



THESE DE L'UNIVERSITE PARIS - EST

ECOLE DOCTORALE : SCIENCES, INGENIERIES ET ENVIRONNEMENT

Doctorat en Science de l'Ingénieur
Imagerie médicale

Présentée par

Said Omar CHAMOUINE

NOUVELLES APPROCHES DE CORRECTION DE L'ATTÉNUATION MAMMAIRE EN TOMOGRAPHIE DE PERFUSION MYOCARDIQUE

Thèse dirigée par Docteur Doumit DAOU

Soutenue le 12 Décembre 2011

Membre du Jury :

- Denis AGOSTINI, PUPH
- Denis DUBOC, PUPH
- Jérôme CLERC, PUPH
- Doumit DAOU, MCUPH, HDR
- Jacques DARCOURT, PUPH
- Bruno RICHARD, PUPH

A mon père

Remerciements

J'exprime ma profonde reconnaissance à mon Directeur de thèse, le Docteur Doumit DAOU, Maître de conférences à Paris 7 et Praticien Hospitalier au CHU de Cochin pour toute l'aide qu'il m'a apportée durant ces années des recherches, pour sa patience et sa motivation. Ses critiques m'ont été très précieuses pour structurer et améliorer la qualité des différentes parties de ce travail.

Cette thèse s'est déroulée au sein du Laboratoire du Service de Biophysique et de Médecine Nucléaire du CHU de Cochin. Je tiens à remercier le Chef du Service le Professeur Bruno RICHARD de m'y avoir accueilli, sans oublier toute l'équipe du département que j'ai côtoyé tout au long de ma thèse.

J'adresse également mes remerciements les plus sincères à toutes les personnes qui ont contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce document.

Je n'oublie pas les membres de ma famille que je remercie pour leurs soutiens pendant cette longue période, pour leurs compréhensions et leurs conseils. Un grand merci en particulier à mon grand frère Dr Abdourahim CHAMOUINE et sa famille qui m'ont toujours soutenu.

Je dédie cette thèse à mes parents, à Hamza et à toute ma famille.

Said Omar CHAMOUINE

Résumé

Nous proposons dans le cadre de cette thèse une nouvelle approche permettant de s'affranchir de l'atténuation mammaire en tomographie par émission monophotonique (TEMP) de perfusion myocardique. Elle est constituée de deux parties :

- la première consiste à rendre les projections acquises consistantes.
- la deuxième consiste à pondérer ces même les projections corrigées durant la reconstruction.

Nous avons effectué l'étude de validité de nos méthodes sur quelques exemples de simulation TEMP de perfusion myocardique simulant l'atténuation mammaire et sur quelques exemples d'études patients réelles notamment : des d'atténuation mammaire, d'infarctus inférieure, d'infarctus apical, d'infarctus antérieur, d'ischémie antérieure et inférieure.

Les résultats semblent encourageants. Il s'agit dans le proche avenir de mener une étude de validation chez les patients versus un gold standard (coronarographie, coroscanner).

Mots clés: TEMP, reconstruction tomographique, atténuation mammaire, reconstruction itérative, perfusion myocardique, correction de l'atténuation, médecine nucléaire.

Abstract

We propose in this thesis a new approach to correct the breast attenuation in SPECT myocardial perfusion imaging. It consists of two parts:

- The first is to make the acquired projections consistent with each other.
- The second is to weight the corrected attenuated projection during the reconstruction.

We conducted a validation of our methods on some examples of myocardial perfusion SPECT imaging simulating the breast attenuation and some examples of real patient studies including: breast attenuation, anterior myocardial infarction, inferior myocardial infarction, anterior myocardial ischemia and inferior myocardial ischemia. The obtained results are encouraging. At this step, it is interesting in the near future to conduct a validation study in patients versus a gold standard (angiography, coroscan).

Key words: SPECT, tomographic reconstruction, breast attenuation, iterative reconstruction, attenuation correction, myocardial perfusion imaging, nuclear medicine.

SOMMAIRE

Introduction générale.....	10
Contexte	10
Problématique et objectifs	10
Composition du document	11
Chapitre 1	12
Problématique de l'atténuation en TEMP et les solutions existantes dans la littérature.....	12
1.1 Descriptions des effets physiques	12
1.1.1 Description de l'atténuation du signal en TEMP	12
1.1.2 Impact de l'atténuation en tomoscintigraphie myocardique	14
1.2 Méthodes proposées pour s'affranchir de l'atténuation mammaire en TEMP.....	16
1.2.1 Les méthodes directes : utilisation de la carte d'atténuation TDM.....	16
1.2.1.1 Estimation de la carte d'atténuation du patient	16
1.2.1.2 Méthodes de conversion de données de transmission TDM en coefficients linéiques	16
1.2.1.3 Méthodes analytiques de la correction de l'atténuation avec les données TDM.....	17
1.2.1.4 Les méthodes itératives de la correction de l'atténuation	18
1.2.1.5 Apport de la correction de l'atténuation par fusion de données TEMP-TDM	19
1.2.2 Les méthodes indirectes	21
1.2.2.1 Synchronisation de la TEMP à l'électrocardiogramme (ECG).....	21
1.2.2.2 Acquisition en décubitus dorsal versus décubitus ventral.....	22
1.2.2.3 Acquisition sur 360/180	24
1.2.2.4 Changement de la position des seins.....	25
1.3 Conclusion.....	25
Chapitre 2	26
Techniques de la reconstruction en mode tomographiques en médecine nucléaire.....	26
2.1 Bases physiques de l'imagerie médicale	26
2.1.1 Principe de la tomoscintigraphie	26
2.1.2 Le système imageur en scintigraphie	26
2.1.2.1 La caméra d'Anger	26
2.1.2.2 Le collimateur	27
2.1.3 Les radiotraceurs utilisés en scintigraphie	28
2.2 Les différents types d'acquisitions d'images	28
2.2.1 Les acquisitions planaires.....	28
2.2.2 Présentation des données acquises	29
2.2.2.1 Dualité projection sinogramme	29
2.3 Modélisation mathématiques des données acquises en mode tomographiques	30
2.4 Méthodes de reconstructions tomographiques	31
2.4.1 Méthodes de reconstructions analytiques.....	31
2.4.1.1 La rétroprojection.....	32
2.4.1.2 La rétroprojection filtrée	34
2.4.2 Les filtres utilisés avec la rétroprojection filtrée	36
2.4.2.1 Les filtres lissant.....	36
2.4.2.2 Les filtres de restaurations.....	37
2.4.3 Les méthodes de reconstructions algébriques	38
2.4.3.1 Détermination des élément de $\mathfrak{R}_{ij}$	39

2.5 Les algorithmes itératifs	40
2.5.1 L'Algorithme ART.....	40
2.5.2 L'algorithme MLEM.....	41
2.5.3 L'algorithme OSEM.....	42
2.6 Conclusion.....	43
Chapitre 3	45
Reconstruction tomographique avec des données incomplètes	45
3.1 Description d'un problème présentant des données incomplètes.....	45
3.1.1 Première catégorie : problème intérieur	45
3.1.2 Deuxième catégorie : problème extérieur	46
3.1.3 Troisième cas : problème d'angle limité	46
3.2 Les méthodes adressant le problème de la reconstruction à données incomplètes	47
3.2.1 Approximation de données par polynôme de Legendre.....	47
3.2.2 Approximation de données incomplètes par la méthode POCS	48
3.2.3 Approximation de données incomplètes dans l'espace de Fourier	49
3.2.4 Approximation de données incomplètes dans le domaine de Radon	51
3.2.5 Approximation de données incomplètes par contraintes et utilisation d'algorithmes statistiques	51
3.3 Conclusion.....	52
Chapitre 4	53
Correction des projections acquises sujettes à l'atténuation mammaire	53
4.1 Principe de l'approche de correction des projections acquise.....	53
4.2 Description de la méthode proposée	54
4.3 Détermination des sinogrammes à corriger.....	57
4.3.1 Détermination de l'activité cardiaque dans les sinogrammes	61
4.3.2 Etude de la corrélation de courbe de profil d'activité des coupes transaxiales du cœur et détermination des sinogrammes atténués	63
4.4 Détermination des pixels concernés par l'atténuation.....	68
4.4.2 Délimitation des colonnes sujettes à l'atténuation	74
4.5 Détermination des facteurs de correction.....	79
4.6 Synthèse	83
4.7 Conclusion.....	83
Chapitre 5	84
La reconstruction avec pondération des données atténuées en TEMP.....	84
5.1 Principe de la méthode	84
5.2 Les algorithmes utilisés (algébriques).....	85
5.3 Description de la méthode de pondération	85
5.3.1 La correction par pondération globale (CPG)	85
5.3.2 Modélisation de la correction par pondération globale	87
5.3.3 Intégration de la pondération dans les algorithmes de reconstruction	88
5.3.3.1 L'algorithme ART	88
5.3.3.2 L'algorithme MLEM.....	92
5.5 Intégration de la pondération dans la matrice système (OSEM).....	95
5.6 Performance des algorithmes	98
5.7 Conclusion.....	98
Chapitre 6	99
Vérification de la validité de notre approche de correction de l'atténuation mammaire	99
6.1 Présentation des logiciels de simulation NCAT et SIMIND.....	99
6.1.1 Présentation de NCAT	99
6.1.2 Présentation de SIMIND	101

6.2 Description de notre logiciel de traitement	102
6.3 Validation des algorithmes.....	103
6.3.1 Etudes TEMP par simulation	103
6.3.2 Etudes patients réels	109
6.3.2.1 Cas de l'atténuation mammaire : (étude numéro 820, 421 et 312)	109
6.3.2.3 Cas d'une ischémie myocardique (étude numéro 109 et 304)	123
6.4 Synthèse	136
Conclusions générales et perspectives	137
Annexe n°1.....	138
Interface générale de notre logiciel de traitement	138
Annexe n°2.....	139
Le menu Fermer	139
Annexe n°3.....	140
Le menu Simulation-Inverse	140
Annexe n°4.....	141
Le menu Reconstruction-Générale.....	141
Annexe n°5.....	142
Le menu Fonction-Utilis.....	142
Annexe n°6.....	143
Le menu NCAT	143
Annexe n°7.....	144
Le menu Reconstruction-GSPECT	144
Annexe n°8.....	145
Le menu Création-Movie	145
References	146

Glossaire

2D : Deux dimension.

ART : Algebraic Reconstruction Technique.

DD : Décubitus dorsal.

DV : Décubitus ventral.

ECG : Electrocardiogramme.

FBP : Filtered Back Projection.

GC : La grande circulation.

IDM : Infarctus de Myocarde.

IRM : Imagerie par la résonance magnétique.

MCV : Les maladies cardio-vasculaires.

MLEM: Maximum Likelihood Expectation Maximisation

MTF : Module de la Transformée de Fourier

MCAT: Mathematical Cardiac Torso. Fantôme numérique du coeur

NCAT: NURBS based Cardiac Torso. Fantôme numérique du coeur

OSEM: Ordered Subsets Expectation-Maximisation.

VD : Ventricules droite.

VG : Ventricules gauche et droite.

PA : Petites Axe.

PActe : Profil d'Activité

POCS : Projection Onto Convex Sets.

S¹ : Sphère unité de IR^2 .

SIRT: Simultaneous Iterative Reconstruction Technique

TDM: Tomodensitométrie.

TEMP: Tomographie d'Emission Mono Photonique.

TEP: Tomographie d'Emission Photonique.

$\mathcal{R}_\theta$: Opérateur de la Transformée de Radon.

Introduction générale

Contexte

La cardiologie nucléaire est une discipline bien établie depuis plusieurs décennies. Elle joue un rôle pivot dans le diagnostic, l'évaluation pronostique et l'aide à la décision thérapeutique dans le cadre des maladies coronariennes. La tomoscintigraphie myocardique peut être considérée comme l'une des techniques arrivée à maturité, dans le sens où les bases physiques, biologiques, les concepts cliniques fondamentaux et les limites de l'examen sont connues depuis longtemps.

Les protocoles actuels de recherche pour lutter contre les maladies coronariennes favorisent la prise en charge du patient, la détection des pathologies et le suivi du traitement. La médecine nucléaire d'une manière générale et l'imagerie TEMP en particulier, ont vu son importance s'accroître dans les différentes étapes du diagnostic et de pronostic du patient.

Ses performances, bien que déjà élevées voire parfois supérieures à d'autres types d'imagerie, peuvent cependant être encore améliorées. Notamment en terme de sensibilité et de spécificité sur des cas particuliers.

Les performances de cette technique dépendent entre autres des performances du système d'imagerie. Avec cette modalité d'imagerie, il est bien connue que le phénomène de l'atténuation, la dégradation de la résolution en profondeur, le phénomène de diffusion ainsi que l'effet du volume partiel participent à la dégradation des images acquises. En ce qui nous concerne dans cette thèse, nous étudions une problématique largement connue en cardiologie nucléaire. Elle porte sur le phénomène de l'atténuation du signal en général et de l'atténuation mammaire en particulier. En effet, les performances diagnostiques de l'examen de la perfusion myocardique sont dégradées par le phénomène d'atténuation mammaire chez la femme.

Problématique et objectifs

L'un des principes des bases mathématiques pour la reconstruction tomographique, stipule que les données acquises à un angle de vue θ donné doivent être cohérentes et consistantes par rapport à l'ensemble des autres acquisitions [1]. L'atténuation du signal ne respecte pas ce principe, dans le sens où les projections atténuées ne sont pas cohérentes par rapport aux restes des projections.

En effet, il est fréquent en pratique clinique d'observer les conséquences de ces phénomènes. Les projections acquises en tomoscintigraphie myocardique de perfusion peuvent être fortement dégradées. Notamment les projections dont le sein gauche s'interpose entre le cœur et le détecteur chez les femmes. Ce qui introduit des anomalies liées à l'atténuation. Ces derniers se traduisent par des hypofixations en générale non réversibles [2, 3].

Nous proposons dans le cadre de cette thèse, une nouvelle approche pour s'affranchir de l'atténuation mammaire. Cette nouvelle méthode pourra être combinée à d'autres méthodes déjà existantes pour améliorer les performances de la scintigraphie myocardique de perfusion chez les malades de sexes féminins. Il s'agit de la méthode de correction d'atténuation mammaire, de la synchronisation à l'électrocardiogramme (ECG) avec étude simultanée de la perfusion et de la fonction et éventuellement de l'acquisition en décubitus ventrale et l'acquisition sur 360°.

Notre approche de correction de l'atténuation est basée sur la correction de la consistance entre les projections acquises et sur des algorithmes de reconstruction des données incomplètes par pondération des projections atténuées. Le principe de cette approche est une combinaison des méthodes d'estimation des données incomplètes dans l'espace de Radon avec information a priori et de l'utilisation des algorithmes statiques avec contrainte.

Nous proposons d'appliquer ce principe en médecine nucléaire dans le cadre particulier de la perfusion myocardique avec atténuation mammaire chez la femme.

Composition du document

Ce document est constitué de six chapitres :

Dans le premier chapitre, nous décrirons les différents phénomènes donnant naissance à une atténuation du signal en tomoscintigraphie cardiaque et nous y évoquerons par la suite les conséquences qu'ils engendrent. Enfin nous y exposerons également les techniques utilisées en pratique clinique pour s'affranchir de ces problèmes.

Le second chapitre portera sur les techniques de la reconstruction en mode tomographique. Il décrit les deux familles d'algorithmes utilisées dans la reconstruction à savoir : analytique et algébriques. Nous insisterons sur les méthodes de reconstruction de types algébriques.

Dans le troisième chapitre nous ferons un résumé des méthodes de reconstruction tomographique avec des données manquantes. Ces techniques nous serviront par la suite comme modèle de base pour notre approche de la correction du signal mammaire.

Le quatrième chapitre exposera en détail notre approche de correction de la consistance des projections acquises. C'est la première partie de notre méthode de correction.

Le cinquième chapitre définit et décrit le mécanisme d'adaptation de nos algorithmes de correction par pondération des données atténuées. C'est la deuxième partie de notre méthode de correction de l'atténuation.

Le sixième et dernier chapitre évalue l'efficacité de nos méthodes de correction de l'atténuation. Elle consiste à appliquer notre approche de correction sur quelques études de simulation de perfusion simulant l'atténuation mammaire et sur quelques études de patients réels.

Chapitre 1

Problématique de l'atténuation en TEMP et les solutions existantes dans la littérature

La tomoscintigraphie de perfusion myocardique reste l'examen pivot pour la gestion des coronaropathies, tant pour le diagnostic initial que pour l'évolution pronostique. Elle aide, par ailleurs, à la décision thérapeutique à suivre. Cependant, des nombreux facteurs affectent la précision qualitative et quantitative des images obtenues en TEMP [4]

Nous parlons ici de la diffusion, de la résolution spatiale variable du détecteur et surtout de l'atténuation des photons, sans oublier l'effet du volume partiel. A cela, s'ajoutent les problèmes de mouvement physiologiques ou fortuits, du patient dont les conséquences ne sont pas négligeables [5].

1.1 Descriptions des effets physiques

Dans ce chapitre, nous nous limitons uniquement au cas de l'atténuation du signal (sujet de notre thèse) en détaillant ses origines, ses conséquences et la nécessité de sa correction sur les images TEMP.

1.1.1 Description de l'atténuation du signal en TEMP

Lorsque les photons gamma se propagent dans l'organisme après y avoir été émis par le radio traceur, il se produit l'un de trois phénomènes suivants :

- Soit ils (les photons γ) n'interagissent pas avec les atomes du milieu traversé auquel cas ils franchissent l'organisme et se font détecter par le système imageur.
- Soit il y a l'effet photoélectrique, auquel cas, le photon gamma heurte un atome et libère un électron. Et la totalité de l'énergie du photon est transférée à l'électron. Le photon est complètement absorbé, donc ne s'échappera jamais de l'organisme pour se faire détecter. C'est le premier cas du phénomène de l'atténuation.
- Il peut y avoir aussi l'effet Compton, auquel cas le photon gamma interagit avec un atome. Il transfère une partie de son énergie pour donner naissance à un autre photon. Du fait de son faible énergie, ce dernier, peut soit être absorbé par effet photoélectrique soit être dévié de sa direction d'incidence. Par conséquent il est soit détecté c'est le phénomène de la diffusion, soit diffusé à un angle suffisamment grand pour qu'il ne puisse pas être détecté. C'est aussi une autre forme de l'atténuation.

A travers la figure 1.1 ci-dessous, nous voyons que le photon *c* est complètement absorbé et n'atteint pas le détecteur. Ce qui engendre donc une sous-estimation de cette zone. Le photon *d* qui par effet Compton est dévié hors du champ de détection. Là encore, nous

aurons une sous-estimation du signal. Une détection parfaite du photon **a** due au fait qu'il est proche du détecteur, donc une faible probabilité d'interaction avec l'organisme. Le photon **b** est tout de même détecté après avoir subi une déviation par effet Compton (c'est la diffusion), mais cela reste une sous-estimation de cette zone.

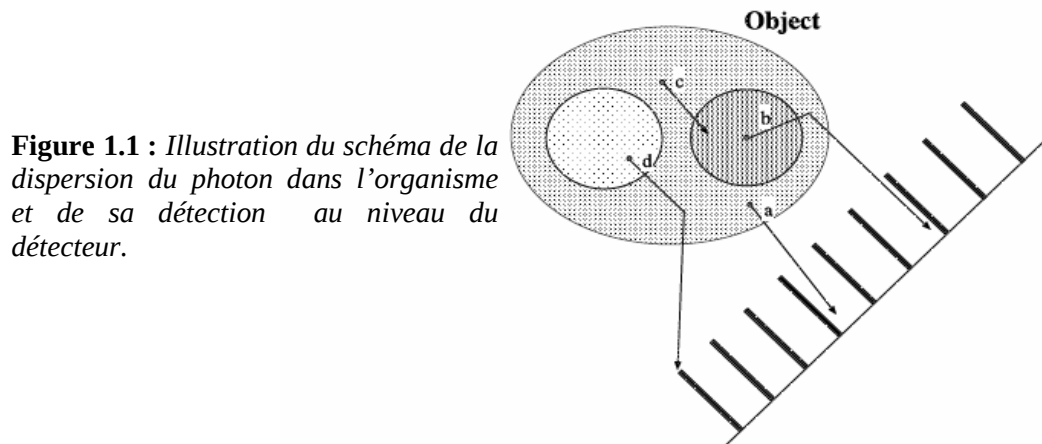


Figure 1.1 : Illustration du schéma de la dispersion du photon dans l'organisme et de sa détection au niveau du détecteur.

Il est estimé qu'en TEMP, près de 90% des photons émis en profondeur sont atténués. Si on ne prend pas en compte ce phénomène de l'atténuation, l'activité estimée sera égale à environ 10% de l'activité réelle. En d'autres termes, plus les photons sont émis profondément dans l'organisme, plus leur probabilité de subir un effet Photoélectrique ou Compton est très élevée et plus l'activité en provenance de cette région de l'organisme sera sous-estimée.

L'atténuation est d'autant plus importante que la probabilité d'interaction est forte. La capacité d'atténuation est évaluée par un coefficient d'atténuation linéique noté μ . Il est proportionnel à cette probabilité et s'exprime en cm^{-1} [6].

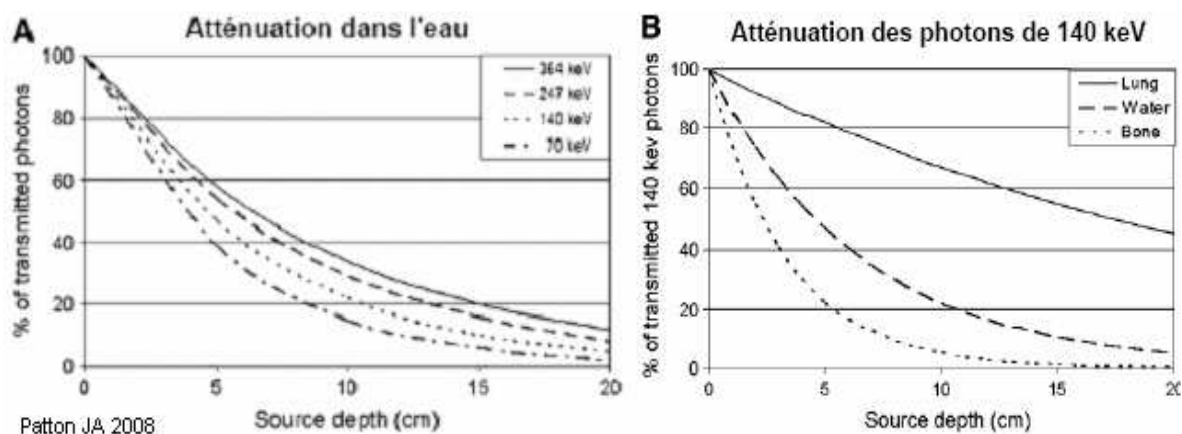


Figure 1.2 : Diagramme de l'absorption des photons. (A) Absorption des photons dans l'eau en fonction de leur énergie. (B) absorption par rapport à la nature du tissu traversé.

L'atténuation est un phénomène non isotrope dans l'organisme. Elle varie en fonction de la direction d'incidence à cause principalement du fait que l'organisme est composé de

tissus de densité non uniforme. Et que l'épaisseur du tissu traversé par les photons gamma y est variable. La figure 1.2, nous renseigne sur l'évolution du coefficient d'atténuation μ en fonction la nature de certains tissus et de l'eau [6].

L'intensité du photon décroît avec l'organisme traversé comme son activité décroît dans le temps selon une loi exponentielle. Elle est modélisée mathématiquement par la relation :

$$N = N_0 \exp \int_0^l -\mu(l) dl \quad [\text{Eq-1.1}]$$

soit après intégration :

$$N = N_0 \exp(\mu l) \quad [\text{Eq-1.2}]$$

N_0 est l'activité initiale émise et N celle captée par le détecteur. l est la profondeur dans le milieu traversée par la photon gamma. μ est le coefficient d'atténuation linéique, regroupant la contribution des divers processus d'atténuation. Il est souvent appelé carte d'atténuation ou données de transmission. Autrement dit, il représente la probabilité d'interaction d'un photon par unité de longueur. Le coefficient d'absorption total s'écrit comme suit :

$$\mu = \mu_{\text{Photoélectrique}} + \mu_{\text{Compton}} + \mu_{\text{Rayleigh}} \quad [\text{Eq-1.3}]$$

1.1.2 Impact de l'atténuation en tomoscintigraphie myocardique

Parmi les facteurs physiques dégradant les images en TEMP de perfusion myocardique, l'atténuation du signal est celui qui cause le plus d'artefacts et de distorsions sur les images reconstruites [7, 8].

L'atténuation produit une sous-estimation graduelle et progressive de la radioactivité du bord vers le centre de l'image. Celle-ci peut varier d'un facteur 5 jusqu'à un facteur 50 selon la taille du corps du patient et de l'énergie des photons émis par le radio traceur [9]. La figure 1.3 montre l'impact de l'atténuation en TEMP de perfusion pour une image reconstruite d'un fantôme cylindrique remplis d'une activité uniforme de T^{201} (figure 1.3).

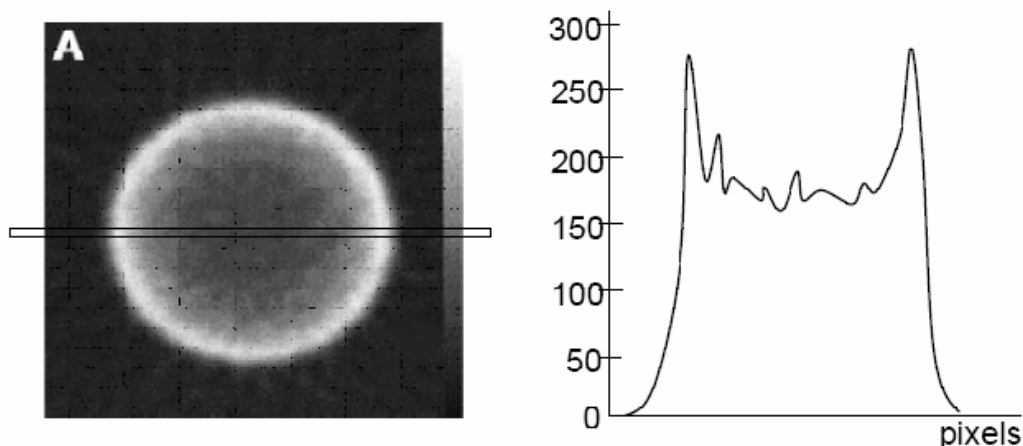


Figure 1.3 : Variation de la fixation radioactive sur la reconstruction d'une distribution uniforme.

En médecine nucléaire, l'atténuation introduit des biais de quantification relative du signal qui entraînent des artefacts bien connus. Sans correction de l'atténuation, les structures voient leur activité d'autant plus sous-estimée qu'elles sont profondes. Même chez les patients sains, nous pouvons observer une activité moins intense [10].

Nous illustrons ce propos par deux cas de figures :

- Chez l'homme : l'atténuation est au niveau de la paroi inférieure [10]. Les photons émis au niveau de la paroi inférieure du myocarde sont d'avantage atténués que les photons émis au niveau de la paroi antérieure, si bien que le rapport d'activité apparent entre paroi inférieure et paroi antérieure est souvent bien inférieur à 1 [5, 7, 8 10].

- Chez la femme : l'atténuation mammaire se caractérise par une faible activité dans les parties antérieures et para apicale du myocarde [8, 11].

L'image suivante représente une coupe reconstruite petit axe (PA), d'une patiente indemne de pathologie cardiovasculaire après examen de scintigraphie, au repos et à l'effort. A gauche, vous avez l'image à l'effort. Et à droite l'image obtenue au repos.

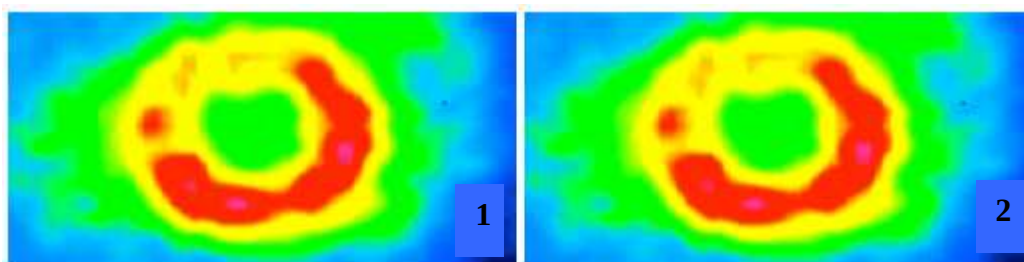


Figure 1.4 : Illustration de l'atténuation mammaire chez une femme en TEMP.

- 1- Image du stress.
- 2- Image du repos.

Des nombreuses études montrent l'importance de la correction de l'atténuation en cardiologie nucléaire [6, 12, 13 8].

1.2 Méthodes proposées pour s'affranchir de l'atténuation mammaire en TEMP

Les différentes approches utilisées en cardiologie nucléaire pour s'affranchir de l'atténuation mammaire peuvent être classées en deux catégories : les méthodes directes et les méthodes indirectes.

1.2.1 Les méthodes directes : utilisation de la carte d'atténuation TDM

Les méthodes directes sont celles qui utilisent un couplage des données TEMP avec la carte d'atténuation. Les études réalisées dans le domaine sont classées en deux groupes. Il y a d'une part, les méthodes qui corrigent l'atténuation au niveau des sinogrammes, en intégrant les facteurs de correction à l'ensemble des projections atténuées. Et d'autre part, celles qui corrigent pendant la reconstruction en modélisant le phénomène de l'atténuation dans la matrice système.

1.2.1.1 Estimation de la carte d'atténuation du patient

La distribution de l'atténuation du patient peut s'obtenir par différentes méthodes à savoir :

- acquisition tomographique en transmission.
- ou bien par des méthodes d'estimations [14, 15, 16, 17].

La méthode la plus répandue est celle qui consiste à acquérir des données de transmission par une source gamma externe. Cette acquisition peut s'effectuer sur la même machine, avant, pendant ou après l'acquisition de données en émission [18, 19, 20, 21, 22, 23].

Nous obtenons la carte $\mu(x, y)$ par reconstruction tomographique des projections $p_\mu(u, \theta)$, avec $p_\mu(u, \theta)$ les projections acquises par la source externe. La méthode la plus fréquemment utilisée est celle de la RPF [24]. Des algorithmes de type itératifs sont aussi utilisés [25, 26].

Toutefois, quel que soit la technique utilisée pour obtenir la carte d'atténuation, il subsiste le problème de compatibilité entre les données (TEMP et Carte d'atténuation). Le fait est que les données de transmission sont d'une haute résolution spatiale, contrairement à celles de l'émission, par conséquent une conversion de la carte d'atténuation en données correspondantes à l'énergie des données d'émission est obligatoire.

1.2.1.2 Méthodes de conversion de données de transmission TDM en coefficients linéiques

Les coefficients d'atténuation sont mesurés en unités Hounsfield (UH) avec H définie par :

$$H(x, y) = 1000 \left(\frac{\mu(x, y)}{\mu_{eau}} - 1 \right) \quad [\text{Eq-1.5}]$$

Dans cette échelle, l'air a une valeur $H = -1000$, l'eau a une valeur $H = 0$ et les tissus plus denses que l'eau ont une valeur $H > 0$. L'os quant à lui a une valeur qui varie entre 1000 et 2000 tandis que les tissu adipeux ont des valeurs de l'ordre de -100.

Il existe trois méthodes permettant de convertir les données en unité Hounsfield en carte d'atténuation linéique: la segmentation [27], la mise en échelle [28, 29, 30, 31, 32, 33] et l'acquisition TDM avec deux énergies [34].

1.2.1.3 Méthodes analytiques de la correction de l'atténuation avec les données TDM

La transformée de Radon telle qu'elle est décrite Par J Radon ne permet pas de prendre en compte les phénomènes physiques notamment l'atténuation du signal sur les projections. En 1980, un modèle mathématique a été proposé par Tretiak et al [35], il a été repris en 1986 par Gullberg [36]. Celui-ci permet de modéliser l'atténuation. On l'appelle la transformée de Radon atténuée. Ce modèle est défini par la relation :

$$p(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) dv \cdot \exp \left[- \int_{v(x, y)}^{v_2} \mu(u, v') dv' \right] \quad [\text{Eq-1.3}]$$

où $f(x, y)$ est la distribution d'activité au point (x, y) et $p(u, \theta)$ la projection atténuée de Radon de $f(x, y)$ obtenue sous l'angle θ à la position u . La fonction $\mu(u, v)$ représente le coefficient d'atténuation linéique au point (u, v) . v_1 et v_2 représentent les bornes du milieu atténuant.

Les méthodes proposées, pour inverser analytiquement, peuvent être classées en deux catégories : les méthodes post correction et les méthodes de pré correction. Le principe des méthodes post correction consiste à multiplier les sinogrammes des projections acquises par des coefficients de la carte d'atténuation [37, 38, 39, 40, 41, 42].

Les méthodes pré correction consistent à multiplier les images reconstruites par les facteurs de correction afin de compenser l'atténuation. La méthode la plus utilisée est celle proposée par Chang [43, 44]. Toutes ces méthodes présentent leurs limites pour les régions composées de différents milieux atténuant comme c'est le cas pour la cage thoracique.

Récemment, Natterer et Welch ont respectivement proposé une approche analytique permettant d'avoir une solution exacte de l'inversion de Radon atténué sans la connaissance de la carte d'atténuation réelle et complète du milieu atténuant [45, 46]. Ce qui constitue un avancé considérable pour les approches analytiques de la correction de l'atténuation. L'idée repose sur les conditions de consistance de la transformée de Radon atténuée. Elle consiste à utiliser les données d'émission pour construire une carte d'atténuation fictive qui simule les effets de la carte d'atténuation réelle.

Mennessier et al [47] ont introduit une méthode similaire à celle exposée dans [48, 49] basée sur la transformée de Radon exponentielle. Cette dernière permet de convertir la transformée de Radon atténuée en sa transformation de Radon exponentielle. La démonstration complète de cette conversion ainsi que ses propriétés sont bien détaillées dans [48]. L'auteur montre que cette conversion est à l'œuvre de Marko [49] et que le problème de l'inversion de la transformée de Radon atténuée se ramène à l'inversion de la transformée de Radon exponentielle. Une autre variante de transformée de Radon exponentielle avec atténuation dépendant de l'angle d'acquisition est décrite dans [50, 51].

Aujourd'hui, la reconstruction de $f(x, y)$ à partir de la transformée de Radon est parfaitement maîtrisée. Parmi les travaux qui ont contribué à cet avancé, nous pouvons citer ces références [52, 53, 54, 55, 56, 57, 58, 59, 60, 61, 62, 63, 64, 65, 66, 67, 68].

1.2.1.4 Les méthodes itératives de la correction de l'atténuation

Les techniques itératives pour l'inversion de la transformation de Radon atténuée sont des méthodes d'optimisation. Leurs buts sont de déterminer la meilleure estimation possible de la contribution de l'organe à reconstruire en se basant sur les données des projections acquises. Dans le cadre de notre thèse, nous présentons uniquement les méthodes qui prennent en compte directement l'information de l'atténuation dans la matrice système.

1.2.1.4.1 Modélisation de l'atténuation dans la matrice système

En effet, ces méthodes expriment le problème de la reconstruction dans un espace discret et sous une forme matricielle. On les nomme les méthodes algébriques. Les algorithmes émanant de ces méthodes sont considérés comme de bonnes approximations des formules continues utilisées dans les approches analytiques. De ce fait, la modélisation du phénomène de l'atténuation du photon dans la matrice système, est l'une des méthodes les plus précises dans la prise en compte de la correction de l'atténuation non uniforme.

La première approche a été proposée en 1977, les facteurs de corrections étaient pré calculés et stockés dans une table. Ils étaient intégrés pendant les opérations de projection et de rétro projection. Cette technique s'avérait lourde en terme d'espace de stockage [69].

Un modèle a été proposé par Bullberg [70]. Il incorpore directement la modélisation de l'atténuation dans la matrice système à partir des données de transmission échantillonnées du patient. L'opérateur pondère chaque valeur dans un pixel d'image en fonction de la longueur de parcours du photon à travers le pixel. Cette approche réduit considérablement l'espace de stockage puisque les facteurs sont incorporés directement dans la matrice système. L'application de cette approche sur un fantôme cœur-poumon a montré des résultats reproduisant l'uniformité de la distribution du radio-traceur dans le cœur.

Cette matrice système a été intégrée dans l'algorithme itératif MLEM par Tsui [71]. Cette même équipe y a incorporé en plus le modèle de la variation de la réponse géométrique du collimateur. Malko et al [72] ont montré que les méthodes de compensation d'atténuation itératives corrigent parfaitement l'atténuation uniforme des images du foie [73]. Tsui et al [74 81] ont trouvé le même résultat pour l'imagerie cardiaque en TEMP. Ils ont également montré que la modélisation simultanée de l'atténuation et de la fonction de réponse du détecteur, améliore la précision quantitative. Et que la résolution spatiale réduit considérablement le bruit dans les images reconstruites.

L'inconvénient de ces méthodes repose sur le temps de calcul. Une itération peut nécessiter plusieurs minutes. Par exemple MLEM peut demander jusqu'à près de 100 itérations avant de converger. Ce qui compromet l'utilisation de tels algorithmes en clinique. Des nombreuses solutions sont proposées. Les premières solutions sont apportées par le travail de Wallis, et al [75, 76, 77]. Ils se sont servis de la propriété de symétrie de l'opérateur projection rétroprojection. Et ils ont intégré seulement la modélisation de l'atténuation soit sur l'opérateur de projection, soit sur l'opérateur de rétroprojection. Ces opérateurs ont été implémentés avec MLEM.

D'autres méthodes itératives ont été proposées. Citons par exemple celle de Chang [44]. Cette technique a l'avantage d'être facile à implémenter et peut donner une bonne précision quantitative en une seule itération. Cependant, elle tend à amplifier le bruit lorsque le nombre d'itération devient important et surtout si les données sont initialement bruitées [30].

1.2.1.5 Apport de la correction de l'atténuation par fusion de données TEMP-TDM

Il existe dans la littérature un débat sur l'utilité de la correction d'atténuation en TEMP. La majorité loue l'intérêt de la correction de l'atténuation (figure 1.5, Tableau n°3).

Il montre que la correction de l'atténuation a permis de réduire considérablement les faux positifs en cardiologie nucléaire. Par conséquent, la spécificité est passée de 40% à 90%. La sensibilité est passée de 70% à 95% [36, 71].

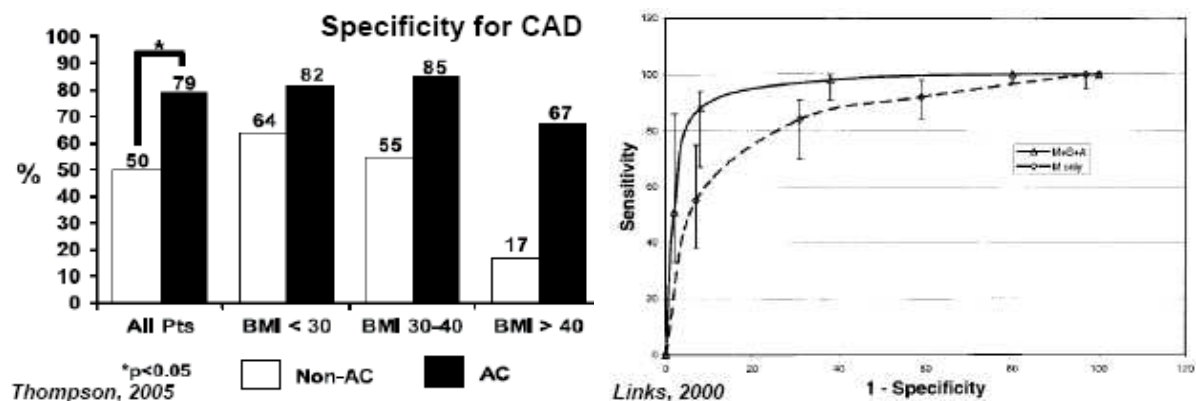


Figure 1.5 : Illustration de la variation de la spécificité en TEMP en fonction de la masse corporelle.

Tableau n° 3 : La sensibilité, la spécificité et la précision diagnostic de la correction de l'atténuation par rapport à la non correction en TEMP en fonction de la masse corporel.

	All patients		BMI <30		BMI ≥30	
	AC	Non-AC	AC	Non-AC	AC	Non-AC
Sensitivity	86% (76/88)	88% (78/88)	90% (44/49)	90% (44/49)	82% (32/39)	87% (34/39)
Specificity	78.6% (22/28)*	50% (14/28)*	82% (9/11)	64% (7/11)	76% (13/17)*	41% (7/17)*
Diagnostic accuracy	84% (98/116)	79% (92/116)	88% (53/60)	85% (51/60)	80% (45/56)	73% (41/56)

AC, Attenuation correction; non-AC, non-attenuation correction.

*Specificity was significantly higher with AC versus non-AC in the category of all patients ($P = .02$) and in the category of BMI of 30 or greater ($P = .03$). Thompson 2005

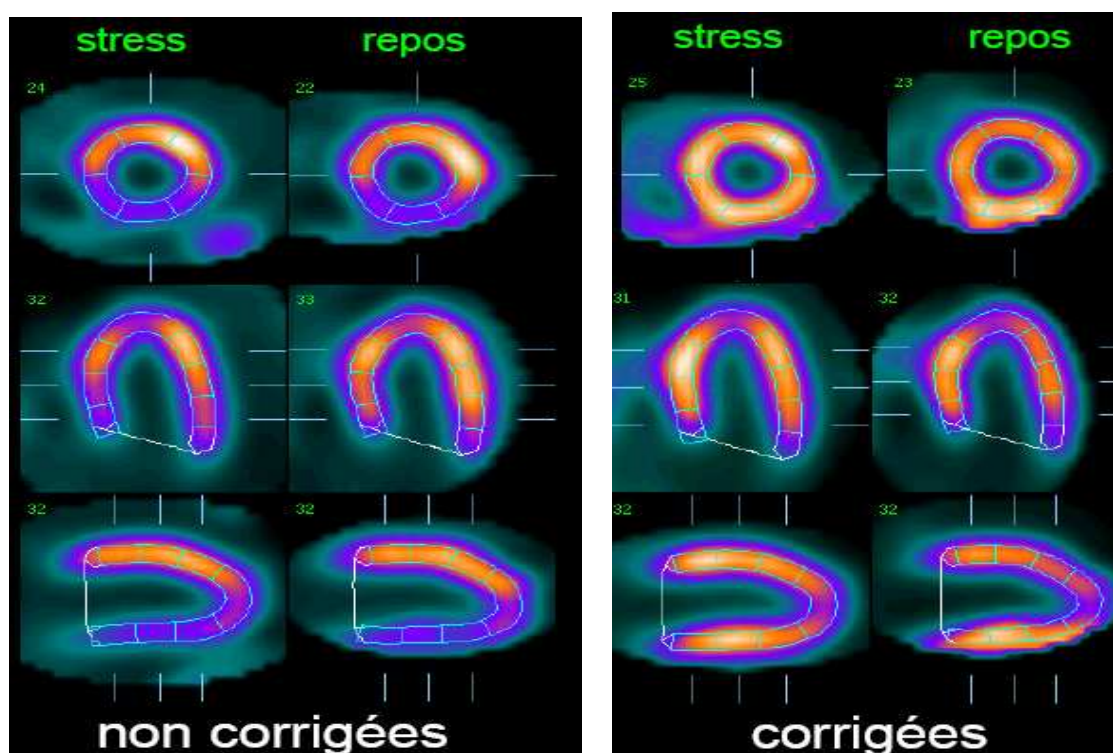


Figure 1.6 : Illustration de l'importance de la correction de l'atténuation en TEMP cardiaque.

L'utilisation de la fusion d'images TEMP-TDM nécessite un alignement minutieux des images acquises de la part du clinicien avant toute reconstruction. Un mauvais alignement des images du scanner par rapport aux images de la TEMP peut engendrer une correction avec une fixation de moins de 50% de la valeur maximal (comme le montre la figure 1.7). Ce qui peut susciter des doutes d'interprétation. Un simple réalignement des données a permis de corriger les défauts de perfusion.

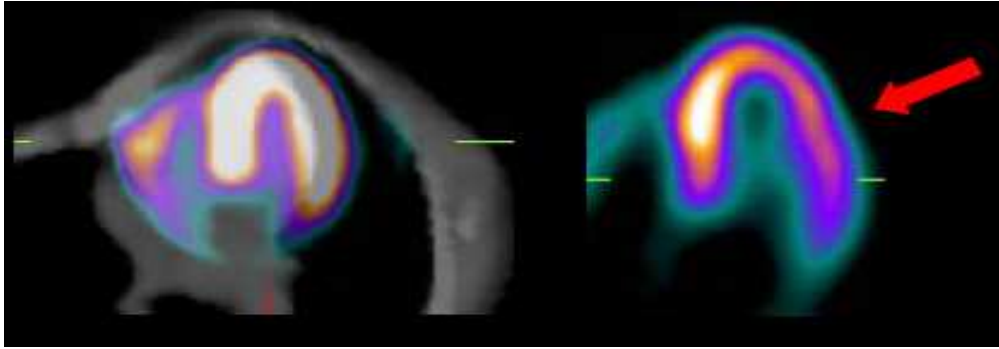


Figure 1.7 : *Illustration d'un artefact de non alignement des données TEMP-TDM dans la correction de l'atténuation en tomographie de perfusion myocardique avec de données TDM.*

Ce problème est résolu, ou du moins la tache du recalage est diminué, avec l'arrivée des systèmes à double modalités TEMP-TDM [78, 79]. Des machines qui permettent d'acquérir simultanément les deux types de données en un seul examen.

Ce mode d'acquisition permet, par ailleurs, de réduire la durée de l'examen. Néanmoins, il peut engendrer une contamination entre les données.

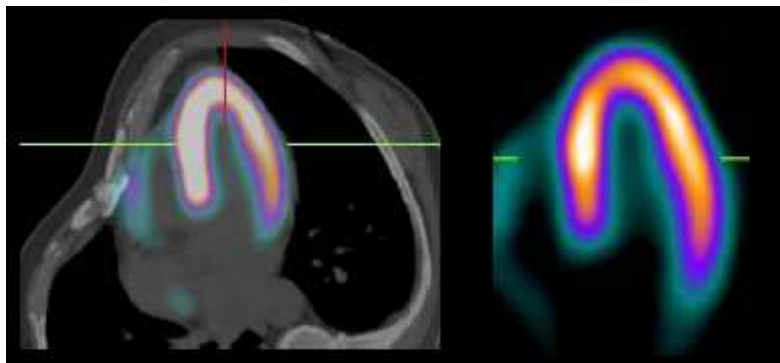


Figure 1.8 : *Illustration de la correction d'un artefact de non alignement des données TEMP-TDM.*

1.2.2 Les méthodes indirectes

1.2.2.1 Synchronisation de la TEMP à l'électrocardiogramme (ECG)

La tomoscintigraphie synchronisé à l'ECG (T.E.M .P.S), ou Gated SPECT en anglais est une technique qui consiste à synchroniser l'examen de scintigraphie de perfusion myocardique à l'électrocardiogramme (ECG). Depuis son développement à la fin des années 1980, la TEMPS a vu son utilisation s'étendre en pratique clinique grâce à l'amélioration des performances des matériels et des logiciels informatiques.

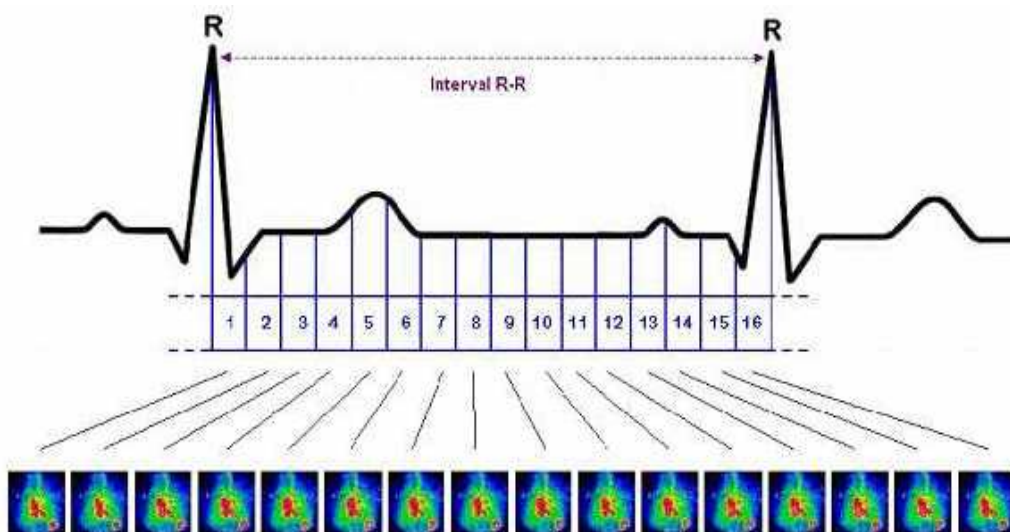


Figure 1.9 : Synchronisation des images de la scintigraphie par rapport l'ECG.

Le principe de cette technique est que l'effet du volume partiel fait que la cinétique et l'épaississement des parois myocardiques sont reflétés respectivement par l'évolution spatiale et temporelle de l'activité myocardique. Ce qui permet de reconnaître les artefacts d'atténuations [80, 81].

Cette combinaison de synchronisation de l'ECG à l'acquisition TEMP permet d'avoir une précision diagnostique et améliore considérablement la spécificité de l'examen [82, 83, 84, 85 86 87]. Par exemple, un hypo signal plus une anomalie de la cinétique traduit une réelle anomalie. En revanche, un hypo signal associé d'une cinétique normale n'est pas concluant. Ainsi une sidération myocardique post-ischémique peut être mise en évidence [88 89 90].

Ce phénomène peut apparaître chez les patients suspects de maladie coronarienne en l'absence d'IDM. Dans une telle situation, la TEMPS permet de s'affranchir des artefacts en montrant une conservation de l'épaississement et de la cinétique pariétal, alors qu'une hypo perfusion régionale irréversible due à un IDM laissera apparaître une absence d'épaississement et une anomalie de la cinétique de la paroi.

La technique de la TEMPS permet en plus de l'étude de la perfusion myocardique, de calculer la fraction d'éjection ventriculaire gauche et les volumes cavitaires gauche par détection automatique des contours endocardiques et épicaudiques [91, 87, 90, 8].

1.2.2.2 Acquisition en décubitus dorsal versus décubitus ventral

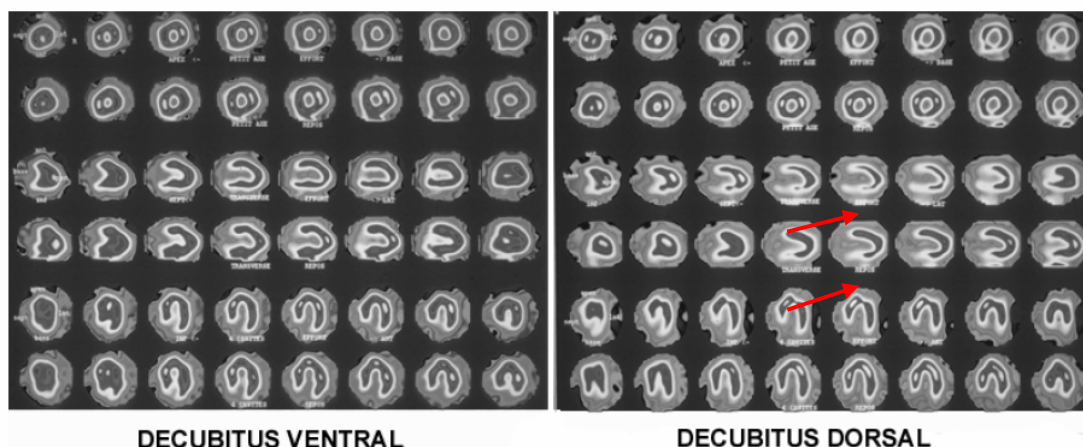
Le manque de spécificité de la tomoscintigraphie myocardique au niveau de la paroi inférieure est fréquemment pointé. La spécificité de l'hypofixation postérieure est moindre que celle de l'hypofixation antérieure, surtout quand les acquisitions sont pratiquées en décubitus dorsal [92]. Afin d'améliorer l'étude de la paroi inférieure, différentes propositions ont été faites [93, 94]. Elles ont toutes pour but de réduire le phénomène de l'atténuation

photonique, qui est à l'origine de l'hypofixation relative de la paroi inférieure chez les hommes et antérieur chez les femmes.

Différentes propositions ont été étudiées : la première proposée est l'acquisition en décubitus latéral gauche. La seconde est de faire un enregistrement en décubitus latéral droit. Enfin dernière la proposition est celle d'une acquisition en décubitus ventral. Elle est celle qui est la plus utilisée en pratique clinique (Tableau 1).

Le principe de la technique consiste à faire une acquisition successive en décubitus dorsale (DD) et en décubitus ventral (DV). Le but est de minimiser ou d'uniformiser l'atténuation en particulièrement de la paroi inférieure mais également de la paroi antérieure liée à l'atténuation mammaire. Une comparaison des images obtenues est nécessaire pour l'interprétation des images reconstruites. Si l'hypofixation observée en DD par exemple, se normalise en DV le diagnostic est négatif. Et dans le cas contraire, le diagnostic est positif.

Une autre étude pour apprécier l'intérêt de l'enregistrement en décubitus ventral systématique par rapport à l'acquisition en décubitus dorsal a été réalisée par Macé [94 95]. La figure 1.10, représente des images tomographiques d'un patient de 82kg et 172 cm qui présente à l'épreuve d'effort un examen négatif et une coronarographie normale. Nous remarquons l'importance de l'hypofixation postéro inférieure en décubitus dorsal, celle-ci se normalise en décubitus ventral.



**Fig. I-10 : Images tomographiques de perfusion myocardique acquises en DV et DD.
Les anomalies de perfusion observées en DD sont normalisées en DV.**

Il a été également constaté qu'une hypofixation est souvent plus étendue et plus profonde au niveau de la nécrose inférieure en décubitus dorsal qu'en décubitus ventral. Voici, les images d'une étude de viabilité myocardique d'un patient de 80 kg qui présente une nécrose postéro-inféro-apicale. Nous remarquons l'amélioration de la fixation de l'apex et de la paroi inférieure en décubitus ventral.

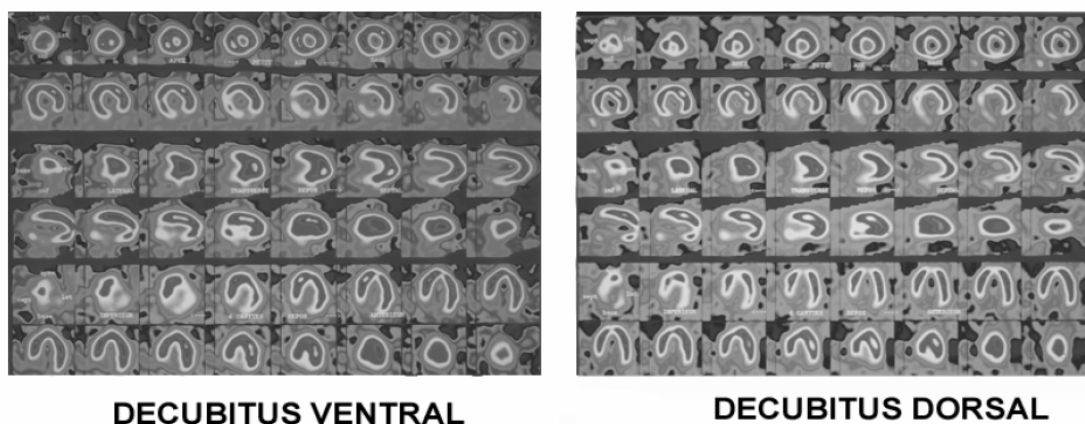


Fig. I-11 : Images tomographiques de perfusion myocardique acquises en DV et DD.
Les anomalies de perfusion observée en DD persistent légèrement en DV.

- TABLEAU I -

Comparaison de la sensibilité, de la spécificité et de la valeur prédictive positive de l'acquisition en décubitus ventral versus l'acquisition en décubitus dorsal chez les patients sans antécédent d'infarctus.

	Décubitus ventral	Décubitus dorsal
Sensibilité	74%, (70/94 patients)	80%, (75/94 patients)
Spécificité	95%, (147/154 patients)	63%, (98/154 patients)
Valeur PredictivePositive	88%, (217/248 patients)	71%, (177/248 patients)

1.2.2.3 Acquisition sur 360/180

L'acquisition des données sur un arc de 180 degrés est considérée comme le standard, utilisé en TEMP cardiaque. De point de vu théorique, l'acquisition sur 360 degré est préférable du fait qu'elle apporte plus d'information et donc fournisse un espace de Fourier plus complet. Cette hypothèse a suscité des nombreuses études pour évaluer l'influence de ces deux modes d'acquisitions sur trois critères : l'homogénéité, la taille des anomalies et le rapport signal bruit des images reconstruites [96].

Les avis divergent. Certaines études faites sur des sujets normaux montrent que les images reconstruites des données acquises sur 180° présentent une inhomogénéité par rapport aux images issues des données acquises sur 360°. Cette différence est indiscernable visuellement [97, 98].

1.2.2.4 Changement de la position des seins

Le changement de la position mammaire est aussi un moyen employé cliniquement. Pour s'affranchir de l'atténuation mammaire, le clinicien essaie à l'aide d'une bande adhésive, de dégager le sein de l'ombre du cœur. Nous espérons ainsi diminuer les effets de l'atténuation.

1.3 Conclusion

Nous avons rappelé dans ce chapitre les principes sur lesquels reposent la TEMP, ainsi que les limites imposées à cette modalité par de nombreux facteurs. Nous avons exposé les limites dues aux phénomènes physiques qui affectent les performances du dispositif et l'interprétation des images reconstruites.

L'utilité de la correction de l'atténuation des photons en général, et particulièrement de l'atténuation mammaire en TEMP de perfusion myocardique est largement reconnue. Des nombreuses méthodes de compensation ont été développées et introduites dans la pratique clinique. La plupart de ces méthodes utilisent des cartes d'atténuation obtenues en utilisant différents systèmes de transmission à balayage. Toutefois, lorsque les cartes sont inexactes, la procédure de correction peut introduire des artefacts dans les images finales qui peuvent être difficiles à identifier et pourrait par inadvertance modifier le diagnostic et le résultat de l'étude.

Le but principal de nos travaux de recherches est de proposer des nouveaux algorithmes de compensations pour s'affranchir de l'atténuation du signal en général et du signal mammaire en particulier, sans avoir recours aux données de transmission en TEMP cardiaque.

Chapitre 2

Techniques de la reconstruction en mode tomographiques en médecine nucléaire

2.1 Bases physiques de l'imagerie médicale

2.1.1 Principe de la tomoscintigraphie

La tomoscintigraphie est un ensemble de technique d'exploration d'un organe basé sur le principe de l'imagerie par émission des photons. Elle consiste à visualiser la structure anatomique ou fonctionnelle de l'organe en question sous forme d'image, en localisant la répartition spatiale et temporelle d'un traceur radioactif à l'aide d'un détecteur externe appelé camera à scintillation.

2.1.2 Le système imageur en scintigraphie

La caméra à scintillation permet la localisation spatiale des photons de l'organe cible. Après administration du traceur, souvent par voie intraveineuse, le produit se fixe au niveau de l'organe cible et émet des photons dans toutes les directions.

Suite à une interaction des photons avec le cristal du détecteur, un signal comportant l'énergie et la position du photon est généré au niveau des photomultiplicateurs. Puis ils sont stockés au niveau de l'ordinateur, dans lequel l'information sera traitée pour reconstituer l'image de la distribution radioactive dans l'organisme. Les caméras à scintillation possèdent des collimateurs qui permettent de sélectionner les photons au niveau des détecteurs

2.1.2.1 La caméra d'Anger

La première caméra à scintillation a été mise au point en 1957 par Hal Anger. Elle fonctionne avec la possibilité de translation pour les images du corps entier et la possibilité de rotation pour les images en mode tomographie.

Depuis, la caméra a subi des transformations grâce à l'avancé de la technologie et de l'informatique de ces dernières années. Néanmoins le principe reste le même. Une gamma camera est composée de quatre parties : (i) une optique (le collimateur, d'un transformateur d'énergie gamma UV) ; (ii) un détecteur de photon UV ; (iii) un photomultiplicateurs ; et (iv) une électronique (figure 2.1).



Figure 2.1 : Illustration d'un détecteur d'une gamma caméra avec ses composants internes.

2.1.2.2 Le collimateur

Le collimateur d'un appareil à scintillations est important pour canaliser les photons. Sans lui, des photons venant de part et d'autre de l'organe seraient mal détectés et l'image formée ne serait qu'une tache floue dépourvue d'une interprétation (figure 2.2).

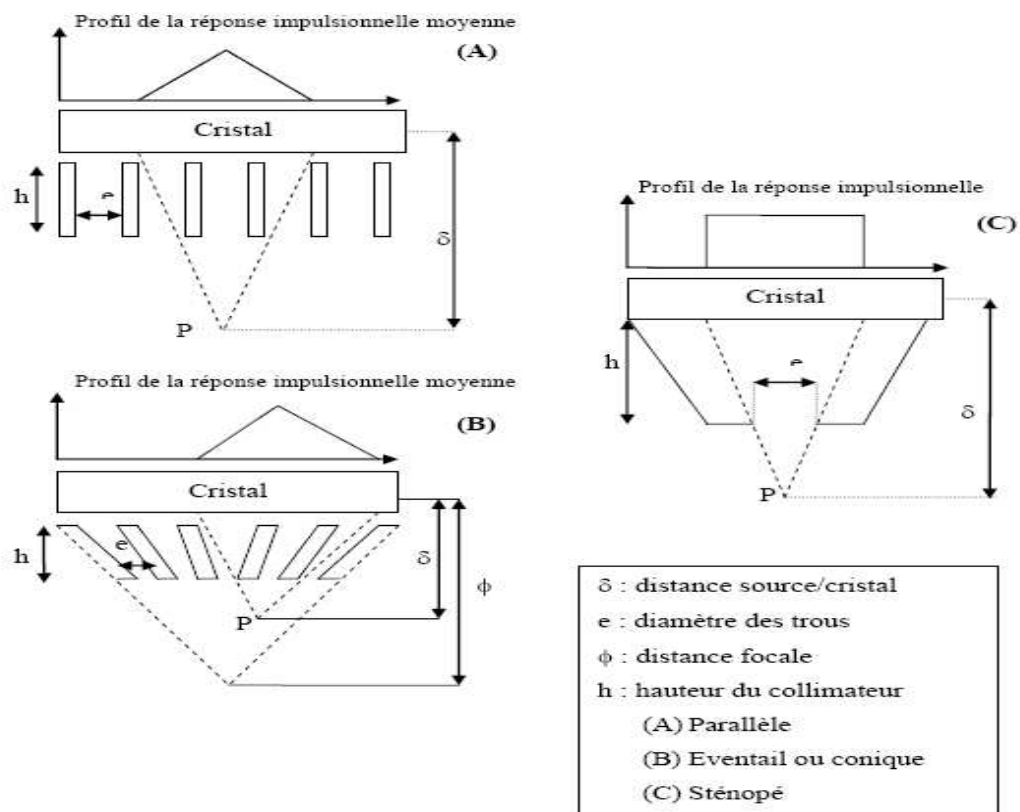


Figure 2.2 : Les différentes géométries de collimateur des machines existantes sur le marché.

2.1.3 Les radiotraceurs utilisés en scintigraphie

Un radio traceur résulte d'un couplage chimique entre une molécule support, choisie par ses capacités sélectives en vers une cellule cible et d'un isotope radioactif permettant la détection du traceur. Nous utilisons deux types d'isotopes radioactifs : les émetteurs γ dont les photons sont détectés par le moyen des caméras conventionnelles et les émetteurs β^+ dont leur désintégration donne naissance à des photons d'annihilation captés par des caméras spécifiques dites caméras à positron.

Un isotope est sélectionné selon ses propriétés chimiques comme son adjonction mais aussi de ses propriétés physiques à savoir : sa nature du rayonnement, sa demi-vie et de son énergie. Nous avons regroupé dans le tableau ci-dessous les isotopes les plus utilisés en pratique clinique.

Tableau 1.1 : *Tableau illustrant les caractéristiques des Isotopes les plus utilisés en Médecine Nucléaire.*

Isotopes	Energie d'émission gamma (keV)	Mode de production	Période physique
^{99m}Tc	140 (98%)	TI	6,02 h
^{123}I	159	BPC: $^{124}\text{Te}(p,2n)^{123}\text{I}$ BPC: $^{127}\text{I}(p,5n)^{123}\text{Xe} \rightarrow ^{123}\text{I}$	13 h
^{131}I	364	FN	8,05 j
^{67}Ga	93, 184, 300	BPC: $^{68}\text{Zn}(p,2n)^{67}\text{Ga}$	78,3 h
^{111}In	173, 247	BPC: $^{112}\text{Cd}(p,2n)^{111}\text{In}$	67,9 h
^{201}Tl	68 – 80.3	BPC: $^{203}\text{Tl}(p,3n)^{201}\text{Pb} \rightarrow ^{201}\text{Tl}$	73 h
^{133}Xe	81	FN	5,27 j

TI : transition interne ; BPC : bombardement par particules chargées ; FN : fission nucléaire

2.2 Les différents types d'acquisitions d'images

L'imagerie médicale permet d'explorer entre autre le système cardiovasculaire de façon atraumatique et rapide. Ceci grâce aux propriétés physico-chimiques des traceurs. Elle permet l'exploration de la perfusion et de la viabilité myocardique des malades coronariennes. De ce fait, nous distinguons différents modes d'acquisitions.

2.2.1 Les acquisitions planaires

L'imagerie médicale permet d'explorer le système cardiovasculaire de façon atraumatique et rapide. Ceci est faisable grâce aux propriétés physico-chimiques des traceurs. Elle permet donc l'exploration, de la perfusion et de la viabilité myocardique des malades coronariennes. De ce fait, on distingue différents modes d'acquisitions :

- acquisitions planaires statiques, planaires dynamiques et planaires synchronisées. dans ce genre d'examen, nous nous intéressons à la répartition du radio traceur dans l'organisme [99].
- acquisition en mode tomographique [100].

L'acquisition en mode tomographique permet la mise en évidence de la distribution volumique, spatiale et temporelle du traceur dans l'organisme. En imagerie cardiaque, seule la reconstruction tomographique permet d'obtenir une représentation du ventricule gauche en trois dimensions [101, 102].

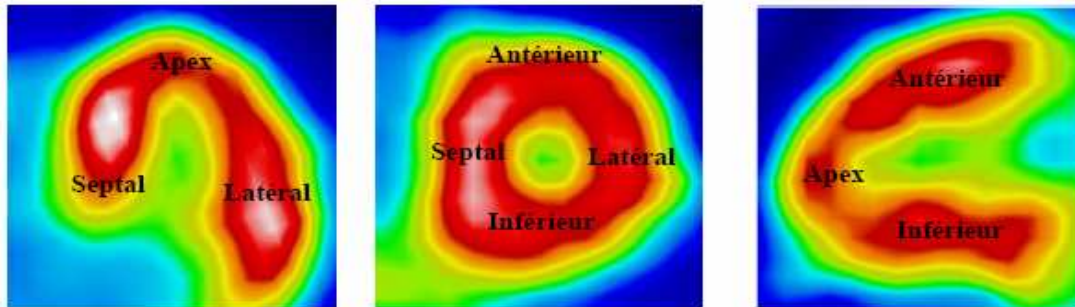


Figure 2.3 : Carte d'activité en tomographie cardiaque sur les trois grands axes 4C, PA et 2C après réorientation du cœur.

La figure 2.3 illustre une cartographie de la répartition de l'activité cardiaque en mode tomographique. Après réorientation, les images ont été prises sur les trois grand axes, à savoir 4C : à gauche, PA : au milieu et 2C : à droite.

2.2.2 Présentation des données acquises

2.2.2.1 Dualité projection sinogramme

Les Projections : Ces sont les données acquises directement par la machine et qui représentent la projection physique en 2D du volume à reconstruire. Et chaque image correspond à un angle d'incidence donné. La figure 2.4.A, présente un exemple d'une image de projection.

Le sinogramme : C'est une autre forme de représentation de ces mêmes données acquises. Elle consiste à regrouper dans une seule image, toutes les projections issues de différents angles de projection. L'image obtenue représente une coupe transaxiale de l'organe étudié. C'est sous cette forme de sinogramme que les données sont présentées lors la reconstruction. La figure 2.4.B présente un exemple d'une image de sinogramme.

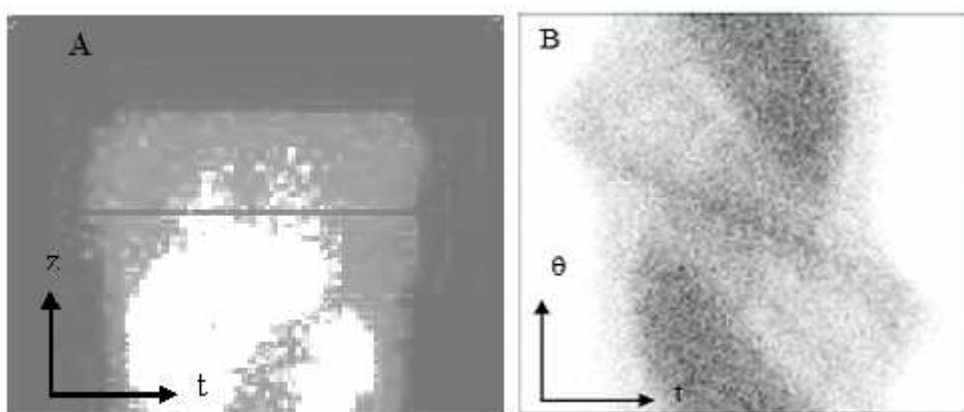


Figure 2.4 : Projection d'angle $\theta = 72^\circ$ (A) d'un examen de perfusion cardiaque, et le sinogramme correspondant à la ligne noire (B).

2.3 Modélisation mathématiques des données acquises en mode tomographiques

Considérons la coupe d'un organe contenant un foyer radioactif. Nous pouvons définir la distribution de l'activité par la fonction $f(x, y)$ qui, en chaque point de coordonnées (x, y) du plan de la coupe, donne la valeur de la concentration radioactive $p(u, v)$.

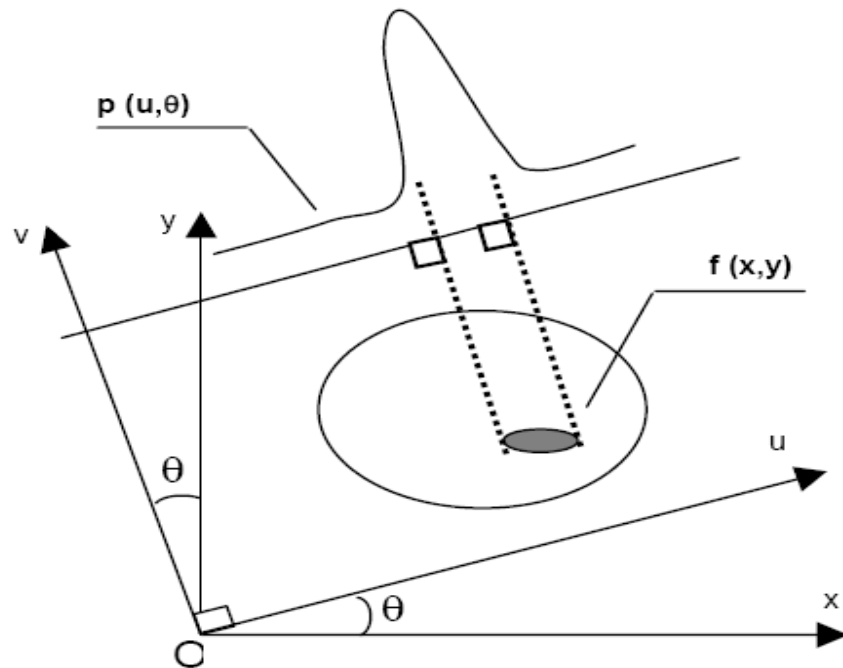


Figure 2.5 : Projection $p(u, \theta)$ de la distribution de l'activité $f(x, y)$ sous l'incidence de l'angle θ .

La gamma caméra tourne autour de l'organe et acquiert des projections bidimensionnelles. Chaque ligne d'une projection d'incidence θ avec l'axe v , correspond à une fonction $p(u, v)$ qui, en tout point de la projection de coordonnée de u , fait correspondre la somme de toutes les activités rencontrés sur l'axe v perpendiculaire à l'axe u .

Dans la figure 2.5, le repère cartésien (O, x, y) est fixe. Il est lié à la distribution de l'activité f tandis que le repère (O, u, v) est associé au gamma caméra en rotation. Les coordonnées dans les deux repères sont liées par les relations :

$$\begin{cases} u = x \cos \theta + y \sin \theta \\ v = -x \sin \theta + y \cos \theta \end{cases} \Leftrightarrow \begin{cases} x = u \cos \theta - v \sin \theta \\ y = u \sin \theta + v \cos \theta \end{cases} \quad [\text{Eq-2.1}]$$

La projection de la coupe sous un angle θ donné est décrite par la relation :

$$p(u, \theta) = \int f(x, y) dv \quad [\text{Eq-2.2}]$$

en exprimant $f(x, y)$ dans le repère (O, u, v) nous obtenons :

$$p(u, \theta) = \int f(u \cos \theta - v \sin \theta, u \sin \theta + v \cos \theta) dv \quad [\text{Eq-2.3}]$$

Cette relation est dite : la transformée de Radon (de la distribution $f(x, y)$ en l'honneur du Mathématicien qui l'a établie [103]. Elle représente l'intégrale lignes des valeurs de $f(x, y)$ le long de la ligne incliné d'une incidence θ par rapport à l'axe y (voir figure ci-dessus). Elle peut être écrite sous la forme de :

$$p(u, \theta) = (\mathfrak{R}_\theta f)(u) \quad [\text{Eq-2.4}]$$

où $\mathfrak{R}_\theta$ désigne l'opérateur de la transformée de Radon.

Reconstruire la coupe de la distribution $f(x, y)$ à partir de la connaissance de $p(u, \theta)$ revient à trouver l'inverse de la transformée de Radon noté $\mathfrak{R}^{-1}$ et à l'appliquer sur l'ensemble des projections concernées. Soit :

$$f(x, y) = (\mathfrak{R}^{-1}(\mathfrak{R}_\theta f))(x, y) \quad [\text{Eq-2.5}]$$

Tous les algorithmes de reconstruction tomographique sont basés sur le principe de l'inversion de la transformée de Radon. De ce fait nous disons que le problème de la reconstruction tomographique est un problème inverse.

2.4 Méthodes de reconstructions tomographiques

Il existe deux grandes familles de méthodes pour déterminer l'inversion de la transformée de Radon : les méthodes analytiques et les méthodes algébrique. Nous insisterons plus particulièrement sur les méthodes algébriques de types itératifs.

2.4.1 Méthodes de reconstructions analytiques

Les méthodes analytiques de reconstructions reposent, 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, θ) de l'espace sinogramme. Il s'agit de reconstruire une à une chaque coupe de l'objet à partir de leur sinogramme.

L'algorithme de reconstruction le plus utilisé est la Rétro Projection Filtré (RPF) connu en anglais sous **F**iltered **B**ack**P**rojection ou FBP). Il est implémenté dans toutes les machines commercialisées (Scanner à rayon X, PET, SPECT). Son avantage repose sur sa rapidité d'exécution et sur un nombre très réduit de paramètres à fixer. La seule difficulté de cet algorithme est le choix du filtre à utiliser surtout pour les données bruitées comme le cas en TEMP.

2.4.1.1 La rétroprojection

En effet il est possible de pouvoir calculer ou du moins d'estimer la distribution de l'activité du radio traceur $\hat{f}(x, y)$ à partir de $p(u, \theta)$. Pour cela nous montrons qu'il existe un théorème qui relie la transformée de Fourier de $f(x, y)$ à la transformée de Fourier de $p(u, \theta)$. Ce théorème est connu sous le nom du théorème de la coupe centrale.

Théorème de la coupe centrale :

La transformée de Fourier 1D d'une projection dans la direction θ de la fonction $f(x, y)$ est égale à la coupe suivant le même angle de la transformée de Fourier 2D de $f(x, y)$.

Mathématiquement, cela s'écrit :

$$P(v, \theta) = F(v_x, v_y) \quad [\text{Eq-2.6}]$$

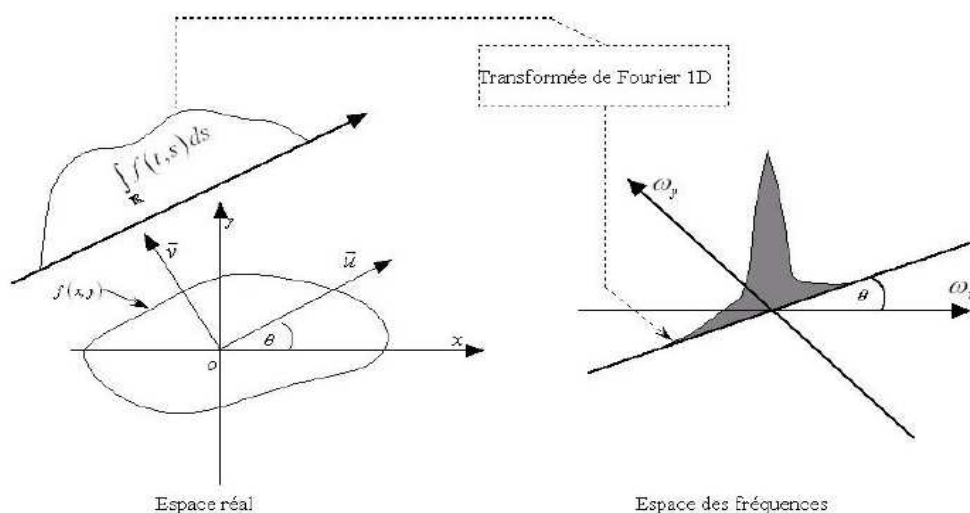


Figure 2-6 : Illustration du passage de l'espace réelle à l'espace des fréquences.

Démonstration du théorème

Si $P(v, \theta)$ est la transformée de Fourier de $p(u, \theta)$ on a :

$$P(v, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} p(u, \theta) e^{-i2\pi v u} du \quad [\text{Eq-2.7}]$$

En remplaçant $p(u, \theta)$ par son expression donnée par l'équation [Eq-2.7] nous obtenons :

$$P(v, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \left(\int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) dv \right) e^{-i2\pi v u} du \quad [\text{Eq-2.8}]$$

Le passage des coordonnées cartésiennes aux coordonnées polaires donne :

$$vu = v \begin{pmatrix} x \cos \theta \\ y \sin \theta \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \begin{pmatrix} v \cos \theta \\ v \sin \theta \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x v_x \\ y v_y \end{pmatrix} \text{ avec } \begin{cases} v_x = v \cos \theta \\ v_y = v \sin \theta \end{cases} \text{ et } du \cdot dv = dx dy$$

Soit :

$$P(v, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) e^{-i2\pi(xv_x + yv_y)} dx dy \quad [\text{Eq-2.9}]$$

Cette double intégrale n'est autre que la transformée de Fourier bidimensionnelle de la distribution de l'activité du traceur estimée. Soit donc :

$$P(v, \theta) = F(v_x, v_y) \quad [\text{Eq-2.10}]$$

Ainsi nous obtenons la relation qui lie la transformée de Fourier bidimensionnelle de $f(x, y)$ avec la transformée de Fourier correspondante à sa projection. $f(x, y)$ peut donc être estimée par la transformée inverse de Fourier de $F(v_x, v_y)$. Soit :

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} F(v_x, v_y) e^{i2\pi(xv_x + yv_y)} dv_x dv_y \quad [\text{Eq-2.11}]$$

D'après le théorème de la coupe centrale, on peut remplacer $F(v_x, v_y)$ par $P(v, \theta)$ dans l'équation et nous obtenons :

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} P(v, \theta) e^{i2\pi(xv_x + yv_y)} dv_x dv_y \quad [\text{Eq-2.12}]$$

Cette procédure permet d'envisager une reconstruction par une méthode directe. En pratique, elle est très peu utilisée en TEMP. En effet, elle reconstitue les zones où figure de l'activité mais elle génère par ailleurs des zones où aucune activité n'existe. Ce qui donne naissance d'une part à des artefacts connus sous le nom d'artefacts en étoile. Et d'autre part, elle déforme considérablement les images reconstruites.

2.4.1.2 La rétroprojection filtrée

Pour remédier à ce problème, nous travaillons les données dans l'espace fréquentiel. En posant $v = \sqrt{v_x^2 + v_y^2}$ et $u = x \cos \theta + y \sin \theta$, nous pouvons avoir le changement de variable suivant $dv_x dv_y = v dv d\theta$. En utilisant le Jacobien de la transformation, les bornes d'intégration de la variable θ deviennent 0 et 2π . Du fait de la symétrie par rapport à l'origine, le point (v, θ) a la même valeur que le point $(-v, \theta + \pi)$: nous pouvons donc utiliser la valeur absolue de v pour parcourir le plan fréquentiel et faire varier θ de 0 à π . L'équation devient :

$$f(x, y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^{+\infty} P(v, \theta) |v| e^{i2\pi u} dv d\theta \quad [\text{Eq-2.13}]$$

En regroupant l'intégrale dépendant de θ , nous obtenons l'expression :

$$f(x, y) = \int_0^\pi \left(\int_{-\infty}^{+\infty} P(v, \theta) e^{i2\pi u} d\theta |v| \right) dv$$

dont l'intégrale interne représente la transformée de Fourier inverse de $P(v, \theta)$ multipliée par $|v|$. Cette intégrale n'est autre que la projection filtrée $\hat{p}(u, \theta)$ et avec :

$$\hat{p}(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} P(v, \theta) |v| e^{i2\pi u} dv \quad [\text{Eq-2.14}]$$

Il est donc possible de reconstruire la distribution $f(x, y)$ par la relation :

$$f(x, y) = \int_0^\pi \hat{p}(u, \theta) d\theta \quad [\text{Eq-2.15}]$$

qui n'est autre que la rétroprojection des projections filtrées. Les projections sont filtrées à l'aide du filtre rampe, noté $|v|$ dans l'équation [Eq-2.14].

Le filtre rampe met à zéro la composante constante, ce qui a pour conséquence d'introduire des valeurs négatives, et amplifie les fréquences élevées. En pratique, le filtre rampe introduit de part et d'autre de l'objet filtré des valeurs négatives qui effacent progressivement les artefacts en étoile laissés par l'étape de projection voir la figure 2.7.

Les étapes de l'algorithme sont :

- Pour chaque incidence θ , nous calculons la transformée de Fourier $P(u, \theta)$ de la projection $\hat{p}(u, \theta)$.
- Puis, nous multiplions cette transformée de Fourier par le filtre rampe.
- Ensuite, nous calculons la transformée de Fourier inverse de chaque projection filtrée.
- Et en fin, nous rétroprojectons les projections filtrées.

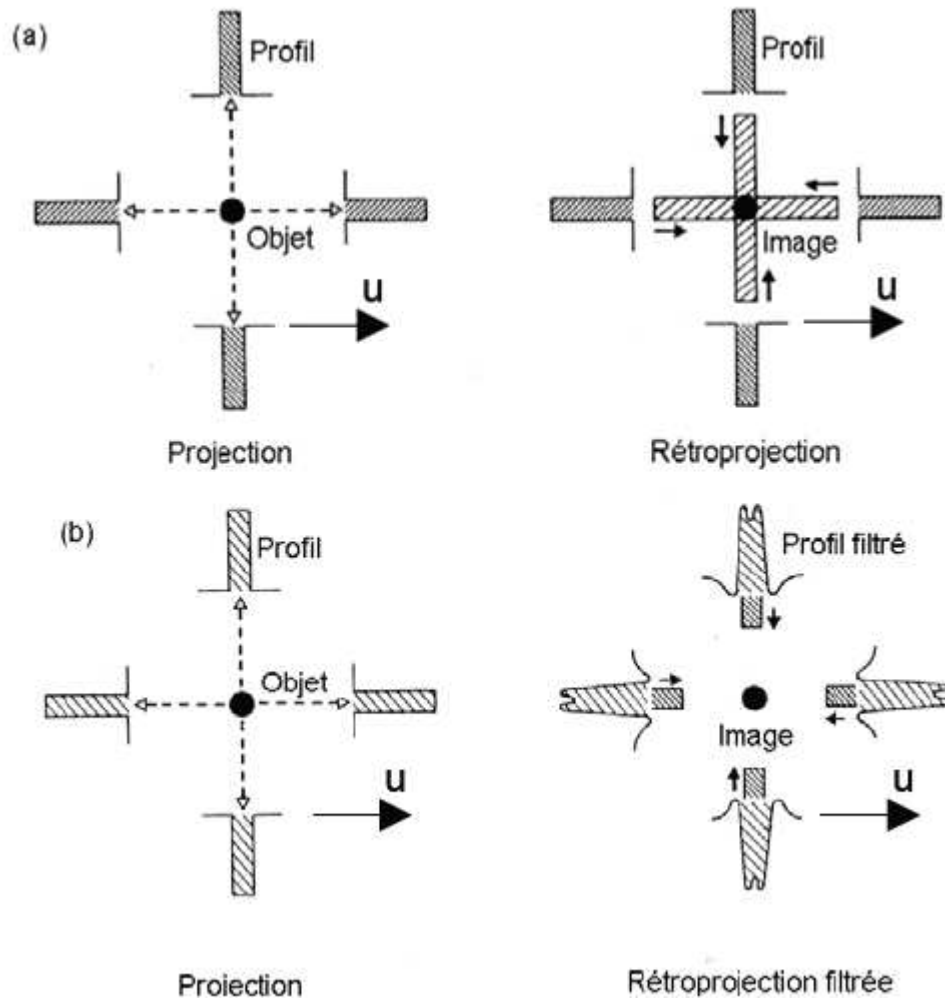


Figure 2.7 : Illustration de la reconstruction tomographique par l'algorithme FBP.
a- méthode de rétroprojection directe : présences d'artefact en étoile.
b- méthode de rétroprojection filtrée : disparition des artefacts.

2.4.2 Les filtres utilisés avec la rétroprojection filtrée

Nous soulignons que la multiplication des projections par un filtre rampe a pour conséquence l'amplification des hautes fréquences et l'introduction des artefacts d'étoiles. Pour palier à ce problème, nous utilisons d'autres types de filtres, notamment : les filtres lissant (ou passe-bas) et les filtres de restauration.

2.4.2.1 Les filtres lissant

La plus part des filtres lissant utilisés sont de type passe-bas. Leur rôle est d'éliminer les hautes fréquences dominées souvent par le bruit. Le filtrage des données peut se faire en quatre manières différentes.

- ✓ La méthode la plus courante, consiste à multiplier le filtre rampe $|v|$ par un filtre d'apodisation $H(v)$ formé par un filtre 1D, et qui détermine la largeur du filtre rampe utilisé lors du lissage. Le résultat obtenu se comporte comme un filtre de basses fréquences. En pratique, le filtrage se fait au niveau des projections lors de la rétroprojection.
- ✓ L'image est filtrée préalablement à l'aide d'un filtre 2D puis reconstruit par un filtre rampe basses fréquences.

Voici deux exemples des filtres couramment utilisés : le filtre de Hann proposé par Gilland [Eq-2.13] est donnée par :

$$\begin{cases} H(v) = \frac{1}{2} \left(1 + \cos \pi \frac{v}{v_c} \right) & \text{si } v < v_c \\ H(v) = 0 & \text{si } v \geq v_c \end{cases} \quad [\text{Eq-2.16}]$$

Le paramètre v_c représente la fréquence de coupure du filtre. Plus elle est basse et plus le filtre est lissant. Ceci se traduit par une forte atténuation du bruit mais aussi par une perte de détails à haute fréquence de l'image. Soit donc une perte de résolution. Il présente l'avantage en calcul car il opère en 1D.

Le filtre de Butterworth proposé également par Gilland est aussi utilisé fréquemment [104]. Il est donné par la relation :

$$\begin{cases} H(v) = \frac{1}{\left[1 + \left(\frac{v}{v_c} \right)^n \right]^{\frac{1}{2}}} & \text{si } v < v_c \\ H(v) = 0 & \text{si } v \geq v_c \end{cases} \quad [\text{Eq-2.17}]$$

Contrairement au filtre de Hann, celui-ci présente deux paramètres, sa fréquence de coupure ν_c et l'ordre du filtre n . Ce dernier détermine la rapidité de décroissance dans les hautes fréquences.

Un bon paramétrage de ce filtre permet de préserver les moyennes fréquences. Le degré de lissage du filtre dépend fortement de son ordre. Plus la valeur de n est faible moins nous préservons les haute fréquences.

2.4.2.2 Les filtres de restaurations

Ce sont des filtres bidimensionnels qui s'adaptent au niveau du signal et du bruit dans les données acquises : leur forme ainsi que leur fréquence de coupure varient dans le domaine fréquentiel de façon à séparer au mieux le signal utile du bruit. C'est le cas des filtres proposés dans [105].

Le filtre de Metz est fortement dépendant du bruit présent dans les données [106, 107]. Le filtre de Wiener s'adapte au signal ainsi qu'aux bruits présents dans les images. Sa forme monodimensionnelle est donnée par

$$w(\nu) = \frac{MTF^{-1}(\nu).MTF^2(\nu)}{MTF^2(\nu) + \frac{N}{P_0(\nu)}} \quad [Eq-2.18]$$

où MTF est la fonction de transfert de modulation (Module de la Transformée de Fourier de la PSF), ν la fréquence spatiale, N le nombre de coups total dans la projection et P_0 le spectre de puissance du signal.

Le filtre de Wiener peut être utilisé soit sur les projections soit sur les coupes reconstruites : sa mise en œuvre nécessite l'estimation du spectre de puissance du bruit, du spectre de puissance du signal et de la MTF . Les méthodes pour obtenir ces estimations sont décrites dans [104].

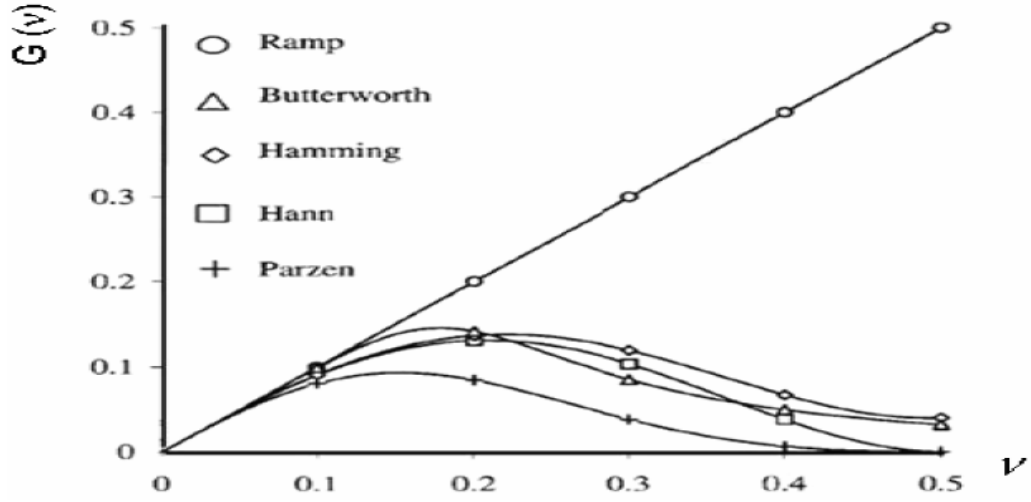


Figure 2.8 : Représentation graphique des filtres utilisés dans la reconstruction analytique. Philippe 2002.

2.4.3 Les méthodes de reconstructions algébriques

Les méthodes algébriques sont basées sur l'hypothèse selon laquelle les données acquises peuvent être discrétisées. Les projections sont décrites sous la forme d'un vecteur de dimensions $N \times M^2$, où N est le nombre de projections sous lesquelles l'objet est vu par la caméra. Et M^2 l'échantillonnage du détecteur. C'est-à-dire le nombre de dixel de détection. La distribution de l'activité dans le volume étudié est décrite par un vecteur de dimensions V^3 . Avec V le nombre de coupes trans-axiales de dimension V^2 voxels.

Les composants du vecteur projection et du vecteur distribution d'activité sont notées respectivement P_i et f_j . Ainsi la transformée de Radon discrète s'écrit :

$$p_i = \sum_j \mathfrak{R}_{ij} f_j + \varepsilon_i \quad [\text{Eq-2.19}]$$

$\mathfrak{R}$ représente la matrice de l'opérateur de Radon connu aussi sous le nom de la matrice système. Un élément $\mathfrak{R}_{ij}$ représente la probabilité conditionnelle qu'un photon émis d'un voxel j de la distribution, soit détecté dans un pixel i de la projection sous un angle d'incidence θ donnée. ε_i est le bruit du signal. En règle général, les projections et les distributions d'activité sont échantillonnées suivant des pixels de taille carrés [108].

2.4.3.1 Détermination des élément de $\mathfrak{R}_{ij}$

Il s'agit ici de discrétiser l'estimation de l'activité f à reconstruire [105, 104, 1]. Pour cela, on choisit un nombre fini des fonctions $\varphi_j : \Omega \rightarrow IR$, et $j = 1 \text{ à } M$ avec $\Omega = [-1, +1] \times [0, \pi]$ le support de l'ensemble à reconstruire. On discrétise Ω en pixel S_m , $m = 1, \dots, M$, et φ : est une fonction caractéristique de f sur la droite L_i de Ω . On fait l'hypothèse que f est constante sur chacun de ces pixels. Ceci revient à remplacer f par un vecteur X , $X \in IR^M$ tel que X_j soit la valeur discrète de f dans Ω (sur la droite L). On cherche une solution de la forme :

$$f = \sum_{j=1}^M X_j \varphi_j(x, y) \quad [\text{Eq-2.20}]$$

Soient les droites d'équation $L_i = \{(x, y) \in \Omega, x \cos \theta_k + y \sin \theta_k = u_i\}$ avec $\theta_k \in [0, \pi]$, $\bar{x} = (x, y)^t$ et $u_i \in [-1, +1]$.

Soit la fonction caractéristique $\chi_i(x, y)$ de f sur la droite L_i , alors la mesure réalisé sur f selon la direction L_i à travers le corps étudié Ω est donné par :

$$p_i = \iint_{\Omega} \chi_i(x, y) f(x, y) dx dy \quad [\text{Eq-2.21}]$$

en injectant l'expression [Eq-2.20] dans [Eq-2.21] on obtient le système linéaire :

$$p_i = \sum_i^N \sum_j^M X_j (\chi_i \otimes \varphi_j), \quad i = 1, \dots, N \quad [\text{Eq-2.22}]$$

Soit :

$$\mathfrak{R}_{ij} = (L_i \cap S_j) = (\chi_i \otimes \varphi_j) \quad [\text{Eq-2.23}]$$

et l'équation II-22 devient :

$$P = \mathfrak{R}f \quad [\text{Eq-2.24}]$$

avec :

- $P \in IR^N$: vecteur des mesures.

- $X \in IR^M$: vecteur des valeurs discrètes de la fonction à construire.

- $\mathfrak{R}(N^2, M)$: matrice système d'éléments

$\mathfrak{R}$ est une matrice creuse et de taille considérable. Son inversion ne se fait pas de manière directe mais de manière itérative. De ce fait, d'une itération à l'autre, l'activité du radio traceur f^n est estimée à une itération donnée. Elle est calculée en fonction de l'activité f^{n-1} estimée à l'itération précédente.

A chaque itération, les projections calculées à partir de la distribution d'activité estimée sont comparées aux projections originales acquises : la différence obtenue sert pour corriger l'estimation de la nouvelle distribution d'activité.

La relation mathématique qui a entre facteur de correction et la nouvelle distribution d'activité estimée est soit de type additif soit de type multiplicatif. Et c'est ce qui caractérise la méthode itérative. Plusieurs techniques sont considérées et aboutissent à des algorithmes différents :

- les méthodes algébriques itératives conventionnelles, qui reconstruisent les projections en résolvant un ensemble d'équations linéaires. On compte parmi ces méthodes la méthode ART (Algebraic Reconstruction Technique) et la méthode SIRT (Simultaneous Iterative Reconstruction Technique) [109].
- Les méthodes statistiques itératives, celles qui prennent en compte la nature statistique de données acquises. On y trouve la méthode MLEM (Maximum Likelihood Expectation Maximisation) et sa version accélérée l' OSEM (Ordered Subsets Expectation-Maximisation) et d'autres que nous n'évoquons pas dans ce document.
- En fin les algorithmes de rétroprojection filtrée itératifs, qui repose sur l'algorithme RPF présenté ci haut. Ces méthodes ont été développées au départ pour corriger l'atténuation des images obtenues par la FBP.

Nous ne présentons ici que la méthode ART, MLEM et le OSEM.

2.5 Les algorithmes itératifs

2.5.1 L'Algorithme ART

La méthode ART considère le problème de reconstruction comme étant la résolution d'un système linéaire de la forme :

$$p_i = \mathfrak{R}_i f, \quad i = 1, \dots, N \text{ et } \mathfrak{R}_i = (\mathfrak{R}_{i1}, \dots, \mathfrak{R}_{iM}) \quad [\text{Eq-2.25}]$$

où f est l'inconnu à déterminer. En tomographie d'émission, il représente la distribution de l'activité. P est l'ensemble de projections acquises. Et $\mathfrak{R}$ la matrice de système dont les éléments sont définis par la relation [Eq-2.25].

Le principe vise à minimiser la fonction :

$$J_{ART}(f) = \|p - \mathfrak{R}f\|^2 \quad [\text{Eq-2.26}]$$

En négligeant le terme du bruit comme c'est le cas dans toutes ces méthodes, cette fonction d'erreur est quadratique et la solution ART s'écrit :

$$\hat{f} = \text{Argmin}(J_{\text{ART}}(f)) \quad [\text{Eq-2.27}]$$

La minimisation de la fonctionnelle dans un contexte de la reconstruction ART additif s'effectue à l'aide d'algorithmes itératifs de la forme :

$$f^{k+1} = f^k + \lambda^k r^k \quad [\text{Eq-2.28}]$$

Dans cette formulation, λ^k est un paramètre de relaxation. Il peut varier en fonction des itérations k. Et r^k est le terme de correction apporté à chaque itération au volume f^k .

Nous voyons qu'il est possible avec cette formulation d'utiliser une information connue a priori sur l'objet à reconstruire. Par exemple imposer la contrainte de positivité sur f^k donnerait :

$$J_{\text{ART}}(f) = \|p - \mathfrak{R}f\|^2 + \|Kf\|^2 \quad [\text{Eq-2.29}]$$

avec

$$Kf_{i,j} = \begin{cases} f_{i,j} & \text{si } f_{i,j} \geq 0 \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad [\text{Eq-2.30}]$$

En pratique, la contrainte de positivité est appliquée au cours des itérations en forçant les voxels négatif à prendre la valeur 0. Et la résolution du système se fait avec la méthode de Kaczmarz [109, 110, 111], ce qui donne à l'itération k:

$$f^{k+1} = f^k + \frac{\omega}{|\mathfrak{R}_i|^2} (p_i - \mathfrak{R}_i^T f^k) \mathfrak{R}_i, \quad i = 1, \dots, N \quad [\text{Eq-2.31}]$$

ω est le facteur de relaxation, $0 < \omega < 2$

2.5.2 L'algorithme MLEM

La méthode MLEM a été développé par Shepp et Vardi [109], pour la tomographie en TEP et par la suite pour la tomographie par transmission par Lange [112], et pour la TEMP en 1985 par Miller [110]. Elle suppose que les projections sont acquises suivant un processus statistique correspondant à la loi de poisson et que ces données sont entachées de différents bruits à savoir le bruit d'émission radioactive et le bruit de mesure ou de détection.

Le but principal de la méthode est basé sur le fait de maximiser la fonction de vraisemblance, qui représente la probabilité qu'une image f génère les données de projection mesurées. D'où le nom du **maximum de vraisemblance**. En tenant compte du caractère

poissonnier des données acquises, l'algorithme MLEM estime l'image à reconstruire en trouvant le maximum de la fonction logarithmique de la fonction de vraisemblance :

$$\text{Ln}(f) = \sum_j \left\{ - \sum_i \mathfrak{R}_{ij} f_j + p_j \ln \left(\sum_i \mathfrak{R}_{ij} f_j \right) - \ln(p_j!) \right\} \quad [\text{Eq-2.32}]$$

En pratique, cela revient à minimiser le second membre de l'équation ci-dessus et on obtient :

$$f_i^n = f_i^{n-1} \frac{1}{\sum_i \mathfrak{R}_{ij}} \sum_j \mathfrak{R}_{ij}^T \frac{p_j}{\sum_i \mathfrak{R}_{ij} f_i^{n-1}} \quad [\text{Eq-2.33}]$$

où f_i^{n-1} est l'estimée du pixel i de l'image f après la n ème itération, p_j est la donnée de projection mesurée au **dexel** j , $\mathfrak{R}_{ij}$ la contribution du projecteur du **pixel** i de l'image au **dexel** de projection j , $\sum_j \mathfrak{R}_{ij} p_j$ représente la rétroprojection du vecteur de projection p et $\sum_j \mathfrak{R}_{ij} f_i^{n-1}$ la projection de l'image estimée.

L'estimée f_i^n est obtenu à partir de l'estimée f_i^{n-1} corrigée par un facteur multiplicatif correspondant à la rétroprojection du rapport des projections mesurées sur celles estimées. Deux étapes sont importantes en reconstruction tomographique avec MLEM. La première, c'est le calcul de $\mathfrak{R}f^{n-1}$ dit projections, et la seconde c'est l'estimation des images par la relation $\mathfrak{R}^t \left(\frac{P}{\mathfrak{R}f^{n-1}} \right)$ dit rétroprojection. C'est à ces deux étapes que nous appliquons la correction au niveau de la projection et de la rétroprojection estimées. C'est également à ces niveaux que nous introduisons les facteurs des corrections de l'atténuation ou de la diffusion.

L'algorithme MLEM est caractérisé par les caractères suivants :

Si l'estimée initial f^0 est positive alors, toutes les estimées suivantes seront positives.
Si un pixel est à valeur nulle à l'initialisation, alors ce pixel reste nul pour toute itération. Nous avons une conservation total du nombre d'évènements pour chaque itération.

Le MLEM présente aussi deux inconvénients majeurs : d'une part, une lenteur de convergence : l'algorithme converge lentement, ce qui peut nécessiter jusqu'à une centaine d'itérations et rend son application en routine clinique délicate. D'autre part, l'algorithme MLEM est instable au bout d'un certains nombre élevé d'itération, surtout pour les données entachées de bruit. Ce qui peut entraîner des artefacts de bord sur les images reconstruites.

2.5.3 L'algorithme OSEM

Les méthodes itératives sont coûteuses en temps de calcul. Ce facteur est devenu moins pénalisant avec les progrès des calculateurs, mais son coût augmente régulièrement avec la sophistication de l'opérateur de projection, comme l'incorporation des corrections

physique. Il a été particulièrement souhaitable de mettre à profit toutes les possibilités d'accélération pour les rendre plus utilisable dans la routine clinique.

Plusieurs propositions sont faites, mais nous présentons ici celle qui a été avancée par Hudson en 1994 [113]. Le principe de la méthode est basé sur la réorganisation des projections acquises en sous-ensembles ordonnés. Le regroupement de ces projections ne suit pas forcément l'ordre de leur acquisition. Il s'agit de la méthode des sous-ensemble ordonnés ou méthode OS pour Ordered Subset, d'où le nom d'OSEM.

Il est fait de telle façon que ces sous-ensembles de projection (appelés Sub-set en anglais) contiennent le maximum d'informations. Ensuite on applique à ces sous-ensembles l'algorithme MLEM. L'utilisation de OSEM permet d'accélérer la convergence d'un facteur égal au nombre de sous-ensembles définis [113].

Exemple, sur 32 projections, on peut organiser ces dernières de la manière suivante. Quatre sous-ensembles de huit projections par sous-ensemble. Et les projections de chaque sous-ensemble seront décalées de 4 par rapport à l'ordre d'acquisition. Le premier sub-set aura les projections $S_1 = \{1, 5, 9, 13, 17, 21, 25, 29\}$, le second sous-ensemble sera formé de $S_2 = \{2, 6, 10, 14, 18, 22, 26, 30\}$ et le dernier $S_4 = \{4, 8, 12, 16, 20, 24, 28, 32\}$.

L'équation de mise à jour est la même que celle du MLEM soit :

$$f^n(S_t) = f^{n-1} \frac{1}{\sum_{i \in S_t} \mathfrak{R}_{ij}} \sum_{i \in S_t} \mathfrak{R}_{ij}^T \frac{P_j}{\sum_j \mathfrak{R}_{ij} f_i^{n-1}} \quad [\text{Eq-2.34}]$$

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

2.6 Conclusion

Ce chapitre a fait le point sur la problématique de la reconstruction tomographique en général et en TEMP en particulier. Il présente les algorithmes de reconstruction les plus utilisés, à savoir la RPF, MLEM et OSEM. En pratique clinique, c'est la RPF qui est utilisée d'une manière générale par rapport à MLEM et OSEM. Néanmoins la RPF n'est pas adaptée à la correction des phénomènes physiques tel que l'atténuation.

Les algorithmes algébriques de type itératif sont bien disposés à la correction à tout type de facteur de dégradation mais leur coût en temps les rend moins attractifs. Ce pendant l'évolution de la technologie commence à donner une place non négligeable à ces algorithmes. Les méthodes algébriques sont donc compétitives quand le nombre d'itération total peut être réduit. La méthode OSEM donne des résultats satisfaisant dès une douzaine d'itération voire bien moins dans certain cas.

Dans le cadre de notre travail de thèse, nous avons opté d'utiliser des algorithmes algébriques de types itératifs à savoir ART, MLEM et OSEM. Le point principale qui orienté notre décision est lié aux possibilités des modélisations physiques qu'elles offrent et qui permettent d'envisager tous types de corrections à savoir : l'atténuation, la diffusion, la perte de résolution en profondeur et même la correction du mouvement [114].

Chapitre 3

Reconstruction tomographique avec des données incomplètes

Dans ce chapitre, nous abordons certaines techniques utilisées pour la reconstruction en mode tomographique à partir des données incomplètes. Nous commencerons par définir les différentes catégories de problèmes dits à données incomplètes. Ensuite nous présenterons quelques unes des méthodes décrites dans la littérature dans le cadre de la reconstruction tomographique à données incomplète en particulier, celles basées sur l'approximation des données manquantes et/ou de l'introduction de l'information a priori.

3.1 Description d'un problème présentant des données incomplètes

Soit les relations $p = Rf$ et $Z = S^1 \times [-1, +1]$ avec f la fonction à reconstruire définie dans $\mathbb{R}^2$ et p l'ensemble des données acquises et discrétisées dans l'ensemble Z . Si nous ne disposons pas des données sur la totalité du domaine Z nous disons que le problème est à données incomplètes. Il est important de savoir qu'il n'existe pas une approche standard pour modéliser les situations cliniques qui amènent à la troncature de données. Différentes approches peuvent être envisagées. Récemment, Natterer les a regroupé dans son manuel sous trois catégories [114].

3.1.1 Première catégorie : problème intérieur

Le problème intérieur est défini comme étant le cas où, quelque soit l'angle d'acquisition θ , la projection émanant de cette incidence n'est connue que sur une partie limitée au tour d'une région précise de l'objet à reconstruire. Nous parlons de projections tronquées.

Cliniquement cela correspond à l'utilisation des capteurs de petite taille pour la reconstruction locale des organes spécifiques ou plutôt le cas où le capteur est tout simplement plus petit par rapport à l'objet à reconstruire. Ainsi, ce dernier n'est pas entièrement couvert par le champ de captation des collimateurs. La figure 3.1 suivante illustre bien ce cas.

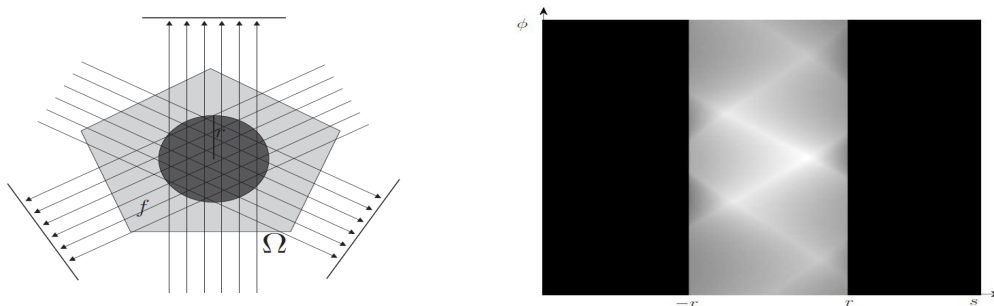


Figure 3.1 : Illustration d'une acquisition et d'un sinogramme dans une configuration d'un problème intérieur.

Mathématiquement, nous le décrivons de la façon suivante: $\forall \theta \in S^1, p(\theta) = Rf(\theta, s)$ n'est donnée que pour des valeurs de $|s| \leq a$ avec $0 < a < 1$ alors nous disons que f est à déterminer pour $|s| \leq a$ et on parle donc de problème intérieur.

3.1.2 Deuxième catégorie : problème extérieur

Dans cette catégorie, les projections ne sont connues que d'une manière discontinue sur des intervalles donnés et ceci, quelque soit l'angle d'acquisition θ . C'est le cas où le patient posséderait des objets (métalliques par exemple) qui servirait d'écran entre l'organe source et le capteur du système imageur. De point de vu mathématique, cela se traduit par : $\forall \theta \in S^1, p(\theta) = Rf(\theta, s)$ n'est donnée que pour des valeurs de $|s| \geq a$ avec $0 < a < 1$ alors nous disons que f est à déterminer pour $|s| \geq a$ et on parle donc de problème extérieur.

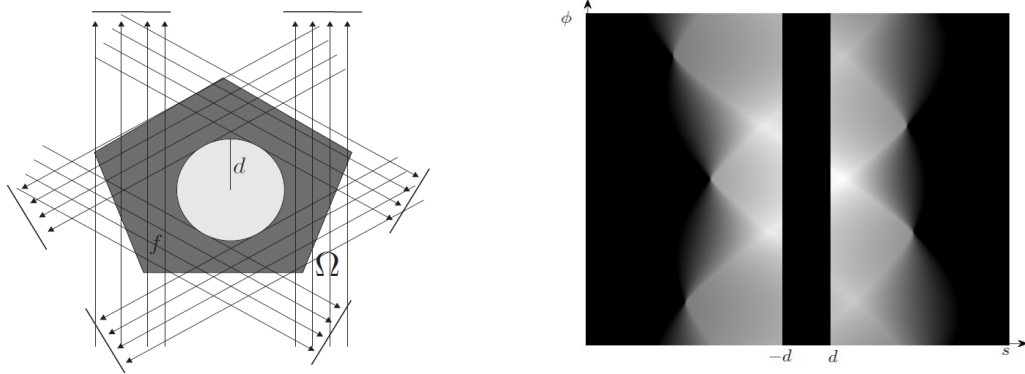


Figure 3.2 : Illustration d'une acquisition et d'un sinogramme d'une configuration d'un problème extérieur.

Nous soulignons ici que la problématique de l'atténuation mammaire en TEMP s'apparente à cette catégorie.

3.1.3 Troisième cas : problème d'angle limité

Dans ce cas de figure, l'ensemble de données définie par $p(\theta) = Rf(\theta, s)$ n'est connu que dans des sous-ensemble angulaires θ , de la demi sphère unité. Cliniquement, cela revient à acquérir un nombre limité d'acquisitions soit dans un intervalle de S avec un pas de projection espacé. Soit dans un intervalle discontinu de S avec un pas de projection espacé ou non (voir figure 3.3). Nous parlons donc de problème à angle de vu limité. Egalement, ce cas de figure correspond à la problématique de l'atténuation mammaire.

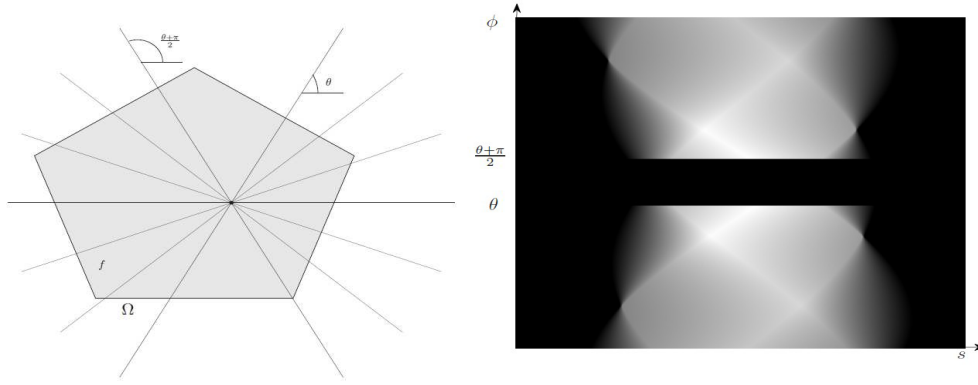


Figure 3.3 : Illustration d'une acquisition et d'un sinogramme d'une configuration d'angle limité.

3.2 Les méthodes adressant le problème de la reconstruction à données incomplètes

Indépendamment du type de catégorie du problème décrit ci-dessus, la plupart des méthodes développées pour la reconstruction de donnée manquantes présentent deux points communs :

- Approximation des données manquantes et/ou l'introduction d'information à priori.
- Reconstruction à partir des données locales seulement.

Nous présenterons ici quelques unes de méthodes décrites pour la reconstruction de données incomplètes manquantes, surtout pour les problèmes dits extérieur et angles limités.

3.2.1 Approximation de données par polynôme de Legendre

Nous trouvons dans la littérature des approches analytiques pour la reconstruction de problème à angles limités [115, 116, 117, 118]. Louis propose une méthode d'extrapolation basée sur des polynômes de Legendre normalisés pour calculer les projections manquantes [115]. L'existence de ces polynômes est assurée par le théorème suivant.

Théorème : Soit $P(\theta, u) \in S(\mathbb{R})$ et $P(\theta, u) \in P(-\theta, -u)$, et soit $q_m(\theta)$ un polynôme homogène de degré m alors il existe un polynôme $Q_m(u)$ tel que :

$$q_m(\theta) = \int_{\mathbb{R}} Q_m(u) p(\theta, u) du \quad [\text{Eq-3.1}]$$

La méthode part de la transformée de Radon $p = \mathfrak{R} f$ de l'objet $f(x, y)$ à reconstruire suivant une base de coefficients de décomposition en polynômes de Legendre pour établir la relation [Eq-3.1]. La démonstration de ce théorème est exposée dans [118].

La périodicité de la transformation de Radon permet d'écrire :

$$q_m(\theta) = \sum_{i=0}^{m/2} (a_i^m \cos c_i^m \theta + b_i^m \sin c_i^m \theta) \quad [\text{Eq-3.2}]$$

avec $c_i^m = \begin{cases} 2i & \text{si } m \text{ est pair} \\ 2i+1 & \text{si } m \text{ est impair} \end{cases}$

Les coefficients $q_m(\theta)$ peuvent être calculé pour les angles connus à l'aide de la relation [Eq-3.1]. L'équation [Eq-3.2] devient alors un système d'équations linéaires pour les coefficients a_i^m, b_i^m . Ce dernier peut se résoudre par exemple en utilisant la méthode de décomposition en valeur singulière. De ce fait, nous pouvons calculer les q_m pour les angles inconnus et par conséquent, obtenir l'approximation de la transformées de Radon $p(\theta, u)$ suivante :

$$p = \begin{cases} \sum_{i=0}^p Q_m(u) q_m(\theta) & \text{pour } |u| < 1 \\ 0 & \text{pour } |u| > 1 \end{cases} \quad [\text{Eq-3.3}]$$

Avec cette équation, nous pouvons calculer une approximation du domaine de Fourier manquant. Mais ce type de méthode donne des résultats satisfaisant lorsqu'il ne manque que peu d'angle d'acquisition. On trouvera des approches équivalentes à celle-ci dans les références suivantes [119, 120].

3.2.2 Approximation de données incomplètes par la méthode POCS

Les méthodes Projection Onto Convexe Sets (POCS) sont développées sous de multiple forme dans la littérature [121, 122, 123, 124, 125, 126, 127]. Elles sont basées sur une approche géométrique utilisant la théorie des projections sur des ensembles convexes.

Nous partons de l'hypothèse que la fonction $f(x, y)$ à reconstruire appartient à un espace H de Hilbert des fonctions à carré sommable. Le principe des méthodes POCS consiste à dire que toute propriété connue de $f(x, y)$ qui réduit l'ensemble des solutions possibles à un sous-ensemble C_i convexe fermé H . Donc si nous connaissons N propriétés sur $f(x, y)$ alors on dispose $C_i \in H$ sous-ensembles convexe avec $i = 1 \dots N$. Et la solution du problème est donnée par :

$$f(x, y) \in C_0 = \bigcap_{i=1}^N C_i \quad [\text{Eq-3.4}]$$

Le problème revient à trouver un point dans l'ensemble C_0 qui satisfasse la relation [Eq-4.11] ainsi que les opérateurs de projections $\mathfrak{S}_i$ de $f(x, y)$ sur les sous-ensembles C_i . Il ne faut pas confondre l'opérateur de projection mathématique $\mathfrak{S}$ utilisé ici avec la projection physique d'un objet sur un détecteur.

Si $p_i = \mathfrak{S}_i f$ alors p_i est l'élément de C_i le plus proche de f au sens de la norme défini dans H . Dans ce cadre, la solution f cherchée est estimée à un point fixe donné par un processus itératif donnant l'équation :

$$f_{k+1} = \Gamma_N \Gamma_{N-1} \dots \Gamma_2 \Gamma_1 f_k \quad k = 0, 1, \dots \quad [\text{Eq-3.5}]$$

Dans cette équation $\Gamma_i = (1 + \lambda_i)I + \lambda_i \mathfrak{S}_i$, les λ_i sont des paramètres de relaxation qui permette d'accélérer la convergence de l'algorithme. Par ailleurs, on a $0 < \lambda_i < 2$ et I est l'opérateur d'identité. Les conditions d'existence et d'unicité pour la reconstruction de $f(x, y)$ par cette approche ainsi que les résultats généraux obtenus sont rapportés par Youla dans [121, 122].

Plusieurs applications de cette formulation sont étudiées et les contraintes sont injectées soit directement dans l'espace de Radon dans le cadre de méthodes algébrique comme c'est montré dans [124, 126, 127], soit dans l'espace de Fourier en utilisant la méthode du théorème de la coupe- projection [123, 125].

3.2.3 Approximation de données incomplètes dans l'espace de Fourier

Karp et Papoulis ont cherché à déterminer les données manquantes dans le domaine fréquentiel [128 129]. Le principe consiste à déterminer la transformée de Fourier F de la distribution f à support limité, en ne connaissant qu'une partie de données projections p acquises de f , sur l'intervalle $[-a, +a]$. Pour cela, Karp procède par un filtrage de l'espace de fréquences [129]. Il prend la transformée de Fourier bidimensionnelle des mesures acquises et détermine les fréquences manquantes par un filtrage. Papoulis a développé quand à lui une méthode similaire en utilisant la seule connaissance du support spectral de f comme *à priori*.

Nous présentons ici l'algorithme proposé par Papoulis. Pour plus de détails, le lecteur trouvera la preuve théorique de la convergence de cet algorithme dans [129]. L'algorithme se scinde en trois étapes. En partant de la transformée de Fourier des projections acquises sur l'intervalle connu pour un angle θ donné. Nous avons:

$$P(w) = \int_{-a}^a p_\theta(u) e^{-jwu} du \quad [\text{Eq-3.6}]$$

L'algorithme est itératif. A l'itération k :

Etape 1 : nous multiplions dans le domaine de Fourier P_{k-1} calculée par une fonction porte. C'est à ce niveau qu'on introduit l'*à priori* correspondant à la connaissance du support spectral. La fonction porte est définie par :

$$\Pi_{\xi}(w) = \begin{cases} 1, & |w| < \xi \\ 0, & |w| > \xi \end{cases} \quad [\text{Eq-3.7}]$$

Soit

$$\hat{F}_k(w) = \hat{P}_{k-1}(w) \times \Pi_{\xi} \quad [\text{Eq-3.8}]$$

Etape 2 : nous calculons alors la transformée de Fourier inverse :

$$f_k(x) = \int_{-\xi}^{+\xi} \hat{F}_k(w) e^{jwx} dw \quad [\text{Eq-3.9}]$$

Etape 3 : nous combinons f_k avec la projection réelle p acquise pour obtenir p_k :

$$p_k = f_k + [f - f_k] \Pi_a(x) \quad [\text{Eq-3.10}]$$

Cette fois-ci la fonction porte est définie par

$$\Pi_a(x) = \begin{cases} p_{\theta}(x), & |x| < a \\ f(x), & |x| > a \end{cases}$$

Etape 4 : De nouveau nous estimons la transformée de Fourier de la projection obtenue

Soit

$$\tilde{p}_k(w) = \int_{-\infty}^{+\infty} p(x) e^{-jwx} dx \quad [\text{Eq-3.11}]$$

En regardant l'équation [Eq-3.5], nous voyons que la distribution f est obtenue en passant p_{k-1} dans un filtre passe-bas idéal qui aurait pour équation $\frac{\text{Sin } \xi u}{\pi u}$.

Soit

$$f_k = p_{k-1} * \frac{\text{Sin } \xi u}{\pi u} \quad [\text{Eq-3.12}]$$

A travers cette relation, nous constatons que plus le support de la projection est étroit, plus la fonction du filtrage sera large et plus l'extrapolation du spectre sera large [130]. Ce phénomène est réciproque ce qui fait que pour avoir une bonne utilisation de l'algorithme il faut une contrainte précise du support de travail. Cet algorithme est bien adapté aux problèmes d'angles limités.

3.2.4 Approximation de données incomplètes dans le domaine de Radon

Ces sont des techniques permettant de déterminer les données manquantes dans l'espace sinogramme (de Radon). Prince a proposé dans son article [131] une méthode permettant de restaurer les données manquantes en appliquant des contraintes directement sur les sinogrammes. Elle se fait en deux étapes : Si S représente le sinogramme complet provenant des projections acquises $p(u, \theta)$ et $S_0 \in S$ le domaine sur lequel les données sont connues et notée $s(\theta, u)$, alors le sinogramme restauré est donné par la minimisation de la fonctionnelle :

$$I = \iint_{S_0} \frac{1}{2\sigma^2} (s - p)^2 dt d\theta + \iint_S \left[\beta \left(\frac{\partial p}{\partial u} \right)^2 + \gamma \left(\frac{\partial p}{\partial \theta} \right)^2 \right] dt d\theta \quad [\text{Eq-3.13}]$$

Dans cette relation, le premier terme reflète la fidélité de l'estimation des données manquantes par rapport au sinogramme connu alors que le second terme, impose des contraintes de douceur sur le sinogramme restauré par l'intermédiaire des dérivées partielles. Une contrainte supplémentaire est imposée au sinogramme estimé pour le rendre le plus consistant passible (pour plus de détail sur le théorème de la consistance, reportez vous au [132]).

La contrainte est faite à l'aide des polynômes de Legendre normalisé $K_k(u)$ de degré k , et des harmoniques sphériques $H_{lm}(\theta)$. L'équation de la contrainte est donnée par :

$$I_{lm}^k = \int_0^\pi \int_{-1}^{+1} p(u, \theta) H_{lm}(\theta) K_k(u) dt d\theta = 0 \quad [\text{Eq-3.14}]$$

La résolution de [Eq-4.10] sous cette contrainte conduit à une équation différentielle de second ordre qui se résout numériquement.

Cette approche a été testée par Bleuet dans son travail de thèse [133], sur un fantôme numérique. L'acquisition des données a été fait sur arc de 360° avec 40 projections. Les images obtenues après reconstruction furent tellement bruitées qu'il n'a pas pu apprécier l'apport direct de la méthode pour le problème à angle limité.

3.2.5 Approximation de données incomplètes par contraintes et utilisation d'algorithmes statistiques

Les algorithmes statistiques sont basés sur une modélisation probabiliste du problème et sont en général utilisés en tomographie d'émission [134, 135]. Dans [136], Presson utilise un algorithme EM (Expected Maximum) en ectomographie avec un angle limité, pour des applications cardiaques. L'algorithme utilisé est le suivant :

$$f_i^{k+1} = \frac{f_i^k}{\sum_j c_{ij} + \beta \left(\frac{\partial}{\partial f_i} \right) U(f^k)} \sum_j \frac{c_{ij} p_j}{\sum_l c_{lj} f_l^k} \quad [\text{Eq-3.15}]$$

C_{ij} est la contribution du voxel i de l'objet au pixel j de la projection. Nous trouvons la formule bien connue de l'algorithme MLEM pour $\beta = 0$. Le paramètre β vient contrôler l'influence respective des données et de l'*a priori*. La forme $U(f)$ détermine la douceur de l'image finale reconstruite.

L'algorithme est appliqué a un fantôme cardiaque, avec seulement 40° de données angulaires. L'algorithme améliore la résolution en profondeur ainsi que la résolution sur chaque plan de coupe, tout en permettant de contrôler le bruit.

3.3 Conclusion

Parmi les nombreuses méthodes développées en reconstruction tomographique de données manquantes, nous avons sélectionnées quelques unes pour les exposer dans ce chapitre.

Beaucoup d'autres approches existent, citons par exemple l'utilisation de la multi résolution permettant de contrôler la stabilité du processus d'inversion de données [137], ou encore celles étudiées dans [138, 139].

Nous soulignons que le point commun de la plupart de ces techniques est l'utilisation des l'information *a priori* et cela combinées à une optimisation des méthodes de reconstructions. En effet, nous avons vu que notre sujet peut être classer à la fois comme un problème externe mais aussi sous comme un problème d'angle limiter.

Nous pouvons alors nous poser la question suivante : quelle est la technique la plus intéressante pour notre problématique ? Par analogie, nous avons développé une nouvelle approche adressant la problématique de l'atténuation en TEMP basée sur le principe de l'approximation des données incomplètes dans le domaine de Radon et de l'optimisation de la reconstruction par pondération avec les algorithmes statistiques. Nous décrirons ces deux approches dans les chapitres qui suivent.

Chapitre 4

Correction des projections acquises sujettes à l'atténuation mammaire

Comme nous l'avons signalé dans le chapitre précédent, l'approche de correction de l'atténuation que nous proposons est une combinaison de deux méthodes :

- La première, consiste à corriger les projections acquises.
- La seconde, porte sur la reconstruction des image avec pondération des projections (sinogrammes) corrigées à la première étape.

Nous détaillons dans ce chapitre la partie concernant la correction des projections. La deuxième partie sera détaillée dans le chapitre suivant.

4.1 Principe de l'approche de correction des projections acquise

Le but est de rendre les projections acquises consistantes afin de satisfaire la première condition mathématique de la reconstruction en mode tomographique. Il s'agit de déterminer les pixels concernés par l'atténuation mammaire et le facteur de correction correspondant. Il s'agit des pixels dont l'activité détectée est atténuée par l'interposition du sein entre le cœur et le détecteur.

La contrainte utilisée par notre approche est la corrélation des courbes de profil d'activité (des coupes transaxiales du volume cardiaque) caractérisant la distance cœur-détecteur par rapport à l'angle d'acquisition. L'information *à priori* utilisée est la connaissance des courbes de profil d'activité des coupes non atténuées.

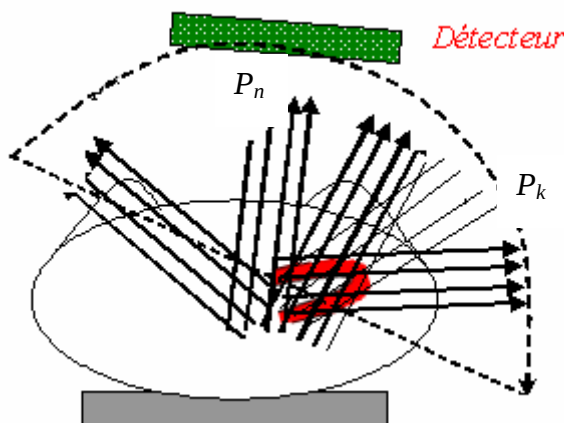


Figure 4.1 : Schéma d'une acquisition tomographique illustrant la problématique de l'atténuation mammaire en TEMP. Les projections allant de P_n à P_k ne seront pas consistantes du fait de l'interposition du sein gauche entre le détecteur et le cœur. Ces projections atténuées sont susceptibles d'impacter la qualité des images reconstruites et être à l'origine d'hypofixation.

Précisons que dans la figure IV-1, il serait souhaitable que les projections comprises entre P_n et P_k soient corrigées avant d'être utilisées dans la reconstruction. En pratique, nous réalisons cette correction au niveau des sinogrammes. Nous appellerons cette méthode, la méthode de correction de la consistance des projections (CCP).

4.2 Description de la méthode proposée

Le procédé de la méthode est constitué de trois étapes :

- Etape 1 : détermination des sinogrammes concernés par l'atténuation mammaire.
- Etape 2 : détermination des pixels à corriger au sein des sinogrammes.
- Etape 3 : détermination des facteurs de corrections correspondants qui seront utilisés pour corriger l'activité des pixels atténués.

Pour plus de clarté, nous allons décrire ces trois étapes en les illustrant à travers des exemples.

Pour cela, nous avons utilisé NCAT pour générer une étude de perfusion myocardique normale (fixation homogène). Cette dernière a été utilisée pour générer 32 projections à l'aide du logiciel SIMIND (logiciel qui simule le fonctionnement d'une gamma camera) (figure 4.2).

Nous l'appelons « étude normale » d'origine. Ensuite, nous avons simulé l'atténuation mammaire d'une manière arbitraire au niveau de la 17^{ième} à la 25^{ième} projection, pour simuler une atténuation mammaire (figure 4.3). Dans ce qui suit nous l'appelons « étude anormale atténuée ».

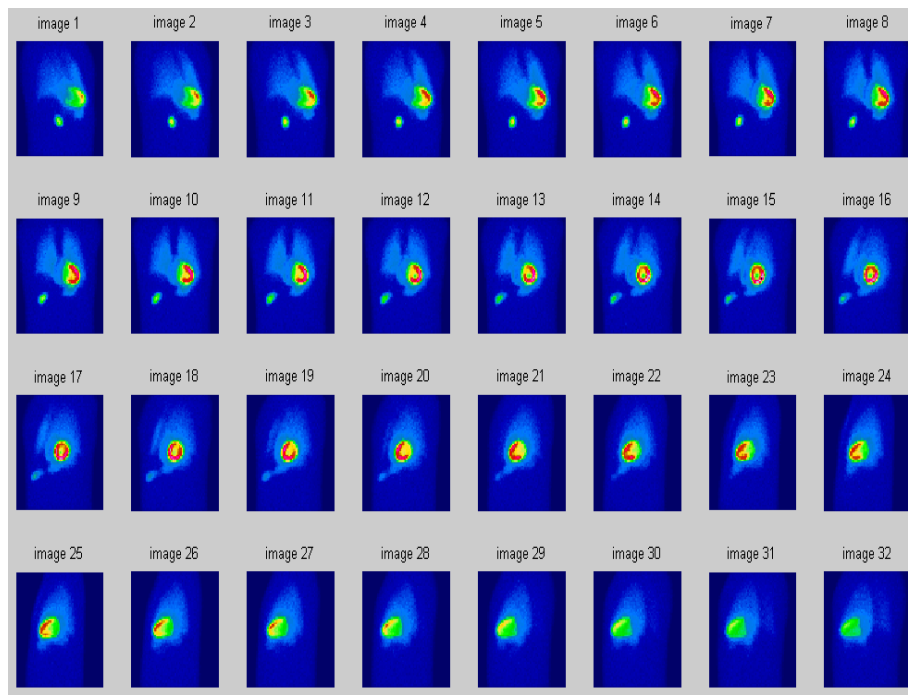


Figure 4.2 : « Etude normale » générée par SMIND. Elle sert de référence pour comparer les résultats de nos méthodes.

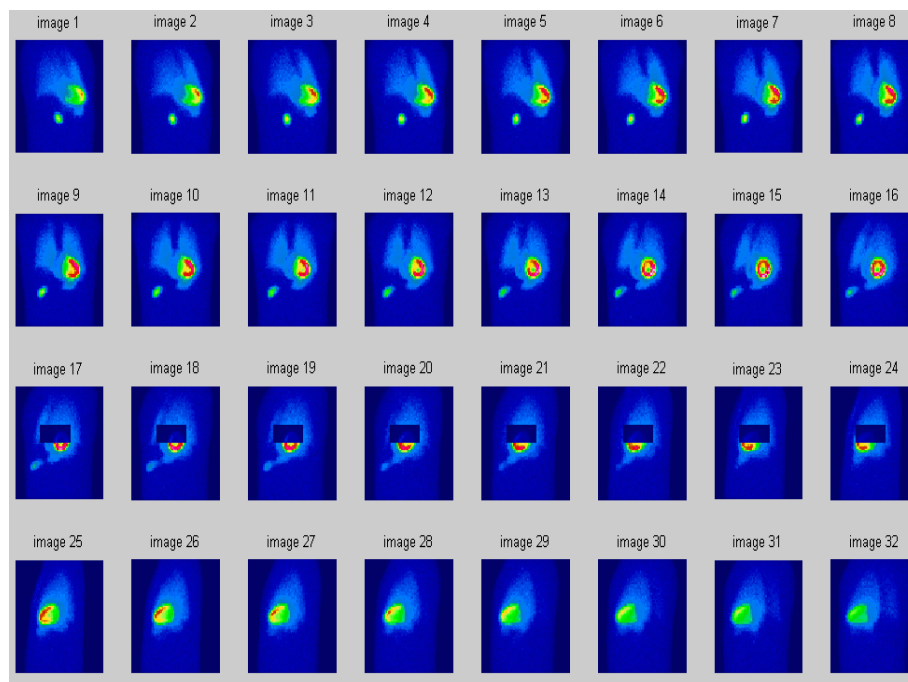


Figure 4.3 : « Etude anormale atténuée ». L'atténuation a été simulée d'une manière arbitraire de la 17^{ième} à la 25^{ième} projection.

Nous avons reconstruit ces deux études avec l'algorithme MLEM sans correction. Chaque volume reconstruit a été orienté suivant les trois axes, Grand axe (2C), Petit axe (PA) et Quatre cavités (4C). Les résultats obtenus sont représentés dans les figures 4.4 à 4.9.

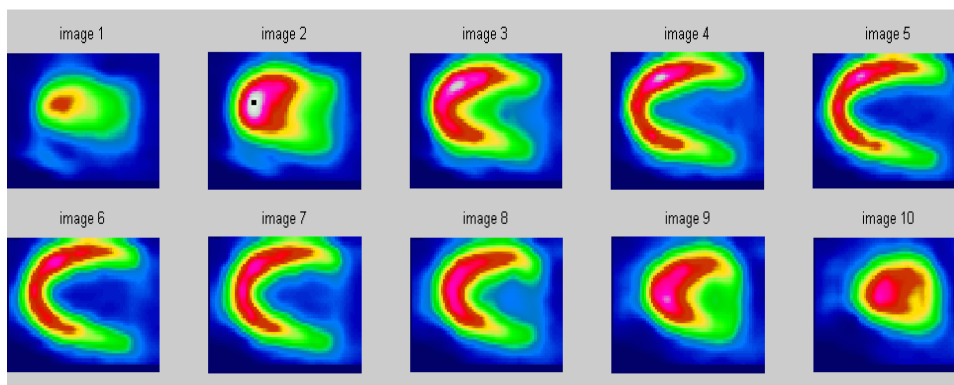


Figure 4.4 : Images 2C non corrigées de «l'étude normale » reconstruite par l'algorithme MLEM.

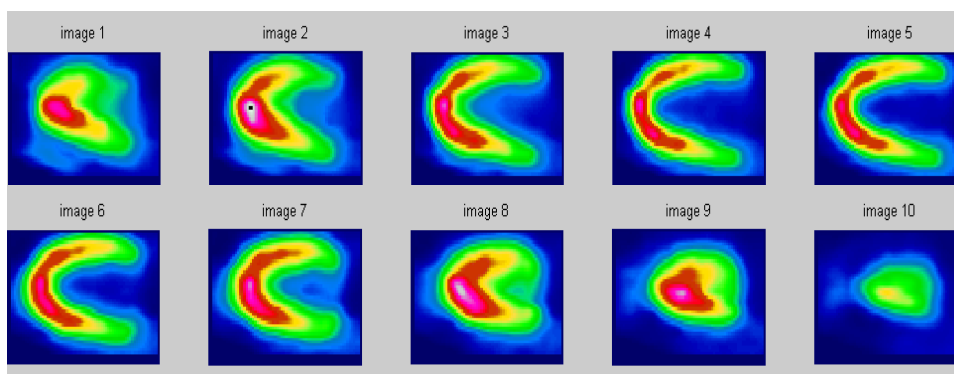


Figure 4.5 : Images 2C non corrigées de l'« étude anormale atténuée » reconstruites par l'algorithme MLEM.

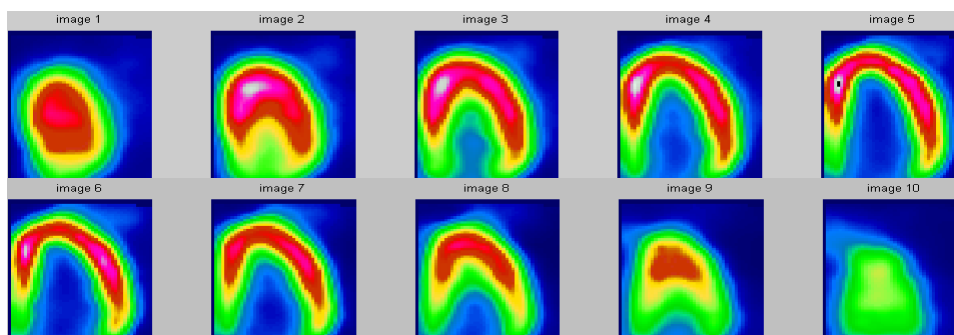


Figure 5.6 : Images 4C non corrigées de «l'étude normale » reconstruite par l'algorithme MLEM.

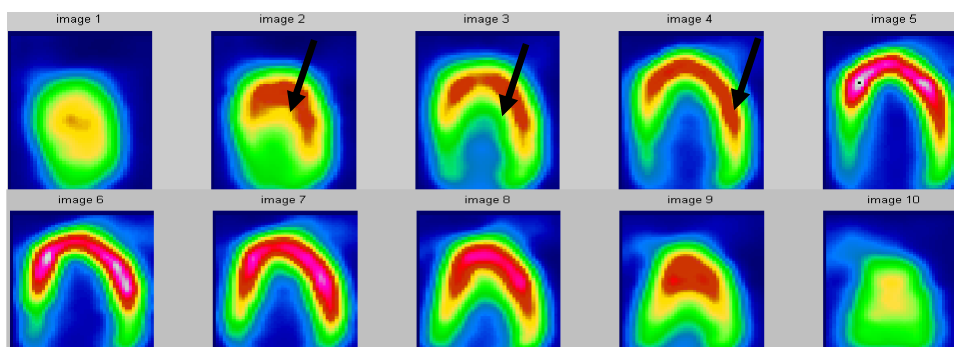


Figure 4.7 : Images 4C non corrigées de l'« étude anormale atténuée » reconstruite par l'algorithme MLEM.

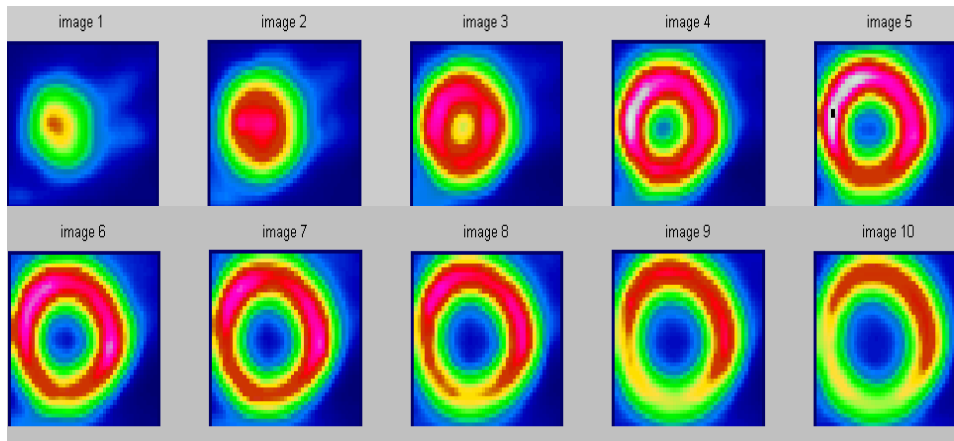


Figure 4.8 : Images (PA) non corrigées de l'« étude normale » reconstruite par l'algorithme MLEM.

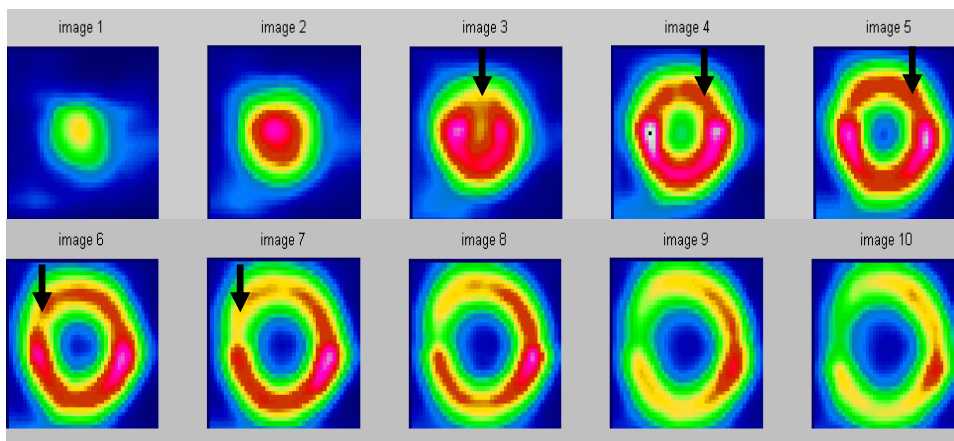


Figure 4.9 : Images PA non corrigées de l'« étude anormale atténuée » reconstruite par l'algorithme MLEM.

Nous constatons que la simulation de l'atténuation mammaire a provoqué une hypo fixation au niveau des parois antéroseptale et antéroapicale. Ceci contraste avec les images de « l'étude normale » où la fixation est homogène au niveau de l'ensemble du myocarde.

4.3 Détermination des sinogrammes à corriger

Le principe consiste à étudier la corrélation des courbes du profil de l'activité (PActe) des sinogrammes correspondant aux différentes coupes transaxiales du volume cardiaque. En effet, le profil d'activité détectée d'une source ponctuelle des projections acquises par une gamma camera caractériserait (figure 4.10):

- Le niveau d'activité de la source.
- La distance source-détecteur par rapport à l'angle d'acquisition (de chaque projection).
- Les performances de la gamma camera.

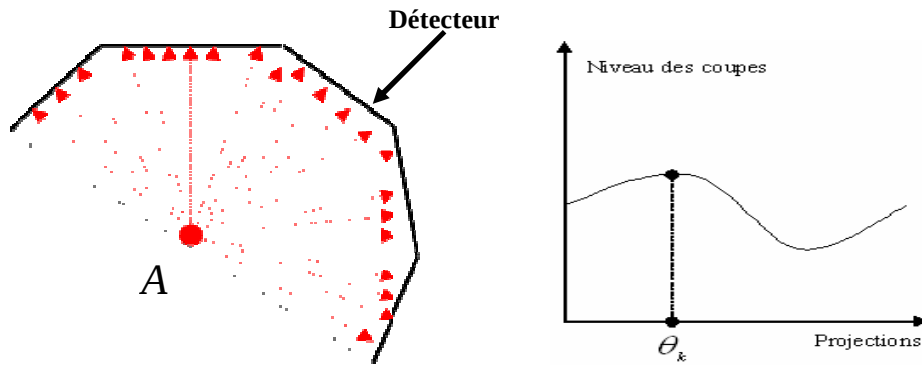


Figure 5.10 : Modélisation de l'acquisition de l'activité d'une source ponctuelle en TEMP et la courbe de profil d'activité correspondante.

En partant de ce principe, nous supposons que le cœur est réduit à une source ponctuelle et nous déterminons la courbe de profil d'activité correspondante. Cette courbe caractérise l'activité du cœur ainsi que la gamma caméra (figure 4.11).

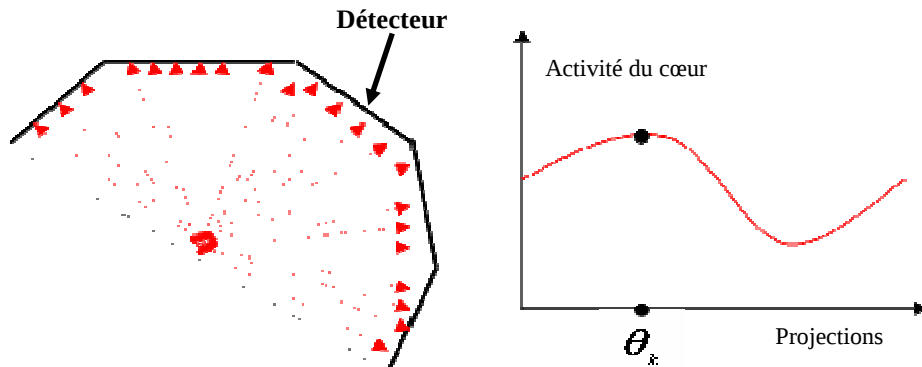


Figure 4.11 : Modélisation de l'acquisition de l'activité cardiaque réduite à une source ponctuelle et la courbe de profil d'activité correspondante.

Dans le cadre de notre thèse, nous appliquons ce principe au niveau de chaque coupe transaxiale du cœur et nous déterminons la courbe de profil d'activité correspondant à l'ensemble des coupes transaxiale cardiaque.

Pour cela, nous proposons l'approximation de négliger l'activité émise ainsi que le phénomène physique d'atténuation lié aux organes environnant le cœur (figure 4.12).

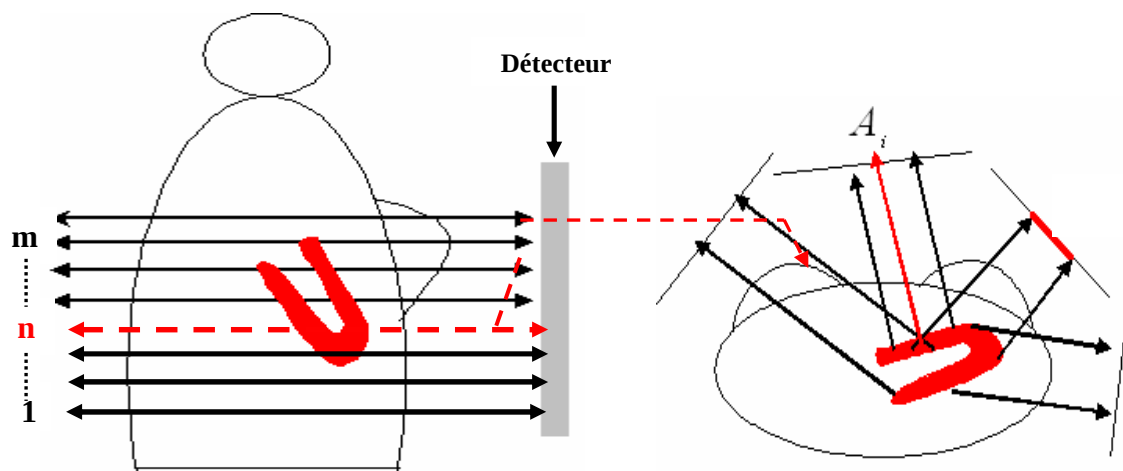


Figure 4.12 : Délimitation de l'acquisition au niveau de l'activité cardiaque ($n^{\text{ième}}$ coupe transaxiale). Ensemble des coupes transaxiales de la ROI.

Notons que pour chaque projection la distance cœur-détecteur est la même. Comme seule l'activité du cœur varie d'une coupe à l'autre alors les courbes de profil d'activité du volume cardiaque devraient être proportionnelles uniquement à l'activité du cœur et donc être bien corrélées.

Pour les coupes où le sein gauche s'interpose entre le cœur et le détecteur leur courbe de profil d'activité décrochent et ne sont plus corrélées par rapport aux autres (figure 4.13).

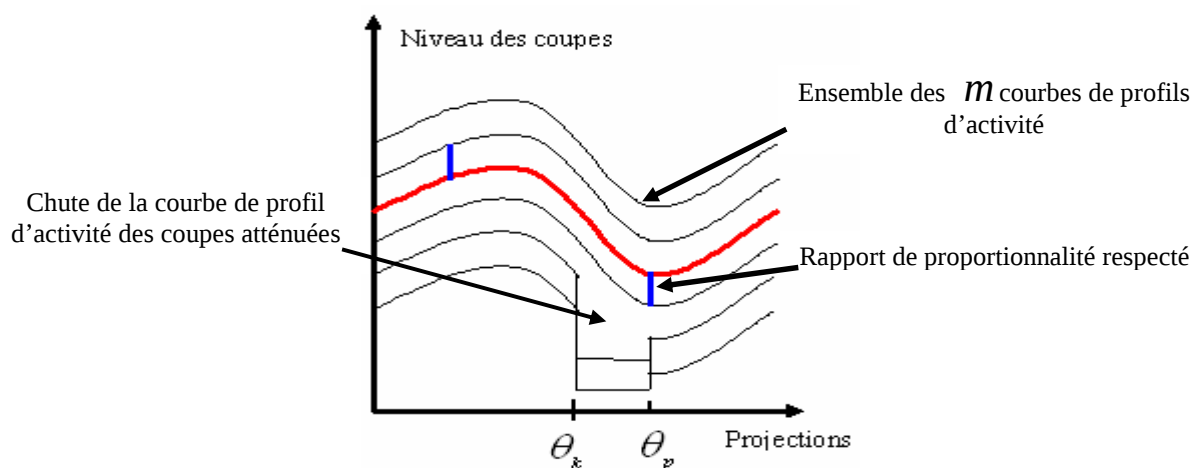


Figure 4.13 : Schéma explicatif des courbes de profil d'activité cardiaque. Les courbes contenant un signal atténué par la présence du sein gauche décrochent.

Nous illustrons cela à travers un exemple. Nous avons déterminé les courbes de profil de l'activité cardiaque de « l'étude normale » (figure 4.14) et celles de « l'étude anormale atténuée » simulant l'atténuation mammaire (figure 4.15).

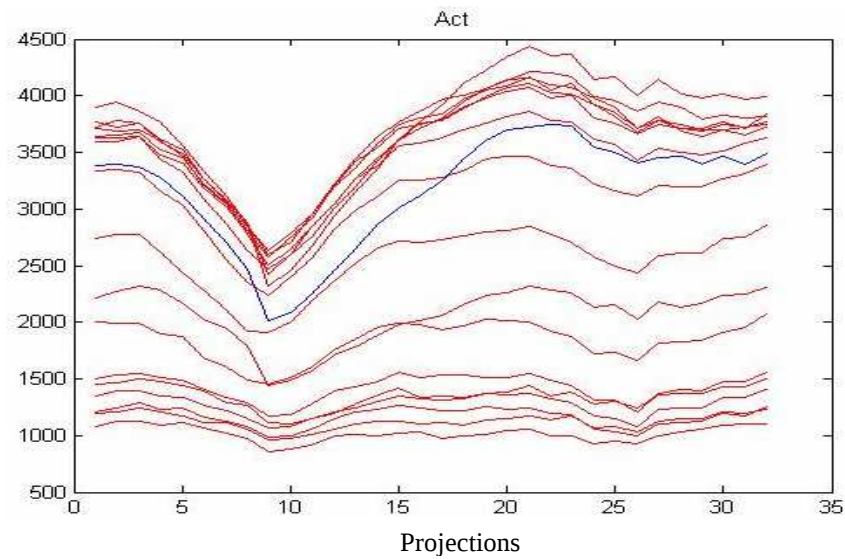


Figure 4.14 : Les courbes de profil d'activité des coupes cardiaques de l'« étude normale ».

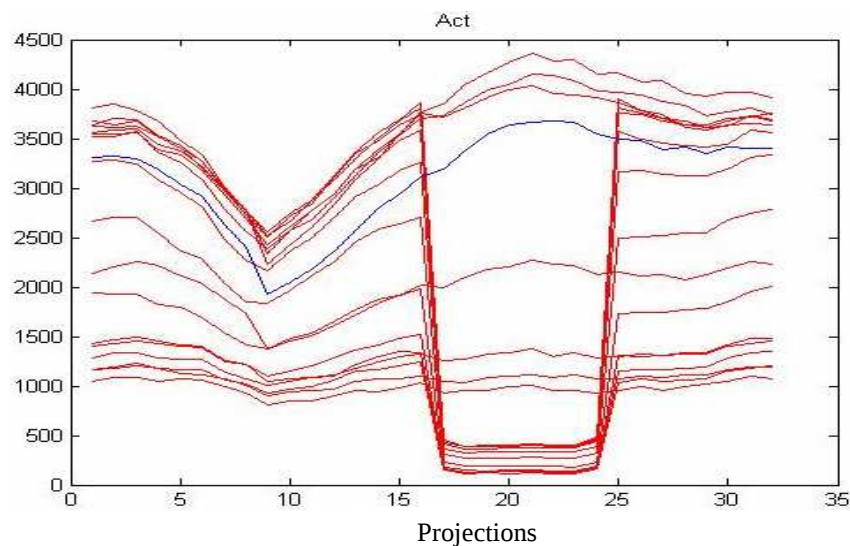


Figure 4.15 : Les courbes de profil d'activité des coupes cardiaques de l'« étude anormale atténuée ».

Nous constatons que pour l'« étude normale », les courbes de profile de l'activité cardiaque de l'ensemble des coupes ont globalement la même tendance (figure 4.14). En revanche, nous observons un décrochage de certaines courbes de profil de l'activité cardiaque dans « l'étude anormale atténuée ». En effet, elles ne sont plus corrélées avec les courbes de PActe des coupes transaxiales non atténuées en l'occurrence la courbe de PActe de référence (figure 4.15).

En pratique, la détermination de l'activité cardiaque se fait à travers les sinogrammes des coupes cardiaques. Le processus se fait en deux étapes : la détermination de l'activité cardiaque au niveau des sinogrammes ainsi que les courbes de profil d'activité correspondant et l'étude de la courbe de la corrélation. La partie suivante décrit le déroulement de la procédure.

4.3.1 Détermination de l'activité cardiaque dans les sinogrammes

La démarche commence par une reconstruction sans correction des projections acquises limitée sur la silhouette cardiaque. L'opérateur choisit une coupe bien centrée sur le cœur et trace une ROI pour masquer tous les pixels à l'extérieur de cette ROI.

La figure 4.16 ci-dessous illustre ce procédé. L'image **(a)** représente le volume reconstruit et limité au niveau du cœur. L'image **(b)** est une image reconstruite qui représente au mieux le cœur parmi l'ensemble des images reconstruites. Et enfin l'image **(c)** représente le résultat du masquage.

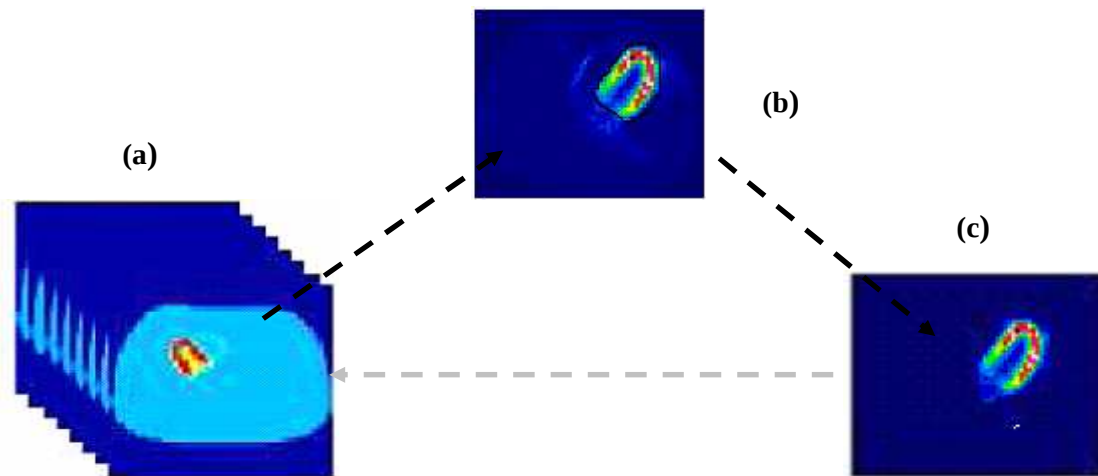


Figure 4.16 : Cette figure illustre la phase de la détermination de l'activité du cœur par l'opérateur au niveau des sinogrammes.

- a)- représente le volume du cœur reconstruit sans correction de l'atténuation.
- b)- représente la coupe transaxiale qui centre au mieux le cœur.
- c)- représente le résultat obtenu après masquage de l'image (b).

Ensuite, nous réalisons une rétroprojection de l'image **(c)** pour obtenir un sinogramme ne contenant que de l'activité cardiaque (figure 4.17).

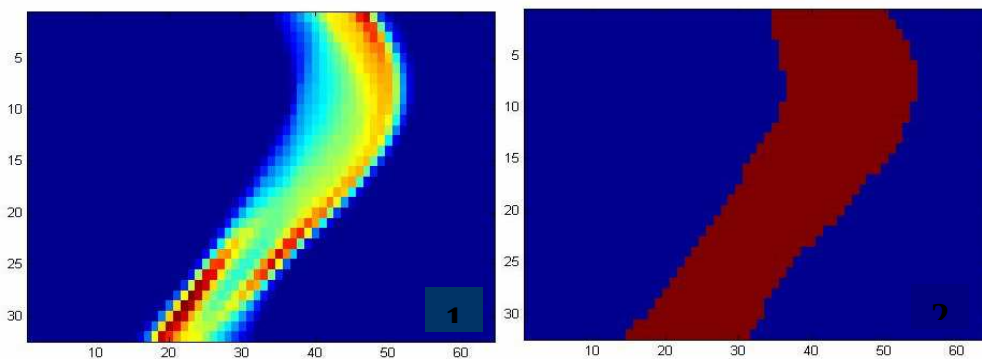


Figure 4.17 : Illustration du sinogramme masqué de la coupe transaxiale du cœur masquée.

- 1- gauche, nous avons l'image résultante du masquage.
- 2- droite nous avons l'image binaire correspondante.

Nous effectuons une multiplication pixel par pixel de l'image binaire à l'ensemble des sinogrammes du volume du cœur de l' « étude normale » et de l'«étude anormale ». Et nous obtenons des sinogrammes qui ne contiennent que l'activité du cœur (figure IV-18 et IV-19).

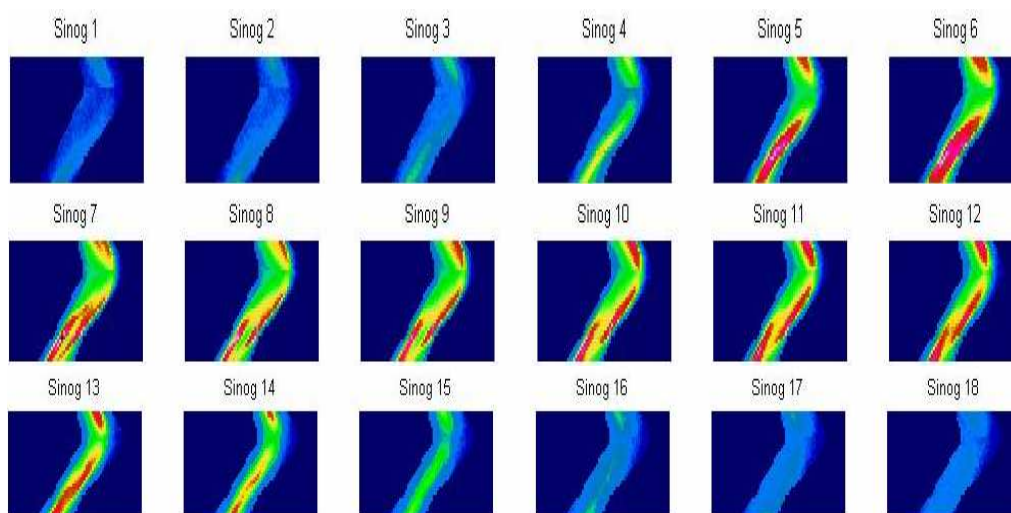


Figure 4.18 : Sinogrammes de l'activité limitée à la silhouette cardiaque de l'« étude normale » simulée.

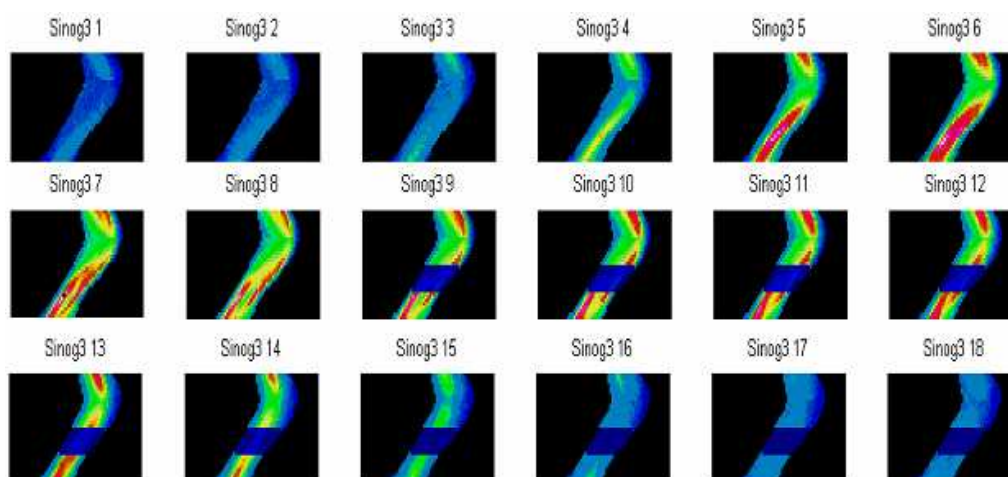


Figure 4.19 : Sinogrammes de l'activité limitée à la silhouette cardiaque de l'« étude anormale atténué » simulée. Ces images contrastent avec celles obtenues sur l'« étude normale » (figure 4.18).

Nous obtenons la courbe de profil d'activité de chaque coupe transaxiale en sommant suivant les lignes l'activité des sinogrammes ne contenant que de l'activité cardiaque.

4.3.2 Etude de la corrélation de courbe de profil d'activité des coupes transaxiales du cœur et détermination des sinogrammes atténués

Nous étudions la corrélation des courbes de profil d'activité cardiaque. L'opérateur sélectionne une courbe de référence parmi celles considérées comme étant non atténuées. Ici la courbe de référence est celle coloriée en bleu. Elle représente la cinquième coupe transaxiale de l'«étude anormale » (figure 4.20). Ensuite, notre logiciel calcule la corrélation entre cette courbe de profile d'activité de référence et le reste des courbes de profil d'activité.

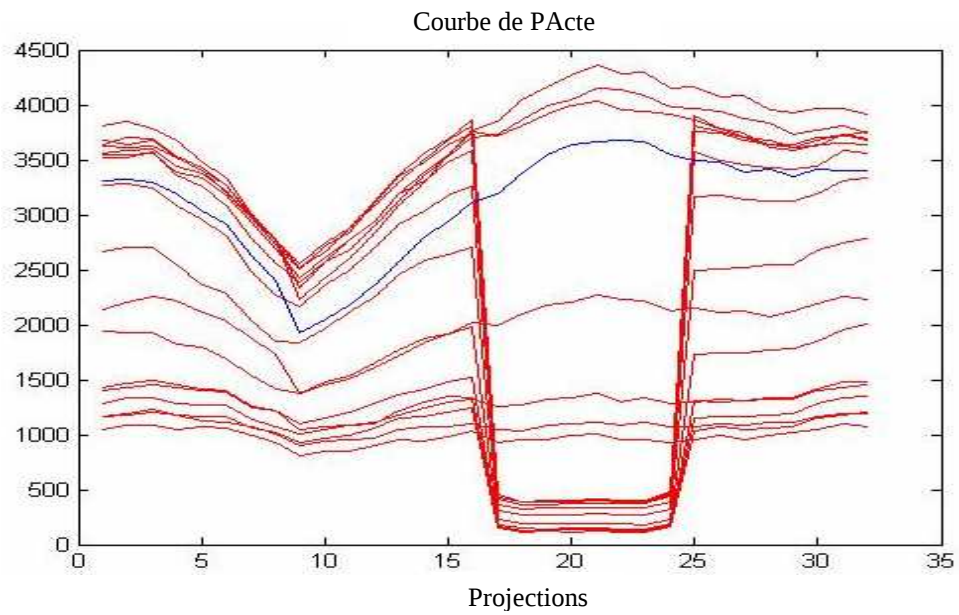


Figure 4.20 : « Etude anormale atténuée ». Les profils des courbes d'activité des coupes transaxiales cardiaques avant normalisation. La courbe de référence est en bleu.

Pour plus de clarté, les courbes sont normalisées et représentées dans la figure 4.21.

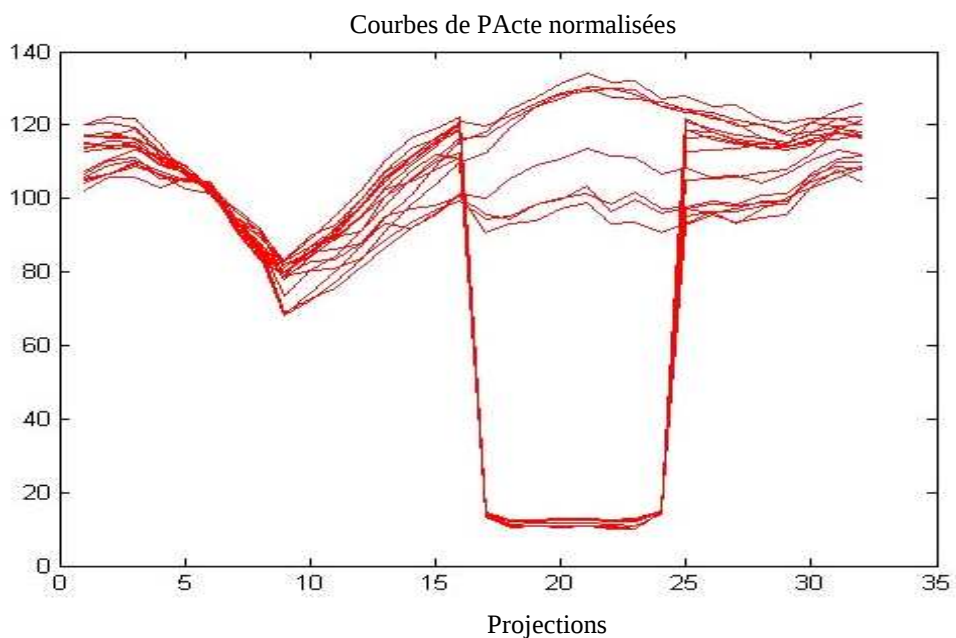


Figure 4.21: Volume de l'« étude anormale atténuée ». Les profils de courbes d'activité des coupes transaxiale cardiaques après normalisation par rapport à la courbe de profil d'activité de référence.

L'opérateur fixe empiriquement une valeur seuil parmi les coefficients de corrélation. Pour cela, il dispose des informations portées dans la figure 4.21.

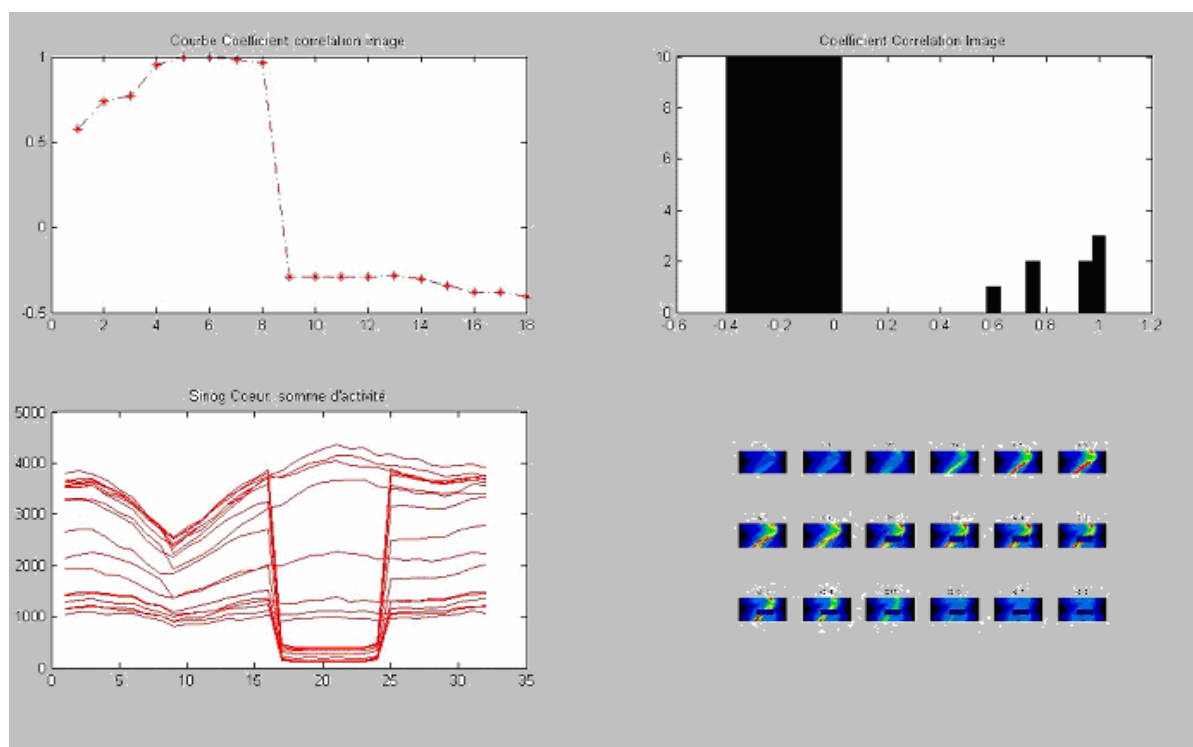


Figure 4.22 : Interface regroupant les informations permettant à l'opérateur de choisir la valeur seuil du coefficient de corrélation pour la détermination des sinogrammes atténués.

C'est une interface de notre logiciel qui offre un aperçu global de toutes les informations détaillées ci-dessus afin de permettre à l'opérateur de déterminer la valeur seuil de corrélation. De haut en bas et de gauche à droite, nous avons la courbe des coefficients de corrélation, son histogramme, l'ensemble des courbes de profil d'activité du volume cardiaque de l'« étude anormale atténuée » ainsi que les sinogrammes correspondants.

Le logiciel considère comme non atténuée, toute courbe ayant une corrélation égale ou supérieure au seuil fixé par l'opérateur. Par exemple, dans le cas illustré dans la figure 4.21, si l'opérateur indique que le seuil est de 0,9 nous remarquons que les sinogrammes des coupes transaxiales 6, 7 et 8 ont un coefficient égal à 1 et ne seront pas considérées comme atténuées, par conséquent, elles ne seront pas corrigées (figure 4.23).

De même, les coupes transaxiales correspondant à celles situées avant la coupe transaxiale de référence (coupe transaxiale numéro 5), sont considérées comme non atténuées quelques soit leurs coefficients de corrélation. En effet, le sein gauche ne s'interpose pas entre le cœur et le détecteur à ce niveau des coupes. Ceci est le cas des coupes transaxiales 1,2,3 et 4 qui ont un coefficient de corrélation compris entre 0 et 0,5 et pourtant, elles sont considérées comme non atténuée et donc elles ne seront pas à corriger (figure 4.24).

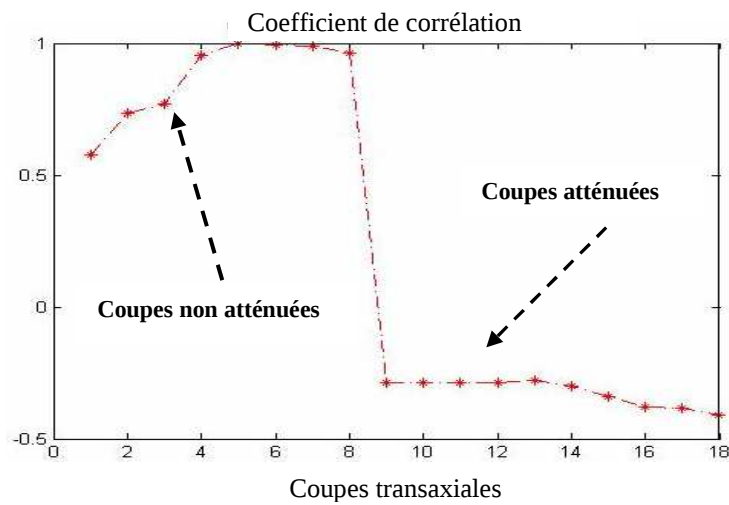


Figure 4.23: Courbe représentative des coefficient de corrélations des courbe de profil d'activité cardiaque par rapport à la référence.

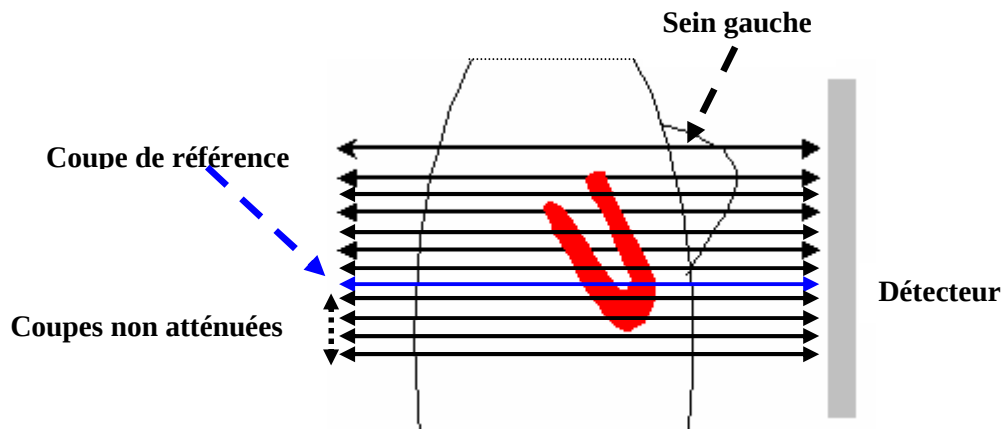


Figure 4.24 : Illustration du choix de la coupe de référence et des coupes considérées comme non atténuées quelque soit leur coefficient de corrélation.

A travers la courbe de corrélation, nous constatons que la valeur des coefficients décroche à partir du 9^{ième} sinogramme au 18^{ième}

Ce résultat corrobore avec la figure 4.24 et 4.25 où nous avons représenté les courbes de profil d'activité de l'étude normale (figure 4.24) et l'étude simulant l'atténuation mammaire (figure 4.25). En effet, nous observons un décrochage des courbes de profil d'activité des coupes allant de la 9^{ième} image à la 18^{ième}.

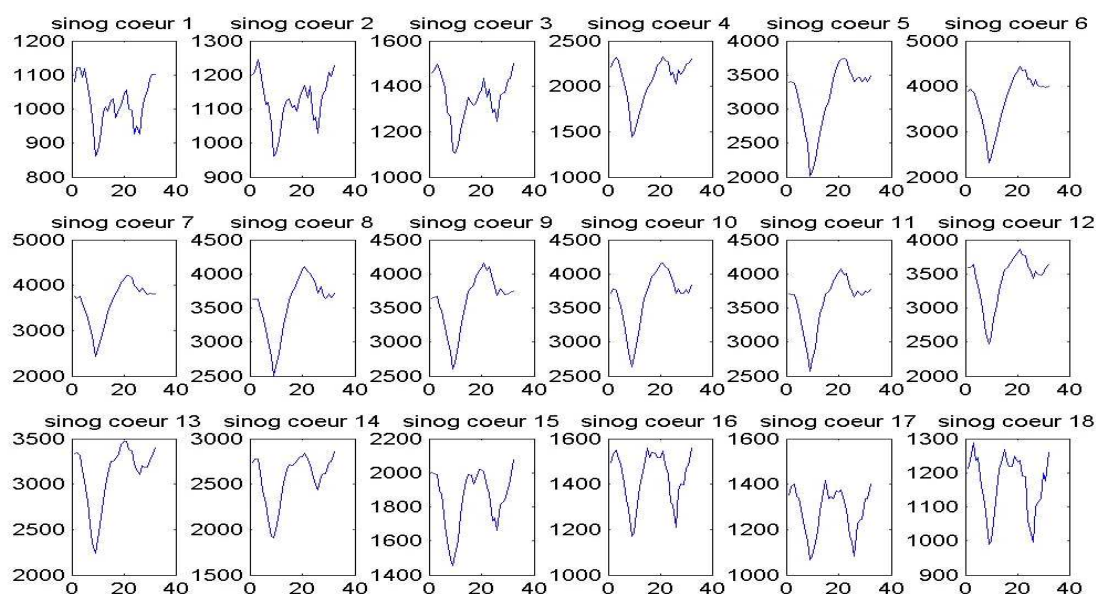


Figure 4.25 : Les courbes de profil de l'activité des sinogrammes des coupes cardiaques de l'« étude normale ».

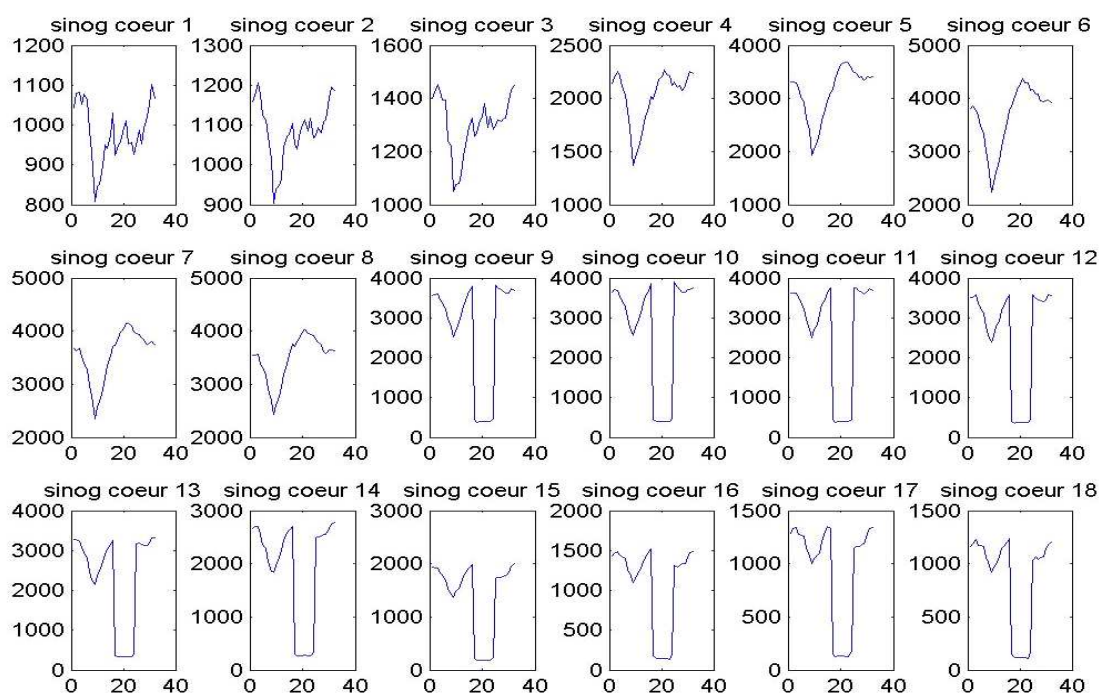


Figure 4.26 : Les courbes de profil de l'activité des Sinogrammes des coupes cardiaques de l'« étude anormale atténuée ».

4.4 Détermination des pixels concernés par l'atténuation

Dans les paragraphes précédents, nous avons défini les sinogrammes (coupes transaxiales) atténués qui seront à corriger. Il s'agit maintenant de déterminer les pixels de ces sinogrammes (coupes transaxiales) qui seront à corriger. Nous proposons donc de déterminer dans un premier temps les lignes à corriger et dans un deuxième temps les colonnes concernées par l'atténuation mammaire. L'intersection des deux (lignes et colonnes) détermine les pixels atténués qui seront à corriger. Ceci est illustré dans la figure ci-dessous (figure 4.27).

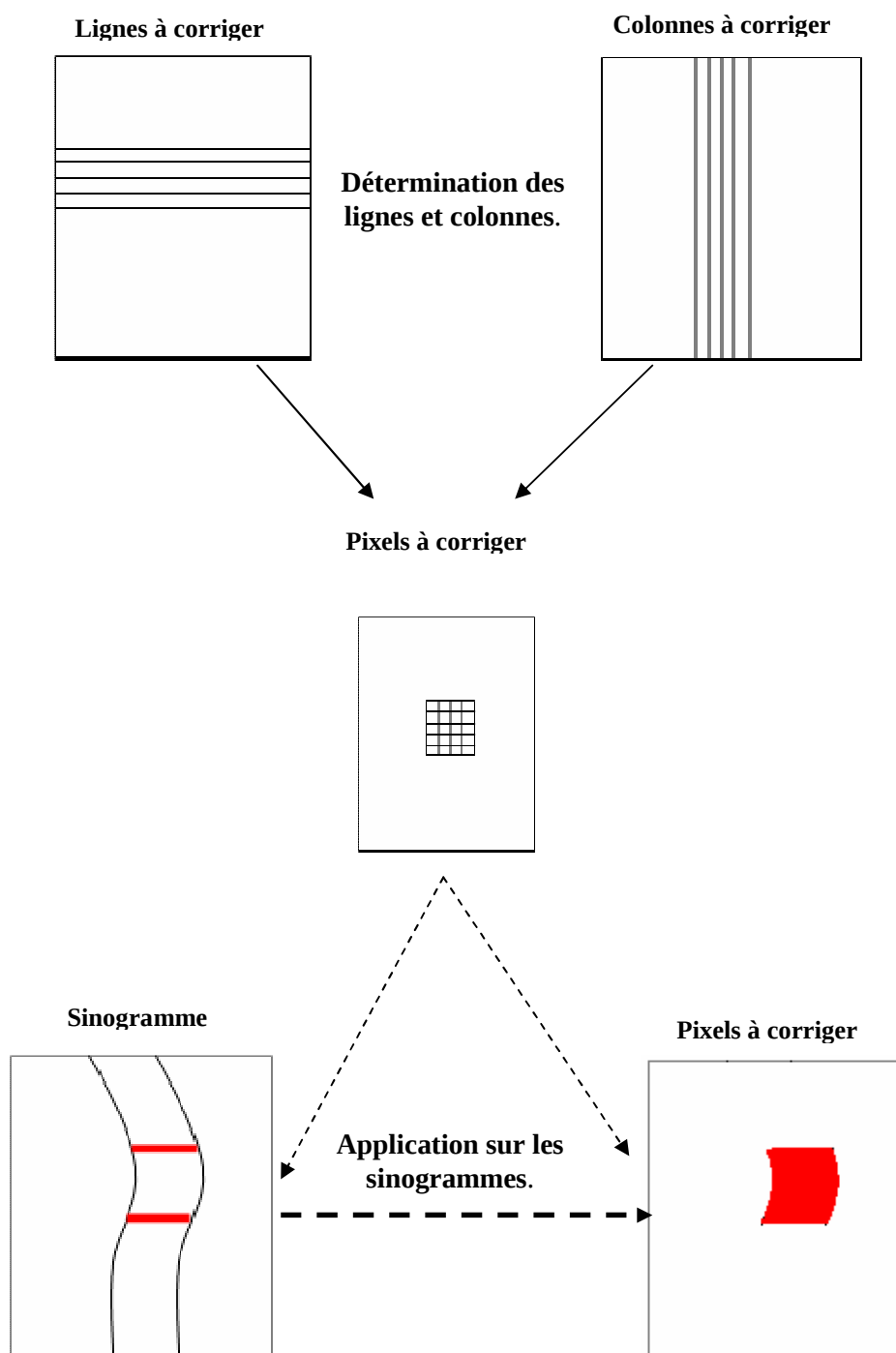


Figure 4.27 : Schéma explicatif du processus de la détermination des pixels à corriger dans les sinogrammes atténués.

4.4.1 Détermination des lignes atténuées

Nous rappelons que nous travaillons sur un volume limité au niveau du cœur. Le principe repose sur l'étude de la corrélation des courbes de profil d'activités du volume du cœur dans l'axe crânio-caudal. Nous allons exposer ce principe ci-dessous.

Le profil de la courbe d'activité (dans l'axe crânio-caudal d'une source non uniforme et allongée) d'une projection acquise en TEMP caractériserait :

- la distance source-détecteur de chaque projection.
- le numéro de la coupe transaxiale de la source.
- le niveau d'activité de la source.

En pratique, cette courbe s'obtient en sommant ligne par ligne l'activité de la projection correspondante. Ce principe est illustré dans la figure 4.27.

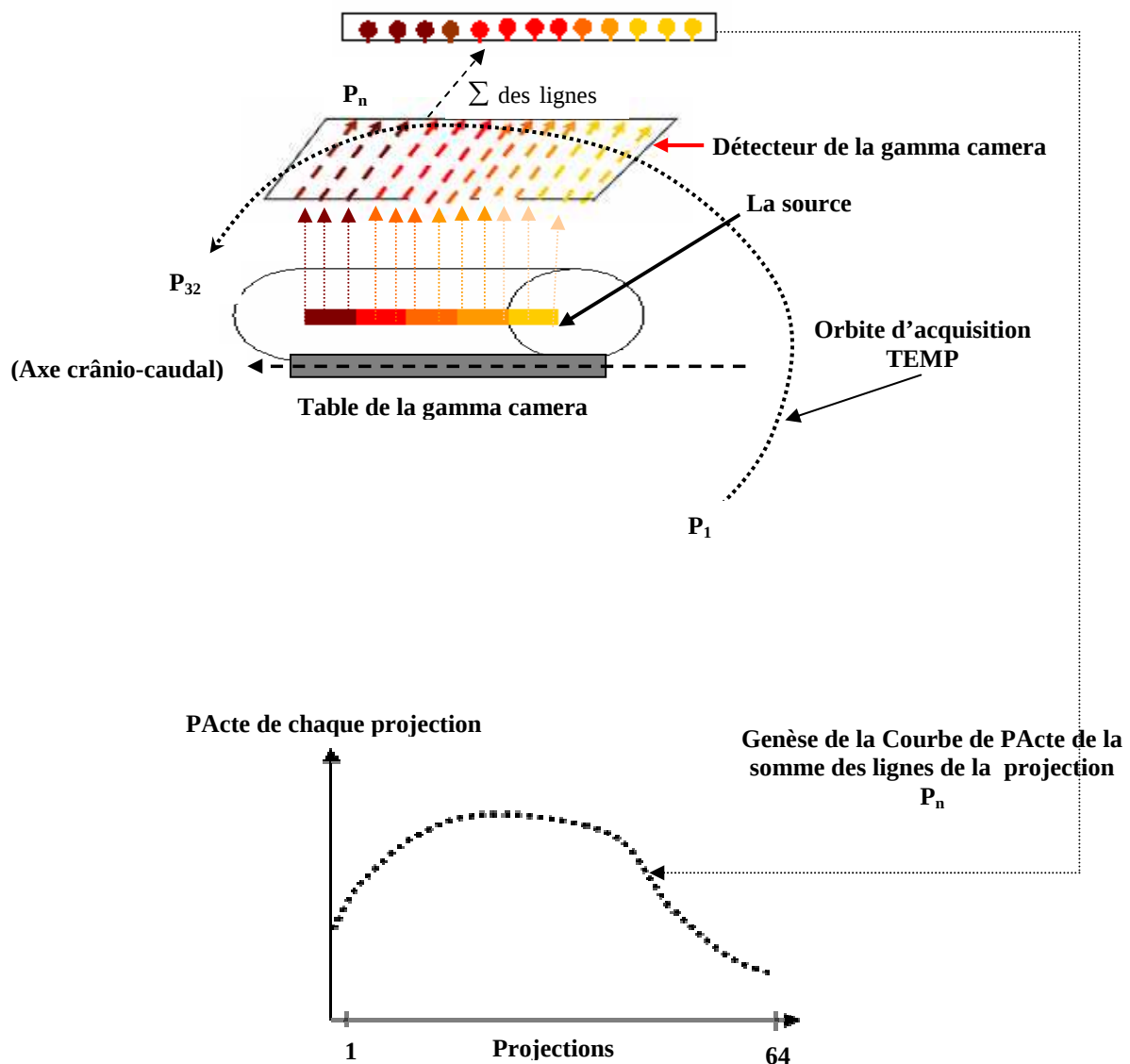


Figure 4.28 : Schéma descriptif de la détermination de la courbe de profil d'activité de la source utilisée dans la détermination des lignes atténuées.

Par exemple, la figure 4.28 montre que la courbe de PActe de la $n^{ième}$ projection est obtenue en sommant les lignes (dans le sens des flèches) de la projection P_n .

Les courbes de profil d'activité ainsi obtenues pour chaque projection de la source sont proportionnelles entre elles. En effet, la distance source-détecteur est la même pour chaque projection, seule l'activité de la source change le long de l'axe crânio-caudal. Nous illustrons ces propos dans la figure 4.28.

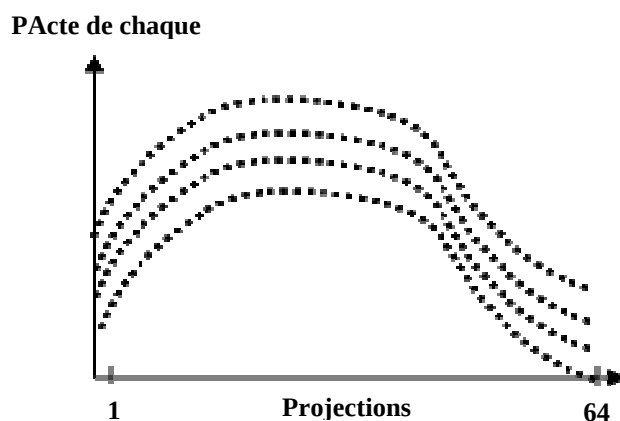


Figure 4.29 : Les courbes de profil d'activité des projections acquises en TEMP autour de la source. Ces courbes de profil d'activité sont utilisées dans la détermination des lignes à corriger.

En appliquant ce principe dans le cadre de notre travail, et en négligeant l'activité émise par les organes environnant au cœur ainsi que l'atténuation de ces organes environnant, nous parvenons à déterminer l'ensemble des courbes de profil d'activité (crânio-caudal) de toutes les projections acquises.

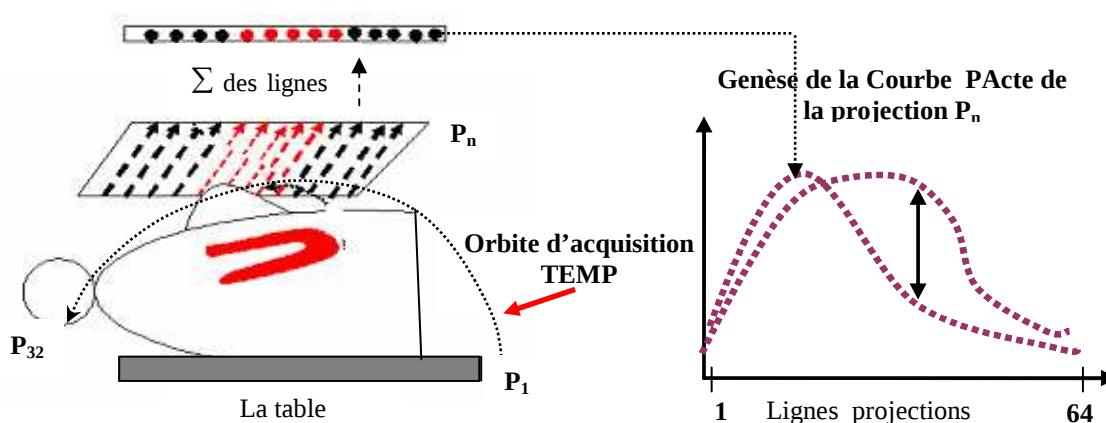


Figure 4.29 : Schéma du processus de la détermination des lignes à corriger au sein des sinogrammes sujets à l'atténuation mammaire.

Ces courbes de profil d'activité devraient alors avoir globalement la même allure, sauf pour les projections où le sein gauche s'interpose entre le cœur et le détecteur. Ces dernières décrochent au niveau des lignes des projections où le sein est entre la silhouette cardiaque et le détecteur (figure 4.29).

Nous illustrons les courbes de profil d'activité de l'«étude normale» et de l'«étude anormale atténuée» à travers les figures (4.30 et 4.31).

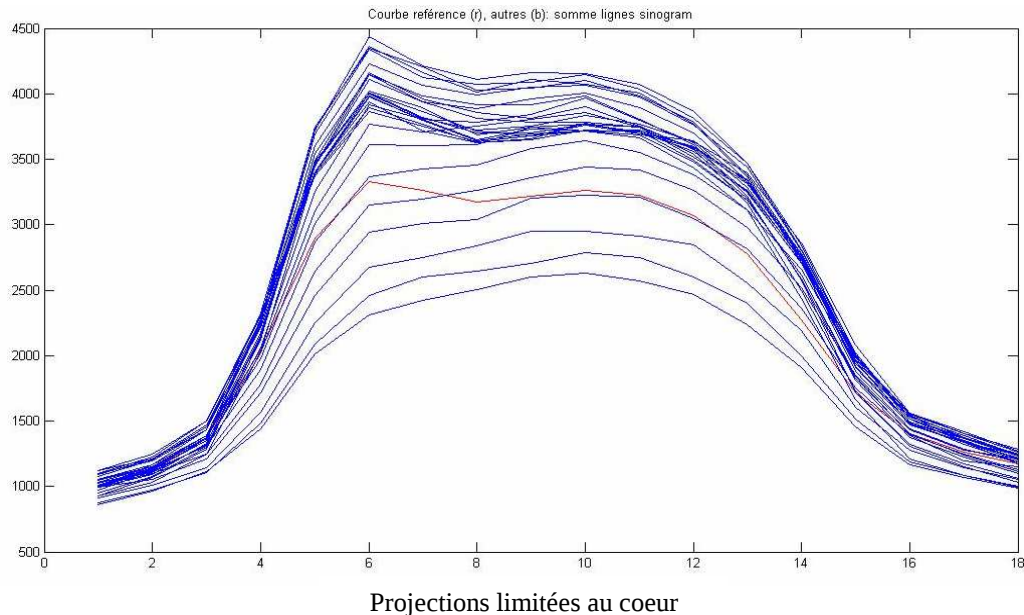


Figure 4.30 : «Etude normale». Courbes de profil de l'activité des projections de la région du cœur. La courbe rouge est la courbe de référence.

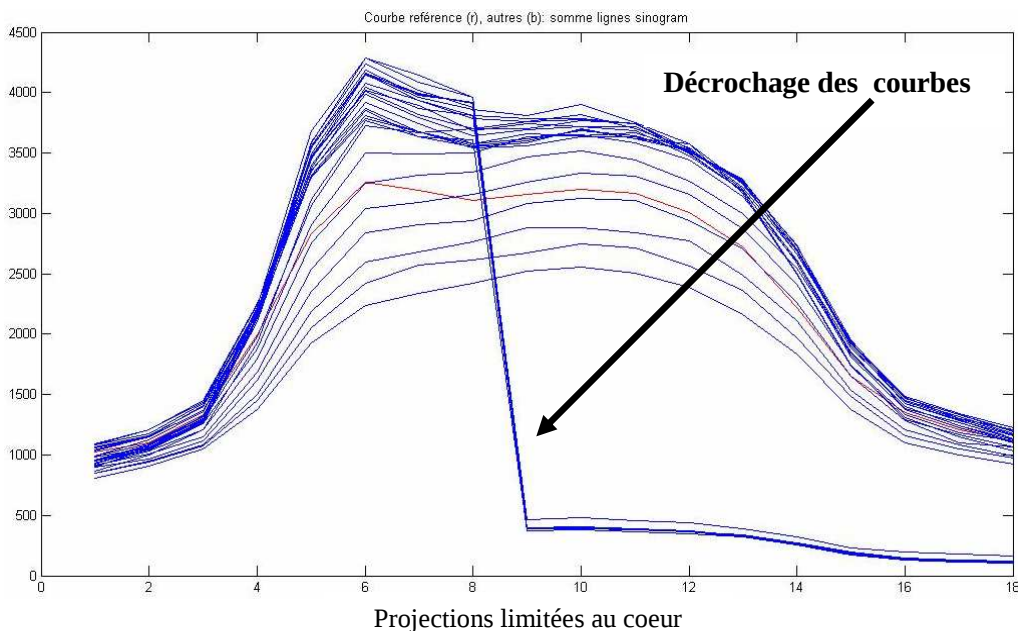


Figure 4.31 : «Etude anormale atténuée». Courbes de profil de l'activité des projections de la région du cœur. La courbe rouge est la courbe de référence non atténuée à laquelle les autres seront corrélées.

Nous soulignons que les courbes de PActe sont proportionnelles pour l'«étude normale». Ce qui contraste avec les courbes de PActe des projections atténuées pour l'«étude anormale atténuée» mais se vérifie pour les courbes de PActe des projections non atténuées de l'«étude anormale atténuée».

L'opérateur aura à définir les projections non atténuée (par exemple les projections 0,1 à 0,5). Le logiciel détermine la courbe PActe moyenne des courbes PActe de ces projections non atténuées. Ceci servira comme courbe de référence afin d'étudier la corrélation des différentes projections TEMP. Le logiciel détermine ainsi les projections qui seront considérées comme non atténuées (coefficient de corrélation $\geq$ seuil) ou atténuées (coefficient de corrélation $<$ seuil). Les numéros des projections atténuées ainsi définies déterminent les lignes atténuées des sinogrammes. Ceci est illustré pour l' « étude normale » dans la figure 4.33 et pour l' « étude anormale atténuée » dans la figure 4.34.

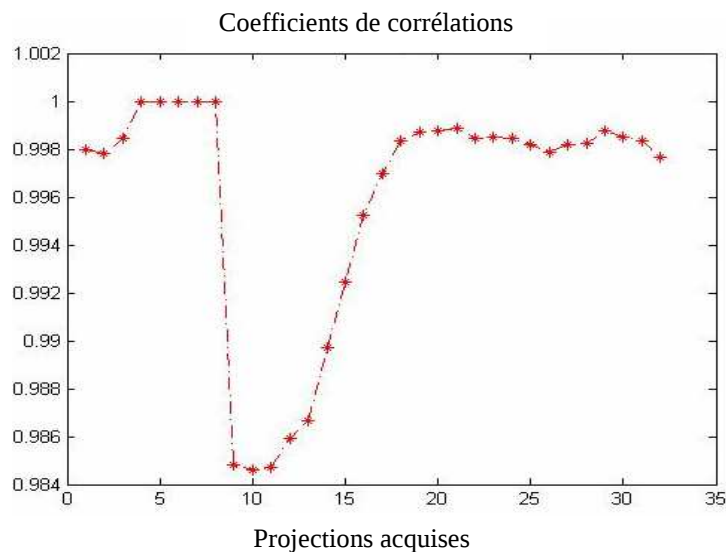


Figure 4.32 : «Etude normale». Courbe représentative des coefficients de corrélations des lignes des sinogrammes par rapport à la courbe de référence.

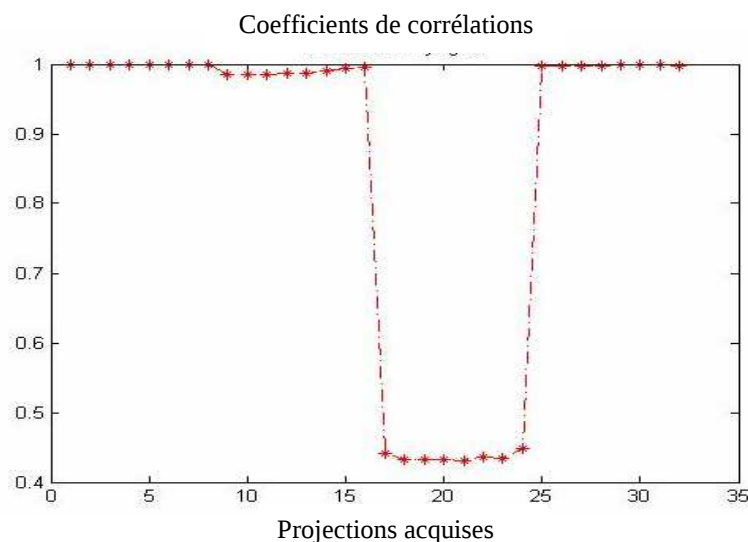


Figure 4.33 : « Etude anormale ». Courbe représentative des coefficients de corrélations des lignes des sinogrammes par rapport à la courbe de référence.

L'opérateur choisit arbitrairement le seuil de corrélation en s'appuyant sur les informations fournies par l'étude de la corrélation des courbes PActe illustrées dans les figure (4.33 et 4.34).

L'ensemble des détails exposés ci-dessus sont représentés dans l'interface illustré dans la figure (figure 4.34).

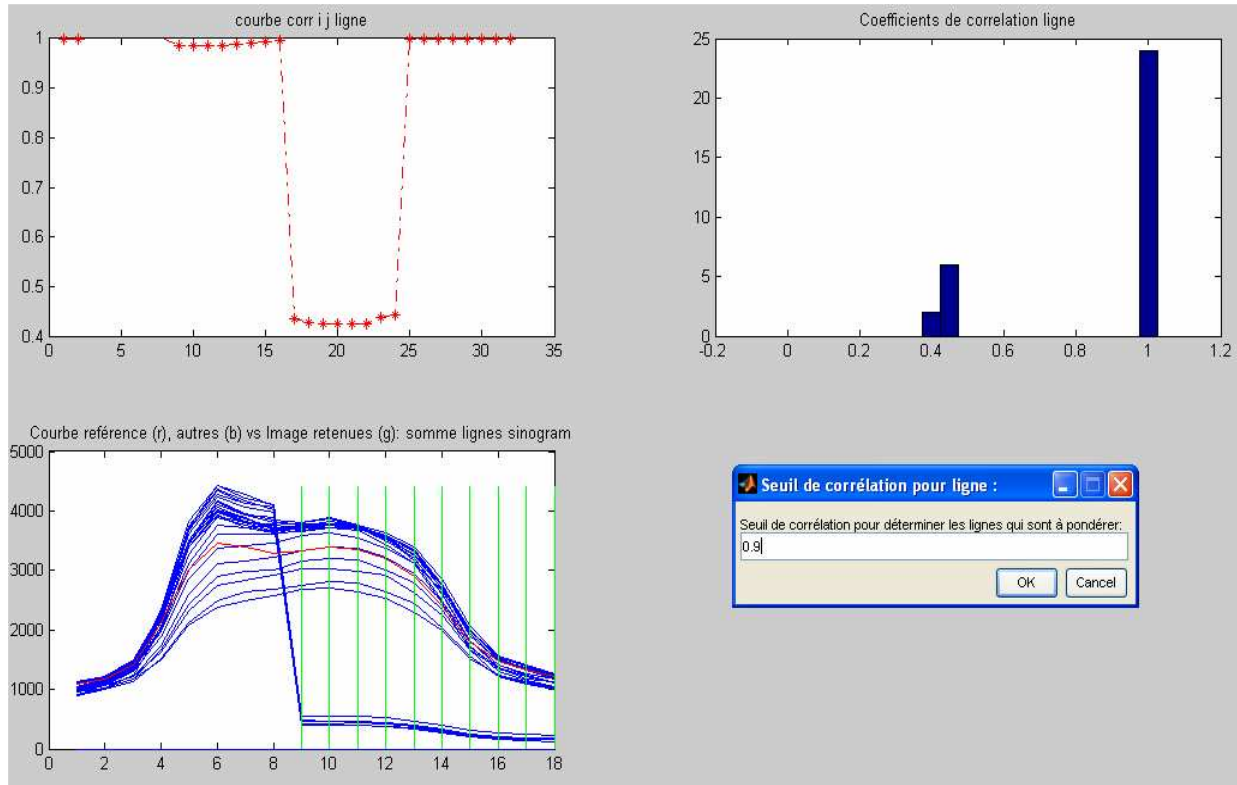


Figure 4-34 : Illustration de l'interface qui regroupe les résultats obtenus dans la procédure de la détermination des lignes atténuées. En haut à gauche nous avons la courbe de corrélation, à droite la répartition spatiale de ses valeurs en histogramme. En bas à gauche nous avons les courbes PActe permettant la détermination des lignes atténuées et les numéros des sinogrammes (coupes transaxiales) atténués en vert.

Le logiciel traduit toutes les informations fournies et propose une image correspondant aux lignes estimées comme étant atténuées (figure 4.35).

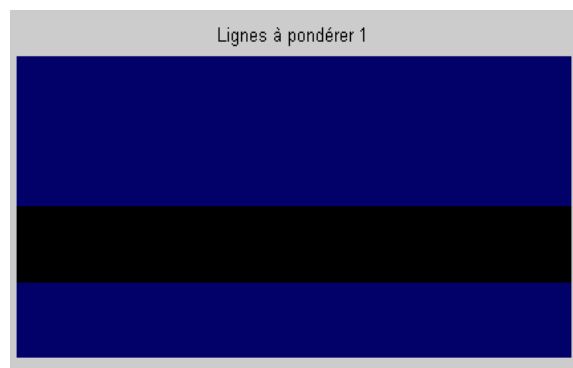


Figure 4.35 : Image fournie par notre logiciel illustrant les lignes assujetties à l'atténuation et qui seront à corriger au sein des sinogrammes atténués.

4.4.2 Délimitation des colonnes sujettes à l'atténuation

Dans cette partie, nous déterminons les colonnes entachées par l'atténuation au sein des sinogrammes (coupes transaxiales) atténués. Il s'agit donc d'étudier la corrélation des courbes de profil d'activité de ces coupes transaxiales obtenues en sommant les colonnes de chaque sinogramme correspondant.

Le principe de construction de la courbe de profil d'activité est le suivant : prenons une source ponctuelle et faisons une acquisition TEMP de cette source. Supposons que le détecteur de la gamma caméra est réduit à un seul « pixel » de détection. Pour chaque direction d'acquisition ce « pixel » se translate de la position 1 à la 64^{ième} le long de la tête de la gamma caméra pour capter l'activité émise par la source.

La $k^{ième}$ valeur de la courbe de PActe est constituée par la somme de la contribution de l'activité acquise au niveau des $k^{ième}$ positions de chaque projection. La courbe de profil d'activité ainsi obtenue caractérise :

- d'une part l'activité de la coupe transaxiale.
- d'autre part la performance de la gamma caméra
- la distance source-détecteur

Nous illustrons le principe de la construction de cette courbe de profil d'activité à travers la figure IV-26 ci-dessous.

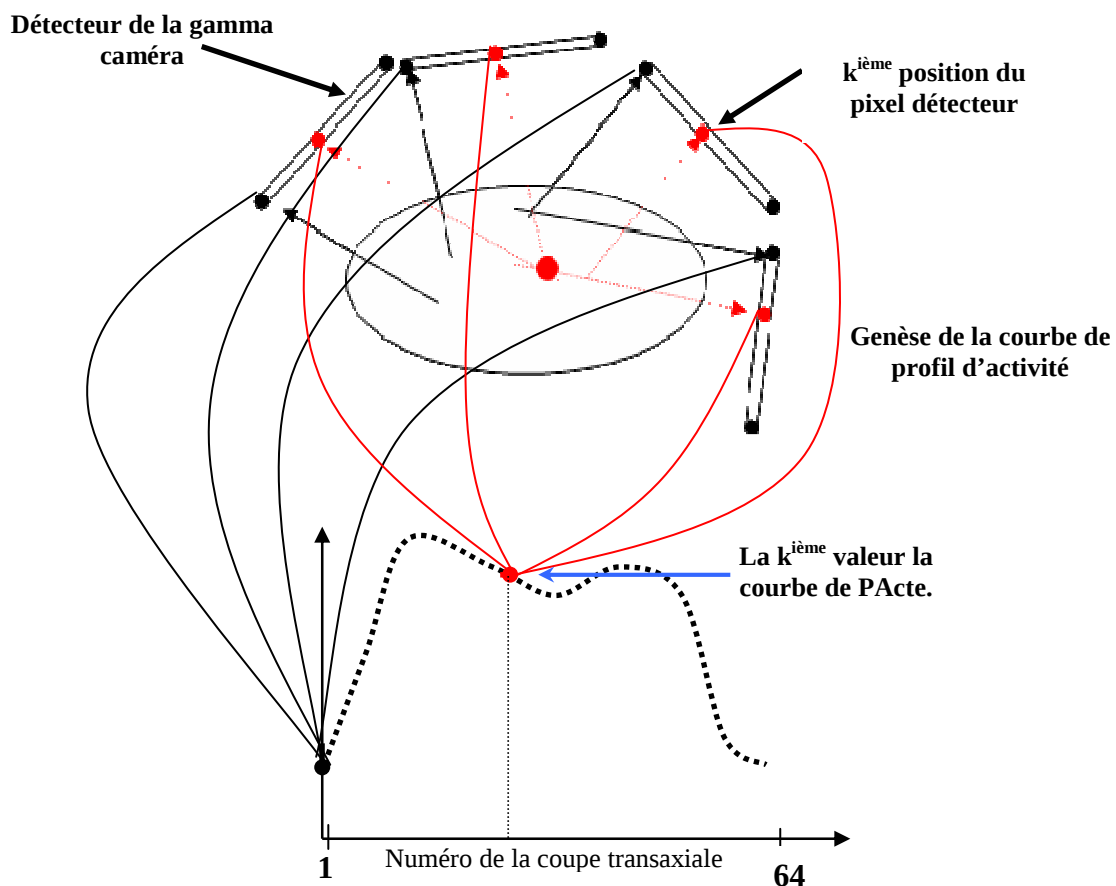


Figure 437 : Schéma du processus de la construction de la courbe de PActe permettant de déterminer les colonnes à corriger au sein des sinogrammes non consistants.

Par exemple, le premier élément de la courbe d'activité de cette source ponctuelle sera formé par la contribution de l'activité émise signalée par les flèches noires (figure 4.37).

Nous avons généralisé ce principe sur l'ensemble des coupes transaxiales du cœur, en supposant que l'activité émise par les organes environnants au cœur ainsi que l'atténuation de ces organes sont négligées.

Le profil des courbes d'activité ainsi obtenu devrait être proportionnel à l'activité cardiaque. En effet, la performance de la machine et la distance cœur-détecteur (pixel) étant la même pour chaque projection seule l'activité varie d'une coupe transaxiale à l'autre (figure 4.38).

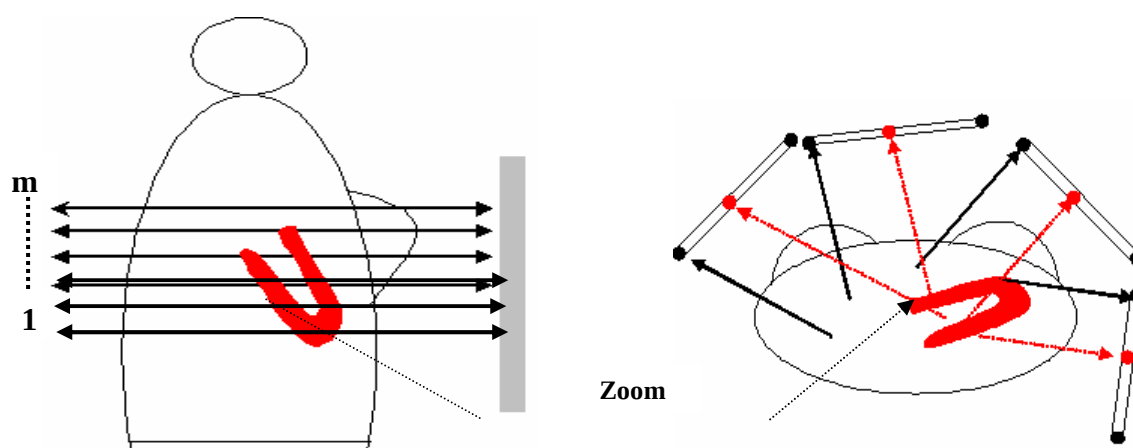


Figure 4.38 : Modélisation de l'acquisition de l'activité de la $n^{i\text{ème}}$ coupe transaxiale suivant le principe décrit précédemment.

Les courbes de profil d'activité des coupes transaxiales où le sein gauche s'interpose entre le cœur et le détecteur (pixel) verront la contribution de l'activité acquise par le détecteur (pixel) (au niveau des positions où le sein fait écran au cœur) sous-estimée. Par conséquent, ces courbes ne seront pas corrélées aux autres. Nous illustrons ces propos à travers la figure 4.39.

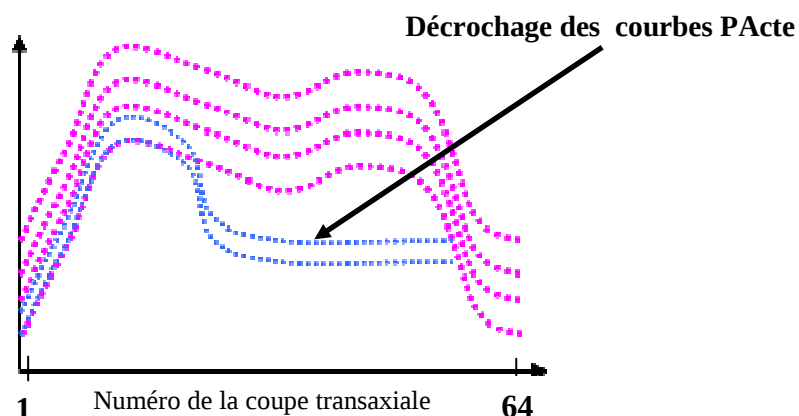


Figure 4.39 : Schéma du processus de la détermination des colonnes à corriger au sein des sinogrammes non consistants.

Nous illustrons dans la figure 4.9 les courbes de profil d'activité de l' « étude normale » obtenues par ce principe et celles de l' « étude anormale atténuée » dans la figure 4.40.

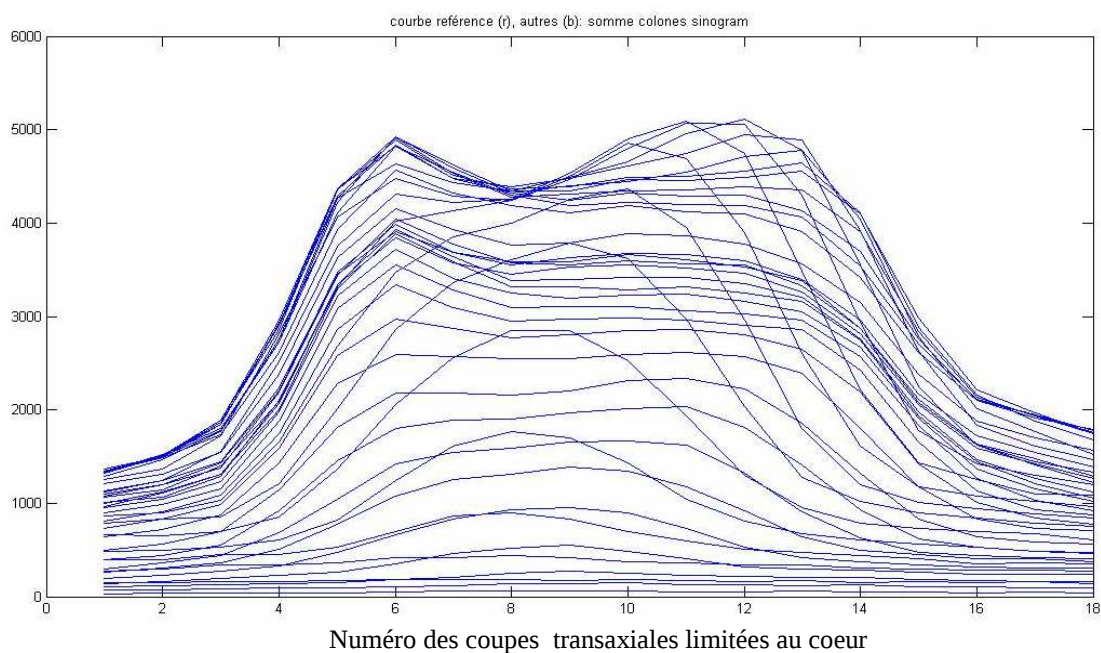


Figure 4.40 : *Courbes de profil d'activité des coupes transaxiales du cœur de l' « étude normale ».*

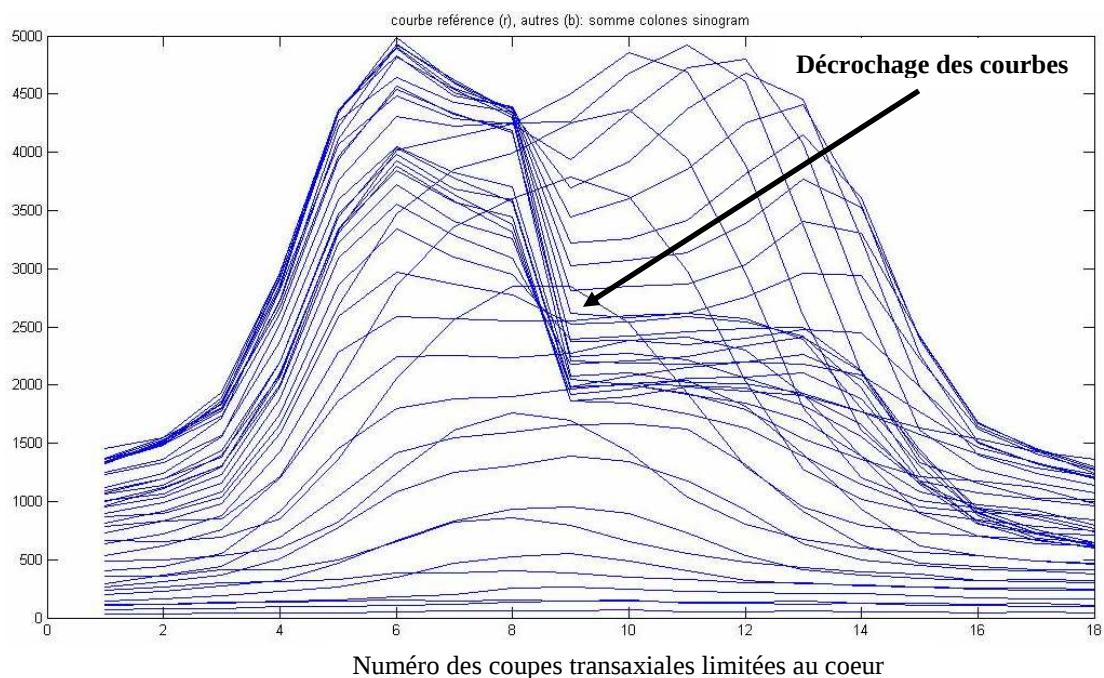


Figure 4.41 : *Courbes de profil d'activité des coupes transaxiales du cœur de l' « étude anormale atténuée ».*

Nous soulignons que les courbes de profil d'activité de l' « étude normale » sont proportionnelles entre elles. Ceci contraste avec le résultat obtenu avec l' « étude anormale atténuée » où les courbes des coupes transaxiales atténuées décrochent alors que celles des coupes transaxiales non atténuées restent proportionnelles.

Pour étudier la corrélation de ces courbes PActe, l'opérateur détermine un certain nombre de coupes transaxiales non atténuées. Le logiciel estime la moyenne de ces dernières pour déterminer la courbe PActe de référence. Cette dernière sera utilisée pour calculer la corrélation de l'ensemble des courbes PActe obtenues. Nous présentons le PActe de la courbe des coefficients de corrélation de l' « étude normale » dans la figure 4.42 et celle de l' « étude anormale atténuée » dans la figure 4.43.

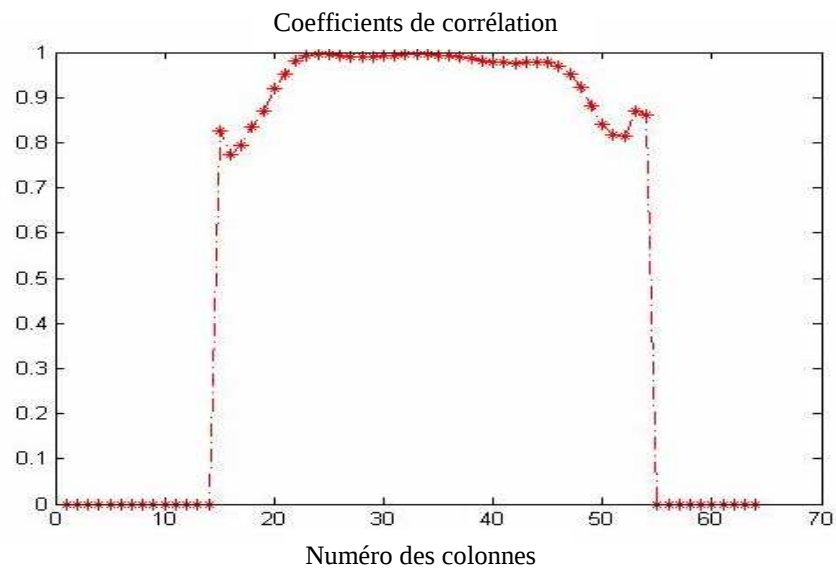


Figure 4.42 : *Etude normale. Représentation graphique du profil de la courbe de corrélation utilisée pour déterminer les colonnes atténuées.*

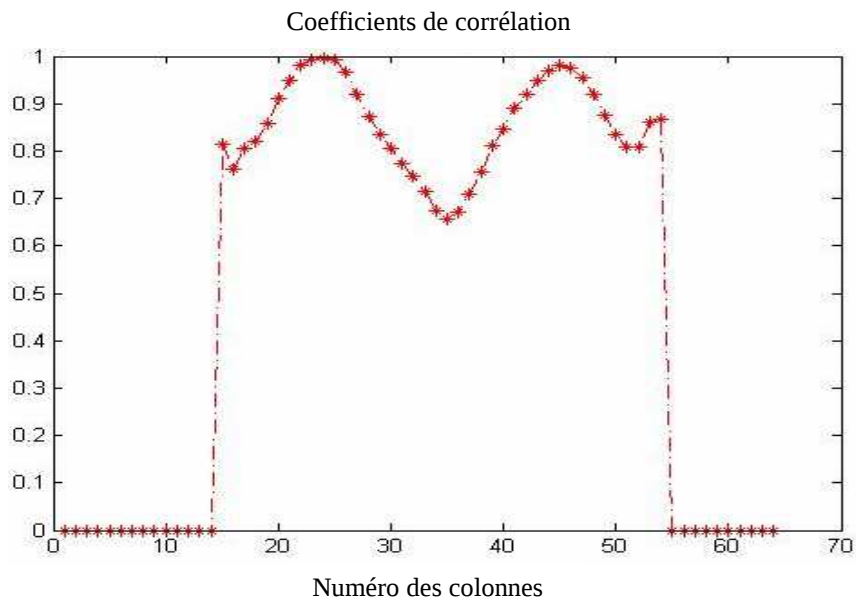


Figure 4.43 : *Etude anormale atténuée. Représentation graphique du profil de la courbe de corrélation utilisée pour déterminer les colonnes atténuées.*

L'opérateur aura à fixer arbitrairement une valeur seuil qui servira à déterminer les colonnes atténuées. Pour cela, il dispose de toutes les informations nécessaires pour choisir les valeurs seuils. Celles-ci sont représentées dans l'interface illustrée dans la figure 4.43.

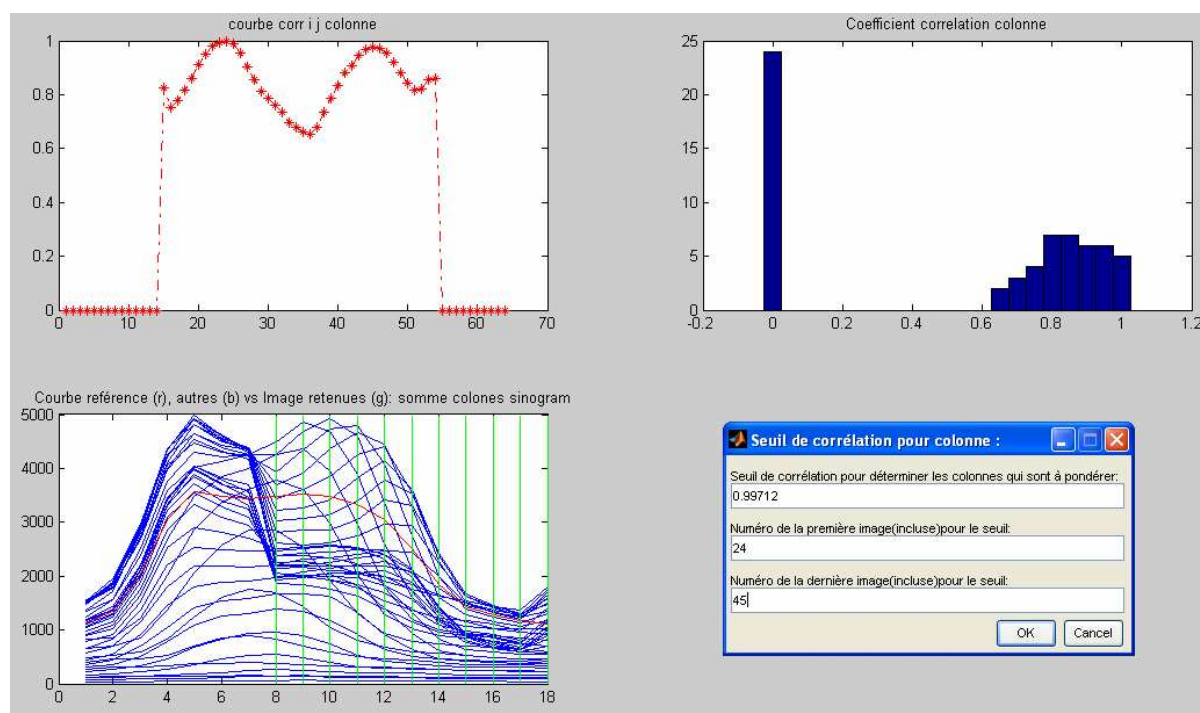


Figure 4.44 : Interface qui regroupe toutes les informations mis à la disposition de l'opérateur pour déterminer les colonnes atténuées. En haut à gauche les coefficients de corrélation, à droite la répartition spatiale de ses coefficients en histogramme. En bas à gauche les coefficients de corrélation en image de sinogramme. Et en fin la zone de correction correspondant à l'intersection des lignes et des colonnes ayant des faibles corrélations avec la référence.

Par exemple, en choisissant 0,997 comme valeur seuil, la courbe de corrélation de l'« étude anormale atténuée » montre que les pixels allant de la 24^{ème} à la 47^{ème} colonne des sinogrammes concernés par l'atténuation sont moins corrélés à la courbe de la référence, ils seront donc à corriger. En effet, ils correspondent à l'interposition du sein gauche entre le cœur et le détecteur de la gamma caméra. Ces informations sont présentées par le logiciel en une image (figure 4.44).

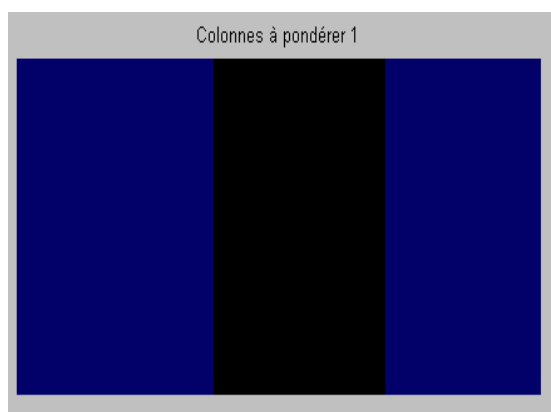


Figure 4.45 : Image fournie par notre logiciel illustrant les colonnes assujetties à l'atténuation et qui seront à corriger au sein des sinogrammes atténués.

L'ensemble des résultats obtenus aux différents niveaux de la procédure (la détermination des sinogrammes atténués, la détermination des lignes et ainsi que celui des colonnes) sont combinés pour déterminer les pixels concernés par l'atténuation mammaire (figure 4.46).

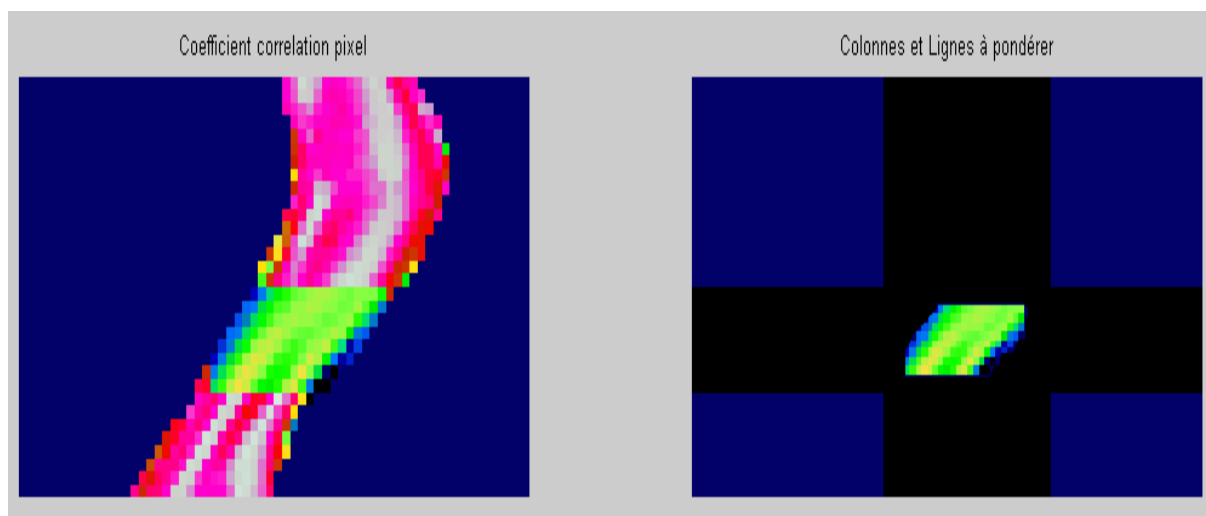


Figure 4.46 : Image fournie par notre logiciel illustrant les pixels assujettis à l'atténuation et qui seront à corriger au sein des sinogrammes atténués.

4.5 Détermination des facteurs de correction

A cette étape, nous avons déterminé les pixels qui sont atténués et à corriger. La méthode utilisée pour déterminer les facteurs de correction est basée sur le principe de la consistance entre les projections dans l'espace de Radon. Il s'agit d'appliquer la contrainte de corrélation aux courbes de profil d'activité (des coupes transaxiales) caractérisant la distance source-détecteur par rapport à l'acquisition.

En effet, les sinogrammes sont des fonctions des sous-ensembles (coupes transaxiales cardiaques) dont nous connaissons une *information à priori* qui est le *profil d'activité* des sinogrammes consistants (coupes transaxiales non atténuées). Nous utilisons cette information à priori pour contraindre les fonctions sinogrammes à être corrélées entre elles. Ce qui permet de déterminer les valeurs manquantes à ces sinogrammes atténués pour satisfaire la condition de la consistance.

En pratique, cela consiste à estimer l'écart qu'il y a entre la courbe de profil d'activité d'une coupe transaxiale atténuée par rapport à la courbe de référence (figure 4.45). Le résultat de chaque rapport détermine la valeur manquante nécessaire pour ramener la courbe de profil d'activité de la coupe transaxiale atténuée au niveau de la courbe de référence.

En effet, la contrainte de la corrélation impose la relation suivante, en tout point i et j de la courbe de profil d'activité on devrait avoir :

$$\frac{Act_i}{Act_{iref}} = \frac{Act_j}{Act_{jref}} = q$$

avec q une valeur constante. Or aux points de décrochage des courbes de PActe des coupes transaxiales atténuées nous avons :

$$\frac{Act_{imesuré}}{Act_{iref}} < q \quad \text{alors} \quad Aat_{icorrigé} = Act_{imesuré} \times q \quad [\text{Eq-4.1}]$$

La figure 4.45 ci-dessous, montre un exemple illustrant des écarts des valeurs manquantes entre certaines courbes de profil d'activité par rapport à la courbe de référence présentée en bleu. Nous constatons que les courbes de profil d'activité (verte, jaune et rouge) représentent un décrochage par rapport à la courbe de profil d'activité de référence (bleue). Les trois premières courbes au bas de la figure représentent des courbes de profil d'activité des coupes transaxiales qui sont hors de la silhouette cardiaque et non concernées par notre problématique.

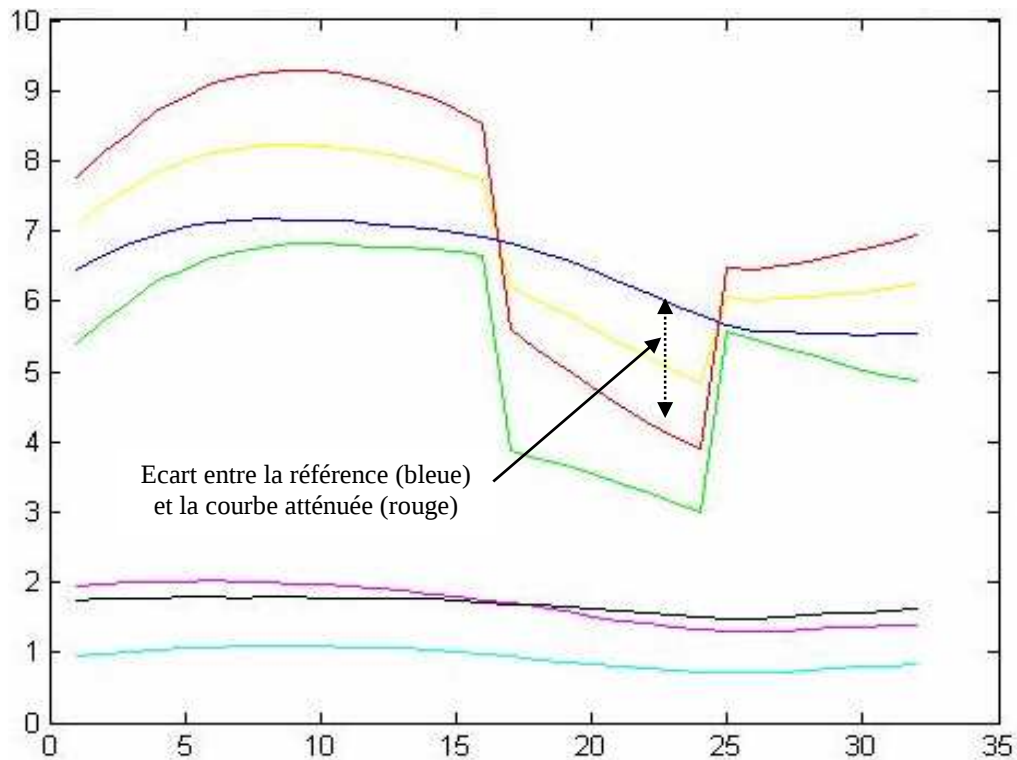
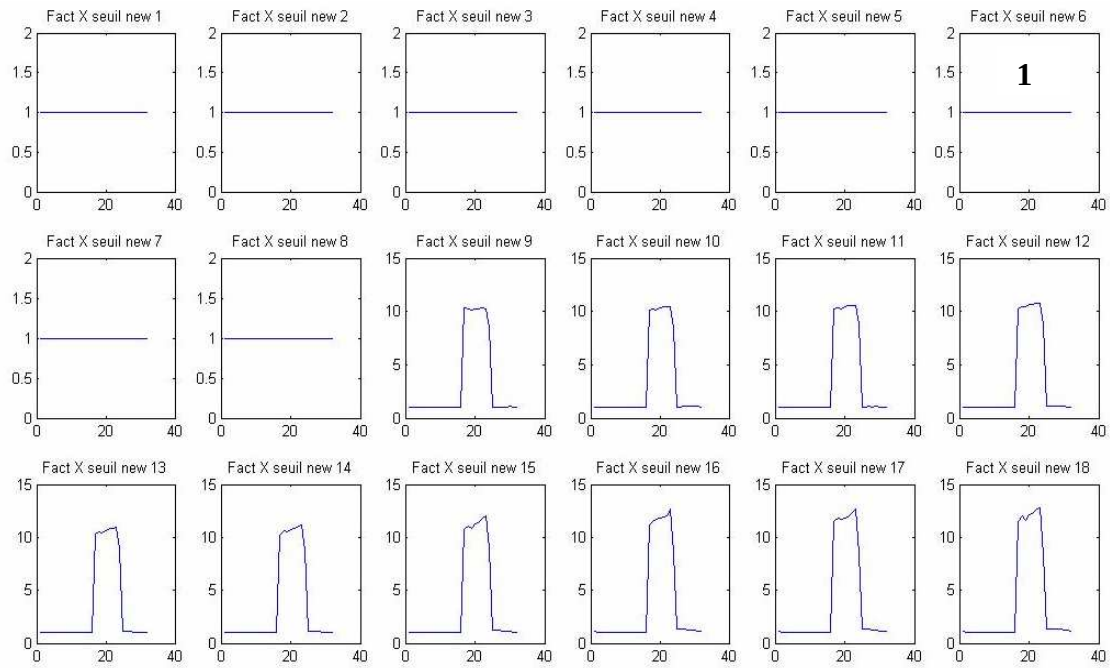


Figure 4.47 : Illustrations de l'écart des valeurs manquantes entre les courbes d'activité des coupes transaxiales atténuées par rapport à la courbe de référence en bleu.

Une fois que le calcul des facteurs de correction est fait sur l'ensemble des courbes de profil d'activité, nous obtenons les résultats représentés dans la figure 4.48. Nous soulignons que conformément à ce qui a été prévu, le logiciel a mis systématiquement à 1, les coefficients de corrections des courbes de profil d'activité des coupes qui ont un coefficient de corrélation supérieure ou égale à la valeur seuil fixée par l'opérateur.



Facteurs de correction

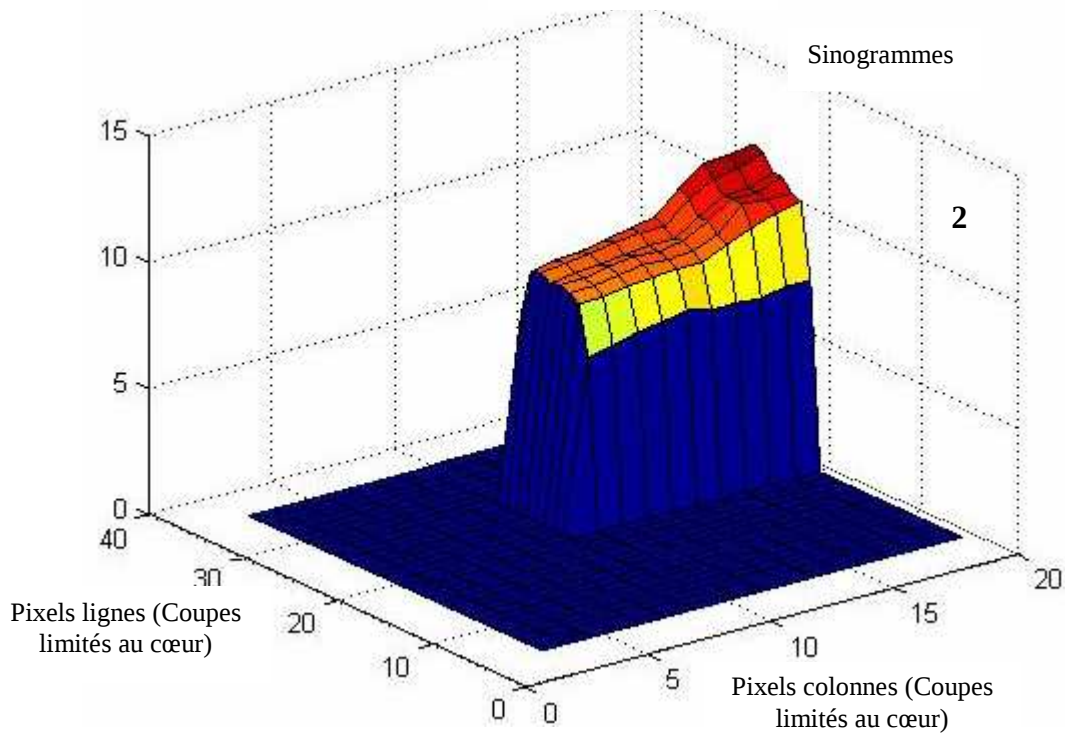


Figure 4.48: Représentation en 2D (1) et 3D (2) des facteurs estimés pour la correction des sinogrammes atténués.

La correction des sinogrammes atténués se fait par une opération de multiplication. Il s'agit de multiplier chaque coefficient de correction par le sinogramme correspondant. La figure 4.48 représente les résultats obtenus en appliquant cette méthode de correction aux sinogrammes de l'«étude anormale atténuée».

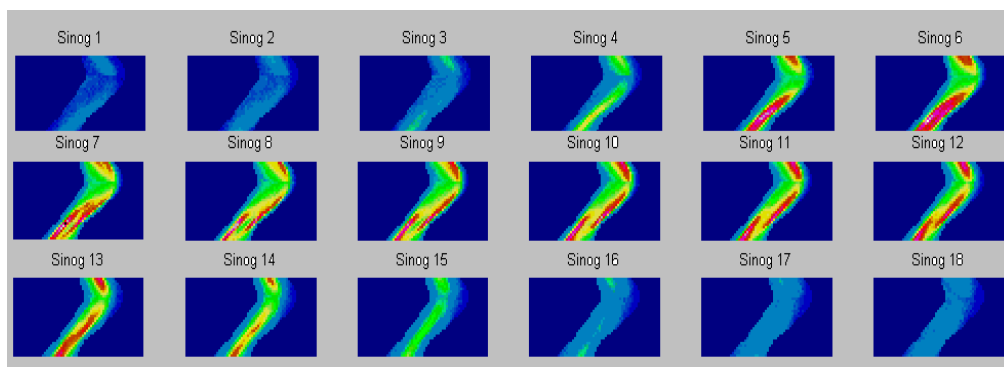


Figure 4.49 : « Etude anormal ». Les sinogrammes des coupes cardiaques (Images de référence).

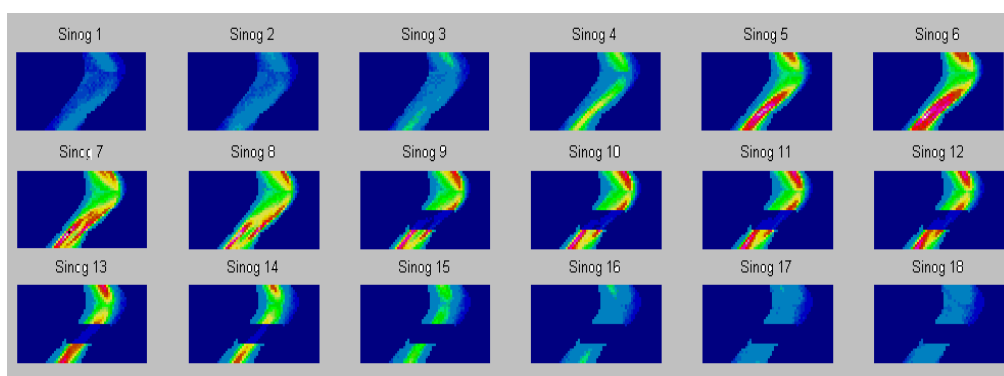


Figure 4.50 : « Etude anormale ». Les sinogrammes des coupes cardiaques atténués avant correction.

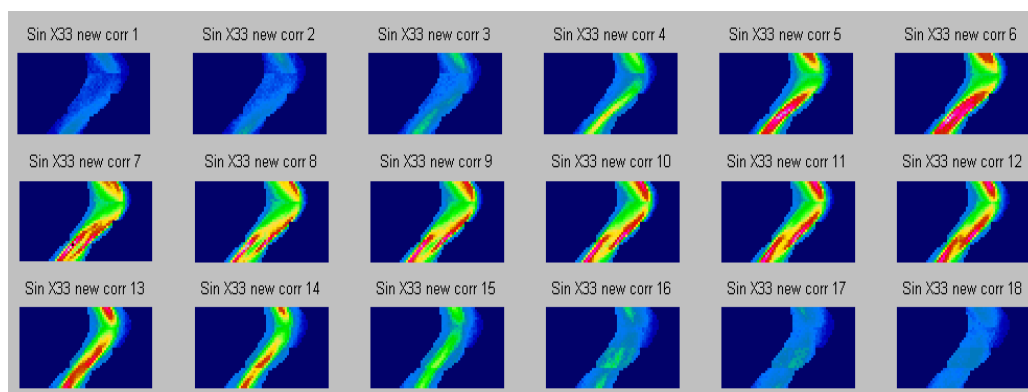


Figure 4.51 : « Etude anormale ». Les sinogrammes des coupes cardiaques atténuées après correction.

En comparaison avec les sinogrammes de l'« étude normale » de la figure 4.49, les sinogrammes de l'« étude anormale atténuée » présente un hypo signal cardiaque visible au niveau des sinogrammes allant de la 9^{ème} image à la 18^{ème} image (figure 4.50). Ceci contraste avec les images de l'« étude anormale atténuée » après correction de l'inconsistance (figure 4.51).

En effet, l'activité cardiaque sous-estimée par l'interposition du sein gauche entre le cœur et le détecteur a été corrigée par l'utilisation de notre méthode de correction. Les sinogrammes ainsi obtenus sont plus consistants que les sinogrammes non corrigés.

4.6 Synthèse

Les différentes étapes exposées dans ce chapitre, révèlent un point qui méritent d'être discuté. La méthode de correction de la consistance entre les projections (sinogrammes) présente certaines limites. Le principe de notre méthode de correction suppose des approximations. En effet, nous négligeons délibérément l'atténuation et l'activité émise au niveau du sein droit et des organes environnants le cœur. Seuls sont considérés le cœur et le sein gauche.

Par ailleurs, les facteurs de corrections déterminés sont des valeurs moyennes. En d'autre terme, pour chaque sinogramme concerné par l'atténuation le facteur de correction change d'une ligne atténuée à l'autre, mais reste constant le long de chaque ligne (au niveau des pixels de chaque ligne).

Nous cherchons à améliorer la consistance entre les projections avant de les utiliser dans la deuxième étape, celle de la reconstruction avec correction du signal par pondération. Tout en sachant que ces projections corrigées ne le sont pas parfaitement. En effet, elles sont plus consistantes entre elles que les projections initialement acquises et non corrigées.

4.7 Conclusion

Nous avons développé dans ce chapitre une méthode permettant de corriger la consistance des sinogrammes atténués dans une acquisition de tomoscintigraphie par l'interposition du sein gauche entre le cœur et le détecteur. La méthode comprend trois étapes, la détermination des sinogrammes atténués, la localisation des pixels concernés par l'atténuation au sein de chacun de ces sinogrammes et enfin l'estimation des facteurs de corrections.

La méthode utilisée pour déterminer les facteurs de correction est une combinaison du principe de la consistance entre les projections dans l'espace de Radon. Nous cherchons à améliorer la consistance entre les projections avant de les utiliser dans la deuxième étape, celle de la reconstruction avec correction du signal par pondération. A savoir que ces projections corrigées ne le sont pas parfaitement. En effet elles sont plus consistantes entre elles que les projections initialement acquises et non corrigées.

Chapitre 5

La reconstruction avec pondération des données atténuées en TEMP

Nous abordons dans ce chapitre la deuxième partie de la méthode que nous proposons pour la correction de l'atténuation mammaire dans le cadre de cette thèse. Il s'agit de l'approche de correction des données atténuées par la méthode de pondération. Par ailleurs, ce chapitre explique comment nous adaptons cette approche avec les algorithmes de reconstruction tomographique de type itératifs.

Nous allons dans un premier temps rappeler le principe de l'approche et dans un deuxième temps, nous détaillerons point par point les méthodes utilisées. Nous appuierons nos explications par des illustrations de l'application de cette approche à travers une « étude normale » et une « étude anormale atténuée » (les mêmes études simulées utilisées dans le chapitre précédent).

5.1 Principe de la méthode

Nous partons sur le principe qu'il est possible de reconstruire des images en mode tomographique avec moins de données acquises. En effet, l'idée consiste à supprimer ou minimiser l'importance de toute projection atténuée dans les images reconstruites. Il s'agit donc de pondérer toutes les projections susceptibles de contenir un signal provenant de l'interposition du sein (gauche) entre le cœur et le détecteur, bien que ces dernières aient été corrigées par la méthode CCP décrite dans le chapitre précédent.

La pondération de ces projections atténuées lors de la reconstruction est nécessaire pour réduire non seulement les imperfections de l'acquisition, mais aussi pour minimiser toute éventuelle erreur de sous-estimation ou de surestimation qui serait faite pendant la correction de l'inconsistance des sinogrammes (projections) atténués.

La valeur du coefficient de pondération est fixée d'une manière empirique par l'opérateur. Elle est prise entre 0 et 1. Pour une valeur proche de 1, cela revient à prendre les projections telles qu'elles sont. Et pour une valeur proche de 0, cela revient à pousser le principe de la méthode de pondération jusqu'à sa limite extrême, qui est de supprimer entièrement dans la reconstruction l'apport de toutes projections acquises sujettes à l'atténuation. Ceci peut avoir comme conséquence des déformations au niveau des images.

En pratique, nous proposons de pondérer toutes les lignes des sinogrammes renfermant de l'activité cardiaque issue des projections où le sein gauche s'interpose entre le cœur et le détecteur. Cette approche est illustrée dans la figure 5.1.

Les lignes des projections n et m représentées en rouge dans l'espace sinogramme, seront pondérées entièrement alors que les données des projections a et q (en noire) ne seront pas prise en compte dans ce processus de pondération.

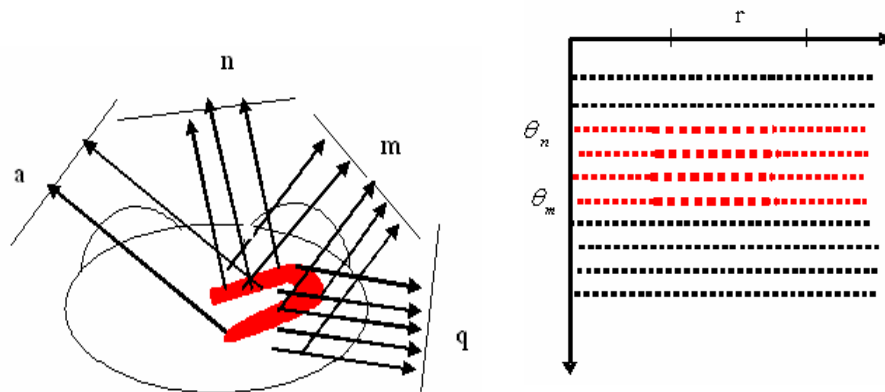


Figure 5.1 : Illustration d'un sinogramme contenant des données atténuées par le sein gauche.

Nous appellerons cette méthode dans ce qui suit : méthode de correction par pondération globale (CPG). Nous détaillerons sur cette méthode dans les paragraphes ci-dessous.

5.2 Les algorithmes utilisés (algébriques)

Nous avons opté dans le cadre de cette thèse d'utiliser des algorithmes de types algébriques, à savoir ART, MLEM et OSEM. La problématique de notre sujet s'apparente aux problèmes de reconstruction à données manquantes. Or les algorithmes de reconstruction de type algébriques sont plus disposés que la RétroProjection Filtré (RPF) pour la reconstruction tomographique avec des acquisitions de données incomplètes. En effet, ils se prêtent plus facilement à la modélisation de phénomènes physiques dégradant le signal comme la diffusion, la perte de résolution en profondeur et l'atténuation des photon, ce qui est notre cas.

Par ailleurs, nous avons déjà utilisé la RPF lors d'une étude de faisabilité de cette approche en DEA. Les résultats se sont avérés négatifs. La RPF a montré ses limites lorsque le nombre de projections atténuées était considérable. Plus précisément, lorsqu'elles dépassaient le nombre de cinq projections.

5.3 Description de la méthode de pondération

5.3.1 La correction par pondération globale (CPG)

La méthode de la CPG est fondée sur le principe de la détermination des projections à prendre en compte lors de la pondération. En d'autres termes, les projections qui ont été atténuées par l'interposition du sein gauche entre le cœur et le détecteur de la gamma caméra. Pour cela, l'opérateur a deux choix :

- soit il les sélectionne manuellement après visualisation des projections acquises.

- Soit il utilise les paramètres déterminés dans le chapitre précédent en chargeant le fichier contenant les informations sur les sinogrammes atténués ainsi que les lignes et les colonnes concernées.

Dans le cas où l'opérateur aurait fait le premier choix, il transmet l'information au logiciel de traitement via une interface lui permettant de renseigner, la première projection atténuée, le nombre de projections concernées ainsi que la valeur du coefficient de pondération à appliquer (figure 5.2).

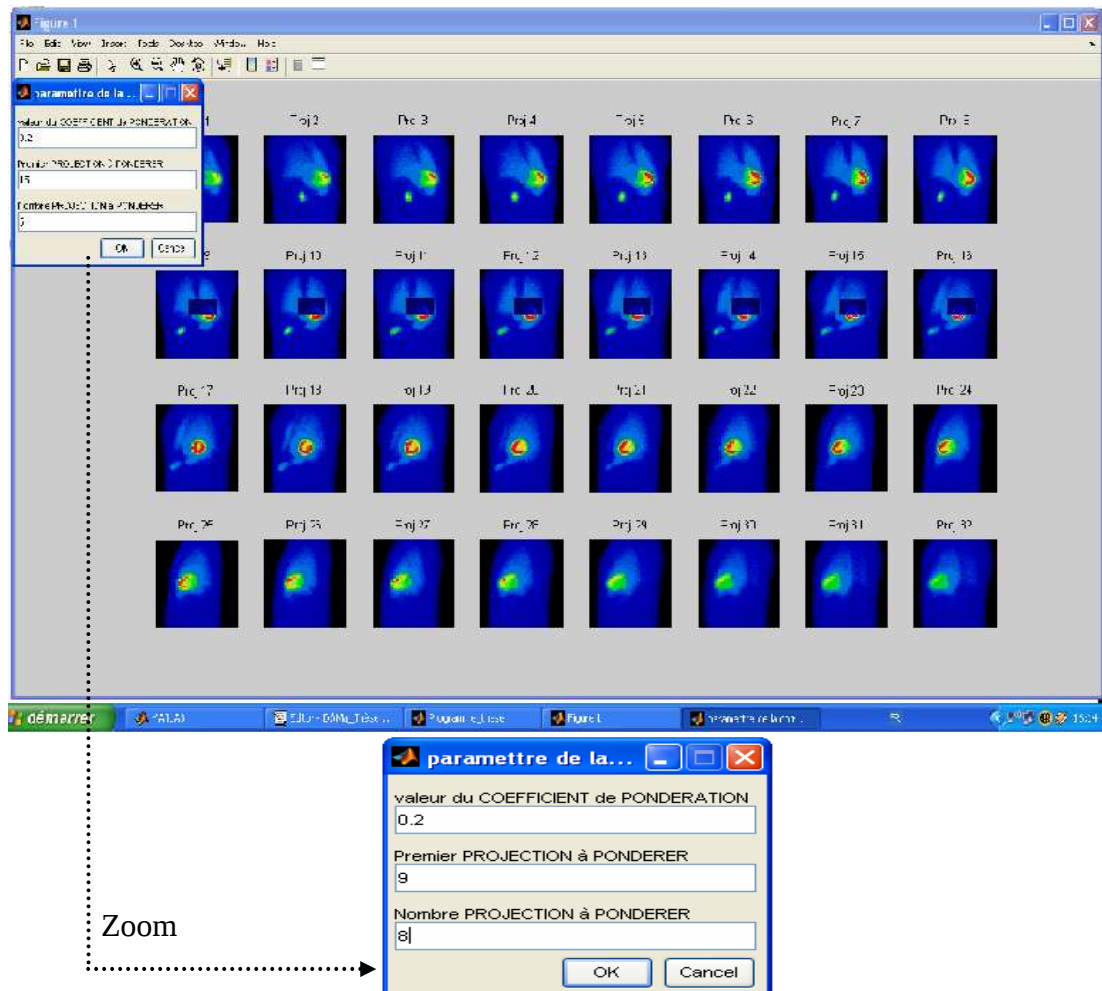


Figure 5.2 : Interface de traitement illustrant l'étape où l'opérateur choisit manuellement le nombre des projections à pondérer ainsi que la valeur du coefficient de pondération.

Ce dernier fait correspondre les données transmises aux lignes correspondantes au niveau des sinogrammes.

Quand à la pondération, elle est appliquée pendant la reconstruction. Nous intégrons la CPG au niveau des itérations pixel par pixel pour l'utilisation des algorithmes ART et MLEM. Pour l'algorithme OSEM la correction par pondération globale est intégrée directement dans la matrice système.

5.3.2 Modélisation de la correction par pondération globale

Considérons l'espace sinogramme comme étant un ensemble nommé P formé par l'union de plusieurs sous-ensembles (il y a autant de sous-ensemble qu'il y a de projections). Dans le cadre de la CPG, nous allons nous limiter uniquement aux grands sous-ensembles.

En effet, nous considérons que l'ensemble P est formé de deux grands sous-ensembles P^I et P^L . P^I est le sous-ensemble de données acquises provenant des projections dont le sein gauche s'interpose entre le cœur et le détecteur. Ce sous-ensemble est représenté en rouge dans l'espace sinogramme. P^L est le sous-ensemble des données provenant de toutes les autres projections acquises. Il est représenté en noir (voir la figure 5.3).

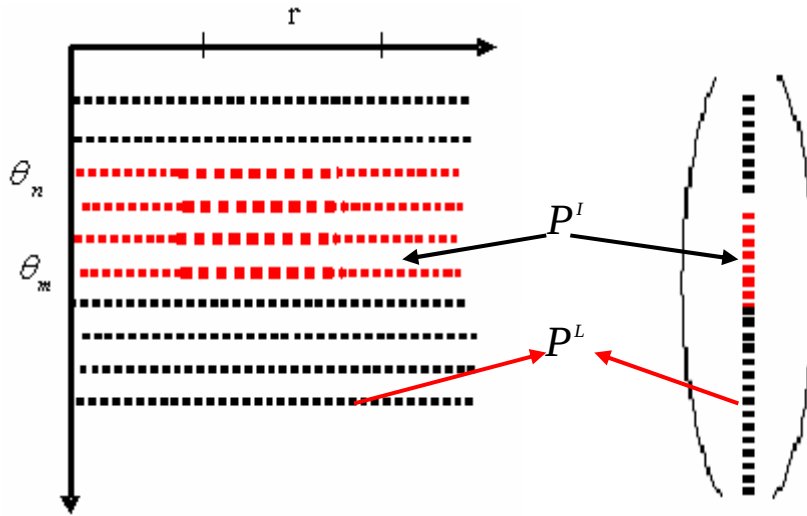


Figure 5.3: Illustration schématique de l'espace sinogramme avec ses sous-ensembles. À droite nous avons une représentation en 2D, et à gauche une représentation en 1D.

L'ensemble P est défini par :

$$P = P^L \oplus P^I \quad [\text{Eq-5.1}]$$

avec $\oplus$ une relation d'exclusivité, tel que $\forall p \in P$ nous avons :

$$p \in (P^L \cup P^I) = \begin{cases} p \in P^I & \text{pour toutes mesures des projections Coeur/Sein} \\ p \in P^L & \text{pour toutes autres mesures} \end{cases} \quad [\text{Eq-5.2}]$$

Par ailleurs, p peut s'écrire sous la forme de :

$$p_i \subset P = \sum_{j=1}^M X_j \mathfrak{R}_{ij} \quad [\text{Eq-5.3}]$$

avec $\mathbf{X}_j$ la valeur discrète de la fonction à reconstruire $f(x, y)$ sur le maillage S_m et $\mathfrak{R}_{ij}$ la contribution des valeurs de $\mathbf{X}_j$ dans les mesures de p_i (voir chapitre 2).

Soit donc :

$$p_i = \sum_{j=1}^M f_j \mathfrak{R}_{ij} \quad [\text{Eq-5.4}]$$

La résolution de cette équation est faite en utilisant des méthodes itératives. Comme ces algorithmes de reconstruction traitent la résolution du problème en utilisant le sinogramme ligne par ligne, c'est-à-dire, projection par projection, il est donc possible d'isoler le sous-ensembles P^I lors de la reconstruction.

En pratique, la procédure de la pondération diffère selon l'algorithme choisi mais le principe reste le même. Pour les algorithmes ART et MELM, nous faisons intervenir la pondération au niveau de la mise à jour des images. Pour OSEM nous avons choisi d'intégrer la pondération dans la matrice système, au niveau des coefficients de contribution $\mathfrak{R}_{ij}$ de la matrice système à cause de la complexité de la manipulation des sous ensembles pendant la reconstruction OSEM.

5.3.3 Intégration de la pondération dans les algorithmes de reconstruction

5.3.3.1 L'algorithme ART

Pour l'algorithme ART, la solution de l'équation [Eq-5.4] est donnée par la relation.

$$\begin{cases} \mathbf{f}_j^{k+1} = \mathbf{f}_j^k + w \left[\frac{1}{|\mathfrak{R}_{ij}|^2} [\gamma(p_i - \mathfrak{R}_{ij} \mathbf{f}_i^k)] \mathfrak{R}_{ij} \right] & \text{si } p_i \in P^I \\ \mathbf{f}_j^{k+1} = \mathbf{f}_j^k + \frac{w}{|\mathfrak{R}_{ij}|^2} (p_i - \mathfrak{R}_{ij} \mathbf{f}_j^k) \mathfrak{R}_{ij} & \text{si } p_i \in P^L \end{cases} \quad [\text{Eq-5.5}]$$

Il faudrait faire la différence entre w qui est intrinsèque à l'algorithme ART et γ qui est le coefficient correcteur de pondération. Dans notre cas, nous avons $w = 1$. Les images suivantes résultent de l'application de la CPG avec ART sur nos deux études TEMP illustrées ci-dessous (l'«étude normale» et l'«étude anormale atténuée»).

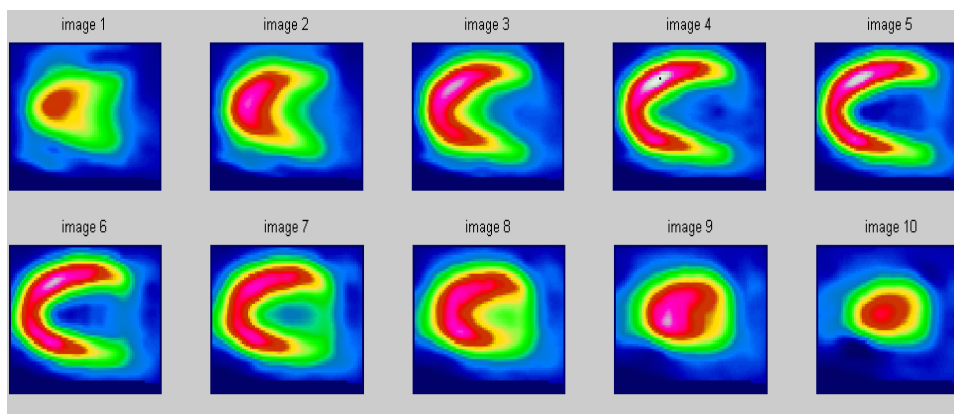


Figure 5.4 : Images 2C de l' « étude normale » avec l'algorithme ART.

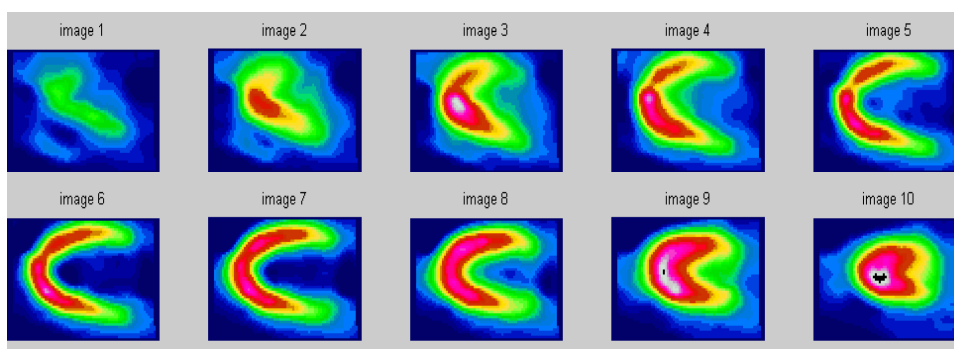


Figure 5.5 : Images 2C sans correction de l' « étude anormale atténuée » avec l'algorithme ART.

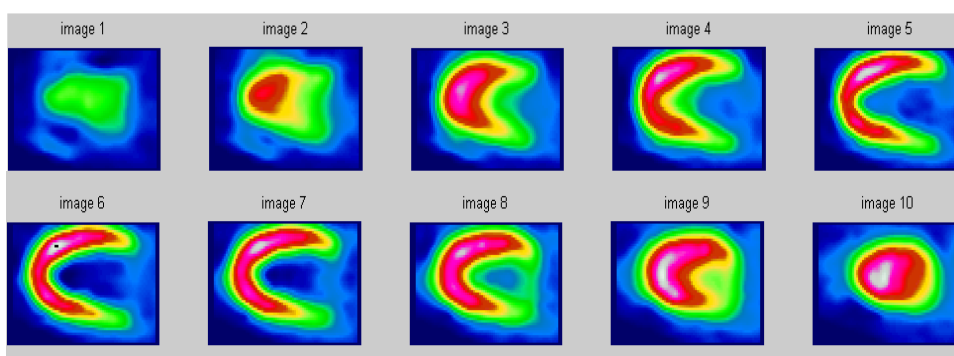


Figure 5.6 : Images 2C de l' « étude anormale atténuée » après correction avec l'algorithme ART.

Nous remarquons que l'hypoperfusion de la paroi antérieure des images 2C non corrigées (figure 5.5) est normalisée par la combinaison des méthodes de corrections (de la consistance entre les projections et par pondération) (figure 5.6).

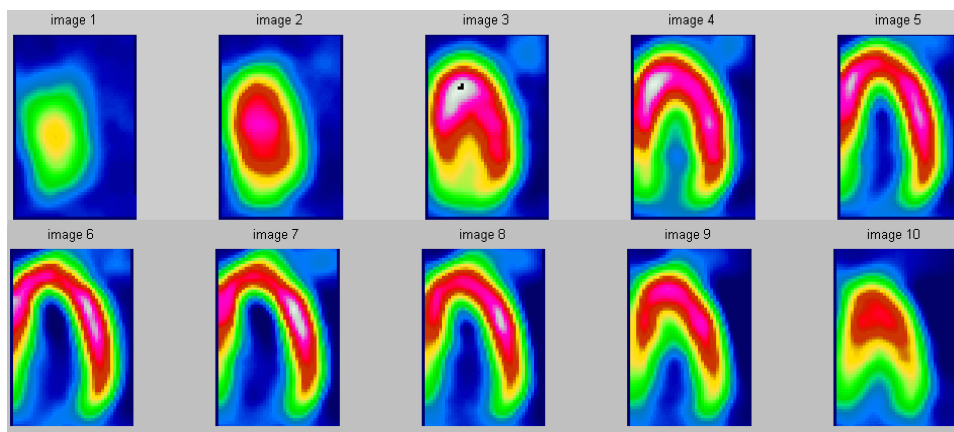


Figure 5.7 : Images 4C de l'« étude normale » avec l'algorithme ART.

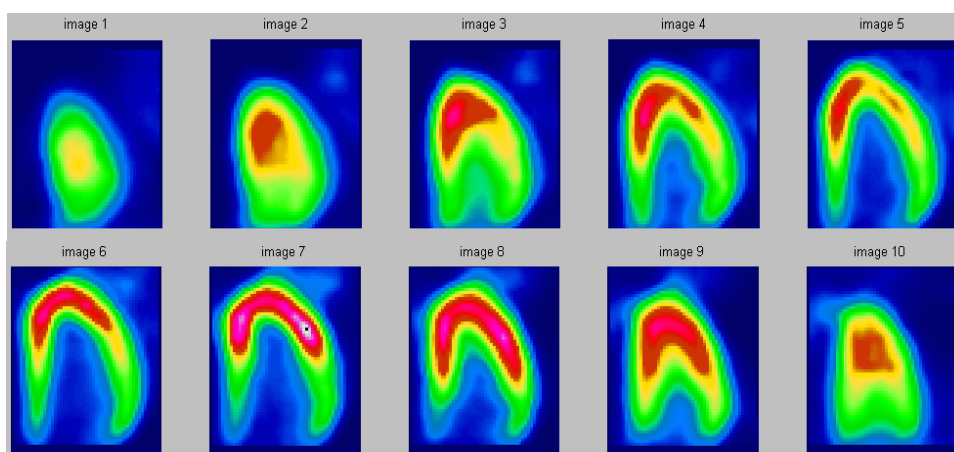


Figure 5.8 : Images 4C de l'« étude anormale atténuée » sans correction avec l'algorithme ART.

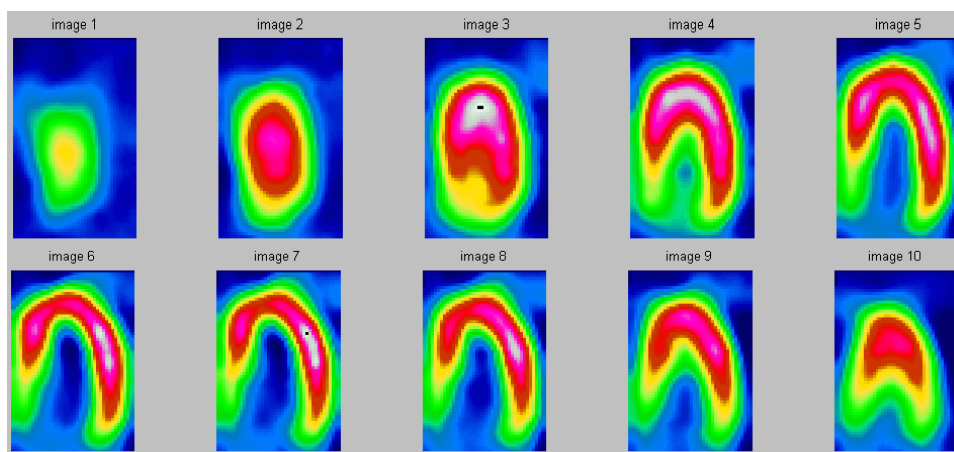


Figure 5.9 : Images 4C de l'« étude anormale atténuée » après correction avec l'algorithme ART.

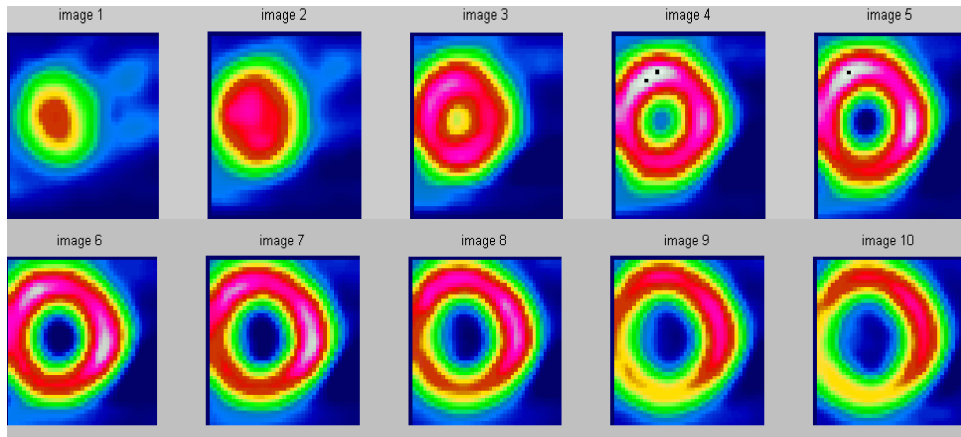


Figure 5.10 : Images PA de l'« étude normale » avec l'algorithme ART.

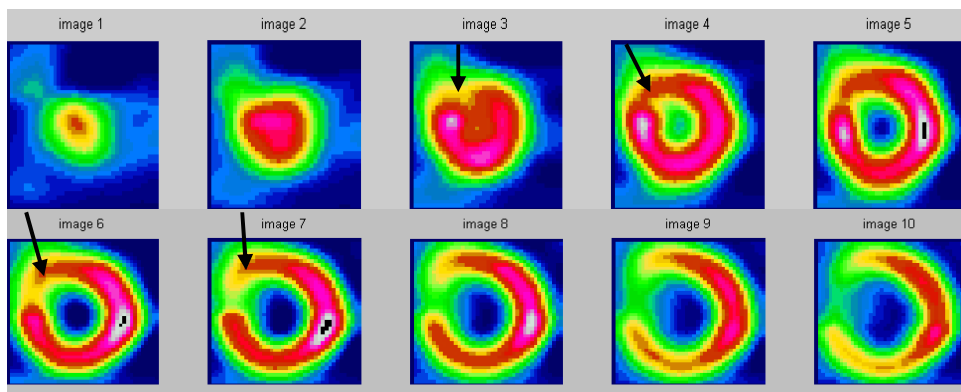


Figure 5.11 : Images PA de l'« étude anormale atténuée » sans correction avec l'algorithme ART.

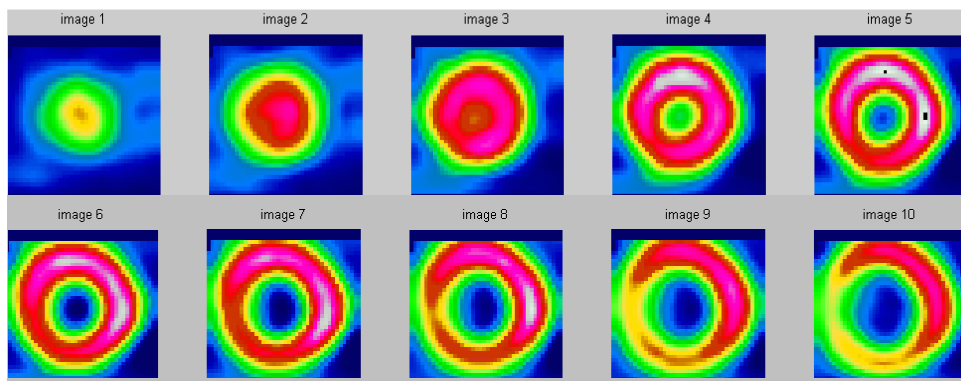


Figure 5.12 : Images PA de l'« étude anormale atténuée » après correction avec l'algorithme ART.

Nous constatons que l'hypo fixation engendrée par l'atténuation mammaire au niveau de la paroi antéroseptale des images PA non corrigées (figure 5.11) se normalisent après correction de l'atténuation par nos méthodes (figure 5.12).

5.3.3.2 L'algorithme MLEM

Comme dans le cas de l'utilisation de l'algorithme ART, pour l'algorithme MLEM, nous avons modifié la solution de l'équation [Eq-5.4] afin d'intégrer la pondération des éléments du sous-ensemble P^I . Et l'équation de mise à jour devient :

$$\left\{ \begin{array}{ll} \mathbf{f}_j^{k+1} = \mathbf{f}^k \frac{1}{\sum_i \mathfrak{R}_{ij}} \sum_j \mathfrak{R}_{ij}^T \left[\lambda \left(\frac{p_i}{\sum_i \mathfrak{R}_{ij} \mathbf{f}_j^k} \right) \right] & \text{si } p_i \in P^I \\ \mathbf{f}_j^{k+1} = \mathbf{f}^k \frac{1}{\sum_i \mathfrak{R}_{ij}} \sum_j \mathfrak{R}_{ij}^T \frac{p_i}{\sum_i \mathfrak{R}_{ij} \mathbf{f}_j^k} & \text{si } p_i \in P^L \end{array} \right. \quad [\text{Eq-5.6}]$$

Nous présentons ici les résultats obtenus sur les images reconstruites par la méthode de correction par pondération avec l'algorithme de MLEM.

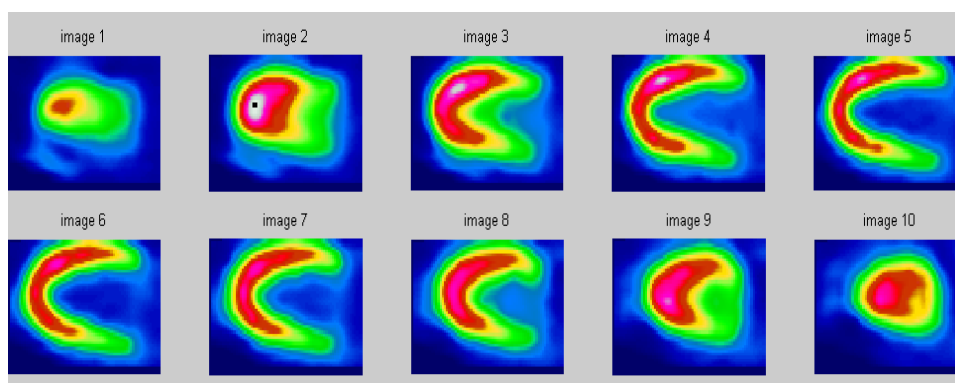


Figure 5.13 : Images 2C de l' « étude normale » avec l'algorithme MLEM.

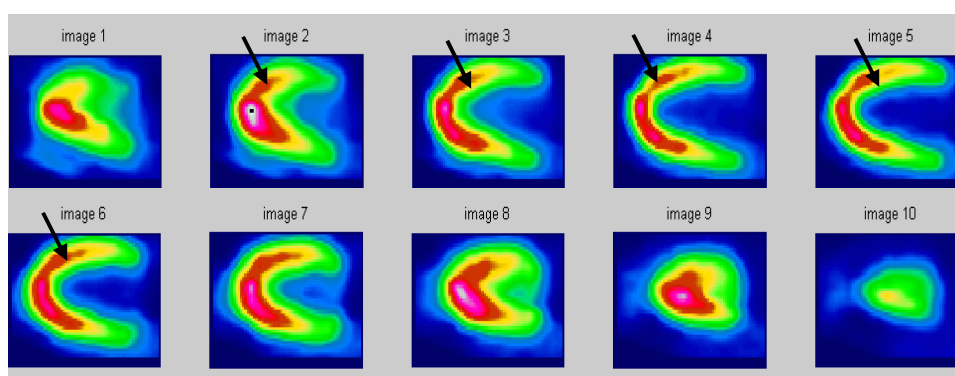


Figure 5.14 : Images 2C de l' « étude anormale atténuée » sans correction avec l'algorithme MLEM.

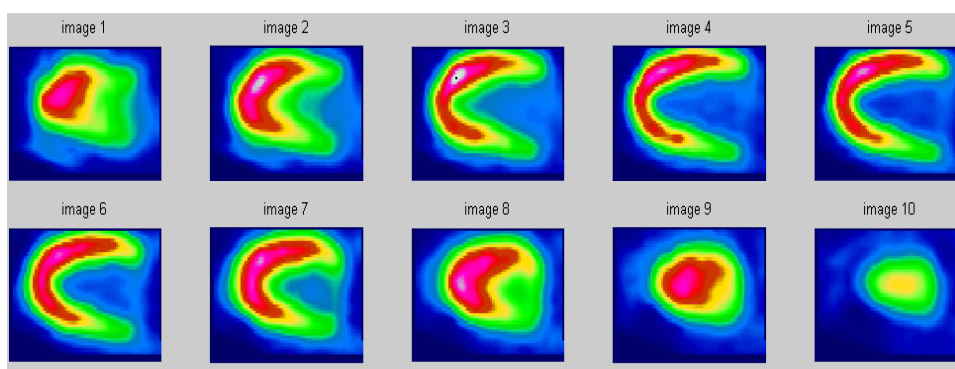


Figure 5.15 : Images 2C de l' « étude anormale atténuée » après correction avec l'algorithme MLEM.

Nous pouvons constater que les images reconstruites sans correction présentent une baisse de signal considérable le long de toute la paroi antérieure (figure 5.14). Cette anomalie de fixation se normalise lorsque nous appliquons notre approche de la correction d'atténuation sur ces images (figure 5.15).

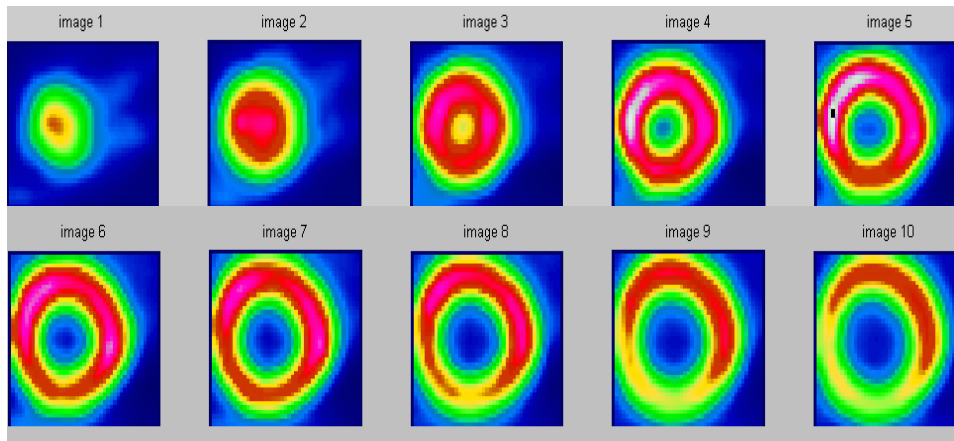


Figure 5.16 : Images (PA) de l'étude normale avec l'algorithme MLEM.

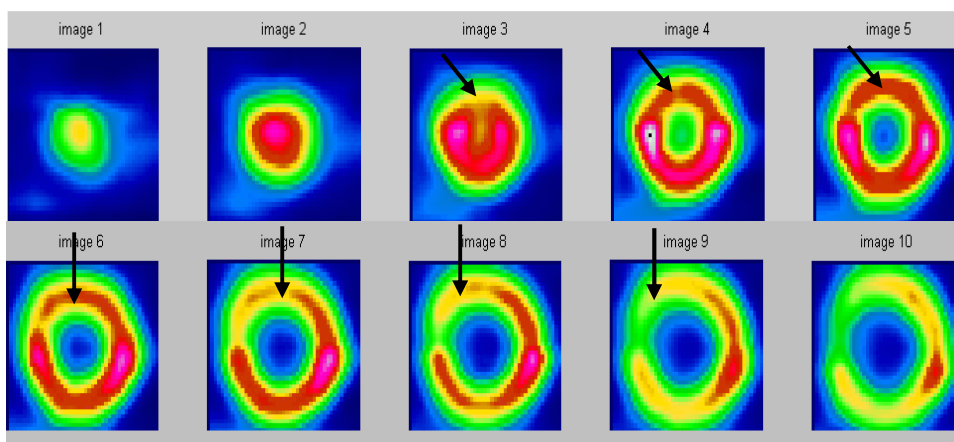


Figure 5.17 : Images PA de l'« étude anormale atténuée » sans correction avec l'algorithme MLEM.

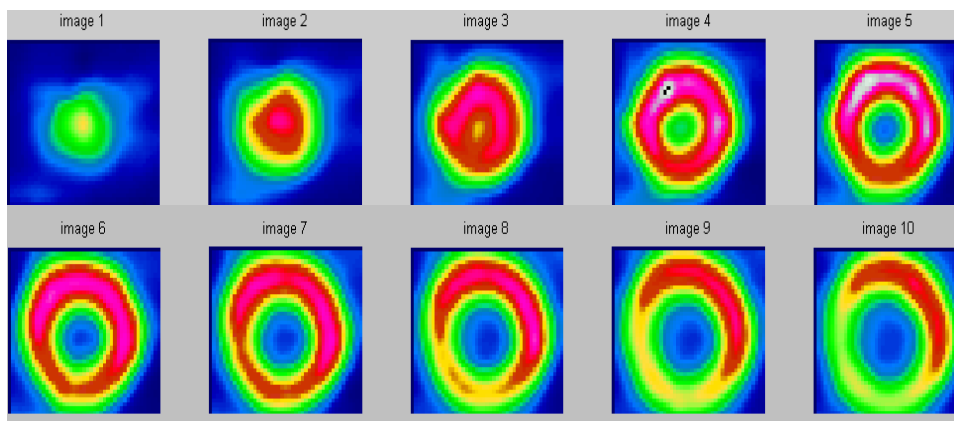


Figure 5.18 : Images (PA) de l'étude anormale atténuée » après correction avec l'algorithme MLEM.

Nous observons que l'hypofixation visible au niveau de la paroi antérieure et des régions antéroseptales et antérolatérales sur les images de la figure 5.17, se normalise après correction (figure 5.18) et se rapproche de la normale (figure 5.16).

5.5 Intégration de la pondération dans la matrice système (OSEM)

Contrairement aux autres algorithmes, la solution donnée par l'algorithme OSEM pour l'équation [Eq-5.4] est complexe et elle est définie par la relation :

$$f^n(S_t) = f^{n-1} \frac{1}{\sum_{i \in S_t} \mathfrak{R}_{ij}} \sum_{i \in S_t} \mathfrak{R}_{ij}^T \frac{P_j}{\sum_j \mathfrak{R}_{ij} f_i^{n-1}} \quad [\text{Eq-5.7}]$$

A l'itération n , la mise à jours de l'image f se fait simultanément à partir des données des sous-ensembles P^I et P^L . De plus, l'ordre d'utilisation des éléments de ces derniers n'est pas respecté par rapport à leur ordre d'agencement dans l'espace sinogramme. Par conséquent, il est difficile d'intervenir à ce niveau pour pondérer les éléments de P^I . Nous avons opté d'inclure la CPG au sein même de la matrice Système $\mathfrak{R}$.

La connaissance parfaite des éléments du sous-ensemble P^I et de son cardinal (nous vous rappelons qu'ils sont déterminés manuellement par l'opérateur) suffise pour pondérer directement les coefficients de contribution $\mathfrak{R}_{ij}$ de $\mathfrak{R}$.

Si nous considérons que l'espace sinogramme est formé de deux sous-ensembles, alors la matrice système est constituée elle aussi de deux blocs de données. Elle est définie par la relation :

$$\mathfrak{R} = \begin{pmatrix} \mathfrak{R}^{LL} \\ \mathfrak{R}^{II} \end{pmatrix} \quad [\text{Eq-5.8}]$$

$\mathfrak{R}^{LL}$ est le bloc de coefficients représentant la contribution du sous-ensemble P^L et $\mathfrak{R}^{II}$ est le bloc des coefficients représentant la contribution du sous-ensemble P^I . Ces sous-ensembles sont définis par le produit scalaire discret des fonctions indicatrices χ_i^I et φ_j^{LI} pour le sous-ensemble $\mathfrak{R}^{II}$ et des fonctions indicatrices χ_i^L et φ_j^{LL} .

Les fonctions indicatrices χ et φ sont largement définies dans chapitre 2.

La pondération des éléments de $\mathfrak{R}^{II}$ par le facteur de pondération γ permet d'éliminer ou de limiter l'impacte des projections rendues inconsistantes par l'atténuation mammaire dans la reconstruction des images. Ainsi, nous obtenons une nouvelle matrice système corrigée $\mathfrak{R}_c$ définie par:

$$\mathfrak{R}_c = \begin{pmatrix} \mathfrak{R}^{LL} \\ \mathfrak{R}_c^{II} \end{pmatrix} \quad [\text{Eq-5.9}]$$

avec :

$$\mathcal{R}_c^{\text{II}} = \gamma \mathcal{R}^{\text{II}} \quad [\text{Eq-V.12}]$$

Cette phase est réalisée avant la reconstruction. Ainsi les coefficients de $\mathcal{R}_{ij}^T$ et de $\mathcal{R}_{ij}$ interviennent lorsque un élément de P^I est sollicité pendant la reconstruction. L'avantage de cette approche est que la matrice $\mathcal{R}$, une fois modifiée, elle reste fixe tout au long de la reconstruction.

Nous vous présentons dans ce qui suit, des images illustrant les résultats de l'application de la méthode CPG avec l'algorithme OSEM.

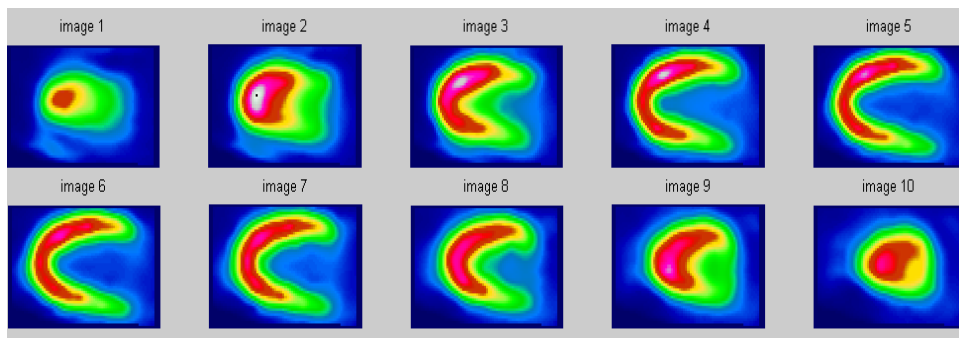


Figure 5.19 : Images 2C de l'étude normale avec l'algorithme OSEM.

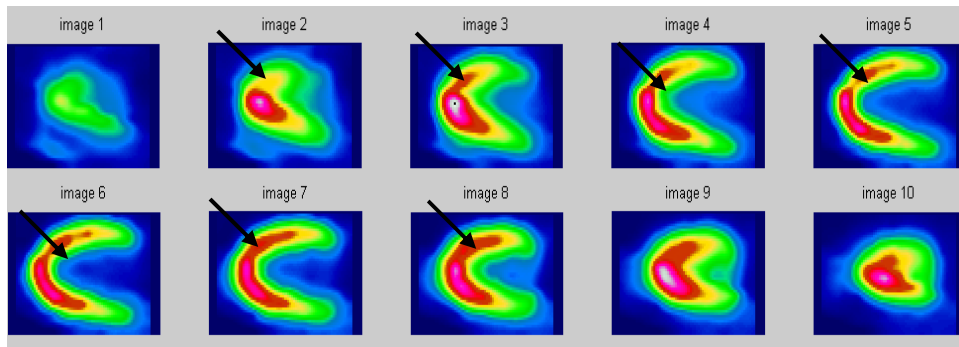


Figure 5.20 : Images 2C de l'« étude anormale atténuée » sans correction avec l'algorithme OSEM.

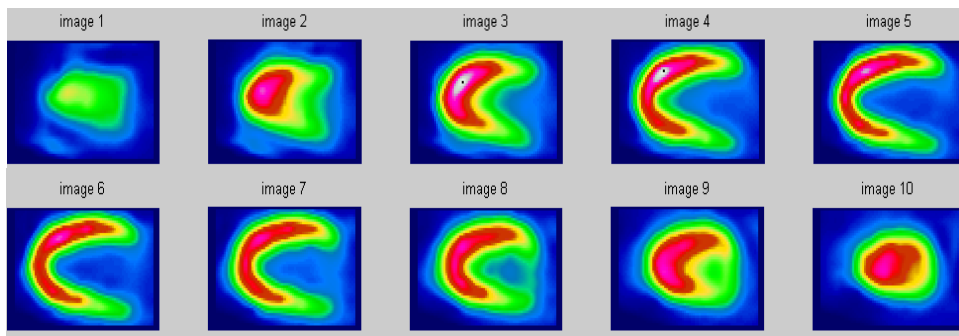


Figure 5.21 : Images 2C de l'« étude anormale atténuée » après correction avec l'algorithme OSEM.

Nous constatons que l'anomalie de perfusion de la paroi antérieure observable sur les images non corrigées (figures 5.20) est complètement normalisée par notre approche de correction par pondération incorporée dans la matrice système (figure 5.21). Les résultats sont comparables aux images de la figure V-11, permet de confirmer cette affirmation.

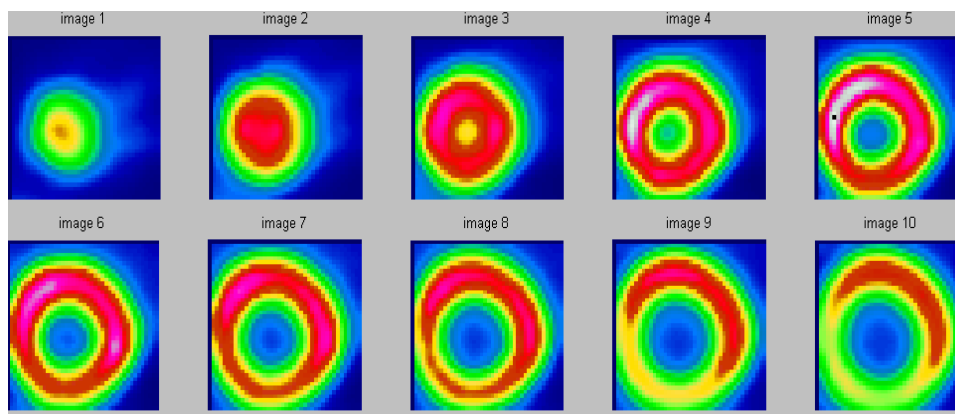


Figure 5.22 : Images (PA) de l'« étude normale » avec l'algorithme OSEM.

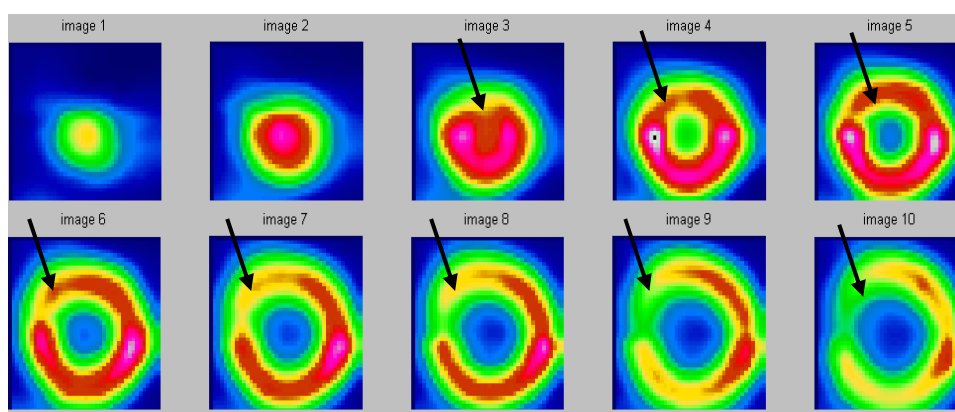


Figure 5.23 : Images 2C reconstruite sans correction de l'« étude anormale atténuée » avec l'algorithme OSEM.

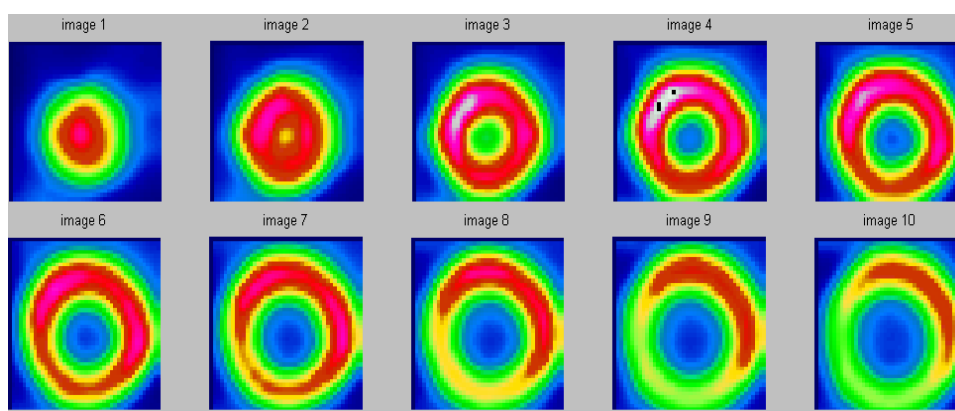


Figure 5.24 : Images 2C de l'« étude anormale atténuée » après correction avec l'algorithme OSEM.

Ceci se vérifie également sur les coupes PA illustrées dans les figures 5.22, 5.23 et 5.24.

5.6 Performance des algorithmes

Nous avons étudié le temps de traitement de nos algorithmes. Pour cela nous avons enregistré le temps nécessaire pour chaque algorithme pour traiter une étude de perfusion. Le traitement comprend la reconstruction sans correction, la reconstruction avec la correction par pondération sans correction préalable de la consistance des projections et enfin la reconstruction avec la double correction (consistance entre les projections et par pondération). Les résultats sont représentés sous forme de tableau.

Tableau : *Temps de traitement des algorithmes de reconstruction.*

	<i>Nombre d'itérations</i>	<i>Temps en seconde</i>	<i>Temps en minute</i>
ART	5	1505	25min
MLEM	32	229,830	4min23
OS-EM	8	336,22	6min38

Nous rappelons que le programme de traitement est codé sur MATLAB version 7.1. Le traitement des données est réalisé sur un PC portable (Acer, processeur Intel Celeron CPU 540, 1,86GHz, 0,99 Go de RAM).

Néanmoins, avec l'évolution technologique et la progression scientifique, les performances en temps peuvent être divisées par quatre voire même plus. Ainsi, le facteur temps ne sera plus un obstacle à l'utilisation de la méthode de la correction par pondération globale avec les algorithmes ART et OS-EM.

5.7 Conclusion

Ce chapitre présente l'approche de correction de l'atténuation mammaire par la technique de la pondération globale. Cette méthode a été implantée avec les algorithmes itératifs, ART, MLEM et OSEM. Nous avons appliqué la méthode de correction par pondération globale de l'étude de perfusion myocardique simulant l'atténuation mammaire (étude anormale atténuée). Les résultats obtenus par simulation sont encourageants et montrent que la méthode de correction par pondération pourrait permettre de s'affranchir de la problématique de l'atténuation mammaire.

A cette étape, il s'agit de vérifier sa validité avec des études TEMP de perfusion myocardique chez les patients.

Chapitre 6

Vérification de la validité de notre approche de correction de l'atténuation mammaire

Dans ce chapitre nous illustrons avec différents exemples les résultats obtenus avec nos méthodes de correction de l'atténuation mammaire.

Nous proposons dans un premier temps de faire un bref résumé des logiciels de simulations utilisés dans le cadre de notre travail à savoir : NACT et SIMIND.

Dans un deuxième temps, nous présenterons notre propre logiciel élaboré au cours de la réalisation de la thèse pour satisfaire le cahier de charge fixé par la problématique de notre sujet de thèse.

Dans un troisième temps, nous illustrons une étude générée par simulation en utilisant NCAT et SIMIND. Et en dernier lieu nous illustrons des études patients réels incluant une atténuation mammaire, un infarctus inférieur, un infarctus antérieur et une ischémie antérieure.

6.1 Présentation des logiciels de simulation NCAT et SIMIND

6.1.1 Présentation de NCAT

Le NCAT est une version nouvelle du fantôme 4D-MCAT (4D Mathematical Cardiac-Torso Phantom). Ce dernier fut développé à l'université de Caroline du Nord pour modéliser les organes internes du torse (cœur, foie, sein, etc...) en utilisant des combinaisons d'objets et de surfaces géométriques, telles que des ellipsoïdes, cylindres, décrits par des équations mathématiques simples. Il a été le fantôme le plus employé dans l'évaluation des méthodes de reconstructions.

Le MCAT est limité dans sa capacité à modéliser les formes des organes, les variations anatomiques et les mouvements du patient d'où la naissance de cette version NCAT. Le logiciel NCAT intègre une méthode de modélisation des formes et des courbes en appliquant des transformations (Zoom, rotation, translation) aux points de contrôle définissant les différents organes.

Le NCAT a la possibilité de modéliser de variations anatomiques et des mouvements du patient sur des images myocardiennes de SPECT et SPECT synchronisé. Pour améliorer encore le potentiel du fantôme, les auteurs ont modélisé la poitrine pour adapter le modèle à l'anatomie féminine. Les formes des organes sont ici aussi plus réalistes que celles de la version précédente (MCAT). Le modèle prend aussi en compte les mouvements cardiaque et respiratoire. Le mouvement respiratoire met en jeu la plupart des organes du torse : diaphragme, le cœur, le foie, l'estomac, les reins, la cage thoracique et les poumons [5].

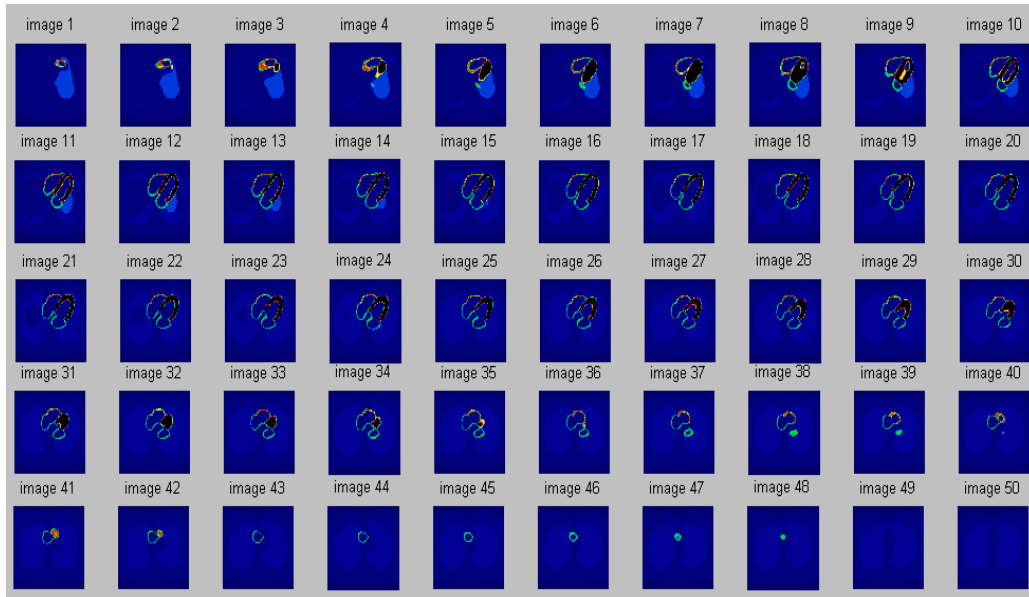


Figure 6.1 : Illustration d'un volume d'images TEMP simulé par NCAT.

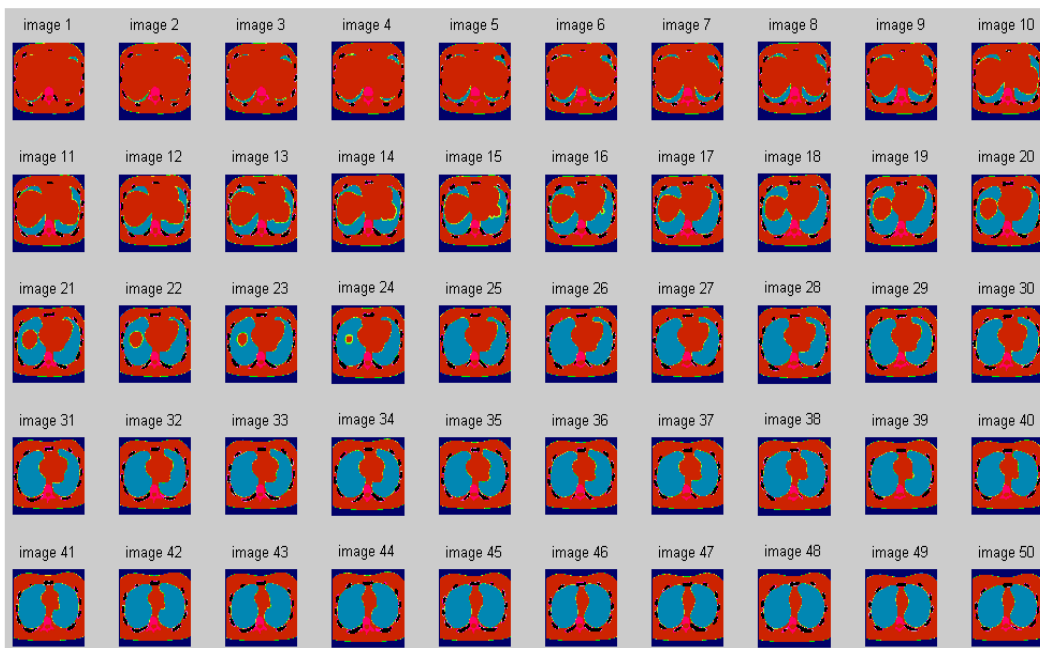


Figure 6.2 : Illustration d'un volume d'images TDM simulé par NCAT.

Le logiciel permet de générer deux volumes de données TEMP et TDM correspondant. Nous rappelons ici que le fantôme NCAT est le modèle fantôme que nous avons utilisé dans notre travail. De plus ample information sur les différents fantômes numériques sont rapportées ailleurs [140, 141].

6.1.2 Présentation de SIMIND

SIMIND est un logiciel développé à Lund University par le professeur Michael Ljungberg. Il permet de modéliser les applications standards réalisées par une gamma camera en pratique clinique. Il peut générer des volumes numériques mais il peut également utiliser des volumes générés par NCAT pour créer des projections en simulant la gamma caméra.

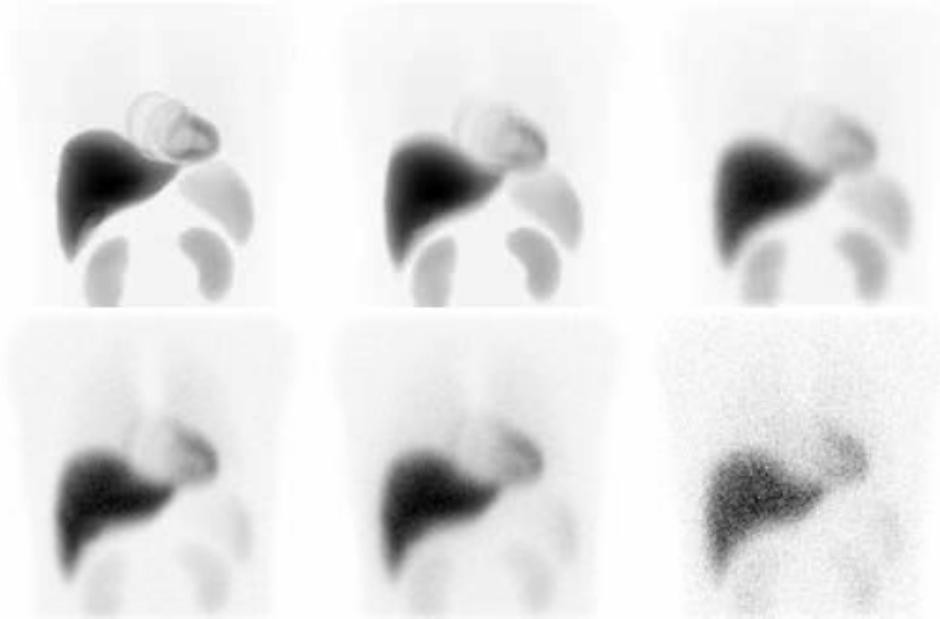


Figure 6.3 : *Illustration de différents types images SPECT simulés par SIMIND.*

La figure 6.3 ci-dessous illustre une série d'images simulées par SIMIND. De gauche à droite et de haut en bas nous avons :

- 1- Image correspondant à une étude TEMP simulée sans mouvement avec une parfaite résolution de la gamma caméra.
- 2- Image correspondant à une étude TEMP simulée incluant des mouvements (respiratoire et battement du coeur) avec une parfaite résolution de la gamma caméra.
- 3- Image correspondant à une étude TEMP simulée incluant des mouvements (respiratoire et battement du coeur) avec une résolution normale de la gamma.
- 4- Image correspondant à une étude TEMP simulée sans mouvement avec une parfaite résolution de la gamma caméra mais avec une simulation de l'atténuation et de la diffusion des photons.
- 5- Image correspondant à une étude TEMP simulée incluant des mouvements (respiratoire et battement du coeur) avec une parfaite résolution de la gamma caméra, une simulation de l'atténuation et de la diffusion des photons
- 6- Image correspondant à une étude TEMP simulée un patient réel incluant des mouvements (respiratoire et battement du coeur), une résolution normale de la gamma caméra, une simulation de l'atténuation et de la diffusion des photons et simulation du bruit d'acquisition.

6.2 Description de notre logiciel de traitement

La mise en place d'un programme satisfaisant aux exigences de ce projet a nécessité un temps considérable et un travail assidu et continu.

Au delà des algorithmes de reconstructions, nous avons développé un certain nombre de fonction. Pour faciliter l'accessibilité à ces fonctions, nous les avons regroupées dans une interface interactive comportant 11 menus et dont chaque menu peut avoir plusieurs sous menus.

Quelque soit le menu choisi, la première étape de l'interface consiste à permettre à l'opérateur de sélectionner son sujet d'étude, de l'afficher et de choisir les paramètres du menu sélectionné (figure 6.4).

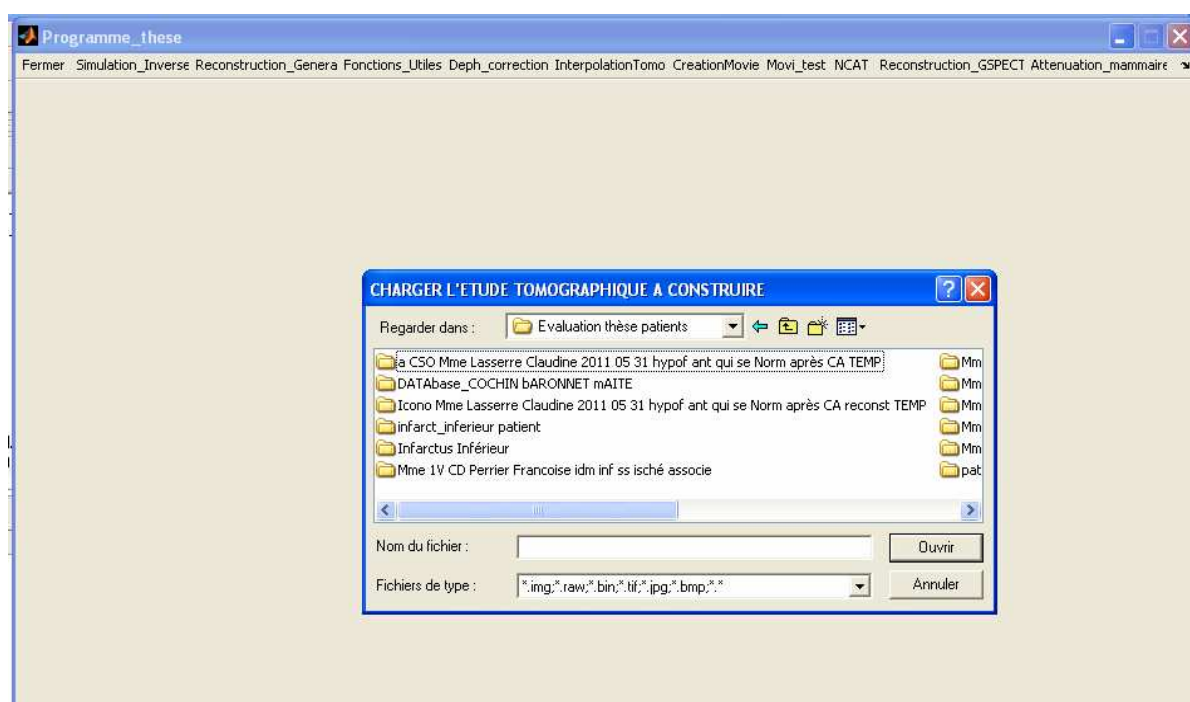


Figure 6.4 : Illustration de la première étape de notre interface de traitement.

Par exemple si l'opérateur sélectionne une étude à reconstruire sans correction, l'interface lui donne à cette étape la possibilité de choisir :

- l'angle d'inclinaison de départ de la gamma caméra.
- Le pas de projection.
- Le type d'algorithme
- Et le nombre d'itération.

De plus amples détails sur notre interface sont reportés dans les annexes.

6.3 Validation des algorithmes

Dans le cadre de notre travail, nous avons vérifié la validité de nos méthodes en utilisant des études TEMP de perfusion myocardique simulées et des études TEMP patients réels.

6.3.1 Etudes TEMP par simulation

Pour la simulation, le principe consistait à générer à l'aide des logiciels NCAT et SIMIND une étude normale ne représentant aucune pathologie cardiaque. Ensuite, à partir de cette étude, nous avons simulé d'autres études où nous avons introduit délibérément des anomalies similaires à l'atténuation mammaire.

Pour se rapprocher de la réalité, nous avons tenté de rendre l'atténuation non uniforme. Nous avons procédé de la manière suivante. La zone cardiaque a été atténuée de la 9^{ième} à la 24^{ième} projection suivant des coefficients d'atténuation différents.

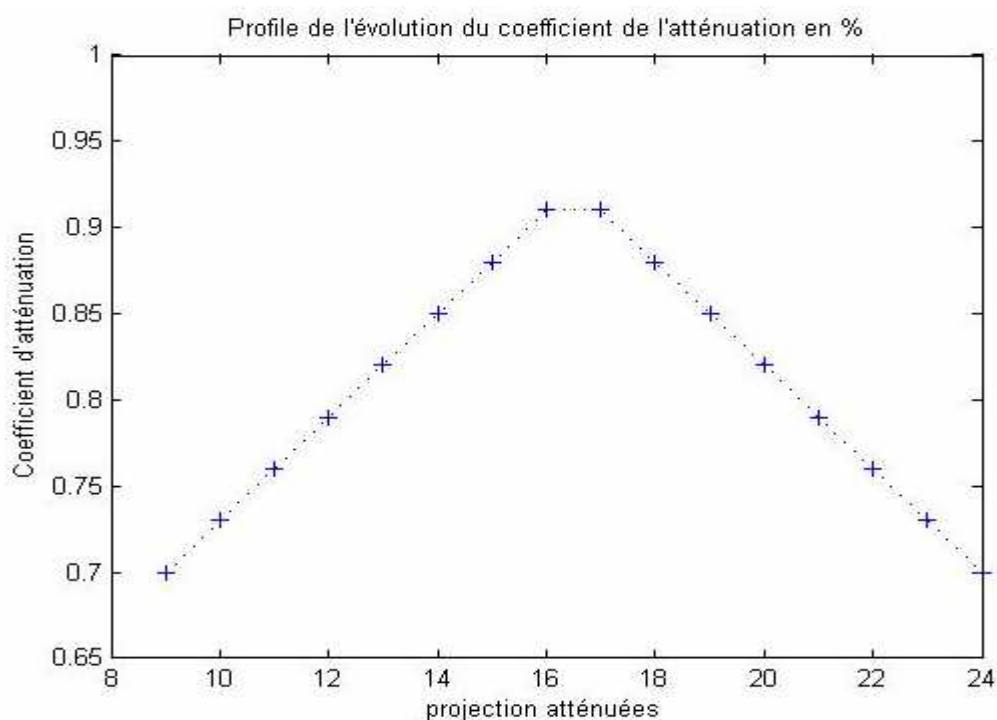


Figure 6.5 : Profil de l'évolution des coefficients d'atténuation appliqués sur les projections pour simuler l'atténuation mammaire.

De ce fait, dans notre exemple l'atténuation est maximale à la projection 16 et décroît en s'éloignant de part et d'autre de cette projection. Le profil de l'évolution de ces coefficients est donné par la figure 6.5.

Les études TEMP de perfusion atténuées ainsi obtenues sont de 32 projections acquises sur un arc de 180°, en mode décubitus dorsal (DD). L'angle de départ est de 45° en oblique antérieur droit et le pas d'angle de projection est de 5.8°. La matrice est de 64x64 pixel, zoom = 1,45 avec une fenêtre d'énergie de 20% centré sur le pic de 140keV.

Nous avons appliqué nos algorithmes de reconstruction avec nos méthodes de correction de l'atténuation mammaire (correction de consistance des projections et correction par pondération globale) sur les études TEMP de perfusion atténuées obtenues précédemment afin de corriger les anomalies introduites. Le coefficient de pondération prend ici les valeurs successives de (0,1), (0,15) et (0,35).

Les résultats sont présentés sous trois axes de vu : deux cavités (2C), quatre cavité (4C) et petit axe (PA) et suivant le type d'algorithme (ART, MLEM et OSEM).

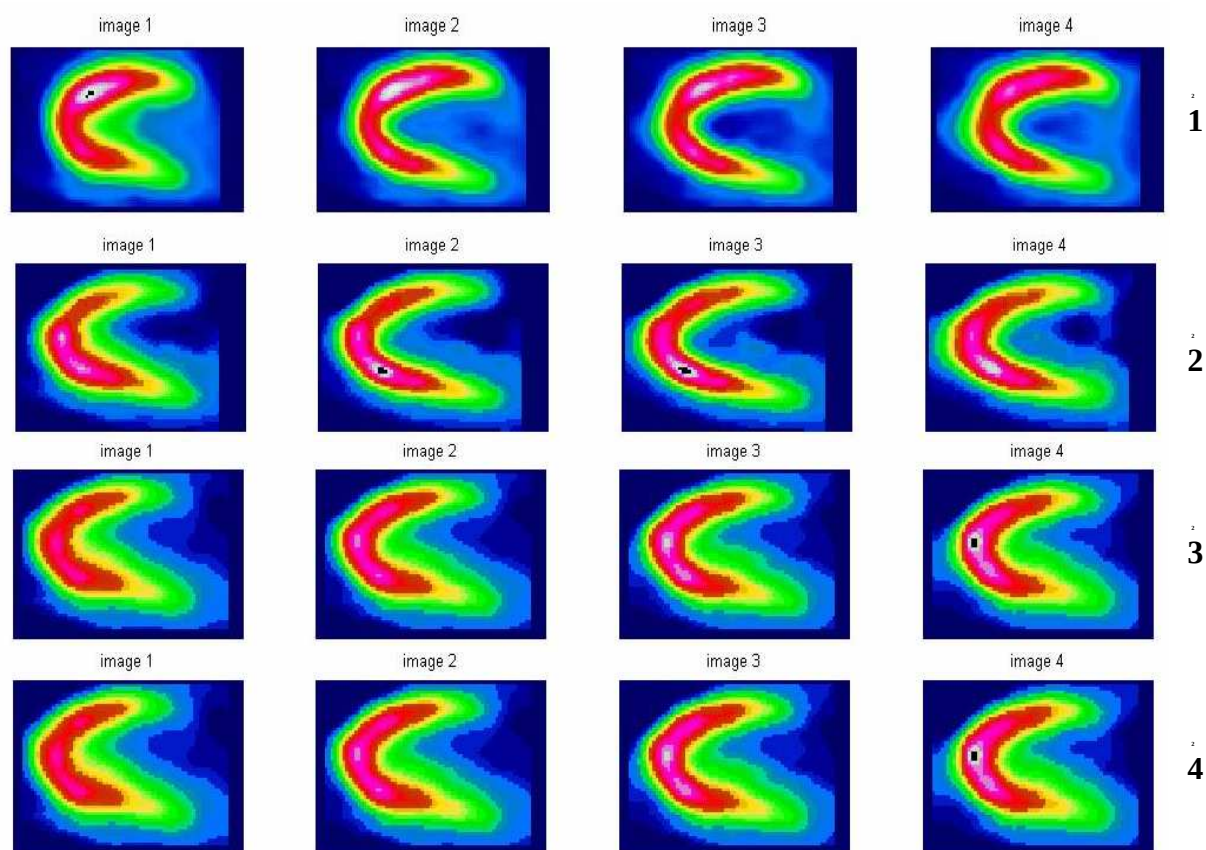


Figure 6.6 : Comparaison des image deux cavités reconstruite par l'algorithme ART.

- 1- Images de l' « étude normale » non atténuée.
- 2- Images de l' « étude avec atténuation mammaire » non corrigées.
- 3- Images de l' « étude avec atténuation mammaire » corrigées uniquement avec la correction par pondération lors de la reconstruction.
- 4- Images de l' « étude avec atténuation mammaire » après correction par consistance des projections et par pondération lors de la reconstruction.

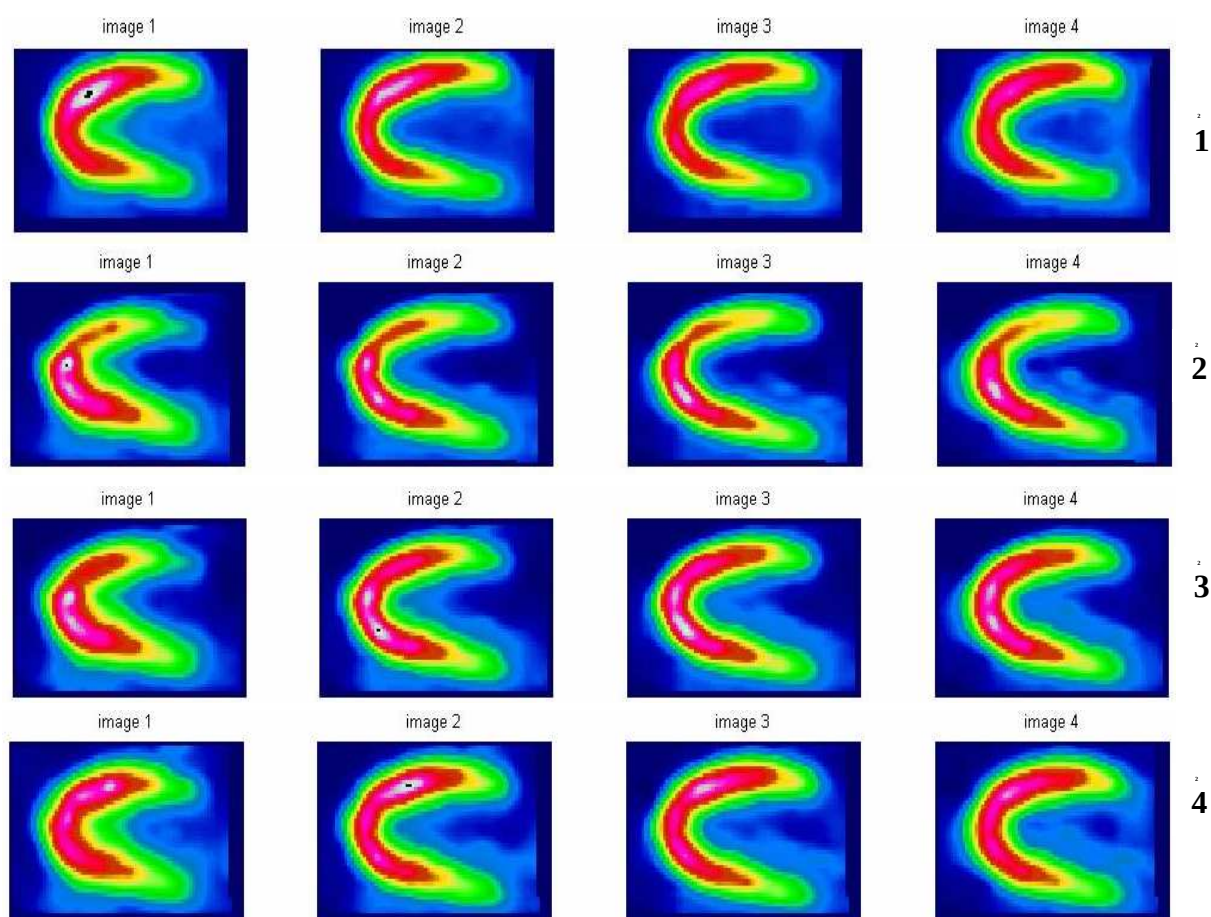


Figure 6.7 : *Comparaison des image deux cavités reconstruite par l’algorithme MLEM.*

1- Images de l’ « étude normale » non atténuée.

2- Images de l’ « étude avec atténuation mammaire » non corrigées.

3- Images de l’ « étude avec atténuation mammaire » corrigées uniquement avec la correction par pondération lors de la reconstruction.

4- Images de l’ « étude avec atténuation mammaire » après correction par consistance des projections et par pondération lors de la reconstruction.

La figure 6.7 présente les images 2C de l’étude TEMP avec atténuation mammaire reconstruites par l’algorithme MLEM. A travers les images non corrigées, nous observons une anomalie de fixation au niveau de toute la paroi antérieure (figure 5.7.2).

Cette hypofixation s’améliore nettement avec la correction par pondération durant la reconstruction des images mais sans correction préalable des projections. Toutefois, nous constatons la persistance d’hypofixation au niveau du tiers moyen et tiers basal de la paroi antérieure (figure 5.7.4).

En revanche, la double correction à la fois au niveau des projections et au niveau de la reconstruction, normalise la fixation du radio traceur au niveau de la paroi antérieure (figure 5.7.4).

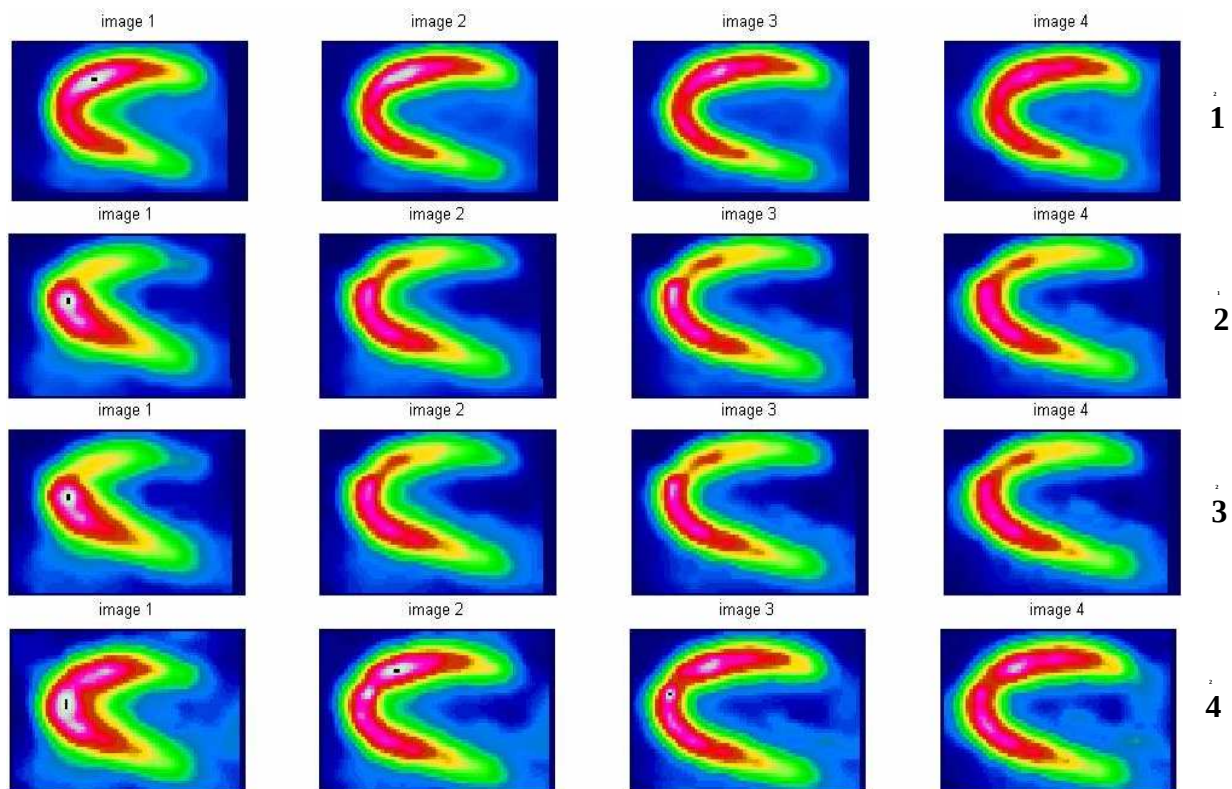


Figure 6.8 : Comparaison des image deux cavités reconstruite par l’algorithme OSEM.

1- Images de l’ « étude normale » non atténuée.

2- Images de l’ « étude avec atténuation mammaire » non corrigées.

3- Images de l’ « étude avec atténuation mammaire » corrigées uniquement avec la correction par pondération lors de la reconstruction.

4- Images de l’ « étude avec atténuation mammaire » après correction par consistance des projections et par pondération lors de la reconstruction.

Pour les images reconstruites par l’algorithme OSEM, nous constatons l’hypofixation de toute la paroi antérieure des images non corrigées (figure 6.8.2). Cette anomalie de fixation reste encore visible au niveau de la paroi antérieure des images corrigée uniquement par pondération lors de la reconstruction (figure 6.8.3).

En revanche, nous notons que l’hypofixation se normalise avec la double correction obtenue par OSEM (figure 6.8.4).

L’ensemble des observations faites sur les images 2C est également valable pour les images 4C et PA, si bien que nous présentons ici, dans la figure 6.9, uniquement les images PA doublement corrigées avec les trois types d’algorithmes.

Nous soulignons que ces images sont superposables aux images de l’étude normale sans atténuation mammaire.

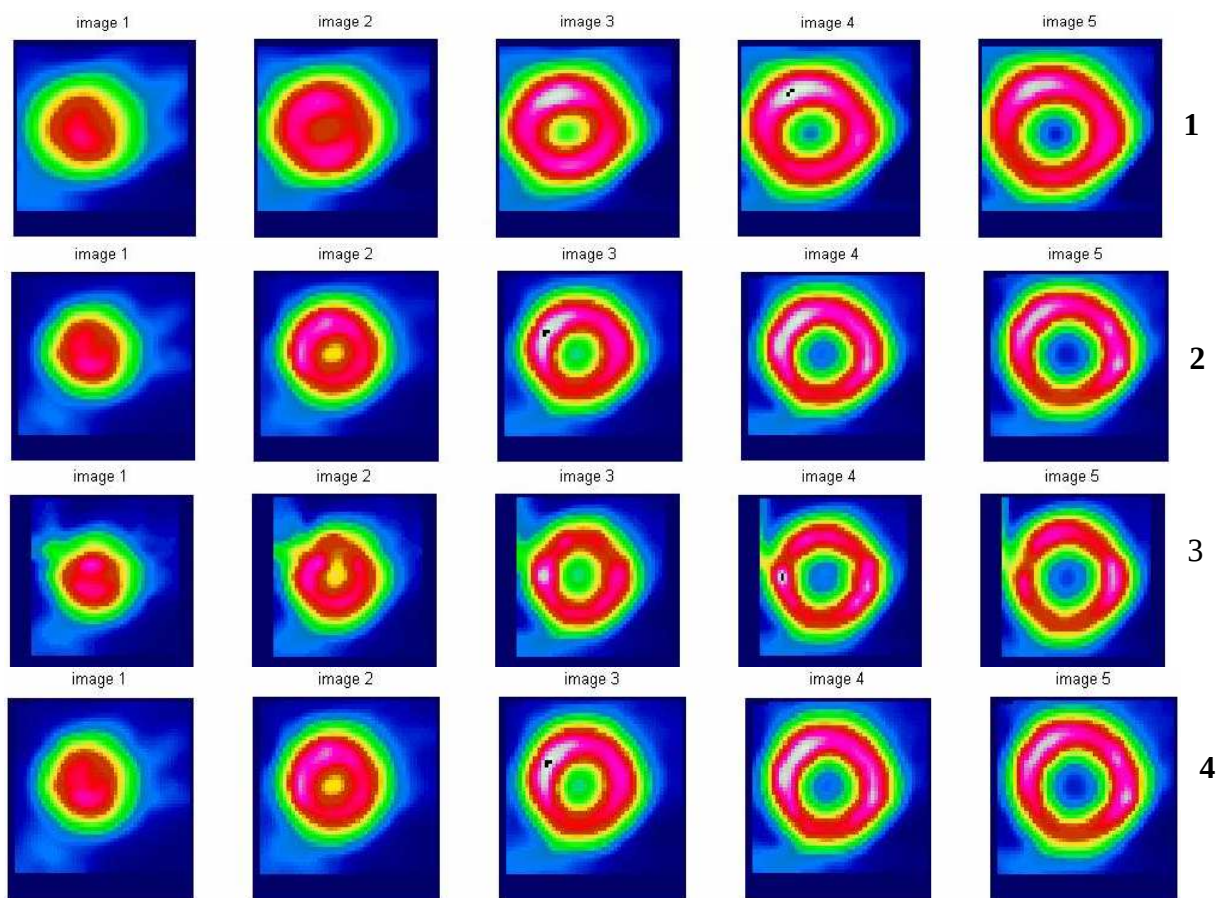


Figure 6.9 : Comparaison des images petites axe reconstruites successivement par ART, MLEM et OSEM.

1- Images de l' « étude normale » non atténuée.

2- Images de l' « étude avec atténuation mammaire » après correction par consistance des projections et par pondération lors de la reconstruction avec ART.

3- Images de l' « étude avec atténuation mammaire » après correction par consistance des projections et par pondération lors de la reconstruction avec MLEM.

4- Images de l' « étude avec atténuation mammaire » après correction par consistance des projections et par pondération lors de la reconstruction avec OSEM.

Pour plus de clarté, nous représentons une coupe des images PA illustrant les observations faites dans le traitement de l'«étude simulant avec atténuation mammaire. Nous remarquons que l'hypofixation de la paroi antérieure et des régions antéroseptales et antérolatérale se normalisent après correction de l'atténuation mammaire.

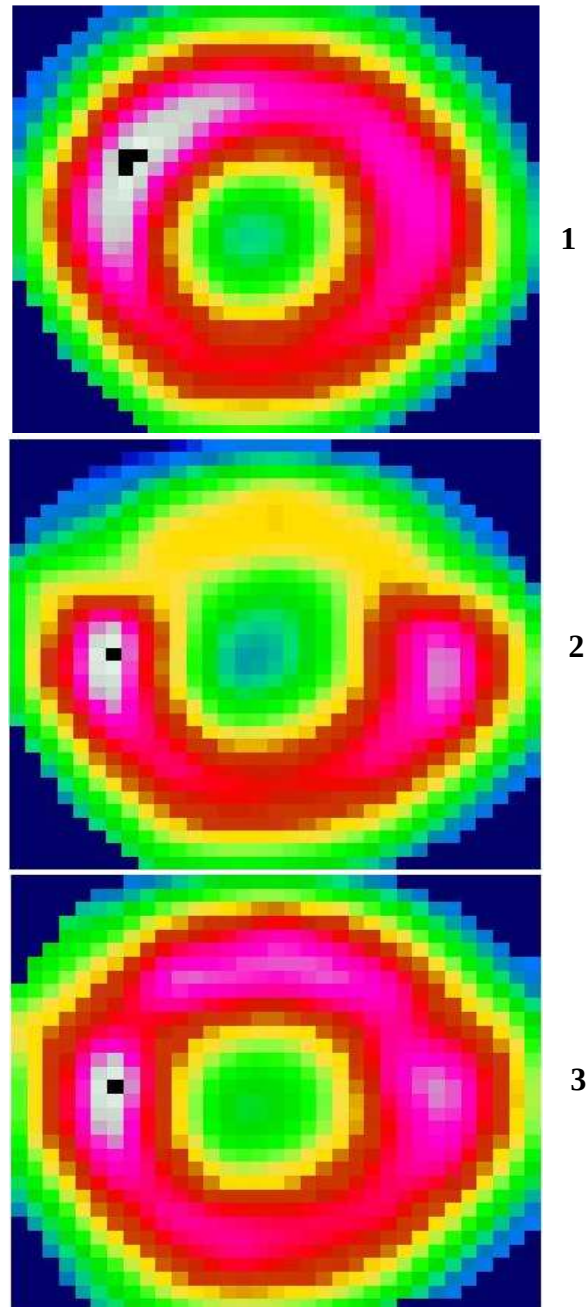


Figure 6.10 : Représentation d'une seule coupe PA reconstruites par l'algorithme OSEM.

- 1- Images de l' « étude normale » non atténuée.
- 2- Images de l' « étude avec atténuation mammaire » non corrigées.
- 3- Images de l' « étude avec atténuation mammaire » après correction par consistance des projections et par pondération lors de la reconstruction.

6.3.2 Etudes patients réels

A cette étape, il s'agit de vérifier l'efficacité de nos algorithmes sur des études de perfusion myocardique des patients réels. Nous proposons de prendre comme exemple une patiente ayant une réelle atténuation mammaire et de vérifier si nos algorithmes permettent de la corriger.

Par la suite, nous proposons de vérifier que nos algorithmes de correction ne corrigent pas faussement une réelle ischémie (antérieure et /ou inférieure) ou un réel infarctus (antérieur et/ou inférieur).

Les données utilisées pour faire les vérifications de nos algorithmes sont issues de patientes ayant eu une tomoscintigraphie de perfusion myocardique. Ces dernières ont subi un examen de tomoscintigraphie de perfusion myocardique au laboratoire de biophysique et de médecine nucléaire de l'hôpital Cochin dont nous connaissons préalablement le diagnostic final retenu.

Nous avons huit échantillons. Nous les nommons études {820, 421, 312, 429, 502, 109 et 304}, dont trois représentent une atténuation mammaire, trois sont des infarctus réels et deux ischémies. Chaque étude est formée de 32 projections acquises sur un arc de 180°, en mode décubitus dorsal (DD). L'angle de départ est de 45° en oblique antérieur droit et le pas de d'angle de projection est de 5,8°. La matrice est de 64x64 pixel, zoom = 1,45 avec une fenêtre d'énergie de 20% centré sur le pic de 67keV.

Ces vérifications ont été réalisées en appliquant nos méthodes de correction de l'atténuation mammaire avec les algorithmes itératifs ART, MLEM et OSEM. Durant tout le traitement, le nombre d'itération utilisé est de 32 pour les algorithmes MLEM et OSEM et de 5 itérations pour l'algorithme ART.

Les facteurs de pondération évalués sont successivement les valeurs **0,10 ; 0,15** et **0,35**. Et pour chaque évaluation, le programme fournit deux reconstructions :

- Reconstruction sans correction.
- Reconstruction avec double correction (de consistance entre les projections et par pondération lors de la reconstruction).

6.3.2.1 Cas de l'atténuation mammaire : (étude numéro 820, 421 et 312)

Il s'agit de trois patientes présentant une coronarographie normale et dont le diagnostic établie a conclu à une atténuation mammaire. Les résultats obtenus par nos méthodes de reconstruction sont représentés à travers les figures ci-dessous. Nous rappelons que les trois algorithmes ont donné des résultats quasiment semblables. Nous avons choisi de vous présenter ici ceux obtenus par MLEM avec un coefficient de **(0,35)** de l'atténuation.

Nous constatons qu'après correction des images avec nos méthodes de correction, l'hypofixation se normalise au niveau de la paroi antérieure (figures 6.11 à 6.19).

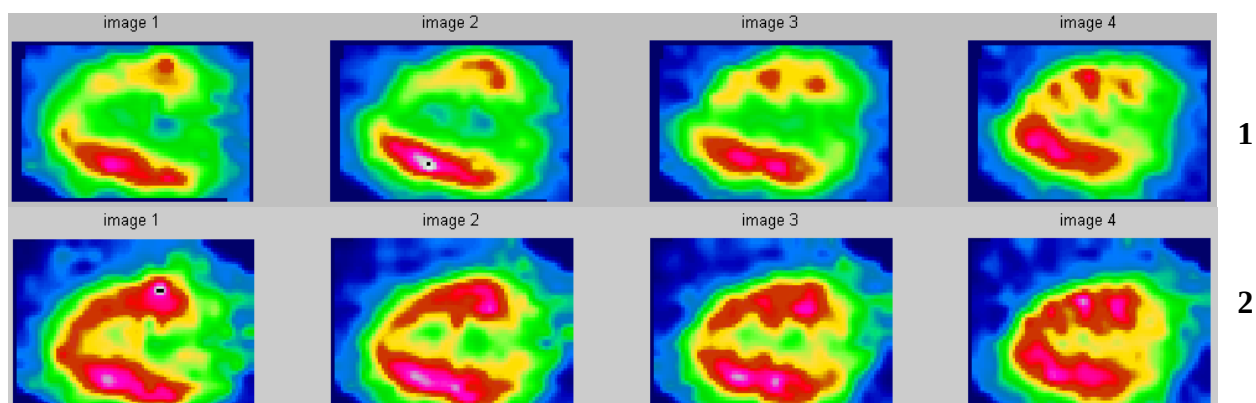


Figure 6.11: Atténuation mammaire. Images 2C de l' « étude numéro 820 » avec MLEM.
 1- Images 2C de l' « étude numéro 820 » non corrigées.
 2- Images 2C de l' « étude numéro 820 » après correction.

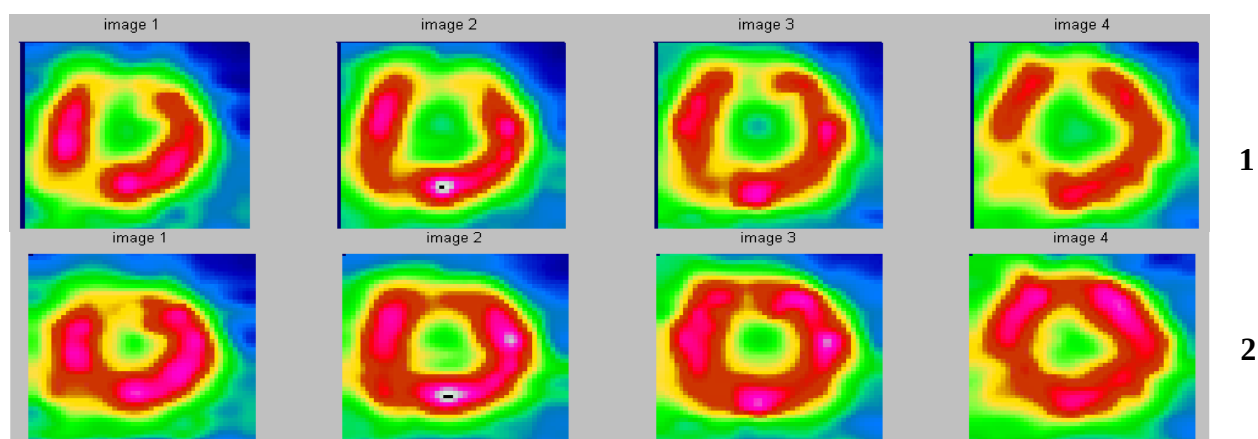


Figure 6.12: Atténuation mammaire. Images PA de l' « étude numéro 820 » avec MLEM.
 1- Images PA de l' « étude numéro 820 » non corrigées.
 2- Images PA de l' « étude numéro 820 » après correction.

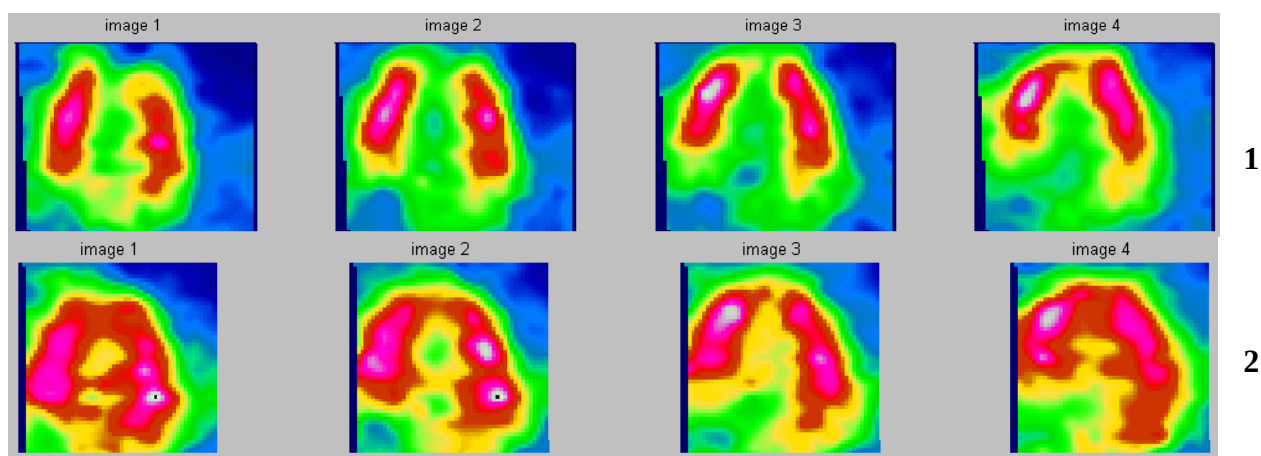


Figure 6.13: Atténuation mammaire. Images 4C de l' « étude numéro 820 » avec MLEM.
 1- Images 4C de l' « étude numéro 820 » non corrigées.
 2- Images 4C de l' « étude numéro 820 » après correction.

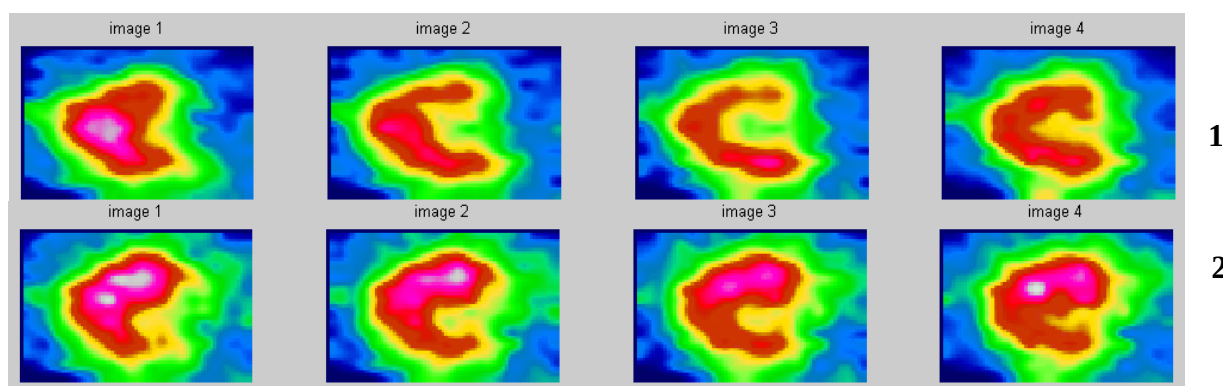


Figure 6.14 : Atténuation mammaire. Images 2C de l' « étude numéro 421 » avec MLEM.
 1- Images 2C de l' « étude numéro 421 » non corrigées.
 2-Images 2C de l' « étude numéro 421 » après correction.

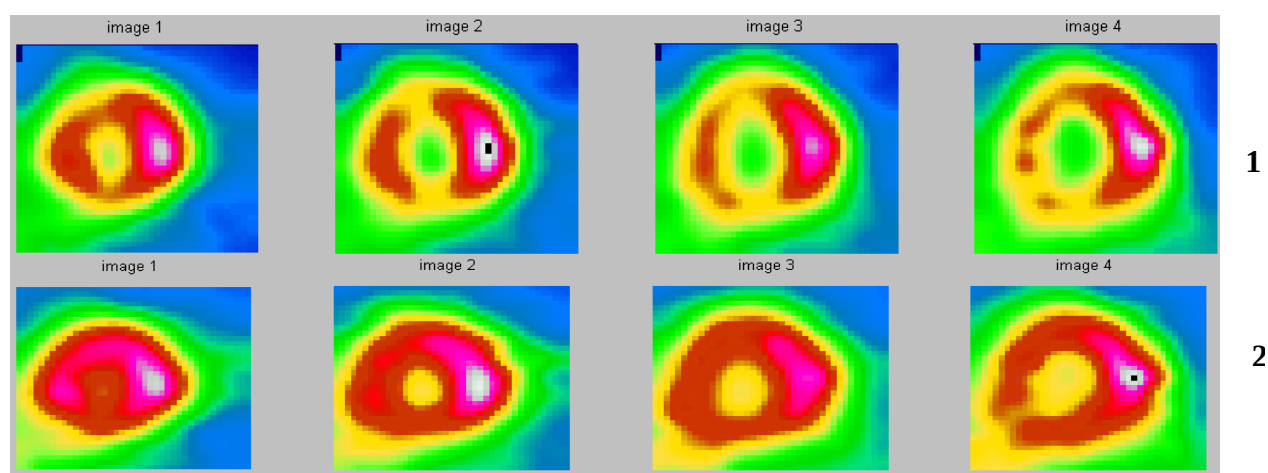


Figure 6.15 : Atténuation mammaire. Images PA de l' « étude numéro 421 » avec MLEM.
 1- Images PA de l' « étude numéro 421 » non corrigées.
 2-Images PA de l' « étude numéro 421 » après correction.

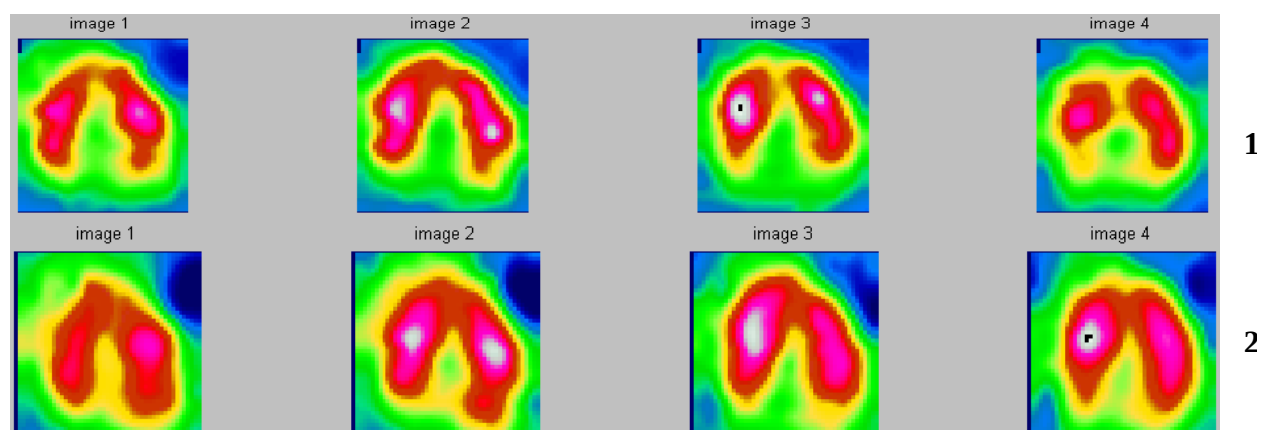


Figure 6.16 : Atténuation mammaire. Images 4C de l' « étude numéro 421 » avec MLEM.
 1- Images 4C de l' « étude numéro 421 » non corrigées.
 2-Images 4C de l' « étude numéro 421 » après correction.

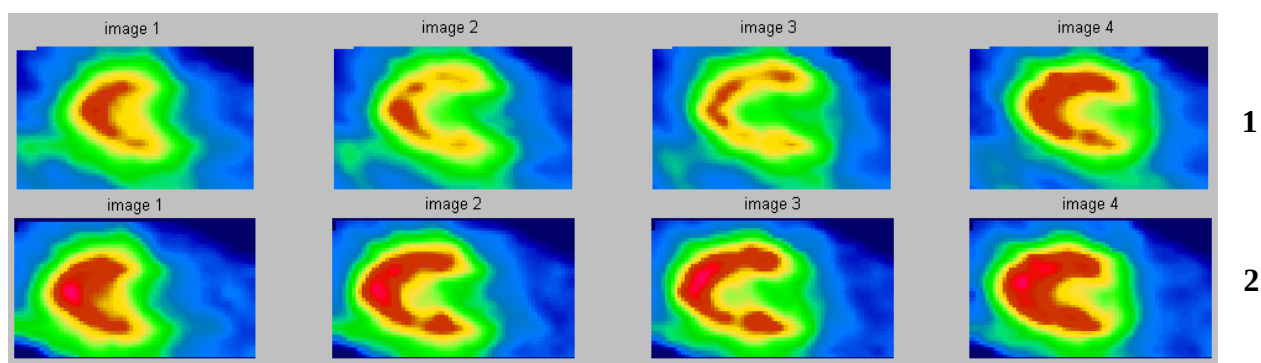


Figure 6.17 : Atténuation mammaire. Images 2C de l' « étude numéro 312 » avec MLEM.
 1- Images 2C de l' « étude numéro 312 » non corrigées.
 2- Images 2C de l' « étude numéro 312 » après correction.

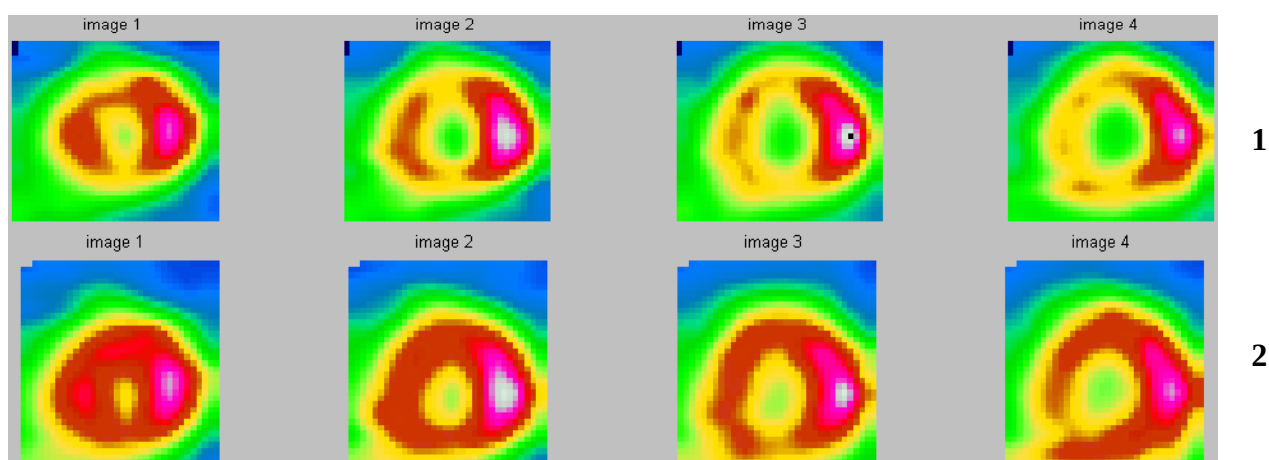


Figure 6.18 : Atténuation mammaire. Images PA de l' « étude numéro 312 » avec MLEM.
 1- Images PA de l' « étude 312 » non corrigées.
 2- Images PA de l' « étude 312 » après correction.

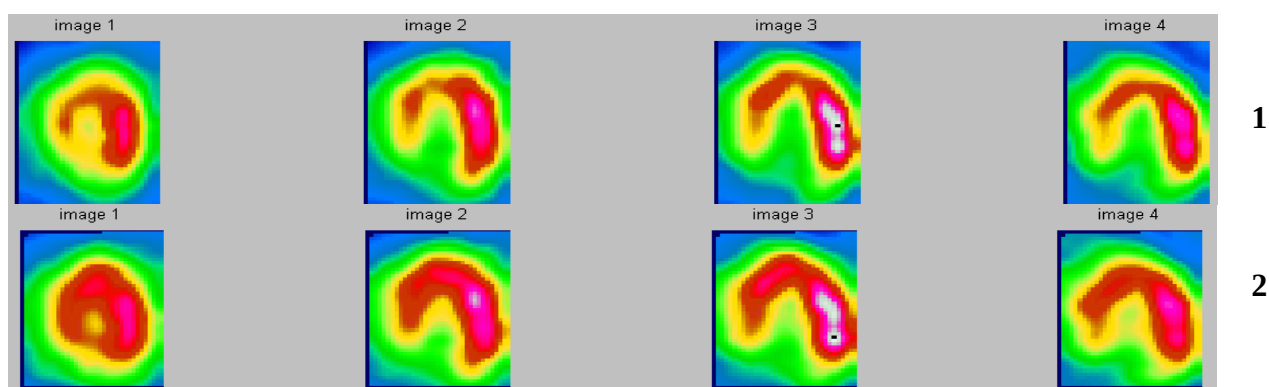


Figure 6.19 : Atténuation mammaire. Images 4C de l' « étude numéro 312 » avec MLEM.
 1- Images 4C de l' « étude 312 » non corrigées.
 2- Images 4C de l' « étude 312 » après correction.

6.3.2.2 Cas d'un infarctus myocardique : (études numéro 429, 502 et 520)

Il s'agit de trois patientes présentant un antécédent d'un infarctus. Nous vérifions que nos méthodes de corrections n'introduisent pas faussement la normalisation d'une réelle anomalie de fixation d'infarctus inférieure (étude numéro 429), d'infarctus apical (étude numéro (502) et d'un infarctus antéroseptopical (520).

Nous avons reconstruit les études numéro 429, 502 et 520 en utilisant les algorithmes ART, MLEM et OSEM avec la double correction (consistance entre les projections acquises et la pondération durant la reconstruction) avec un coefficient de pondération de 0,25.

Nous soulignons que les images (2C, PA, 4C) obtenues après correction d'une éventuelle atténuation mammaire sont superposables à celles sans correction. Ceci se vérifie quelque soit le type d'algorithme utilisé. Les résultats obtenues sont représentés dans les figures ci-dessous : infarctus inférieur (figures 6.13 à 6.21), infarctus apical (figures 6.22 à 6.30) et infarctus antérieur (figure 6.31 à 6.39)

Ainsi, un réel infarctus myocardique persiste bien après correction d'atténuation. Nous vérifions ainsi que nos algorithmes ne normalisent pas faussement un réel infarctus inférieur, antérieur et/ou antéroapical.

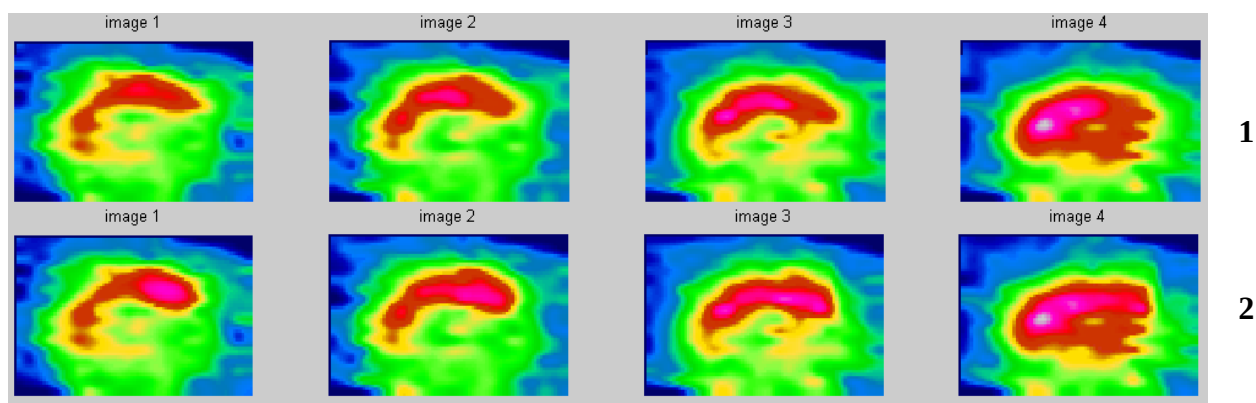


Figure 6.13 : Infarctus inférieur. Images 2C de l'« étude 429 » reconstruite avec ART.

1-Images 2C de l'« étude 429 » non corrigées.

2-Images 2C de l'« étude 429 » après correction.

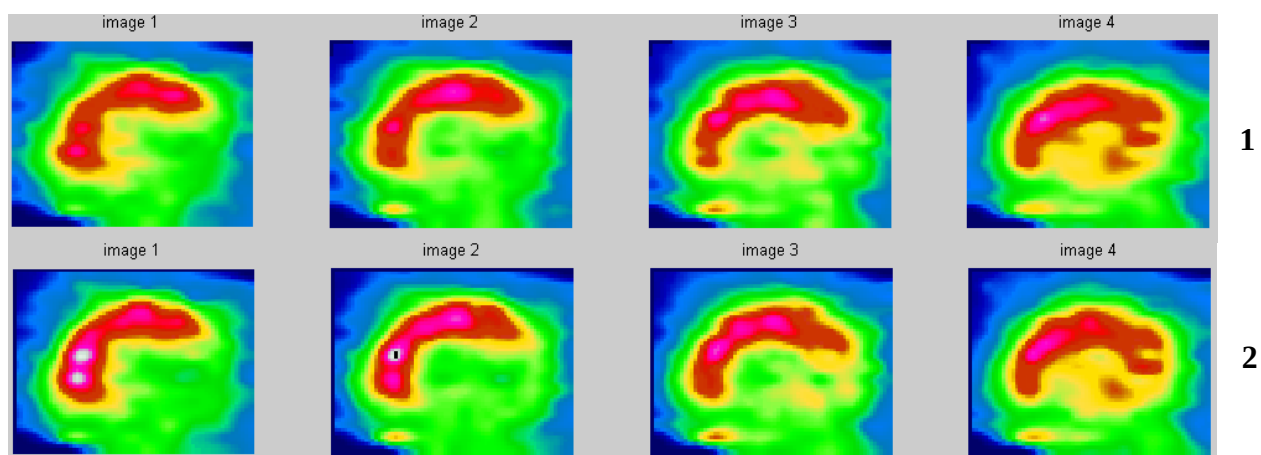


Figure 6.14 : Infarctus inférieur. Images 2C de l'« étude 429 » reconstruite avec MLEM.

1-Images 2C de l'« étude 429 » non corrigées.

2-Images 2C de l'« étude 429 » après correction.

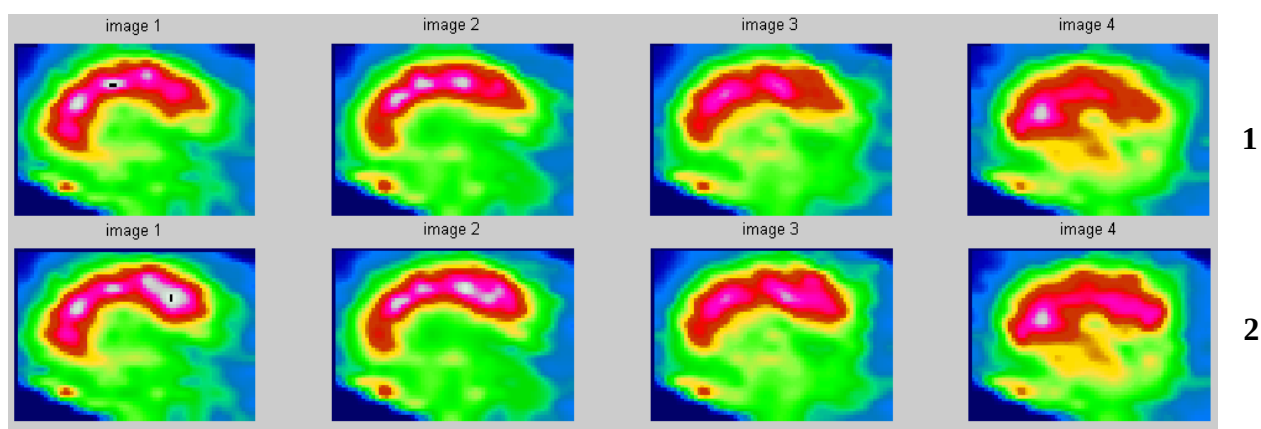


Figure 6.15 : Infarctus inférieur. Images 2C de l'« étude 429 » reconstruite avec OSEM.

1-Images 2C de l'« étude 429 » non corrigées.

2-Images 2C de l'« étude 429 » après correction.

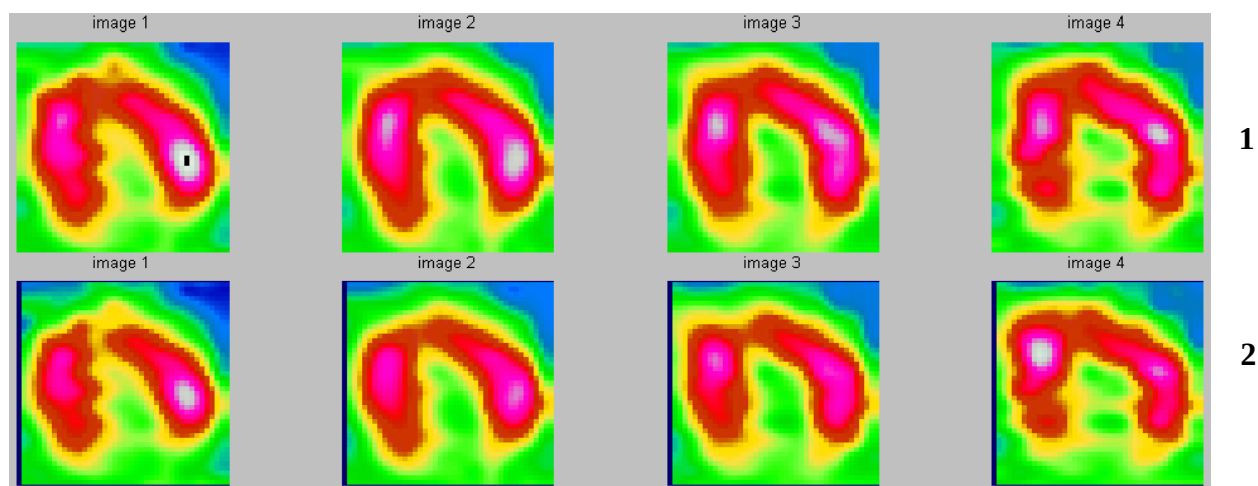


Figure 6.16 : Infarctus inférieur. Images PA de l' « étude 429 » reconstruite avec ART.

1-Images PA de l'« étude 429 » non corrigées.

2-Images PA de l'« étude 429 » après correction.

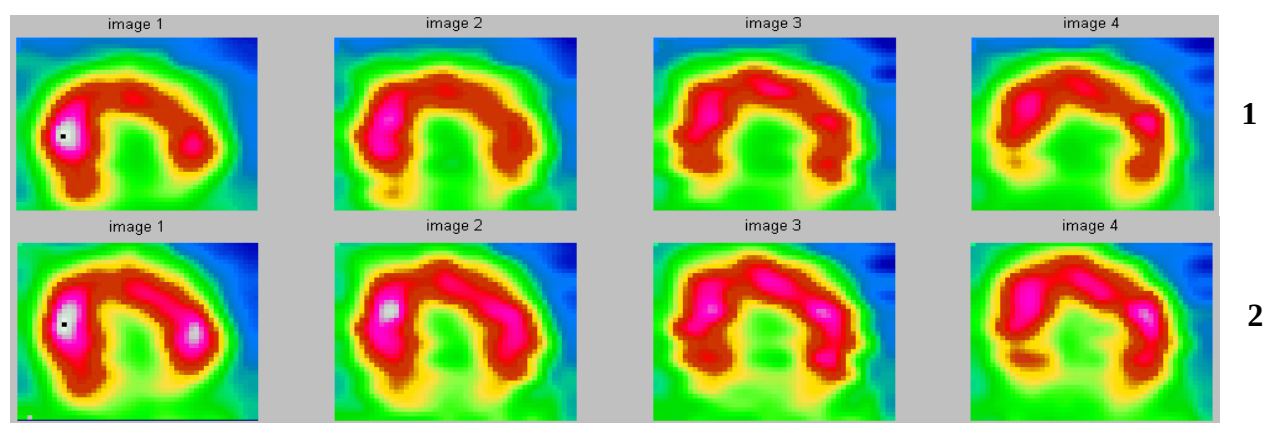


Figure 6.17 : Infarctus inférieur. Images PA de l' « étude 429 » reconstruite avec MLEM.

1-Images PA de l'« étude 429 » non corrigées.

2-Images PA de l'« étude 429 » après correction.

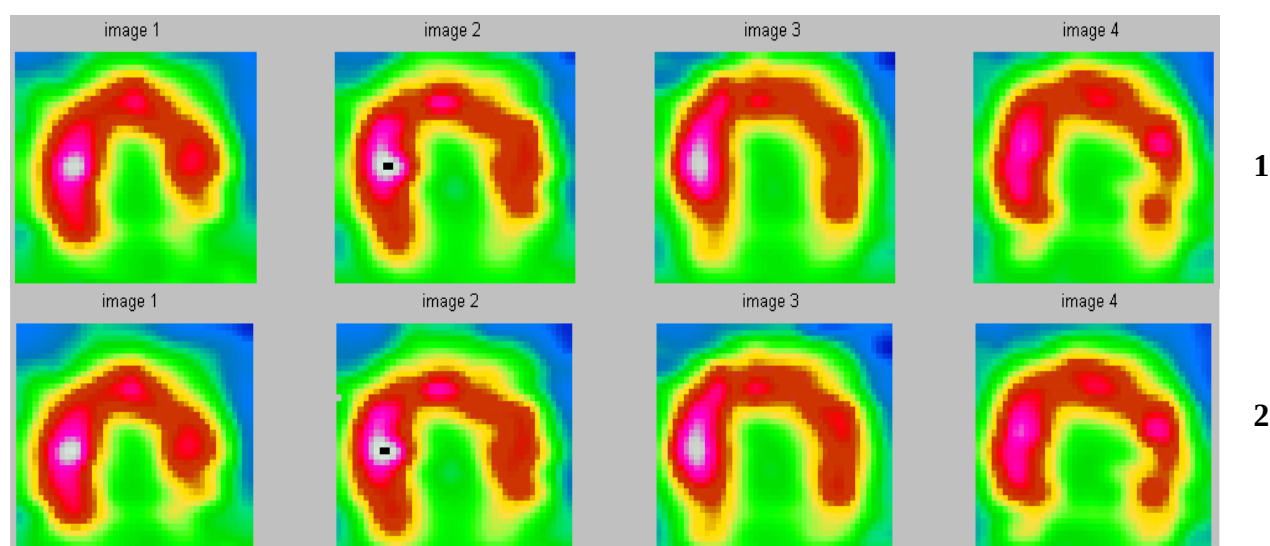


Figure 6.18 : Infarctus inférieur. Images PA de l' « étude 429 » reconstruite avec OSEM.

1-Images PA de l'« étude 429 » non corrigées.

2- Images PA de l'« étude 429 » après correction.

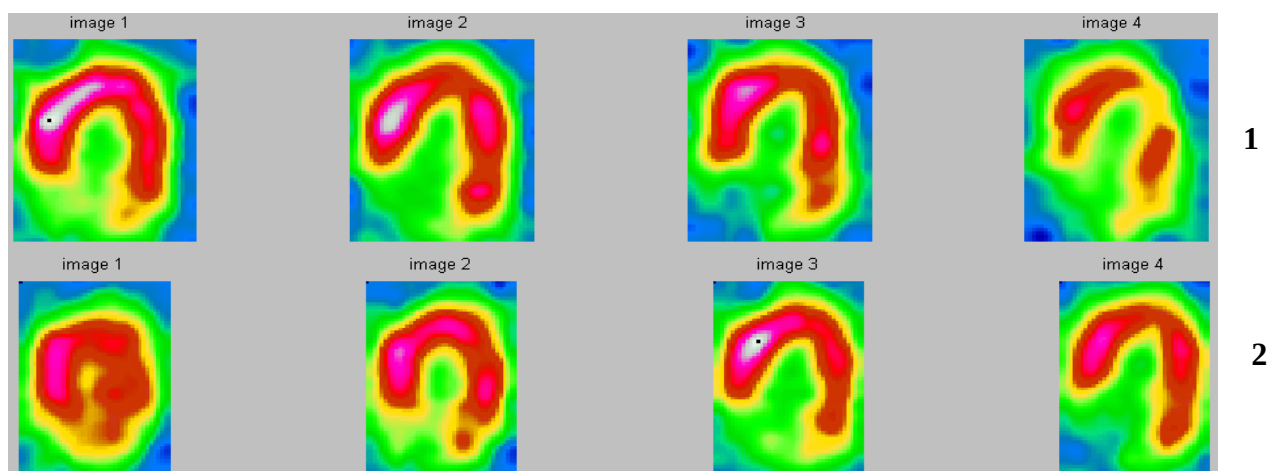


Figure 6.19 : *Infarctus inférieur. Images 4C de l' « étude 429 » reconstruite avec ART.*
 1-Images 4C de l'« étude 429 » non corrigées.
 2- Images 4C de l'« étude 429 » après correction.

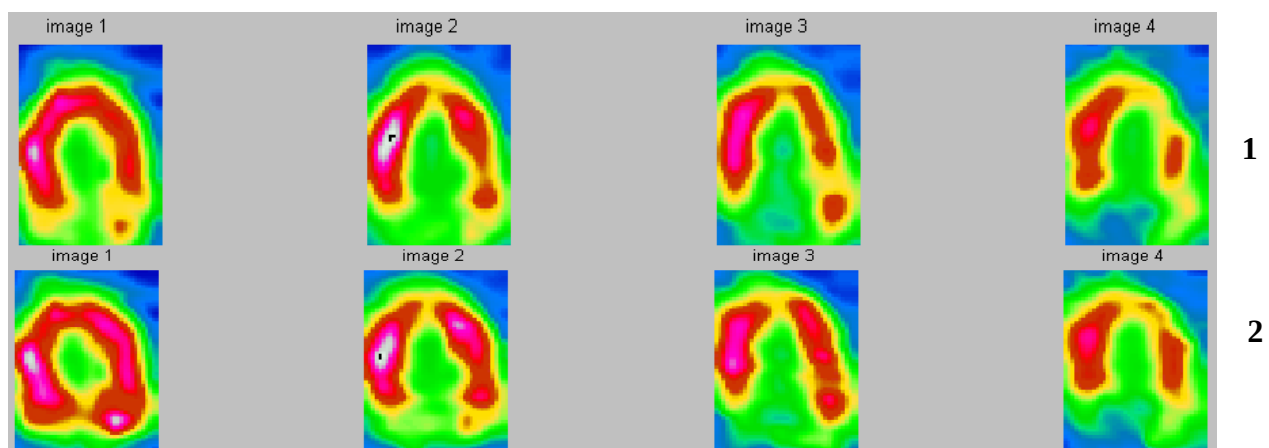


Figure 6.20 : *Infarctus inférieur. Images 4C de l' « étude 429 » reconstruite avec MLEM.*
 1-Images 4C de l'« étude 429 » non corrigées.
 2- Images 4C de l'« étude 429 » après correction.

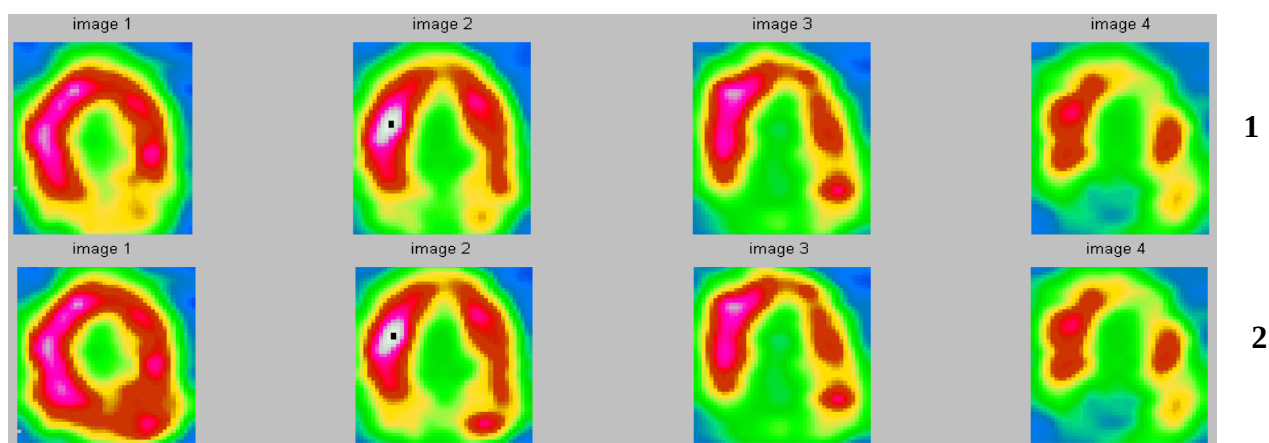


Figure 6.21 : *Infarctus inférieur. Images 4C de l' « étude 429 » reconstruite avec OSEM.*
 1-Images 4C de l'« étude 429 » non corrigées.
 2- Images 4C de l'« étude 429 » après correction.

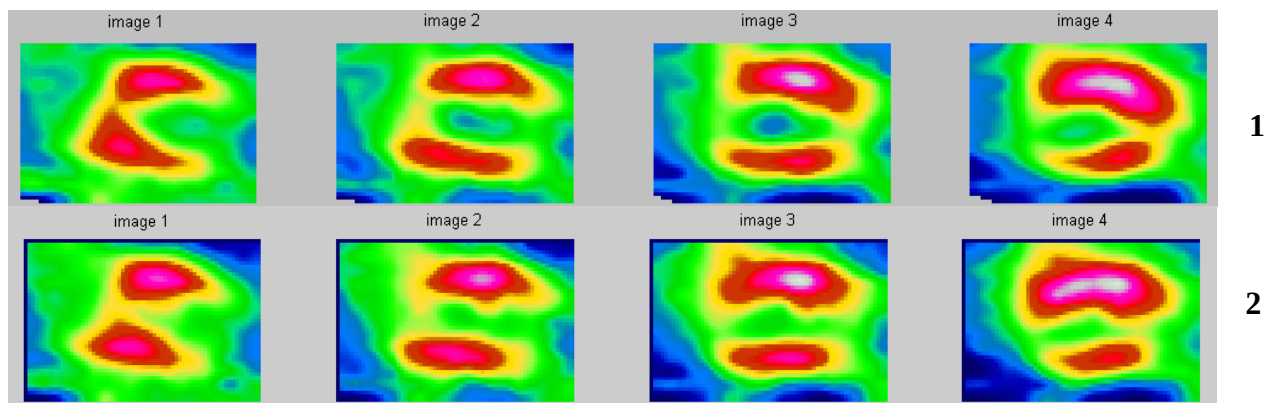


Figure 6.22 : *Infarctus apical. Images 2C de l' « étude 502 » reconstruite avec ART.*

1-Images 2C de l'« étude 502 » non corrigées.

2- Images 2C de l'« étude 502 » après correction.

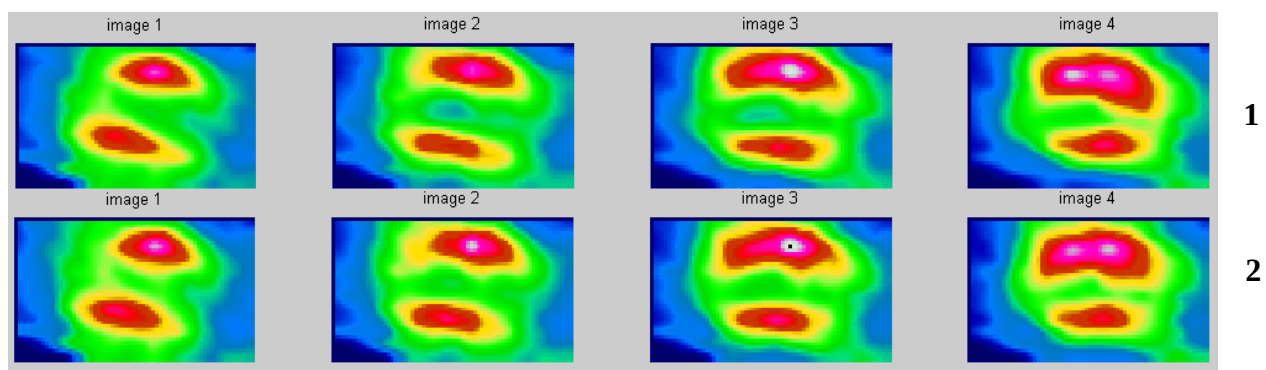


Figure 6.23 : *Infarctus apical. Images 2C de l' « étude 502 » reconstruite avec MLEM.*

1-Images 2C de l'« étude 502 » non corrigées.

2- Images 2C de l'« étude 502 » après correction.

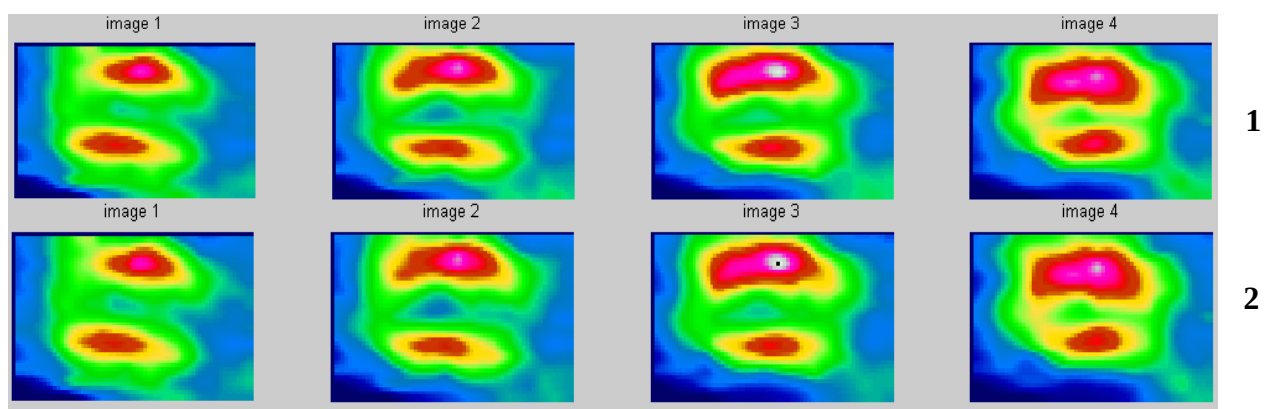


Figure 6.24 : *Infarctus apical. Images 2C de l' « étude 502 » reconstruite avec OSEM.*

1-Images 2C de l'« étude 502 » non corrigées.

2- Images 2C de l'« étude 502 » après correction.

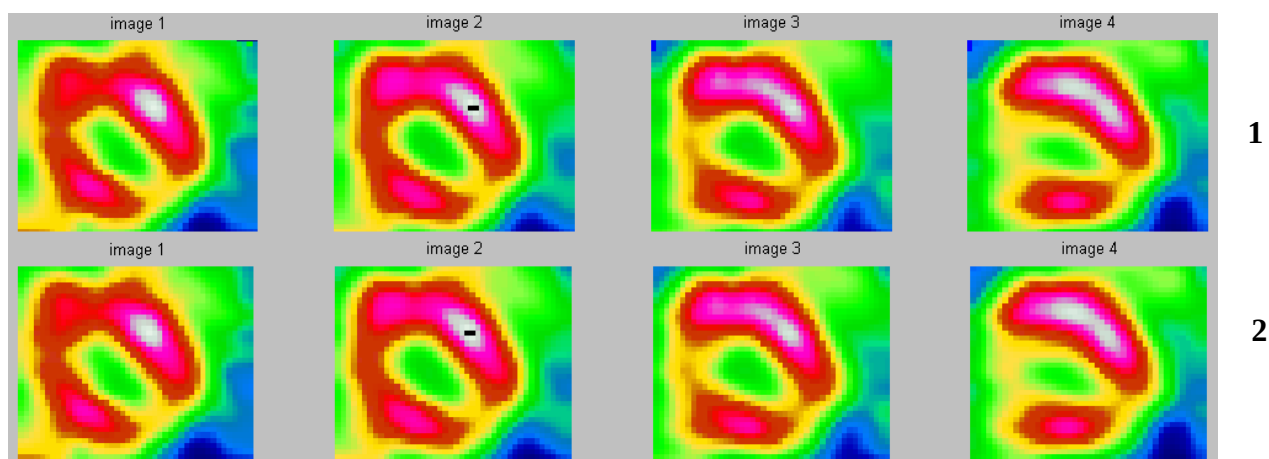


Figure 6.25 : Infarctus apical. Images PA de l'« étude 502 » reconstruite avec ART.

- 1-Images PA de l'« étude 502 » non corrigées.
- 2- Images PA de l'« étude 502 » après correction.

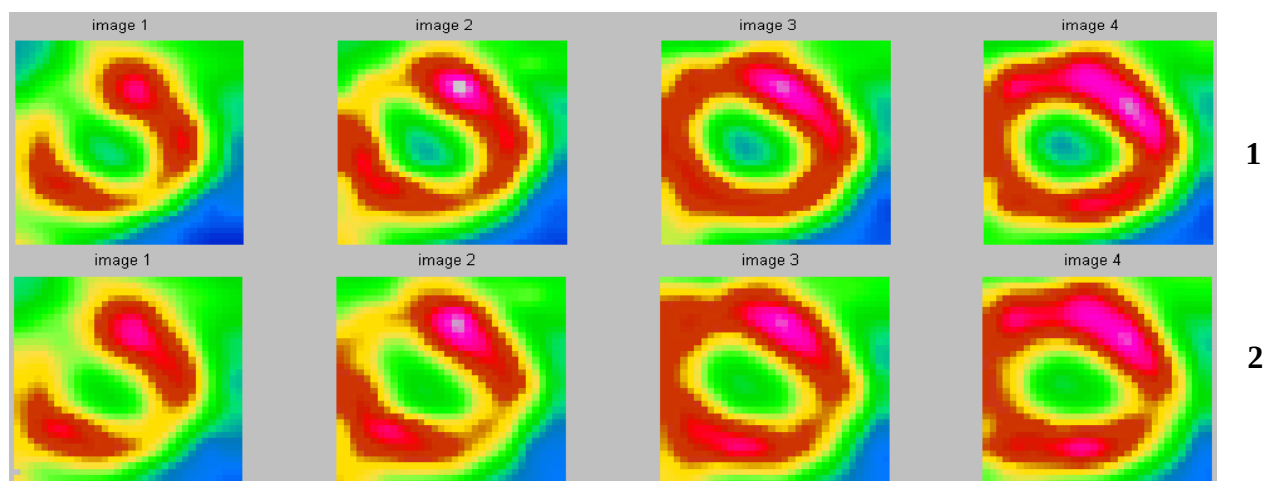


Figure 6.26 : Infarctus apical. Images PA de l'« étude 502 » reconstruite avec MLEM.

- 1-Images PA de l'« étude 502 » non corrigées.
- 2- Images PA de l'« étude 502 » après correction.

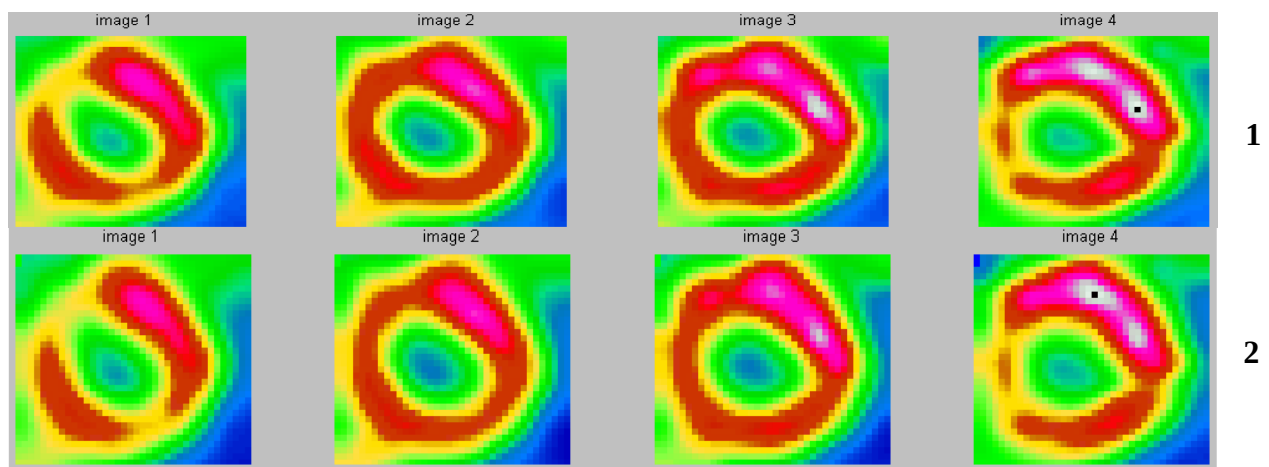


Figure 6.27 : Infarctus apical. Images PA de l'« étude 502 » reconstruite avec OSEM.

- 1-Images PA de l'« étude 502 » non corrigées.
- 2- Images PA de l'« étude 502 » après correction.

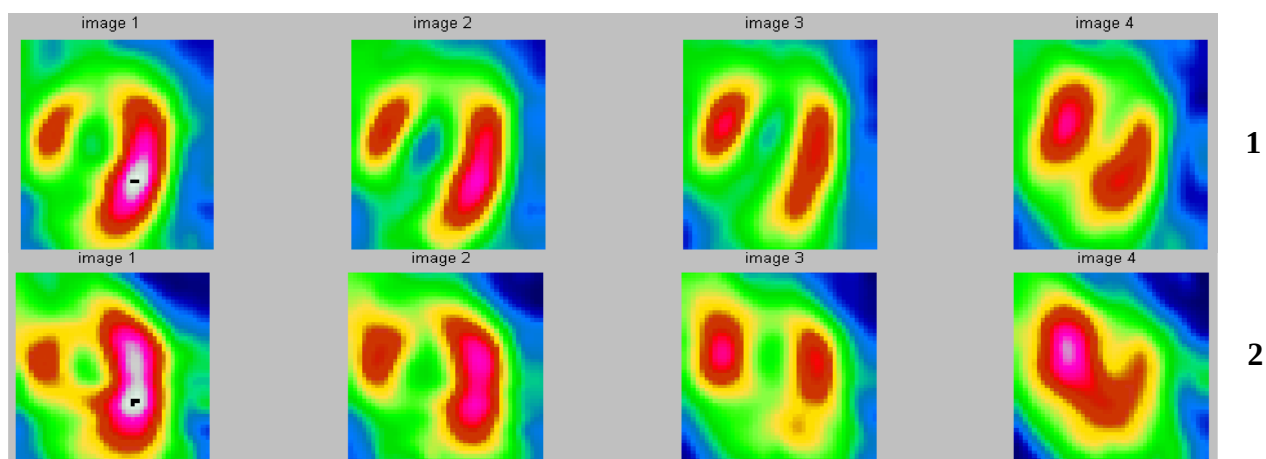


Figure 6.28 : Infarctus apical. Images 4C de l' « étude 502 » reconstruite avec ART.
 1-Images 4C de l'« étude 502 » non corrigées.
 2- Images 4C de l'« étude 502 » après correction.

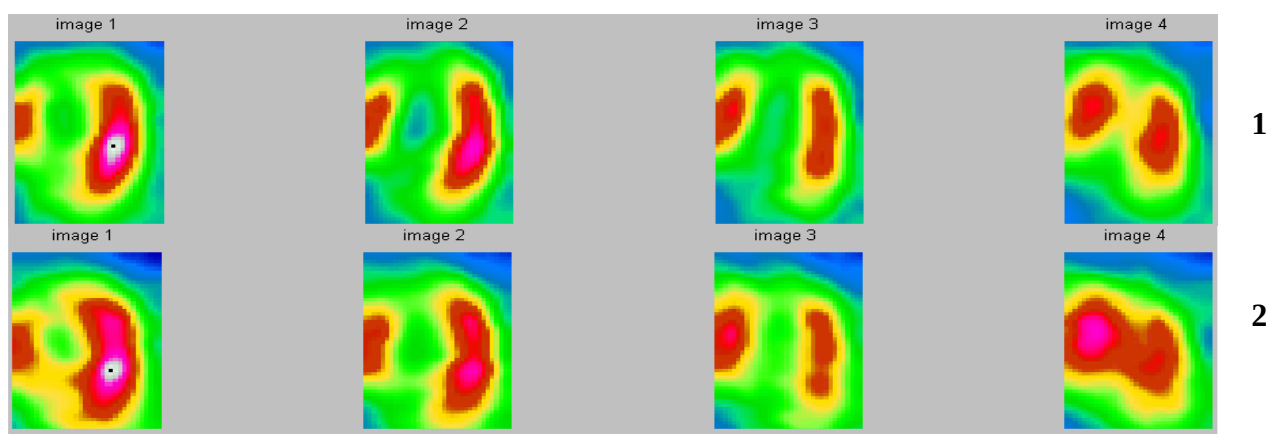


Figure 6.29 : Infarctus apical. Images 4C de l' « étude 502 » reconstruite avec MLEM.
 1-Images 4C de l'« étude 502 » non corrigées.
 2- Images 4C de l'« étude 502 » après correction.

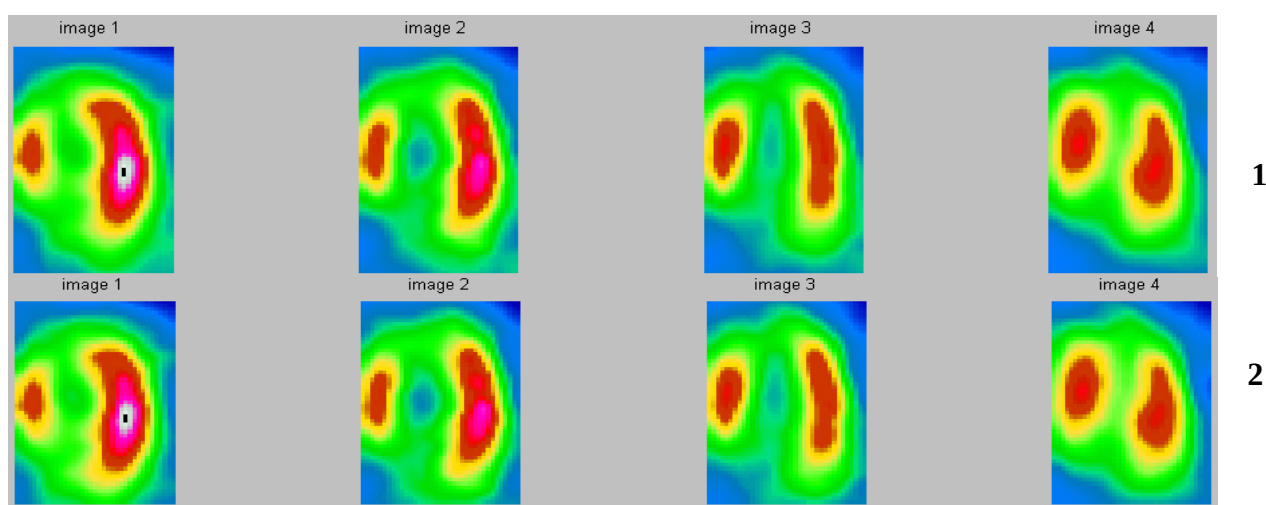


Figure 6.30 : Infarctus apical. Images 4C de l' « étude 502 » reconstruite avec OSEM.
 1-Images 4C de l'« étude 502 » non corrigées.
 2- Images 4C de l'« étude 502 » après correction.

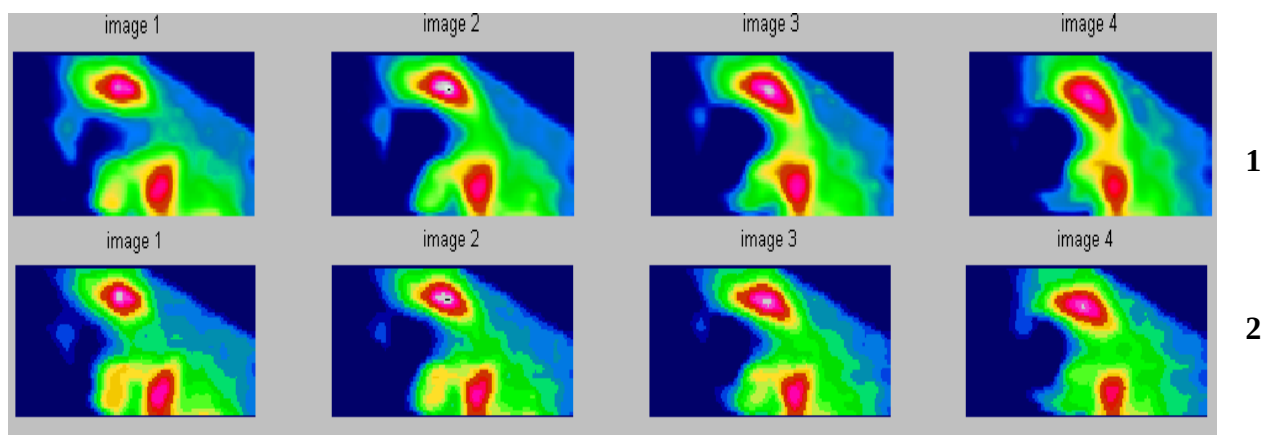


Figure 6.31 : *Infarctus antéroapical. Images 2C de l' « étude 520 » reconstruite avec ART.*
 1-Images 2C de l'« étude 520 » non corrigées.
 2- Images 2C de l'« étude 520 » après correction.

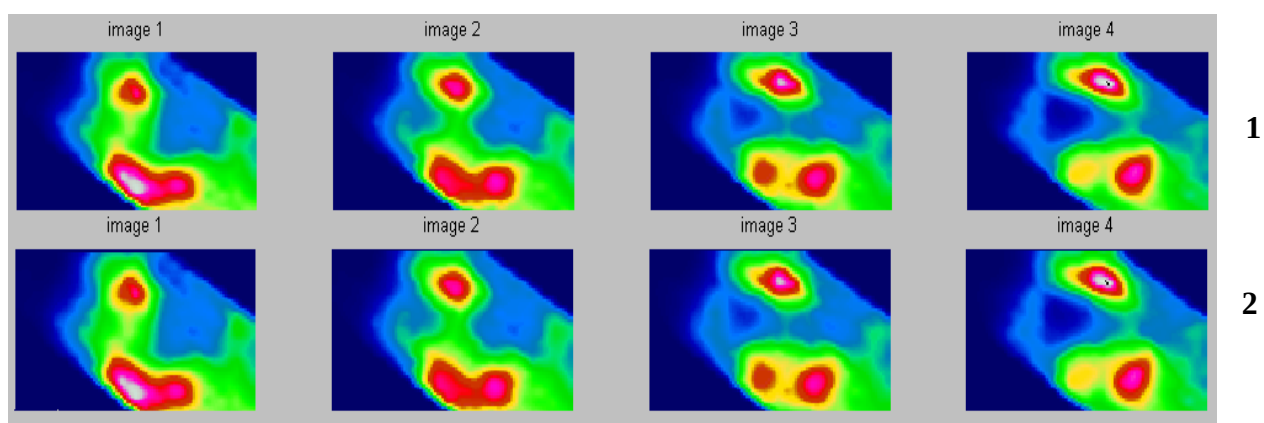


Figure 6.32 : *Infarctus antéroapical. Images 2C de l' « étude 520 » reconstruite avec MLEM.*
 1-Images 2C de l'« étude 520 » non corrigées.
 2- Images 2C de l'« étude 520 » après correction.

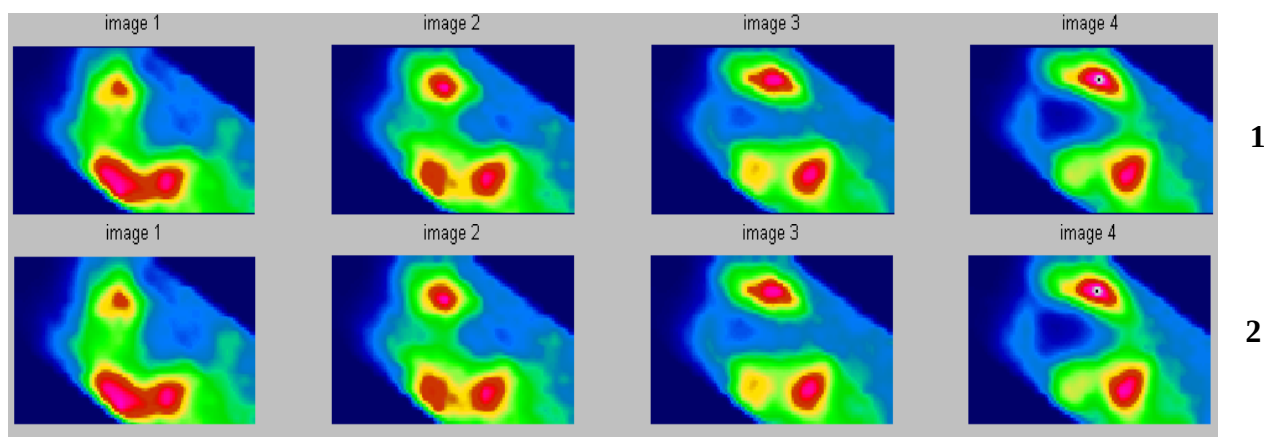


Figure 6.33 : *Infarctus antéroapical. Images 2C de l' « étude 520 » reconstruite avec OSEM.*
 1-Images 2C de l'« étude 520 » non corrigées.
 2-Images 2C de l'« étude 520 » après correction.

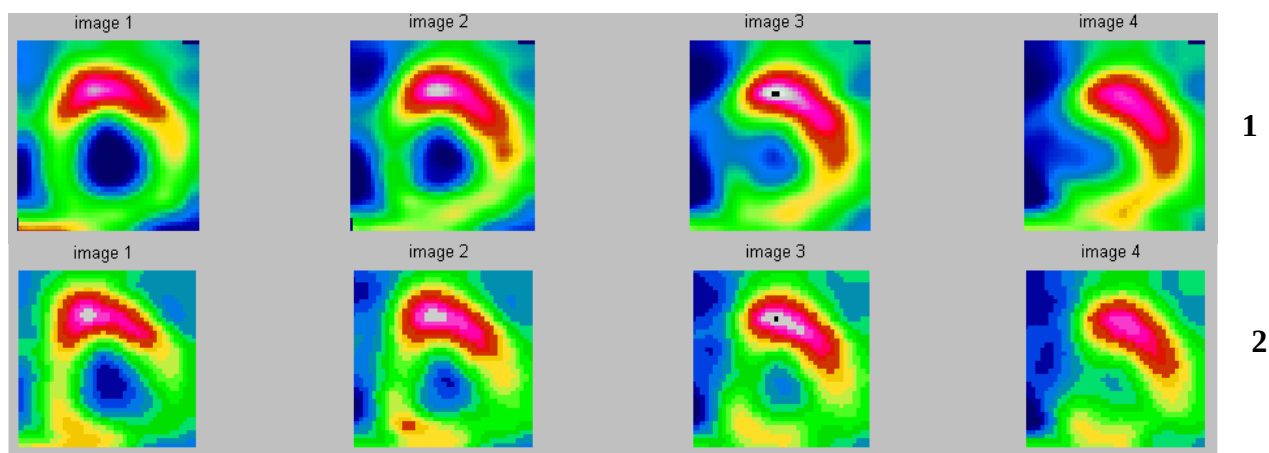


Figure 6.34 : Infarctus antéroapical. Images PA de l' « étude 520 » reconstruite avec ART.
 1-Images PA de l'« étude 520 » non corrigées.
 2- Images PA de l'« étude 520 » après correction.

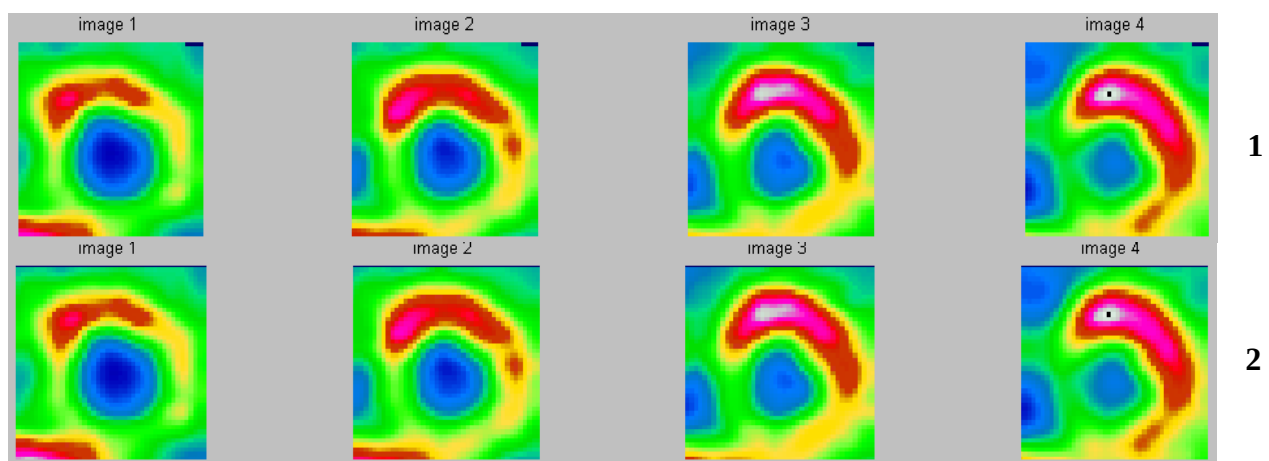


Figure 6.35 : Infarctus antéroapical. Images PA de l' « étude 520 » reconstruite avec MLEM.
 1-Images PA de l'« étude 520 » non corrigées.
 2- Images PA de l'« étude 520 » après correction.

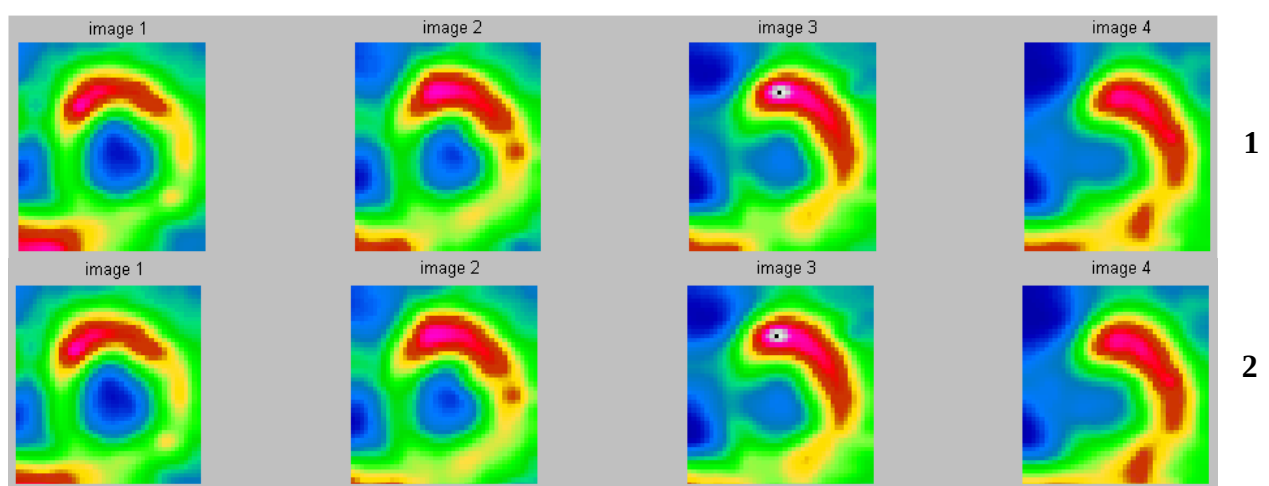


Figure 6.36 : Infarctus antéroapical. Images PA de l' « étude 520 » reconstruite avec OSEM.
 1-Images PA de l'« étude 520 » non corrigées.
 2- Images PA de l'« étude 520 » après correction.

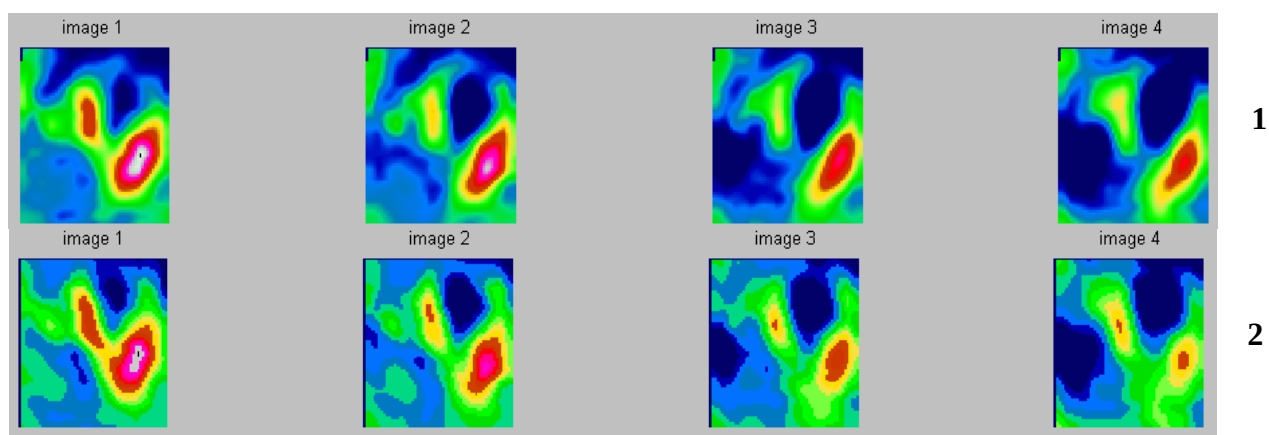


Figure 6.37 : Infarctus antéroapical. Images 4C de l' « étude 520 » reconstruite avec ART.
 1-Images 4C de l'« étude 520 » non corrigées.
 2- Images 4C de l'« étude 520 » après correction.

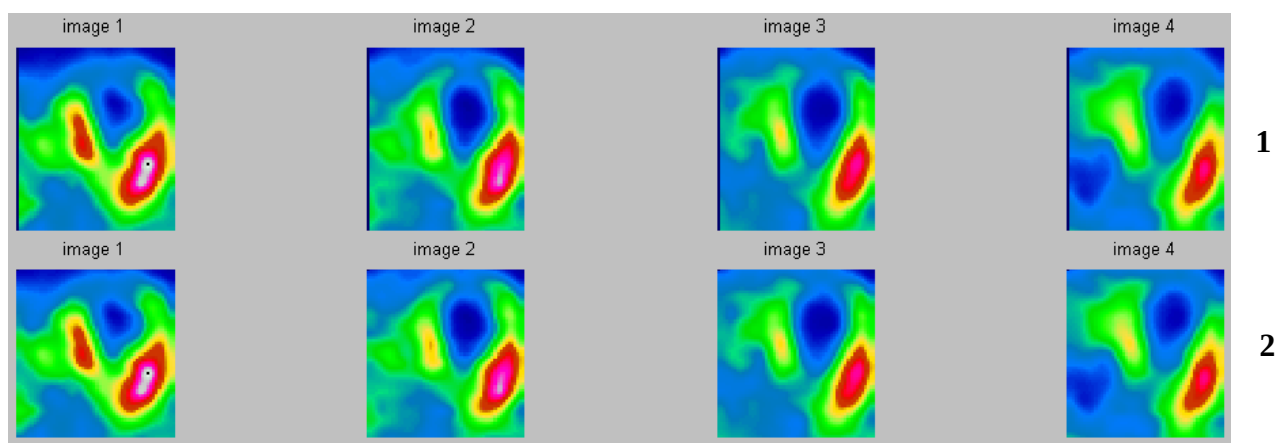


Figure 6.38 : Infarctus antéroapical. Images 4C de l' « étude 520 » reconstruite avec MLEM.
 1-Images 4C de l'« étude 520 » non corrigées.
 2- Images 4C de l'« étude 520 » après correction.

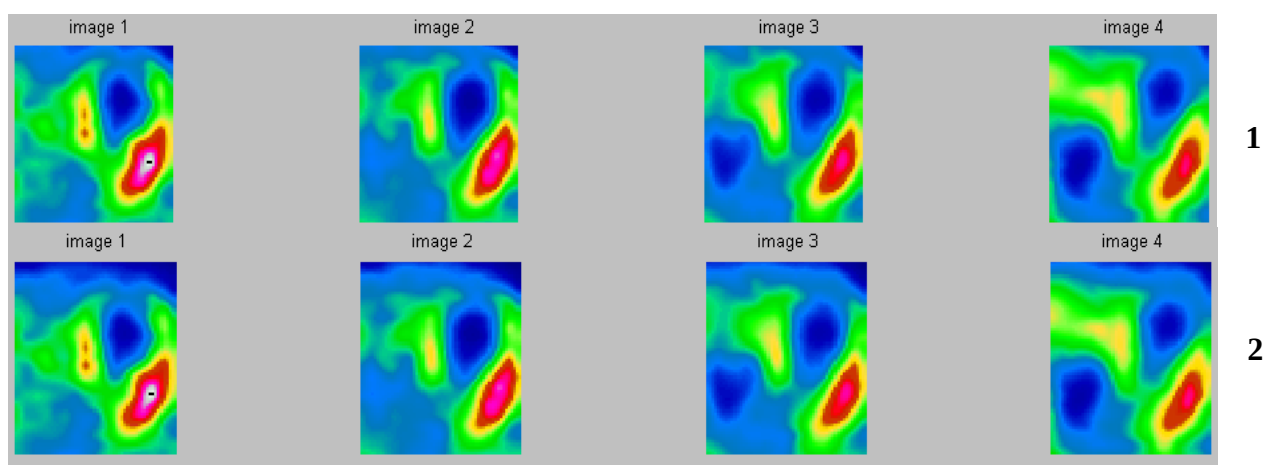


Figure 6.39 : Infarctus antéroapical. Images 4C de l' « étude 520 » reconstruite avec OSEM.
 1-Images 4C de l'« étude 520 » non corrigées.
 2- Images 4C de l'« étude 520 » après correction.

6.3.2.3 Cas d'une ischémie myocardique (étude numéro 109 et 304)

Il s'agit de deux patientes présentant une ischémie l'une inférieure (étude numéro 109) et l'autre antérieure (étude numéro 304). Nous vérifions que nos méthodes de corrections n'introduisent pas une fausse normalisation d'une réelle anomalie de fixation (ischémie inférieure et/ou antérieure).

Nous avons reconstruit l'étude de stress et de repos en utilisant les algorithmes ART, MLEM et OSEM avec la double correction (par consistance entre les projections acquises et par pondération durant la reconstruction) et avec un coefficient de pondération de 0,25. Nous présentons ici uniquement les images 2C reconstruites avec MLEM.

Notons que les images (2C, PA, 4C) obtenues après correction d'une éventuelle atténuation mammaire sont superposables à celles sans correction tant pour les images de stress (figures 6.40 à 6.48 et de la figure 6.58 à 6.66) que pour les images de repos (figures 6.49 à 6.57 et de la figure 6.67 à 6.75).

Ainsi, une réelle ischémie myocardique persiste bien après correction d'atténuation. Nous vérifions ainsi que nos algorithmes ne normalisent pas faussement une réelle ischémie myocardique antéroapicale et/ou inférieure.

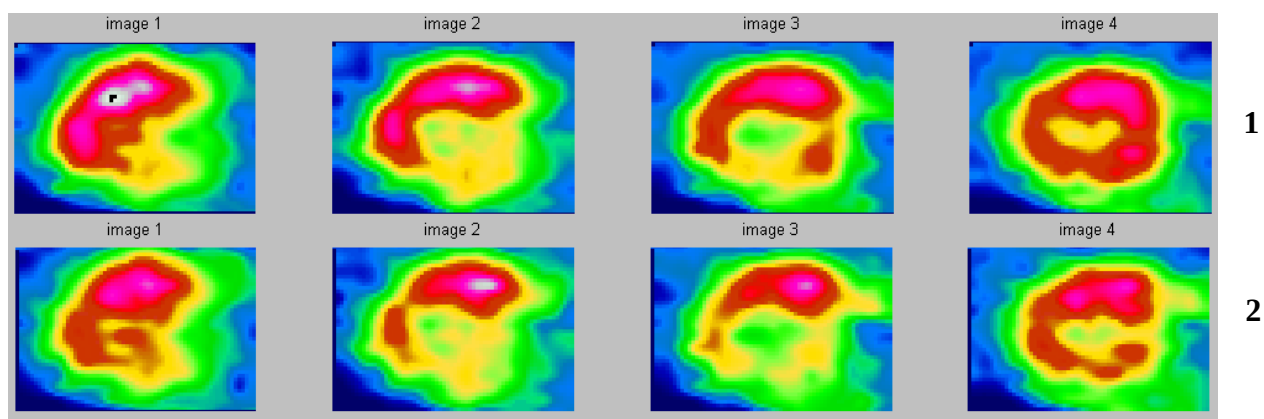


Figure 6.40 : Ischémie inférieure. Images 2C de l' « étude 109 au stress » avec ART.

1-Images 2C de l'« étude 109 » non corrigées.

2- Images 2C de l'« étude 109 » après correction.

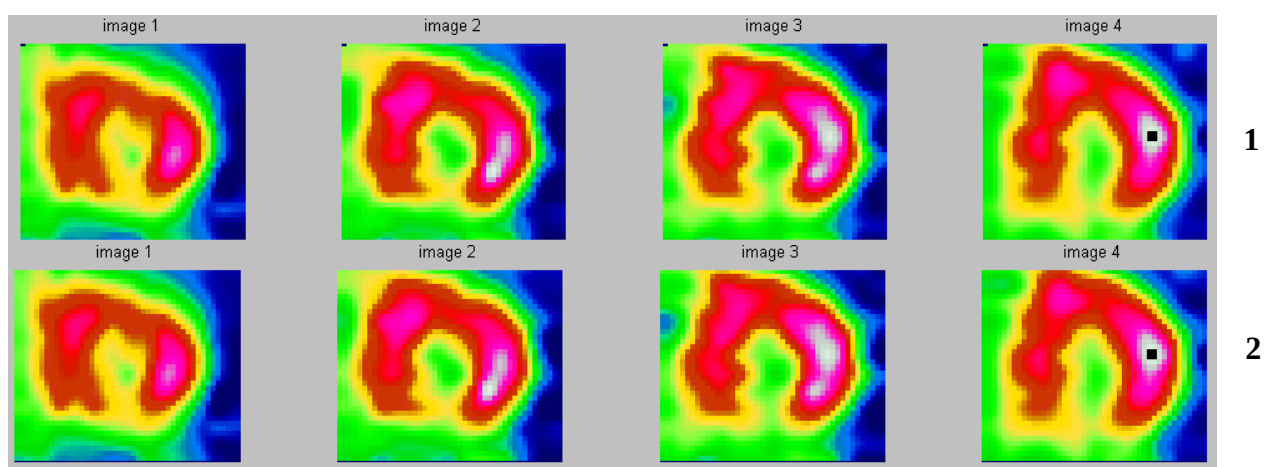


Figure 6.41 : Ischémie inférieure. Images PA de l' « étude 109 au stress » avec ART.

1-Images PA de l'« étude 109 » non corrigées.

2- Images PA de l'« étude 109 » après correction.

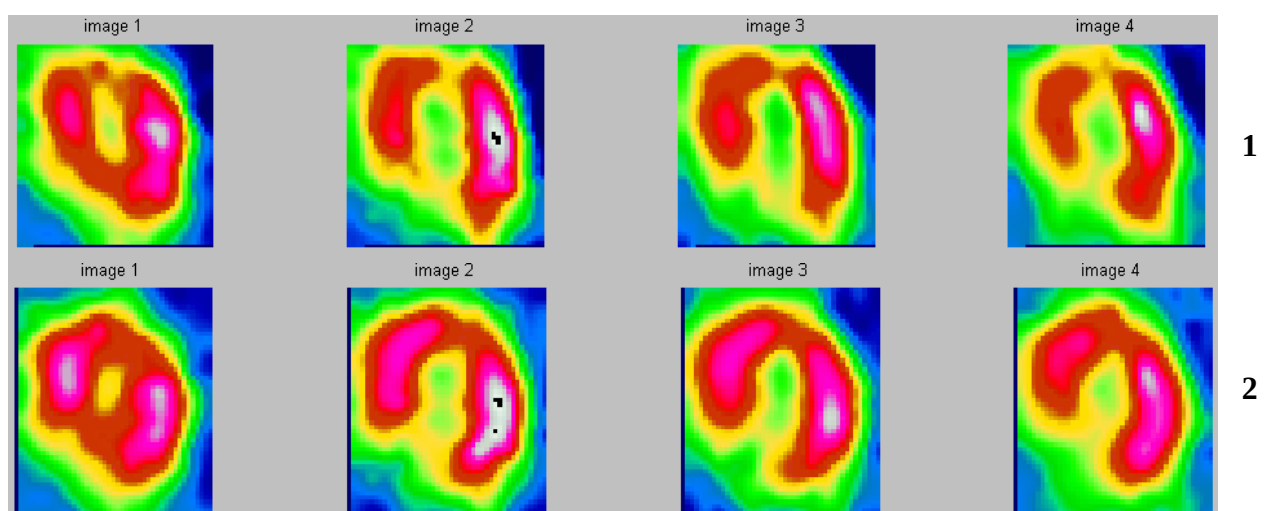


Figure 6.42 : Ischémie inférieure. Images PA de l' « étude 109 au stress » avec ART.

1-Images PA de l'« étude 109 » non corrigées.

2- Images PA de l'« étude 109 » après correction.

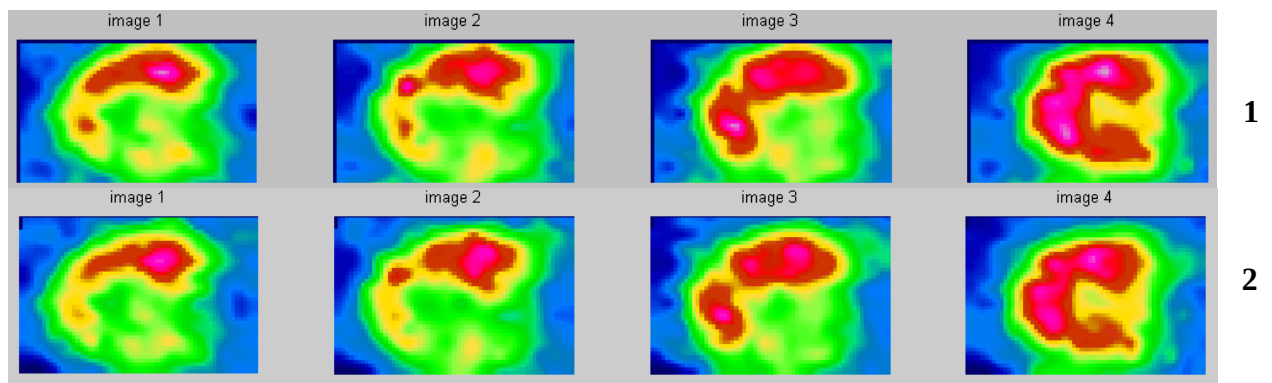


Figure 6.43 : Ischémie inférieure. Images 2C de l' « étude 109 au stress » avec MLEM.

- 1-Images 2C de l'« étude 109 » non corrigées.
- 2- Images 2C de l'« étude 109 » après correction.

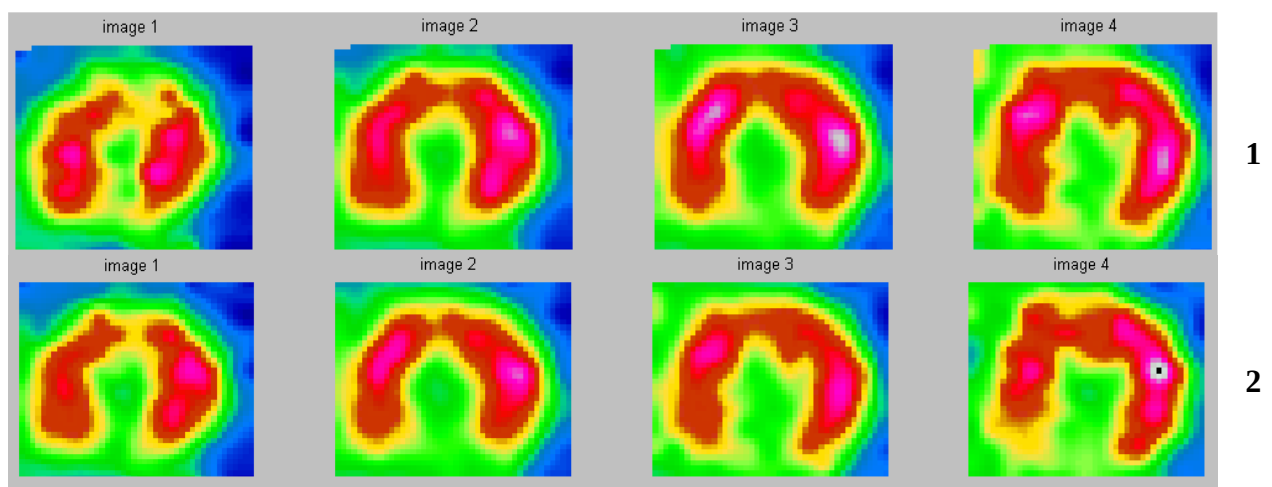


Figure 6.44 : Ischémie inférieure. Images PA de l' « étude 109 au stress » avec MLEM.

- 1-Images PA de l'« étude 109 » non corrigées.
- 2- Images PA de l'« étude 109 » après correction.

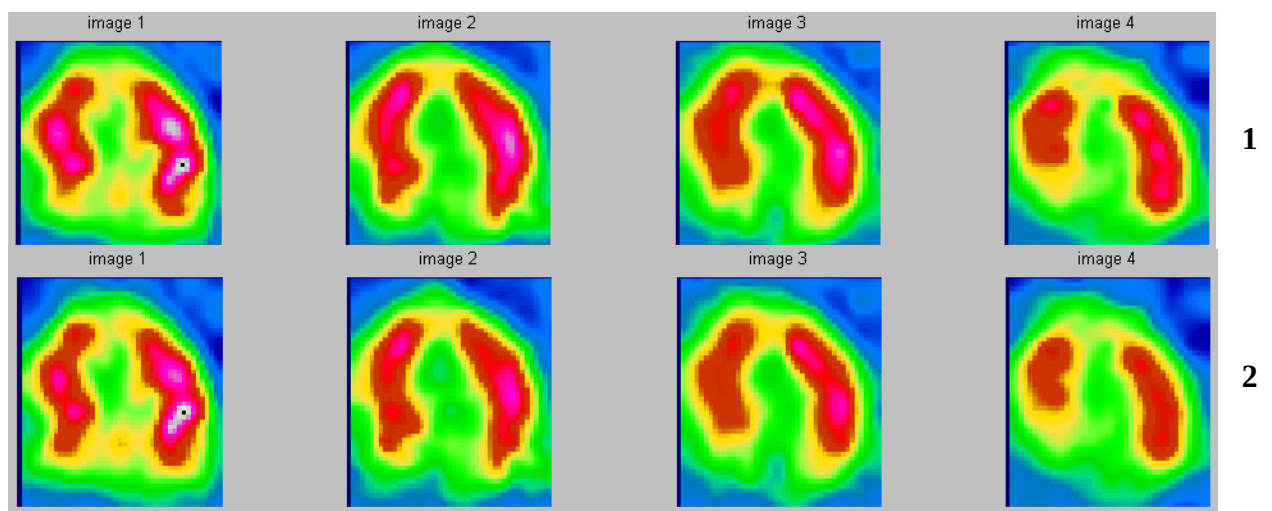


Figure 6.45 : Ischémie inférieure. Images 4C de l' « étude 109 au stress » avec MLEM.

- 1-Images 4C de l'« étude 109 » non corrigées.
- 2- Images 4C de l'« étude 109 » après correction.

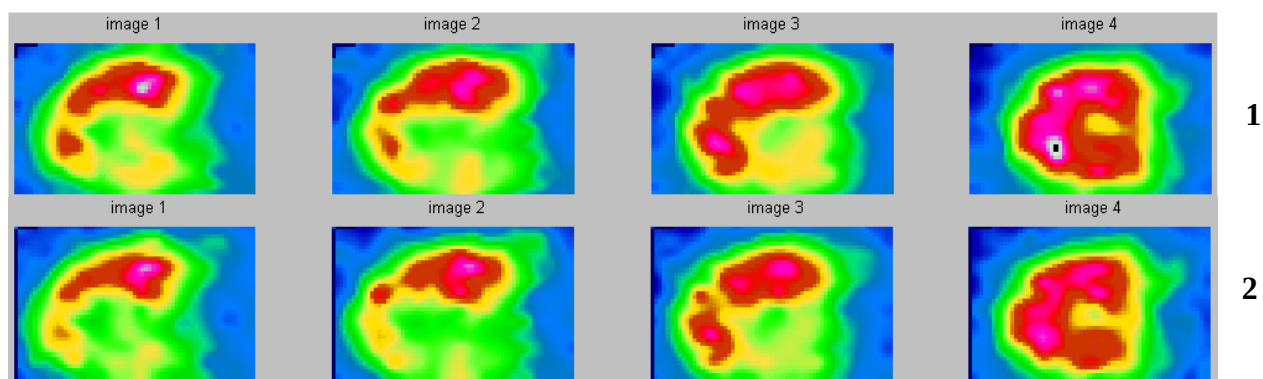


Figure 6.46 : Ischémie inférieure. Images 2C de l' « étude 109 au stress » avec OSEM.

1-Images 2C de l'« étude 109 » non corrigées.

2- Images 2C de l'« étude 109 » après correction.

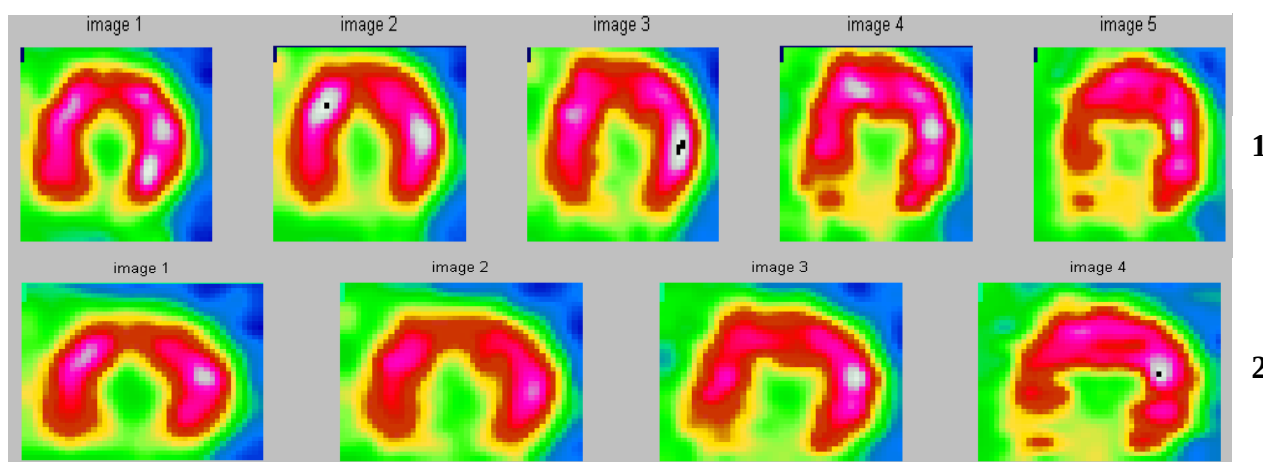


Figure 6.47 : Ischémie inférieure. Images PA de l' « étude 109 au stress » avec OSEM.

1-Images PA de l'« étude 109 » non corrigées.

2- Images PA de l'« étude 109 » après correction.

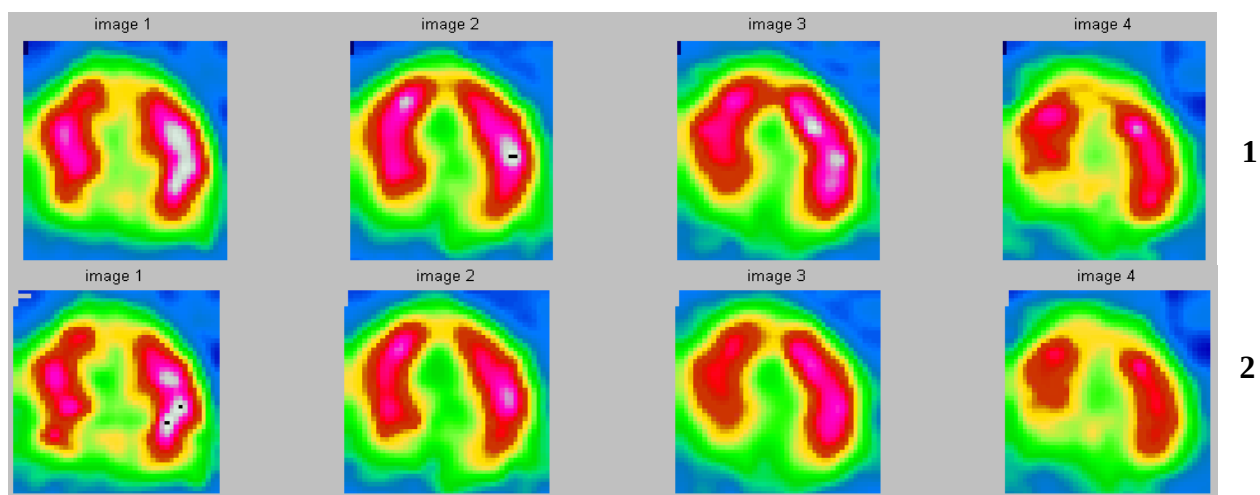


Figure 6.48 : Ischémie inférieure. Images 4C de l' « étude 109 au stress » avec OSEM.

1-Images 4C de l'« étude 109 » non corrigées.

2- Images 4C de l'« étude 109 » après correction.

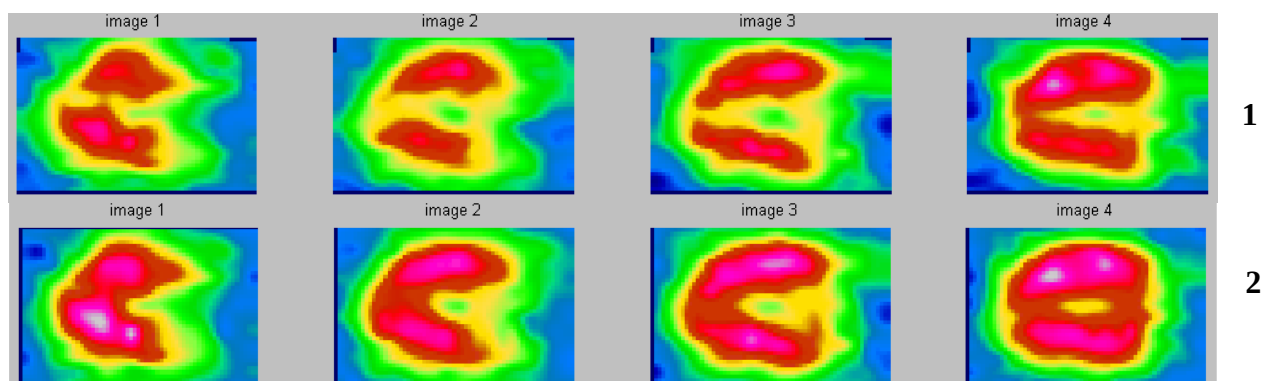


Figure 6.49 : Ischémie inférieure. Images 2C de l' « étude 109 au repos » avec ART.

1-Images 2C de l'« étude 109 » non corrigées.

2- Images 2C de l'« étude 109 » après correction.

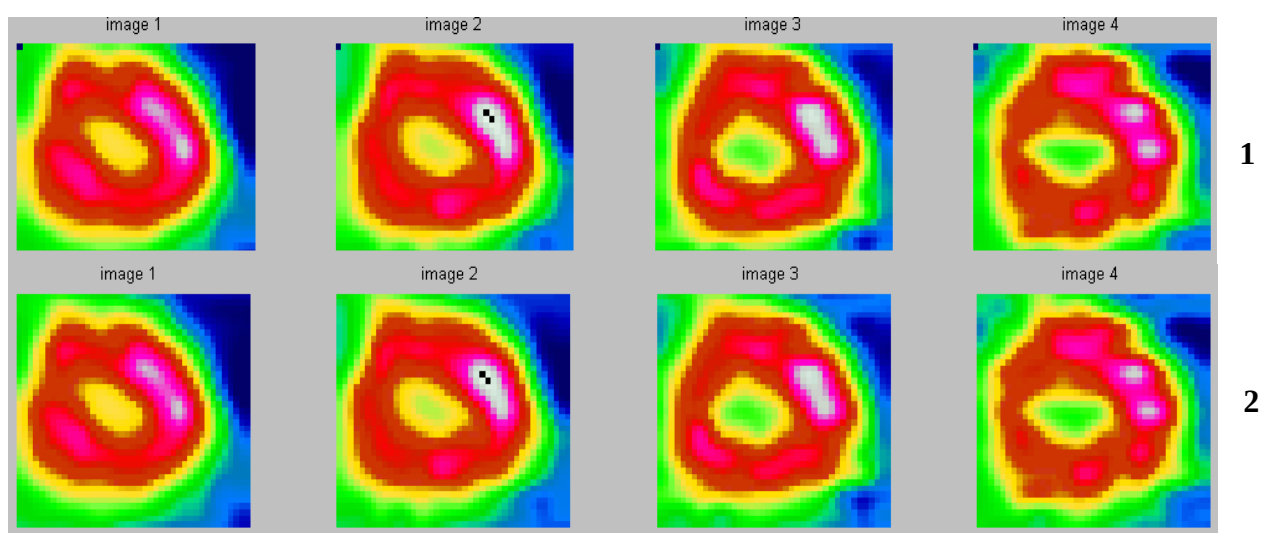


Figure 6.50 : Ischémie inférieure. Images PA de l' « étude 109 au repos » avec ART.

1-Images PA de l'« étude 109 » non corrigées.

2- Images PA de l'« étude 109 » après correction.

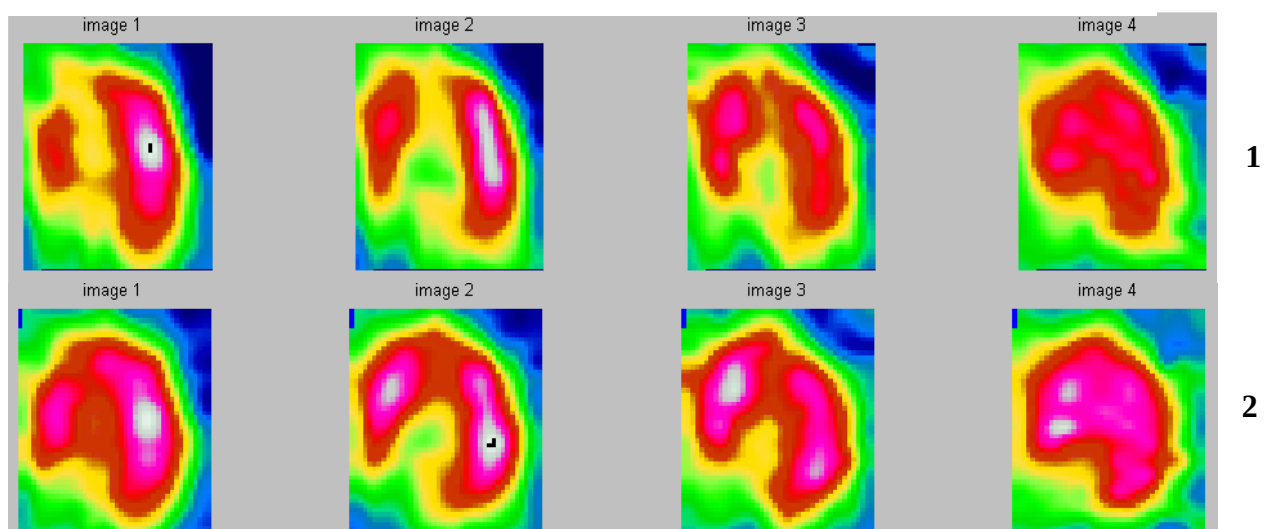


Figure 6.51 : Ischémie inférieure. Images 4C de l' « étude 109 au repos » avec ART.

1-Images 4C de l'« étude 109 » non corrigées.

2- Images 4C de l'« étude 109 » après correction.

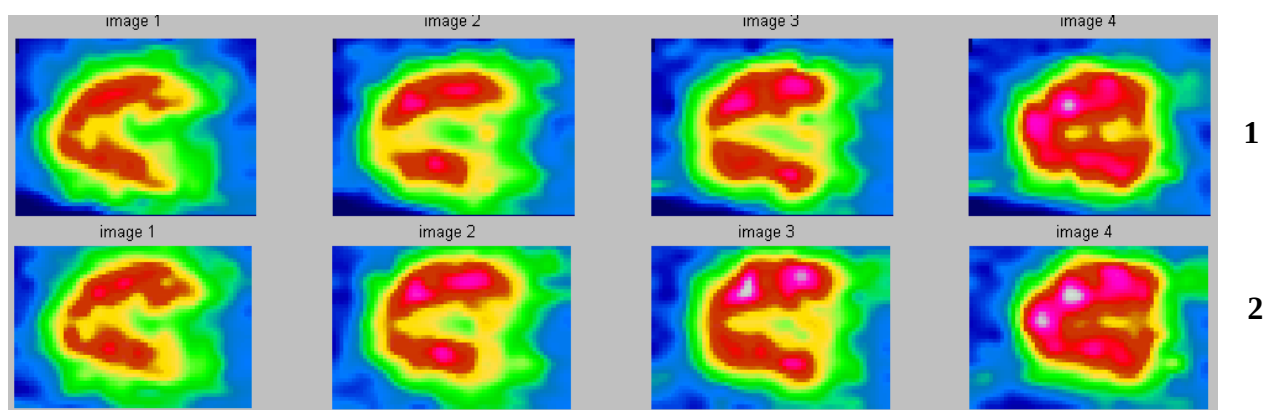


Figure 6.52 : Ischémie inférieure. Images 2C de l' « étude 109 au repos » avec MELM.

- 1- Images 2C de l' « étude 109 » avant correction.
- 2- Images 2C de l' « étude 109 » après correction.

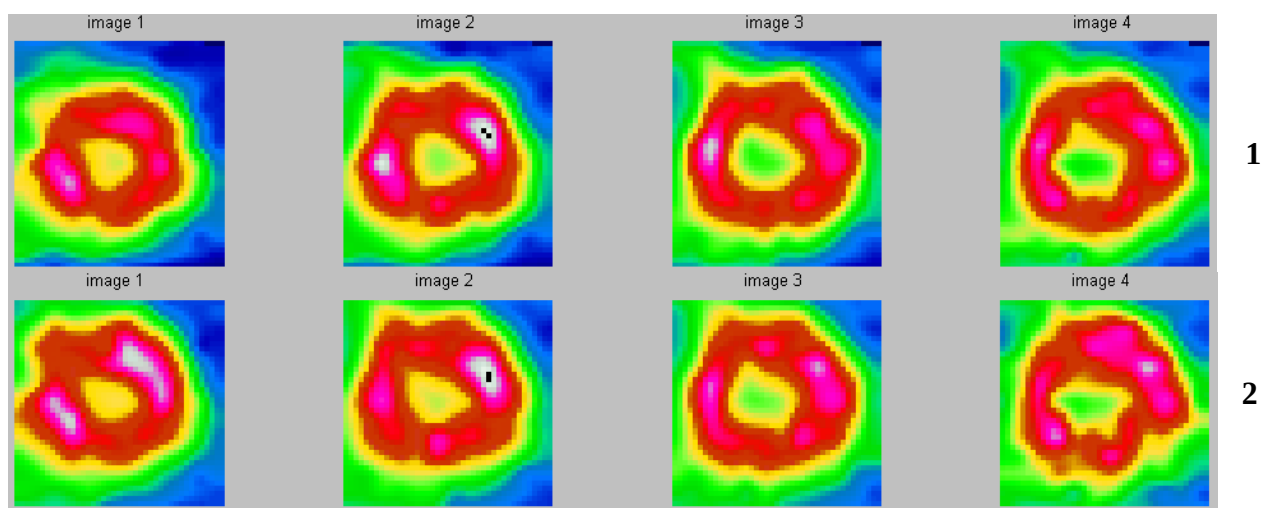


Figure 6.53 : Ischémie inférieure. Images PA de l' « étude 109 au repos » avec MELM.

- 1- Images PA de l' « étude 109 » avant correction.
- 2- Images PA de l' « étude 109 » après correction.

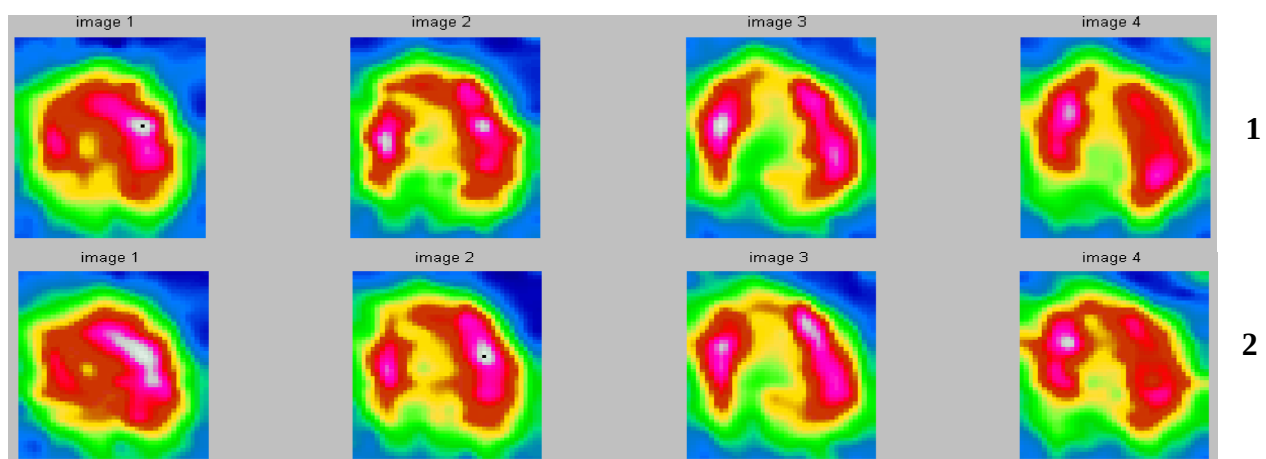


Figure 6.54 : Ischémie inférieure. Images 4C de l' « étude 109 au repos » avec MELM.

- 1- Images 4C de l' « étude 109 » avant correction.
- 2- Images 4C de l' « étude 109 » après correction.

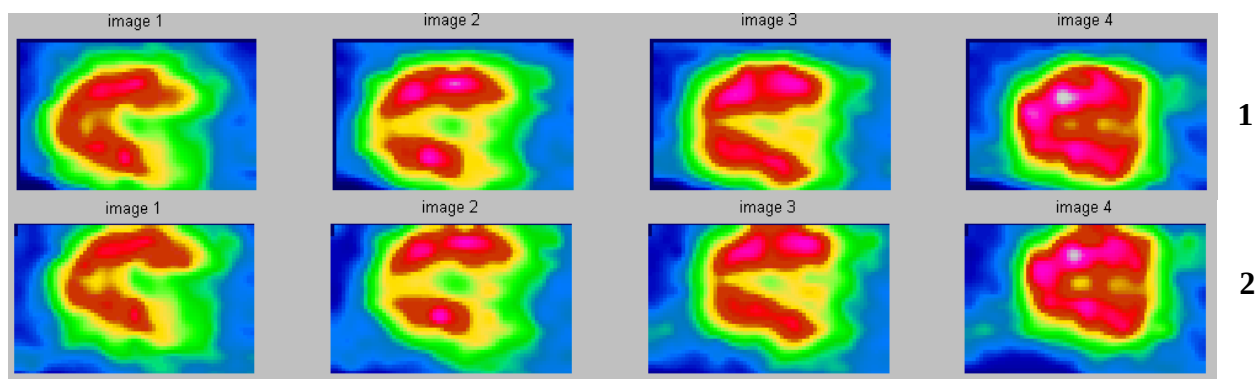


Figure 6.55 : Ischémie inférieure. Images 2C de l' « étude 109 au repos » avec OSEM.

1-Images 2C de l' « étude 109 » avant correction.

2-Images 2C de l' « étude 109 » après correction.

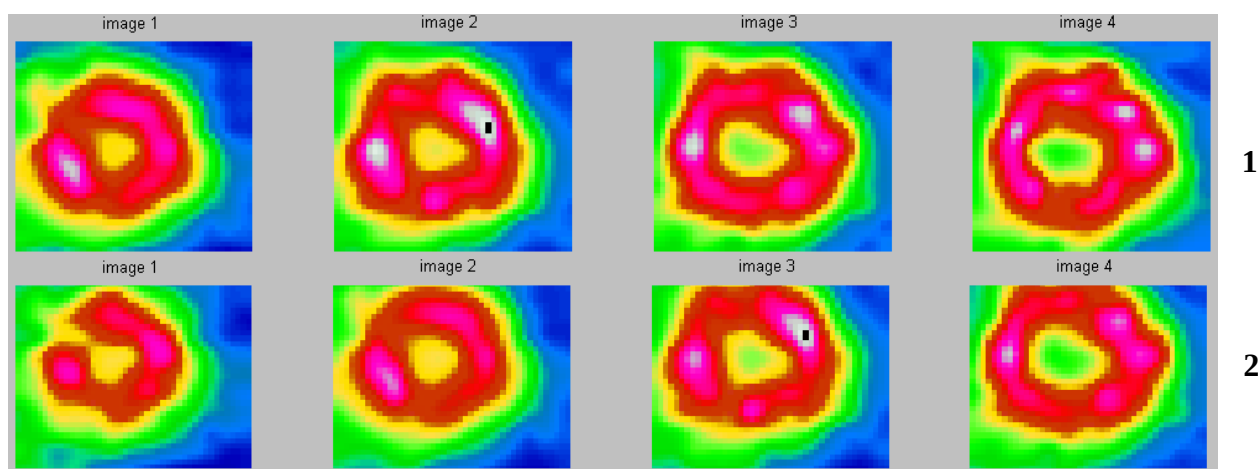


Figure 6.56 : Ischémie inférieure. Images PA de l' « étude 109 repos » avec OSEM.

1-Images PA de l' « étude 109 » avant correction.

2-Images PA de l' « étude 109 » après correction.

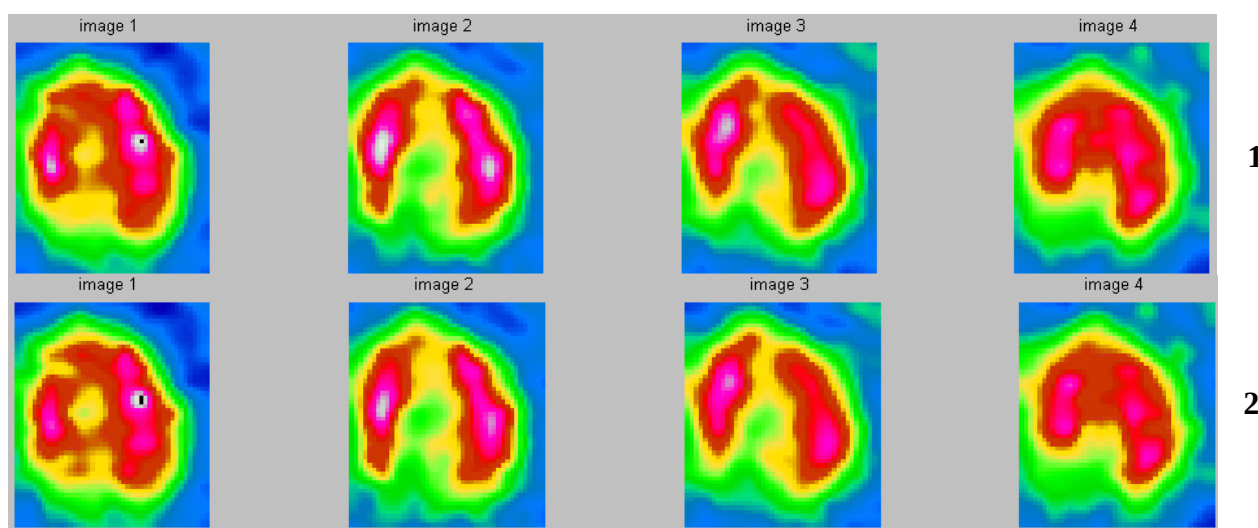


Figure 6.57 : Ischémie inférieure. Images 4C de l' « étude 109 au repos » avec OSEM.

1-Images 4C de l'« étude 10 » non corrigées.

2- Images 4C de l'« étude 109 » après correction.

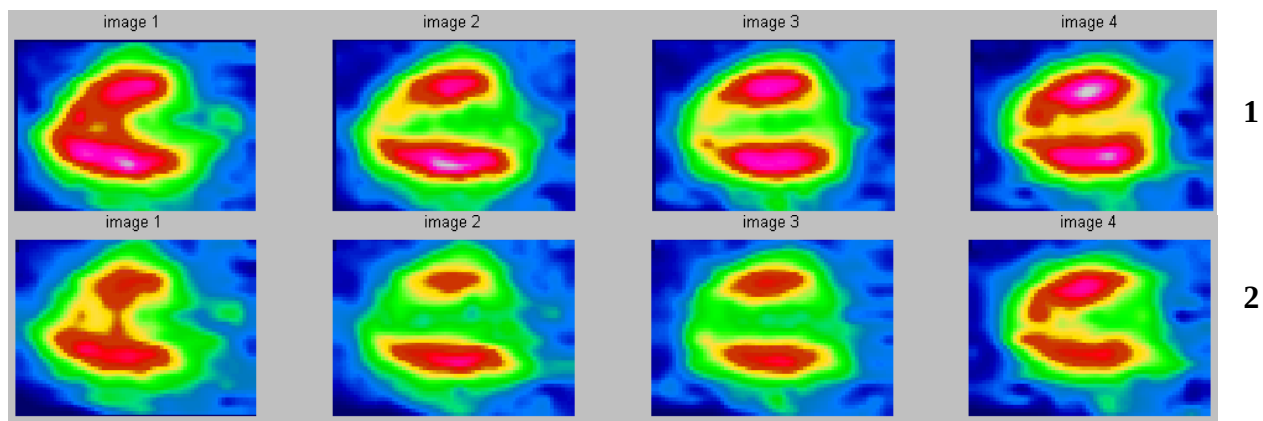


Figure 6.58 : Ischémie antérieure. Images 2C de l' « étude 304 au stress » avec ART.

- 1-Images 2C de l'« étude 304 » non corrigées.
- 2- Images 2C de l'« étude 304 » après correction.

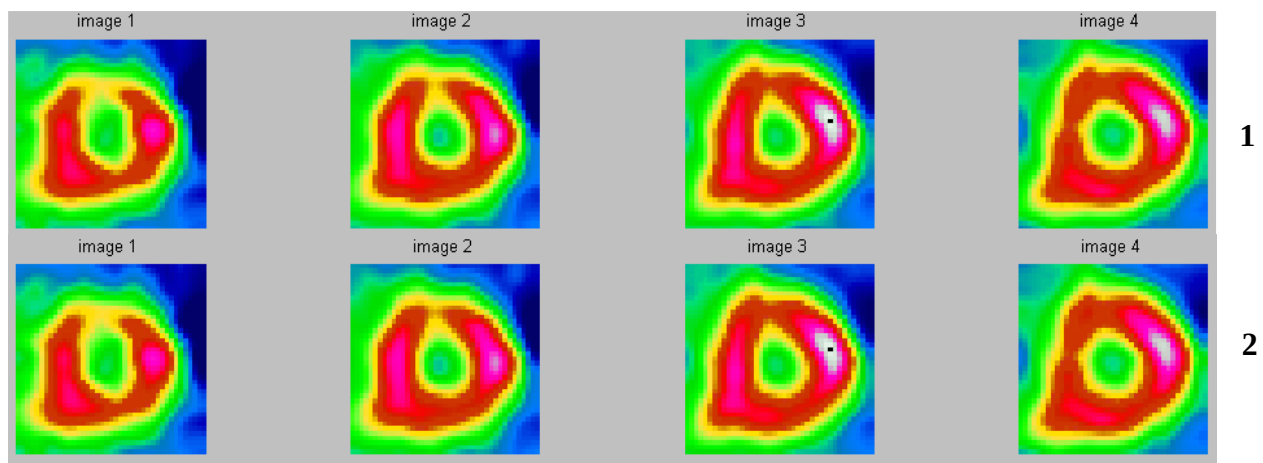


Figure 6.59 : Ischémie antérieure. Images PA de l' « étude 304 au stress » avec ART.

- 1-Images PA de l'« étude304 » non corrigées.
- 2- Images PA de l'« étude 304 » après correction.

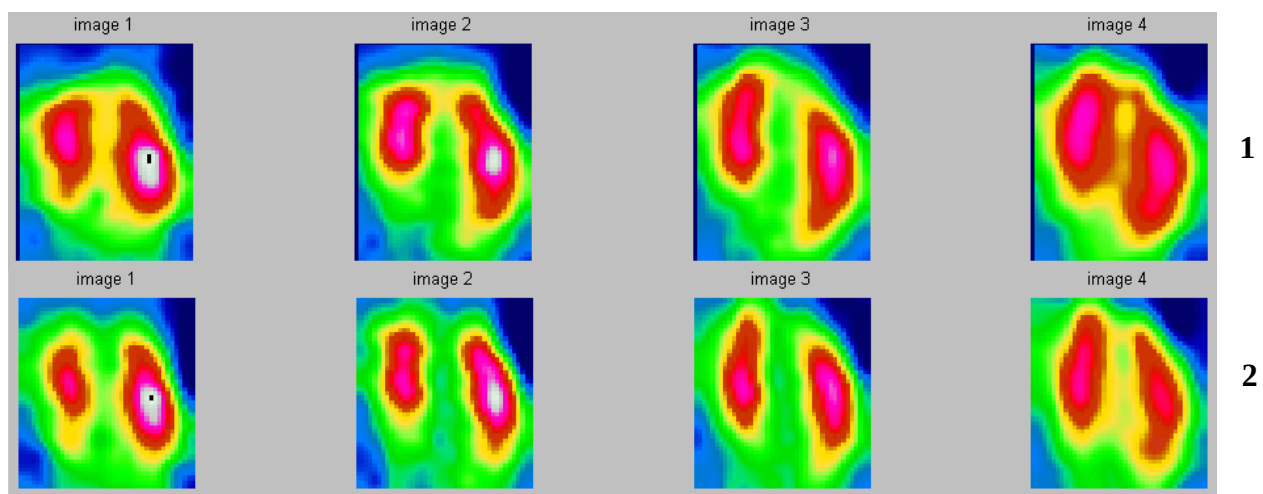


Figure 6.60 : Ischémie antérieure. Images 2C de l' « étude 304 au stress » avec ART.

- 1-Images 4C de l'« étude 304 » non corrigées.
- 2- Images 4C de l'« étude 304 » après correction.

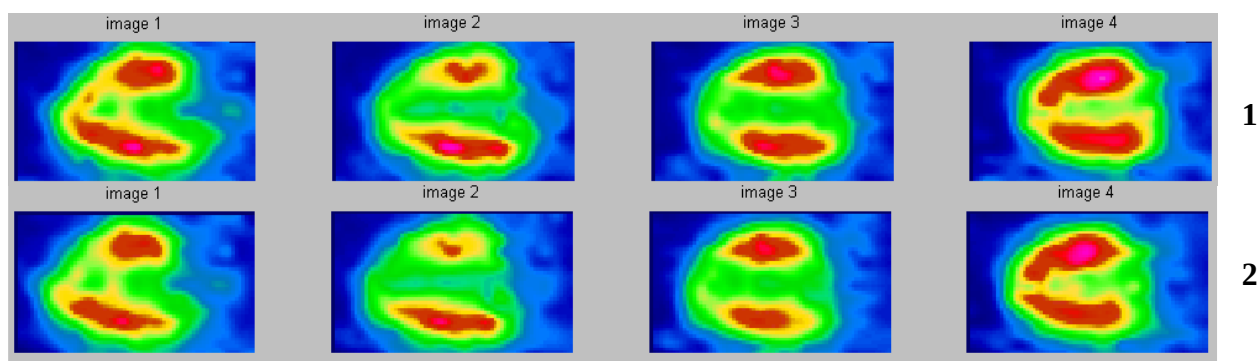


Figure 6.61 : Ischémie antérieure. Images 2C de l' « étude 304 au stress » avec MLEM.

1-Images 2C de l'« étude 304 » non corrigées.

2-Images 2C de l'« étude 304 » après correction.

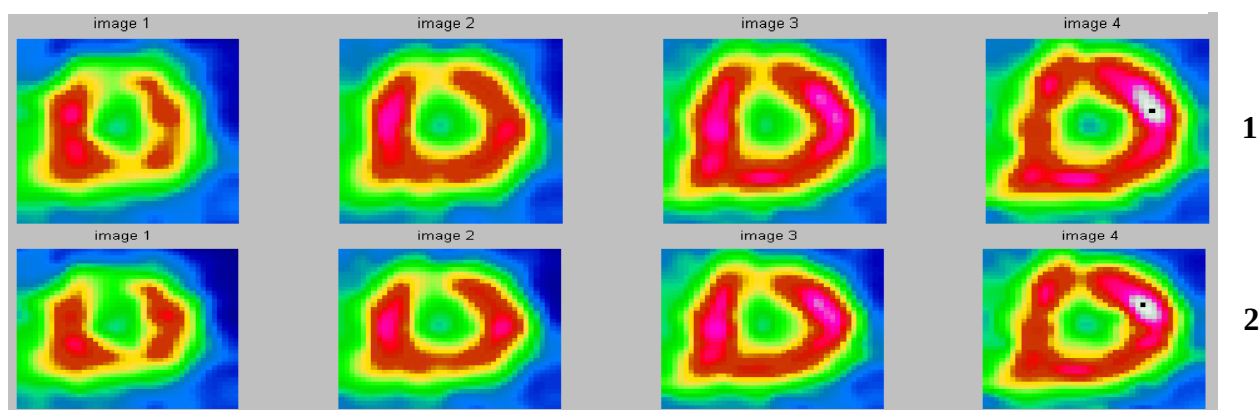


Figure 6.62 : Ischémie antérieure. Images PA de l' « étude 304 au stress » avec MLEM.

1-Images PA de l'« étude 304 » non corrigées.

2- Images PA de l'« étude 304 » après correction.

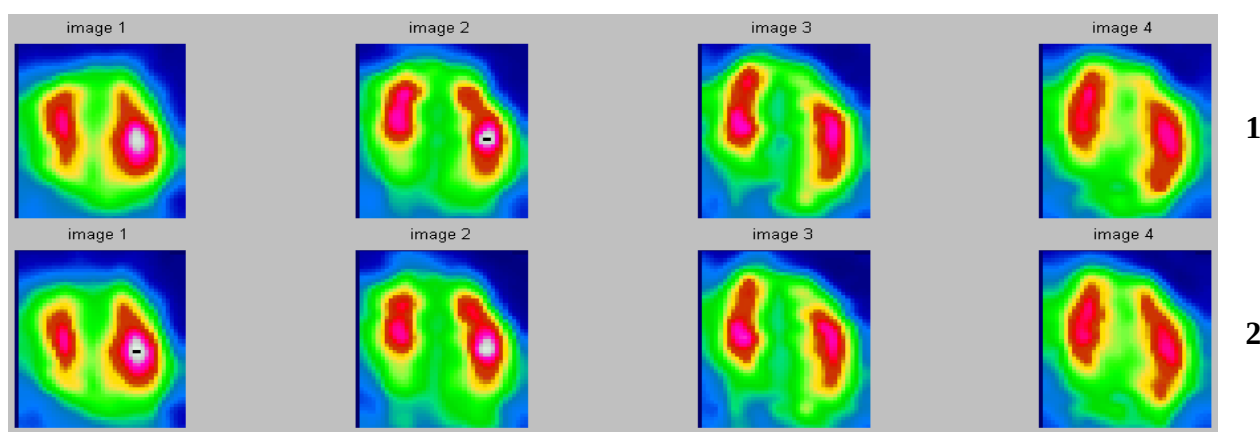


Figure 6.63 : Ischémie antérieure. Images 4C de l' « étude 304 au stress » avec MLEM.

1-Images 4C de l'« étude 304 » non corrigées.

2- Images 4C de l'« étude 304 » après correction.

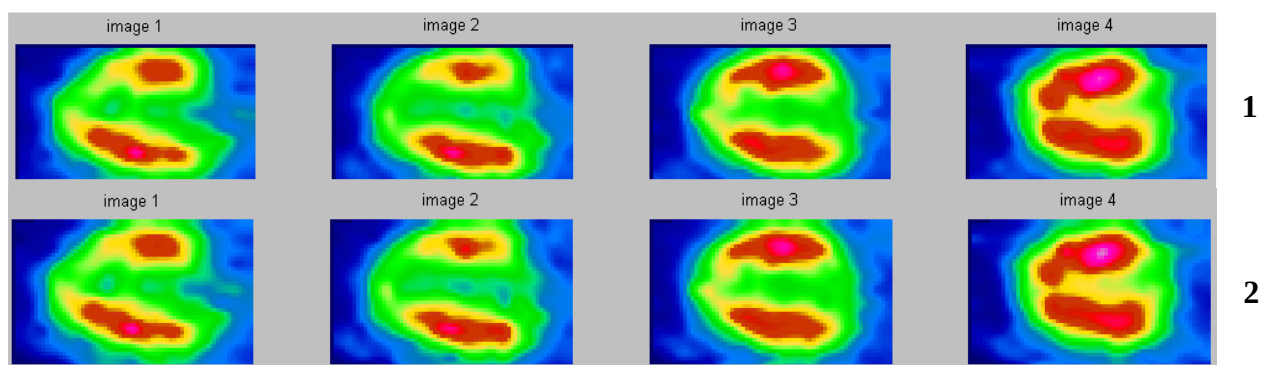


Figure 6.64 : Ischémie antérieure. Images 2C de l' « étude 304 au stress » avec OSEM.

1-Images 2C de l'« étude 304 » non corrigées.

2- Images 2C de l'« étude 304 » après correction.

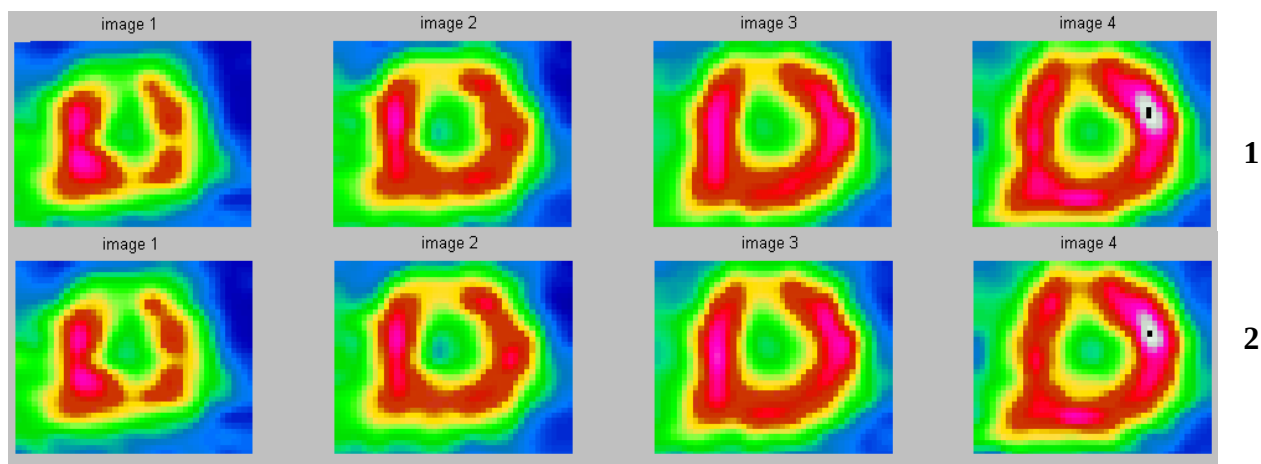


Figure 6.65 : Ischémie antérieure. Images PA de l' « étude 304 au stress » avec OSEM.

1-Images PA de l'« étude 304 » non corrigées.

2- Images PA de l'« étude 304 » après correction.

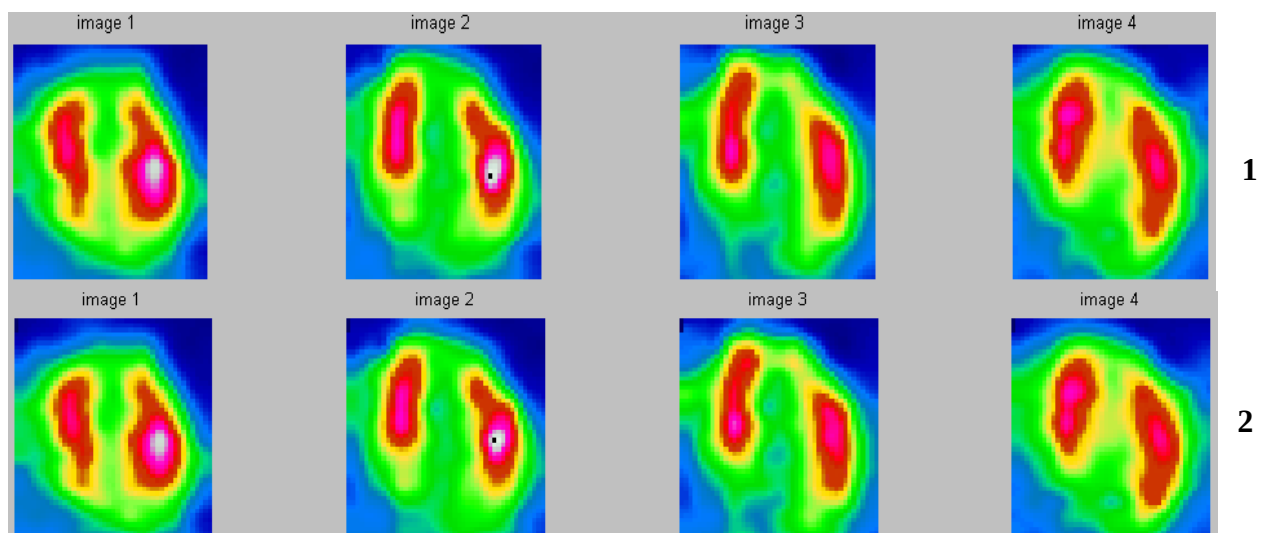


Figure 6.66 : Ischémie antérieure. Images 4C de l' « étude 304 au stress» avec OSEM.

1-Images 4C de l'« étude 304 » non corrigées.

2- Images 4C de l'« étude 304 » après correction.

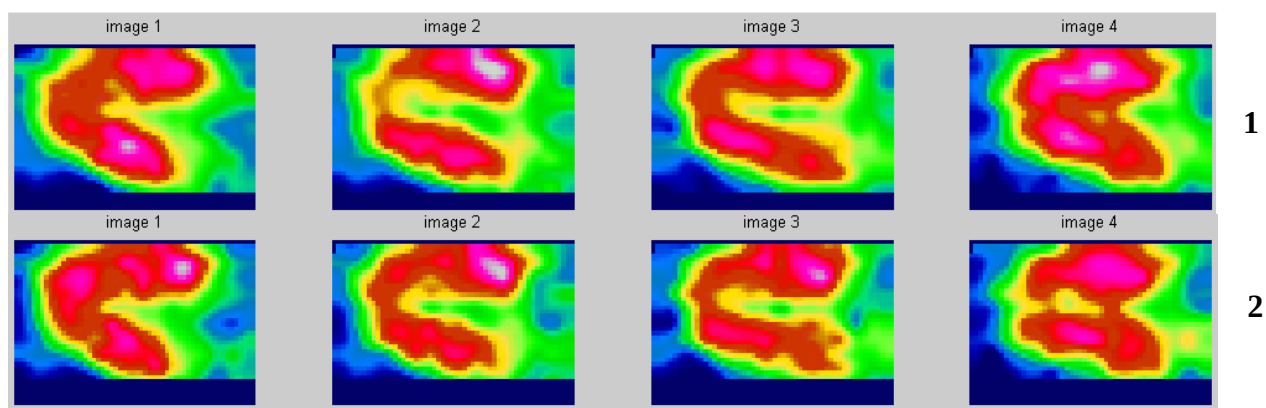


Figure 6.67 : Ischémie antérieure. Images 2C de l' « étude 304 au repos » avec ART.

1-Images 2C de l'« étude 304 » non corrigées.

2-Images 2C de l'« étude 304 » après correction.

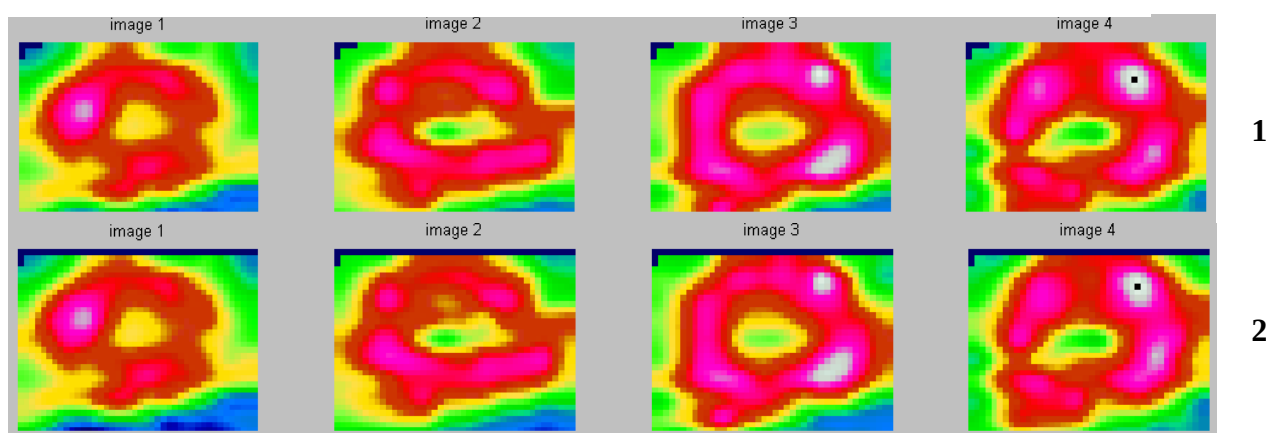


Figure 6.68 : Ischémie antérieure. Images PA de l' « étude 304 au repos » avec ART.

1-Images PA de l'« étude 304 » non corrigées.

2- Images PA de l'« étude 304 » après correction.

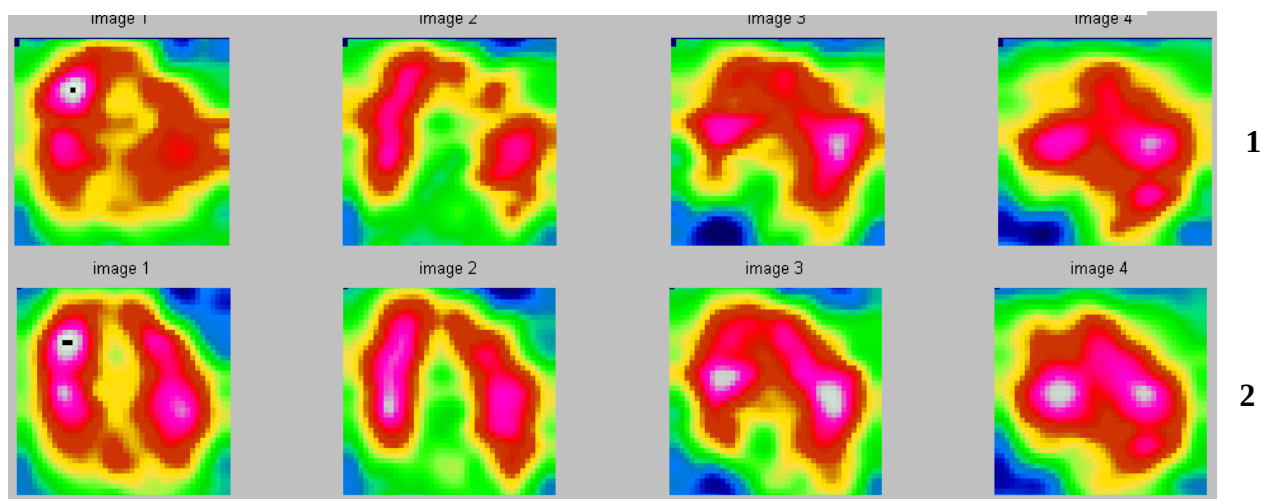


Figure 6.69 : Ischémie antérieure. Images 4C de l' « étude 304 au repos » avec ART.

1-Images PA de l'« étude 304 » non corrigées.

2- Images PA de l'« étude 304 » après correction.

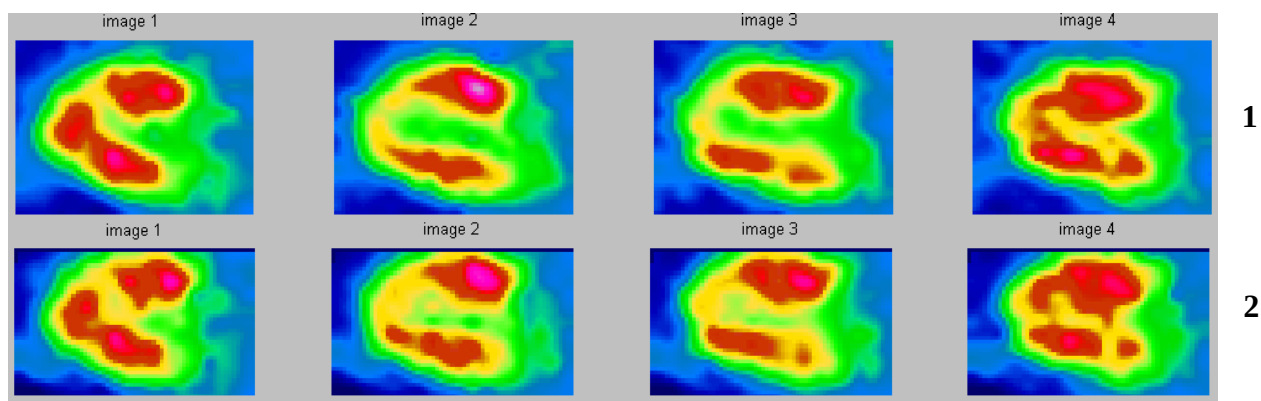


Figure 6.70 : Ischémie antérieure. Images 2C de l' « étude 304 au repos » avec MLEM.

1-Images 2C de l'« étude 304 » non corrigées.

2- Images 2C de l'« étude 304 » après correction.

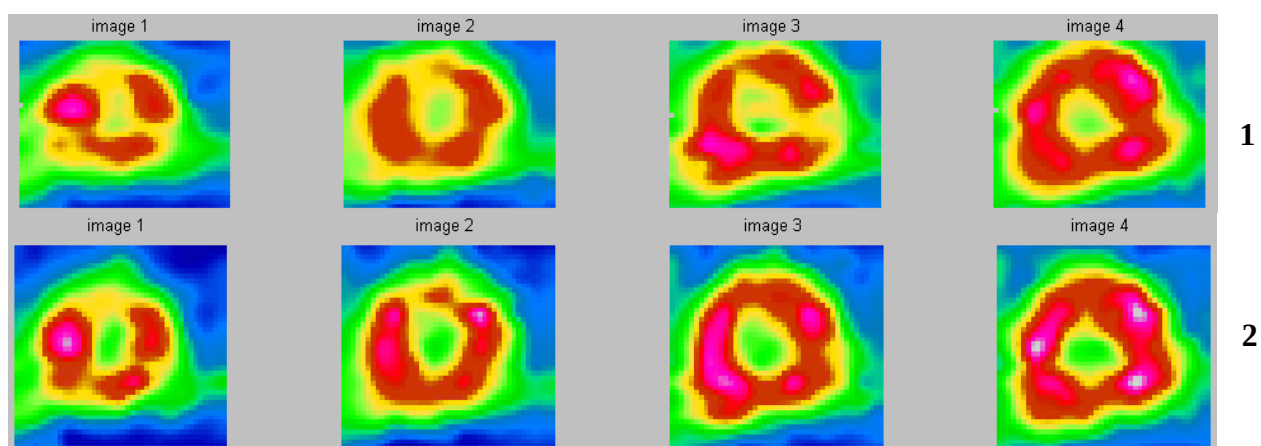


Figure 6.71 : Ischémie antérieure. Images PA de l' « étude 304 au repos » avec MLEM.

1-Images PA de l'« étude 304 » non corrigées.

2- Images PA de l'« étude 304 » après correction.

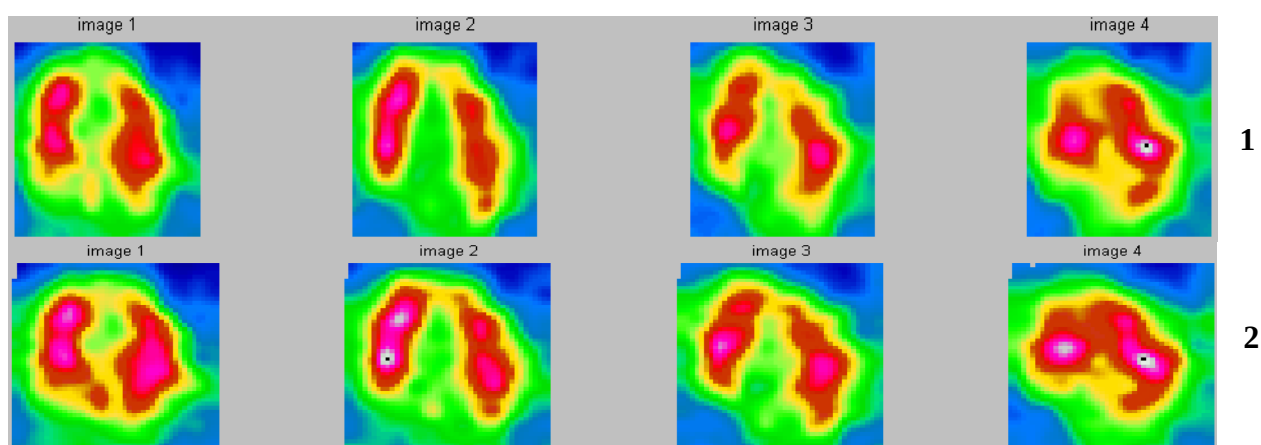


Figure 6.72 : Ischémie antérieure. Images 4C de l' « étude 304 au repos » avec MLEM.

1-Images 4C de l'« étude 304 » non corrigées.

2- Images 4C de l'« étude 304 » après correction.

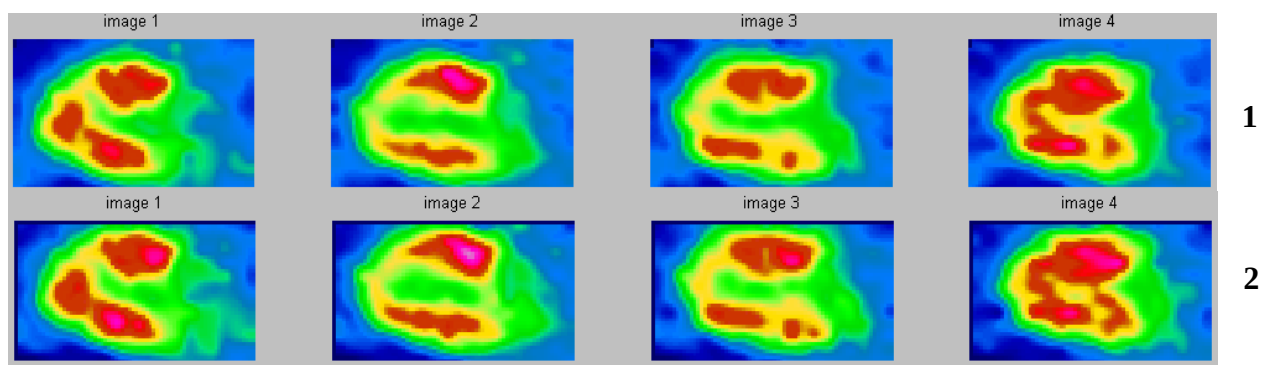


Figure 6.73 : Ischémie antérieure. Images 2C de l' « étude 304 au repos » avec OSEM.

1-Images 2C de l'« étude 304 » non corrigées.

2-Images 2C de l'« étude 304 » après correction.

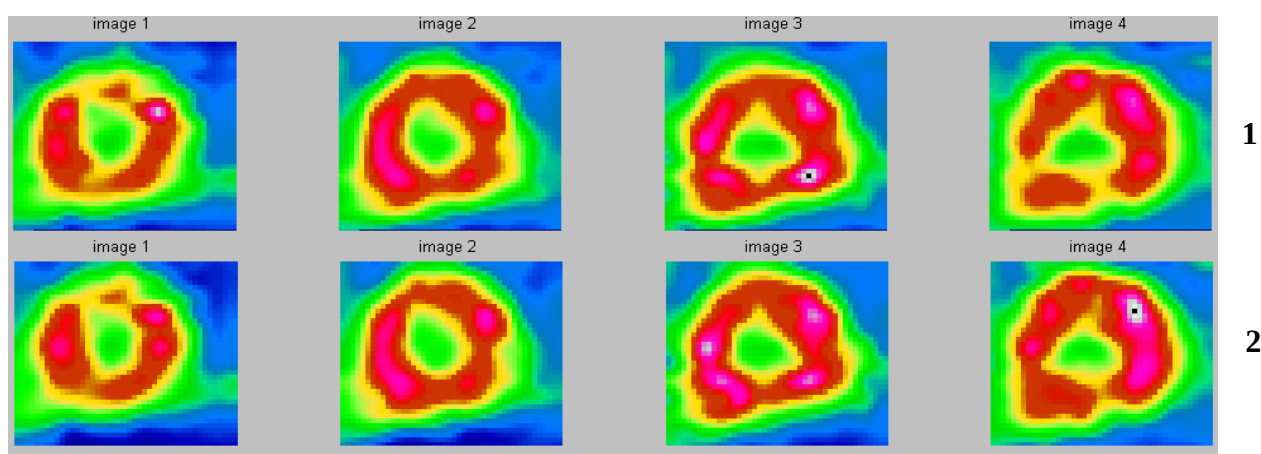


Figure 6.74 : Ischémie antérieure. Images PA de l' « étude 304 au repos » avec OSEM.

1-Images PA de l'« étude 304 » non corrigées.

2- Images PA de l'« étude 304 » après correction.

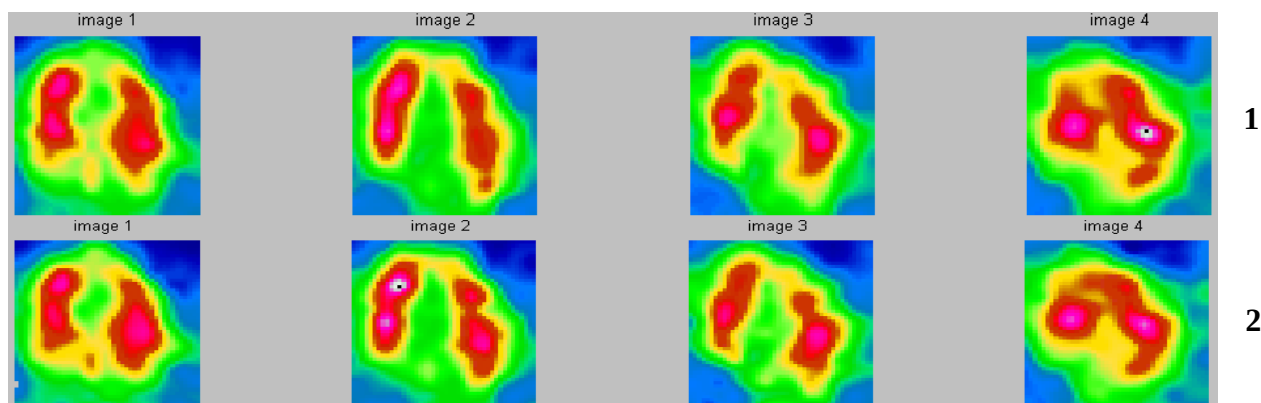


Figure 6.75 : Ischémie antérieure. Images 4C de l' « étude 304 au repos » avec OSEM.

1-Images 4C de l'« étude 304 » non corrigées.

2- Images 4C de l'« étude 304 » après correction.

6.4 Synthèse

Nous avons vérifié la validité de nos méthodes de corrections de l'atténuation mammaire à travers quelques études de simulations et quelques études patientes. Les résultats semblent encourageants et nous ont permis de relever les points suivants :

1. dans les études de simulation de l'atténuation mammaire, nos méthodes de correction ont permis de corriger les anomalies de fixations créées par la simulation de l'atténuation mammaire.
2. dans le cas illustré de l'atténuation mammaire chez les patientes évaluées, notre approche de correction normalise la fixation.
3. chez les patientes avec un infarctus de myocarde au niveau de la paroi inférieur, apical et antéroseptoapical, nos algorithmes de correction ont permis de conserver l'information concernant la présence de l'infarctus du myocarde.
4. chez les patientes avec une ischémie de la paroi antérieure et de la paroi inférieure, l'ischémie persiste après correction des images reconstruites.

A cette étape de la validation, nos algorithmes semblent corriger l'atténuation mammaire, maintenir la présence d'un infarctus inférieur réel, maintenir la présence d'infarctus antérieure réel et d'une ischémie antérieure et ou inférieure réelle.

Conclusions générales et perspectives

Nous proposons une nouvelle approche de correction de l'atténuation mammaire en tomoscintigraphie myocardique de perfusion.

L'étude de validation que nous avons menée nous a permis de vérifier la validité de nos méthodes de corrections de l'atténuation mammaire à travers quelques études de simulations et quelques études de patients.

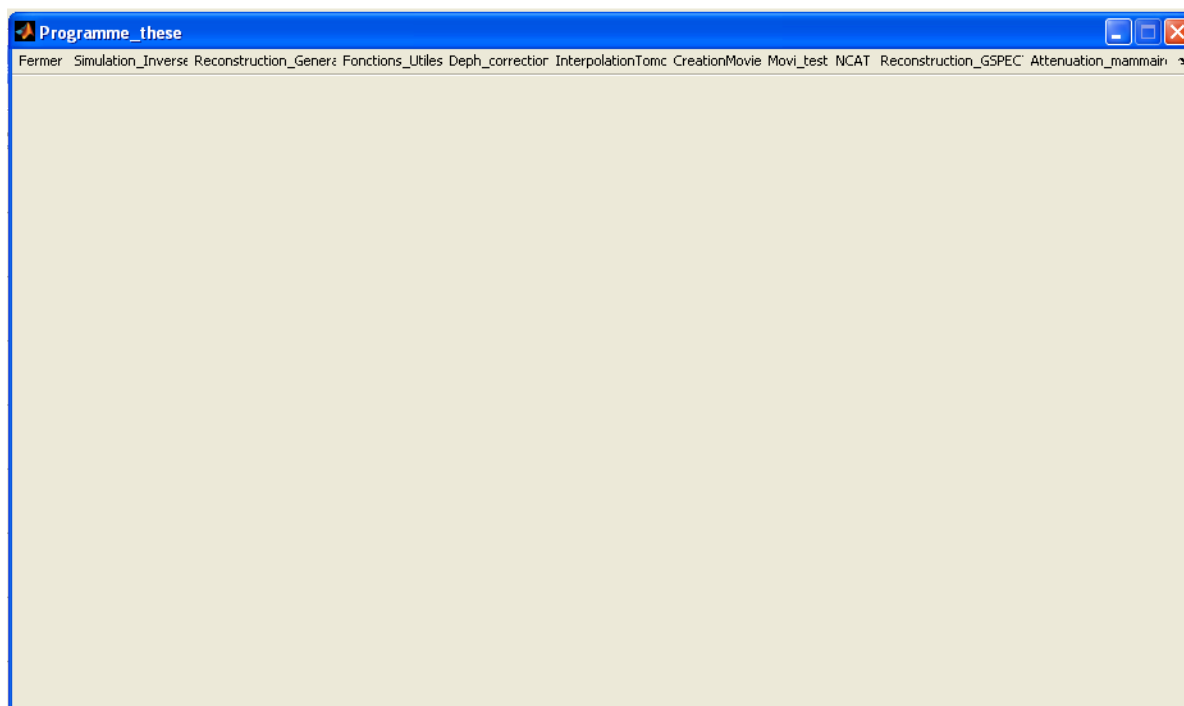
Les résultats semblent encourageants. En effet, nos méthodes corrigent l'atténuation mammaire et maintiennent la présence d'un infarctus inférieur réel, maintiennent la présence d'infarctus antérieur réel, maintiennent la présence d'infarctus antérieur et d'une ischémie antérieure et inférieure réelles.

Il s'agit dans le proche avenir de mener une étude de validation sur une large cohorte de patiente versus un gold standard (coronarographie, coroscan).

Dans l'avenir, il serait également utile d'étudier la validité d'une telle correction dans d'autres situations tel par exemple l'atténuation du signal au niveau de la paroi inférieure chez les sujets de sexe masculin (atténuation diaphragmatique)....

Annexe n°1

Interface générale de notre logiciel de traitement



Cette interface est constituée de 10 menus sont :

- ✓ Fermer
- ✓ Simulation-Inverse
- ✓ Reconstruction-Général
- ✓ Fonctions-utiles
- ✓ Deph-correction
- ✓ Interpolation-Tomographique
- ✓ Création-Movie
- ✓ NCAT
- ✓ Reconstruction-GSPET
- ✓ Atténuation-Mammaire.

Chaque menu est formé de plusieurs sous-menus. Nous nous sommes forcés de regrouper dans chaque menu des sous-menus réalisant des tâches complémentaires.

Annexe n°2

Le menu Fermer



Ce menu permet d'une part de nettoyer l'écran et de fermer toutes les figures ouvertes en seul clic et d'autre part, il permet de quitter Matlab.

Annexe n°3

Le menu Simulation-Inverse

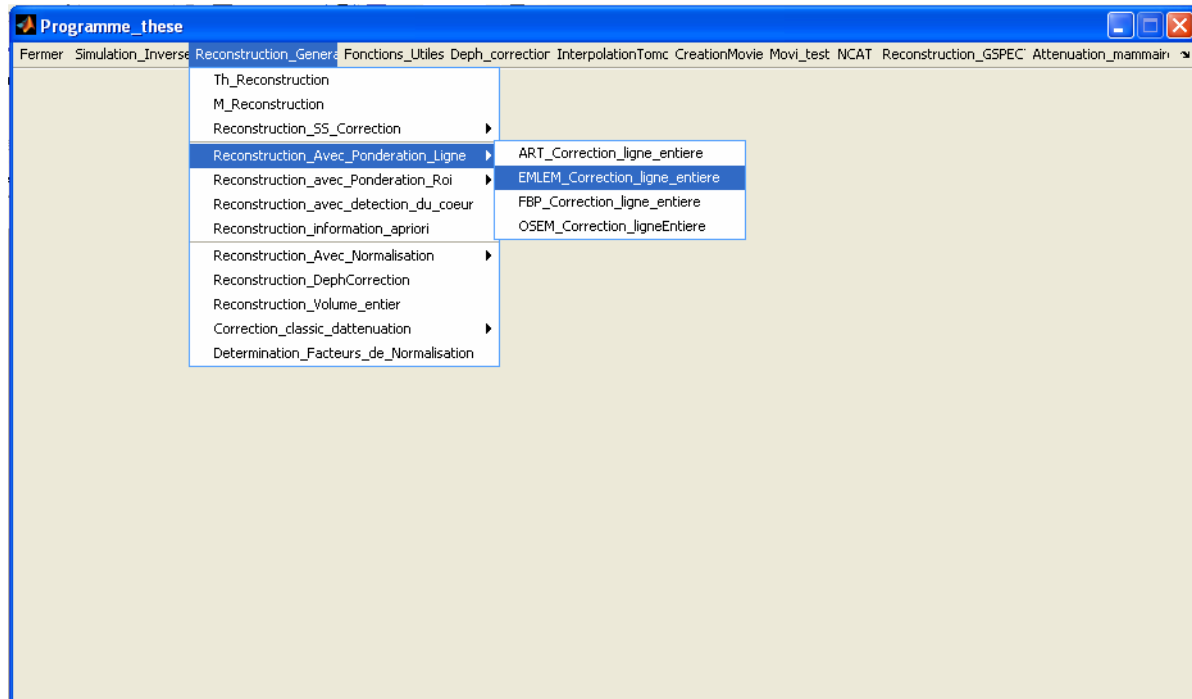


Ce menu permet de déterminer les projections d'une étude à partir soit :

- des sinogrammes de l'étude
- des coupes transaxiales du volume de cette étude.

Annexe n°4

Le menu Reconstruction-Générale

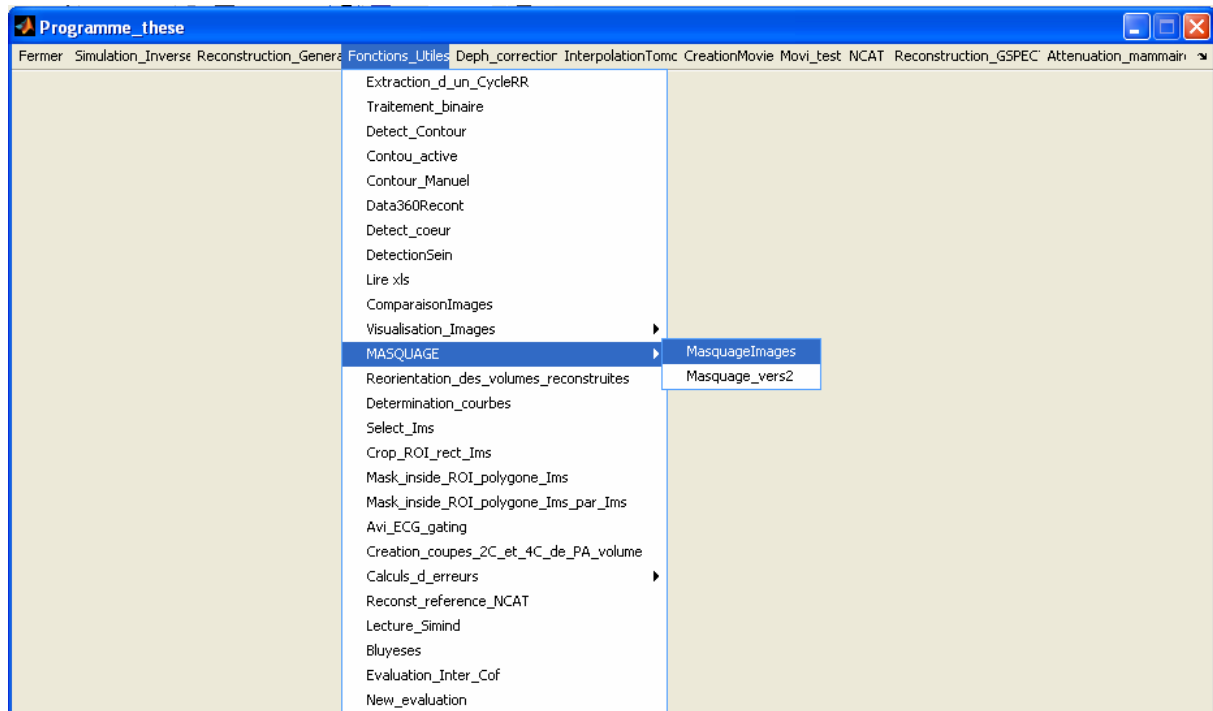


Ce menu contient presque toutes les fonctions de reconstruction avec et/ou sans correction. Elles sont implantées avec les algorithmes :

- ART
- MLEM
- OSEM
- FBP

Annexe n°5

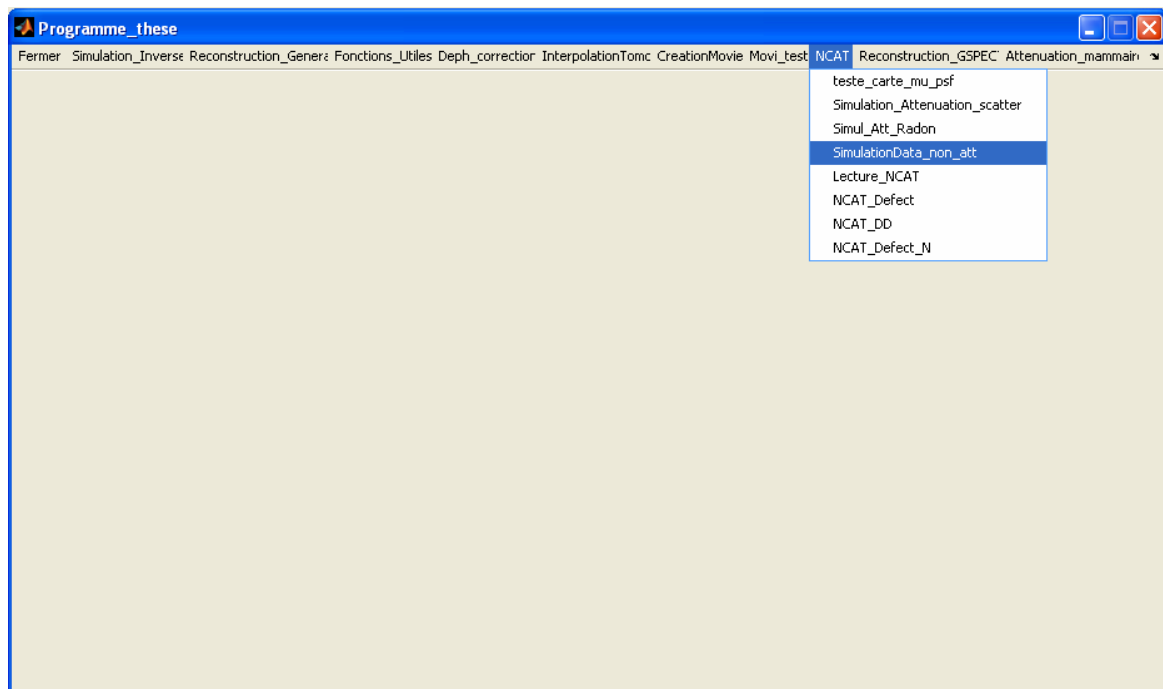
Le menu Fonction-Utiles



Il regroupe diverses fonctions, entre autre des fonctions de masquage, de détection de contour, lecture des images SIMIND etc.....

Annexe n°6

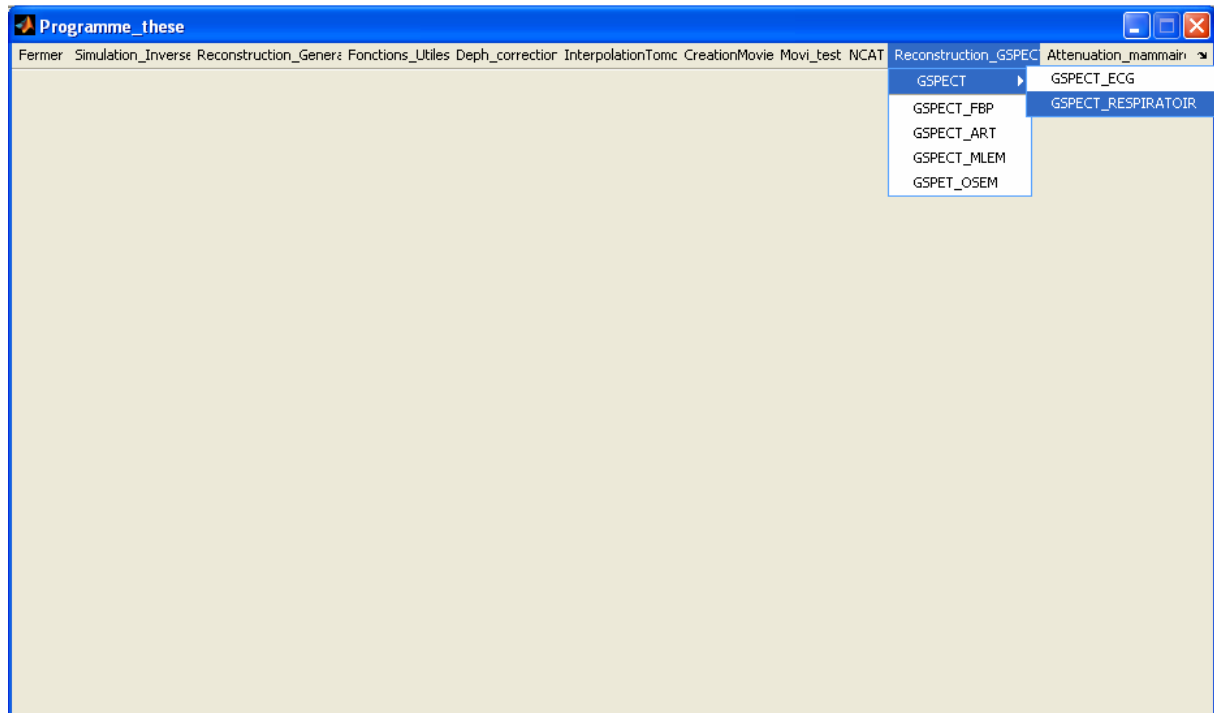
Le menu NCAT



Ce menu permet de lire les images générées par NCAT, et de simuler des images réelles en introduisant entre autre, du bruit, des défauts de détection et des pertes par diffusion.

Annexe n°7

Le menu Reconstruction-GSPECT

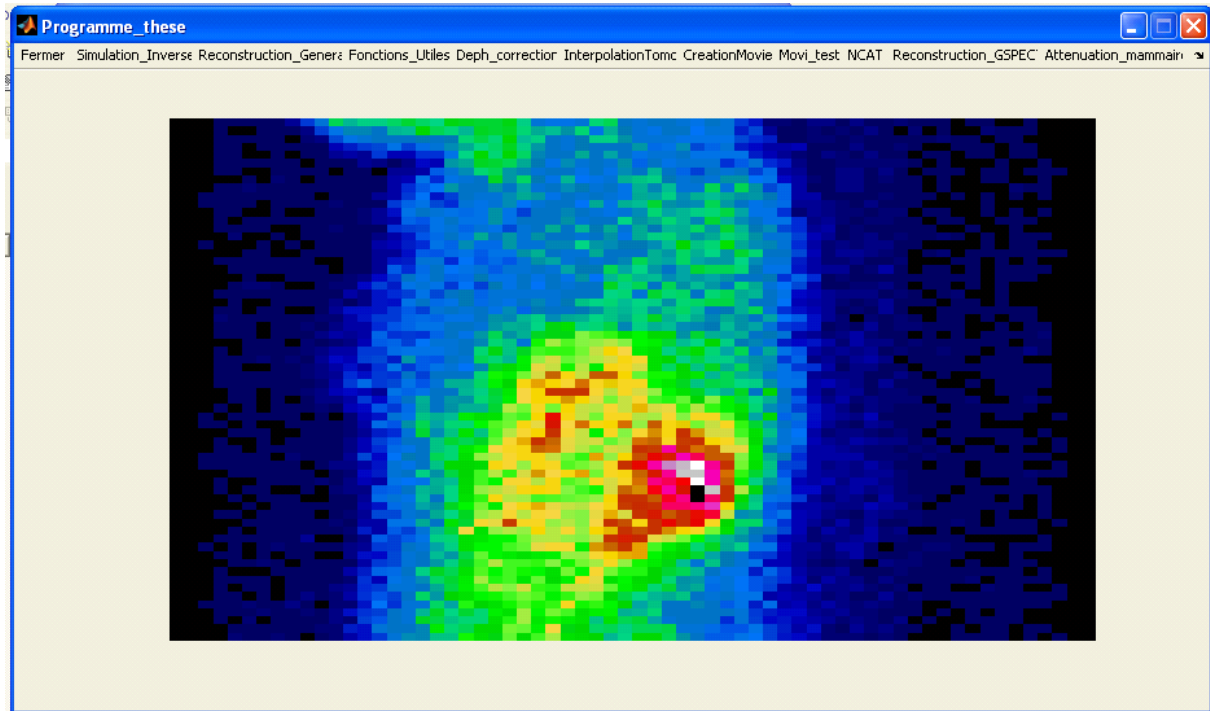


Ce menu permet de faire la reconstruction d'une étude TEMP en mode GSPECT avec les algorithmes :

- ART
- MLEM
- OSEM
- FBP

Annexe n°8

Le menu Création-Movie



Ce menu permet d'animer les images. Nous pouvons ainsi visualiser la cinétique du myocarde suivant les trois axes, à savoir : 2C, PA et 4C.

Le menu « Atténuation-Mammaire » qui n'est pas illustré ici permet de simuler les défauts de la perfusion myocardique correspondant aux anomalies créées par l'atténuation mammaire.

References

- [1] Radon J. On the determination of functions from their integral values along certain manifolds (traduction anglaise 1986). *IEEE Trans Med Imaging*. 1917;5:170-176.
- [2] Grochrt MW, E rwin WD. SPECT in the year 2000: basic principles. *J Nucl Med Tech*. 2000;28(4):233-44.
- [3] Verain M.S., Willerson J.T. - Impact of nuclear cardiac imaging on the present and future practice of cardiology. *Eur J Nucl Med* 2000;27:S21-S26.
- [4] Schawaiger M., Melin J. - Cardiological applications of nuclear medicine. *Lancet* 1999;354:661-666.
- [5] Bateman TM., Cullom SJ. Attenuation correction single-photon emission computed tomography myocardial perfusion imaging. *Semin Nucl Med* 2005; 35:37-74.
- [6] Patton JA and Turkington TG. SPECT/CT Physical Principles and Attenuation Correction. *J Nucl Med Tech*. 2008;36(1):1-10.
- [7] Bateman TM., Cullom SJ. Attenuation correction single-photon emission computed tomography myocardial perfusion imaging. *Semin Nucl Med*. 2005; 35:37-74.
- [8] Blankespoor SCWX, Kalki K et al. Attenuation correction of SPECT using x-ray CT on an emission-transmission CT system. *IEEE Trans Nucl Sci*. 1996;43:2263-74.
- [9] Mester J, Weller R, et al. Upward creep of the heart in exercise thallium-201 single photon emission tomography: clinical relevance and a simple correction method. *Eur J Nucl Med* 1991;18 (3) 184-190.
- [10] Rosenthal M.S et al. Quantitative SPECT Imaging : A review and recommendation by the Focus Commitee of Society of Nuclear Medecine Computer and Instrumentation Council. *J Nucl Med*. 36:1489-1513.
- [11] Hendel R.C. Attenuation correction: Eternal dilemma or real improvement? *Q J Nucl Med Mol Im* 2005; 49:30-42.
- [12] Delbek D et al. Procedure guideline for SPECT/CT imaging 1.0. *J Nucl Med*. 2006; 46: 1227-34.
- [13] Heller G, et al. American Society of Nuclear Medecine joint postion statements : Attenuation correction of myocardial perfusion SPECT scintigraphy. *J Nucl Card*. 2004; 11: 229.
- [14] Fukuchi K et al. Attenuation correction for cardial dual-head gamma camera coincidence imaging using segmented myocardial perfusion SPECT. *J NNucl Med*. 2004; 41:919-25.
- [15] Hansen CL et al. Attenuation correction of thallium SPECT using differential attenuation of thallium photons. *J Nucl Med* 1992;33:1574-7.

- [16] Ljungberg M et al. Attenuation and scatter correction in SPECT for sources in a nonhomogeneous object : a monte Carlo study. *J Nucl Med* 1991; 32: 1278-84.
- [17] Sand NP et al. Evaluattion of regional myocardial perfusion in patients with severe left ventricular dysfunction: comparison of ^{13}N -ammonia PET and ^{99}Tc sestamibi SPECT. *J Nucl Card* 1998;5:4-13.
- [18] Thompson R.C., Heller G.V., Johnson L.L., Case J.A., Cullom S.J., Garcia E.V., Jones P.G., Moutray K.L, and Bateman T.M. Value of attenuation correction on ECG-Geted SPECT myocardial perfusion imaging related to body mass index. *Am J Nucl Carid.* 2005;12(2):195-202.
- [19] Corbett JR. et al. Attenuation correction cardiac perfusion SPECT. *Curr Opin Card.* 2000 ;15:330-6.
- [20] Ljungberg M, Strand S, and King M, Mont Carlo Calculations in Nuclear Medicine, Institute of Physics, 1998.
- [21] Bailly DL et al. Improved SPECT using simultaneous emission an transmission tomography. *J Nucl Med.* 1987;28:652-663.
- [22] Gilland DR et al. Transmission imaging for non-uniform attenuation correction using a three-headed SPECT camera. *J Nucl Med.* 1998;39:1105-1110.
- [23] Ficaro EP et al. Comparison of a mericium-241 and technetium-99m as transmission sources for attenuation correction of thallium-201 SPECT imaging of the heat. *J Nucl Med.* 1994;35:652-663.
- [24] Karp JS et al. Constrained Fourier Space Method for Compensation of Missing Data in Emission Computed Tomography. *IEEE Tr Med Im* 1998;7(1):21-25.
- [25] Ollinger LM et al. Positron emission tomography. *IEEE Signal Processing Magazine.* 1997;14:43-55.
- [26] Leay R and Qi J. Statistical approaches in quantitative positron emission tomography. *Stat Comput.* 2000;10:147-165.
- [27] Robinson PJ, Kreel L Pulmonary tissue attenuation with computed tomography : Comparaison of inspiration and expiration scan. *J. Comput Assit Tomogr.* 1979;3:740-748.
- [28] Blankespoor SC, Wu X, Kalki J K, et al 1996 Attenuation correction os SPECT using X-ray CT on an emission-transmission CT system : Myocardial perfusion assessment. *IEEE Trans Nucl Sci.* 1996;43:2263-2274.
- [29] Burger C, Goerres G, Schoenes S, et al. PET attenuation coefficients from CT images: Expermental evaluation of the transformation of CT into PET 511-keV attenuation coefficients. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imag.* 2002;29:922-927.

- [30] Bai C, Shao L, Da Silva AJ. CT-based attenuation correction for PET/CT scanners. *Proceedings of the IEEE Nucl. Sci. Symp. And Med. Im. Conf.* 2002;11-16.
- [31] Beyer T. Design, construction and validation of a combined PET/CT tomography for clinical oncology. *Doctoral thesis University of Surrey UK.* 1999.
- [32] Charron M, Beyer T, Bohnen NN, et al. Image analysis in oncology patient studied with a combined PET /CT scanner. *Clin. Nucl. Med.* 2000;25:905-910.
- [33] Chow PL, Rannou FR and Chatziioannou AF. Attenuation correction for small animal PET tomographs *Phys. Med. Biol.* 2005;50:1837-1850.
- [34] Alvarez RE, Macovski A. Energy-selective reconstruction un X-ray computerized tomography. *Phys. Med. Biol.* 1976;21:733-744.
- [35] Tretiak O. and Metz C. The exponential Radon transform. *SIAM J Appl Math.* 1980;39:341-354.
- [36] Gullberg G.T., Huesman R.H. et al. An attenuated projector-backprojector for iterative SPECT reconstruction. *Phys Med Biol.* 1986;30:799-816.
- [37] Jaszczak R.J, Murphy P.H., Huard D., Burdine J.A. Radionulide emission computed tomography of the head with ^{99m}Tc and a scintillation camera. *J Nucl Med.* 1977;18:373-380.
- [38] Budinger T.F. et al. Emission computer assisted tomography with single-photon and positron annihilation photon emitters. *J Comput Assist Tomog.* 1977;1:131-145.
- [39] Webb S. The physics of Medial Imaging. Institute of Physics Publishing, Bristol and Philadelphia. 1988.
- [40] Bellini S., Piacentini M, Cafforia C. and Rocca F. (1979) Compensation of tissue absorption in emission tomography. *IEEE Trans ASPP.* 1979;27:213-218.
- [41] Tretiak O. and Delaney P. The exponential convolution algorithm for emission computed axial tomography. In: Brill AB, Price RR, eds. *Rev Inform Process Med Imaging.* 1978;2:266-278.
- [42] Tanaka E. et al. Convolution an image reconstruction for quantitative single-photon emission computed tomography. *Phys. Med. Biol.* 1984;29:1489-1500.
- [43] Chang L.T. A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. *IEEE Ttr Nucl Sci NS.* 1978;25:638-642.
- [44] Chang L.T. (1978) Attenuation correction and incomplete projection in single photon emission computed tomography. *IEEE Tr Nucl Sci NS.* 1978;26:2780-2789.

- [45] Natterer F. Determination of tissue attenuation in emission tomography of optically dense media. *Inverse Problems*. 1993;9:731-736.
- [46] Welch A., Clack R., Natterer F. and Gullberg G. Toward Accurate Attenuation Correction in SPECT without transmission measurement. *IEEE Tr Med Im*. 1997;16:532-541.
- [47] Mennessier C., Noo F. et al. Attenuation correction in SPECT using consistency conditions for the exponential ray transform. *Phys Med Biol*. 1999;44:2483-2510.
- [48] Wagner J.M. Méthodes analytiques pour la correction d'atténuation en tomographie tridimensionnelle par émission monophotonique. Thèse de Science à l'université de LIEGE. 2001.
- [49] Marko A. Fourier inversion of the attenuated X-ray transform, *SLAM Journal of Mathematical analysis*. 1984;15:718-722.
- [50] Metz C. and Pan X. A unified analysis of exact methods of inverting the 2D exponential Radon transform, with implication for Noise Control in SPECT, *IEEE Trans on Med Im* 1995;14.
- [51] Pan X., Metz C. Analysis of noise properties of a class of exact methods of inverting the 2D exponential Radon transform, *IEEE Trans Med Imaging* 1995;14.
- [52] Bellini S., Piacenti M., Caffario C. and Rocca F. Compensation of tissue absorption in emission tomography, *IEEE Trans Acoustics Speech and Signal Processing*, ASSP-1979;27:213-218.
- [53] Clarkson E., Projections onto the range of the exponential Radon transform and reconstruction algorithms, *Inverse Problems*. 1999;15:563-571.
- [54] Clough A. and Barrett H. Attenuated Radon and Abel transforms, *Journal of the Optical Society of America*. 1980;39:341-354.
- [55] Grangeat P., LE Masson P., Melennec P. and Sire P. Evaluation of the 3D Radon transform algorithm for cone-beam reconstruction, *Proceeding of the congress Medical Imaging V*, Technical conference 1991;1445.
- [56] Gullberg G. and Budinger T. The use of filtering methods to compensate for constant attenuation in single-photon emission computed tomography, *IEEE Trans. Biomedical Engineering*. 1981;8:142-157.
- [57] Gullberg G. and Zeng G. Reconstruction algorithm using singular value decomposition of a discrete representation of the exponential Radon transform using natural pixels, *IEEE Trans. Nucl. Science*. 1994;41:2812-2819.
- [58] Hawkins W., Lechner P. and Yang N. The circular harmonic transform for SPECT reconstruction and boundary conditions on Fourier transform of the sonogram, *IEEE Trans. Med. Imaging*. 1988;7:135-148.

- [59] Hazou I ; and Solmon D. Inversion of the exponential X-ray transform. I: Analysis, Mathematical Methods in Applied Sciences.1988;10:561-574.
- [60] Hazou I ; and Solmon D. Filtered-Backprojection and the Exponential Radon Transform, Journal Mathematical Analysis and Application. 1989;141:109-119.
- [61] Hazou I ; and Solmon D. Inversion of the exponential X-ray transform. II : Numerics, Mathematical Methods in the Applied Sciences. 1990;13:205-218.
- [62] Inouye T., Kose K. and Hasegawa A. Image reconstruction algorithm for single-photon-emission computed tomography with uniform attenuation. *Phys Med Biol*. 1989;34:299-304.
- [63] Liang Z., Ye J., Cheng J. and Harrington D. The inversion of the exponential Radon transform for quantitative brain SPECT. 1996.
- [64] Liang Z., Ye J. and Harrington D. An analytical approach to quantitative reconstruction of non-uniform attenuated brain SPECT. *Phys Med Biol* 1994;39:2023-2041.
- [65] Weng Y., Zeng L. and Gullberg G. Analytical Inversion formula for uniformly attenuated fan-beam projections. *IEEE Trans Nucl Science*. 1997;44:243-249.
- [66] You J., Liang Z. and Zeng G. A Unified Reconstruction Framework for Both Parallel-beam and Variable Focal-Length Fan-Beam Collimators by a Cormack-type Inversion of Exponential Radon Transform. *IEEE Tran Med Imaging*. 1999;18:59-65.
- [67] Kuchment P. and Shneiberg I. Some Inversion formulas in the Single Photon Emission Computed tomography, Applied Analysis.1994;53:221-231.
- [68] Palamodov V. An inversion method for an attenuated x-ray transform, 1996.
- [69] Huesman R.H., Gullberg G.T., Greenberg W. and Budinger T.F. RECLBL library users manual: Donner algorithms for reconstruction tomography. Lawrence Berkeley Laboratory, University of California. 1977;214.
- [70] Bullberg G.T., Huesman R.H., Malko J.A., Pelc N.J. and Budinger T.F. An attenuated projector-backprojector for iterative SPECT reconstruction. *Phys Med Biol*. 1986;30:799-816.
- [71] Tsui B.M.W., Hu H.B., Grilland D.R. and Gullberg G.T. Implementation of simultaneous attenuation and detector response correction in SPECT. *IEEE Tr. Nucl. Sci*. 1986;35:778-783.
- [72] Malko J.A., Van Heertum R.L., Gullberg G.T. and Kowalsky W.P. (1986). SPECT liver imaging using an iterative attenuation correction algorithm and an external flood source. *J Nucl. Med*. 27: 701-705.
- [73] Zeng G.L. and Gullberg G.T. Valid backprojection matrices which are not the transpose of the projection matrix (abstract). *J Nucl Med* 1996;37:206.

- [74] Tsui B.M.W., Zhao X.D., Frey E.C., Lalush D.S., Johnston R.E. and McCartney W.H. The importance and implementation of accurate 3D compensation methods for quantitative SPECT. *Phys Med Biol.* 1994;39:509-530.
- [75] Wallis J.W. and Miller T.R. Rapidly converging iterative reconstruction algorithms in single-photon emission computed tomography. *J Nucl Med.* 1993;34:1793-1800.
- [76] Zeng G.L. and Gullberg G.T. Valid backprojection matrices which are not the transpose of the projection matrix (abstract). *J Nucl Med.* 1996;37:206.
- [77] Riddell C., Bendriem B. et al. The approximate inverse and conjugate gradient: non-symmetrical algorithms for fast attenuation correction in SPECT. *Phys Med Biol.* 1995;40:269-281.
- [78] Beyer T. Design, construction and validation of a combined PET/CT tomography for clinical oncology. *Doctoral thesis University of Surrey UK.* 1999.
- [79] Fleischmann S., Koepfli P., Namdar M., Wyss C.A., Jenn R., Kaufmann P.A. Gated (99m)Tc-tetrofosmin SPECT for discriminating infarct from artifact in fixed myocardial perfusion defects. *J Nucl Med* 2004; 45:754-759.
- [80] Paul A.K., Nabi H.A. Gated myocardial perfusion SPECT: basic principles, technical aspects, and clinical applications. *J Nucl Med Technol* 2004; 32:179-187.
- [81] Abidov A., Germano G., Hachamovitch R., Berman D.S. Gated SPECT in assessment of regional and global left ventricular function: major tool of modern nuclear imaging. *J Nucl cardiol* 2006; 13:261-279.
- [82] Cullom S.J., Case J.A., Beteman T.M. Electrocardiographically gated myocardial perfusion SPECT: technical principles and quality control considerations. *J Nucl Cardiol* 1998;5:418-425.
- [83] Fleischmann S., Koepfli P., Namdar M., Wyss C.A., Jenn R., Kaufmann P.A. Gated (99m)Tc-tetrofosmin SPECT for discriminating infarct from artifact in fixed myocardial perfusion defects. *J Nucl Med* 2004; 45:754-759.
- [84] Sciagra R. The expanding role of left ventricular functional assessment using gated myocardial perfusion SPECT: the supporting actor is stealing the scene. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2007; 34:1107-1122.
- [85] Genovesi D., et Giorgetti A. Gimelli A. Kusch A. et Al. Impact of attenuation correction and gated acquisition in SPECT myocardial perfusion imaging: results of the multicentre SPAG (SPECT Attenuation Correction vs Gated) study. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2011;38:1890-1898.
- [86] Halley A., Agostini D. Autour de la tomoscintigraphie myocardiographique synchronisée. *Sc Dir Med Nucl* 2007;31:624-630.

- [87] DePuey E.G., Rozanski A. using gated technetium-99m-sestamibi SPECT to characterize fixed myocardial defects as infarct or artifact. *J Nucl Med* 1995; 36: 952-955.
- [88] Higgins J.P., Higgins J.A., Williams G. Stress-induced abnormalities in myocardial perfusion imaging that are not related to perfusion but are of diagnostic and prognostic importance. *Eur J Nucl Med Mol Im.* 2007;34:584-595.
- [89] Manrique A., Marie P.Y. Recommendations for the performance and interpretation of myocardial perfusion tomoscintigraphy. *Arch Mal Coeur Vaiss* 2003;96:695-711.
- [90] Jau P.H. Tomographie d'émission monophotonique du myocarde synchronisée à l'E.C.G. *Revue de l'ACOMEN*, 2000;6(2).
- [91] Halley A., Agostini D. Autour de la tomoscintigraphie myocardique synchronisée. *Sci Dir Med Nucl* 2007;31:624-630.
- [92] Jacobson A.F., Parer J.A. and Royal H.D. Supine versus upright anterior images: comparison in TI-201 myocardial scintigraphy. *Radiology*. 1986;163:691-695.
- [93] Esquerré J.P., Coca F.L., Martinez S.J., Guiraud R.F. Prone decubitus: a solution to inferior attenuation in thallium-201 myocardial tomography. *J Nucl Med*. 1989;30:398-401.
- [94] Macé L., Muratet J.P. and Tassy D. Tomoscintigraphie myocardique: intérêt de l'acquisition en décubitus ventral. *Revue de l'ACOMEN*, 2000;6(2).
- [95] Handel RG., Corbett JR., Cullom SJ., DePuey EG., Garcia EV., Bateman TM. The Value and Practice of Attenuation Correction for Myocardial Perfusion SPECT Imaging: A Joint Position Statement from the American Society of Nuclear Cardiology and the Society of Nuclear Medicine. *J Nucl Card* 2002;9:135-43.
- [96] Lui YH, Lam PT, Sinusas AJ, Wackers FJ. Differential effect of 180 degrees acquisition orbits on the accuracy of SPECT imaging: quantitative evaluation in phantoms. *J Nucl Med* 2002;43(8):1115-24.
- [97] Xin II, Jonathan M, Lens, Karen L, Tsui MW Benjamin, et Eric C Frey. Comparaison of 180° and 360° acquisition for myocardial perfusion SPECT with compensation for attenuation, detector response, and scatter: Monte Carlo and mathematical observer results. *J Nucl card* 2006;13(3):313-315.
- [98] Patton JA and Turkington TG. SPECT/CT Physical Principles and Attenuation Correction. *J. Nucl. Med. Technol* 2008;36(1):1-10.
- [99] Ficaro EP., Fessler JA., Shreve PD., Kritzman JN, Rose PA, Corbett JR. Simultaneous Transmission/Emission Myocardial Perfusion Tomography: Diagnostic Accuracy of Attenuation-Corrected 99mTc Sestamibi Single-Photon Emission Computed Tomography. *Circulation* 1996;93:463-73.

- [100] Blagosklonov O., Comas L., Lepage D., Obert L., Verdenet J., Garbuio P et Cardot JC. Radioscintigraphie quantitative du poignet : dix ans d'expérience. 42^{ème} Colloque de Médecine Nucléaire de la Langue Française 2004;28(9):449.
- [101] Grochrt MW., Erwin WD. SPECT in the year 2000: basic principles. *J Nucl Med Tech*, 2000;28(4): 233-44.
- [102] Dubois F. Reconstruction des images tomographiques par rétroprojection filter. Revue de l'ACOMEN, 1998;4(2):1.
- [103] Radon J., Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integrawerte langs gewisser Mannigfaltigkeiten, Berichte Sachsische Akademie der Wissenschaften, Math.-Phys. Kl.1917;69:262-267.
- [104] Gilland D.R., Tsui B.M.W., McCartney W.H., Perry J.R and Berg J. Determination of the optimum filter function for SPECT imaging. *J Nucl. Med.* 1988;29:643-650.
- [105] Douiri A. Développement à partir du concept CACAO (Caméra A Collimation Assistée par Ordinateur) d'un système tomographique adapté à la mesure 3D de plaies contaminées. Thèse: Mars 2002.
- [106] King M.A., Schwinger R.B., Doherty P.W and Penney B.C. Two-dimensional filtering of SPECT images using the Metz and Wiener filters. *J Nucl. Med.* 1984;25:1234-1240.
- [107] M.A., Doherty P.W and Schwinger R.B. A Wiener filter for nuclear medicine images. *Med. Phys.* 1983;10: 876-880.
- [108] Kuhl, D.E and R.Q. Edwards, Image separation radioisotope scanning. *Radiology*, 1963;80:953-661.
- [109] Shepp L.A. and Vardi Y. Maximum likelihood reconstruction for emission tomography *IEEE Trans Med Imag.* 1982;1(2):113-122.
- [110] Hudson H.M. and Larkin R.S. Accelerated Image- Reconstruction Using ordered Subsets of Projection Data. *Ieee Transactions on Medical Imaging*, 1994. 13(4): p. 601-609.
- [111] Barrett H.H., The Radon transform and its application. *Progress in Optics*. XXI: 217-286.
- [112] Oldendorf, W.H Isolated flying spot detection of radio-density discontinuities displaying the lateral structural pattern of a complex object. *IRE Trans Biomed Electronic* 1961;8: p. 31-39.
- [113] Hutton B.F., Hudson H.M, Beekman F. A clinical perspective of accelerated statistical reconstruction. *Eur J Nucl Med* 1997;24:797-808.
- [114] Natter F., The mathematics of computerized tomography. John Wiley & SONS. 1986.

- [115] Louis A.K Picture reconstruction from projections in restricted range. *Math Appl Sci.* 1980;2:209-200.
- [116] Louis A.K Incomplete data problems in X-ray computerized tomography. *Numer: Math.*, 1986;48:251-262.
- [117] Quito E.T. Exterior and limited-angle problem tomography in non-destructive evaluation. *Inverse Problems*, 1998;14:535-544.
- [118] Sandrine R.P Reconstruction en tomographie locale : Introduction d'information a priori basse résolution. Thèse de science de mathématiques, Université Joseph Fourier Grenoble I 1992.
- [119] Slepian D. Prolate spheroidal wave functions, Fourier analysis and uncertainty-V : the discrete case. *Bell J Sys Tech.* 1978;57(5):1371-1430.
- [120] Peres A. Tomographic reconstruction from limited angular data. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 1979;3(6):800-803.
- [121] Youla D.C. and Webb H. Image Restoration by the Method of Convex Projections: Part 1- Theory. *IEEE Tr Med Im* 1982;(2):81-94.
- [122] Youla D.C. Generalized Image Restoration by the Method of Alternating Orthogonal Projections. *IEEE Tr Circuit and Systems.* 182;25(9):694-702.
- [123] Sezan I. and Stark H. Tomographic Image Reconstruction from Incomplete View Data by Convex Projections and Direct Fourier Inversion. *IEEE Tr Med Im*;3(2).
- [124] Oskoui-Fard P. and Stark H. Tomographic Image Reconstruction Using the Theory of Convex Projections *IEEE Tr Med Im.* 1988;7(1):45-58.
- [125] Peng H. and Stark H. One-Step Image Reconstruction from Incomplete Data in Computer Tomography. *IEEE Tr Med Im.* 1989;8(1).
- [126] Peng H. and Stark H. Image Recovery in Computer Tomography from Partial Fan-Beam Data by Convex Projections. *IEEE Tr Med Im* 1992;11(4).
- [127] Andersen A.H. Algebraic Reconstruction in C.T. from Limited views. *IEEE Tr Med Im.* 1989;8(1).
- [128] Karp J.S. et al. Constrained Fourier Space Method for Compensation of Missing Data in Emission Computed Tomography. *IEEE Tr Med Im.* 1988;7(1):21-25.
- [129] Papoulis A. A new algorithm in spectral analysis and band-limited extrapolation. *Proc. IEEE Int Symp. Circ.and Syst.* 1975;22(9):735-742.
- [130] Payot E. Reconstruction vasculaire tridimensionnelle en imagerie par rayon-X. Thèse :ENST, Paris 1996;p147.

- [131] Prince J.L. and Willsky A.S. Constrained sonogram restoration for limited-angle tomography. *Optical Engineering*, May 1990;29(5):535-544.
- [132] Natterer F. and Wübbeling F. *Mathematical Methods in Image Reconstruction* Philadelphia: Society for Industrial and Applied Mathematics. 2001;p216
- [133] Bleuet P. Reconstruction 3D par Tomosynthèse Généralisée Application à l'imagerie Médicale par Rayon-X. Thèse : INSA Lyon 2002.
- [134] Dempster. A.P. Maximum likelihood from incomplete data via EM algorithms. *J.R.Stat Society*, 1977 ;39:1-38.
- [135] Amblard C. Reconstruction de foyer d'hyperfixation en Tomographie d'Emission de Positons par la Méthode du Maximum d'Entropie sur la moyenne. Thèse : Institut National Polytechnique de Grenoble 1999;p130.
- [136] Persson M., Bone D. and Elmqvist H. Total variation norm for tree-dimensional iterative reconstruction in limited view angle tomography. *Phys. Med. Biol.*, 2001; 46:853-866.
- [137] Olson T. Stabilized inversion for limited angle tomography. *IEEE Eng Med Biol.* 1995;14(5):612-620.
- [138] Jaffe J.S. Limited angle reconstruction using stabilized algorithms. *IEEE Tr Med Im.*1990;9(3):338-344.
- [139] Hasson K.M. Wecksung G.W. Bayesian approach to limited angle reconstruction in computed tomography. *Optical Society of America*, 1983;73:1501-1509.
- [140] Comas L. Modèles et algorithmes pour la scintigraphie cardiaque. Thèse de l'Université de Sciences et de Techniques de Franche-Comté Déc-2005.
- [141] Segars W.P. Development and Application of the new dynamic nurbs-based cardiac-torso (NCAT) phantom. PhD thesis, University of North Carolina at Chapel Hill, 2001.