction de différents nombre de projection. Les résultats montrent clairement l'amélioration de la qualité de reconstruction en augmentant le nombre de projection.

Tableau III-3: Paramètres d'évaluation de la reconstruction SBP sur la coupe transversale en fonction du nombre de projection.

Critères d'évaluation	3	10	20	36	45	60	90	180
MSE	8333.7	5711.3	5859.298	5720.743	5693.645	5728.454	5723.148	5724.377
PSNR	8.9224	10.563	10.4523	10.5563	10.5769	10.5504	10.5545	10.5535
NAE	8.7421	6.5369	6.7119	6.5433	6.5074	6.5494	6.5381	6.5354
NCC	16.985	11.640	11.9423	11.6599	11.6047	11.6756	11.6648	11.6673

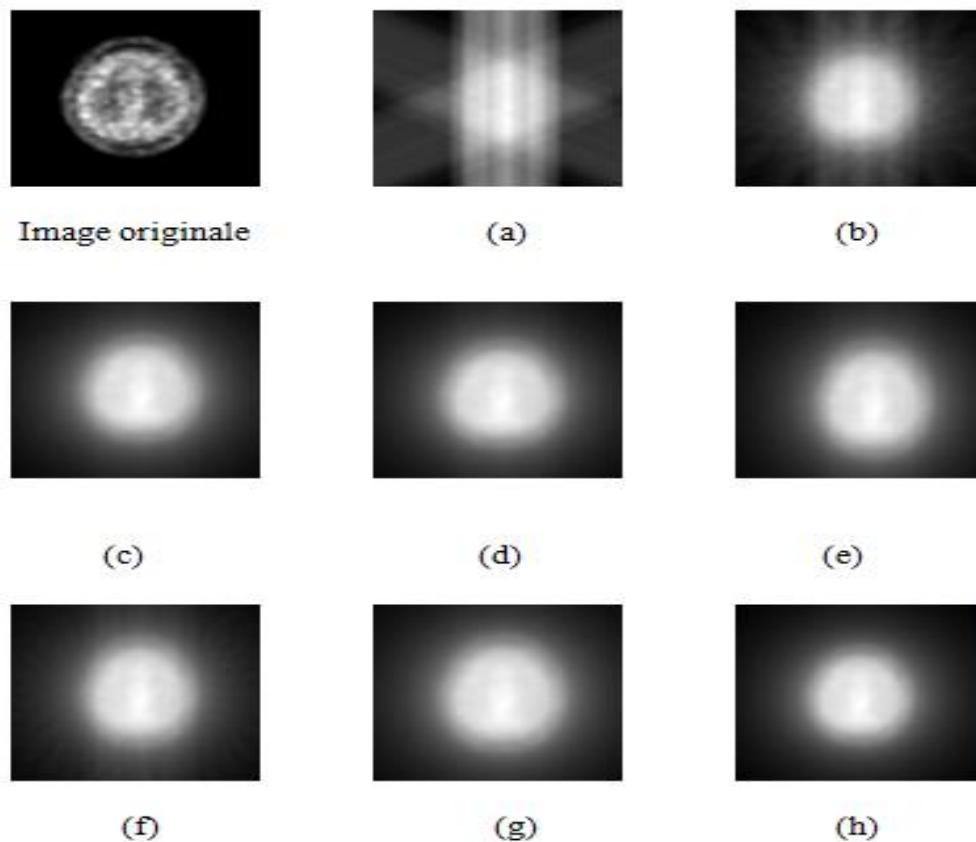


Figure III-16: Images reconstruites (coupe transversale) par rétroprojection simple (SBP) en utilisant a) 3, b) 10, c) 20, d) 36, e) 45, f) 60, g) 90 et h) 180 projections

– Echelle de couleur

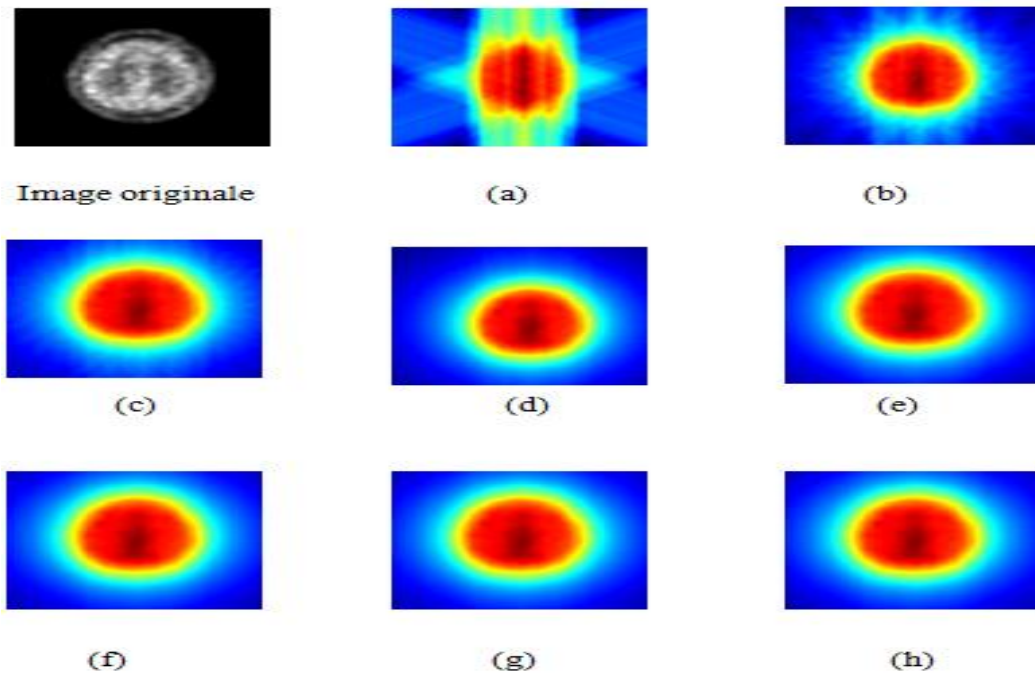


Figure III-17: Images couleurs reconstruites (coupe transversale) par rétroprojection simple (SBP) en utilisant a)3, b) 10, c)20,d) 36, e) 45, f) 60, g) 90 et h) 180 projections

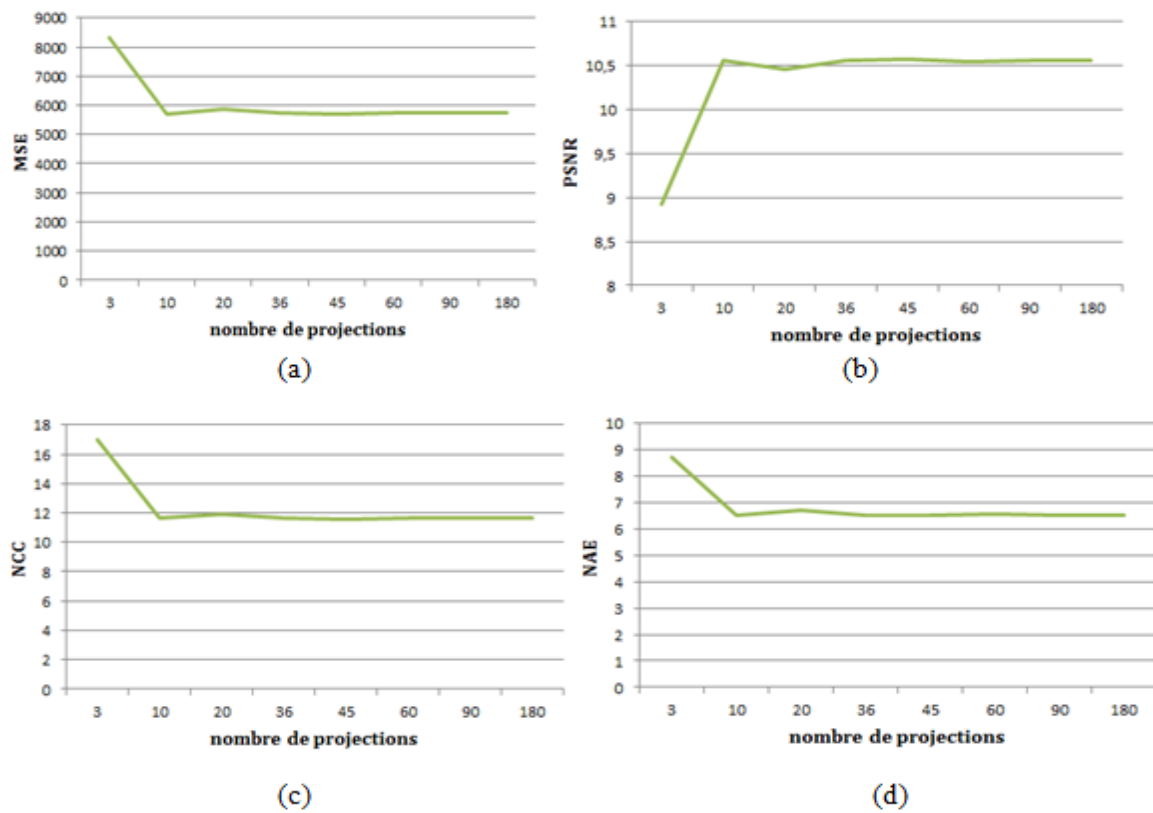


Figure III-18: Variation des critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour SBP (a) MSE, (b) PSNR,(c) NCC, et (e) NAE

Les résultats obtenus montrent l'efficacité de notre interface graphique, pour la reconstruction des images TEMP, les trois coupes : coronale, sagittale et transversale porte des résultats presque identique. En choisissant des projections allant de 3 à 180 projections, il faut au minimum 45 projections pour reconstruire une image avec une qualité acceptable. Les résultats qualitatifs montrent que cette technique génère les artéfacts en étoiles.

Les figures (III.10), (III.13), (III.16), (III.12), (III.15) et (III.18) révèlent clairement que la qualité de l'image reconstruite augmente légèrement quand le nombre de projections augmente. Cela apparaît visuellement sur les figures. Au niveau des images couleur des figures (III.11), (III.14) et (III.17), nous remarquons que nous ne pouvons pas distinguer la distribution de radiopharmaceutique avec cette qualité d'image, ce qui rend la détection de la pathologie difficile ; examen clinique raté.

D'après les graphes de la variation des critères d'évaluation en fonction du nombre de projections, nous constatons que le nombre de projections jouent un rôle important dans la reconstruction. Quand le nombre de projections augmente, le paramètre d'évaluation (PSNR) augmentent et (MSE, NAE et NCC) diminuent. Cette diminution est très rapide pour un nombre de projections entre 1 et 20 et lente au-delà de 20 projections.

III.3.1.1.4. Coupe transversale (TEP)

Les résultats quantitatifs sont représentés par les tableaux (III.4). La figure (III.19) représente les images reconstruites en utilisant différents nombres de projections 3, 10, 20, 36, 45, 60, 90 et 180 respectivement et la figure (III.20) représente les images reconstruites en utilisant une échelle de couleur. La figure (III.21) représente les graphiques des critères d'évaluations (MSE, NCC, NAE, PSNR et SNR) en fonction de différents nombre de projection. Les résultats montrent clairement l'amélioration de la qualité de reconstruction en augmentant le nombre de projection.

Tableau III-4: Paramètres d'évaluation de la reconstruction SBP sur la coupe transversale TEP en fonction du nombre de projection.

Critères d'évaluation	3	10	20	36	45	60	90	180
MSE	4714.5	2692.36	2281.110	1985.067	2025.01	1956.798	1956.798	1930.276
PSNR	11.396	13.8295	14.5493	15.1531	15.0665	15.2153	15.2746	15.3002
NAE	4.7995	4.0357	3.6017	3.1886	3.2466	3.1429	3.0998	3.0777
NCC	1.9392	1.1075	0.93829	0.81652	0.83295	0.80489	0.79398	0.78933

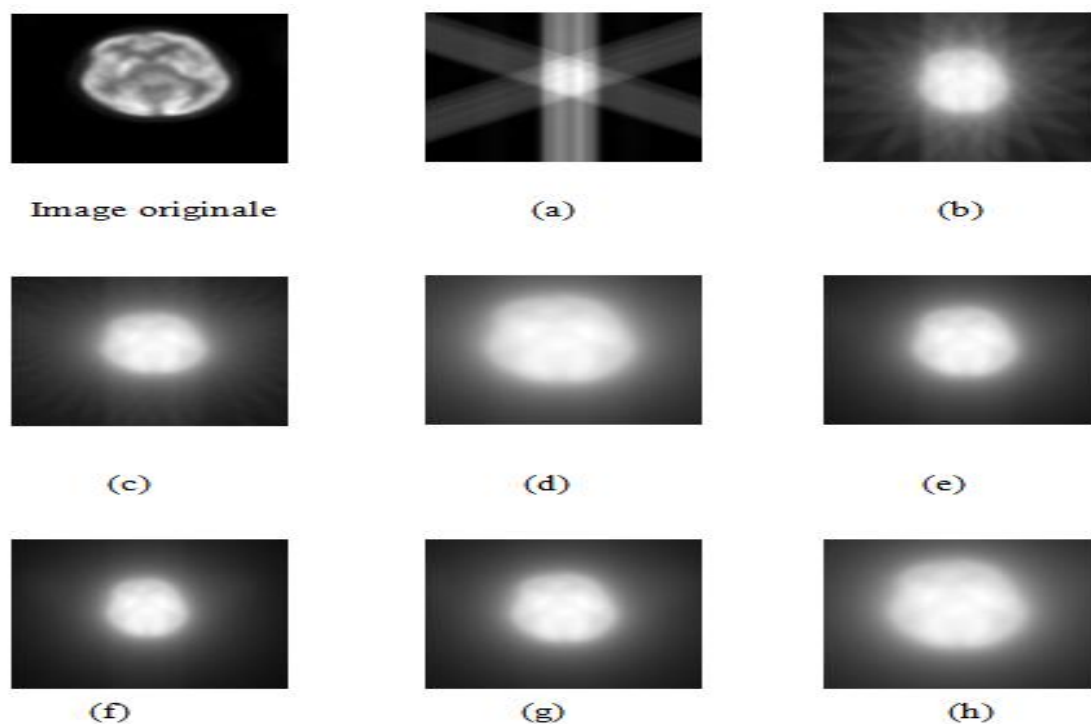


Figure III-19: Images reconstruites (TEP : coupe transversale) par rétroprojection simple (SBP) en utilisant a)3, b) 10, c)20,d) 36, e) 45, f) 60, g)90 et h)180 projections

- Echelle de couleur

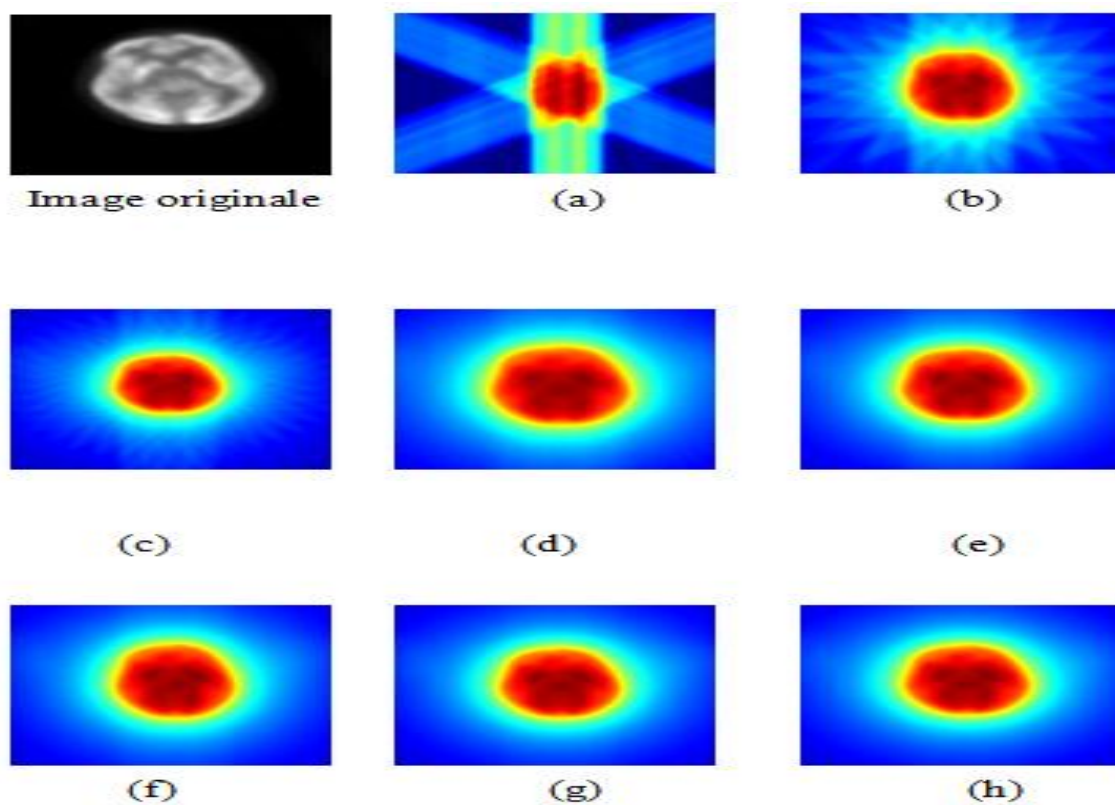


Figure III-20: Images couleurs reconstruites (TEP : coupe transversale) par rétroprojection simple (SBP) en utilisant a)3, b) 10, c)20,d) 36, e) 45, f) 60, g) 90 et h) 180 projections

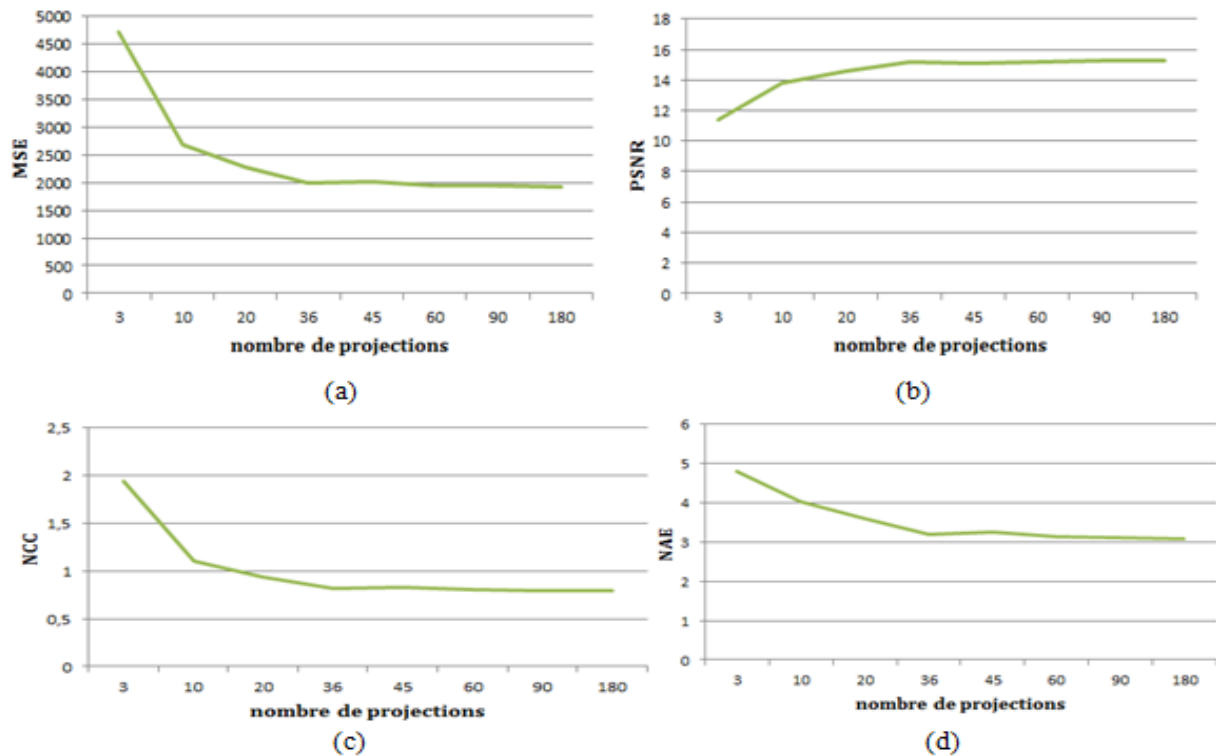


Figure III-21: Variation des critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour SBP (a) MSE, (b) PSNR, (c) SC, (d) NAE, et (e) NCC

Les résultats de la reconstruction d'image TEP montrent aussi qu'il faut minimum 45 projections pour reconstruire une image avec une qualité acceptable. Cette méthode génère toujours les artéfacts en étoiles.

La figure (III.19) montre clairement que la qualité de l'image reconstruite augmente légèrement quand le nombre de projections augmente. Cela apparaît visuellement sur la figure (III.19). L'image couleur de la figure (III.20) montre aussi que nous ne pouvons pas distinguer la distribution de radiopharmaceutique ce qui rend la détection de la pathologie difficile.

D'après les graphes de la figure (III.21), nous concluons que quand le nombre de projections augmente, le paramètre d'évaluation (PSNR) augmente et (MSE, NAE et NCC) diminuent. Cette diminution est très rapide pour un nombre de projections entre 1 et 36 et lente au-delà de 36 projections. En comparant maintenant les images TEP avec celles TEMP, nous remarquons que les valeurs de MSE et PSNR sont améliorées pour la reconstruction des images TEP.

III.3.1.2. Rétroprojection Filtré (FBP)

La rétroprojection filtrée est la méthode la plus utilisée pour éliminer les artéfacts en étoile produite par la méthode SBP, et ceci en utilisant des filtres. Pour cela, nous avons appliqué cette méthode à deux coupes différentes (TEP et TEMP) afin d'améliorer la qualité des images reconstruites. La qualité de la reconstruction (TEP et TEMP) a été évaluée par l'étude

de la variation des critères de performance (MSE, NCC, SC, NAE et PSNR) en fonction du nombre de projections.

III.3.1.2.1. Image TEMP

Les résultats quantitatifs sont représentés par le tableau (III.5). La figure (III.22) représente les images reconstruites en utilisant différents nombres de projections 3, 10, 20, 36, 45, 60, 90 et 180 respectivement. La figure (III.23) représente les graphiques des critères d'évaluations (MSE, NCC, NAE, PSNR et SNR) en fonction de différents nombre de projection. Les résultats montrent clairement l'amélioration de la qualité de reconstruction en augmentant le nombre de projection.

Tableau III-5 Paramètres d'évaluation de la reconstruction FBP sur la coupe coronale TEMP en fonction du nombre de projection.

Critères d'évaluation	3	10	20	36	45	60	90	180
MSE	12478.8	5593.950	3169.407	1845.595	1303.928	1169.627	1093.24	1051.61
PSNR	7.1691	10.6536	13.121	15.4694	16.9783	17.4503	17.7436	17.9122
NAE	20.394	13.4018	9.6213	6.4979	4.393	4.393	2.9926	2.5073
NCC	48.0175	21.525	12.1956	7.1017	5.0174	4.5006	4.2067	4.0465

- Echelle de couleur

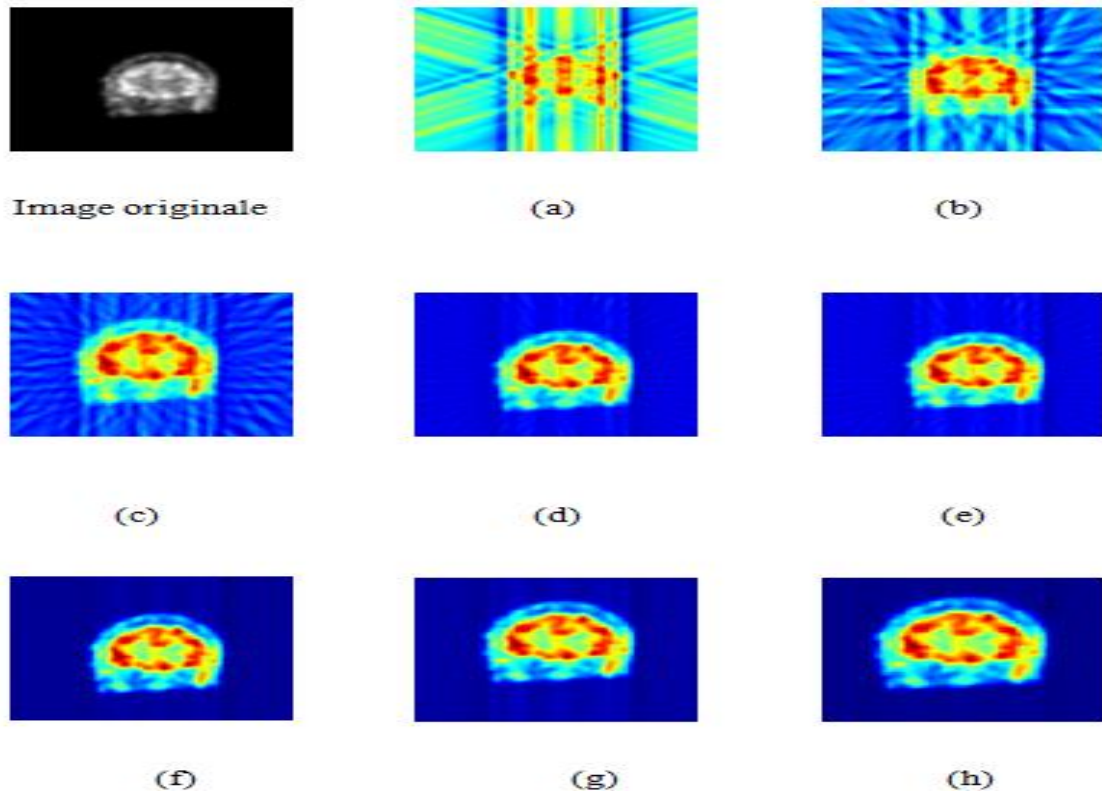


Figure III-22: Images couleurs reconstruites par rétroprojection Filtrée (FBP). En utilisant a) 3, b) 10, c) 20, d) 36, e) 45, f) 60, g) 90 et h) 180 projections.

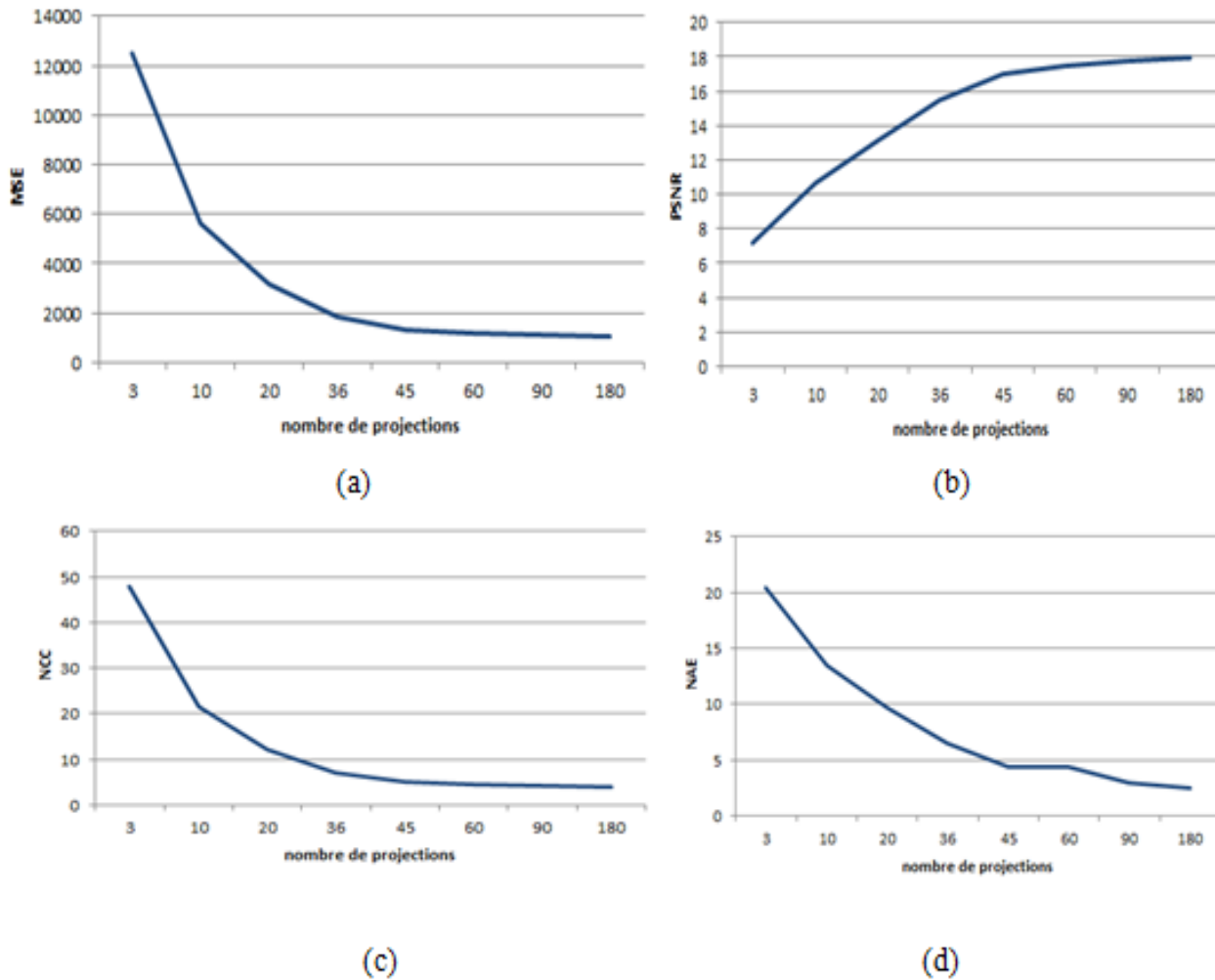


Figure III-23: Variation des Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour FBP (a) MSE, (b) PSNR, (c) SC, (d) NAE, (e) NCC

La figure (III.22), représente les images reconstruites par la méthode FBP en utilisant un angle de couverture allant de 0° à 180° . Les résultats montrent clairement que la qualité des images reconstruites s'améliore quand le nombre de projections augmente pour chaque coupe.

D'après les graphes représentant la variation des paramètres d'évaluation, nous remarquons que le PSNR augmente et (MSE, NAE et NCC) diminuent rapidement quand le nombre de projections augmente. Quand le nombre de projections atteint 180 projections, la qualité de l'image reconstruite par la méthode FBP est plus proche de l'image originale grâce au filtrage utilisé permettant d'éliminer l'effet de flou produit par la méthode SBP.

III.3.1.2.2. Image TEP

Les résultats quantitatifs sont représentés par les tableaux (III.6). La figure (III.24) représente les images reconstruites sous échelle de couleur en utilisant différents nombres de projections 3, 10, 20, 36, 45, 60, 90 et 180 respectivement. La figure (III.25) représente les graphiques des critères d'évaluations (MSE, NCC, NAE, PSNR et SNR) en fonction de différents nombre

de projection. Les résultats montrent clairement l'amélioration de la qualité de reconstruction en augmentant le nombre de projection.

Tableau III-6: Paramètres d'évaluation de la reconstruction FBP sur la coupe transversale TEP en fonction du nombre de projection.

Critères d'évaluation	3	10	20	36	45	60	90	180
MSE	10183.01	4671.8	3129.601	1682.059	1492.776	1290.840	1073.04	1005.63
PSNR	8.052	11.435	13.1759	15.8724	16.3909	17.0221	17.8246	18.1064
NAE	8.8548	5.8219	4.6238	2.9107	2.5886	2.1106	1.3487	0.78413
NCC	4.1886	1.9217	1.2873	0.69188	0.61403	0.53096	0.44138	0.41365

- Echelle de couleur

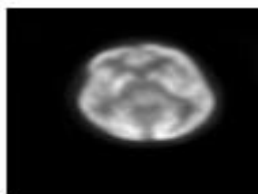
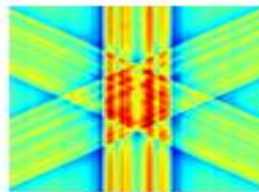
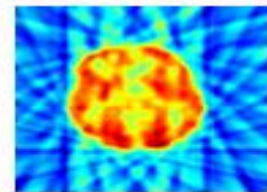


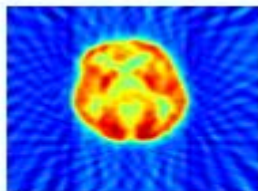
Image originale



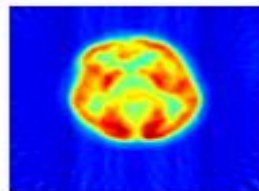
(a)



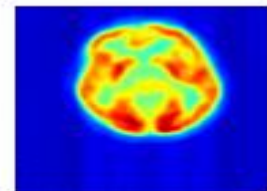
(b)



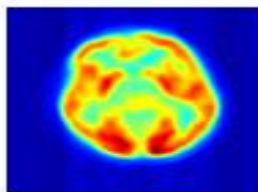
(c)



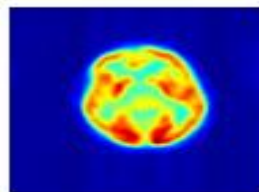
(d)



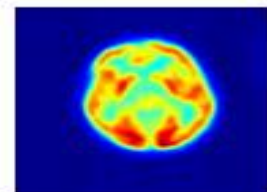
(e)



(f)



(g)



(h)

Figure III-24: Images couleurs reconstruites (coupe transversale) par rétroprojection Filtrée (FBP). En utilisant a)3, b)10, c)20, d)36, e)45, f)60, g)90 et h)180 projections

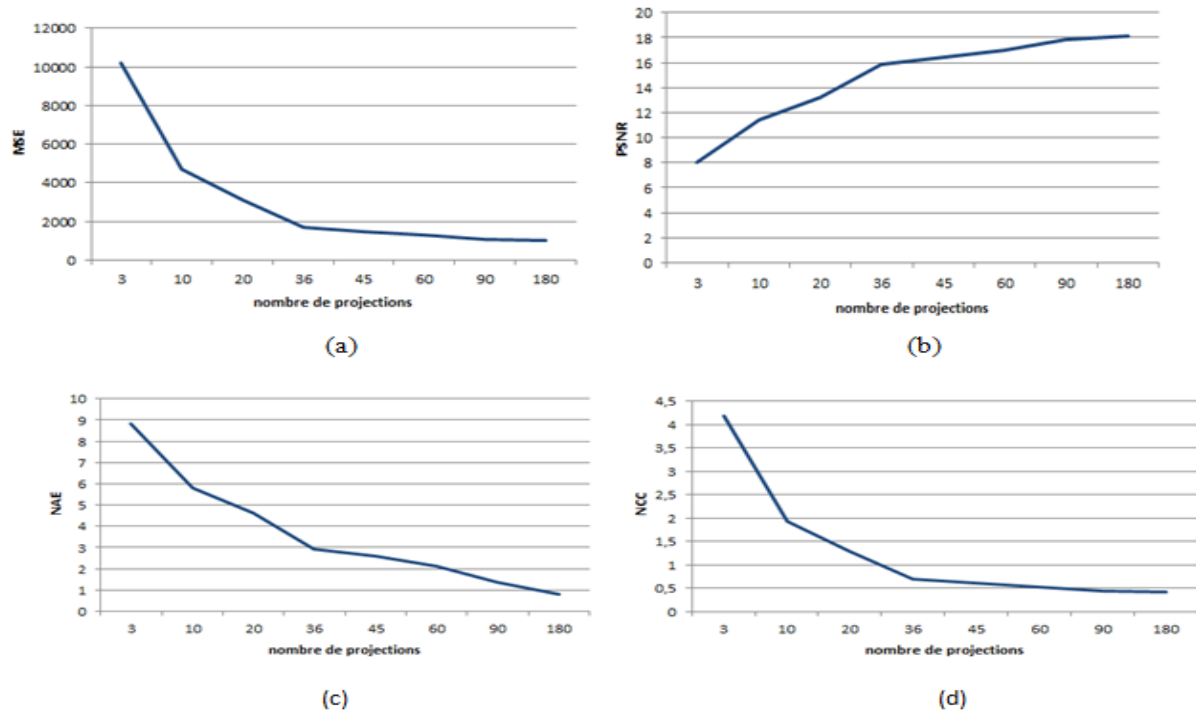


Figure III-25: Variation des Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour FBP (a) MSE, (b) PSNR, (c) NAE, (d) NCC

La Figure(III.24) montre visuellement que la reconstruction de la coupe transversale de l'image TEP par la méthode FBP donne une bonne qualité de l'image qu'à partir de 90 projections.

Les graphes représentant la variation des paramètres d'évaluation montrent que le PSNR augmente et le (MSE, NCC, NAE) diminuent quand le nombre de projections augmente.

III.3.2. Méthodes itératives

Dans cette section, nous présentons les résultats de reconstruction des méthodes algébriques telles que Algebraic Reconstruction Technique (ART) et Simultaneous iterative reconstruction technique (SART) et de la méthode statistique telle que Maximum Likelihood-Expectation Maximization (MLEM). Les paramètres de performances sont calculés en fonction du nombre de projections et en fonction du nombre d'itérations.

Pour les méthodes algébriques, nous avons passé par plusieurs tests de reconstruction sur toutes les coupes d'images dont le but d'atteindre une qualité d'image interprétable. Nous allons nous limiter ici à deux types d'image TEP et TEMP.

III.3.2.1. Algébrique Reconstruction Technique (ART)

Nous avons appliqué la méthode ART sur nos données et nous avons essayé d'étudier dans un premier temps l'influence du nombre de projections (3, 10, 20, 36, 45, 60, 90 et 180 projections) sur la qualité de l'image reconstruite, ensuite nous avons étudié l'influence du nombre d'itérations (2000, 4000, 8000, 10000, 20000, 40000 itérations) sur la reconstruction de l'image. Les critères d'évaluations tels-que MSE, PSNR, NCC et NAE, nous ont permis de comparer et étudier les résultats obtenus en utilisant différentes projections et différentes itérations.

III.3.2.2.1 Image TEMP

Les résultats quantitatifs sont représentés par les tableaux (III.7). La figure (III.26) représente les images reconstruites sous échelle de couleur en utilisant différents nombres de projections 3, 10, 20, 36, 45, 60, 90 et 180 respectivement. La figure (III.27) représente les graphiques des critères d'évaluations (MSE, NCC, NAE, PSNR et SNR) en fonction de différents nombre de projection, en choisissant un nombre d'itération de 20000. Les résultats montrent clairement l'amélioration de la qualité de reconstruction en augmentant le nombre de projection.

Tableau III-7: La reconstruction ART sur la coupe coronale en fonction du nombre de projection.

Critères d'évaluation	3	10	20	36	45	60	90	180
MSE	8432.7	2438.67	2038.014	3084.000	1962.721	3629.146	6812.14	4209.12
PSNR	8.8711	14.2593	15.0387	13.2397	15.2022	12.5328	9.798	11.8889
NAE	15.738	6.5543	6.3525	9.385	5.8748	10.1968	14.8817	11.2587
NCC	32.448	9.3838	7.8421	11.8669	7.5524	13.9646	26.2125	16.1963

- Echelle de couleur

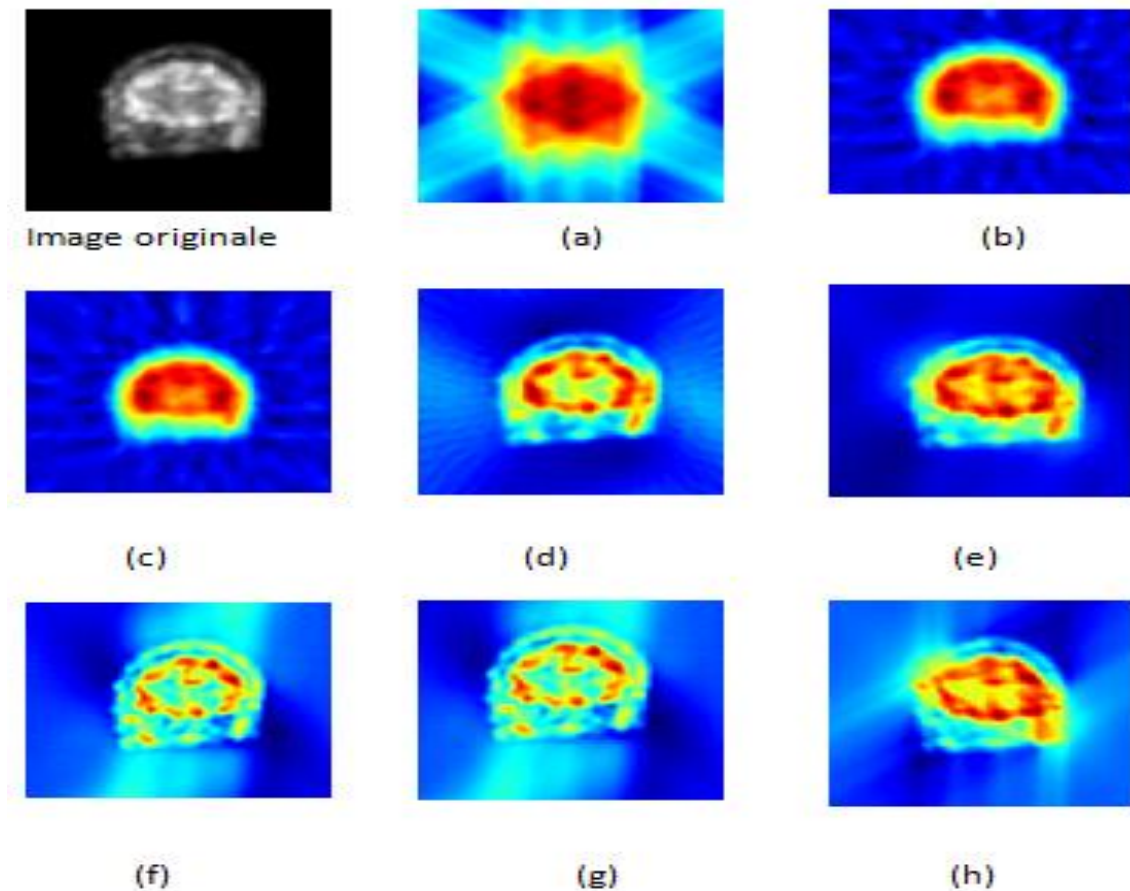


Figure III-26: Images couleurs reconstruites (coupe coronale) par la méthode ART. En utilisant a)3, b)10, c)20, d)36, e)45, f)60, g)90 et h)180 projections.

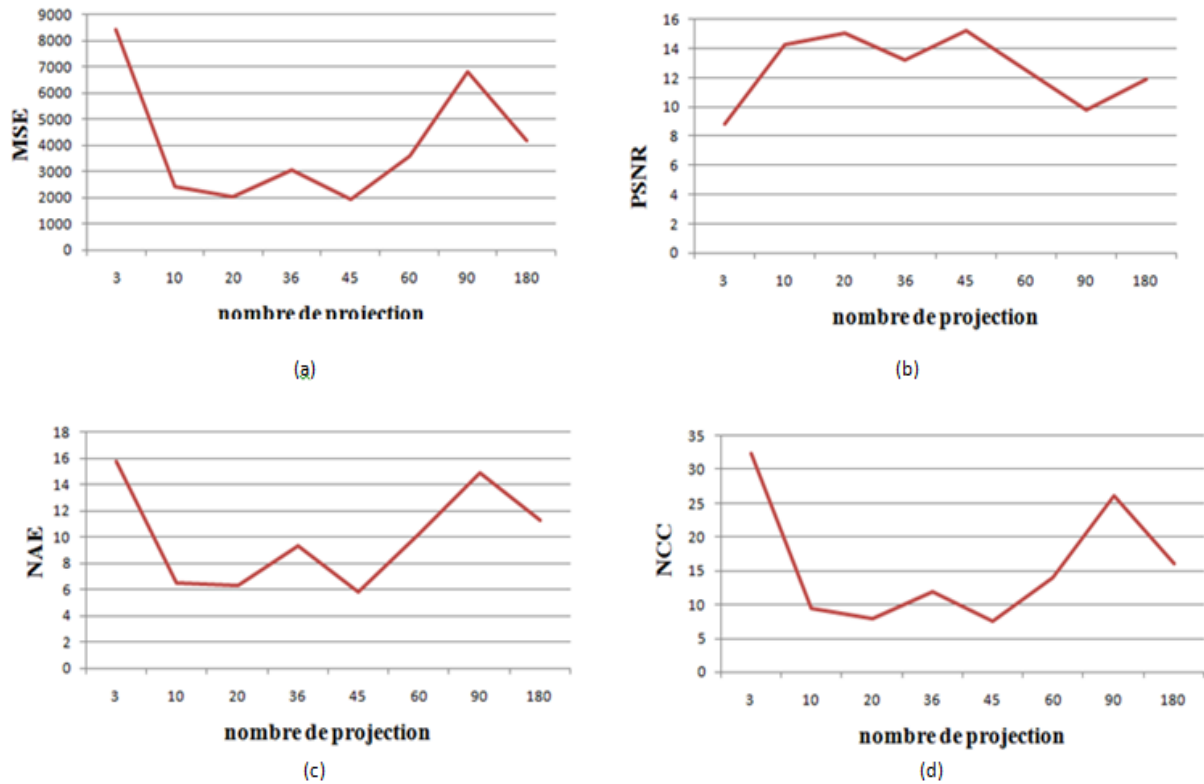


Figure III-27: Variation des Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour FBP (a) MSE, (b) PSNR, (c) NAE, (d) NCC

Tableau III-8: La reconstruction ART sur la coupe coronale TEMP en fonction du nombre d'itération. Un nombre de 45 projections est utilisé.

Critères d'évaluation	2000	4000	8000	14000	1000	20000	40000
MSE	11535.83	7200.082	2696.623	5158.292	3788.034	1962.7213	1979.4689
PSNR	7.5103	9.5574	13.8226	11.0057	12.3467	15.2022	15.1653
NAE	19.2485	15.1683	8.2171	12.6963	10.8862	5.8748	6.8632
NCC	44.3888	27.7052	10.3763	19.8486	14.576	7.5524	7.6168

La figure (III.36) représente les images reconstruites en utilisant un nombre de 2000, 4000, 8000, 6000, 10000, 14000, 20000 et 40000 itérations respectivement.

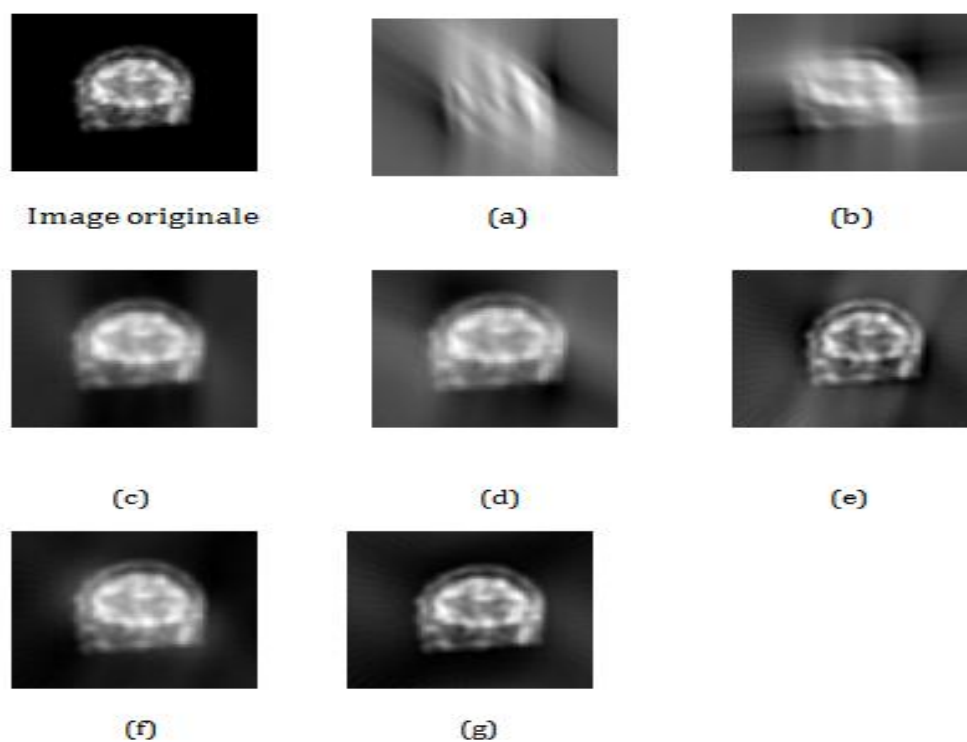


Figure III-28: représente les images reconstruites en utilisant un nombre de 2000, 4000, 8000, 6000, 10000, 14000, 20000 et 40000 itérations respectivement.

- Echelle de couleur

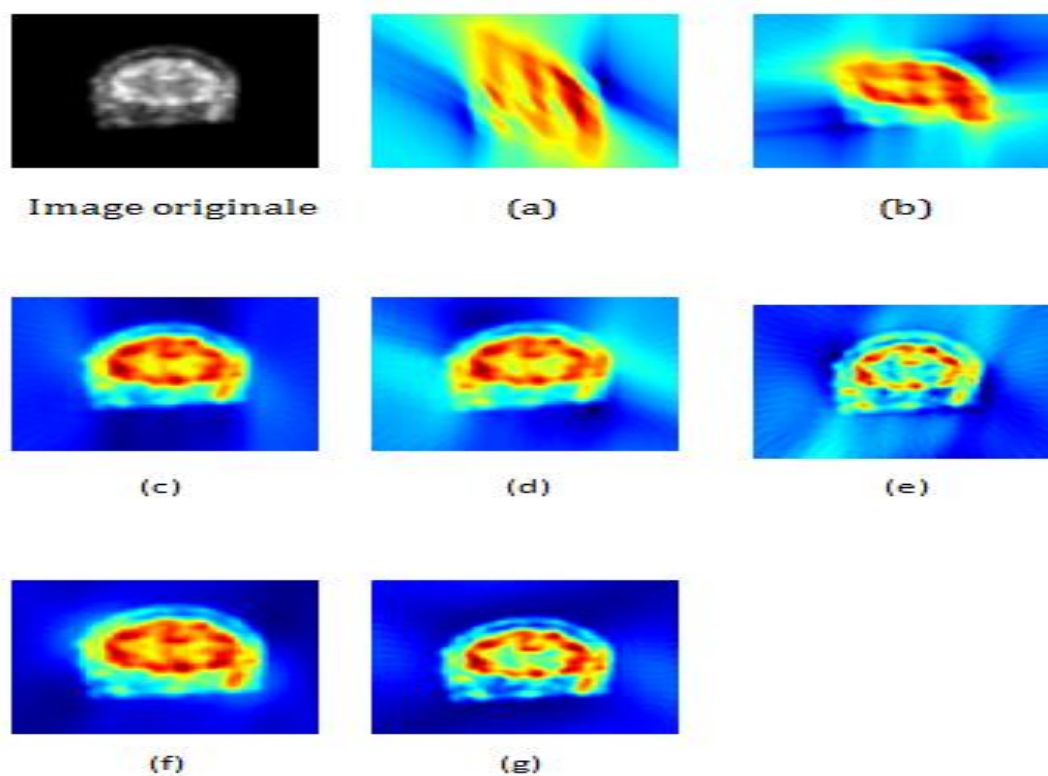


Figure III-29: image couleur reconstruite (coupe coronale) par la méthode ART. En utilisant un nombre de 2000, 4000, 8000, 6000, 10000, 14000, 20000 et 40000 itérations respectivement.

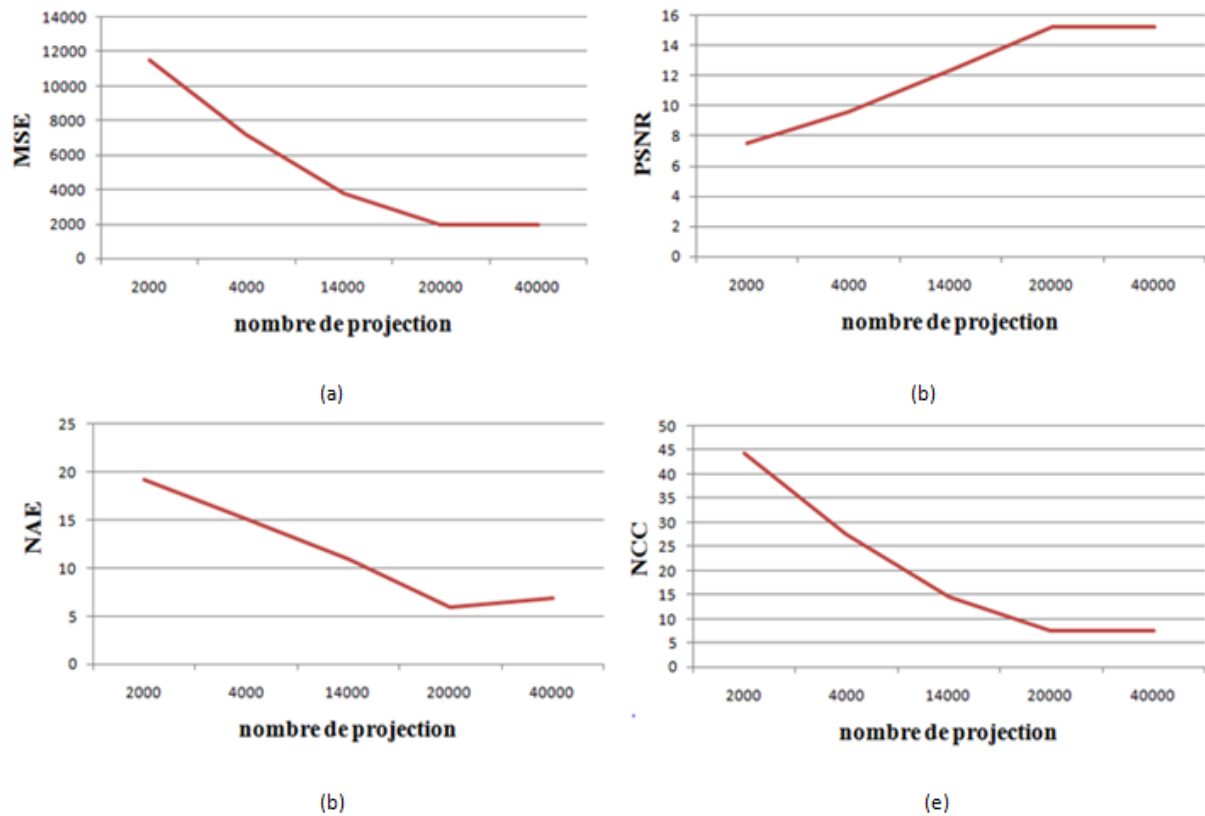


Figure III-30: Variation des Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour FBP (a) MSE, (b) PSNR, (c) NAE, (d) NCC

D'après les résultats obtenus, nous constatons que le nombre de projections de 45 est un choix optimal, l'erreur entre l'image reconstruite et l'image originale diminue indiquant une bonne qualité d'images. Ceci est aussi confirmé visuellement par la figure. (III.29).

Les résultats de la figure (III.29), montre que la qualité de l'image reconstruite s'améliore lorsque le nombre d'itérations augmente. Le principe de la méthode ART est de trouver une solution par des estimations successives. Les projections correspondantes à l'estimation actuelle sont comparées aux projections mesurées auparavant. Le résultat de la comparaison est utilisé pour modifier l'estimation actuelle, créant ainsi une nouvelle estimation. Les corrections sont effectuées soit par une addition ou par une multiplication d'un quotient (facteur de correction) entre la projection mesurée et la projection estimée c-à-d lorsque le nombre des itérations augmentent, les estimations se corrigent ce qui revient à la mise à jours des projections. Ceci se traduit par la diminution de MSE, NCC, SC et NAE et l'augmentation du PSNR.

III.3.2.2.2. Image TEP

Les résultats quantitatifs sont représentés par les tableaux (III.9). La figure (III.31) représente les images reconstruites en utilisant différents nombres de projections 3, 10, 20, 36, 45, 60, 90 et 180 respectivement. Un nombre de 20000 itérations est utilisé. La figure (III.32) représente les graphiques des critères d'évaluations (MSE, NCC, NAE, PSNR et SNR) en fonction de différents nombre de projection.

Tableau III-9: La reconstruction ART sur la coupe transversale TEP en fonction du nombre de projection.

Critères d'évaluation	3	10	20	36	45	60	90	180
MSE	6407.681	1739.8	1001.525	1499.760	2763.113	2672.572	1081.02	5724.69
PSNR	10.0638	15.725	18.1242	16.3706	13.7168	13.8615	17.7924	10.5533
NAE	6.5308	3.1987	1.8835	2.7933	4.3614	4.2412	1.7777	6.6826
NCC	2.6357	0.7156	0.41196	0.6169	1.1366	1.0993	0.44466	2.3547

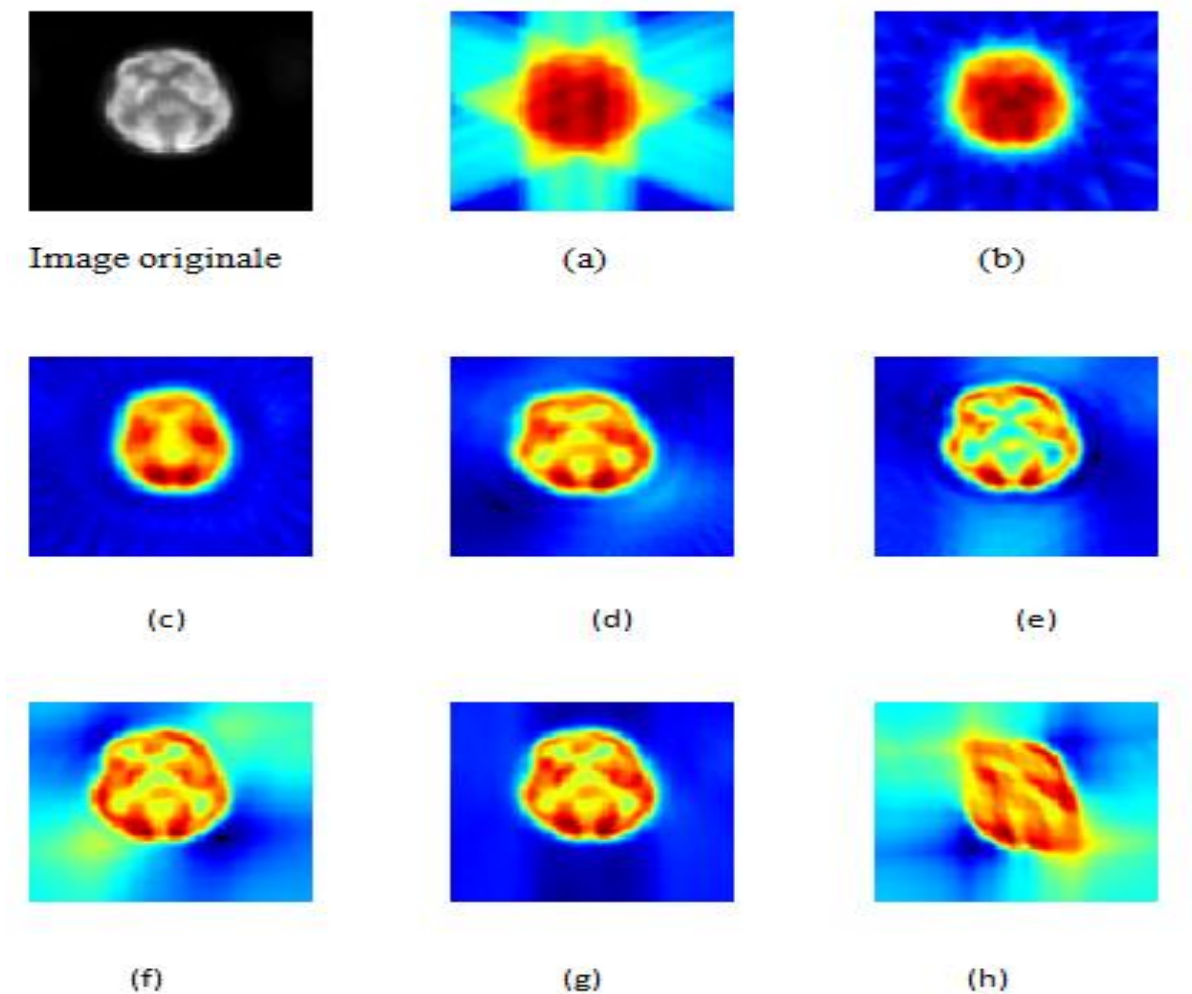


Figure III-31: Images couleurs reconstruites (coupe transversale TEP) par la méthode ART. En utilisant a)3, b)10, c)20, d)36, e)45, f)60, g)90 et h)180 projections.

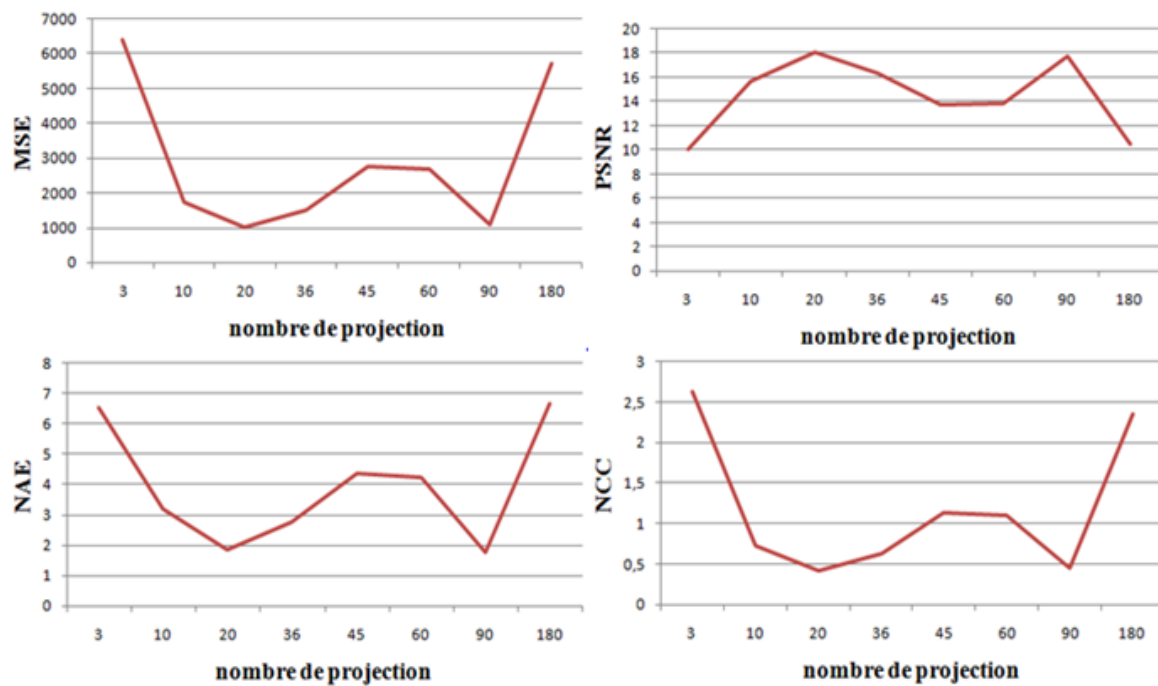


Figure III-32: Variation des Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour ART (a) MSE, (b) PSNR, (c) NAE, (d) NCC

ensuite nous avons étudié l'influence du nombre d'itérations (2000, 4000, 8000, 14000, 18000, 20000, 40000 itérations) sur la reconstruction de l'image. Les critères d'évaluations tels-que MSE, PSNR , NCC et NAE les resultats sont présentés sur le tableau (I.10) , nous ont permis de comparer et étudier les résultats obtenus en utilisant différentes projections et différentes itérations.

Tableau III-10 : La reconstruction ART sur la coupe transversale TEP en fonction du nombre d'itération. Un nombre de 90 projections est utilisé

Critères d'évaluation	2000	4000	8000	14000	18000	20000	40000
MSE	11900.028	10800.26	8793.178	3499.854	1289.218	1081.028	2993.7556
PSNR	7.3753	7.7965	8.6893	12.6903	17.0275	17.7924	13.3686
NAE	9.6831	9.3063	8.4132	5.0875	2.3764	1.7777	4.5038
NCC	2.3547	4.4425	3.6169	1.4396	0.5303	0.5303	1.2314

La figure (III.48) représente la coupe transversale TEP reconstruite en utilisant les nombres d'itération 2000, 4000, 8000, 14000, 18000, 20000 et 40000 respectivement.

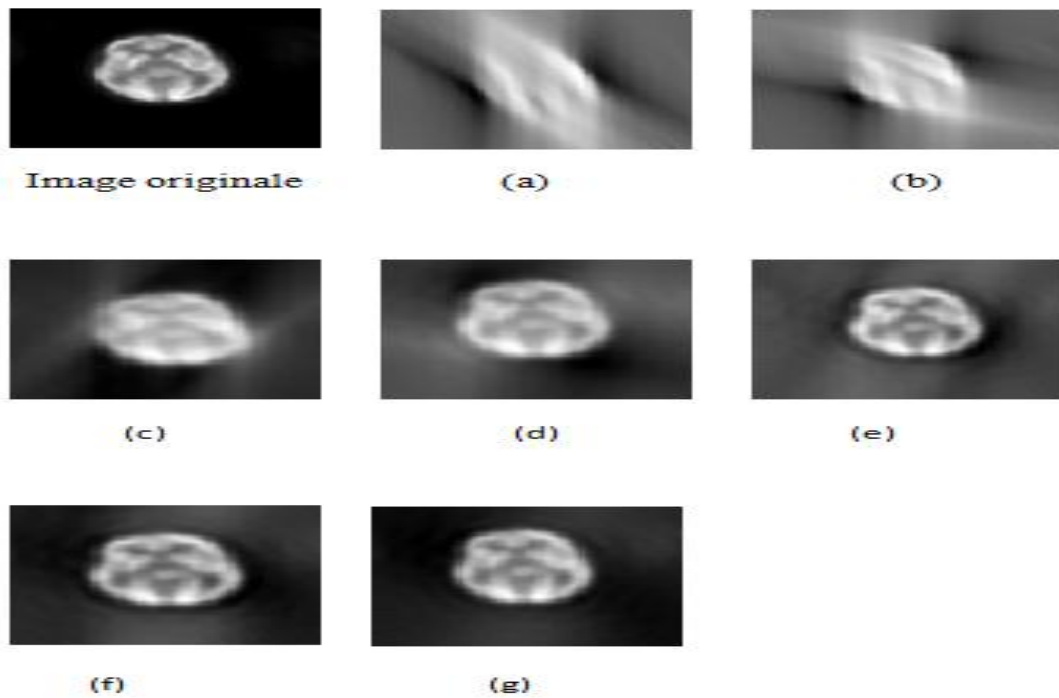


Figure III-33: Images résultantes par la méthode ART en utilisant un nombre de 2000,4000, 8000, 6000, 10000, 14000, 20000 et 40000 itérations respectivement

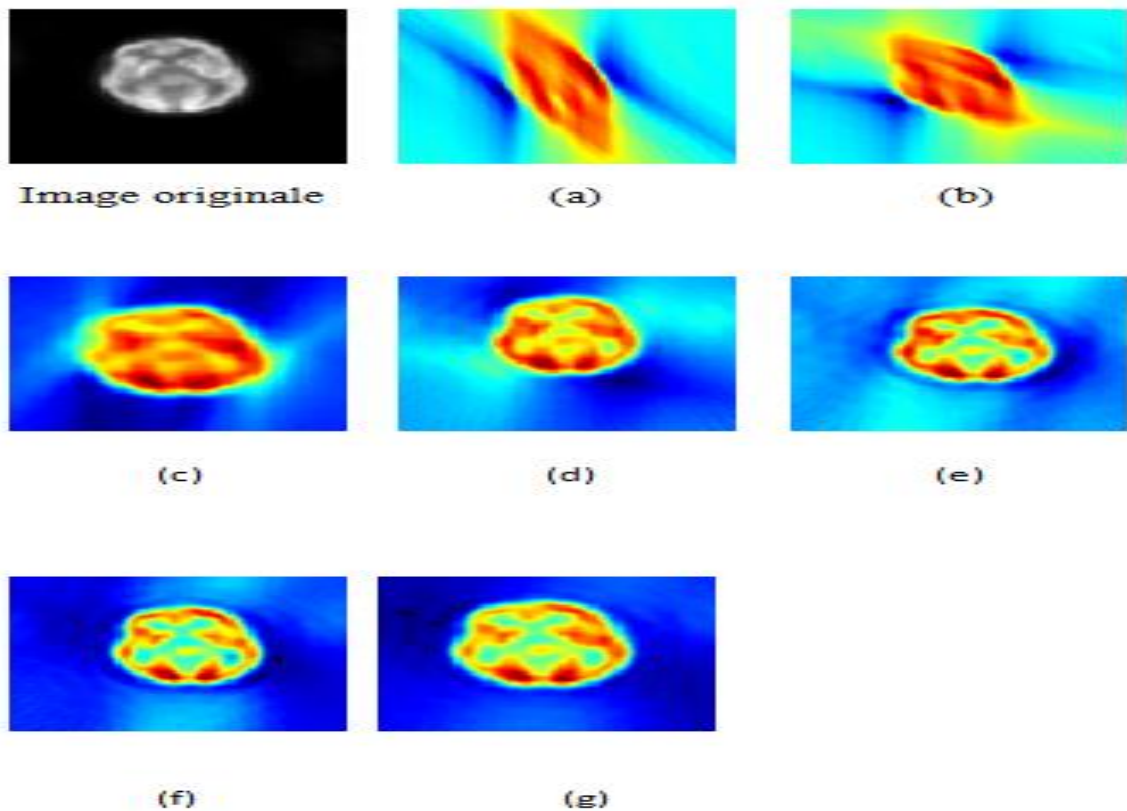


Figure III-34: Images couleurs reconstruites (coupe transversale TEP) par la méthode ART. En utilisant un nombre de 2000,4000, 8000, 6000, 10000, 14000, 20000 et 40000 itérations respectivement

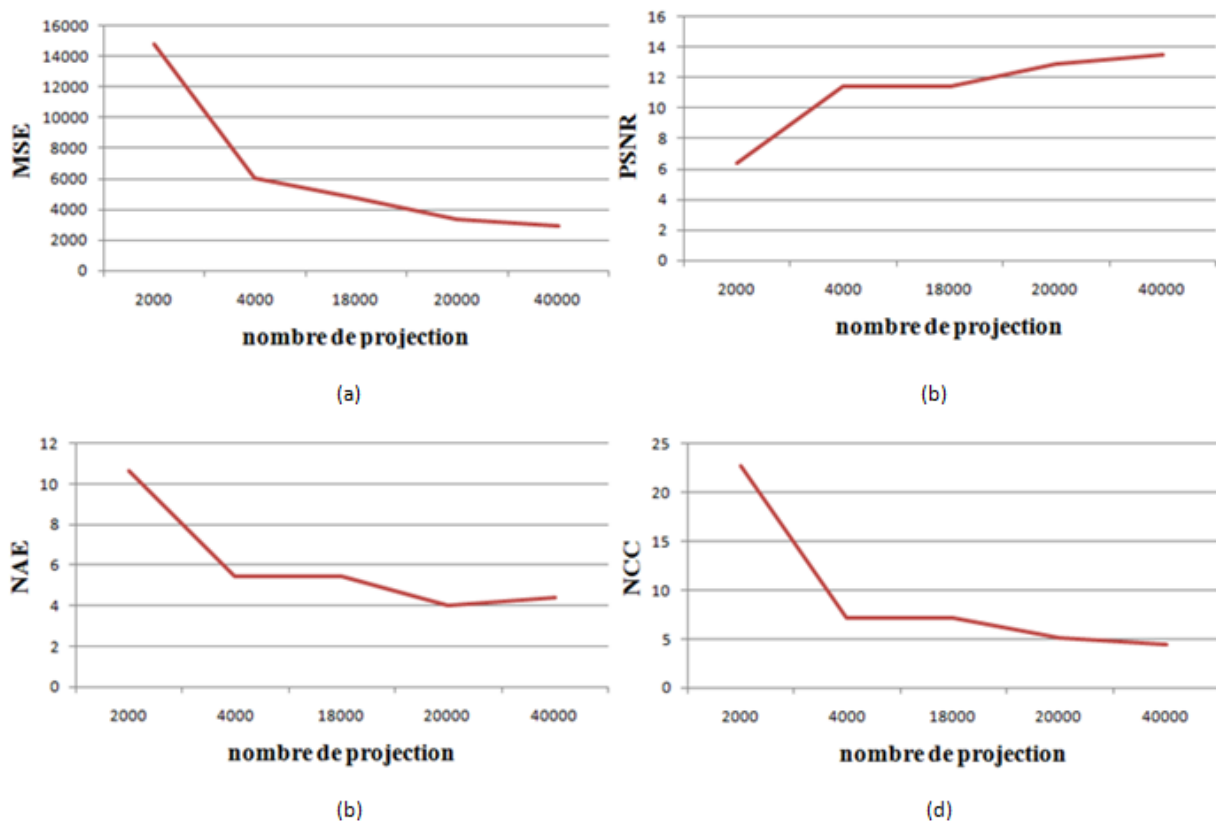


Figure III-35: Variation des Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour FBP (a) MSE, (b) PSNR, (c) NAE, (d) NCC

D'après les résultats, nous constatons que la qualité de l'image de la coupe transversale TEP reconstruite par la méthode ART est optimale lorsque le nombre de projections est de 90. L'erreur entre l'image reconstruite et l'image originale diminue à cette valeur.

La figure (III.34) montre que l'image reconstruite est de bonne qualité lorsque le nombre d'itérations augmente.

Les corrections sont effectuées soit par une addition ou par une multiplication d'un quotient (facteur de correction) entre la projection mesurée et la projection estimée c-à-d lorsque le nombre des itérations augmentent, les estimations se corrigent ce qui revient à la mise à jours des projections. Ceci se traduit par la diminution de MSE, NCC, SC et NAE et l'augmentation du PSNR (voir les graphes)

III.3.2.2. Méthode de SART (Simultaneous iterative reconstruction technique)

Les résultats de reconstruction par la méthode SART en utilisant différents nombres de projections sont représentés sur les tableaux (III.11), (III.12). Un nombre d'itération de 80 a été choisis,

III.3.2.2.1. Image TEMP

Les résultats quantitatifs sont représentés par le tableau (III.11). La figure (III.36) représente les images reconstruites en utilisant différents nombres de projections 3, 10, 20, 36, 45, 60, 90

et 180 respectivement. Un nombre de 80 itérations est utilisé. La figure (III.37) représente les graphiques des critères d'évaluations (MSE, NCC, NAE, PSNR et SNR) en fonction de différents nombre de projection.

Tableau III-11: La reconstruction SART sur la coupe coronale en fonction du nombre de projection.

Critères d'évaluation	3	10	20	36	45	60	90	180
MSE	9001.331	2467.708	2038.014	2084.000	1962.721	2629.14	2812.14	3209.12
PSNR	8.5877	12.2079	13.0387	13.2397	15.2022	12.5328	11.798	10.8889
NAE	16.4175	8.5465	6.3525	9.385	5.8748	10.1968	14.8817	11.2587
NCC	34.6362	15.4955	10.8421	11.9669	7.5524	14.9646	20.2125	15.1963

La figure (III. a, b, c, d, e, f, h) représente les images reconstruites de la coupe coronale en utilisant un nombre de projections de 3, 20, 36, 45, 60, 90 et 180 respectivement

- Sous échelle de couleur

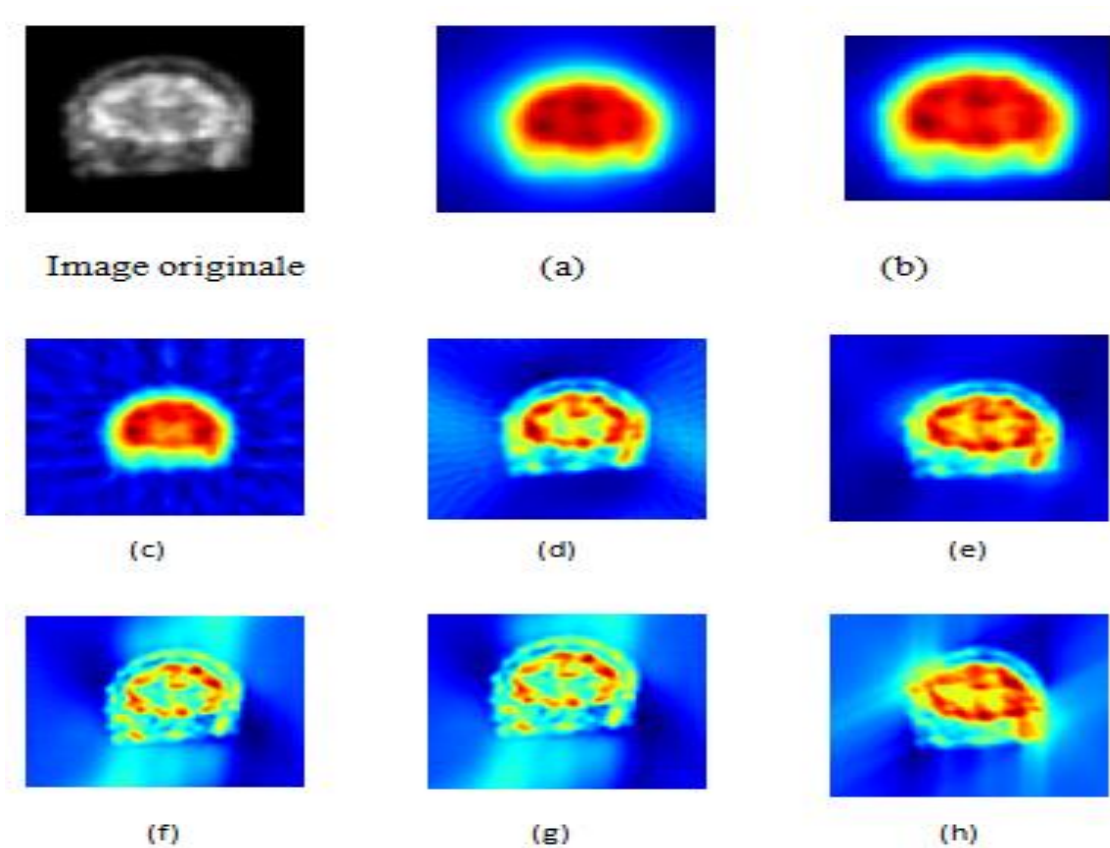


Figure III-36: Images couleurs reconstruites (coupe coronale) par la méthode SART. En utilisant a)3, b)10, c)20, d)36, e)45, f)60, g)90 et h)180 projections.

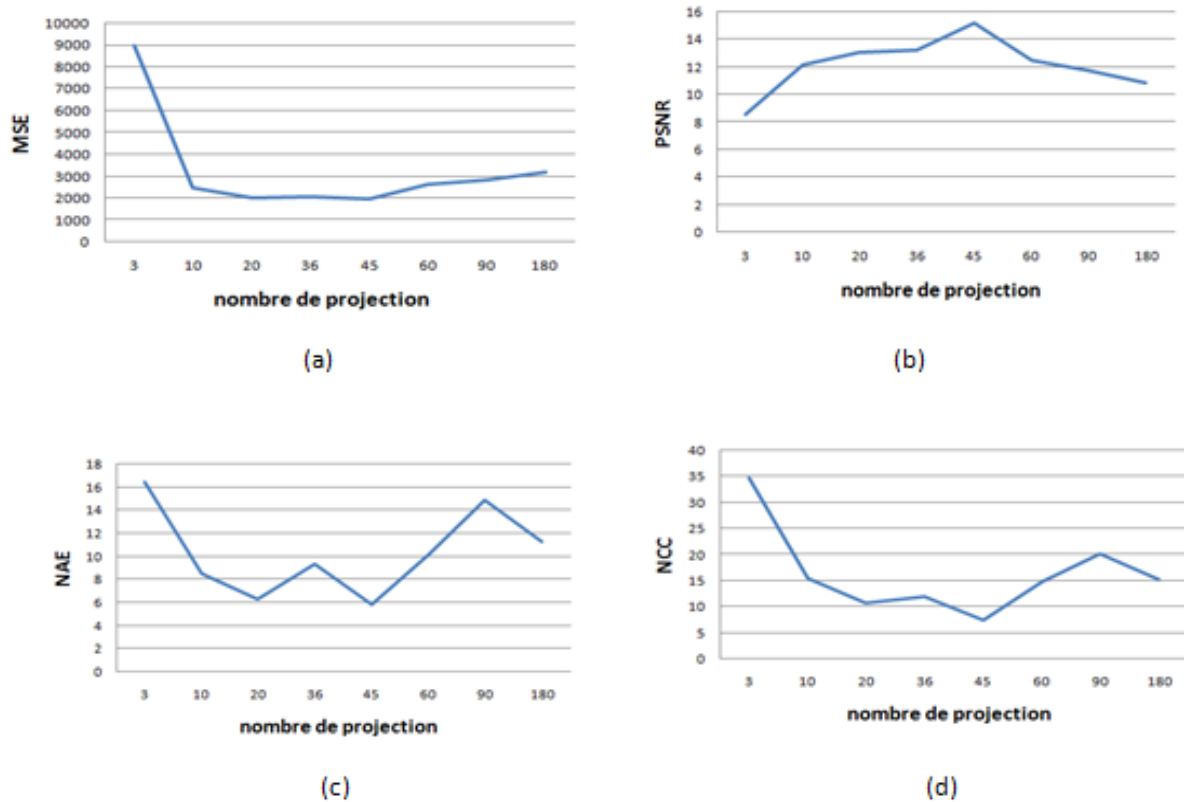


Figure III-37: Variation des Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour FBP (a) MSE, (b) PSNR, (c) NAE, (d) NCC

ensuite nous avons étudié l'influence du nombre d'itérations 3, 10, 25, 50, 80, 100 itérations) sur la reconstruction de l'image. Les critères d'évaluations tels-que MSE, PSNR , NCC et NAE les résultats sont présentés sur le tableau (I.12) , nous ont permis de comparer et étudier les résultats obtenus en utilisant différentes projections et différentes itérations.

Tableau III-12: La reconstruction SART sur la coupe coronale en fonction du nombre d'itération. Un nombre de 45 projections est utilisé.

Critères d'évaluation	3	10	25	50	80	100
MSE	3010.7307	2227.257	2696.6239	2158.2921	1788.0342	1862.7213
PSNR	13.3441	14.6531	11.8226	13.0057	16.3467	17.2022
NAE	5.9589	4.0826	3.2171	2.6963	1.8862	0.8748
NCC	11.585	8.5703	6.3763	4.3486	3.876	2.5524

La figure (III.38) représente les images reconstruites en utilisant un nombre de (3, 10, 25, 50, 80, 100) itérations respectivement.

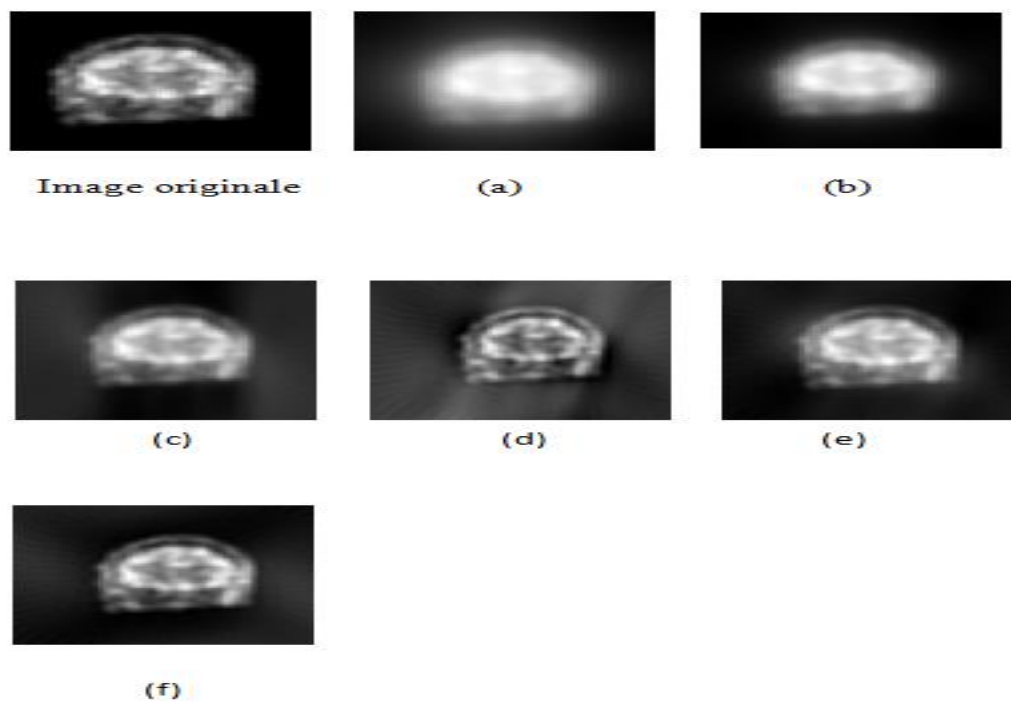


Figure III-38: représente les images reconstruites en utilisant un nombre de (3, 10, 25, 50, 80, 100) itérations respectivement.

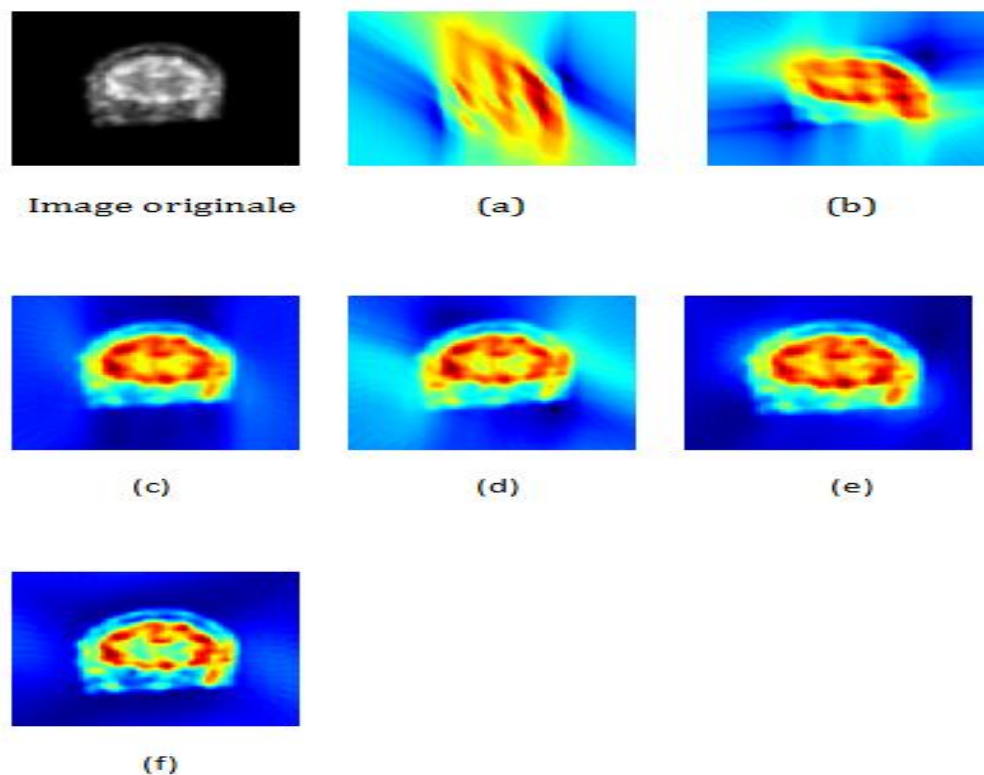


Figure III-39: image couleur reconstruite (coupe coronale) par la méthode SART. En utilisant un nombre de (3, 10, 25, 50, 80, 100) itérations respectivement.

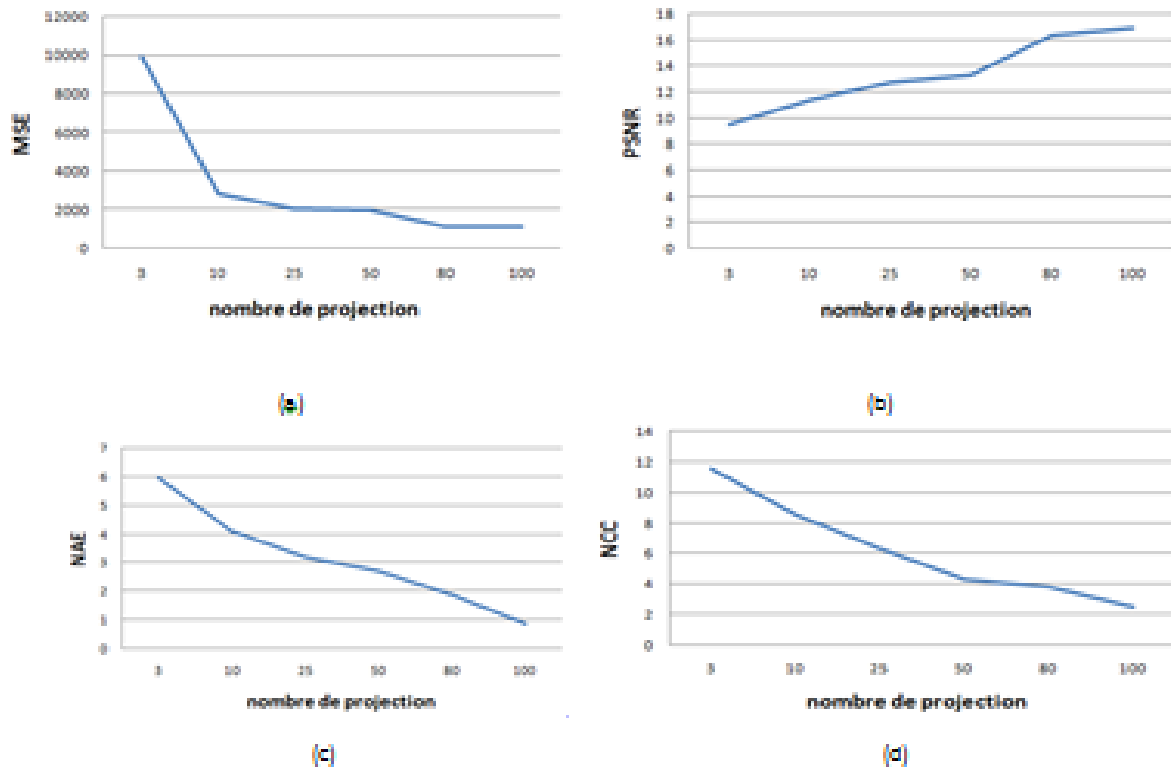


Figure III-40: Variation des Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour FBP (a) MSE, (b) PSNR, (c) NAE, (d) NCC

D'après les graphiques, nous pouvons remarquer clairement que le nombre de projections de 45 est un choix optimal permettant d'avoir une faible valeur de paramètres d'évaluation MSE, NCC, et NAE, et un PSNR élevé. Après cette valeur la variation des paramètres commence à se stabiliser.

Les résultats du tableau (III.12), montrent que l'erreur diminue (faibles valeurs de MSE, NCC, et NAE) et le PSNR augmente lorsque le nombre des itérations augmente. Après un certain nombre d'itération (80 itérations) le processus est fixe. Le choix du nombre d'itérations est donc un facteur très important.

III.3.2.2.2 Image TEP

Les résultats quantitatifs sont représentés par le tableau (III.17). La figure (III.41) représente les images reconstruites en utilisant différents nombres de projections 3, 10, 20, 36, 45, 60, 90 et 180 respectivement. Un nombre de 80 itérations est utilisé. La figure (III.42) représente les graphiques des critères d'évaluations (MSE, NCC, NAE, PSNR et SNR) en fonction de différents nombre de projection.

Tableau III-13: La reconstruction SART sur la coupe coronale en fonction du nombre de projection. Un nombre d'itération 80.

Critères d'évaluation	3	10	20	36	45	60	90	180
MSE	5407.691	3081.0	1821.525	2499.763	1939.766	2872.572	1663.11	2724.68
PSNR	8.0638	10.829	12.1242	15.8706	16.168	15.9615	18.6925	16.5534
NAE	5.5308	2.2985	2.9835	3.7933	4.3714	4.6412	1.2777	3.6826
NCC	1.7397	0.9457	0.61196	0.4169	1.666	1.897	0.3966	2.3547

La figure (III.46) représente la coupe transversale TEP reconstruite en utilisant les nombres de projections 3, 20, 36, 45, 60, 90 et 180 respectivement.

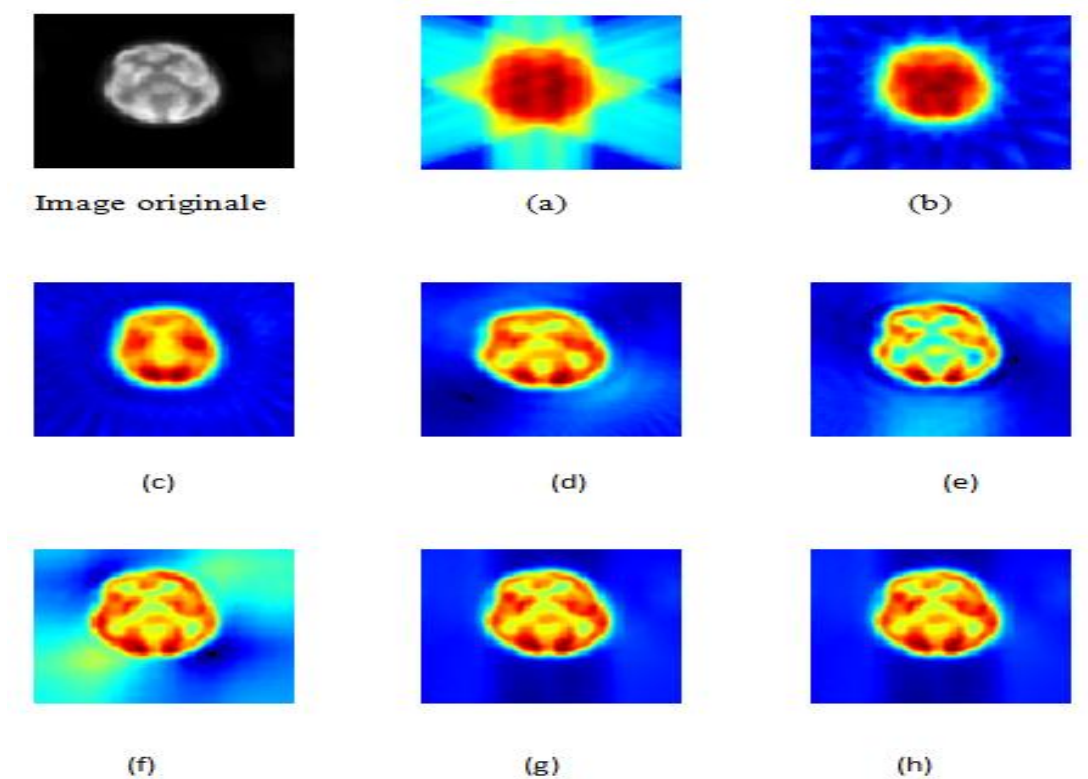


Figure III-41: représente la coupe transversale TEP reconstruite en utilisant les nombres de projections 3, 20, 36, 45, 60, 90 et 180 respectivement.

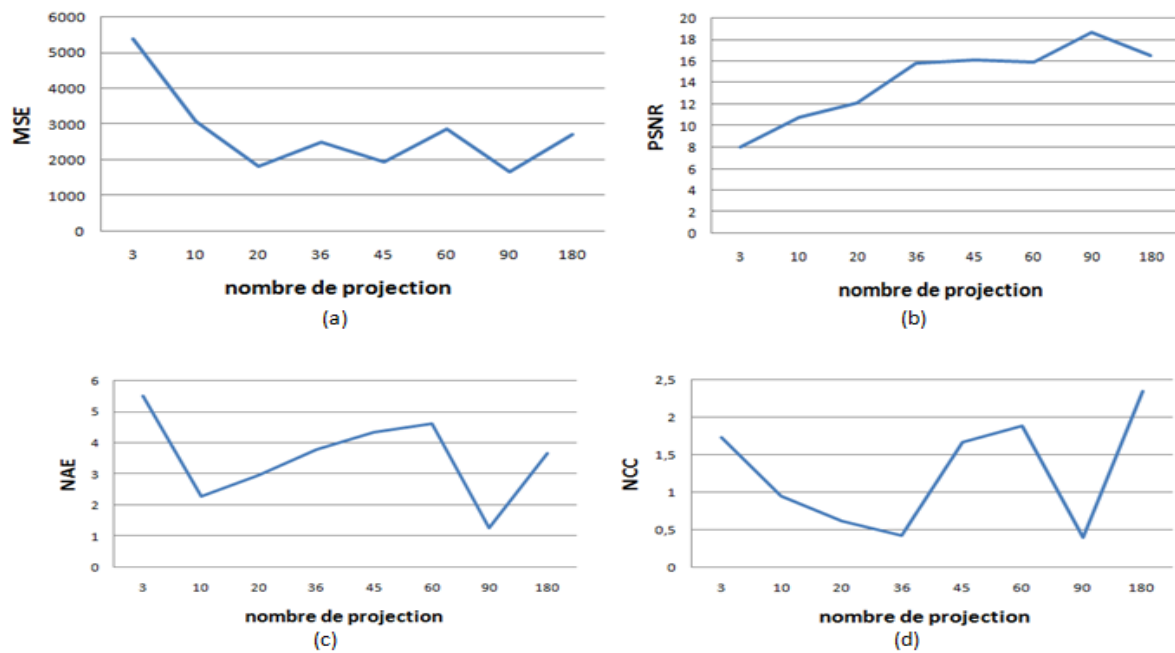


Figure III-42: Variation des Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour SART (a)MSE, (b)PSNR, (c)NAE, (d)NCC

Tableau III-14: La reconstruction SART sur la coupe transversale TEP en fonction du nombre d'itération. Un nombre de 90 projections est utilisé. Les résultats montrent clairement l'amélioration de la qualité de reconstruction en augmentant le nombre de projection.

Critères d'évaluation	3	10	25	50	80	100
MSE	5902.0294	3801.2661	2723.1769	2400.8546	1289.2167	1000.0284
PSNR	7.679	9.7965	10.589	14.7903	17.05	18.492
NAE	8.6532	6.4060	4.932	3.075	1.3755	1.223
NCC	1.4548	1.2426	1.2009	0.9896	0.5404	0.2403

La figure (III.48) représente la coupe transversale TEP reconstruite en utilisant les nombres de (3, 10, 25, 50, 80, 100) d'itération respectivement

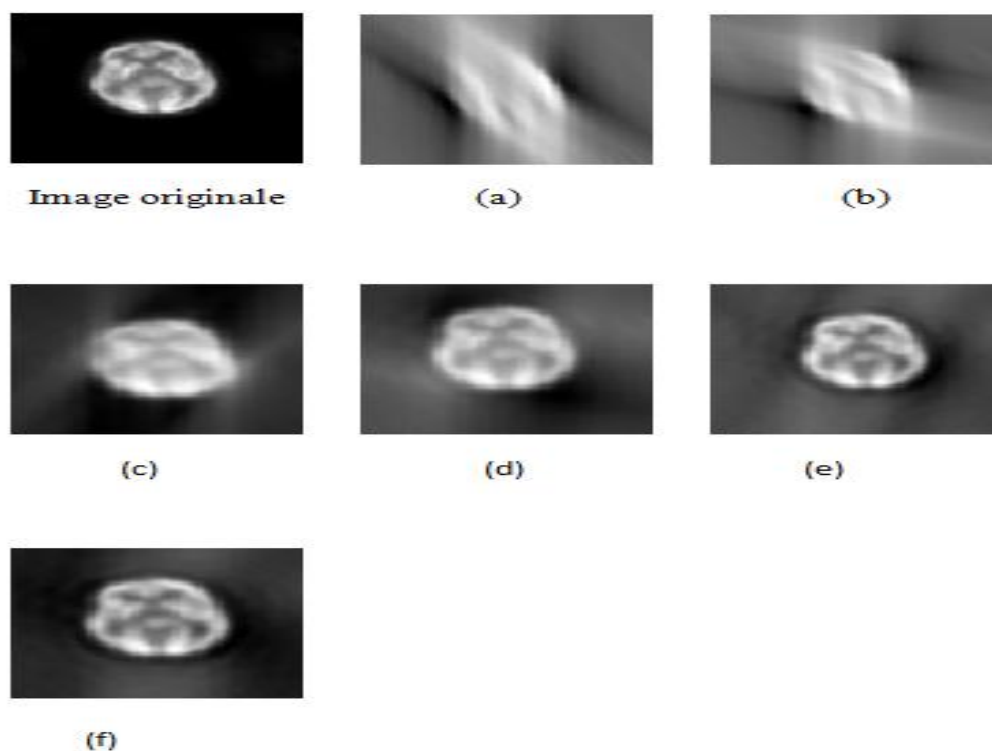


Figure III-43: Images résultantes par la méthode SART en utilisant un nombre (3, 10, 25, 50, 80, 100) itérations respectivement.

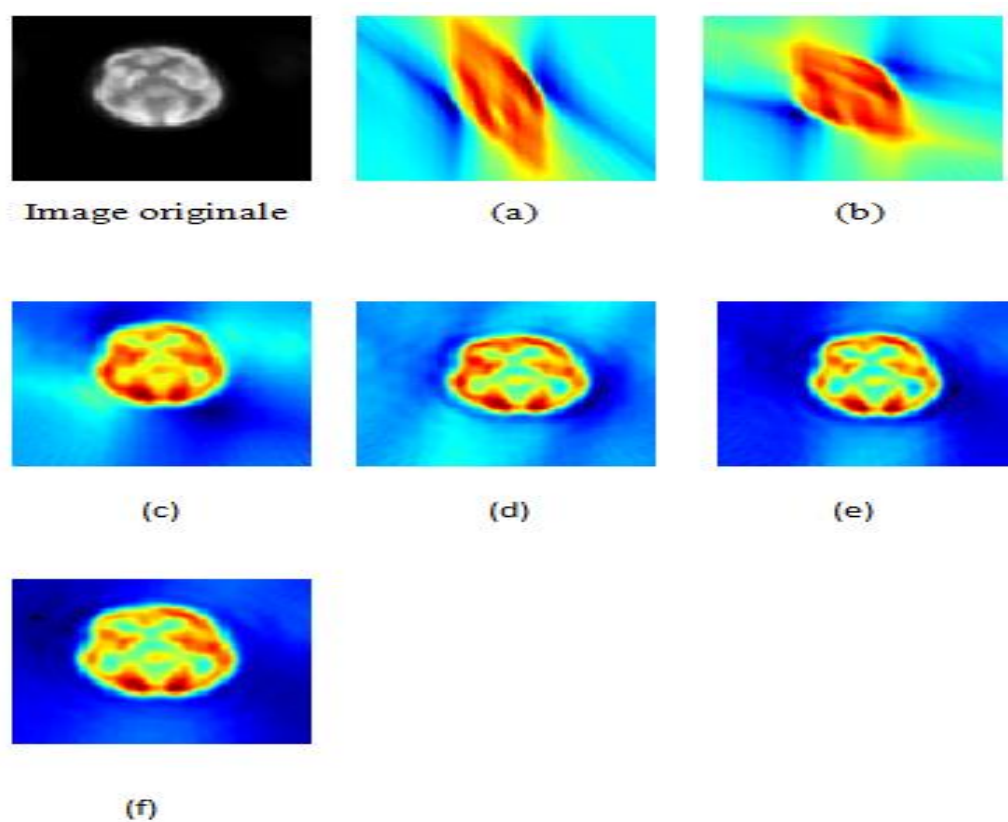


Figure III-44: Images couleurs reconstruites (coupe transversale TEP) par la méthode SART. En utilisant un nombre de (3, 10, 25, 50, 80, 100) itérations respectivement

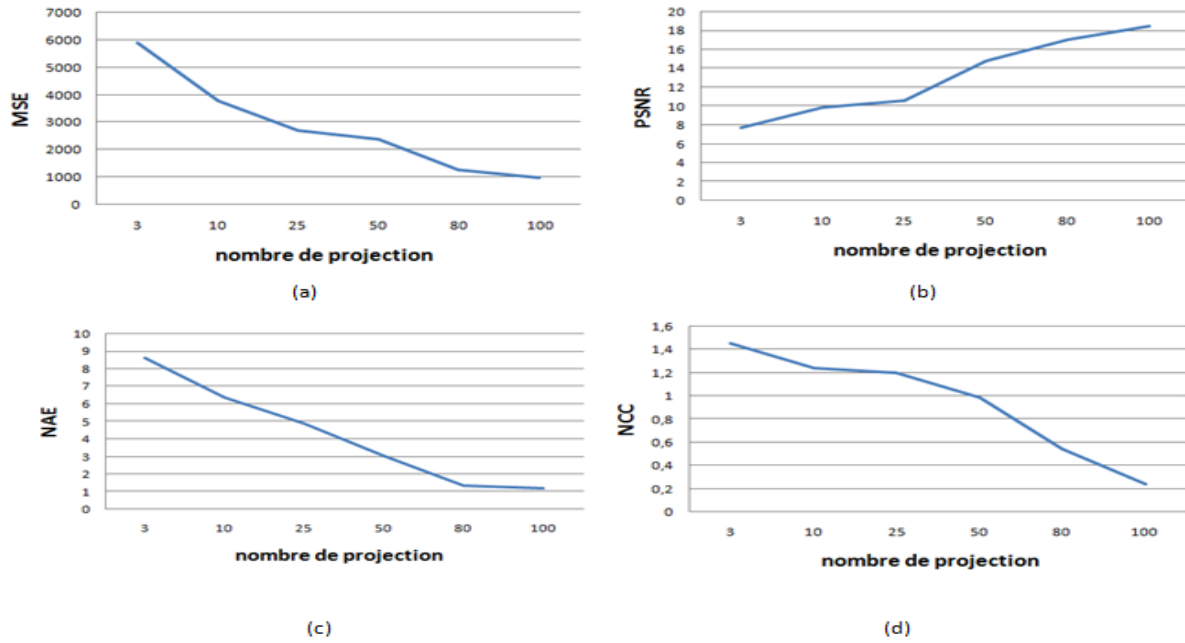


Figure III-45: Variation des Critères d'évaluation en fonction du nombre de projections pour FBP (a) MSE, (b) PSNR, (c) NAE, (d) NCC

La figure III.75 montre que la qualité de l'image TEP reconstruite par la méthode SART s'améliore à partir d'un nombre de projections de 90. D'après les graphiques, nous pouvons remarquer facilement une diminution rapide de MSE, NCC, et NAE entre 3 à 90 projections, le PSNR augmente. Après 90 projections la variation des paramètres devient faible.

D'après les résultats représentés par le tableau (III.23), nous remarquons que l'erreur diminue (faibles valeurs de MSE, NCC, et NAE) et le PSNR augmente lorsque le nombre des itérations augmente. Après un certain nombre d'itération (80 itérations) le processus se converge.

III.3.3. Comparaison des méthodes analytiques et itératives

Dans cette partie, nous avons comparé les résultats des méthodes de reconstruction appliquées aux images TEP et TEMP en utilisant les algorithmes analytiques et itératifs cités ci-dessus. Les quatre paramètres de performance ont été évalués en choisissant différents nombres de projections. Les graphiques des figures (III.46) (III.47) permettent d'étudier les paramètres : MSE, NCC, PSNR, et NAE en fonction de différentes projections pour la coupe transversale TEP et TEMP.

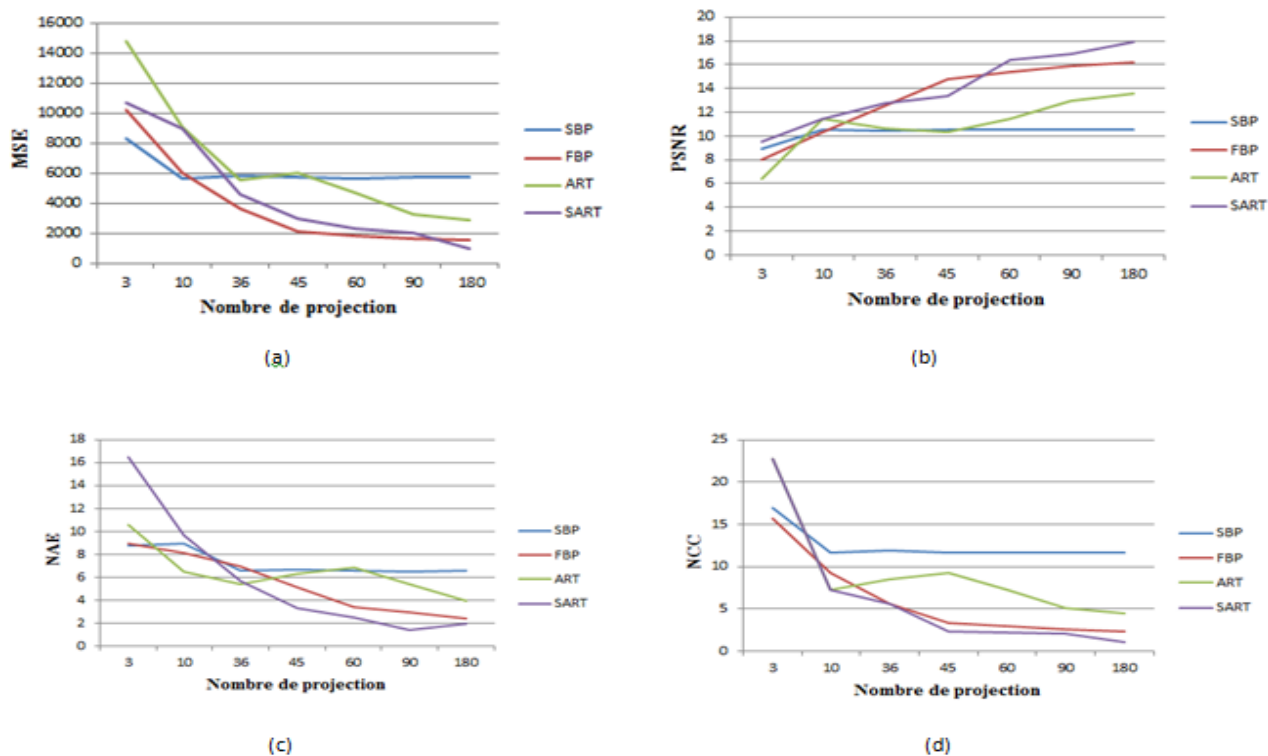


Figure III-46: Comparaison des techniques de reconstruction pour des images TEMP. En terme de a) MSE, b)PSNR, c) NAE, d)NCC

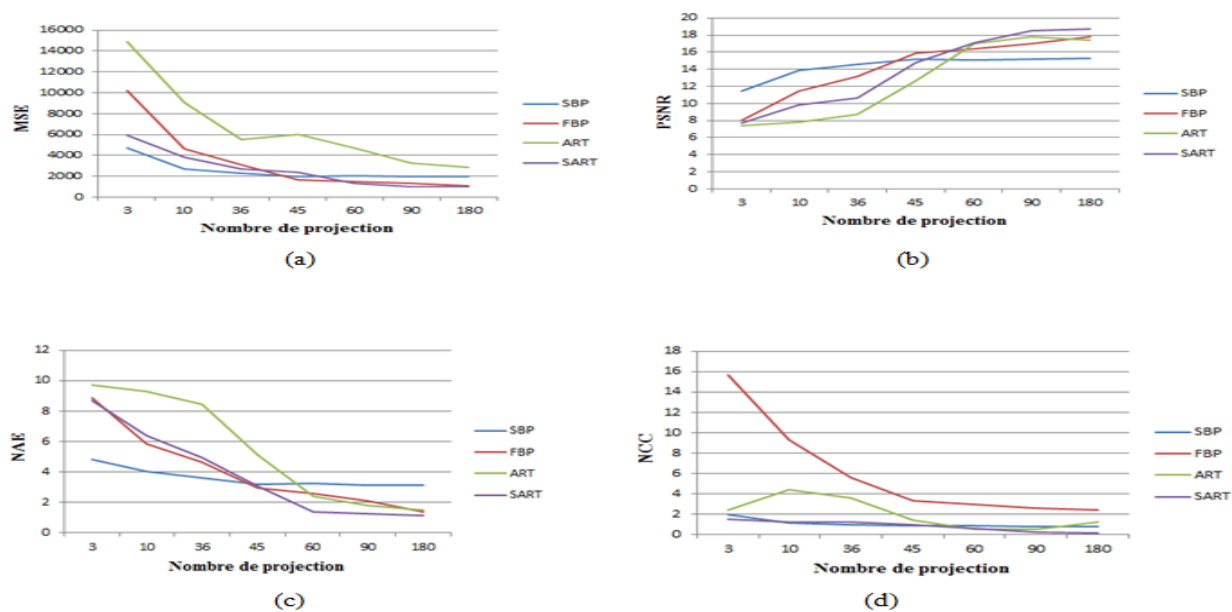


Figure III-47: Comparaison des techniques de reconstruction pour des images TEP En terme de a) MSE, b) PSNR, c) NAE, d)NCC

Les courbes montrent qu'en augmentant le nombre de projections, la qualité des images reconstruites TEP et TEMP apparaît préférable pour les deux algorithmes analytiques et itératifs. Les erreurs MSE, NCC, et NAE obtenues à partir de l'algorithme analytique (FBP) sont inférieures à ceux obtenues à partir des algorithmes itératifs (ART et SART) et le PSNR est élevé. Les résultats prouvent que la méthode de reconstruction analytique (FBP) est performante.

Afin d'assurer l'efficacité de nos résultats, nous avons essayé d'utiliser un logiciel plus performant permettant la reconstruction des images scintigraphiques en utilisant la méthode statistique Maximum Likelihood-Expectation Maximization vraisemblance (ML-EM), c'est le logiciel QSPECT. Son inconvénient majeur se trouve au niveau des données utilisées, l'utilisateur n'a pas la possibilité d'utiliser ses propres données.

III.4. QSPECT

Le logiciel QSPECT représente une interface graphique permettant la reconstruction d'image à partir de données SPECT. QSPECT utilise la méthode de reconstruction itératif MLEM (Maximum Likelihood Expectation Maximization)[15]. Le logiciel QSPECT utilise une boîte à outils de simulation GATE Monte Carlo.

Deux types de données (Benchmark-1 et Benchmark-2) sont utilisés par ce logiciel pour tester la méthode de reconstruction. Les projections et les sinogrammes sont aussi donnés, ils sont nécessaire pour la reconstruction des images.

- Benchmark-1: Cristal pixelisé préclinique (MOBY - GATE)
Benchmark-1 inclut les projections d'un modèle de souris résultant d'une acquisition d'imagerie simulée (nombre de projections est de 36 et une rotation totale de 360° de pas 10°). Ces données représente l'image fantôme de MOBY, elles sont utilisé pour simuler la distribution du produits radiopharmaceutiques ^{99m}Tc -HMPAO acquise d'une caméra SPECT pixelisée pour petits animaux (tête: 81×37 cristaux). La figure (III.48) montre des images indicatives des projections, des sinogrammes et des images respectivement

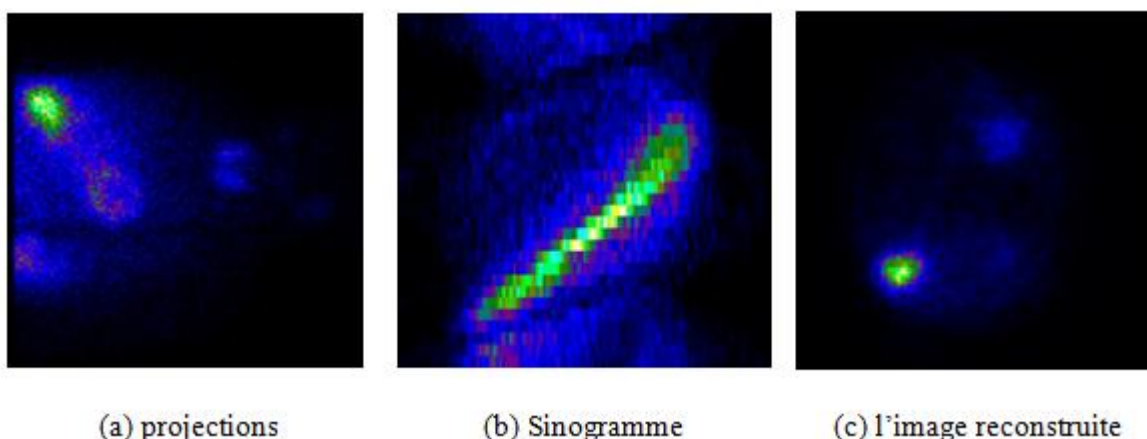


Figure III-48: Benchmark 1 (a) projections, (b) Sinogramme, (c) l'image reconstruite

- Benchmark-2: Cristal clinique homogène (XCAT - GATE)
Benchmark-2 comprend les projections d'un modèle humain homme, résultant d'une acquisition d'imagerie simulée (nombre de projections est de 36 et une rotation totale

de 360° de pas 10°) avec un outil de simulation GATE Monte Carlo, utilisant le fantôme e calcul XCAT. Le scanner SPECT utilise un cristal homogène ($44,5 \times 59,1$ cm²). La figure (III.48) montre des images indicatives des projections, des sinogrammes et des images respectivement

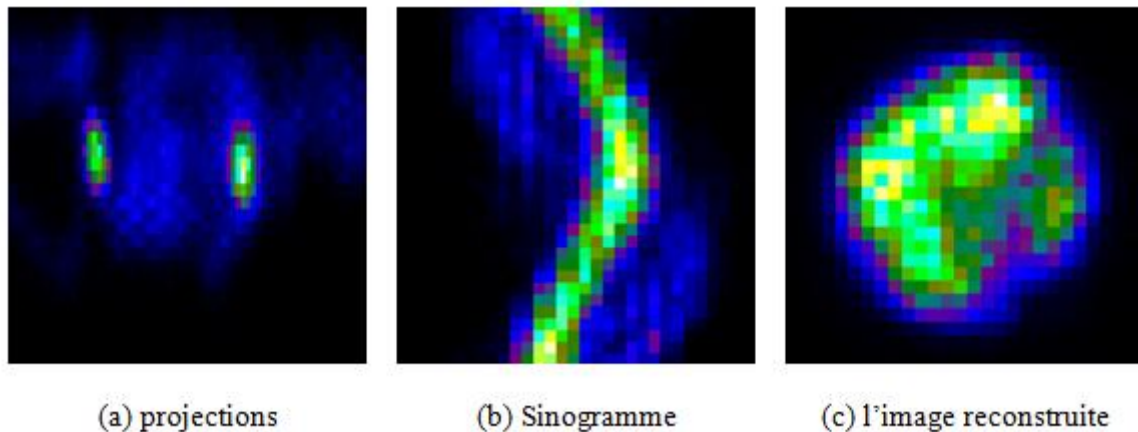


Figure III-49: Benchmark 2 (a) projections, (b) Sinogramme, (c) l'image reconstruite

Pour tester ces deux ensembles de données au logiciel QSPECT, il faut passer par une reconstruction MLEM en suivant les étapes qui suivent :

III.4.1. Chargement de données et visualisation

L'utilisateur peut lancer la reconstruction des données en cliquant au début sur le bouton de la barre d'outils "Load Project" (voir Figure (III.50).)

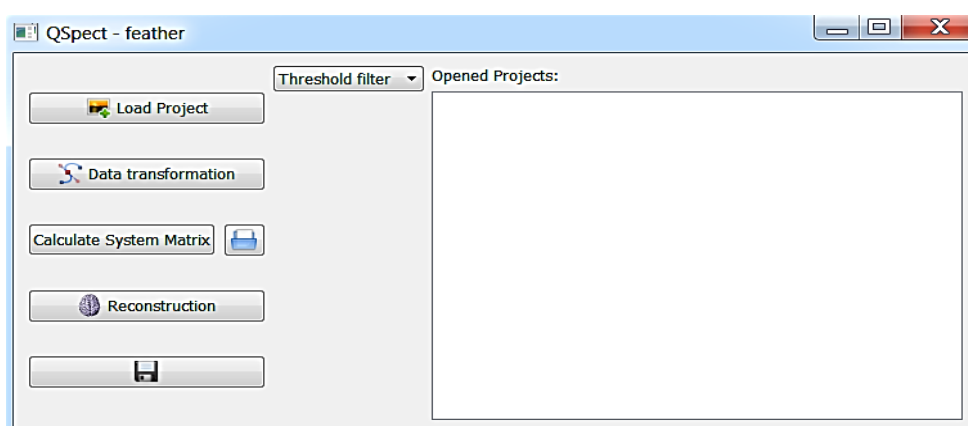


Figure III-50: Le menu principal de QSPECT sur la distribution de Windows.

Initialement, les données sont chargées dans la zone de prévisualisation et l'utilisateur peut sélectionner l'une d'entre elles en double-cliquant dessus ou sélectionner toutes les images

puis appuyer sur "Open" (Figure III.51). Ensuite, il vous sera demandé si les données sélectionnées sont "Projections" ou "Sinogrammes" (Figure III.52).

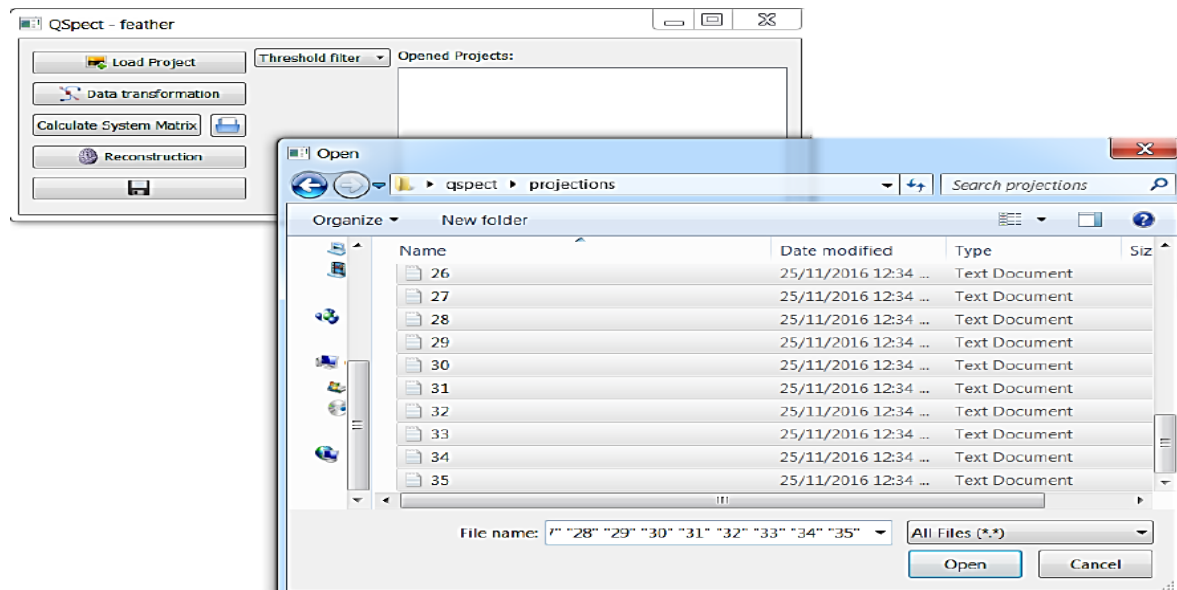


Figure III-51: Sélection des fichiers (projections ou sinogrammes) à partir de "Load Project".

L'utilisateur doit définir si les données sélectionnées sont des projections ou des sinogrammes. Figure (III1) ; si les données sélectionnées sont des projections, l'utilisateur peut sélectionner le bouton "Transformation de données" dans la barre d'outils pour les transformer en sinogrammes (Figure III.81). Une fenêtre de prévisualisation s'ouvre pour visualiser les projections et / ou les sinogrammes chargés (Figure III.82).

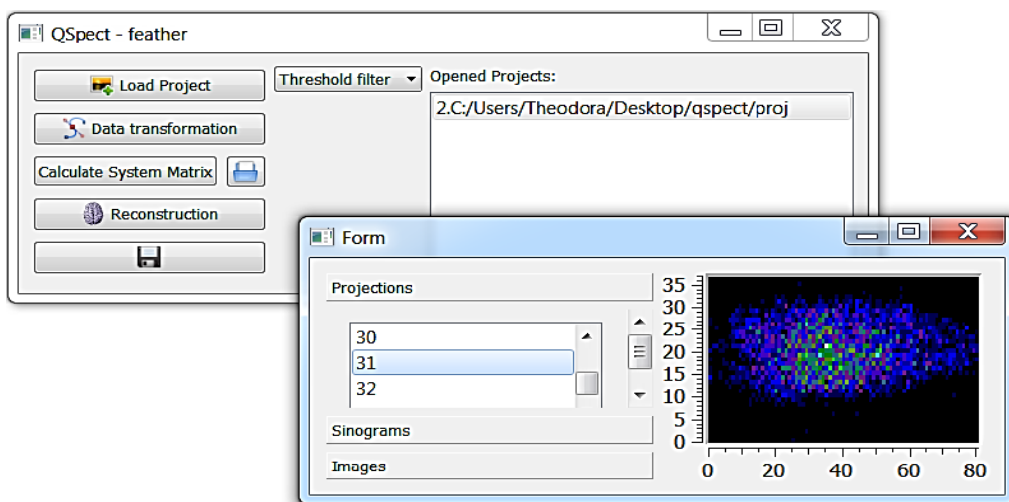


Figure III-52: Sélectionner "Data transformation" pour transformer les projections en sinogrammes.

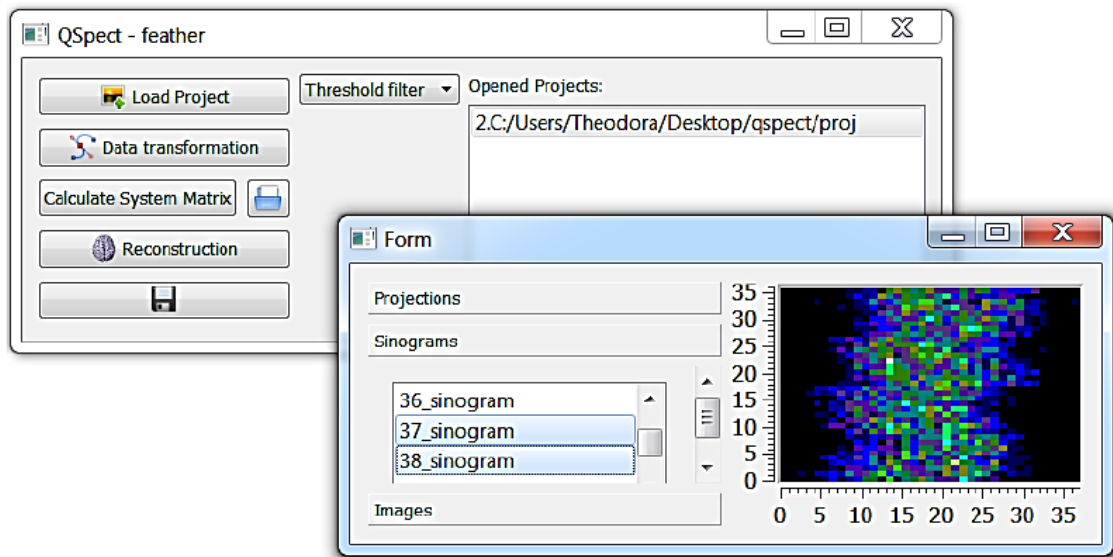


Figure III-53: Visualisation des projections chargées et / ou des sinogrammes.

I.1.1. Construction de la matrice de probabilité

La matrice de probabilité est importante pour l'algorithme de reconstruction d'image utilisant la méthode itérative MLEM. L'utilisateur peut démarrer le calcul de cette matrice en sélectionnant le bouton "Calculate System Matrix" de la barre d'outils (Figure III.54).

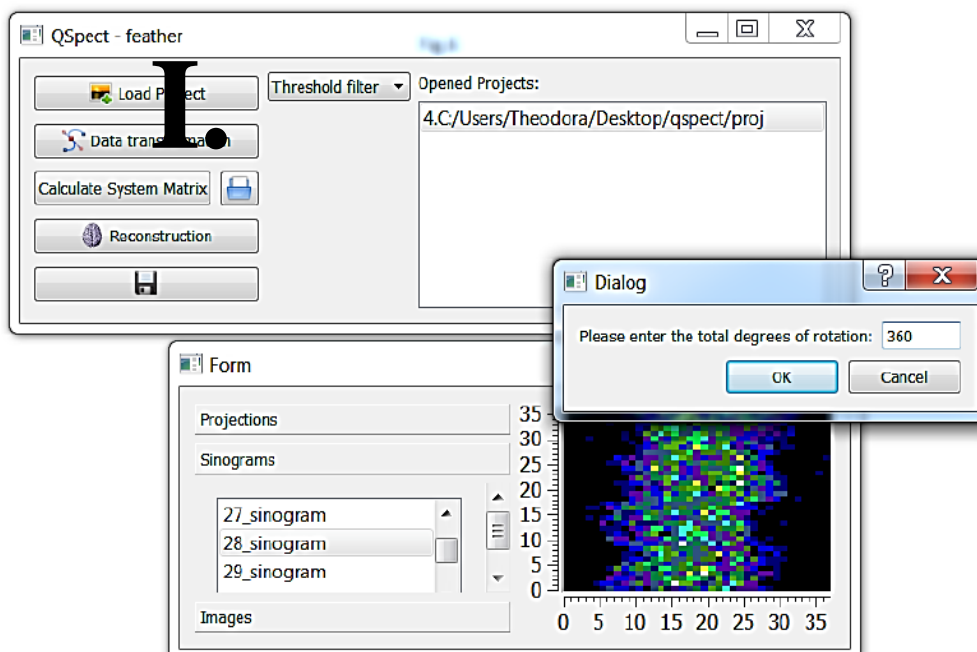


Figure III-54: Créez la matrice de probabilité et sélectionnez les degrés de rotation totaux.

III.4.2. Application

La méthode MLEM est une méthode itérative comme déjà vue ; il faut donc dans un premier temps fixer le nombre d'itération à 10 par exemple et varier le nombre de projections. Nous avons considéré les valeurs suivantes : 10, 30, 90, 180 et 360 projections pour reconstruire les données fantôme et réelle.

III.4.2.1. Benchmarck 1

Les résultats quantitatifs sont représentés par La figure (III.55) représente les images reconstruites en utilisant différents nombres de projections 10, 30, 90, 180, et 360. Un nombre d'itération 10. Les résultats montrent clairement l'amélioration de la qualité de reconstruction en augmentant le nombre de projection.

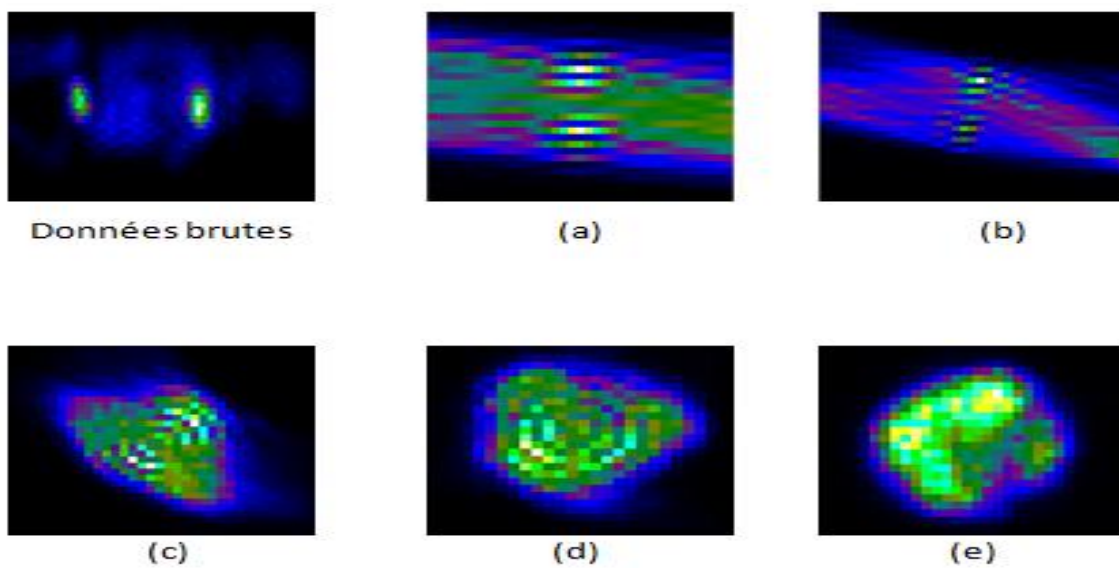


Figure III-55: Images résultantes par la méthode ML-EM en utilisant : a) 10, b) 30, c) 90, d) 180, e) 360 projections

Les résultats obtenus montrent que l'augmentation du nombre de projections améliore la qualité d'image reconstruite et lorsque le nombre de projection est plus élevé l'image reconstruite est plus proche de l'image originale.

Nous avons essayé aussi de fixer le nombre de projection à 360° et faire varier le nombre d'itérations à : 2, 4, 8, 10 et 14 itérations. La figure (III.56) représente les images reconstruites en utilisant différents nombres d'itérations 2, 4, 8, 10, et 14. Un nombre de projections 360. Les résultats montrent clairement l'amélioration de la qualité de reconstruction en augmentant le nombre d'itérations.

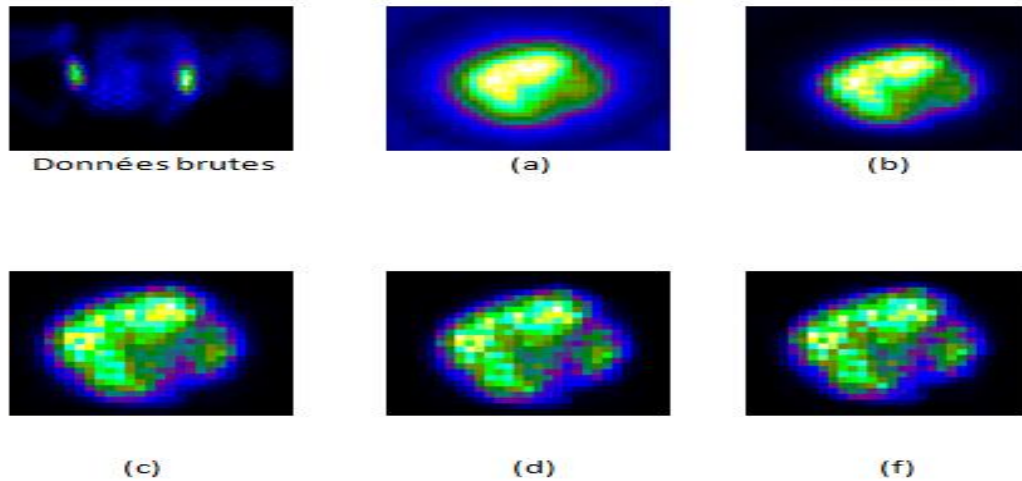


Figure III-56: Images résultantes par la méthode ML-EM en utilisant a) 2, b) 4, c) 8, d)10, e)14 itérations

Les résultats montrent que la qualité de l'image s'améliore quand le nombre d'itération augmente et à partir d'un nombre d'itération égale 8. Obtient une image acceptable.

III.4.2.2. Benchmarck 2

Les résultats qualitatifs sont représentés par La figure (III.57) représente les images reconstruites en utilisant différents nombres de projections 10, 30, 90, 180, et 360. Un nombre d'itération 10. Les résultats montrent clairement l'amélioration de la qualité de reconstruction en augmentant le nombre de projection.

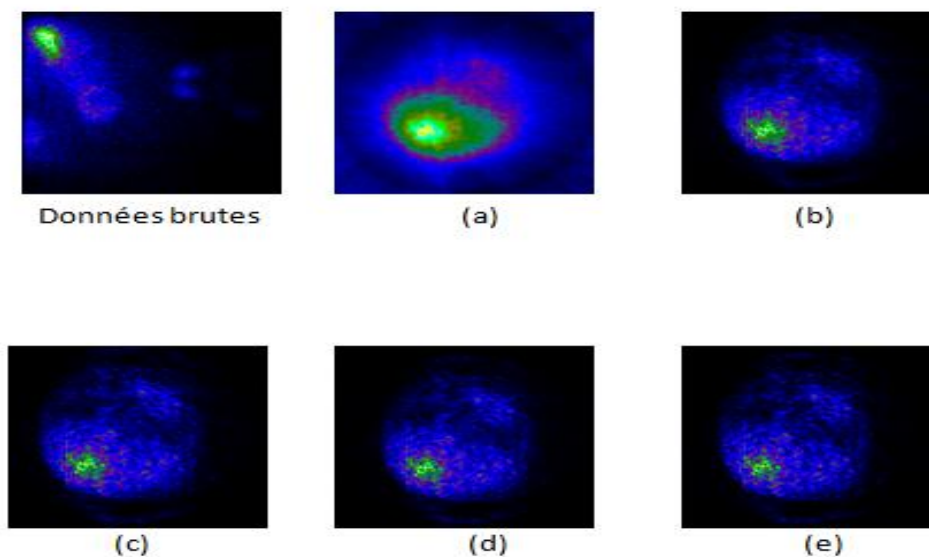


Figure III-57: Images résultantes par la méthode ML-EM en utilisant : a) 10, b) 30, c) 90, d)180, e)360projections

On fixe le nombre de projection à 360° et faire varier le nombre d'itérations à : 2, 4, 8, 10 et 14 itérations. La figure(III.58) représente les images reconstruites en utilisant différents nombres d'itérations 2, 4, 8, 10, et 14. Un nombre de projections 360. Les résultats montrent clairement l'amélioration de la qualité de reconstruction en augmentant le nombre d'itérations.

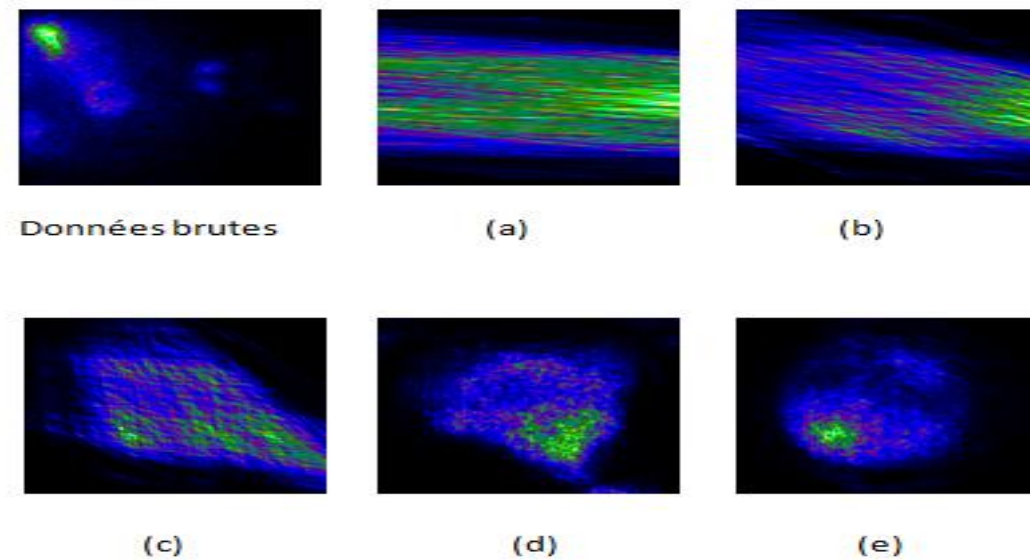


Figure III-58: Images résultantes par la méthode ML-EM en utilisant a) 2, b) 4, c) 8, d)10, e)14 itérations

Pour la reconstruction statistique (MLEM) des images fantômes. Lorsque le nombre de projections augmente, avec un nombre d'itération fixe égale 10 nous constatons que la qualité d'image s'améliore pour les deux images (Benchmark 1 et 2). Ainsi avec une augmentation de nombre d'itération on obtient une bonne qualité d'image. Le choix de nombres de projections et itérations est un facteur important pour la reconstruction MLEM.

Conclusion

Dans ce dernier chapitre, nous avons présenté les résultats quantitatifs et qualitatifs des techniques de reconstruction des images tomographique par émission. Les critères d'évaluation (MSE, PSNR, NCC et NAE) sont utilisés pour évaluer la performance de nos algorithmes de reconstruction. Afin de faciliter les applications de nos algorithmes et de mieux comprendre le mécanisme qui se déroule pour la reconstruction tomographique, une interface graphique développée sous Matlab a été réalisée. Notre interface permet la reconstruction des images TEP et TEMP en utilisant des méthodes analytiques et des méthodes itératives. Les résultats obtenus montrent que les approches algébriques donnent une bonne qualité d'image préférable et interprétable que les approches analytiques lorsque le nombre d'itérations augmente. Aussi, les approches analytiques fournissent une qualité d'image acceptable c'est pour cela la FBP est encore utilisable au niveau clinique. Les résultats montrent aussi clairement au niveau des images couleur que la reconstruction des images TEP donne de bonne qualité d'image par rapport aux images TEMP, les images TEP représentent une fixation de radiotraceur permettant la détection de pathologie. Le logiciel QSPECT nous a permis d'assurer l'efficacité des résultats de notre interface graphique.

Conclusion Générale

La reconstruction tomographique représente un problème inverse, dont l'objectif est de reconstituer la cartographie d'un certain paramètre dans un objet, à partir de mesures liées à celui-ci. Dans ce travail nous avons présenté les différentes techniques de reconstruction tomographique par émission dans le but d'effectuer une optimisation pour la résolution du problème inverse. L'objectif de cette étude est l'amélioration des images reconstruites après acquisition par les machines TEP et TEMP.

Il existe deux familles d'algorithmes de reconstruction tomographique par émission : les algorithmes analytiques et les algorithmes itératifs. Les premiers sont basés sur une formule d'inversion de la transformée en rayons gamma (la transformée de RADON), basée sur le modèle continu d'intégrale le long des lignes de réponse. Au contraire, dans les méthodes itératives, le problème d'inversion est formulé de manière discrète et ne requiert pas l'approximation d'intégrale suivant des lignes de réponses. Ces méthodes modélisent de manière plus réaliste le système d'imagerie en tenant compte du caractère aléatoire de la détection, de l'atténuation de l'objet, des coïncidences diffusées et fortuites. Cependant, le prix à payer pour une telle précision est un temps de calcul beaucoup plus long à cause du processus d'itérations.

Nous avons présenté les résultats quantitatifs et qualitatifs des techniques de reconstruction des images tomographique par émission. Les critères d'évaluation (MSE, PSNR, NCC et NAE) sont utilisés pour évaluer la performance de nos algorithmes de reconstruction. Afin de faciliter les applications de nos algorithmes et de mieux comprendre le mécanisme qui se déroule pour la reconstruction tomographique, une interface graphique développée sous Matlab a été réalisée. Notre interface permet la reconstruction des images TEP et TEMP en utilisant des méthodes analytiques et des méthodes itératives. Les résultats obtenus montrent que les approches algébriques donnent une bonne qualité d'image préférable et interprétable que les approches analytiques lorsque le nombre d'itérations augmente. Aussi, les approches analytiques fournissent une qualité d'image acceptable c'est pour cela la FBP est encore utilisable au niveau clinique. Les résultats montrent aussi clairement au niveau des images couleur que la reconstruction des images TEP donne de bonne qualité d'image par rapport aux images

TEMP, les images TEP représentent une fixation de radiotraceur permettant la détection de pathologie. Le logiciel QSPECT nous a permis d'assurer l'efficacité des résultats de notre interface graphique.

Les méthodes de reconstruction la plus adéquate et qui sert à résoudre tant mieux le problème inverse en imagerie nucléaire est les méthodes itératives.

Notre projet est loin de parfait il peut se bénéficier de plusieurs améliorations, donc nous envisageons comme perspective la méthodes itérative OSEM qu'elle est très efficace et la plus utilisé actuellement au niveau des applications clinique.

Bibliographies

- [1] https://www.scintigraphie-ccn.com/documents/Le_concept_hybride.pdf
- [2] Abdellah Douiri. Développement à partir du concept CACAO (Caméra A Collimation Assisté par Ordinateur) d'un système tomographique adapté à la mesure 3D de plaies contaminées. Université Paris XI UFR Scientifique d'Orsay, 2002
- [3] Ziad El Bitar. Optimisation et validation d'un algorithme de reconstruction 3D en tomographie d'émission monophotonique à l'aide de la plateforme de simulation GATE. Université Clermont-Fernand 2, 2006
- [4] Richard Simonnet. Amélioration des algorithmes de reconstruction d'image pour la tomographie d'émission par collimation à trous larges et longs. Université Angers École Doctorale STIM Sciences et Technologies de l'Information et Mathématiques, 2010
- [5] <https://www.futura-sciences.com/sante/definitions/medecine-tep-8217/>
- [6] M. Charbel MERHEB. Optimisation de la reconstruction complète 3D en tomographie par émission de positons du petit animal par modélisation monte-carlo de la matrice système, Université paris xi faculté de médecine paris sud, 2007.
- [7] NEMOUCHI Maroua et MOKHTAR Hanane. Optimisation pour la resolution du probleme inverse en tep. Université Abou Bekr Belkaid - Tlemcen, 2016.
- [8] Fatma Makhoulf. Restauration des images en scintigraphie planaire et SPECT suite à la réduction des doses administrées et des temps de pause. Imagerie médicale. Télécom Bretagne; Université de Rennes 1, Janvier 2014.
- [9] Ben-khalf allah Amel, Houria Latifa, *Imagerie hybride IRM-TEP*, Université Abou Bekr Belkaid - Tlemcen, 2016.

- [10] Chetih N et al, La Méthode Descente De Gradient Pour La Reconstruction Tomographique Des Images 2D A Rayon-X. Université des Sciences et de la Technologie Houari Boumediene, Alger, Algérie, p 41, 2014.
- [11] C. CHARLE, Introduction aux problèmes inverses, Université de Liège – Gembloux Agro-Bio-ingénierie Tech (Belgique), 2014.
- [12] Sabrina Dill, Reconstruction Methods for Positron Emission Tomography with Short Scan Time, Westfälische Wilhelms-Universität Munster Fachbereich Mathematik und
- [13] George K. Loudos. Notes on the implementation of iterative reconstruction algorithms, 2004
- [14] T.G. Turkington. Introduction to PET instrumentation. J. Nucl. Med. Technol, vol. 29, pages 1–8, 2001
- [15] Loudos GK, Papadimitroulas P, Zotos P, Tsougos I, Georgoulas P. Development and evaluation of QSPECT open-source software for the iterative reconstruction of SPECT images.juin 2010

Résumé

Les tomographes par émission sont des modalités d'imagerie nucléaire qui permet de détecter de manière très sensible des accumulations de traceur dans des lésions de petite taille. Les données acquissent en TEP sont des projections mesurées tout autour du patient sur différentes angles de 0° à 360° , qui correspond aux lieux d'annihilation de la distribution radioactive. Les images scintigraphies sont obtenues à partir d'un ensemble de projections acquises et à l'aide des algorithmes de reconstruction afin d'optimiser la résolution de problème inverse tomographique. Nous avons utilisé des différentes méthodes de reconstruction, sont divisés en deux grandes familles : l'une est analytique, tels : SBP (Simpl Back- Projection), et l'algorithme de référence FBP (Filtered Back- Projection), qui consiste à calculer analytiquement l'inverse de la transformée de Radon. L'autre est itératif tel que les méthodes algébrique : ART (Algebraic Reconstruction Technique), et SART (Simultaneous algebraic reconstruction technique) ; et les méthodes statistiques, qui incluent différentes algorithmes tel que l'algorithme : ML-EM (Maximum Likelihood-Expectation Maximisation). Ce dernier utilise une formulation probabiliste de problème de reconstruction, ces méthodes peuvent modéliser, via la matrice système, au moyen de l'outil de simulation Monte-Carlo qui permet d'obtenir des images très proches de l'objet étudié. Les résultats simulés sont évalués à l'aide des paramètres de mesure de qualité pour diverses coupes réelles acquises au niveau du service médecine nucléaire.

Mots clés: TEMP, TEP, SBP, FBP, ART, SART, MLEM, MONTE-CARLO