

Reconstruction d'images en tomographie scintigraphique cardiaque par fusion de données

Frédérique Coutand

▶ **To cite this version:**

Frédérique Coutand. Reconstruction d'images en tomographie scintigraphique cardiaque par fusion de données. Optique [physics.optics]. Université Paris Sud - Paris XI, 1996. Français. NNT : . pastel-00730942

HAL Id: pastel-00730942
https://pastel.hal.science/pastel-00730942

Submitted on 11 Sep 2012

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

ORSAY

N° D'ORDRE :

UNIVERSITE DE PARIS-SUD
U.F.R. SCIENTIFIQUE D'ORSAY

THESE

présentée

Pour obtenir

Le GRADE de DOCTEUR EN SCIENCES

DE L'UNIVERSITE PARIS XI ORSAY

PAR

Frédérique COUTAND

SUJET : Reconstruction d'images en tomographie scintigraphique cardiaque par fusion de données.

Soutenue le 6 décembre 1996 devant la Commission d'examen

MM.	A. MOHAMMAD-DJAFARI	Rapporteur
	P. GRANGEAT	Rapporteur
	L. GARNERO	
	M. BARLAUD	*Président*
	P. CHAVEL	
	J. FONROGET	

"L'appétit de savoir naît du doute"

André GIDE, *Les Nouvelles Nourritures.*

Remerciements

Mes remerciements vont tout spécialement à Line Garnero pour son soutien et ses conseils avisés qui ont su me guider tout au long de ces trois années. Je tiens aussi à remercier le Professeur Fonroget pour cette collaboration qui je crois a été fructueuse, ainsi que Pascal Bailly qui ont su tous deux m'apporter l'aide nécessaire à la réalisation de ce travail. Merci à Pierre Chavel d'avoir entouré mes travaux de son attention bienveillante.

Je tiens à exprimer ma gratitude aux membres du jury qui m'ont fait l'honneur de juger mon travail, et en particulier aux rapporteurs, Monsieur Ali Mohammad-Djafari et Monsieur Pierre Grangeat, pour leurs remarques qui ont contribué à l'amélioration de ce manuscrit.

Je remercie tout le personnel de l'Institut d'Optique et particulièrement le groupe de physique des images pour leur accueil chaleureux, leur présence de tous les jours et l'ambiance inégalable qui y règne. Je remercie Caro, Sophie, Pal, Jan, Sylvain, Donald, Guy, Gildas, Moussa, Petit Pierre, Thomas, Mike, Gabriel, Sham, Denis, Daniel, Nicole, Alain, Philippe, Pierre ... (et j'en oublie certainement !), de m'avoir apporté autant d'aide sous forme de discussion, de conseils divers et de services variés. La palme revient à Nathalie tant pour sa bonne humeur que pour son aide précieuse dans l'embroglio des papiers administratifs.

Et puis merci aussi aux gens de l'INSERM 66, en particulier Mélanie et Alain qui m'ont apporté une aide inestimable.

Que tous ceux qui ont pu contribuer de près ou de loin à la réalisation de ces travaux trouvent ici l'expression de ma profonde reconnaissance.

TABLE DES MATIERES

TABLE DES MATIERES 1

Introduction. 7

I. L'imagerie cardiaque de nos jours. 9

1. Présentation des différentes modalités. 9

2. Images radiologiques 10

2.1. Les scanners classiques 10

2.2. Les scanners rapides. 11

2.3. L'angiographie. 13

3. Imagerie par résonance magnétique. 14

4. l'Echographie cardiaque 16

4.1. L'échocardiographie. 16

4.2. L'écho doppler couleur. 19

5. La tomographie d'émission. 19

5.1. Tomographie d'émission de positons (PET). 20

5.2. Tomographie d'émission monophotonique (SPECT ou TEMP). 23

6. Conclusion 28

II. La tomoscintigraphie cardiaque. 29

1. Apport Médical. 29

2. Principe d'enregistrement. 29

3. Limitations de la tomoscintigraphie cardiaque 31

3.1. Doses. 32

3.2. Interaction photons-matière. 33

3.3. Résolution des collimateurs. 36

3.4. Angle de vue limité 39

3.5. Niveau de bruit des données. 41

4. Etat de l'art sur les méthodes de reconstructions. 41
4.1. Rétroprojection filtrée. 42
4.2. Méthodes itératives. 46
4.3. Correction de la non-invariance du système de détection. 52
4.4. Correction de l'autoabsorption du rayonnement. 54
4.5. Correction du diffusé Compton 57
5. Conclusion. 62

III. Fusion de données et reconstruction tomographique. 63

1. Importance du modèle a priori 63
1.1. Définition de la carte des atténuations. 63
1.2. Anatomie des différents organes. 64
1.3. Régions actives. 64
2. Précédents travaux. 65
2.1. Introduction d'une carte des atténuations non uniforme. 65
2.2. Introduction d'information sur la localisation des régions actives. 67
2.3. Introduction d'information sur les contours des organes 68
2.4. Introduction d'un modèle a priori flexible 70
3. Modèle d'objet utilisé 71
4. Conclusion. 73

IV. Principe de la reconstruction par fusion de données. 73

1. Modélisation anatomique 73
1.1. Traitement des organes non cardiaques. 73
1.1.1. Segmentation des images. 74
1.1.2. Modélisation des contours - Introduction de fonctions Splines 75
1.1.2.a. Définitions des fonctions Splines. 75
1.1.2.b. Intérêts des fonctions Splines. 78
1.1.2.c. Détermination des points de contrôles 78
1.2. Modélisation du ventricule gauche. 80
1.2.1. Utilisation d'images IRM. 80

1.2.2. Utilisation d'images de Rétroprojection filtrée. 81
1.2.2.a. Introduction d 'un modèle global du ventricule gauche 81
1.2.2.b. Prédétermination des paramètres. 84
1.2.2.c. Optimisation de ces paramètres 86
1.2.2.d. Précision et Stabilité de la méthode. 86
1.2.3. Problème dû au proche voisinage Coeur-Poumons 89
1.3. Maillage et discrétisation du problème direct 90
1.3.1. Définition d'un maillage adapté. 90
1.3.2. Construction du maillage. 91
1.3.2.a. Exemple de maillage 2D 92
1.3.2.b. Exemple de maillage 3D. 93
2. Modélisation physique. 93
2.1. Description sommaire des différents processus impliqués. 93
2.2. Caractérisation de l'atténuation du rayonnement. 94
2.2.1. Estimation des coefficients d'atténuation. 94
2.2.2. Construction de la carte des atténuations. 94
2.3. Caractérisation du système d'enregistrement. 95
2.3.1. Modélisation théorique de l'ensemble détecteurs-collimateurs 95
2.3.2. Détermination expérimentale des paramètres modélisant le système de détection. 95
3. Calcul de la matrice d'acquisition 98
4. Principe de la reconstruction. 101
4.1. Reconstruction de la distribution de radioactivité. 102
4.1.1. Choix d'un modèle de bruit Gaussien. 102
4.1.2. Introduction d'une fonction de régularisation préservant les discontinuités. 102
4.2. Amélioration du modèle d'organe 105
4.2.1. Non linéarité du processus. 105
4.2.2. Méthode de Levenberg-Marquardt 107
5. Synthèse de la méthode proposée 107
V. Résultats 2 dimensions et discussion. 111

1. Reconstruction à partir de données simulées. 111

1.1. Présentation du modèle synthétique. 111

1.2. Stabilité du processus de reconstruction a modèle constant. 112

1.2.1. Nombre de conditionnement. 112

1.2.2. Réduction du nombre de projections. 113

1.2.3. Précision des résultats obtenus en fonction du bruit 114

1.2.4. Apport du maillage adapté. 115

1.3. Optimisation des paramètres du modèle géométrique. 117

1.3.1. Validation du processus à partir de données non bruitées. 117

1.3.2. Reconstruction sans discontinuités dans la distribution de radioactivité (données bruitées) 119

1.4.3. Reconstruction en présence de discontinuités dans la distribution de radioactivités (données bruitées). 123

2. Reconstruction à partir d'enregistrements sur Fantôme. 124

2.2. Description du fantôme. 124

2.3. Comparaison des projections simulées et enregistrées. 124

2.4. Comparaison avec la rétroprojection filtrée. 125

2.5. Reconstruction par double estimation. 126

3. Reconstruction in vivo. 127

3.1. Description du processus d'enregistrement. 127

3.2. Modélisations du VG obtenues sur des données patient. 128

3.3. Reconstruction de l'activité. 132

4. Conclusion. 134

VI. Résultats 3 dimensions et discussion 135

1. Reconstruction à partir de données simulées. 135

1.1. Présentation du modèle synthétique. 135

1.2. Stabilité du processus de reconstruction à modèle constant. 137

2. Modélisation globale du VG à partir de données IN-VIVO. 139

Conclusions et perspectives 143

Annexe **145**

Determination des points d'intersection avec les fonctions Splines et un rayon de projection: 145

Références bibliographiques. **149**

Liste des figures et tableaux **159**

Introduction.

De nos jours l'imagerie médicale tient une place de plus en plus prépondérante pour le diagnostic. Les progrès en informatique ont permis d'ouvrir la voie aux imageries dites assistées par ordinateurs, telles que la tomographie.

Le principe de la tomographie est d'obtenir l'image de la répartition d'une grandeur distribuée dans une coupe ou un volume, à partir de mesures enregistrées autour du patient. Ces mesures sont appelées projections et correspondent à l'intégrale de la grandeur mesurée dans plusieurs directions. La tomographie consiste à retrouver l'information en tout point de la coupe ou du volume.

Les grandeurs mesurées sont de différente nature et sont fonction du rayonnement utilisé et donc de la modalité utilisée.

La tomographie peut alors se décomposer en deux étapes:

- Une première étape qui est l'étape d'acquisition. Cette dernière consiste à enregistrer des données externes ou projections, qui ne sont pas directement interprétables.
- Une deuxième étape, appelée étape de reconstruction, qui consiste à retrouver la distribution initiale à partir des projections mesurées.

Dans le cas de l'étude des pathologies du coeur, l'une des modalités les plus employées est la tomoscintigraphie cardiaque ou tomographie d'émission monophotonique, qui permet de caractériser la viabilité des tissus du myocarde et de mettre en évidence des ischémies d'effort. Cette modalité couramment utilisée en routine clinique permet le diagnostic et le suivi des maladies cardiovasculaires. Elle peut aussi dans certains cas être utile à la prévention.

Employée depuis une dizaine d'années, cette modalité souffre encore d'une qualité d'image médiocre due notamment au faible taux de comptage de cette imagerie, à l'influence de l'atténuation du rayonnement (rayonnement diffusé) et aux systèmes de détection (PSF du collimateur).

Dans ce travail, nous proposons d'utiliser la fusion de données dans le but d'améliorer la qualité des images de reconstruction scintigraphiques. Dans notre cas, la fusion de données consiste alors à tenir compte d'informations d'ordre anatomique provenant d'autre modalités. Ces informations seront directement introduites à l'intérieur même du processus de reconstruction par le biais d'un modèle géométrique des organes de la coupe et du volume à reconstruire. Nous incorporerons aussi les caractéristiques physiques de la formation des projections, de manière à mieux quantifier les niveaux de distribution de radioactivité. La

méthode proposée consiste aussi à faire une discrétisation adaptée à la forme des organes et à restreindre le domaine de la reconstruction aux régions vraiment utiles, dans le but de mieux quantifier les niveaux reconstruits.

Le premier chapitre du mémoire décrit les différentes modalités dont dispose le clinicien pour effectuer son diagnostic. Nous verrons quelles sont les caractéristiques de chacune et quelle est leur réelle importance dans le cadre de la détermination de pathologies cardiaques.

Le deuxième chapitre se décompose en deux parties; la première qui consiste en une description des principaux facteurs limitatifs de la tomographie scintigraphique cardiaque, la seconde qui réalise la revue des méthodes de reconstruction existantes. Nous parlerons notamment des différentes méthodes de correction possibles permettant de s'affranchir des facteurs limitants de la première partie.

Le chapitre suivant est consacré à la fusion de données. Nous verrons quelle est l'importance du modèle a priori sur la reconstruction et comment la prise en compte d'informations a priori a été faite dans des travaux antérieurs. Pour finir nous présenterons le modèle d'objet que nous avons choisi d'utiliser dans la méthode de reconstruction que nous proposons.

Le quatrième chapitre présente le principe de la reconstruction par la fusion de données. Nous parlerons en détail de la modélisation anatomique ainsi que de la modélisation physique du processus d'enregistrement. Puis nous expliciterons le processus de reconstruction qui met en oeuvre une double estimation.

Dans le dernier chapitre, nous présenterons les principaux résultats obtenus par notre méthode, tout d'abord en deux dimensions puis en trois dimensions.

I. L'imagerie cardiaque de nos jours.

1. PRESENTATION DES DIFFERENTES MODALITES.

De nombreuses pathologies du coeur peuvent être détectées et quantifiées par l'imagerie médicale [DENO-93]. En effet de nombreuses affections cardio-vasculaires se traduisent par un contraste anormal entre le muscle myocardique et les cavités ventriculaires, une modification de la taille, de la masse myocardique, un mouvement anormal des parois cardiaques, ou par d'autres signes caractéristiques analysés par le clinicien qui tendent à révéler une pathologie sous-jacente [MARC-87] [SYRO-91].

A l'heure actuelle, un médecin dispose de plusieurs techniques d'acquisition afin d'établir son diagnostic. Ces différents types d'imagerie cardiaque permettent d'accéder à des paramètres d'ordre fonctionnel ou bien morphologique. Nous séparerons ces différentes modalités en deux principales classes, imageries anatomiques (ou morphologiques) et imageries fonctionnelles, en fonction des informations qu'elles apportent.

Nous présenterons tout d'abord, les imageries dites anatomiques qui conduisent à une analyse sur la morphologie du myocarde (taille, forme, structure des ventricules et des valves), nous parlerons des images radiologiques et de l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Ces deux imageries fournissent des informations anatomiques complémentaires, par exemple, la tomographie X a un très bon contraste pour les structures osseuses et les poumons, tandis qu'une imagerie par résonance magnétique, apporte une excellente description de la plupart des tissus mous.

Puis nous traiterons de l'échographie cardiaque qui est avant tout une imagerie anatomique (les frontières entre les organes correspondant à de fortes variations de l'impédance acoustique), mais qui peut aussi apporter des informations d'ordre fonctionnel, en particulier par la caractérisation des tissus et l'étude des flux sanguins (écho-doppler). Pour finir nous parlerons de la tomographie d'émission de positon et monophotonique, qui sont par excellence des modalités d'imagerie fonctionnelle, qui fournissent des informations principalement sur le métabolisme du myocarde et la viabilité des tissus.

L'information dynamique (mouvement, contraction) pourra être obtenue à partir de chacune de ces imageries. Dans le cas d'imagerie temps réel (Scanographe ultra-rapide, Echocardiographie et IRM échoplanar), cette information est obtenue directement. A l'inverse pour des imageries dont les temps d'acquisition sont plus longs (IRM classique, tomographie d'émission), l'information dynamique est obtenue par moyennage de plusieurs enregistrements

synchronisés sur l'électrocardiogramme (ECG). Ces données seront appelées enregistrements synchronisés (en anglais "gated").

2. IMAGES RADIOLOGIQUES

[BAST-93] [MOUS-91]

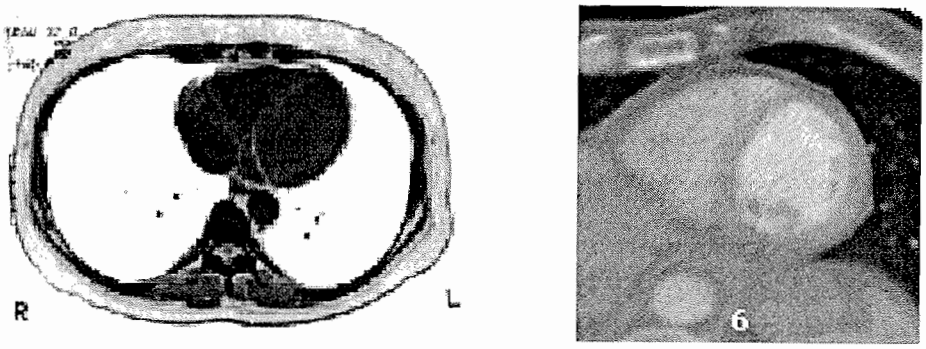
Les rayons X ont été un des tout premiers rayonnements utilisés pour l'imagerie du corps humain. Ils permettent d'obtenir des images ayant une bonne résolution spatiale et un contraste élevé pour certains organes. En marge de la radiologie classique, on distingue pour l'étude du système cardiovasculaire, l'angiographie, la coronarographie la ventriculographie et la tomodensitométrie X.

2.1. Les scanners classiques.

La tomodensitométrie X consiste en la mesure de l'atténuation du rayonnement transmis en rayons X, comme en radiographie classique. Le rapport entre l'intensité du rayonnement transmis et celle du rayonnement incident est fonction des coefficients d'absorption locaux des tissus. La mesure du rayonnement transmis sur plusieurs incidences permet de reconstruire en tout point du volume la carte des différents coefficients d'absorption. L'utilisation de faisceaux X conçus pour être monoénergétique (de l'ordre de 150 Kev) implique que les coefficients d'absorption dépendent uniquement de la densité des tissus traversés. Par exemple, les poumons remplis de gaz ont un faible coefficient d'absorption et laissent passer une grande quantité du rayonnement (dans l'image reconstruite figure I-1-a, ils apparaissent en sombre), tandis que les os atténuent très fortement les rayons X (ils apparaissent en clair). De manière à augmenter le contraste du système cardio-vasculaire, on peut injecter un produit de contraste (substance iodée) qui a pour conséquence de rendre le sang plus absorbant (cf. figure I-1-b).

L'atténuation des rayons X est la conséquence de l'interaction du rayonnement avec la matière et fait intervenir plusieurs processus comme l'effet photoélectrique, l'effet Compton et l'effet Thomson-Rayleigh. Ce dernier phénomène étant très faible, il sera très souvent négligé.

Les détecteurs utilisés en tomodensitométrie ont une plus grande dynamique (500 fois plus sensibles qu'un film radiographique) et permettent de mesurer environ 1 million de photons / sec. Il s'agit d'une imagerie à fort taux de comptage contrairement aux imageries par émission.



(a) (b)

Figure I-1: Exemple de tomographie rayons X. (a)- image du thorax sans injection d'un produit de contraste, (b)- image de la cavité ventriculaire avec injection d'un produit de contraste.

La mesure des projections selon plusieurs incidences (par rotation de la source) nécessite des temps d'acquisitions supérieurs à la seconde. Les scanners traditionnels ne peuvent être utilisés pour des études du myocarde.

De nouvelles perspectives d'acquisition 3D par rayons X du coeur et des vaisseaux semblent possibles à terme grâce au développement des scanners hélicoïdaux. Le principe repose sur la rotation continue de l'ensemble détecteur / source autour de l'axe du patient et de la translation de la table d'examen, durant l'acquisition des données. Contrairement aux scanners traditionnels, la trajectoire du faisceau de rayon X suit donc une spirale, ce qui permet une réelle acquisition de données 3D. Pour plus de détails sur les scanners hélicoïdaux se reporter à [BRIN-95] [KALE-91].

2.2. Les scanners rapides.

Nous ne parlerons que des scanners rapides développés principalement pour l'imagerie cardiaque, qui permettent d'obtenir en temps réel une image du myocarde. La tomodensitométrie ultrarapide repose sur une technologie originale visant à supprimer les composantes mécaniques. Un exemple est "l'Ultra Fast Computed Tomography" (UFCT) commercialisé par la société Imatron, la figure I-2 montre une photo de cet appareil.

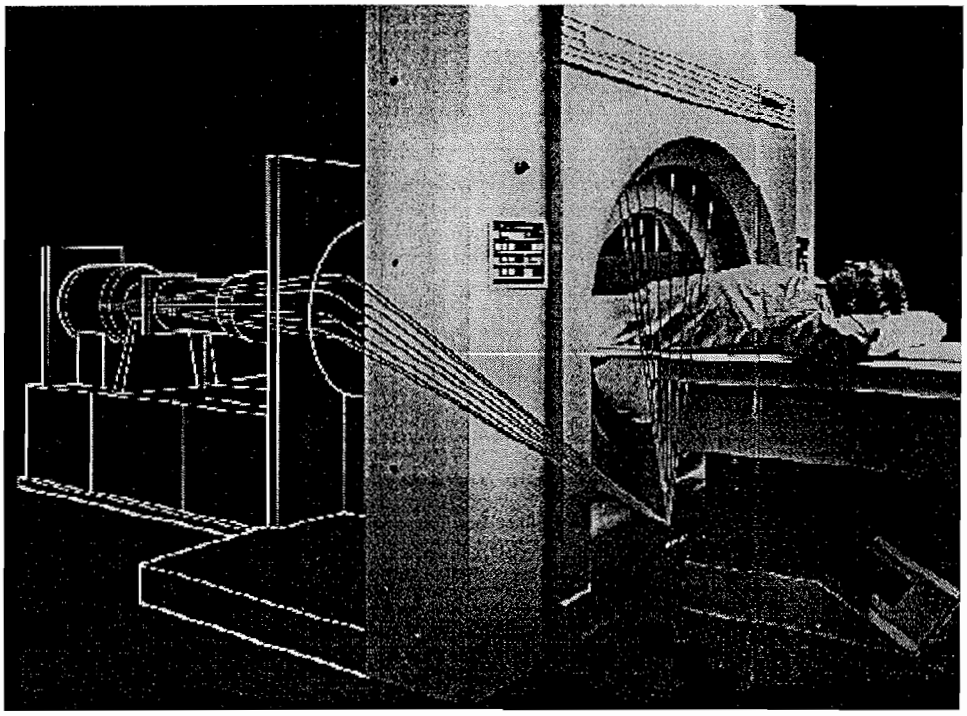


Figure I-2: Photographie de l'UFCT commercialisé par la société Imatron.

Les avantages d'une telle machine commencent par la possibilité d'acquérir les images en un cycle cardiaque contrairement aux autres imageries, ce qui réduit nettement le risque d'artefact de reconstruction dû aux mouvements du patient. L'UFCT permet d'acquérir jusqu'à 17 images/seconde (mode multi-coupes). D'autre part, il existe un mode haute résolution (mono-coupe), avec lequel on peut obtenir une résolution spatiale inférieure au millimètre (0.7 mm), pour des coupes d'épaisseur de 3 mm. Dans un tel mode de fonctionnement, seules 9 images/seconde peuvent être acquises (cf. tableau I-1). L'utilisation de telles images permet de déterminer très précisément les caractéristiques anatomiques et fonctionnelles du myocarde (taille, volume, masse, structure des ventricules et des valves, calcul de la fraction d'éjection, ...).

	Mode mono-coupe	Mode multi-coupes
Tps acquisition	100 ms	50 ms
Nbre images/seconde	9	17
Délais entre coupe	16 ms	8 ms
Résolution spatiale	0.7 mm	1.5 mm
Epaisseur de coupe	3-6-9 mm	4 mm
Taille image	512*512	256*256

Tableau I-2: Caractéristiques du Scanner X ultra rapide Imatron.

L'inconvénient majeur de ce scanner X, malgré sa rapidité et sa bonne résolution spatiale, est son principe même d'enregistrement en mode multi-coupes. En effet, le mode multi-coupes

ne permet d'enregistrer que 4 paires de coupes jointives (8 mm d'épaisseur), espacées de 4 mm, à 13 instants du cycle cardiaque. En conséquence pour "imager" la totalité du volume cardiaque, il faudra faire deux acquisitions, entre lesquelles la table d'examen se trouve translatée. Ceci pose un problème de recalage entre les différentes acquisitions et demande une très grande pratique du manipulateur.

De façon plus générale, quel que soit le scanner à rayons X utilisé, les coupes obtenues resteront toujours fixes, perpendiculaires à l'axe de la table d'examen. Ceci reste un problème, d'autant plus que l'orientation du grand axe du myocarde varie selon les individus et se déplace au cours du cycle cardiaque. Certains examens "petit axe" ou "grand axe" sont réalisables en tomographie X grâce à la mobilité de la table d'exploration et du patient. Mais ils restent très délicats à réaliser. D'autre part, l'utilisation d'un produit de contraste (nécessaire à la visualisation des cavités myocardiques) impose que celui-ci soit tout à fait stabilisé avant de commencer les acquisitions en rayons X.

Actuellement, le seul scanner X qui permettait une imagerie cardiaque tridimensionnelle en temps réel est le Dynamic Spacial Reconstructor (DSR), de la Mayo Clinic aux Etats-Unis [ROBB85]. Le système d'acquisition est constitué de 14 sources coniques montées sur un support circulaire. L'excitation d'un tube à rayons X génère un faisceau conique de rayons X irradiant le volume. L'image radiographique résultante (ou projection) est détectée sur un écran fluorescent cylindrique. Le volume reconstruit correspond à une zone cylindrique de hauteur 21.4 cm et dont le diamètre peut varier de 22 à 38 cm. Ce système acquiert jusqu'à 20 volumes cardiaques par seconde avec une résolution atteignant une taille de voxel de 0.9 mm.

Il existe deux modes d'acquisition, un mode d'acquisition rapide à support fixe (14 projections en 0.011 secondes sur 156 °) et un mode d'acquisition plus lent par rotation du support, permettant d'enregistrer les projections sur 360°. Dans ce cas, on acquière 240 projections en 2.244 secondes. Le mode rapide est bien approprié à l'étude des organes en mouvement, tels que le coeur. Le second mode d'acquisition privilégie la résolution spatiale aux dépens de la résolution temporelle, et est plus approprié pour des organes statiques.

On pourra trouver une description détaillée de l'appareil et du procédé d'acquisition dans [HOFF-86].

2.3. L'angiographie.

Le terme d'angiographie correspond à l'ensemble des techniques radiologiques permettant l'exploration des vaisseaux après injection d'un produit de contraste dans le sang. L'image obtenue représente la projection de Rayons X atténués par le corps humain sur un plan fixe.

En angiographie numérique, on exécute une soustraction des images de densité obtenues avant et après injection du produit de contraste. Cette manipulation permet de rehausser le contraste des vaisseaux et d'éliminer les structures de fond de l'image.

L'angiographie permet le diagnostic de la plupart des anomalies vasculaires, en particulier, elle permet la quantification des sténoses, qui sont de petits rétrécissements des vaisseaux sanguins.

La ventriculographie ainsi que la coronarographie sont des techniques d'imagerie fondées sur le principe de l'angiographie, appliquées respectivement à l'étude des cavités ventriculaires et aux artères coronaires. Comme nous le verrons dans le chapitre II, la recherche de sténoses sur les artères coronaires met en étroite relation la coronarographie, qui détecte la pathologie, et la tomoscintigraphie, qui permet de juger de la viabilité des tissus du myocarde par une étude en perfusion.

3. IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE.

[MOHI-93]

L'IRM ou Imagerie par Résonance Magnétique commence à être une technique reconnue pour l'étude dynamique du coeur, notamment pour son excellent contraste spontané entre le myocarde et le flux sanguin en l'absence d'un produit de contraste.

Elle repose sur la mesure locale de la densité de protons ou celle des temps de relaxation. Un des avantages de cette technique d'imagerie est qu'elle n'utilise aucun rayonnement ionisant (rayon X ou rayon gamma), mais seulement les caractéristiques des noyaux d'hydrogène constituant les tissus. Plongés dans un champ magnétique (de quelques Teslas), les protons s'alignent dans la direction du champ appliqué. Sous l'effet d'impulsions magnétiques radiofréquences, les protons polarisés par le champ moyen appliqué, entrent en résonance. Le retour à l'équilibre se traduit par l'émission d'une onde radiofréquence, engendrant une variation du flux magnétique dans des bobines réceptrices (antennes). Ce retour à l'équilibre est appelé relaxation. Il existe deux types de relaxation qui sont indépendantes l'une de l'autre, la première correspond à une aimantation longitudinale (caractérisée par une constante de temps T_1) et la seconde correspond à une aimantation transversale (caractérisée par une constante de temps T_2). L'amplitude des signaux à partir desquels sont reconstruites les images, dépendent principalement de la densité de protons et des temps de relaxation T_1 et T_2. La mesure sélective du signal émis, ainsi que la connaissance des signaux appliqués, permettent de reconstruire soit la carte des densités de protons, soit celle des temps de relaxation (longitudinal T_1 ou latéral T_2).

Comme nous l'avons dit précédemment, l'imagerie par résonance magnétique permet d'obtenir des images ayant un très bon contraste entre les parois du myocarde et le flux sanguin, et ceci en l'absence de produit de contraste. L'information qui en résulte est d'ordre

anatomique (forme des organes), mais aussi d'ordre fonctionnel (estimation du débit sanguin, soit par le calcul de la fraction d'éjection, soit en considérant plus particulièrement la phase des images obtenues avec un gradient bipolaire [DIJK-84]). D'autre part, le contraste naturel des images IRM permet de mettre en évidence certaines lésions des tissus mous.

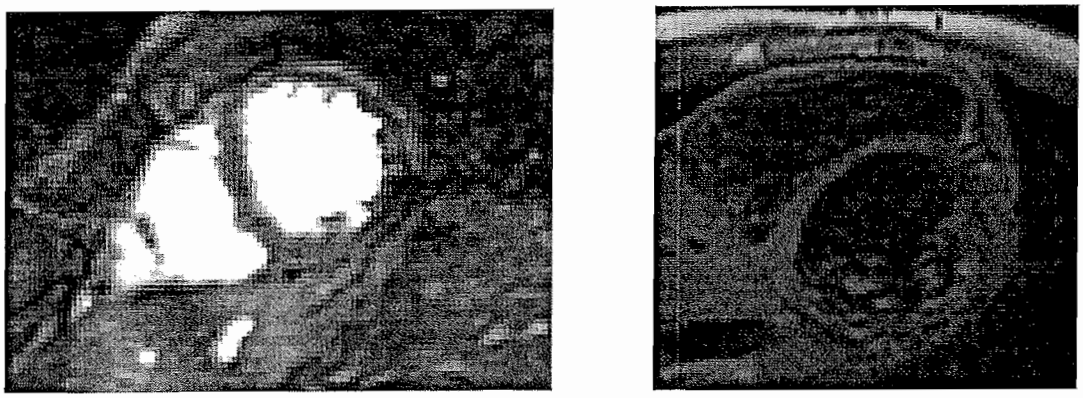
Outre son contraste naturel, l'IRM permet d'obtenir des images ayant une bonne résolution sur un large angle de vue (résolution spatiale de l'ordre du millimètre dans l'image pour des épaisseurs de coupes allant de 5 mm à 10 mm). Son utilisation est tout à fait standard quelle que soit la morphologie du patient.

Elle permet aussi d'obtenir n'importe quelle orientation du plan de coupe contrairement à la plupart des autres imageries cardiaques (par exemple, la tomographie X ou l'imagerie par ultrasons), par simple réglage des bobines de gradient. Généralement afin d'accéder à l'anatomie du myocarde, on utilisera des coupes axiales (perpendiculaire à l'axe du corps humain), sagittales (selon l'axe de symétrie du corps humain) ou coronales (plan perpendiculaire aux coupes axiale et sagittale), mais des coupes obliques permettront d'obtenir des informations sur les fonctions cardiaques (coupes obliques antérieur droit, coupes petit axe, grand axe ou quatre cavités).

Il existe plusieurs types d'acquisitions en IRM (qui diffèrent en fonction des séquences de gradient utilisées); par exemple, l'IRM par écho de spin, le Ciné-IRM et l'IRM échoplanar.

La première séquence dite "spin-écho" permet d'obtenir des images ayant une très bonne résolution spatiale (environ 2-3 mm), utilisées pour l'analyse morphologique du myocarde. Chaque niveau de coupe (12 /s) est acquis pour une seule phase du cycle cardiaque, à raison d'une ligne d'image par cycle. Il existe un mode multi-coupes multi-phases spin écho qui permet d'obtenir une coupe pour chacun des instants du cycle cardiaque, mais le temps d'acquisition d'un tel volume est relativement pénalisant.

Le second type d'acquisition dit "Ciné-IRM" est plus rapide, aux dépens du contraste entre le muscle du myocarde et le sang contenu dans les cavités (cf. figure I-3). Elle permet d'acquérir plusieurs images d'une même coupe au cours du temps, à raison d'une ligne toutes les 25 ms. Cette séquence mono-coupe multi-phases est la plus couramment employée en clinique notamment pour la quantification de la fonction ventriculaire.



(a) (b)

Figure I-3: Exemples d'images par résonance magnétique. (a) en mode Ciné IRM, (b) en mode spin-écho.

Contrairement à la tomographie X ultrarapide, plusieurs cycles sont nécessaires pour obtenir une IRM, ce qui conduit à un plus grand risque d'erreur lors de l'acquisition.

Pour réduire les temps d'acquisition, il existe une nouvelle technique appelée IRM échoplanar, qui permet d'acquérir une coupe de 5 mm d'épaisseur en 50 ms Cette toute nouvelle technique est très intéressante notamment dans le cadre de l'étude dynamique du coeur, car elle permet d'accéder à une image temps réel du myocarde. En contrepartie les images obtenues sont assez bruitées.

4. L'ECHOGRAPHIE CARDIAQUE.

4.1. L'échocardiographie.

Le succès des ultrasons (U.S.) en imagerie médicale est lié en grande partie à l'absence de nocivité de ces rayonnements aux doses utilisées en mode échographique et de son faible coût. Ils sont particulièrement bien adaptés à l'exploration des organes internes de l'abdomen et à l'imagerie cardiaque. Les images obtenues avec ce type de rayonnement contiennent une information particulièrement originale et utile aux médecins, qui est liée à l'interaction des ondes ultrasonores avec les tissus.

La sonde US émet une impulsion ultrasonore dans une direction donnée. A l'interface entre deux milieux d'impédance acoustique différente, une partie de l'énergie acoustique est réfléchie et rétro-diffusée, l'autre partie est transmise et peut donner lieu à des réflexions plus profondes. Le signal mesuré est la superposition de tous les petits échos correspondants aux ruptures d'impédances acoustiques entre les différents organes. L'image échographique de coupe est formée à partir d'un grand nombre d'enregistrements obtenus par un balayage mécanique ou électronique, rotatif ou linéaire dans un secteur plan.

La carte des inhomogénéités qui est alors reconstruite, permet de visualiser les interfaces, la forme et la texture des différents milieux (cf. figure I-4). En se limitant à des fréquences

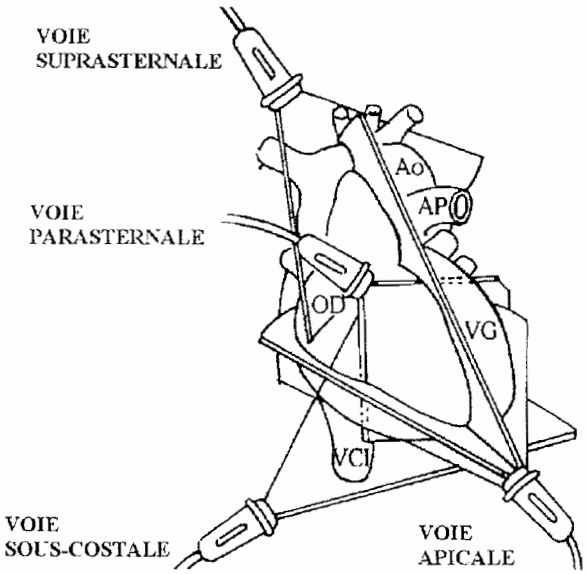
ultrasonores de quelques MHz, pour lesquelles l'atténuation dans les tissus n'est pas trop importante, il est alors possible d'accéder à une profondeur d'examen allant jusqu'à 15-20 cm (cf. tableau I-3). La gamme de fréquence généralement employée en échocardiographie transthoracique est comprise entre 2 et 5 MHz.

Comparée aux autres modalités d'imagerie cardiaque, l'échographie est une technique très rapide (10-40 images/s), très peu invasive, mais la qualité de l'image obtenue est inférieure à celle de la radiologie surtout à cause du bruit de diffusion (speckle). D'autre part l'information sur la position des parois est souvent incomplète et dépend très largement de l'angle d'observation (position de la sonde). L'imagerie par US ne permet qu'une reproductibilité imprécise des plans de coupes et est souvent limitée par le nombre de "fenêtres d'observation" (par exemple la fenêtre apicale pour obtenir des coupes 4 cavités, cf. figure I-4). Les données recueillies ont souvent un caractère lacunaire.

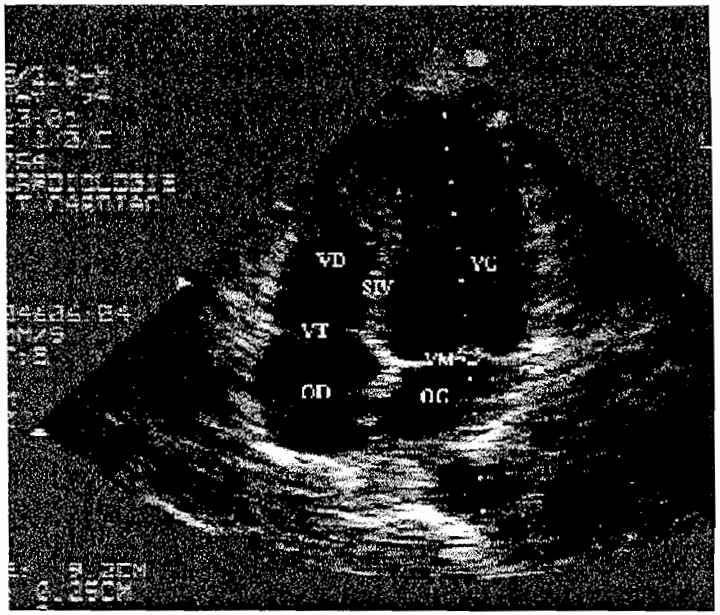
Deux types d'échographie cardiaque existent; l'échographie transthoracique (la sonde est placée au contact de la peau) et l'échographie transoesophagienne (par introduction de la sonde dans l'oesophage). Celle-ci passe en arrière du coeur et se trouve directement au contact de l'oreillette gauche. A cet endroit la paroi de l'oesophage est beaucoup plus fine que celle du thorax et permet ainsi l'utilisation d'US de fréquence élevée (de 2 à 12 MHz), donnant lieu à des images de meilleure résolution. Elles ont aussi un meilleur contraste et les chambres cardiaques peuvent être visualisées plus facilement, en s'affranchissant de structures fortement réfléchissantes comme les os de la cage thoracique.

	Célérité ultrasonore m/s	Impédance acoustique 10^6 kg.m^{-2}s^{-1}	Atténuation à 1 MHz dB/m
Air	330	0.0004	12
Eau	1480	1.48	0.0025
Graisse	1410-1470	1.64-1.39	0.35-0.78
Tissus-mous (moyenne)	1540	1.62	0.81
Foie	1550	1.66	0.95
Rein	1560	1.63	1.1
Muscle	1590	1.71	1.5~3.3
Os	4080	7.8	12

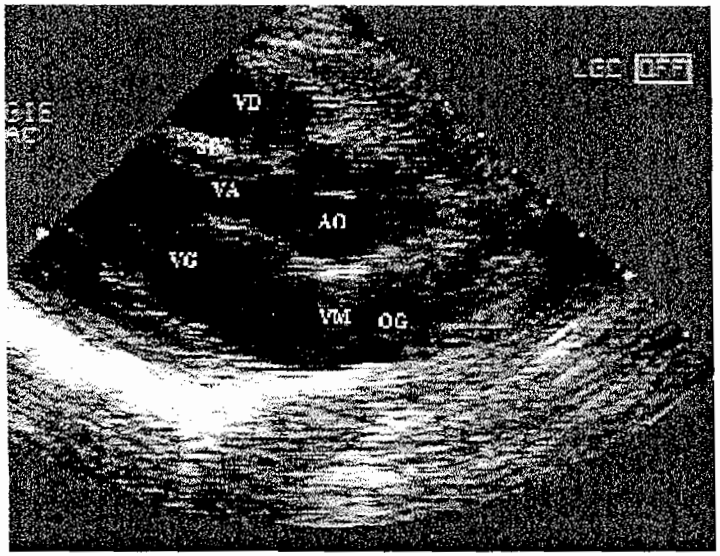
Tableau I-4: Exemples de célérités, impédances et atténuation en US pour différents tissus [FINK-84].



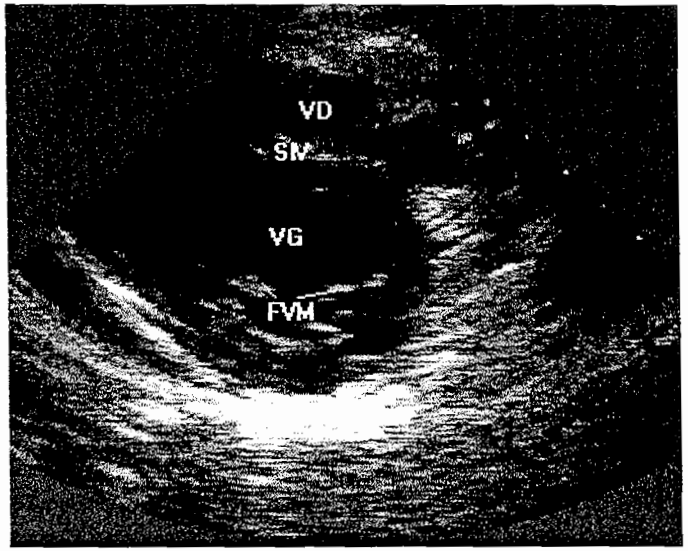
(a) Voies d'examen transthoracique (d'après [FARC-88]).
AO: Aorte - AP: Artère Pulmonaire - OD: Oreillete Droite
VCI: Veine Cave Inférieure - VG Ventricule Gauche.



(b) Voie apicale quatre cavités. OD: Oreillette Droite - OG: Oreillette Droite
SIV: Septum Interventriculaire - VD: Ventricule Droit - Ventricule Gauche
VM: Valve Mitrale - VT: Valve Tricuspide.



(c) Vue parasternale longitudinale ou grand axe.
SIV: Septum Interventriculaire - VD: Ventricule Droit - VG : Ventricule Gauche
VA: Valve Aortique - VM: Valve Mitrale.



(d) Vue parasternale transverse ou petit axe.
SIV: Septum Interventriculaire -VD: Ventricule Droit -
VG: Ventricule Gauche - FVM: Feuillets de la valve mitrale

Figure I-4: Exemples d'images échographiques transthoraciques.

4.2. L'écho doppler couleur.

Basé sur le principe de l'échocardiographie traditionnelle, l'écho doppler couleur est une modalité qui permet d'accéder directement à l'information sur le mouvement sanguin.

L'onde ultrasonore est diffusée par les hématies (globules rouges) en mouvement, constitutives du flux sanguin. La vitesse de celui-ci est déterminée par la variation fréquentielle du signal écho par rapport à la fréquence d'émission. Ainsi les images écho doppler permettent une superposition des parois et des valves (par analyse des échos reçus) avec les mouvements sanguins (estimé par effet doppler). Cette technique est dite couleur, dans la mesure où l'information sur le mouvement sanguin apparaît colorée sur l'image échographique.

L'information supplémentaire qu'apporte l'écho doppler couleur sur les flux sanguins peut permettre de détecter certaines pathologies. Par exemple, le diagnostic d'insuffisance aortique repose sur la mise en évidence d'un jet anormal de la voie d'éjection du ventricule gauche.

5. LA TOMOGRAPHIE D'EMISSION.

[EARL-95]

Les tomographies d'émission contrairement aux imageries par transmission et réflexion (tomographie X et US) qui font intervenir une source externe (cf. figure I-5-a), utilisent les rayonnements gamma émis par des isotopes radioactifs administrés au patient. Dans le cadre de la tomographie d'émission, il faut distinguer deux grandes familles:

- le radioélément distribué dans l'objet est un émetteur gamma ordinaire, dit monophotonique, qui émet son rayonnement sur 4π stéradians. A la détection, l'ensemble des collimateurs mesure dans une direction donnée le rayonnement émis. Ce type d'imagerie est couramment appelé S.P.E.C.T. de l'anglais, Single Photon Emitter Computed Tomography (cf. figure I-5-b.) ou bien T.E.M.P. du français, Tomographie d'Émission Mono-Photonique.

- le radioélément est un émetteur de positons, qui après un parcours moyen très restreint va interagir avec la matière, de manière à émettre deux rayonnements gamma à 180° l'un de l'autre (cf. figure I-5-c). Le système de détection devra mesurer les photons en coïncidences, c'est à dire estimer la présence d'un positon par la détection simultanée des deux rayonnements gamma sur deux détecteurs opposés. Ce type d'imagerie est couramment appelé P.E.T. de l'anglais, Positon Emission Tomography ou bien T.E.P. du français Tomographie d'Émission de Positons.

La plupart des détecteurs dédiés à ce type d'imagerie comportent des matériaux scintillateurs, d'où l'appellation générale d'imagerie scintigraphique.

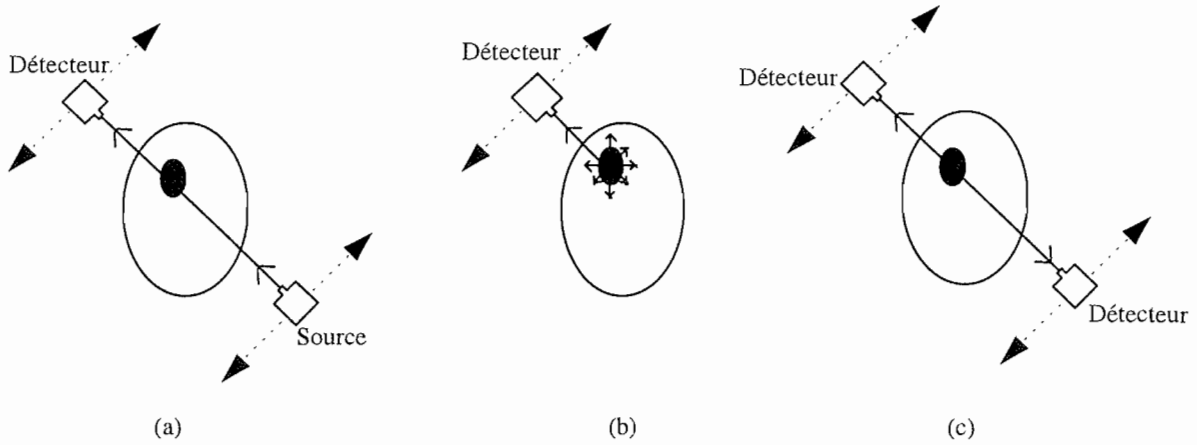


Figure I-5: (a) Principe de la tomographie par transmission, (b) Tomographie d'émission monophotonique, (c) Tomographie d'émission de positons.

5.1. Tomographie d'émission de positons (PET).

[BEND-91] [VOLK-88] [KOEP-92] [KARP-88]

Comme nous l'avons évoqué précédemment, la tomographie par émission de positons, permet d'étudier des processus physiologiques et biochimiques du corps humain, par l'observation de la distribution d'un radiotraceur émetteur de positons.

Principe d'émission: Le positon émis par le radiotraceur va tout d'abord perdre toute son énergie cinétique par collision avec les électrons qui l'entourent, puis il finira par s'annihiler totalement par collision avec un électron ayant lui aussi une énergie cinétique nulle. La masse des deux particules est totalement annihilée, la création d'énergie qui en résulte est de 1.022 MeV, ce qui conduit à l'apparition de deux photons ayant chacun une énergie de 511 keV, émis selon les directions opposées (cf. figure I-6). La durée de vie d'un positon (dans la matière) est très courte, elle est approximativement de 10^{-9} secondes.

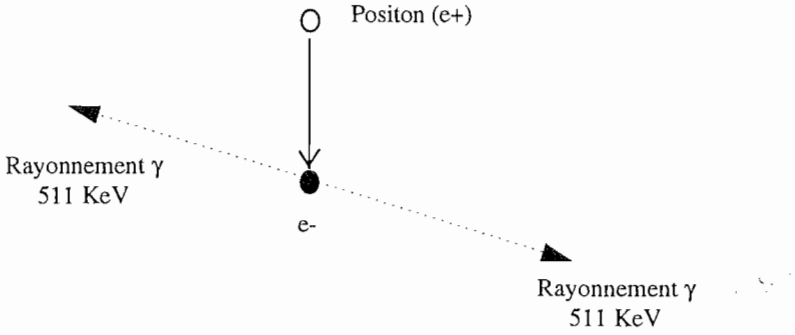


Figure I-6: Annihilation d'un positon, émission de deux rayonnements γ diamétralement opposés.

La présence d'un positon (à l'intérieur de l'objet) se fera par la détection simultanée des deux photons gamma sur deux détecteurs opposés. Ce type de détection sera dit détection en coïncidence. Pour améliorer l'efficacité de ce type de détection, il est nécessaire d'adopter une

configuration de détecteurs en anneau (cf. figure I-7). Les différents rayonnements reçus seront analysés en fonction de leur temps d'arrivée, pour être acceptés ou bien rejetés.

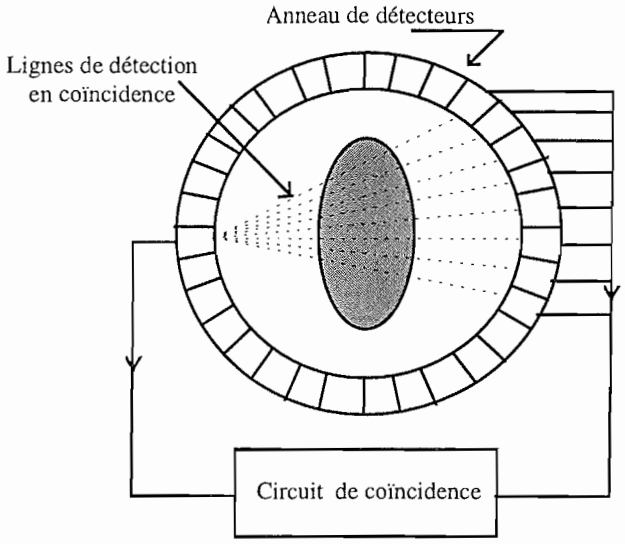


Figure I-7: Configuration de détection en Tomographie d'émission de positons.

Par ailleurs, la détection en coïncidence permet de corriger facilement l'atténuation subie par les photons émis, à partir d'une carte des coefficients d'atténuation pré-mesurés à l'aide d'une source externe. L'arrivée différée des deux rayonnements en coïncidence, peut apporter une information supplémentaire sur la position de l'annihilation, puisque le décalage mesuré entre les deux rayonnements détectés est fonction de l'écart des distances parcourues par les deux photons. De tels systèmes de détection, qui prennent en compte le retard d'un rayonnement par rapport à l'autre, sont dit système "temps de vol" et imposent d'avoir une très bonne résolution temporelle.

La précision de la mesure et de la localisation des positons émis est fonction d'un certain nombre de phénomènes physiques inhérents aux principes des mesures:

- Tout d'abord le libre parcours du positon. Il s'agit de la distance parcourue par le positon avant d'être annihilé (cf. figure I-6), cette distance varie principalement en fonction des isotopes et de la densité des tissus. Cet effet sera d'autant plus important que le système de mesure est haute résolution.
- D'autre part, il peut arriver qu'une paire électron / positon ait une énergie résiduelle au moment de l'annihilation; Il en résulte une certaine déviation des photons émis (par rapport à 180°).
- Puis il y a l'atténuation et la diffusion des photons émis, qui viennent modifier aussi bien la direction, que l'énergie des rayonnements.
- On pourra aussi tenir compte des "coïncidences aléatoires" ou "fortuites", qui est aussi un effet direct de l'interaction rayonnement / matière. On désigne par ce terme, toutes les détections en coïncidence de photons qui ne proviennent pas d'une même annihilation.

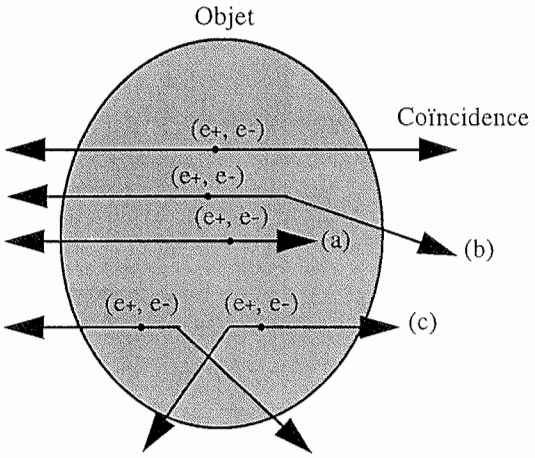


Figure I-8: Illustration de l'atténuation (a), de la diffusion (b) et des coïncidences aléatoires (c).

La principale application de tomographie par émission de positons en imagerie cardiaque se situe dans le cadre d'images statiques. Il s'agira essentiellement de perfusion myocardique et d'études sur le métabolisme du myocarde. Ce type d'image pourra être enregistré synchronisé sur ECG, permettant ainsi de s'affranchir du mouvement du coeur, mais en contrepartie, le nombre de photons collectés sera réduit.

Le type de radio traceur utilisé varie en fonction de l'examen. Par exemple, on utilisera le Rubidium 82 (^{82}Rb), l'Oxygène 15 (^{15}O) ou l'Azote 13 (^{13}N), pour réaliser les perfusions myocardiques et des radiotraceurs type Carbone 11 (^{11}C) ou bien du Fluor 18 (^{18}F) pour réaliser des images métaboliques. Les différentes caractéristiques de ces radiotraceurs sont données dans le tableau I-5.

Radiotraceur	Durée de vie (minutes)[a]	Nbre de positons / désintégration[b]	Energie moyenne du positon (MeV)[b]	Libre parcours moyen (mm)[c]
^{11}C	20.4	1.00	0.386	1.1
^{13}N	10.0	1.00	0.492	1.5
^{15}O	2.1	1.00	0.735	2.7
^{18}F	109.8	0.97	0.250	0.6
^{82}Rb	1.25	0.95	1.475	6.6

Tableau I-6: Caractéristiques des principaux radiotraceurs utilisés en tomographie d'émission de positons cardiaque[VOLK-88].

On remarquera que les radiotraceurs ayant une courte durée de vie, ont en revanche un libre parcours moyen plus important (par exemple l'oxygène et le rubidium). Une imagerie cardiaque haute résolution ne sera donc pas possible avec de tels radiotraceurs. A l'inverse des radiotraceurs type carbone et fluor pourront être utilisés afin d'obtenir une excellente qualité d'image cardiaque.

D'autre part l'utilisation de radiotraceurs ayant de courtes durées de vie, comme l'oxygène, impose la présence d'un cyclotron ou d'un générateur sur le site même, ainsi qu'une synthèse très rapide des composés organiques à injecter.

Comparée à l'émission monophotonique, la tomographie par émission de positons, permet une meilleure quantification des processus physiologiques observés (notamment grâce à la correction immédiate de l'atténuation du rayonnement et à la collimation électronique qui permet d'augmenter la sensibilité et ainsi de collecter beaucoup plus de photons, surtout lors d'examens tridimentionels). La résolution spatiale qui en résulte est d'environ 4 à 10 mm. Dans le cas d'acquisition en trois dimensions, la collimation électronique devra aussi prendre en compte la détection de photons en coïncidence entre les différentes coupes (cf. figure I-9) dans le but d'améliorer la résolution au centre de l'anneau de détection.

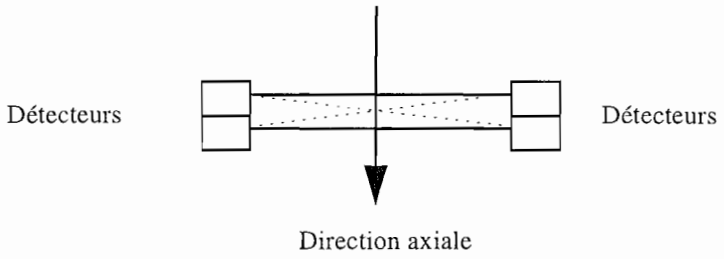


Figure I-9: Système de détection en 3D; les traits continus représentent les lignes de coïncidence sur une même coupe et les traits pointillés représentent les lignes de coïncidences entre coupe.

Néanmoins la tomographie d'émission de positons n'est que très peu utilisée en routine hospitalière et reste encore un outil de recherche du fait de la complexité de sa mise en oeuvre et du coup élevé des installations.

Un exemple d'image en tomographie de positon est donné en figure I-13.

5.2. Tomographie d'émission monophotonique (SPECT ou TEMP).

[DEPU-95]

La tomographie d'émission monophotonique, appelée SPECT est utilisée dans le cadre de l'étude fonctionnelle du myocarde (notamment en perfusion myocardique, ou redistribution). La fixation ainsi que l'évolution de la distribution d'un radiotraceur injecté à l'intérieur du corps, nous informent sur la viabilité des tissus et sur les processus physiologiques en cours.

Le principe d'émission est semblable à celui utilisé en PET, à la différence près que le radiotraceur injecté est un simple émetteur gamma, l'émission du rayonnement se faisant dans tout l'espace (4 π stéradians). L'énergie du rayonnement est nettement plus basse en SPECT qu'en PET et est fonction du radioisotope employé (cf. tableau I-7 pour les caractéristiques des différents radioisotopes). Le signal émis sera recueilli selon plusieurs incidences à l'aide

d'une gamma-caméra tournant autour de l'objet; La figure I-10 montre deux types de gama-caméra. La première (figure I-10-a) est une gammatome (CGE) qui a été une des premières gamma-caméras utilisées. La seconde (figure I-10-b) est une des plus récentes gamma-caméras sur le marché, il s'agit d'une gamma-caméra trois têtes (Picker). Il a été aussi développé des systèmes dédiés tous spécialement aux acquisitions cardiaques. Ces systèmes sont constitués de deux têtes montées à 90 degrés, ce qui permet d'augmenter la sensibilité et de réduire les déplacements des gamma-caméras.

	Energie d'émission (Kev)	Durée de vie	Type Collimateurs	Résolution moyenne sur le myocarde (mm)
Thallium (Tl^{201})	69-80	72 h	BE	18
Technetium (Tc^{99m})	140	6 h	HR	13
Indium (In^{111})	173	2.8 j	HR	16

Tableau I-8: Caractéristiques des différents radiotraceurs utilisés en imagerie cardiaque (HR: Haute Résolution, BE: Basse Energie)[DEPU-95].

La tête de détection comporte trois principaux éléments (cf. figure I-11): un collimateur, un cristal scintillant et une série de photomultiplicateurs.

Le collimateur sert à sélectionner une partie du rayonnement émis et à définir le champ de vue de la caméra ainsi que la géométrie d'enregistrement. Pour être détectés, les photons émis par le radiotraceur devront traverser le collimateur. Dans le cas d'un collimateur à canaux parallèles (cf. figure I-11), seuls les photons dont la direction est pratiquement perpendiculaire à la surface du cristal parviennent à celui-ci. Les canaux d'un collimateur sont généralement faits en plomb. Le collimateur est l'élément essentiel qui conditionne la sensibilité et la résolution du système de détection.

Le cristal scintillant absorbe la totalité ou une partie du rayonnement gamma incident et le convertit en une impulsion lumineuse d'intensité proportionnelle à la quantité d'énergie déposée dans le cristal. Une discrétisation en énergie est possible en sélectionnant uniquement les impulsions dont l'amplitude se situe dans la fenêtre adéquate. Généralement la fenêtre d'énergie utilisée (ou fenêtre spectrométrique), est centrée sur le pic d'émission et a une largeur de 20%, soit ± 10% du pic d'émission. Par exemple, pour le ^{99m}Tc, émetteur gamma de 140 KeV, les acquisitions se font le plus souvent dans une fenêtre 126-154 KeV. L'acquisition simultanée dans plusieurs fenêtres d'énergie est aussi possible, dans ce cas celle centrée sur le pic d'émission est appelée fenêtre principale.

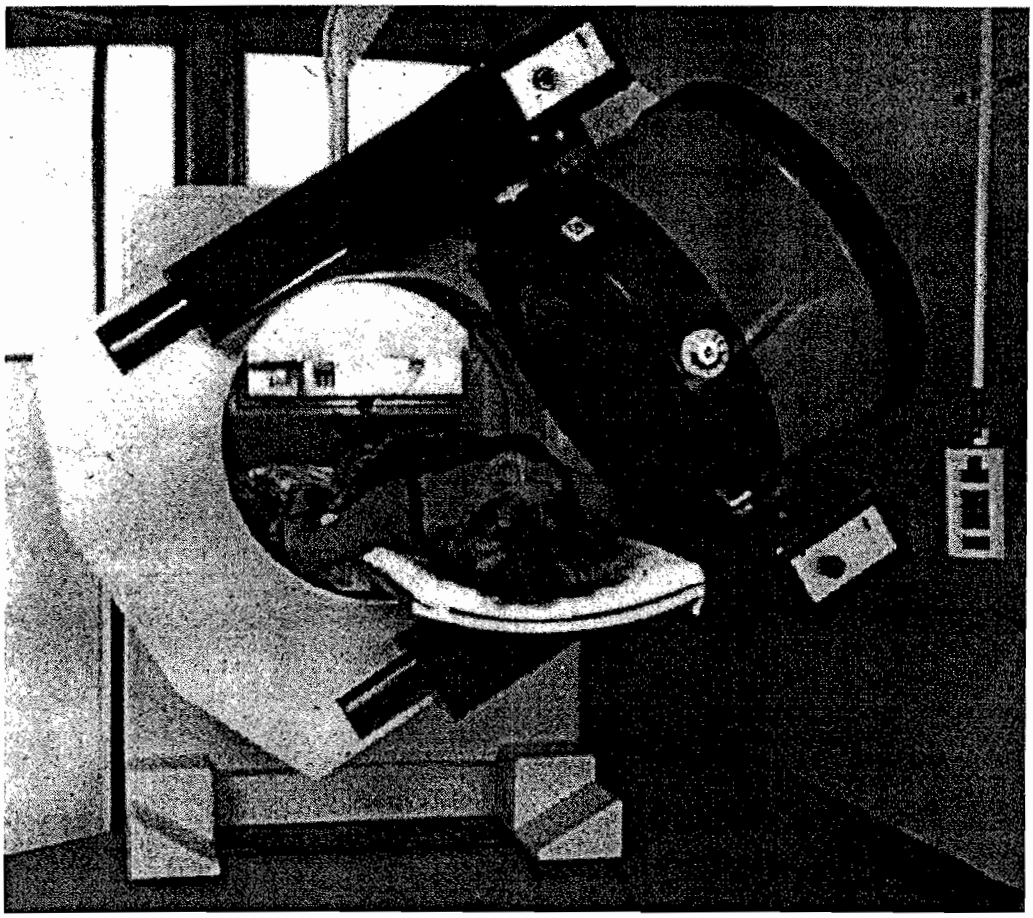
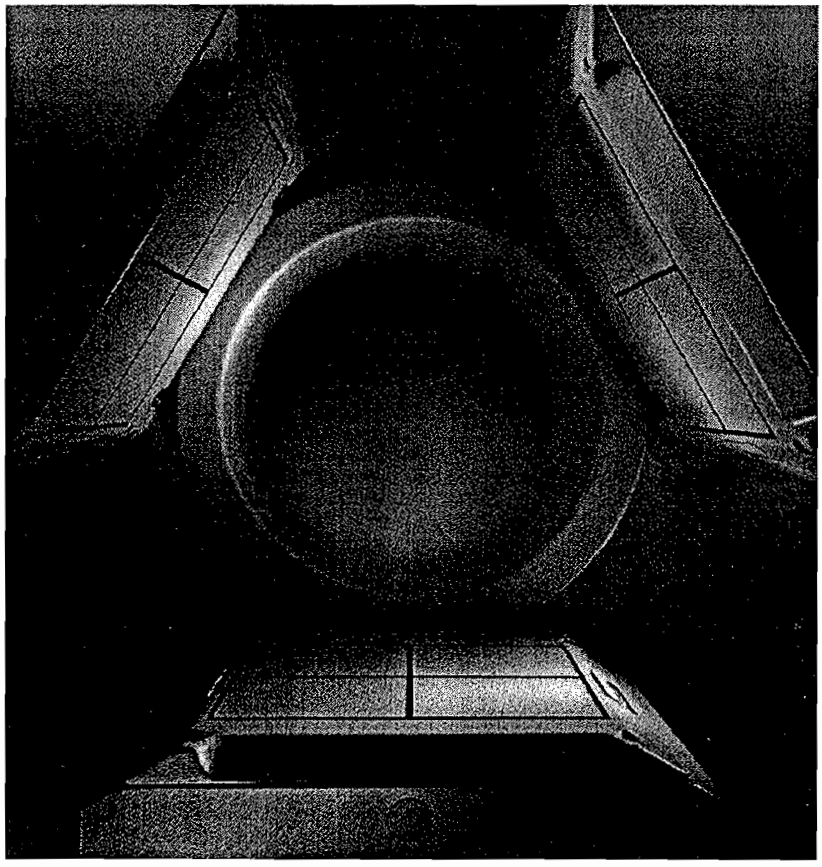


Figure I-10: Exemple de gamma-caméra, (dessus) la Gammatome et (dessous) la 3 têtes Picker.



Le cristal scintillant généralement utilisé est un cristal d'iodure de sodium activé au Thalllium (NaI(Tl)). La majorité des gamma-caméras possèdent un cristal de grande surface, circulaire (jusqu'à 60 cm) ou rectangulaire, dont l'épaisseur varie de 6 à 12 mm.

Les photomultiplicateurs (PM) servent à convertir l'information lumineuse, provenant du cristal scintillant, en signal électrique. L'ensemble des PM recouvre la surface de détection permettant de localiser le point d'impact du rayonnement par calcul barycentrique. Le nombre ainsi que l'arrangement des PM varient en fonction des systèmes.

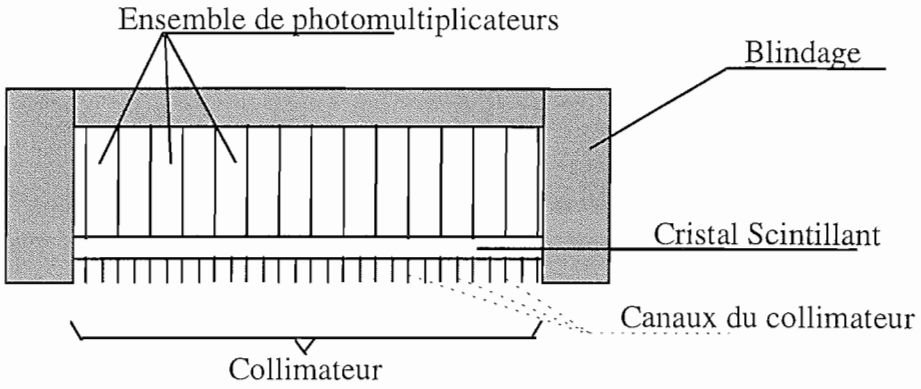


Figure I-11: Description des différents éléments d'une gamma-caméra.

La qualité de l'image reconstruite dépend de plusieurs phénomènes:

- Tout d'abord, des propriétés physiques du radiotraceur utilisé (énergie du rayonnement émis, durée de vie, dose admissible).
- Du temps d'acquisition, qui influence directement le nombre de photons détectés, et par là même le niveau de bruit dans les projections.
- Puis du type de collimateurs employés; Il existe deux grandes familles de collimateurs, les collimateurs convergents (cf. figure I-12-a) et les collimateurs parallèles. Parmi les parallèles, il existe ceux dit de haute résolution et ceux basse énergie. Les collimateurs haute résolution sont généralement associés à des longueurs septales (longueur des canaux) importantes tandis qui les collimateurs basse énergie sont caractérisés par des longueurs beaucoup plus courtes. Les collimateurs basse énergie auront, en contrepartie de leur moins bonne résolution, une plus grande sensibilité (cf. figure I-12-b et I-12-c). Les collimateurs convergents sont généralement plus sensibles que les parallèles, mais ils demandent une mise en oeuvre plus complexe (on doit notamment toujours s'assurer que le volume à imager est bien toujours à l'intérieur du champ du détecteur sous peine de créer des artefacts à la reconstruction). Le choix du collimateur est fait principalement en fonction du radiotraceur utilisé.

Toutefois quel que soit le collimateur employé, la résolution spatiale se dégrade lorsqu'on éloigne la source du collimateur, en conséquence l'image des structures proches sera mieux définie que celle des structures lointaines. Pour cette raison, l'acquisition des données peut se faire selon une orbite elliptique plutôt que circulaire.

De plus il faut aussi prendre en compte l'anisotropie de la réponse impulsionnelle tomographique dans le plan de la projection.

- Outre ces phénomènes d'ordre technique, le rayonnement émis subit des modifications sous l'effet de l'interaction avec la matière. Comme pour la PET, il y aura principalement de l'atténuation et la diffusion des photons.

Nous verrons plus en détail quelles sont les limitations de la tomoscintigraphie cardiaque dans le chapitre suivant.

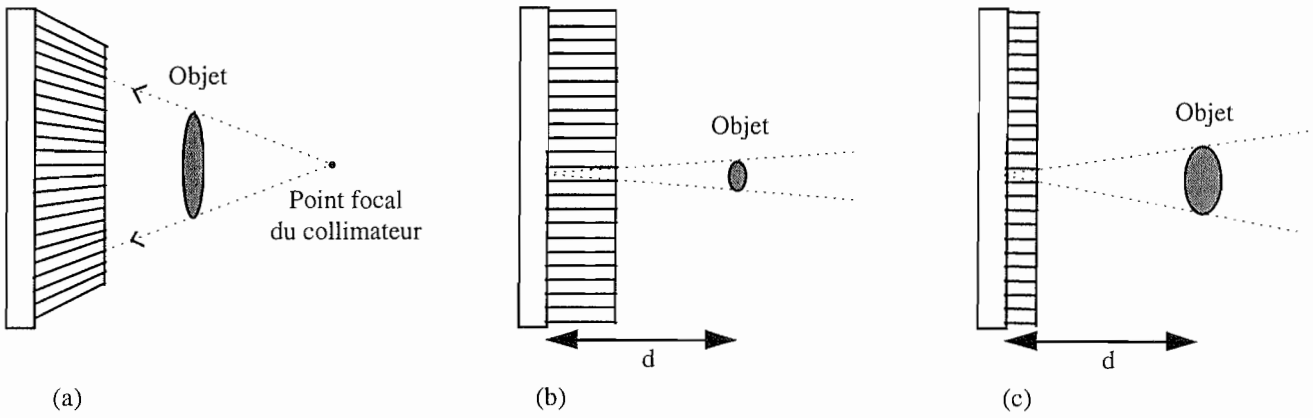


Figure I-12: Exemple de collimateurs, (a) convergent, (b) haute résolution et (c) basse énergie.

Plusieurs types d'enregistrements sont possibles, les enregistrements dits planaires (mesure selon une seule incidence) et les enregistrements tomographiques. Pour ce dernier type, l'ensemble du volume est reconstruit. Les acquisitions peuvent être faites sur 180° ou sur 360°. Comme en IRM le volume du coeur peut être reconstruit selon n'importe quelle orientation, ce qui permet une meilleure interprétation des images reconstruites.

Tout comme la tomographie par émission de positons, la SPECT permet d'obtenir des informations d'ordre fonctionnel, notamment au niveau des processus physiologiques et biochimiques. Son utilisation en routine clinique en cardiologie, la distingue complètement de la PET. L'information apportée par cette imagerie est complémentaire de celle déduite des images dites anatomiques.

Ses limitations sont bien connues, comme sa médiocre résolution spatiale et l'atténuation du rayonnement, et de nombreux travaux cherchent à améliorer la quantification des images.

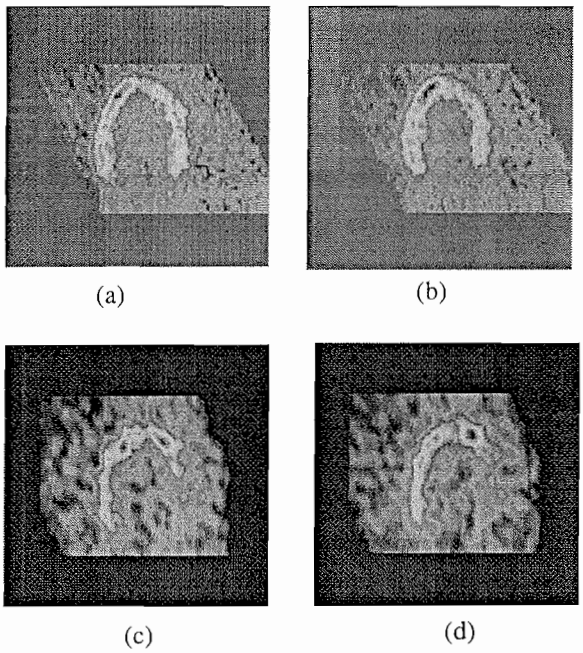


Figure I-13: Exemple d'image PET et SPECT. Les images (a) et (b) sont des images PET respectivement en diastole et systole, le traceur utilisé est le FDG, les images (c) et (d) sont des images SPECT respectivement en diastole et en systole, le traceur utilisé est le Thallium..

6. CONCLUSION

Nous avons vu qu'il existait plusieurs modalités qui permettent de caractériser la fonction et la viabilité du myocarde. Ces différents types d'imagerie permettent d'accéder à des paramètres d'ordre fonctionnel ou bien morphologique.

Les informations de type anatomique sont obtenues à partir d'images en tomodensitométrie X, en ultrasons ou bien par résonance magnétique. Il s'agit d'imageries haute résolution qui donnent accès à la morphologie des différents organes. Les données sur des structures telles que le thorax et les poumons peuvent être extraites à partir de scanographe traditionnel, tandis que la morphologie du myocarde est directement déduite des IRM ou des images de scanners rapides. Les images IRM ont l'avantage de bien séparer les parois des ventricules du flux sanguin sans ajout de produit de contraste.

Les informations d'ordre fonctionnel sont obtenues à partir des imageries d'émission. La reconstruction de la distribution d'un radiotraceur permet de juger de la viabilité des tissus. Il existe deux types d'imagerie d'émission, la TEP et la TEMP. Cependant, de nouvelles voies de recherche existent. Elles consistent à réaliser un examen en perfusion à partir de modalités telles que IRM, échocardiographie ou à l'aide de scanners X rapides [WILK-94][UNGE-92][PIJL-90].

Dans tout ce qui suit nous ne parlerons que de la tomoscintigraphie cardiaque à laquelle est consacrée cette thèse.

II. La tomoscintigraphie cardiaque.

1. APPORT MEDICAL.

Les maladies cardiovasculaires sont dues à l'obstruction des artères coronaires par des dépôts de lipides, appelés sténoses. Ces sténoses ont pour conséquence de mal irriguer le muscle cardiaque.

La scintigraphie cardiaque joue un premier rôle au niveau du dépistage de ces maladies. Moins invasive et surtout nettement moins traumatique qu'une coronarographie, la scintigraphie permet de détecter d'éventuelles hypofixations du coeur qui seraient signe de sténose en amont. La scintigraphie cardiaque joue donc un rôle prépondérant quant à la mise en évidence d'ischémie d'effort.

D'autre part, la scintigraphie, à la suite d'une coronarographie, permet de juger "du retentissement fonctionnel" d'une sténose en vue d'un traitement médical. En fonction des caractéristiques de l'hypofixation induite par la sténose, on peut ainsi juger de la bonne ou moins bonne irrigation des tissus. L'étude de la redistribution au repos (environ 6 à 8 heures après l'injection) montre parfois une normalisation partielle ou complète de la fixation locale. Ce phénomène témoigne alors, de la présence d'une perfusion locale et donc d'un territoire potentiellement viable.

La qualité des images obtenues en scintigraphie cardiaque est donc très importante dans la mesure où le diagnostic qui en découle décide complètement de la suite du traitement à apporter. Les améliorations qui peuvent être faites dans ce domaine, sont en particulier d'éviter les artefacts de reconstruction liés notamment à l'atténuation du rayonnement et à l'activité extra-myocardique, de corriger les effets liés aux systèmes de détection, et surtout d'améliorer la quantification des hypofixations dans l'image reconstruite.

2. PRINCIPE D'ENREGISTREMENT.

La tomoscintigraphie a pour objet de reconstruire la distribution de radioactivité à l'intérieur des organes. Cette radioactivité est due à la présence de molécules marquées par des isotopes radioactifs qui sont administrés au patient. Ces molécules marquées se fixent en des endroits préférentiels.

Le système de détection est externe et est composé d'une caméra à détection de photons γ. La tête de la caméra est munie d'un système de collimation qui permet de trier les photons mesurés selon leur direction. Le volume radioactif est placé devant la caméra (cf. figure II-1), qui sélectionne les photons incidents ayant une direction perpendiculaire au détecteur (dans le cas d'un collimateur parallèle). Le volume est ainsi décomposé en une suite de coupes, dont

les distributions de radioactivité peuvent être reconstruites indépendamment les unes des autres.

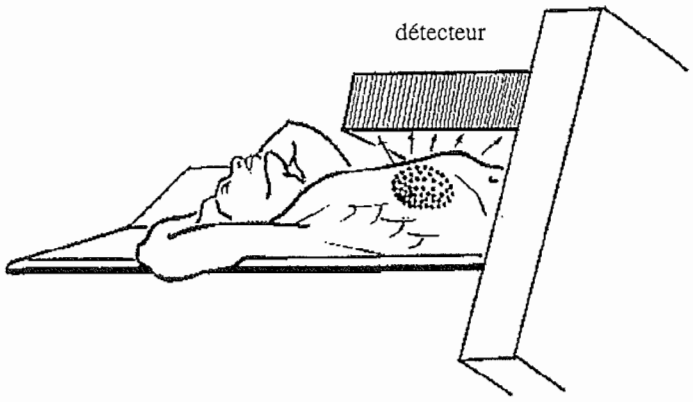


Figure II-1: Principe d'enregistrement.

Pour une coupe donnée, le nombre de photons détectés N(s') au point s' du détecteur s'exprime par (cf. figure II-2):

$$N(s') = \int_L f(x,y)dt \qquad \text{(II-1)}$$

où f(x,y) représente le nombre de photons émis au point (x,y) de la coupe et détectés par le détecteur et L le trajet d'intégration dans l'objet dans le repère (s,t) à s=s'.

Le repère (s,t) est un repère tournant, lié à l'incidence (θ) de la mesure. on rappelle que:

$$\begin{aligned} s &= x\cos(\theta) + y\sin(\theta) \\ t &= -x\sin(\theta) + y\cos(\theta). \end{aligned} \qquad \text{(II-2)}$$

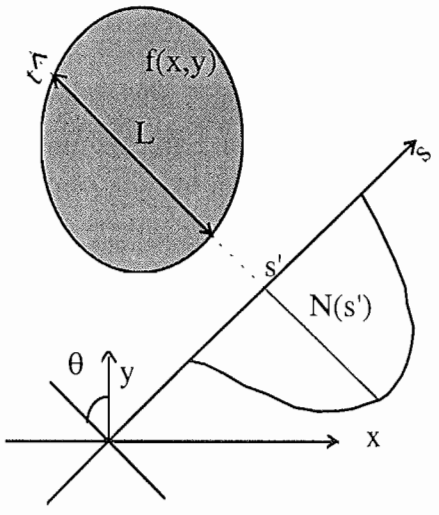


Figure II-2: Définition des différents systèmes d'axe.

L'ensemble des mesures faites pour une incidence donnée est appelée projection de la fonction f et est notée p(s,θ).

$$p(s,\theta) = \iint f(x,y)\delta(s - x\sin\theta - y\cos\theta)dxdy \qquad \text{(II-3)}$$

La relation (II-3) est connue sous le nom de transformée de Radon [RADO-17] [BARR-81].

Considérons respectivement les représentations de Fourier 2D et 1D de la densité f(x,y) et des projections p(s,θ),

$$F(u_x, u_y) = \int_{-\infty}^{+\infty}\int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y) \exp^{\left(-2i\pi\left(u_x x + u_y y\right)\right)} dxdy \qquad \text{(II-4)}$$

$$P(u,\theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} p(s,\theta) \exp^{(-2i\pi us)} ds \qquad \text{(II-5)}$$

où u est la fréquence spatiale correspondante à la variable s et (u_X,u_Y) représentent les fréquences spatiales correspondant aux variables d'espace (x,y).

On peut montrer aisément à partir des relations (II-2) (II-3) (II-4) et (II-5) que:

$$P(u,\theta) = F\left(u_x, u_y\right) \qquad \text{(II-6)}$$

où u_X=u.cosθ et u_Y=u.sinθ.

Le membre de gauche représente la transformation de Fourier 1D d'une projection parfaite p(s,θ) et le second membre la transformation de Fourier 2D de la densité de radioactivité recherchée. P(u,θ) est exprimée en coordonnées polaires, tandis que $F(u_X, u_Y)$ est exprimée en coordonnées cartésiennes (u_X=u.cosθ et u_Y=u.sinθ). Ce résultat est connu sous le nom de théorème "du profil central de la transformation de Fourier" ou "coupe projection".

L'équation (II-6) permet de mettre en relation la transformée de Fourier 1D de p avec une ligne de la transformée de Fourier 2D de la fonction f, cette ligne passant par l'origine et de direction θ. Quand θ décrit une demi-circonférence, l'ensemble des fréquences de f est ainsi synthétisé. Cette relation permet de reconstruire directement la distribution f(x, y) à partir des projections , après interpolation de la fonction P(u,θ) aux points (u_X, u_Y).

3. LIMITATIONS DE LA TOMOSCINTIGRAPHIE CARDIAQUE.

En tomographie, la qualité de l'image reconstruite dépend grandement de la qualité des données enregistrées. La scintigraphie est caractéristique d'un faible taux de comptage. Le nombre de photons mesurés est très faible en comparaison avec d'autres imageries telles que la tomographie en rayons X (environ 10 000 fois moins de coups détectés par projection). Plus ce nombre de photons sera faible, plus les données seront corrompues par le bruit et plus le problème sera difficile à inverser.

La quantité de photons recueillis dépend, d'une part du nombre de photons émis, d'autre part des transformations qu'ils subissent au cours de leur propagation et enfin du système de détection.

A l'émission, plusieurs paramètres peuvent être limitatifs, la durée de vie du radioélément ou encore les doses injectées qui doivent être admissibles par le patient. Lors de la propagation du rayonnement, celui-ci va interagir avec le milieu, et s'en trouver modifié (direction, énergie et amplitude du rayonnement). D'autre part le système d'acquisition peut

être aussi un facteur limitatif, nous traiterons en particulier de l'effet des collimateurs sur la résolution spatiale et de l'effet du champ d'enregistrement sur la qualité des données.

Nous verrons les conséquences de tous ces phénomènes limitatifs sur la qualité des données.

3.1. Doses.

Une première difficulté qui apparaît en Médecine Nucléaire est que les doses de radioactivité injectées doivent être faibles pour être tolérées par les patients. La dose que reçoit le patient lors de la décroissance du radionucléide, dépend de l'énergie du rayonnement émis, de la quantité de photons et d'électrons émis lors du processus de désintégration, de la durée de vie du radionucléide dans le corps humain (durée de vie effective ou biologique), et surtout de la quantité injectée.

Pour les malades exposés aux radiations pour des raisons diagnostiques, la notion de dose limite n'a pas de sens. Le risque doit être comparé à celui qu'entraîne la méconnaissance ou l'imprécision du diagnostic. L'ordre de grandeur des doses est indiqué dans le tableau II-1 pour des examens avec les deux radioisotopes ^{99m}Tc et le ^{201}Tl. Les organes notés I , II et III correspondent aux trois organes qui fixent le plus le radioisotope utilisé. On constate que l'organe cible n'est pas celui qui fixe le plus le radionucléide et qu'il faut prendre en compte dans la reconstruction les activités dites extra myocardiques. Par exemple dans le cas du 99m Tc il faut tenir compte notamment de l'activité des poumons.

Typiquement la dose absorbée par le corps du patient peut être quantifiée à 0.21 rad/mCi pour une molécule marquée au ^{201}Tl, et à 18 mrad/mCi pour pour une molécule marquée au ^{99m}Tc.

On rappelle qu'un Ci équivaut à 3,7 10^{10} Bq et qu'un rad/mCi équivaut à 3,7 mGy/MBq.

	Doses délivrées (mGy/MBq)			
Radionuclide utilisé	Organe exploré	Organe I	Organe II	Organe III
^{99m} Tc	$4.7\ 10^{-3}$	$2.3\ 10^{-2}$ (coeur)	$1.5\ 10^{-2}$ (rate)	$1.4\ 10^{-2}$ (poumons)
% de la dose absorbée	8.2 %	40.6 %	26.5 %	24.7 %
^{201} Tl	$5.0\ 10^{-2}$	$5.6\ 10^{-1}$ (testicules)	$5.4\ 10^{-1}$ (genoux)	$3.6\ 10^{-1}$ (intestin)
% de la dose absorbée	3.3 %	37,1%	35.8 %	23.8 %

Tableau II-1: Dosage utilisé pour les radiotraceurs Tc et Tl. Les valeurs indiquées correspondent à des moyennes chez l'adulte d'après [EARL-95] "absorbed dose equivalent per unit administred activity in normal adults".

Par ailleurs, l'interaction du rayonnement émis avec les tissus environnants ainsi que le principe de détection, vont encore limiter le nombre de désintégrations mesurées.

3.2. Interaction photons-matière.

L'interaction photons-matière est un phénomène non négligeable, qui affecte le rayonnement émis jusqu'à provoquer une perte comprise entre 50-80% des photons émis. Cette autoatténuation du rayonnement est due essentiellement à la diffusion Compton et à l'absorption des photons (par effet photoélectrique). L'autoatténuation du rayonnement consécutif à ces deux phénomènes est fonction de l'épaisseur des tissus traversés.

La diffusion Compton est reconnue comme étant la principale cause de l'atténuation du rayonnement à ces énergies et par la même de la baisse du contraste dans les projections provoquant une erreur de quantification des images reconstruites. Comme le montre la figure II-3, le photon incident d'énergie E_i est diffusé à un angle θ par un électron externe très faiblement lié à un atome. Sous le choc l'électron recule suivant un angle ϕ (dans le même plan pour conserver le moment angulaire du système). L'énergie cinétique et l'énergie de liaison de l'électron étant négligeables devant l'énergie du photon incident, on admet que l'électron cible est immobile avant la collision. L'énergie E_f du photon diffusé s'exprime par [BARR-81]:

$$E_f = \frac{E_i}{1 + \frac{E_i}{m_0 c^2 (1 - \cos\theta)}} \qquad \text{(II-7)}$$

où m_0c^2 représente l'énergie de l'électron au repos soit 511 Kev.

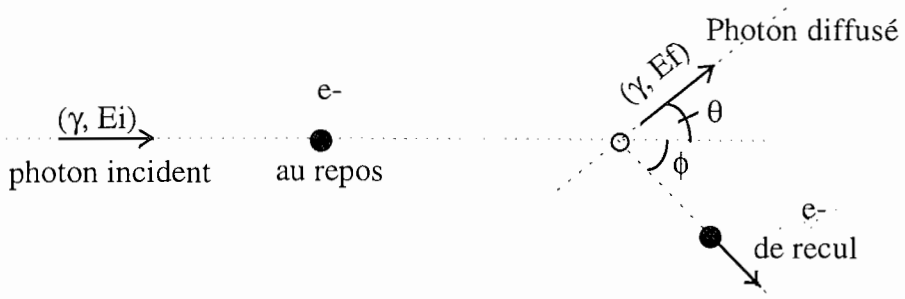


Figure II-3: Principe de l'interaction Compton.

- Le changement de direction (parfois complexe, dans le cas de diffusions multiples) fait que le rayonnement peut être mesuré par un détecteur qui en principe n'aurait rien dû enregistrer (figure II-4). Outre l'atténuation du rayonnement dans la fenêtre

principale de mesure (ou fenêtre d'énergie principale), cette diffusion aura pour conséquence de faire apparaître des artefacts sur l'image reconstruite. Pour une émission à 140 Kev, on a pu évaluer le pourcentage du rayonnement diffusé par rapport au rayonnement non-diffusé, à 38 % (dont 32% de diffusé du 1er ordre) [FLOY-84].

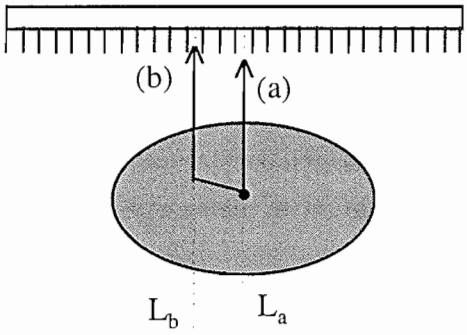


Figure II-4: Décalage du rayonnement par diffusion Compton. Cas (a) le photon incident n'est pas diffusé et son origine peut être correctement estimée (L_a), cas (b) le photon est diffusé et l'estimation de son origine est faussée.

- La perte d'énergie subie lors de la diffusion, ne permet pas de faire une discrimination totale entre le rayonnement diffusé et le rayonnement non-diffusé. Par exemple, pour une émission à 140 Kev (^{99m}Tc), Le rayonnement diffusé selon un angle θ de 45° ne perd que 10 Kev. Un tel rayonnement est encore détecté avec des fenêtres d'énergie de 18% (± 9% autour de 140 Kev). Actuellement les fenêtres d'énergie sont de plus en plus sélectives, par exemple de 8% à 12 % pour un rayonnement à 140 Kev, mais de l'ordre de 20% pour des rayonnements à 72 Kev (^{201}Tl). Il faut donc mettre en oeuvre d'autres méthodes de correction du diffusé, soit lors de la mesure des projections, soit en corrigeant les images obtenues.

Le second phénomène entrant en jeu dans la modification du rayonnement émis est l'absorption des photons par effet photoélectrique. Le photon est alors complètement absorbé par un atome. Sous le choc, un électron est éjecté avec une énergie E_i-E_l, où E_l est l'énergie de liaison de l'électron dans l'atome. On définit un coefficient d'absorption photoélectrique (μ_{PE}) afin de caractériser ce phénomène.

On définit un coefficient d'atténuation global, regroupant l'absorption par effet photoélectrique et l'atténuation du rayonnement due à l'effet Compton.

$$\mu = \mu_{PE} + \mu_C \qquad \text{(II-8)}$$

où, μ_C rend compte de l'atténuation lié à la déviation du rayonnement incident par diffusion Compton. Un calcul exact de ce coefficient est possible connaissant l'énergie du rayonnement et les différents tissus traversés.

La diffusion provoque aussi un changement de direction d'une partie du rayonnement, ce qui provoque un accroissement du nombre de photons mesurés. Le nombre de photons détectés en un point est accru suite à la diffusion de photons émis en des points voisins. Afin de prendre

en compte ce phénomène, on substitue au coefficient d'atténuation μ des milieux traversés, une valeur effective μ_{EFF} plus faible. Celle ci est beaucoup trop complexe à calculer rigoureusement, compte tenu des multiples diffusions, des fenêtres d'énergie employées et des spécifications géométriques de l'acquisition. Généralement elle sera déterminée de façon expérimentale, en mesurant l'atténuation pour une géométrie dite de "faisceau large" [HARR-84] (cf. tableau II-2).

	Coeff. d'atténuation (cm^{-1})	Coeff. d'atténuation effectif (cm^{-1})
^{201}Tl	0.21	0.18
^{99m}Tc	0.15	0.12

Tableau II-2: Exemple de coefficient d'atténuation réel et effectif pour des tissus mous assimilables à de l'eau d'après [DEPU-95].

Traditionnellement en médecine nucléaire, on utilise le coefficient d'atténuation effectif afin d'exprimer les modifications subies par le rayonnement émis. La loi de décroissance s'exprime de la façon suivante :

$$N = N_0 \exp\left(-\int_0^{d(x,y)} \mu(x,y)dt\right) \qquad \text{(II-9)}$$

où, N_0 est le nombre de photons émis, N le nombre de photons mesuré et d la distance sur laquelle la source est atténuée (cf. figure II-5), l'origine étant prise au point d'émission.

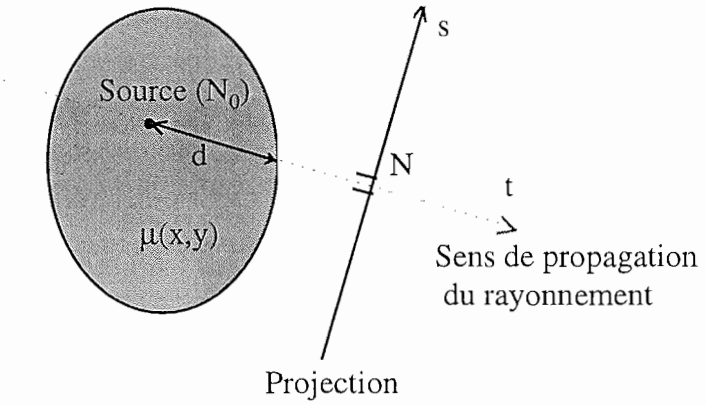


Figure II-5: Atténuation du rayonnement.

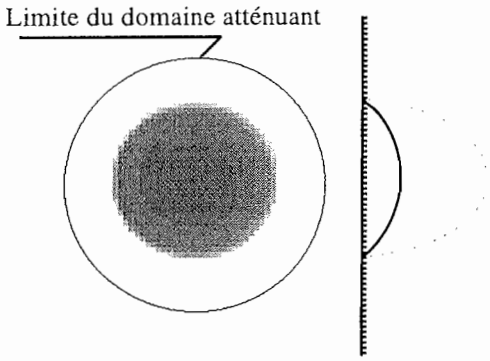


Figure II-6: Influence de l'atténuation du rayonnement sur la reconstruction d'un disque d'émission uniforme. Les projections atténuées et non atténuées sont représentées pour une même incidence (l'atténuation est uniforme sur l'ensemble du domaine).

La figure II-6 montre l'nfluence de l'atténuation du rayonnement sur la reconstruction d'un disque uniforme.

L'autoabsorption du rayonnement émis n'est pas homogène dans tout l'espace, puisqu'elle dépend principalement de l'épaisseur des tissus traversés et des différents organes rencontrés. Par exemple, le rayonnement est dix fois moins absorbé lors de la traversée des poumons (principalement constitués d'air) que lorsqu'il traverse des tissus mous, essentiellement constitués d'eau.

3.3. Résolution des collimateurs.

La qualité des images SPECT est grandement influencée par le choix du collimateur qui sert à la mesure du rayonnement émis. Il influence en particulier la résolution spatiale ainsi que la quantité de photons mesurés, donc le bruit contenu dans les projections mesurées.

Il existe plusieurs familles de collimateurs: convergents, divergents et parallèles. Les premiers à être apparus et les plus utilisés sont les collimateurs parallèles. Les collimateurs convergents ont été développés plus récemment pour améliorer la sensibilité et l'efficacité du cristal de scintillation (cf. figure II-7) [GULL-92]. On peut distinguer les collimateurs semi-convergents (ou a géométrie en éventail) et les collimateurs convergents (ou collimateurs coniques); les premiers comportent une série de lignes de canaux convergeant vers une ligne focale orientée parallèlement à l'axe de rotation du système, les seconds utilisent des canaux convergeant vers un point focal, permettant un grandissement transversal et longitudinal. Ces derniers sont particulièrement bien adaptés à l'imagerie des petits organes comme le cerveau et le coeur. Néanmoins, ils ont le défaut majeur d'avoir un champ de mesure (FOV-Field Of View) restreint [GRAN-93]. Les collimateurs divergents sont utilisés dans le cas où l'on désire un large champ de mesure, par exemple pour les scintigraphies pulmonaires ou les examens simultanés du foie et de la rate.

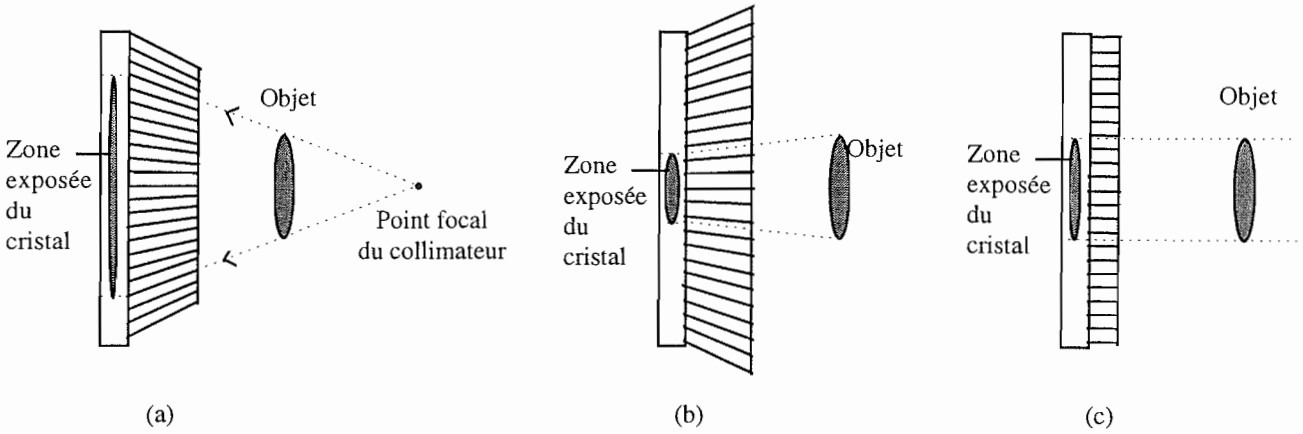


Figure II-7: Description des différents types de collimateurs: (a) collimateur convergent, (b) collimateur divergent et (c) collimateur parallèle.

Dans tout ce qui suit, nous nous placerons dans le cas de collimateurs parallèles.

La résolution spatiale se définit par la plus petite distance à laquelle deux objets ponctuels peuvent être distingués. Traditionnellement, elle est exprimée par la largeur à mi-hauteur ou FWHM (en anglais Full Width at Half Maximum) de la réponse impulsionnelle. La résolution totale du système de détection R_S est donnée par $R_s = \sqrt{R_c^2 + R_i^2}$, où R_i représente la résolution intrinsèque du détecteur (de l'ordre de 2 à 4 mm) et R_c celle donnée par le collimateur.

Une bonne approximation de la résolution du collimateur (R_C) est donnée par [METZ-80]:

$$R_c \approx d\frac{(l_e + b)}{l_e} \qquad \text{(II-10)}$$

où d, b et l_e sont respectivement le diamètre d'un canal de détection, la distance source-collimateur et la longueur effective des canaux (cf. figure II-8). Cette longueur effective se calcule à partir de la longueur septale (longueur des canaux) et le coefficient d'atténuation du matériau dans lequel est taillé le collimateur, $l_e = l - \frac{2}{\mu_{MAT}}$.

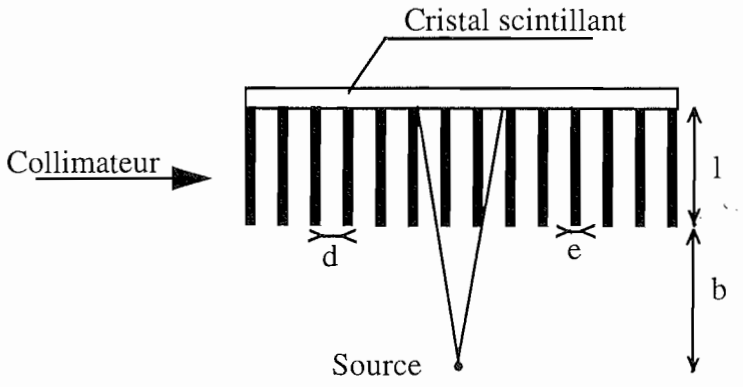


Figure II-8: Description des différents paramètres d'un collimateur.

L'efficacité du collimateur (g) se définit comme la fraction des photons γ émis par la source et passant à travers le collimateur, elle peut s'approximer par:

$$g \approx K\left(\frac{d}{l_e}\right)\left[\frac{d^2}{(d+e)^2}\right] \qquad \text{(II-11)}$$

On peut distinguer plusieurs types de collimateurs, par exemple les collimateurs basse énergie (<150 Kev), et les collimateurs haute résolution. Ils se différencient par plusieurs paramètres qui sont, la longueur septale (l), l'épaisseur septale (e) et le diamètre des canaux (d). De façon générale, un collimateur ayant un angle d'acceptance restreint dispose d'une bonne résolution spatiale (la localisation de l'origine des photons mesurés est mieux définie). A l'inverse il dispose d'une sensibilité réduite (nombre de photons mesurés très réduits). Les relations (II-10) et (II-11) montrent bien que la résolution d'un collimateur peut être améliorée seulement aux dépens de son efficacité (ou sensibilité).

Le problème majeur des collimateurs en SPECT est la non invariance par translation du système. La relation (II-10) montre bien que la résolution se dégrade lorsqu'on éloigne la source du détecteur. A l'inverse, la relation (II-11) montre que l'efficacité reste invariante quelle que soit la distance b. Ce phénomène s'explique par le fait que l'efficacité d'un seul canal diminue en $1/b^2$ (proportionnel à l'angle solide sous lequel est vu le canal depuis la source), tandis que le nombre de canaux par lesquels passe le rayonnement augmente en fonction de b (cf. figure II-9).

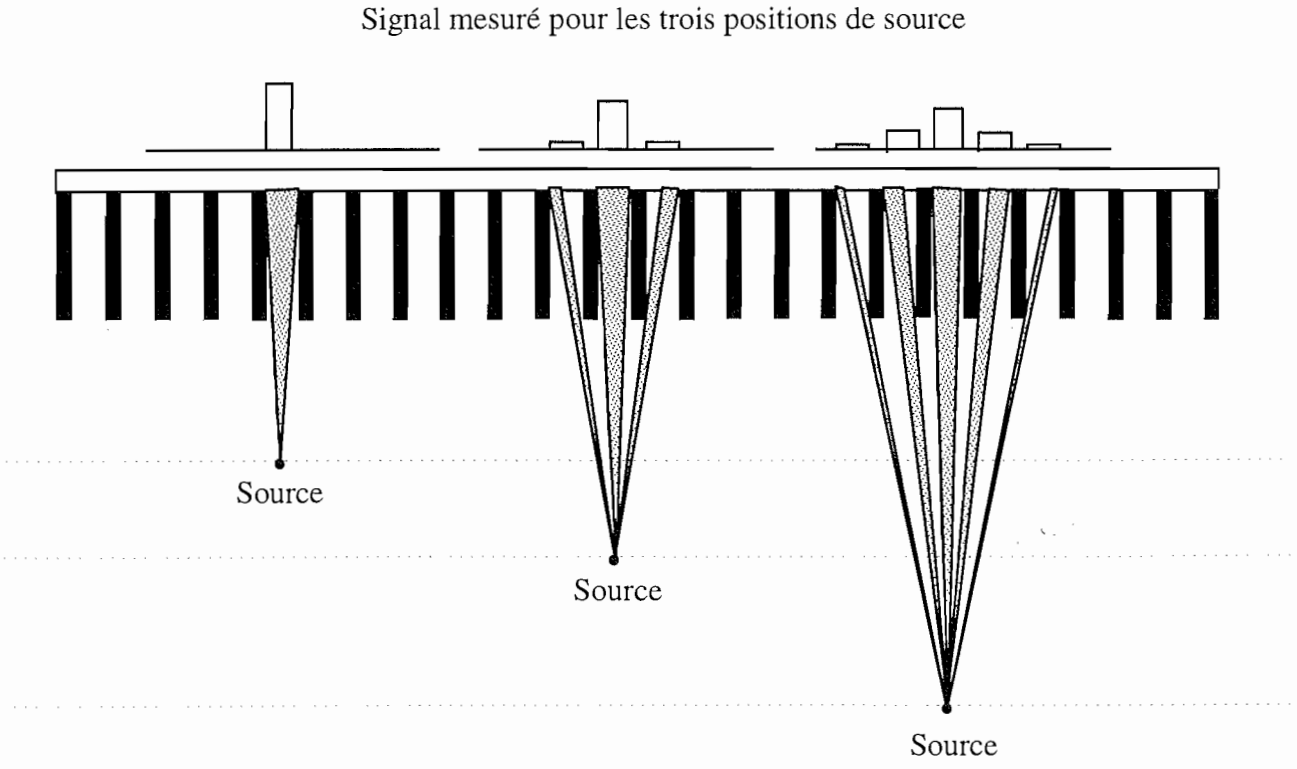


Figure II-9: Non invariance par translation de la détection.

En conséquence, l'image des structures proches a une meilleure définition que celle des structures lointaines. Comme nous allons le voir dans le paragraphe suivant, ce phénomène lié au système de mesure pourra influencer le choix de certaines incidences.

3.4. Angle de vue limité.

La non-invariance en translation de la détection et l'autoatténuation du rayonnement font que des objets tels le coeur ne pourront être que très faiblement détectés sous certaines incidences.

La comparaison de projections diamétralement opposées, selon l'angle de 72° (figure II-10), montre que la projection située 252° (a) apporte plus de bruit que d'information sur la localisation de l'émission. L'activité du myocarde visible sur la projection (b) est complètement atténuée sur la projection (a).

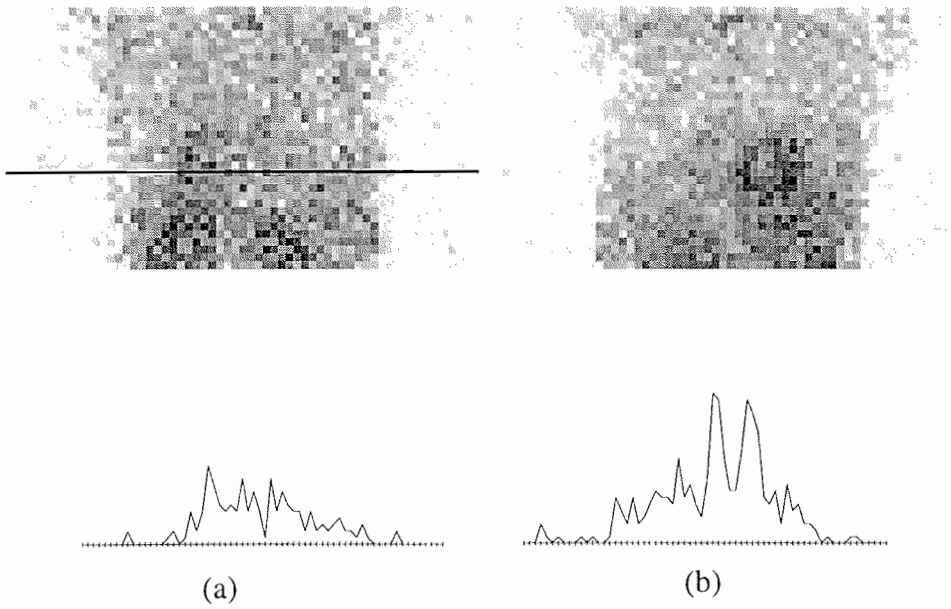


Figure II-10: Comparaison entre deux projections diamétralement opposées, selon un angle de 72°.

L'utilisation d'acquisitions sur 360° fait intervenir des projections qui ont un niveau très faible et qui provoquent des artefacts à la reconstruction. A l'inverse, des acquisitions sur 180° montrent une amélioration du contraste et du rapport signal sur bruit. Cela tient du fait que l'on exclut des projections d'un niveau très faible (donc très bruitées). Ces projections se situent généralement dans le demi-espace situé de 135°-215° (cf. figure II-11), où la qualité des projections est dégradée par plusieurs phénomènes. Il y a une plus grande absorption due aux tissus traversés (trajet plus long), une atténuation supplémentaire du signal due à la

présence de la table d'examen et enfin une dégradation de la résolution spatiale due à l'éloignement de la source.

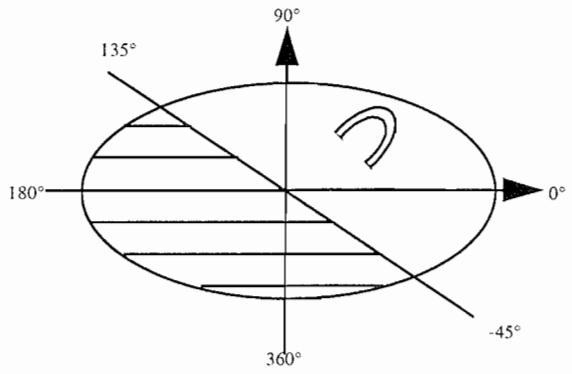


Figure II-11: Localisation des projections ayant un très faible rapport signal sur bruit (région hachurée).

Puisque l'atténuation est tout à fait inhomogène et dépend fortement de l'anatomie du patient, certaines incidences de mesures ou projections seront favorisées par rapport à d'autres. Par exemple les projections situées entre 45° et 100° enregistrent le maximum du signal émis. Une acquisition de -45° à 135°, permet de mesurer les projections les plus significatives (cf. figure II-12). A ce niveau, le choix des incidences des projections est capital [BAIL-96]. S'il est pertinent, il permet de réduire le niveau du bruit dans les données et ainsi de garder le maximum d'informations utiles. En contrepartie, certains auteurs [KNES-89][MALL-95] ont montré que le problème inverse devenait plus mal posé notamment en présence d'atténuation non uniforme du rayonnement pour des acquisitions sur 180°. Cependant, une correction adéquate des phénomènes d'atténuation permet de supprimer les distorsions liées à une acquisition réduite à 180° [LACR-94].

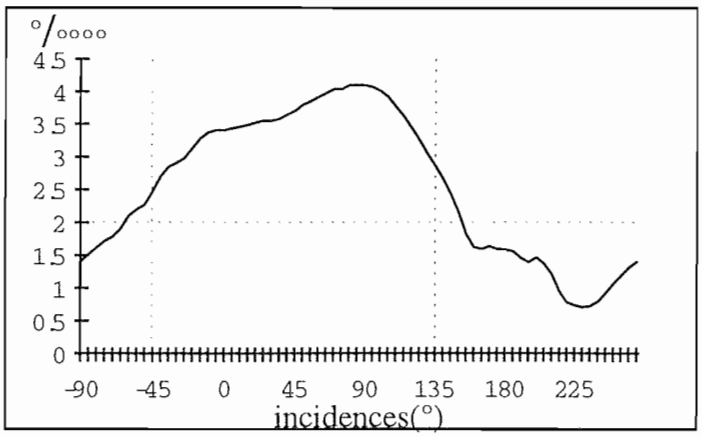


Figure II-12: Evolution de la quantité de photons mesurés en fonction de l'incidence. La quantité mesurée est exprimée en un pourcentage de la quantité mesurée dans le cas parfait.

Compte tenu de la non invariance en translation de la détection, il est préférable d'enregistrer les projections selon une trajectoire elliptique plutôt que circulaire. De cette manière la distance coeur-détecteur est toujours minimale, ce qui permet d'optimiser la résolution spatiale de l'objet reconstruit.

3.5. Niveau de bruit des données.

Outre l'effet de la diffusion Compton, qui peut être considéré comme un bruit dépendant du signal et du milieu absorbant, les images reconstruites subissent une forte dégradation due au bruit de photon.

Le bruit de photon est associé à la détection des photons émis. Il est nettement plus important en scintigraphie qu'en radiographie de part le faible nombre de photons collectés. La distribution de probabilité d'un processus de Poisson est donnée par:

$$P(n) = \frac{(\bar{n})^n}{n!} \exp^{(-n)} \qquad \text{(II-12)}$$

où n et $\bar{n}$ représentent respectivement, dans le cas de la tomographie d'émission, le nombre et le nombre moyen de photons mesurés. La variance du processus associé est égale à $\sigma(n) = \sqrt{\bar{n}}$. On en déduit que le rapport signal sur bruit à la détection est proportionnel à la racine carré du nombre de photons détectés :

$$\frac{S}{B_{dét}} \approx \frac{\bar{n}}{\sqrt{\bar{n}}} \approx \sqrt{\bar{n}} \qquad \text{(II-13)}$$

En moyenne, on peut estimer à 60 le nombre de photons collectés par détecteur, soit un rapport signal sur bruit moyen de -8 dB.($-10\log_{10}$(S/B)). Ce nombre de photon résulte de l'intégration du nombre de photons émis par l'ensemble des pixels vus par l'élément de la projection considéré (pixels situés sur la ligne d'épandage).

Si le bruit au niveau de la détection est facile à évaluer, il l'est beaucoup moins dans l'image reconstruite (à cause de la superposition des projections au cours de la reconstruction). On peut estimer à $\frac{\sqrt{N}}{n_c^{3/2}}$, le rapport S/B moyen pour une image reconstruite par rétroprojection filtrée [GARN-81] (N représente le nombre total de photons reçus pour la coupe et n_c le nombre de cellules de résolution dans l'image reconstruite). Par exemple, pour un nombre total de photons reçus de 10^5, on reconstruit une image 256*256 avec un rapport signal sur bruit de -6.9 dB.

4. ETAT DE L'ART SUR LES METHODES DE RECONSTRUCTIONS.

Dans ce paragraphe nous allons passer en revue les principales méthodes de reconstructions existantes en scintigraphie cardiaque. La reconstruction consiste à retrouver la distribution de radioactivité f à partir des projections mesurées p.

Le principe de la formation des images en tomographie peut s'écrire sous la forme générique

$$p = \mathcal{A}f + b \qquad \text{(II-14)}$$

où p est l'ensemble des projections que l'on mesure, f, la distribution de radioactivité cherchée, b le bruit et $\mathcal{A}$ l'opérateur qui permet le passage entre l'espace de la distribution de radioactivité et celui des projections. Il existe plusieurs grandes familles de méthodes de

reconstruction, les méthodes analytiques, les méthodes algébriques et les méthodes statistiques.

Les méthodes analytiques sont généralement employées quand on dispose d'un grand nombre de projections régulièrement espacées autour de l'objet. Ces méthodes sont basées sur l'utilisation des expressions analytiques de la transformée de Radon inverse.

Les méthodes algébriques sont employées le plus souvent quand le principe de formation des images ne peut s'approximer simplement sous la forme d'un grand nombre de projections bien réparties autour de l'objet. La méthode consiste à discrétiser l'objet sur un ensemble de pixels et d'inverser la relation exprimée en (II-14), soit directement, soit itérativement.

Les méthodes statistiques sont généralement utilisées de manière à prendre en compte la nature aléatoire du bruit. La distribution de radioactivité f, ainsi que les projections sont alors considérées comme des variables aléatoires.

La reconstruction tomographique est un problème mal posé. D'une part, l'enregistrement d'un nombre fini de projections fait que la solution n'est pas unique, et d'autre part, la reconstruction est très sensible au bruit, et donc instable. L'introduction de la régularisation [DEMO-89] permet de stabiliser le problème afin d'obtenir une solution unique et surtout peu sensible aux erreurs sur les données.

Il faut remarquer que le terme générique de bruit englobe tout ce qui s'écarte du modèle proposé. Il comprend tous les phénomènes d'erreur dus à la détection (essentiellement le bruit de photon) mais aussi tout écart dû à une mauvaise description des phénomènes physiques de l'enregistrement (autoabsorption du rayonnement, caractéristiques des collimateurs, rayonnement diffusé, ... etc ...). Afin d'améliorer la qualité des reconstructions, l'ensemble des facteurs limitatifs énoncés précédemment doivent être, soit pris en compte dans le processus de reconstruction, soit corrigés au préalable.

4.1. Rétroprojection filtrée.

La méthode de rétroprojection est la première qui ait été utilisée en reconstruction d'image tomographique. Il s'agit d'une méthode de reconstruction analytique qui s'appuie sur le théorème du profil central de la transformation de Fourier.

La représentation de Fourier de la densité de radioactivité f s'exprime en coordonnées cartésiennes par:

$$f(x,y) = \int_{-\infty}^{+\infty}\int_{-\infty}^{+\infty} F(u_x,u_y)\exp^{\left(2i\pi\left(u_x x+u_y y\right)\right)} du_x du_y \qquad \text{(II-15)}$$

En effectuant un simple changement de repère dans l'espace des fréquences, elle s'exprime en coordonnées polaires par:

$$f(x,y) = \int_{0}^{\pi}\int_{-\infty}^{+\infty} F(u_x,u_y)\exp^{\left(2i\pi u\left(x\cos\theta+y\sin\theta\right)\right)}|u|dud\theta \qquad \text{(II-16)}$$

En tenant compte des relations (II-2) et (II-6), cette équation devient,

$$f(x,y) = \int_0^{\pi}\int_{-\infty}^{+\infty}|u|P(u,\theta)\exp^{(2i\pi s)}\,dud\theta \qquad \text{(II-17)}$$

soit

$$f(x,y) = \int_0^{\pi}\bar{p}(s,\theta)d\theta \qquad \text{(II-18)}$$

avec

$$\bar{p}(s,\theta) = \int_{-\infty}^{+\infty}|u|P(u,\theta)\exp^{(2i\pi us)}\,du \qquad \text{(II-19)}$$

En comparant l'équation (II-19) avec la représentation de Fourier d'une projection,

$$p(s,\theta) = \int_{-\infty}^{+\infty}P(u,\theta)\exp^{(2i\pi us)}\,du \qquad \text{(II-20)}$$

on voit que le passage des projections p(s,θ) aux fonctions $\bar{p}(s,\theta)$ est une simple opération de filtrage dans l'espace de Fourier. Le filtre utilisé, de réponse fréquentielle lul, est un filtre rampe. Les fonctions $\bar{p}(s,\theta)$ sont appelées projections filtrées.

La relation (II-18) montre qu'il est possible de retrouver la densité de radioactivité f de façon rigoureuse à partir de ces projections filtrées. Cette opération consiste à rétroprojeter les projections $\bar{p}(s,\theta)$. La rétroprojection consiste à affecter à chaque point d'une ligne de d'épandage l'élément de projection correspondant.

Le nombre de mesures étant discret l'équation (II-18) est remplacée par l'expression discrète suivante:

$$\bar{f}(x,y) = \sum_{i=1}^{i=M}\bar{p}(x\cos\theta_i + y\sin\theta_i, \theta_i)\Delta\theta\,, \qquad \text{(II-21)}$$

où M est le nombre de mesures et Δθ le décalage angulaire entre deux projections (pour une acquisition sur 180°, $\Delta\theta = \frac{\pi}{M}$).

Cette technique de reconstruction est appelée reconstruction par rétroprojection des projections filtrées (désignée par le sigle FBP de l'anglais Filtered Back Projection).

L'équation (II-19) met en évidence l'utilisation d'un filtre rampe, afin de retrouver rigoureusement la distribution f(x,y). Le problème majeur est que ce filtre tend à amplifier les hautes fréquences spatiales de l'image, qui sont généralement les plus bruitées. Il en résulte une solution instable et l'apparition d'oscillations dans l'image reconstruite. Les techniques actuelles de filtrage-rétroprojection ont été amenées à utiliser des fonctions d'apodisation du filtre, afin d'éviter ces instabilités en régularisant le problème. Il existe essentiellement 5 classes de fonctions apodisantes utilisées en scintigraphie [BUDI-79], BUTER (Butterworth), HAM (Hamming), HAN (Hann), PARZN (Parzen) et RAMP (filtre rampe). Leur influence sur l'image reconstruite est différente selon le type de fonction utilisée, ceci en fonction de leur capacité à préserver la résolution dans l'image ou à supprimer le bruit (cf. tableau II-3).

	Parzen	Hann	Hamming	Butterworth	Rampe
Bruit	Faible →				Important
Résolution spatiale	Faible →				Bonne
Qualité image	Lissage →				Discontinuités préservées

Tableau II-3: Liste des différents filtres utilisés en Rétroprojection filtrées, en fonction de leurs caractéristiques.

La fonction filtre est obtenue par le produit de la fonction rampe par une fonction apodisante, caractéristique du filtre employée, $c(u) = |u| w(u)$.

Filtre RAMP: Il est caractéristique d'une fenêtre rectangulaire définie par:

$$w(u) = \begin{cases} 1 \text{ si } u \le u_c \\ 0 \text{ si } u > u_c \end{cases} \qquad \text{(II-22)}$$

où u_c est la fréquence de coupure du filtre.

Le filtre RAMP donne les meilleurs résultats au niveau de la résolution spatiale de l'image reconstruite, mais il a l'inconvénient d'augmenter le bruit dans l'image (cf. figure II-14-(a)).

Filtre HAN: La fenêtre de Hann est définie par:

$$w(u) = \begin{cases} .5+.5\cos\left(\dfrac{2\pi u}{u_c}\right) & \text{si } |u| \le u_c \\ 0 & \text{si } |u| > u_c \end{cases} \qquad \text{(II-23)}$$

Le filtre Hann a pour effet de beaucoup plus lisser l'image et par la même de perdre en résolution spatiale (cf. figure II-14-(b)). On pourra noter que les filtres RAMP et HAN ont la même résolution dans l'image reconstruite, si $u_c^{RAMP} = 2u_c^{HAN}$.

Filtre HAM: La fenêtre de Hamming est définie par:

$$w(u) = \begin{cases} .54+.46\cos\left(\dfrac{2\pi u}{u_c}\right) & \text{si } |u| \le u_c \\ 0 & \text{si } |u| > u_c \end{cases} \qquad \text{(II-24)}$$

Comme on peut le constater sur la figure II-14, il y a que très peu de différence entre le filtre de Hann et le filtre de Hamming (cf. figure II-14-(c)).

Filtre PARZN: La fenêtre de Parzen est définie par:

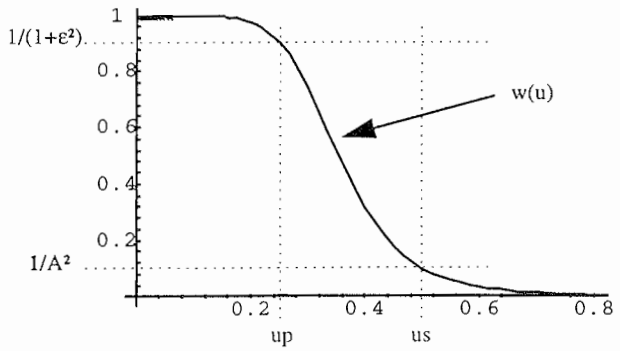
$$w(u) = \begin{cases} 1-6\left(\dfrac{|u|}{u_c}\right)^2\left(1-\dfrac{|u|}{u_c}\right) & \text{si } |u| \le u_c/2 \\ 2\left(1-\dfrac{|u|}{u_c}\right)^3 & \text{si } u_c/2 < |u| \le u_c \\ 0 & \text{si } |u| > u_c \end{cases} \qquad \text{(II-25)}$$

La résolution obtenue en utilisant un filtre PARZN (cf. figure II-14-(d)) est nettement moins bonne comparée à des filtres HAN ou HAM. En contre partie, ce filtre permet de supprimer une importante quantité de bruit contenu dans les projections.

Filtre BUTER: La fenêtre de Butterworth se définit plus simplement par:

$$w(u) = \frac{1}{1 + \left(u / u_c \right)^{2n}} \qquad \text{(II-26)}$$

où n est l'ordre du filtre. Le grand avantage d'un tel filtre est qu'il peut s'adapter en fonction du bruit présent dans les projections. Le réglage des paramètres u_c et n permet d'obtenir une fonction ayant une zone de transition étroite (proche d'un filtre RAMP) ou bien plus étendue (proche des filtres type HAN ou HAM). Les valeurs de u_c et de n sont calculées à partir des relations suivantes (cf. figure II-13), ou u_p, u_s, ε et A sont les paramètres qui définissent la largeur ainsi que la hauteur de la zone de transition.



$$n = \frac{\log\left(\varepsilon / \sqrt{A^2 - 1} \right)}{\log\left(u_p / u_s \right)}$$

$$u_c = \frac{u_p}{\varepsilon^{1/n}}$$

Figure II-13: Paramètres de la fonction filtre Butterworth.

Les figures II-14-(e) et (f) montrent deux exemples de reconstruction avec un filtre de butterworth. Chacun de ces deux filtres ont le même ordre et diffèrent par leur fréquence de coupure u_c, qui est respectivement de 0.20 et 0.24 (fréquences réduites). On constate alors, qu'avec un filtre d'ordre élevé (cf. figure II-14-(f)), on gagne en définition par rapport à un filtre d'ordre plus bas (cf. figure II-14-(e)).

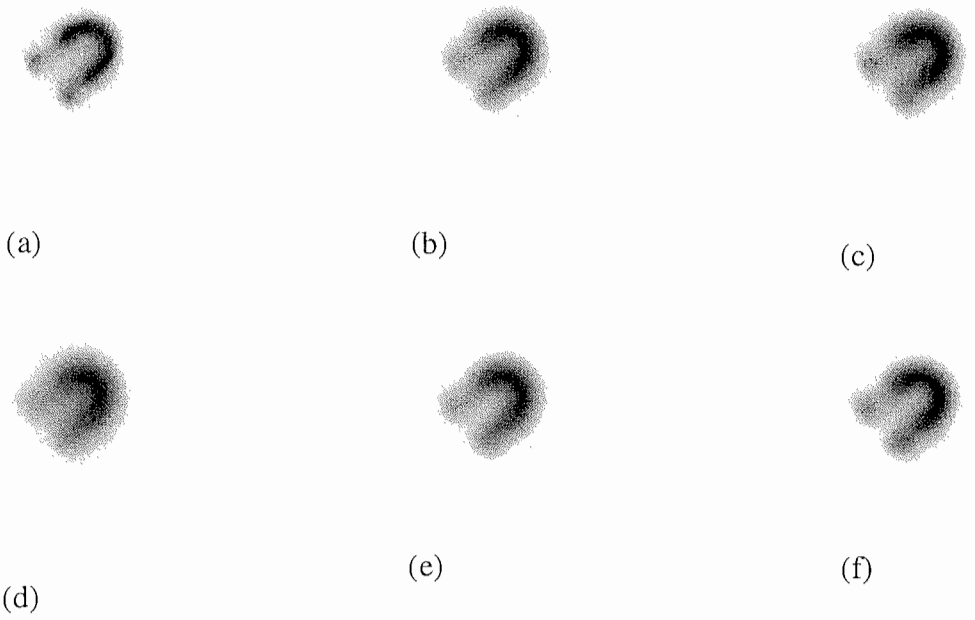


Figure II-14: Exemples de reconstruction avec ces différents types de filtres. Pour chacun des filtres (b) (c) et (d), la fréquence de coupure est fixée à 0.4 (fréquence réduite). (a) RAMP, (b) HAN, (c) HAM, (d) PARZN, (e) BUTER (n=4, uc=0.20) et (f) BUTER (n=4, uc=0.24).

4.2. Méthodes itératives.

Le principe des méthodes itératives est de déterminer par approximations successives les valeurs de la densité image f(x, y). Nous parlerons très rapidement des premières méthodes développées (1970), les méthodes ART et SIRT qui sont des méthodes algébriques. Puis nous verrons plus en détail l'algorithme itératif type EM, qui prend en compte le caractère poissonnien des données. Cette méthode est une méthode de reconstruction statistique.

L'acquisition des données peut être modélisée par (II-14), il s'agit d'un problème continu, mais en pratique on ne peut acquérir q'un nombre fini de données. La méthode consiste alors à discrétiser l'objet sur un ensemble de fonctions de base, qui peuvent être par exemple des pixels carrés. La distribution de radioactivité s'écrit alors

$$f(x,y) = \sum_{i}^{M} f_i h_i(x,y) \qquad \text{(II-27)}$$

où les $h_i(x,y)$ représentent les fonctions de bases et f_i la valeur de la fonction f(x,y) sur la base i, M est le nombre total de bases utilisées.

L'acquisition des données peut alors s'écrire sous la forme matricielle suivante:

$$p_i = \sum_{j=0}^{M} a_{ij} f_j + b_i \qquad \text{(II-28)}$$

où A représente la matrice d'acquisition, f le vecteur densité de radioactivité, p le vecteur des projections mesurées et b le vecteur bruit. La projection est formée d'un nombre fini d'éléments, correspondant à une bande de balayage de largeur égale à celle du détecteur. Comme le montre la figure II-15, le champ de reconstruction est discrétisé selon des pixels (ou voxels selon la dimension). Chacun des f_j représente la densité de radioativité sur le pixel (ou voxels) j. Les coefficients a_{ij} modélisent la contribution de la maille j à l'intérieur de la bande de projection i. Plus précisément les coefficients a_{ij} correspondent à la probabilité qu'un photon émis par le pixel j soit détecté par le détecteur i. A l'intérieur de chacun des pixels, la distribution de radioactivité est considérée comme constante.

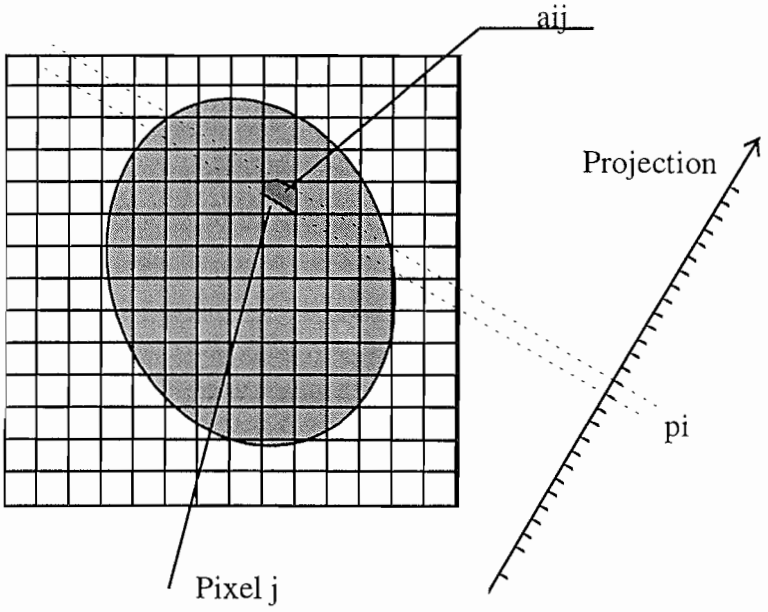


Figure II-15: Champ de reconstruction discret.

La matrice d'acquisition A possède en général un très grand nombre d'éléments, dont la plupart sont nulles, chaque rayon ne traversant qu'un petit nombre de pixels. Le problème de reconstruction est souvent mal posé, et il n'existe pas toujours une matrice inverse de A. Pour cette raison très peu de méthodes de reconstruction tentent d'inverser directement le système décrit par l'équation (II-28).

ART: La méthode ART (Algebric Reconstruction Technique) consiste à modifier les valeurs des pixels uniquement si leur contribution (a_{ij}) n'est pas nulle pour une ligne de projection p_i considérée. La différence entre le p_i mesuré et le p_i calculé est redistribuée sur ces pixels en fonction de leur pondération a_{ij}. Cette redistribution peut être faite de façon additive ou bien multiplicative (cf. équations (II-29) et (II-30)). Le processus est ensuite répété pour un autre rayon de projection.

$$f_j^{k+1} = f_j^k + \frac{p_i - \sum_j a_{ij} f_j^k}{\sum_j a_{ij}^2} a_{ij} \qquad \text{(II-29)}$$

On rappelle que f_j^{k+1} est l'estimée de la fonction f au pixel j à l'étape k+1.

$$f_j^{k+1} = \left(\frac{p_i}{\sum_j a_{ij} f_j} \right)^{a_{ij}} f_j^k \qquad \text{(II-30)}$$

SIRT: La méthode SIRT (Simultaneous Iterative Reconstruction Technique), contrairement à la méthode précédente, utilise toutes les bandes de projection qui passent par le pixel j pour en modifier sa valeur [HERM-76].

$$f_j^{k+1} = f_j^k + \frac{\sum_{i=1}^{M} \left(\left(p_i - \sum_{l}^{N} a_{il} f_l^k \right) a_{ij} \right)}{\sum_{i=1}^{M} \left(\left(\sum_{l=1}^{N} a_{il} \right) a_{ij} \right)} \qquad \text{(II-31)}$$

M et N sont respectivement le nombre de projections et le nombre d'inconnues.

ML-EM: L'algorithme ML-EM (Maximum Likelihood Expectation Maximisation) est l'algorithme itératif ayant longtemps fait référence en reconstruction tomographique [DEMP-77][LANG-84][SHEP-82]. La grande originalité des algorithmes EM est de prendre en compte la nature Poissonnienne du bruit. Les mesures p sont alors considérées comme des variables aléatoires Poissoniennes.

La méthode du maximum de vraisemblance consiste à prendre comme estimation du vecteur image f correspondant au vecteur aléatoire mesuré p, celle qui maximise la vraisemblance prob(p|f). On parle alors de l'estimateur ML de l'anglais Maximum Likelihood. Il est en général très difficile de maximiser directement prob(p|f). Afin de simplifier le processus, on introduit une variable auxiliaire non observée z dit "données complètes" telle que, prob(p|f) s'exprime comme le somme des prob(z|f).

L'algorithme se déroule en deux étapes:

L'étape E, dite d'"Expectation", consiste à former l'espérance mathématique conditionnelle du logarithme de la vraisemblance:

$$E\left[\ln\left(\text{prob}(z|f) \right) | \left(p, f^n \right) \right] \qquad \text{(II-32)}$$

f^n est la valeur estimée de l'image à l'itération n.

L'étape M, dite de Maximisation, consiste à maximiser cette espérance conditionnelle par rapport aux f_i à f^n constant. La nouvelle estimée de l'image est obtenue au moyen du système d'équation:

$$\frac{\partial}{\partial f_i} E\left[\ln\left(\text{prob}(z|f) \right) | \left(p, f^n \right) \right] = 0 \quad f_i = 1, \cdots M \qquad \text{(II-33)}$$

La justification de l'algorithme EM provient du fait que la quantité $E\left[\ln(\text{prob}(z|f))|(p,f^n)\right]-\ln(\text{prob}(p|f))$, est maximum pour $f=f^n$, propriété démontrée dans [RAO-73]. A chacune des itérations on a,

$$E\left[\ln\left(\text{prob}\left(z|f^{n+1}\right)\right)|\left(p,f^n\right)\right]-\ln\left(\text{prob}\left(p|f^{n+1}\right)\right)<E\left[\ln\left(\text{prob}\left(z|f^n\right)\right)|\left(p,f^n\right)\right]-\ln\left(\text{prob}\left(p|f^n\right)\right)$$

avec

$$E\left[\ln\left(\text{prob}\left(z|f^{n+1}\right)\right)|\left(p,f^n\right)\right]>E\left[\ln\left(\text{prob}\left(z|f^n\right)\right)|\left(p,f^n\right)\right]$$

en conséquence,

$$\ln\left(\text{prob}\left(p|f^{n+1}\right)\right)>\ln\left(\text{prob}\left(p|f^n\right)\right)$$

La vraisemblance est bien croissante.

Dans le cas de la scintigraphie, les données complètes z_{ij} représentent le nombre de photons émis par le pixel j de l'image et captés par l'élément i du détecteur. La relation entre p et z s'exprime par :

$$p_i=\sum_j z_{ij} \tag{II-34}$$

La variable aléatoire z obéit à la loi de Poisson avec la valeur moyenne $a_{ij}f_j$. La densité de probabilité est donnée par :

$$\text{prob}\left(z_{ij}|f_j\right)=\frac{\left(a_{ij}f_j\right)^{z_{ij}}}{z_{ij}!}\exp^{-a_{ij}f_j} \tag{II-35}$$

On déduit l'expression:

$$\ln\left(\text{prob}(z|f)\right)=\sum_i\sum_j\left[-a_{ij}f_j+z_{ij}\ln\left(a_{ij}f_j\right)-\ln\left(z_{ij}!\right)\right] \tag{II-36}$$

D'autre part on calcule [RAO-73]:

$$E\left[z_{ij}|p_i,f_j^n\right]=\frac{a_{ij}f_j^n}{\sum_k a_{ik}f_k^n}p_i \tag{II-37}$$

Des équations (II-36) et (II-37), on exprime l'espérance mathématique conditionnelle:

$$E\left[\ln\left(\text{prob}\left(z_{ij}|f_j\right)\right)|\left(pi,f_j^n\right)\right]=\sum_i\sum_j -a_{ij}f_j+\frac{a_{ij}f_j^n}{\sum_k a_{ik}f_k^n}\ln\left(a_{ij}f_j\right)+R \tag{II-38}$$

où R est une composante indépendante de f_j. L'annulation des dérivées partielles de l'équation (II-38) par rapport aux f_j nous donne la relation d'itération:

$$f_j^{n+1}=\frac{f_j^n}{\sum_i a_{ij}}\sum_l\left[a_{lj}p_l\Big/\sum_k a_{lk}f_k^n\right] \tag{II-39}$$

Physiquement l'équation (II-39), revient à égaler la quantité de photons émis par le pixel j sur toutes les incidences (soit $\sum_l z_{lj} = \sum_l \left(a_{lj} p_l \Big/ \sum_k a_{lk} f_k^n \right) f_j^n$) avec la quantité de photons prévue ($\sum_i a_{ij} f_j^{n+1}$).

Comme nous l'avons déjà dit auparavant, cette méthode itérative de reconstruction est très séduisante car elle correspond bien au caractère statistique des données. Ceci est très important puisque l'incertitude statistique est très élevée de par le faible nombre de coups détectés.

L'utilisation de cette méthode de reconstruction a pu mettre en évidence deux limitations. La première est que l'algorithme converge très lentement vers la solution du maximum de vraisemblance. La seconde est, qu'en présence de données très bruitées, la solution obtenue devient complètement oscillatoire au cours des itérations.

Afin de stabiliser la solution, un certain nombre d'auteurs ont ajouté un terme de régularisation à l'intérieur du processus de reconstruction, par l'introduction d'une fonction *a priori* sur la solution recherchée [HERB-89][GREE-90][LALU-93]. Il s'agit d'algorithmes type MAP-EM.

MAP-EM: Les algorithmes de type MAP-EM (Maximum A Posteriori Expectation Maximisation) consistent à prendre comme estimateur la maximisation de la distribution a posteriori p(f|p), soit:

$$\hat{f} = \arg\max_f \left(\text{prob}(f|p) \right) \qquad \text{(II-40)}$$

La loi de Bayes permet de relier la distribution *a posteriori* et la vraisemblance de l'image:

$$\text{prob}(f|p) = \frac{\text{prob}(p|f)\,\text{prob}(f)}{\text{prob}(p)} \qquad \text{(II-41)}$$

On remarquera, que si l'on suppose que f est distribuée de façon uniforme, alors l'estimateur MAP et l'estimateur ML sont tout à fait équivalents. Dans l'équation (II-41), la quantité prob(p) joue le rôle d'une constante de normalisation, puisque les projections sont connues. La quantité prob(f) est la distribution de probabilité *a priori* qui sert à exprimer les hypothèses faites sur la solution, afin de régulariser le problème. De l'équation (II-41), on déduit:

$$\ln\left(\text{prob}(f|p)\right) = \ln\left(\text{prob}(p|f)\right) + \ln\left(\text{prob}(f)\right) + \text{cst} \qquad \text{(II-42)}$$

De la même façon que pour l'algorithme ML-EM, le MAP-EM se compose de deux étapes:

L'étape E ,où l'on forme $E\left[\ln\left(\text{prob}(z|f)\right)|p, f^n\right]$.

L'étape M, où l'on maximise la fonction $E\left[\ln(\text{prob}(z|f))|p, f^n\right] + \ln(\text{prob}(f))$

Généralement la distribution de probabilité *a priori* peut s'exprimer par une distribution de Gibbs, soit $\text{prob}(f) = \frac{1}{K}\exp^{-U(f)/\beta}$ [GEMA-84] [HEBE-89].

L'expression des dérivées partielles nous donne à résoudre:

$$\sum_i \left(-a_{ij} + \frac{a_{ij} f_j^n}{\sum_k a_{ik} f_k^n} f_j^{-1} \right) - \lambda^2 \frac{\partial}{\partial f_j} U(f) = 0 \qquad \text{(II-43)}$$

λ est une constante regroupant les deux constantes K et β.

Dans le cas où l'on veut prendre en compte et conserver les discontinuités dans la distribution reconstruite, on peut introduire des formes d'énergie de Gibbs U(f) qui ne sont pas quadratiques en f [GEMA-92]. Nous reviendrons dans le chapitre IV sur ces formes d'énergies qui permettent de préserver les discontinuités.

L'équation (II-43) n'est alors plus aussi simple à résoudre de par la présence du terme de régularisation. Dans un cadre déterministe, Green propose de linéariser cette équation en estimant le terme problématique à partir de l'estimée f^n. On obtient ainsi l'expression de la nouvelle estimée de l'image par:

$$f_j^{n+1} = \frac{f_j^n}{\sum_i aij + \lambda^2 \left.\frac{\partial U(f)}{\partial f_j}\right|_{f^n}} \sum_l \left[a_{lj} p_l \Big/ \sum_k a_{lk} f_k^n \right] \qquad \text{(II-44)}$$

Ce type d'algorithme est appelé MAP-EM-OSL (One Step Late). Malgré l'ajout du terme de régularisation, les algorithmes MAP-EM sont lents à converger. Parfois ils risquent de diverger si on augmente trop le nombre d'itérations.

L'acquisition des données est exprimée par la relation (II-28), mais cette relation ne prend en compte aucun des phénomènes limitatifs exposés dans la première partie de ce chapitre. Tout écart dû à une mauvaise description des phénomènes physiques de l'enregistrement se traduit par l'introduction de bruit de modélisation. Afin de réduire ces erreurs dues à une incomplète modélisation, nous allons voir quelles sont les différentes méthodes de correction possibles. On pourra remarquer que la méthode de correction dépend du principe de reconstruction (analytique ou algébrique).

4.3. Correction de la non-invariance du système de détection.

Nous avons vu dans les paragraphes précédents, que l'une des premières limitations de la SPECT était la non-invariance du système en fonction de la distance du détecteur. Ce phénomène a pour effet une mauvaise résolution des structures éloignées (de la tête de la camera) et de rendre floue l'image reconstruite. Cette non-invariance du système de détection est due à la fonction de transfert des collimateurs.

De nombreux auteurs se sont penchés sur le problème et plusieurs méthodologies existent pour corriger l'effet des collimateurs sur les projections mesurées. La première des méthodes proposées, consiste à déconvoluer l'ensemble des projections mesurées de la fonction de transfert des collimateurs par un filtrage adapté [LEWI-89] [OGAW-88] [GLIC-94]. Ce type de correction rentre dans le cadre de correction analytique. La seconde technique (correction algébrique) consiste à compenser le phénomène en prenant en compte la réponse des détecteurs, directement dans le modèle d'acquisition [LIAN-92] [GILL-94]. Dans ces deux méthodes, une caractérisation du phénomène est nécessaire soit par le biais d'une expression analytique, soit par la mesure directe de la réponse de l'ensemble de détection.

Correction analytique:

Le principe de la déconvolution des projections mesurées de la fonction de transfert des collimateurs repose sur l'utilisation d'un filtrage adapté au problème. Soit pm(s,θ) l'ensemble des projections mesurées. On cherche à exprimer l'ensemble des projections p(s,θ) "débruitées" de l'effet des collimateurs. Lewitt démontre [LEWI-89] que pour une orbite circulaire (de rayon R) la relation (dans l'espace de Fourier) s'exprime par:

$$P(u,v) \approx \left[H(u,-\frac{u}{v}+R) \right]^{-1} . Pm(u,v) \qquad \text{(II-45)}$$

On rappelle, que Pm(u,v) et P(u,v) sont respectivement les transformées 2D discrètes des projections mesurées et corrigées (u: et v respc. variables de fréquence axiale et angulaire), et H(u,t) la transformation 1D discrète de la fonction de transfert des collimateurs pour une distance t du détecteur (cf. figure II-2 pour le rappel des différents systèmes d'axes).

De retour dans l'espace réel, une reconstruction traditionnelle (type rétroprojection filtrée) des projections corrigées, permet d'obtenir une nette amélioration de l'image reconstruite. L'avantage d'une telle méthode est que plusieurs filtres peuvent être combinés très facilement dans l'espace de Fourier [GILL-88].

Plus récemment, dans le cas d'une orbite non circulaire, Xia propose une méthode similaire de décorrélation des projections de la fonction de transfert des détecteurs [XIA-95].

Correction algébrique:

La seconde méthode qui est utilisée pour compenser la non-invariance en translation de la détection, consiste à prendre en compte l'effet des détecteurs directement lors de la modélisation. Nous avons vu dans le paragraphe sur les méthodes itératives, que les

coefficients a_{ij} modélisent la contribution géométrique de chaque pixel mais aussi tout ce qui a trait à l'acquisition. Dans le cadre qui nous intéresse, chacun des coefficients a_{ij} est pondéré par un poids de convolution déduit de la fonction de transfert des collimateurs. La reconstruction peut être faite ensuite par le biais d'une méthode itérative, par exemple un EM ou un ART.

Cette méthode paraît très attractive, car une fois un système d'acquisition caractérisé et ainsi modélisé, tout examen enregistré selon les mêmes paramètres pourra être traité sans calculs supplémentaires.

Détermination de la fonction de transfert:

Nous venons de voir les deux principales techniques permettant la correction des imperfections du système d'acquisition. Ces deux méthodes demandent la connaissance de la fonction de transfert du système utilisé. Pour ce faire, la fonction de transfert est soit exprimée analytiquement, soit caractérisée expérimentalement. La première approche demande une très bonne connaissance géométrique du collimateur employé (taille, forme et orientation du trou, longueur, épaisseur des septa, ...), mais aussi des matériaux utilisés. La fonction de transfert des détecteurs peut s'exprimer par [METZ-80]:

$$H(w,t) = \frac{H_g(w,t) + f_p H_p(w,t) + f_{sc} Hsc(w,t)}{f_p + f_{sc} + 1} \qquad \text{(II-46)}$$

où, $H_g(w,t)$, $H_p(w,t)$ et $H_{sc}(w,t)$ expriment respectivement la fonction de transfert des collimateurs due à la géométrie, à la pénétration septale et au diffusé Compton (exprimées sous la forme d'une transformation 1D de Fourier). Les termes f_p et f_{sc} représentent le pourcentage de photons mesurés dus à la pénétration septale et à la diffusion. Pratiquement, on peut exprimer la quantité Hg(w,t) en fonction des paramètres des collimateurs [METZ-80] [TSUI-90]. Mais il reste très difficile d'estimer par le biais d'une fonction analytique, la fonction de transfert globale d'un système de détection. Dans la plupart des applications une expression simplifiée de la fonction de transfert est utilisée où on néglige la pénétration des septa et parfois l'effet de diffusion Compton [ZENG-91].

Par ailleurs, la réponse de la gamma caméra peut être aussi caractérisée expérimentalement. Cette caractérisation est obtenue à partir des enregistrements d'une source ponctuelle située à différentes distances de la gamma caméra.

De cette manière, on prend en compte la majorité des facteurs précédemment énoncés, à savoir la géométrie des collimateurs, la pénétration septale et le rendement du cristal de scintillation. Dans ce cas, seul l'effet de la diffusion Compton n'est pas pris en compte et doit faire l'objet d'une correction ou d'une compensation indépendante.

Pour tenir compte de cet effet, Nuyts propose d'utiliser le même principe de caractérisation mais en déplaçant la source à l'intérieur d'un milieu diffusant [NUYT-93]. Ce type de correction n'est en fait pas totalement satisfaisant, dans la mesure où le rayonnement diffusé

dépend directement du milieu diffusant utilisé. Dans ce cas, une mauvaise modélisation du phénomène peut alors introduire du bruit dans les données et ainsi rendre instable la reconstruction.

Généralement pour caractériser la réponse des détecteurs, on utilise une fonction gaussienne, dont la largeur à mi-hauteur σ varie en fonction de la profondeur t. La fonction de transfert dans le cas 1D est donnée par:

$$h_g(s,t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \exp^{-\frac{1}{2}\left(\frac{s}{\sigma(t)}\right)^2}$$

Les paramètres de cette gaussienne sont estimés à partir des mesures.

Cette méthode de caractérisation de la gamma caméra est si simple à mettre en oeuvre qu'elle est très souvent utilisée pour corriger la non-invariance de la détection.

4.4. Correction de l'autoabsorption du rayonnement.

L'absorption du rayonnement a pour première conséquence de diminuer fortement le rayonnement émis et ainsi de rendre les données plus bruitées. Du fait que cette atténuation n'est pas uniforme dans tout l'espace, l'image reconstruite à partir de projections non corrigées fait apparaître des artéfacts et des distorsions [TSUI-94]. Afin d'améliorer la qualité, ainsi que la quantification des images, plusieurs méthodes de correction de l'atténuation du rayonnement ont été mises en oeuvre.

Il existe principalement trois techniques de correction de l'atténuation du rayonnement. La première se situe dans le domaine de Fourier; on réalise différentes transformations de manière à se ramener à des projections non atténuées et ainsi en déduire très simplement la distribution de radioactivité qui en résulte. La seconde classe de correction de l'atténuation regroupe l'ensemble des méthodes mises en oeuvre pour corriger itérativement soit les projections, soit l'image reconstruite par rétroprojection filtrée. La troisième, consiste à prendre en compte le phénomène d'atténuation par une modélisation adéquate de la matrice d'acquisition.

Correction analytique:

La méthode de correction consiste à exprimer dans l'espace de Fourier, la relation qui existe entre les projections atténuées et les projection non atténuées (ou corrigées de l'atténuation du rayonnement).

On note respectivement $p(s,\theta,\mu)$ et $P(u,\theta,\mu)$ la projection atténuée dans l'espace réel et la transformée de Fourier associée. De même on note $p(s,\theta,0)$ et $P(u,\theta,0)$ la projection non atténuée dans l'espace réel et la transformation de Fourier 1D de cette projection.

On pose $\tilde{p}(s,\theta,\mu) = \exp^{-\mu D(\theta)} p(s,\theta,\mu)$, où $D(\theta)$ représente la distance entre l'axe de rotation et le détecteur. Cette pré-modification a pour effet d'exprimer la projection $\tilde{p}(s,\theta)$ sous la forme d'une transformée de Radon exponentielle.

Dans le cas d'une absorption uniforme, Bellini [BELL-79] a pu démontrer la relation suivante:

$$\tilde{P}(u,\theta,0) = \tilde{P}\left(\sqrt{u^2+\mu^2}, \theta + i\sinh^{-1}(\mu/u), \mu\right) \qquad \text{(II-47)}$$

où $\tilde{P}(u,\theta,\mu)$ est la transformation de Fourier 1D de $\tilde{p}(s,\theta,\mu)$. On remarquera que la relation (II-47) est vérifiée uniquement pour des projections mises sous la forme d'une transformée de Radon exponentielle.

En utilisant le théorème de "coupe-projection" (relation (II-6)), on déduit de (II-47) immédiatement la distribution de radioactivité, corrigée de l'effet de l'autoabsorption du rayonnement.

Cette méthode à été une des premières proposées et ne prend en compte qu'une correction d'atténuation uniforme, ce qui est un peu limitatif dans le sens où le thorax est composé d'organes d'absorptions différentes. De plus, cette méthode n'est applicable que pour des acquisitions sur 360°.

Glick [GLIC-96], par la suite, a proposé une méthode de correction d'atténuation non uniforme en se servant de la relation précédente. Pour cela, il découpe en plusieurs zones, l'espace du thorax. Chacune des zones utilisées est à support indépendant, on suppose uniforme l'atténuation sur chacune de ces zones. L'axe de rotation doit être pris à l'intérieur de la région où se trouve le coeur. La pré-modification n'est consistante que pour la contribution p_i de la région i contenant l'axe de rotation ($p(s,\theta,\mu) = \sum_i^N p_i(s,\theta,\mu)$). Seuls les $\tilde{p}_i$ s'expriment sous la forme de la transformation de Radon exponentielle. L'utilisation de la relation (II-47) apporte une correction de l'atténuation exacte pour la région i. Cette méthode permet bien de reconstruire la distribution de radioactivité à l'intérieur de la région du coeur, à condition qu'il n'y ait pas chevauchement entre les différentes régions émettrices.

Correction itérative (utilisant des filtrage rétroprojections):

La seconde classe de méthodes englobe les méthodes de corrections dites itératives. Nous parlerons en particulier de deux méthodes l'une agissant directement sur l'image reconstruite et l'autre sur les projections. La première méthode est celle de Chang généralisée (GCC) [CHAN-78] [GILL-91] et s'exprime par: $f_j^n = f_j^{n-1} + f_j^{err}$ avec:

$$f_j^{err} = \left[\mathcal{B}\left(Pmes - \mathcal{P}\left[f^{n-1}\right]\right)\right]_j . c_j$$

avec
$$c_j = \left(\frac{1}{M} \sum_{\theta=1}^{M} \exp\left(- \sum_{l \in D_j^k} \mu_l d_l \right) \right)^{-1} \qquad \text{(II-48)}$$

à l'initialisation
$$f_j^0 = [\mathcal{B}(Pmes)]_j . c_j$$

Les opérateurs $\mathcal{B}$ et $\mathcal{P}$ définissent respectivement la rétroprojection filtrée et l'opération de projection. M est le nombre d'incidences utilisées, k est l'élément de la projection θ à l'aplomb du pixel j, μ_l le coefficient d'atténuation associé au pixel l. La variable d_l représente la longueur interceptée du pixel l du domaine D_j^k par le rayon de projection issu de p_k. Le terme correctif c_j représente la moyenne de l'atténuation subie par le pixel j sur toutes les incidences. L'ensemble des pixels D_j^k est défini pour chacun des pixels j et des incidences (cf. figure II-16).

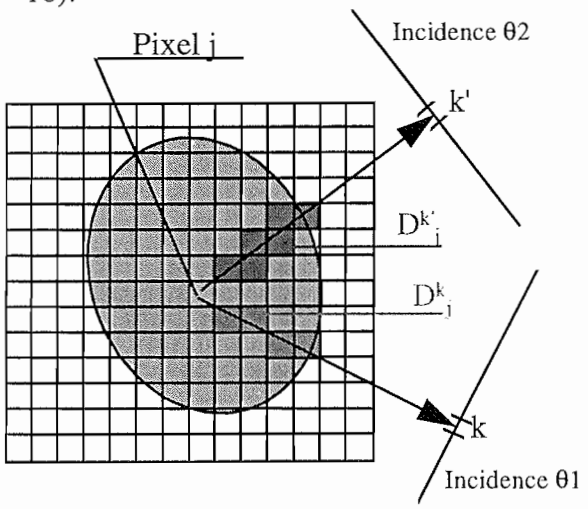


Figure II-16: Définition des domaines D_j^k. Les domaines D_j^k correspondent à l'ensemble des pixels traversés par le rayon issu du pixel j arrivant sur k.

La seconde méthode dit précorrection itérative (IPC, Iterative Precorrection Method) agit plutôt au niveau des projections [MAZE-93]. Elle s'exprime par $f_j^n = f_j^{n-1} + f_j^{err}$ avec:

$$f_j^{err} = \mathcal{B}\left(\frac{\left(Pmes - \mathcal{P}\left(f^{n-1} \right) \right)_i}{F_{ki}} \right)_j$$

avec
$$F_{ki} = \left[\frac{1}{N'} \sum_{m \in B_{ki}} \exp\left(- \sum_{l \in D_m^k} \mu_l d_l \right) \right]^{-1} \qquad \text{(II-49)}$$

à l'initialisation $$f_j^0 = \mathcal{B}\left((Pmes)_i / F_{ki} \right)_j$$

F_{ki} est la bande de projection d'incidence k issue du détecteur i, N' est le nombre de pixels contenu dans cette bande de projection. Le terme correctif F_{ki} correspond à l'atténuation moyenne qui affecte l'élément i de la projection k.

La comparaison des deux méthodes a permis de montrer que l'IPC converge beaucoup plus vite le GCC. Des méthodes rapides, très proches des méthodes de correction qui viennent d'être présentées, ont été proposées par Riddel [RIDE-95].

Correction algébrique:

La troisième méthode de compensation de l'effet d'atténuation consiste à pendre en considération le phénomène d'atténuation directement, lors de la modélisation. De cette façon, la matrice d'acquisition A est caractéristique du transport des photons émis par les pixels.

Toutes les méthodes de corrections présentées demande de connaître le plus précisément possible la carte des atténuations pour le rayonnement considéré. Pour cela, il nous faut savoir l'anatomie du patient étudié, ainsi que les coefficients d'absorption pour les différents organes constituant la coupe. Il s'agira principalement des coefficients des poumons, des tissus mous, des os et de l'air.

Les coefficients de la matrice prenant en compte l'atténuation du rayonnement ont pour expression:

$$b_{ij} = a_{ij} \exp^{-\sum_{k \in D_j^i} \mu_k d_k} \qquad \text{(II-50)}$$

Actuellement, la tendance est d'obtenir les différents coefficients à partir d'images en transmissions mesurées au préalable (à l'aide d'une source externe) ou bien au cours de l'examen. Ceci rentre dans le cadre de la fusion de données et sera plus développé dans le chapitre suivant.

On pourra se reporter à [DONN-94] pour une description détaillée des problèmes de correction d'atténuation.

4.5. Correction du diffusé Compton.

Ce n'est que très récemment que l'on s'est intéressé à la correction du diffusé Compton, ceci pour deux raisons. D'une part l'effet du rayonnement diffusé est moins pénalisant que celui dû à l'ouverture des collimateurs ou à l'atténuation du rayonnement. D'autre part le phénomène mis en jeu est nettement plus complexe à modéliser de par son caractère cumulatif (multiples diffusions). Plusieurs méthodes existent aujourd'hui, afin de corriger l'effet de la diffusion du rayonnement. Elles peuvent être classées en fonction de leurs finalités [BUVA-94]. Il y a tout d'abord celles qui ont pour objet de limiter la détection de photons diffusés, puis celles qui compensent l'effet de la diffusion sur l'image reconstruite. Enfin celles qui consistent à éliminer le rayonnement diffusé des projections mesurées.

La première des méthodes consiste à utiliser des fenêtres de détection étroites centrées sur le pic d'émission du radiotraceur, de manière à limiter le nombre de photons diffusés mesurés. Généralement ces fenêtres ont une largeur égale à 20% de l'énergie centrale. Cette méthode est simple à mettre en oeuvre, mais elle ne permet pas d'éliminer la totalité du rayonnement diffusé. Pour un patient de taille normale, il reste encore environ 30% de photons diffusés parmi l'ensemble des photons mesurés.

La compensation du rayonnement diffusé peut se faire de plusieurs façons, par filtrage, par correction d'atténuation biaisée ou par prise en compte du phénomène de diffusion dans la modélisation (pondération des a_{ij}). Le principe de la correction dit d'atténuation biaisée [JASZ-81][SZAB-92] consiste à prendre pour coefficient d'atténuation le coefficient effectif d'atténuation qui tient compte d'une partie de la diffusion du rayonnement. Localement cette méthode peut améliorer l'uniformité des images, mais elle ne permet pas d'améliorer la quantification des images. Par ailleurs, la prise en compte du phénomène de diffusion, à l'intérieur même de la matrice d'acquisition A, n'est pas simple en soi. Il s'agit d'un processus complexe à modéliser. Pour ce faire, il faut recourir à des simulations type Monte Carlo [FLOY-86]. Le principal intérêt de la méthode est de vouloir "replacer" exactement chacun des photons diffusés à son emplacement d'origine et de prendre en compte une fonction de répartition dépendante de la profondeur.

Correction analytique:

Les récents travaux de Frey et Tsui ont eu pour objet de déterminer une expression analytique du phénomène de diffusion [FREY-90]. Ils ont montré qu'une simple fonction déduite de la forme du rayonnement diffusé n'était pas suffisant pour caractériser le processus. La nature même de la fonction varie en fonction de la forme de l'objet diffusant [FREY-91]. Leur méthode consiste à caractériser le rayonnement diffusé à partir de mesures faites à partir d'un fantôme, puis d'en déduire le rayonnement diffusé pour n'importe quelles formes. Le fantôme utilisé est une cuve rectangulaire remplie d'eau (slab phantom) dans laquelle est déplacée une source ponctuelle. La fonction caractéristique utilisée pour modéliser les simulations s'exprime,

$$h_s^{slab}(l,d,D) = \frac{R e^{-l^2/2\sigma^2} + e^{-c|l|}}{R\sqrt{2\pi}\sigma + 1/c} \qquad \text{(II-51)},$$

où R, σ et c sont les paramètres de la fonction modèle [FREY-93]. La distance D représente la distance entre le collimateur et la source, d la profondeur de la source dans le milieu diffusant et l la distance entre la point de mesure et la cellule du détecteur où se projecte le pont d'émisssion (cf. figure II-17). Chacun des paramètres de la fonction modèle dépend de la profondeur de la source.

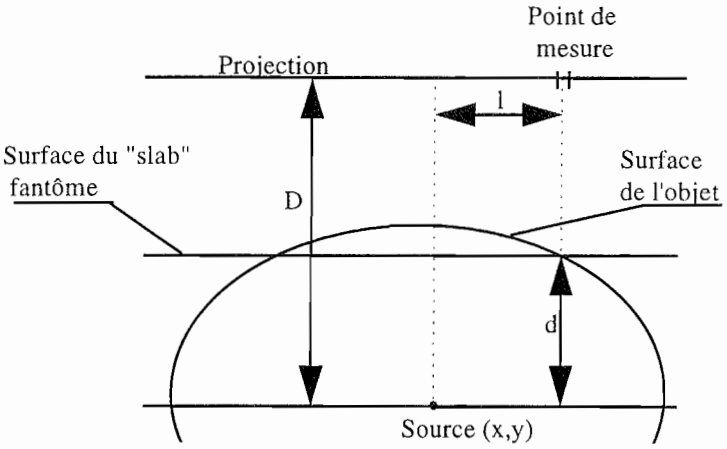


Figure II-17: Définition des variables de la fonction caractéristique du "slab" fantôme.

L'expression du rayonnement diffusé pour une forme quelconque est donnée par

$$h_s(l,x,y,D) = N.h_s^{slab}(l,d(x,y,l),D).S(d(x,y,l))\exp^{-\mu d(x,y,l)} \qquad \text{(II-52)}$$

N est un coefficient de normalisation. S(d) exprime la quantité de diffusé du 1er ordre émis à la distance d, et d(x,y,l) la distance entre deux plans parallèles à la direction de projection passant par la source et le point de la surface correspondant à l'offset l. La fonction S(d) est estimée expérimentalement à partir de mesures faites d'une source placée à différentes profondeur du milieu diffusant.

Cette modélisation peut être utilisée afin de corriger une partie du rayonnement diffusé, mais elle est encore très approximative. D'un part, elle ne prend en compte qu'un rayonnement diffusé du premier ordre, même s'il s'agit du rayonnement prédominant. D'autre part, cette modélisation n'est valide que pour des objets dont la forme est convexe et de variation douce. Même si la plupart des organes ont ces propriétés, ce n'est pas le cas localement pour les poumons et la poitrine.

Plusieurs autres méthodes consistent à estimer la part du rayonnement diffusé à partir de simulations Monte Carlo, ce qui n'est pas exploitable en routine [LJUN-90] [MSAK-93].

Correction par spectrométrie:

Nous allons voir maintenant les méthodes qui consistent à éliminer le rayonnement diffusé des projections mesurées. Ces méthodes ont pour but d'estimer exactement la part du rayonnement diffusé D_i parmi le nombre de photons mesurés I_i. Il existe de nombreuses méthodes, qui estiment la part du rayonnement diffusé à partir d'une ou plusieurs fenêtres d'acquisition. Nous passerons en revue les trois principales.

Tout d'abord on peut estimer D_i en divisant la fenêtre d'acquisition (126-154 Kev) en deux sous fenêtres 1 (126-140 Kev) et 2 (140-154 Kev) [KING-92]. La part du diffusé est exprimée par,

$$D_i = I_i \frac{FD_i}{FD_i + 1}$$
$$FD_i = A\left(\frac{N_1}{N_2}\right)^B + C \qquad \text{(II-53)}$$

où A, B et C sont des constantes estimées expérimentalement. N_1 et N_2 sont respectivement le nombre de photons recueillis sur les fenêtres 1 et 2. Le principe de mesure repose sur le fait que la variation entre N_1 et N_2 est entièrement due au phénomène de diffusion. Ceci n'est pas toujours vrai compte tenu des imperfections de la réponse en énergie de la gamma camera. Un terme correctif peut alors être adjoint de manière à prendre en compte ces imperfections.

D'autre part, on peut utiliser une soustraction pondérée globale entre la fenêtre d'énergie principale (I_i^1) et une fenêtre d'énergie secondaire (I_i^2). La méthode initialement proposée par Jaszczak [JASZ-84] consiste à estimer la fraction du diffusé de la fenêtre principale à partir de la mesure faite sur une fenêtre secondaire. La quantité de diffusé s'exprime par $D_i = kI_i^2$ et la projection corrigée par $\tilde{p}_i = I_i^1 - kI_i^2$. La valeur du paramètre k peut être déterminée analytiquement dans le cas de simple diffusion, ou être déterminée expérimentalement ou bien par simulation du diffusé Compton. En toute rigueur, la valeur du coefficient k dépend du pixel i [SMIT-94]. En première approximation k=1/2, ce qui correspond au rapport des fenêtres d'énergie.

La troisième technique (méthode des trois fenêtres) consiste à faire une soustraction pondérée et locale [OGAW-91]. Le diffusé est exprimé par,

$$D_i = \left(\frac{I_i^{2g}}{w_2} + \frac{I_i^{2d}}{w_2}\right)\frac{w_1}{2} \qquad \text{(II-54)}$$

où w_1 et w_2 sont les largeurs respectives des fenêtres principales et secondaires, I_i^{2d} et I_i^{2g} représentent la quantité de photons mesurée sur chacune des fenêtres secondaires situées respectivement à droite et gauche. Elles sont centrées sur le bord de la fenêtre principale (cf. figure II-18). Cette méthode d'estimation apporte une approche plus satisfaisante que la précédente dans la mesure où elle réalise une correction adaptée à chacun des pixels. En effet, .puisque pour chacun des pixels i on estime la contribution du diffusé D_i.

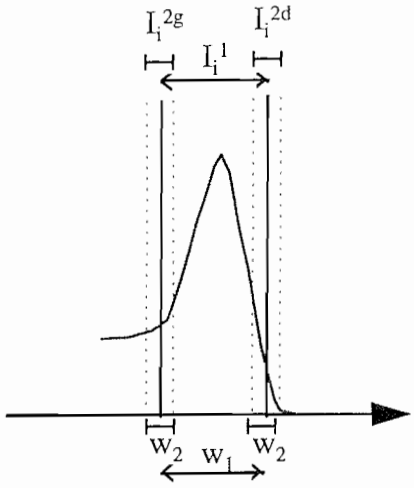


Figure II-18: Méthode Ogawa, description du processus d'enregistrement.

Analyse factorielle:

Le dernier type de méthode existant, afin d'estimer la part du rayonnement diffusé à l'intérieur des projections mesurées, est basé sur l'analyse factorielle des séquences d'images (AFSIM) [CAVA-87]. Chacune des projections est enregistrée sur un large spectre d'énergie à l'aide de plusieurs fenêtres. Les données sont ensuite réorganisées afin de disposer des spectres de chacun des éléments p_j de la projection. La méthode consiste, pour chacun d'eux, à réaliser la décomposition en composantes diffusées et non diffusées du signal ainsi enregistré.

L'AFSIM peut se décomposer en deux étapes: La première consiste à faire une représentation du spectre dans un espace réduit S par le biais d'une décomposition orthogonale. Seules les composantes principales du signal sont conservées. La seconde étape consiste à chercher quelles sont les bases obliques de l'espace S, appelés facteurs, qui ont une signification physique. Cette étape est appelée analyse oblique. Dans le cas de la correction du rayonnement diffusé, les facteurs sont d'une part le spectre du rayonnement non diffusé (u) et d'autre part un ou plusieurs spectres dus à la diffusion (s_k). Les données peuvent alors s'écrire:

$$x_i = \sum_{k=1}^{K} a^i_k s_k + b_i u \qquad \text{(II-55)}$$

où, x_i représente le spectre de pi , a^i_k et b_i correspondent aux contributions du diffusé et du direct dans le spectre considéré. Deux variantes de l'ASFIM ont été développées afin de mieux répondre au problème de correction du rayonnement diffusé. La première est appelée analyse factorielle sous contrainte [MAS-90] et l'analyse factorielle par recherche ciblée des pôles [BUVA-92].

La principale limitation des méthodes ayant pour objet l'élimination du diffusé est d'amplifier le bruit par soustraction de deux signaux bruités.

En routine clinique, la plupart des acquisitions scintigraphiques s'effectuent dans une fenêtre étroite (20% du pic d'émission du radioélément). En tomographie, seule l'utilisation

d'un coefficient d'atténuation réduit ou effectif est utilisé, afin de réduire l'effet du diffusé Compton. Parfois, afin d'éliminer le rayonnement diffusé, la méthode de soustraction pondérée globale est utilisée (méthode la plus simple à mettre en oeuvre).

5. CONCLUSION.

Nous venons de voir les principales limitations de la scintigraphie cardiaque. Tout d'abord le faible nombre de photons détectés qui est dû principalement à l'autoabsorption du rayonnement. Puis les problèmes liés à la non invariance de la détection en fonction de la distance qui détériorent la résolution des structures lointaines. En conséquence, les données mesurées sont très bruitées et conduisent à des reconstructions de mauvaise qualité, où la quantification des phénomènes observés est impossible.

Plusieurs méthodes de correction ont été proposées pour chacun de problèmes, soit par filtrage, soit par des algorithmes itératifs, soit par transformation dans l'espace de Fourier.

Il existe une méthode standard pour tous les types de problème énoncés. Elle consiste à connaître le plus exactement possible les processus de transfert du rayonnement, de manière à replacer l'ensemble des photons détectés à leurs emplacements d'origine. Cette technique permet d'améliorer la qualité des images, mais surtout d'améliorer la quantification de celles-ci. D'autres méthodes de correction (comme le filtrage des projections) ne permettent pas d'améliorer la quantification des images. La caractérisation des différents processus entrant en jeu n'est pas toujours accessible à la modélisation (par exemple l'effet de la diffusion Compton) et demande parfois de connaître l'anatomie du patient (c'est notamment le cas de la prise en compte rigoureuse de l'atténuation du rayonnement).

Simple dans son principe, cette méthode possède un inconvénient majeur, qui est les dimensions de la matrice d'acquisition. Cette matrice est en général creuse et mal conditionnée. A cause de sa taille, la matrice est en générale pré-calculée et est stockée en mémoire, ce qui peut poser un problème en soi (par exemple, pour une reconstruction 64*64 à partir de 32 projections de 64 il faut stocker 64*64*64*32 valeurs en mémoires, soit 32 Mo en simple précision).

Afin de réduire les dimensions du problème et de mieux le conditionner, on peut envisager ajouter des informations *a priori*. Ces informations peuvent être, par exemple, des connaissances générales sur les objets à reconstruire. Dans notre cas, on pourra considérer comme *a priori* les formes des objets, qui sont déduites à partir d'autres systèmes de mesures comme l'IRM ou la tomodensitométrie X. Il s'agit du principe même de la fusion de données qui est développée dans le chapitre suivant.

III. Fusion de données et reconstruction tomographique.

La reconstruction tomoscintigraphique est un problème mal posé, instable avec des données bruitées. Il est important d'utiliser les techniques de régularisation, afin de stabiliser la reconstruction et ainsi améliorer la qualité des images reconstruites.

Un concept important des techniques de régularisation est l'introduction d'information *a priori* dans le processus de reconstruction. Jusqu'à maintenant, seules des propriétés d'ordre général ont été utilisées comme des conditions de douceur, de positivité ou bien la conservation de discontinuités. Or, de nombreuses informations *a priori* peuvent être disponibles sur l'organe. Ces informations sont principalement d'ordre anatomique, grâce à l'emploi d'une autre modalité d'imagerie, comme l'IRM ou la tomodensitométrie X. Nous parlerons alors de fusion de données.

La fusion de données que nous proposons de faire consiste à incorporer des informations obtenues par d'autres modalités, à l'intérieur même du processus de reconstruction. Cette technique diffère complètement des autres techniques dites de fusion de données qui consiste à utiliser d'autres modalités afin de recaler les images fonctionnelles reconstruites par rapport à des images anatomiques.

1. IMPORTANCE DU MODELE A PRIORI

Comme nous l'avons dit précédemment, le terme de bruit englobe tout ce qui s'écarte du modèle proposé. L'apport d'informations *a priori*, provenant d'autres modalités, permet de mieux définir et caractériser le modèle d'acquisition et ainsi de rendre le problème direct plus précis et plus proche de la réalité. En contrepartie le problème inverse apparaît moins bien conditionné, notamment à cause des effets de l'atténuation du rayonnement.

Dans ce paragraphe, nous parlerons des informations pertinentes à prendre en compte dans la reconstruction, aussi bien pour améliorer le problème direct que pour régulariser le problème inverse. Tout d'abord, il s'agira de prendre en compte une carte des atténuations réaliste, qui conditionne la formation des projections. Puis, nous traiterons des informations anatomiques qui permettent, dans notre cas, de régulariser le problème inverse en contraignant les solutions aux régions actives.

1.1. Définition de la carte des atténuations.

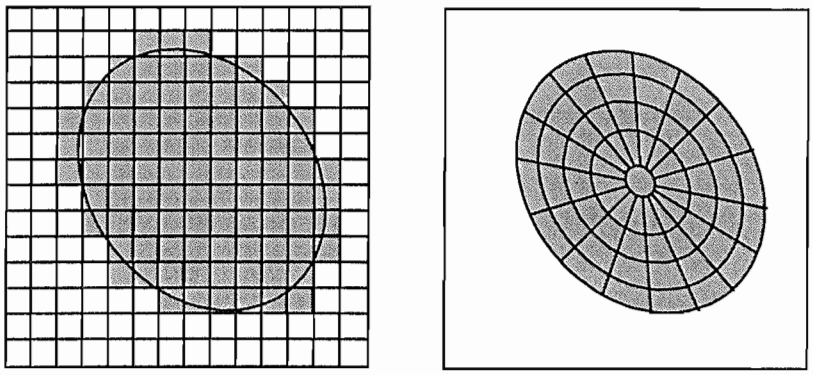
Nous avons vu dans le chapitre précédent que la plupart des méthodes de correction d'autoabsorption du rayonnement s'appuyait sur la connaissance *a priori* d'une carte des atténuations du thorax. Nous avons vu que de plus en plus ces méthodes font appel à une carte

non uniforme des atténuations qui se veut de plus en plus réaliste. L'apport d'autres modalités comme la mesure d'une image en transmission permet d'estimer cette carte des atténuations.

1.2. Anatomie des différents organes.

L'information anatomique sur les contours des organes et de la paroi thoracique est indispensable pour introduire dans l'algorithme de reconstruction une correction réaliste des effets de l'autoabsorption et la diffusion du rayonnement (se reporter aux paragraphes sur les différentes méthodes de corrections de l'atténuation et de la diffusion du rayonnement). Elle peut être aussi utilisée pour imposer certaines discontinuités à l'intérieur du signal reconstruit, notamment à chacune des frontières anatomiques des organes.

Par ailleurs, nous utiliserons l'introduction d'un modèle d'organe réaliste qui permet de mieux discrétiser la forme des organes. Ainsi les effets de volume partiel peuvent être évités en se donnant un modèle constitué de pixels s'appuyant sur les contours des organes (cf. figure III-1). Cette modélisation prenant en compte la forme des organes est d'autant plus importante dans le cas d'une reconstruction tridimensionnelle.



(a) (b)

Figure III-1: Apport d'un modèle d'organe réaliste: (a) discrétisation rectangulaire (b) discrétisation s'appuyant sur la forme des organes.

L'apport d'information anatomique peut servir aussi à délimiter les zones émettrices, étant donné le traceur.

L'information morphologique peut être obtenue soit par une autre modalité (IRM, échographie ou tomodensitométrie X), soit en réalisant simultanément une tomographie d'émission et de transmission. L'intérêt de cette seconde source d'information par rapport à la première, est que l'enregistrement est synchrone avec l'acquisition scintigraphique et on évite ainsi tous problèmes liés au recalage des données.

1.3. Régions actives.

La seconde information *a priori* qui peut être utilisée dans le processus de reconstruction est la cinétique du traceur radioactif. Cette information permet de définir quelles sont les régions actives au cours de l'examen.

Plutôt que de considérer comme champ objet un domaine de l'espace incluant la totalité du thorax, on cherche à délimiter des domaines restreints de l'espace qui correspondent aux zones actives à l'instant t. En fait, quel intérêt y a t-il à reconstruire une distribution de radioactivité que nous savons *a priori* nulle?

Seule la fixation myocardique du traceur nous intéresse, cependant, l'activité des organes du voisinage se superpose à celle du myocarde sur certaines projections. L'activité du myocarde ne peut être correctement reconstruite sans tenir compte de ces régions émettrices . De ce fait, le modèle *a priori* doit aussi tenir compte des organes, tels que les poumons, le foie, la rate ....

L'information nécessaire à la modélisation des régions actives est obtenue à partir d'examen fait sur les patients sains [WACK-89]. Les rapports de fixation coeur/poumons, coeur/foie ou coeur/rate peuvent être modifiés selon les individus, néanmoins les régions de fixations extra-myocardique restent vérifiées pour tous.

Comme nous le verrons plus tard, contraindre les solutions aux régions réellement émettrices permet de simplifier l'inversion en réduisant le nombre d'inconnues et ainsi d'améliorer le nombre de conditionnement.

Par la suite nous montrerons que l'apport d'un modèle d'objet basé sur des données anatomiques est indéniable. A ce niveau, il nous est apparu préférable d'utiliser un modèle d'objet flexible. La souplesse qu'apporte un tel modèle, permet de tenir compte des déformations des régions émettrices au cours du cycle cardiaque, ainsi que des erreurs de recalage et de segmentation des contours. Les pixels de la reconstruction deviennent déformables au cours de la reconstruction.

2. PRECEDENTS TRAVAUX.

2.1. Introduction d'une carte des atténuations non uniforme.

L'introduction d'une carte des atténuations permet de mieux définir la formation des projections et ainsi de corriger l'autoabsorption du rayonnement. La tendance actuellement est de considérer une carte des atténuations non uniforme, obtenue à partir d'images en transmission.

Récemment, Tung [TUNG-92] a proposé une correction des atténuations à partir d'enregistrements simultanés d'image en transmission et en émission. L'enregistrement des données se fait à l'aide d'une caméra trois têtes. L'une des têtes de détection enregistre le signal

transmis (notée ①) par une source externe, tandis que les deux autres mesurent le signal émis (notées ②et ③).

La mesure de l'image transmise est faite sur la raie principale du technetium (Tc^{99m}) qui est à 140 Kev, tandis que l'image en émission est faite sur la raie principale du thallium (Tl^{201}) qui est à 73 Kev. L'utilisation de plusieurs traceurs simultanément pose des problèmes de chevauchement de spectre ("crosstalk" en anglais).

En effet, le spectre en énergie du Thallium montre que même si 94% de l'émission se fait sur une fenêtre de 68.9-80.3 Kev, 2.7 % du rayonnement est émis à 135 Kev. L'utilisation simultanée de ces deux traceurs provoque une pollution de rayonnement transmis par l'émission secondaire du Thallium. Une correction de ce phénomène est possible en estimant le rayonnement émis à 135 Kev pour chacune des incidences de mesures du rayonnement transmis, par une fenêtre centrée à 140 Kev sur les têtes de détections ② et ③ (le débattement angulaire de chacune des tête est de 360°). La carte des atténuations pour le Tc^{99m} est ensuite reconstruite par un ML-EM à partir des projections en transmission corrigées des effets du Thallium. De la même façon, on corrige la part du rayonnement diffusé par le Tc^{99m} dans la fenêtre de mesure du Thallium.

Les coefficients d'absorption variant avec l'énergie du rayonnement, Tung propose alors d'estimer la carte des atténuations à 73 Kev à partir de celle reconstruite à 140 Kev, en supposant la variation du coefficient d'atténuation linéaire entre 140 et 73 Kev.

Cette méthode de mesure de la carte des atténuations est très séduisante en soi, car elle permet d'obtenir l'enregistrement des données SPECT et l'information sur l'atténuation lors d'un seul et même examen. Les éventuels problèmes de recalage sont ainsi évités.

Néanmoins, d'autres sources externes peuvent être envisagées afin de diminuer l'effet du chevauchement des spectres en énergies, par exemple en utilisant le Gadolinium.

La mesure du rayonnement transmis est généralement fait avec un collimateur convergent dont le point focal correspond exactement à l'emplacement de la source externe (cf. figure III-2).

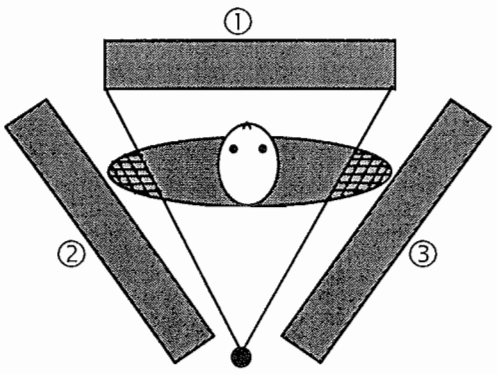


Figure III-2: Enregistrement du rayonnement transmis. Les régions hachurées correspondent aux parties du thorax qui ne sont pas vues par le champ du collimateur convergent.

Les projections ainsi mesurées sont tronquées et ne couvrent qu'une partie du champ du thorax. De nombreux auteurs [GUIL-95] proposent des méthodes de reconstruction pour corriger cet effet. Loncaric [LONC-94] présente une méthode originale qui utilise le rayonnement diffusé pour compléter l'image en transmission. Pour cela, il considère le rayonnement diffusé de la source, comme source d'information. Ce rayonnement est mesuré sur les têtes ② et ③ avec des collimateurs à canaux parallèles, la fenêtre d'énergie utilisée étant centrée sur 106 Kev.

Les images en transmission et de diffusion sont reconstruites indépendamment l'une de l'autre. Celle du diffusé est utilisée pour compléter les lacunes de l'image en transmission, après recalage des intensités.

Cette technique est très originale puisqu'elle utilise toutes les sources d'informations disponibles afin d'obtenir une carte d'atténuation des plus réalistes.

2.2. Introduction d'information sur la localisation des régions actives.

Le premier type d'information *a priori* qui peut être incorporé dans le processus de reconstruction est la localisation des régions actives et ainsi la réduction du nombre d'inconnues.

Un des premiers à proposer cet *a priori* est Kawata [KAWA-85], qui s'est intéressé à la reconstruction de données incomplètes. Dans le cas où les données sont incomplètes ou peu nombreuses la matrice A d'acquisition est singulière et la matrice inverse n'est alors pas définie. Afin de mieux conditionner ce problème, Kawata contraint la recherche de la solution uniquement à certaines régions. Les informations *a priori* introduites correspondent aux contours tronqués de l'objet. La résolution du système consiste alors à minimiser la distance

$$\|p - ATf\|^2 \qquad \text{(III-1)}$$

où, T est une matrice diagonale composée de 0 et de 1 qui permet de passer de l'objet initial à l'objet tronqué.

Cette technique permet de réduire le nombre d'inconnues.

Plus tard Gilland [GILL-94] propose la notion de voxels actifs et de régions dépendantes. Confronté à des temps de reconstruction et à un stockage en mémoire très pénalisant, dans le cas de reconstruction 3D, il propose de restreindre la reconstruction de l'activité aux régions les plus significatives, à savoir celle du coeur. Cette région active (R_a) est estimée à partir d'une image de rétroprojection filtrée sur l'ensemble de l'espace, en ne gardant que les pixels ayant les plus fortes activités (soit au moins 75 % du maximum). C'est à l'intérieur de cette région qu'il définit les voxels actifs. La reconstruction se fait selon un algorithme type ML-EM (équation II-39) uniquement sur ces voxels actifs. Cependant un problème se pose quand il existe une source de moindre activité à l'extérieur de la zone active et à l'intérieur du champ

de vue des détecteurs. Pour éviter que la distribution de radioactivité reconstruite sur les voxels actifs ne soit surestimée, il introduit un terme correctif prenant en compte la dépendance des différentes régions émettrices:

$$f_j^{n+1} = \frac{f_j^n}{\sum_i a_{ij}} \sum_l \left[a_{lj} p_l \Big/ \left(\sum_{k \in Ra} a_{lk} f_k^n + \sum_{k \in Ri} a_{lk} f_k^0 \right) \right] \qquad \text{(III-2)}$$

où, Ri définit la région des voxels de moindre activité. Le processus de reconstruction itératif de l'activité ne concerne que les voxels actifs. Les valeurs de voxels de moindre activité sont estimées une fois pour toute (d'où l'indice 0) à partir de la rétroprojection filtrée.

Cette technique de reconstruction a permis de réduire les dimensions du problème et ainsi de réduire considérablement les temps de calcul. Il est très intéressant de voir que la rétroprojection filtrée peut être considérée comme source d'information *a priori*.

2.3. Introduction d'information sur les contours des organes.

La connaissance des contours des organes, apporte plusieurs types d'informations, premièrement pour une meilleure connaissance de la carte d'atténuation et deuxièmement pour introduire de l'*a priori* sur la solution recherchée.

Fessler [FESS-92] propose d'utiliser l'information sur la localisation des frontières anatomiques, issue d'autres modalités, pour contrôler la variation spatiale de l'activité reconstruite. Pour cela, il utilise l'estimateur MAP-EM avec comme énergie de Gibbs,

$$U(f) = \frac{1}{2} \sum_{i,j \in V} w_{ij} \left(f_i - f_j \right)^2 \qquad \text{(III-3)}$$

où, V correspond à l'ensemble des voisinages.

Le poids w_{ij} contrôle l'importance du lissage effectué par U(f). Les w_{ij} dépendent directement des frontières anatomiques; si l'emplacement correspond à une frontière anatomique, alors il y a de forte chance pour qu'il y ait aussi une discontinuité entre le pixel f_i et f_j. Dans ce cas la pénalité devra être faible et donc w_{ij} petit. A l'inverse le poids sera important dans le cas où il n'y a pas de frontière anatomique, et l'activité pourra être lissée entre f_i et f_j.

De nombreux auteurs ont proposé d'utiliser les frontières anatomiques pour contrôler l'apparition de discontinuités dans la distribution de radioactivité reconstruite [GIND-93] [SALE-93] [LEAH-91] [OUGY-94]. Le principe d'incorporation de l'*a priori* anatomique est identique, mais ils font apparaître explicitement la notion de processus de ligne. On rappelle qu'un processus de ligne correspond à des variables non observables dans l'image reconstruite et qui servent à exprimer la présence ou l'absence de discontinuités entre deux pixels (cf. figure III-3).

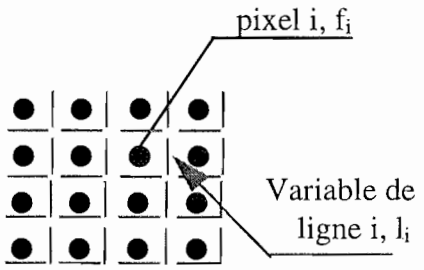


Figure III-3: Définition des variables ligne.

Par exemple, Gindi introduit comme énergie de Gibbs,

$$U(f,l)=\sum_i\left(\Delta f_i^{\,2}(1-l_i)+\left(K_1(1-w_{i,i+1})+K_2 w_{i,i+1}\right)l_i\right) \qquad \text{(III-4)}$$

avec $\Delta f_i^{\,2}=(f_i-f_{i+1})^2$. l_i est la variable de ligne entre le pixel f_i et f_{i+1}, $w_{i,i+1}$ est un paramètre qui "reflète" notre croyance en la présence d'une discontinuité fonctionnelle. La carte des w_{ij} est établie à partir des données anatomiques ($0 \le w_{ij} \le 1$ avec wij ≅1 correspond à une discontinuité.). Les deux constantes K_1 et K_2 sont fixées comme des pénalités à la création de discontinuités ($K_1>K_2$). Le premier terme du membre de droite de l'équation (III-4) est un terme de lissage tandis que le second modélise notre *a priori* sur les discontinuités.

Le tableau III-1 résume la façon de fonctionner du processus. On retrouve bien qu'une discontinuité est plus facilement créée si l'*a priori* anatomique est fort (cas 1), que s'il ne l'est pas (cas 3).

La minimisation d'une telle forme d'énergie sur les champs continue f et binaire l, est plus complexe à mettre en oeuvre et fait souvent appel à des algorithmes stochastiques [LEE-93][PREV-93].

		U(f,l)	si	U(f,l) minimum pour
1	$w_{i,i+1}\cong 1$	$\sum_i\left(\Delta f_i^{\,2}(1-l_i)+K_2 l_i\right)$	$\Delta f_i^{\,2} > K_2$	$l_i=1$ discontinuité
2	$w_{i,i+1}\cong 1$	$\sum_i\left(\Delta f_i^{\,2}(1-l_i)+K_2 l_i\right)$	$\Delta f_i^{\,2} < K_2$	$l_i=0$ pas de discontinuité
3	$w_{i,i+1}\cong 0$	$\sum_i\left(\Delta f_i^{\,2}(1-l_i)+K_1 l_i\right)$	$\Delta f_i^{\,2} > K_1$	$l_i=1$ discontinuité
4	$w_{i,i+1}\cong 0$	$\sum_i\left(\Delta f_i^{\,2}(1-l_i)+K_1 l_i\right)$	$\Delta f_i^{\,2} < K_1$	$l_i=0$ pas de discontinuité

Tableau III-1: Evolution de l'énergie de Gibbs définie par Gindi gérant l'apparition des discontinuités fonctionnelles. $W_{i,i+1}$ proche de 1 (0) correspond à une forte (faible) probabilité d'avoir une discontinuité fonctionnelle.

L'utilité de l'*a priori* anatomique dépend essentiellement de la corrélation qui existe entre les structures anatomiques et la distribution du traceur utilisé. Ce dégré de corrélation qui existe dépend de la localisation du bord anatomique, du type de tissus des régions adjacentes et du type de traceur utilisé. En outre, il faut aussi tenir compte d'un certain degré de confiance en l'*a priori*; des erreurs dans l'image anatomique peuvent provenir d'une erreur de recalage ou encore d'une erreur due à la segmentation (détermination des bords).

Jusqu'à maintenant, cet *a priori* anatomique a été appliqué essentiellement aux images fonctionnelles du cerveau (TEP).

2.4. Introduction d'un modèle a priori flexible.

L'introduction d'un modèle *a priori* permet de tenir compte d'information sur la forme de l'objet à reconstruire. Le modèle d'objet qui est introduit peut ne pas correspondre parfaitement en position, taille, orientation et forme à l'objet réel. L'utilisation d'un *a priori* flexible consiste à prendre en compte ces défauts de modélisation et à les corriger au cours de la reconstruction. Actuellement, le seul qui ait proposé l'utilisation d'un *a priori* flexible est Hanson [HANS-93].

La technique proposée par Hanson, consiste à estimer le modèle d'objet réel à partir du modèle *a priori* afin d'obtenir l'image reconstruite.

La reconstruction qu'il propose est basée sur un estimateur MAP, mais en considérant le bruit à l'acquisition comme additif et Gaussien. Les logarithmes de la vraisemblance et la probabilité *a priori,* s'écrivent alors:

$$\begin{aligned} -\log\left(\text{prob}\left(p|f\right)\right) &= \frac{1}{2}\left(p - Af\right)^T R_n^{-1}\left(p - Af\right) \\ -\log\left(\text{prob}\left(f\right)\right) &= \frac{1}{2}\left(f - \bar{f}\right)^T R_f^{-1}\left(f - \bar{f}\right) \end{aligned} \qquad \text{(III-5)}$$

On rappelle que A est la matrice d'acquisition, R_n et R_f, les matrices de covariance du bruit et de la distribution de probabilité *a priori* et $\bar{f}$ la moyenne de f. $\bar{f}$ et R_f permettent d'introduire le modèle d'objet *a priori* ainsi que le degré de confiance accordé à cette modélisation. Sans modèle *a priori* flexible, le processus de reconstruction consiste à minimiser par rapport à f la somme des deux termes exprimés en (III-5).

Le modèle *a priori* flexible s'exprime par:

$$f = d + \bar{f}(a) \qquad \text{(III-6)}$$

Le vecteur a regroupe un ensemble de paramètres qui permettent de contrôler la position, la taille et la forme du modèle *a priori*. Le paramètre d mesure la distance entre la distribution cherchée et l'*a priori*. Les paramètres d et a sont considérés comme étant indépendants. Le

principe de la reconstruction consiste alors à estimer les paramètres d et a puis d'en déduire la distribution f à partir de la relation (III-6). Les équations (III-61) deviennent:

$$\begin{aligned} -\log\left(\text{prob}\left(p|(d,a)\right)\right) &= \frac{1}{2}\left(p - A\left(d + \bar{f}(a)\right)\right)^T R_n^{-1}\left(p - A\left(d + \bar{f}(a)\right)\right) \\ -\log\left(\text{prob}(d,a)\right) &= \frac{1}{2}(d)^T R_d^{-1}(d) + \frac{1}{2}(a - \bar{a})^T R_a^{-1}(a - \bar{a}) \end{aligned} \qquad \text{(III-7)}$$

On définit par $\varphi(d, a)$ la somme des deux termes définis en (III-7). La solution de l'estimateur MAP est alors trouvée pour,

$$\nabla_d \varphi(d,a) = 0 \quad \text{et} \quad \nabla_a \varphi(d,a) = 0 \qquad \text{(III-8)}$$

L'intérêt majeur d'utiliser un modèle d'objet flexible est qu'au cours de sa déformation , il se recale automatiquement dans le repère de la reconstruction.

Par ces travaux, Hanson introduit la notion du modèle d'objet adapté aux données.

3. MODELE D'OBJET UTILISE.

Dans ce paragraphe nous allons présenter le modèle d'objet que nous avons choisi d'utiliser.

Tout d'abord, nous avons choisi de reconstruire la densité de radioactivité uniquement sur les régions que nous savons émettrices. Pour le Thallium, il s'agira de prendre en compte la région du myocarde, celles des poumons et du foie (pour les coupes basses). Pour la région du myocarde, on peut distinguer différentes sous régions émettrices, comme les parois des ventricules. Notre modèle d'objet ne prend en compte que l'activité émise par le ventricule gauche, car celui-ci est de loin la région la plus fixante. Comme nous l'avons déjà dit, cette technique permet de réduire les dimensions du problème et ainsi de diminuer le nombre d'inconnues [GARN-96].

D'autre part, nous avons choisi d'utiliser l'information anatomique provenant d'autre modalités à l'intérieur même de la reconstruction afin de définir un modèle d'objet adapté à la forme des organes. Chacun des organes sera modélisé par ses contours, à l'intérieur desquels nous réalisons une discrétisation qui s'appuie sur ces bords (cf. figure III-1). L'utilisation de pixels adaptés aux formes des organes permet de mieux discrétiser les organes. Ainsi, il est possible d'éviter les effets de volume partiel, aussi bien au niveau de l'image de reconstruction, qu'au niveau de la définition d'une carte des atténuations réaliste. Celle-ci est obtenue à partir d'images en transmission.

En fonction de l'intérêt que nous portons à la région de reconstruction, nous utiliserons des pixels de différentes tailles. Pour les régions de fort intérêt (principalement le myocarde), nous utiliserons des pixels de plus petites tailles que pour des régions de faible intérêt (les poumons et le foie). Seule l'activité au niveau du myocarde est utile. Les régions comme les poumons et le foie font partie du domaine de reconstruction uniquement pour ne pas perturber la

quantification de l'activité myocardique. Une résolution excessive n'est donc pas nécessaire sur ces régions, surtout parce qu'elles émettent nettement moins que le myocarde.

Pour finir, en se basant sur les travaux d'Hanson, nous avons utilisé un modèle d'objet flexible pour le myocarde. La qualité de la reconstruction dépend très nettement du modèle utilisé. L'introduction d'un tel modèle permet de mieux se rapprocher des contours réels (par le biais des projections) et ainsi de mieux reconstruire l'activité du myocarde.

Comme nous le verrons dans le chapitre suivant, l'estimation initiale de la région peut être faite à partir d'images anatomiques haute résolution (images IRM ou Scanner X) ou à partir d'une image de rétroprojection filtrée.

La reconstruction qui est proposée consiste en une double estimation; celle de la distribution de la radioactivité f, ainsi que celle des paramètres géométriques de la région émettrice du myocarde.

Dans nos travaux, nous nous proposons d'utiliser un modèle d'objet anatomique pour régulariser la reconstruction. Mais on peut aussi envisager d'utiliser d'autres informations *a priori* pour régulariser, telles que l'introduction d'un modèle d'objet spatio-temporel. Par exemple, de Murcia suggère l'utilisation d'un modèle du mouvement du coeur pour régulariser dans l'espace et dans le temps la reconstruction, sur l'ensemble des phases du cycle cardiaque [MURC-96].

4. CONCLUSION.

L'apport d'informations *a priori* provenant d'autres modalités permet de mieux caractériser la formation des projections, et ainsi le problème direct. La fusion de données consiste à conditionner le processus de reconstruction en fonction de données extérieures. Dans notre cas, elle nous permet de réduire le nombre d'inconnues en contraignant la solution aux seules régions émettrices. Le problème inverse en est alors mieux conditionné si les informations utilisées sont justes. D'autre part, l'introduction des données anatomiques permet de définir une nouvelle forme de discrétisation des objets. Cette discrétisation a pour effet d'utiliser des pixels de reconstruction adaptés à la forme des organes et ainsi d'éviter les effets de volume partiel.

IV. Principe de la reconstruction par fusion de données.

Dans ce chapitre nous allons présenter le processus de reconstruction par fusion de données que nous avons développé. Afin de caractériser le plus fidèlement possible la formation des projections, nous avons introduit à l'intérieur du processus de reconstruction une modélisation géométrique des organes, ainsi qu'une modélisation des différents processus physiques intervenant lors de la formation des projections. La modélisation géométrique est basée sur la connaissance d'informations *a priori* sur l'anatomie des organes obtenues à partir d'autres modalités.

Ces modélisations anatomiques et physiques sont utilisées dans le processus de reconstruction de deux façons: d'une part, par la définition de pixels de reconstruction adaptés à la forme des organes et d'autre part par la prise en compte de l'atténuation du rayonnement, ainsi que de la réponse des détecteurs dans le calcul des coefficients de la matrice d'acquisition.

Pour terminer, nous parlerons de la reconstruction en elle-même, qui consiste à estimer la distribution de radioactivité f. Cette reconstruction est itérative et est menée en deux temps: le premier correspond à l'estimation de la distribution f pour une modélisation géométrique donnée, et le deuxième temps consiste à estimer certains paramètres géométriques afin de faire correspondre au mieux le modèle à la réalité.

1. MODELISATION ANATOMIQUE.

L'information anatomique a priori est introduite à l'intérieur du processus de reconstruction par le biais d'une modélisation géométrique des différents organes. Comme nous allons le voir, cette modélisation est obtenue à partir d'autres modalités et permet de situer les différents organes dans la coupe et de prendre en compte la forme de chacun d'entre eux. Nous traiterons séparément la modélisation des organes non cardiaques de celle du myocarde puisque la source d'information est différente.

Pour obtenir un modélisation géométrique du thorax, chacune des images anatomiques est segmentée afin d'extraire le contour de chacun des organes. Chacun dès contours obtenus seront modélisés par des fonctions Splines, puis les zones à l'intérieur de ces contours sont discrétisées en pixels de reconstruction.

1.1. Traitement des organes non cardiaques.

Les contours des organes non cardiaques sont obtenus à partir d'images anatomiques ou d'images en transmission. Le grand avantage des images en transmission par rapport aux

autres modalités, est qu'elles peuvent être enregistrées lors d'un même examen. Il n'y a alors aucun problème de recalage et l'enregistrement de l'image transmise est synchrone avec celui de l'image émise. La précision de ces images est suffisante pour obtenir les contours des poumons, de la paroi du thorax.

1.1.1. Segmentation des images.

Les différentes coupes reconstruites à partir du rayonnement transmis sont segmentées pour extraire les contours des organes qui nous intéressent. Il s'agit de prendre en compte dans notre modélisation les contours des poumons et de la paroi du thorax.

Actuellement l'extraction des contours a été faite plus au moins manuellement, mais de nombreuses méthodes ont été proposées pour réaliser cette tâche automatiquement [LEIT-91][COHE-92][PHIL-94][SEBB-95]. La méthode qui a été utilisée ici consiste à seuiller chacune des images afin de séparer les différents organes qui nous intéressent. A partir de ces images binaires qui ne contiennent que l'organe à traiter, on réalise une ouverture et une fermeture pour lisser légèrement les contours. Puis on détecte les pixels qui sont à la frontière de l'organe pour en déduire les coordonnées (dans le repère de l'image) des points constituant le contour.

La figure IV-1 montre le résultat d'un traitement pour une image en transmission (colonne de droite) et pour une coupe tomodensitométrique X (colonne de gauche).

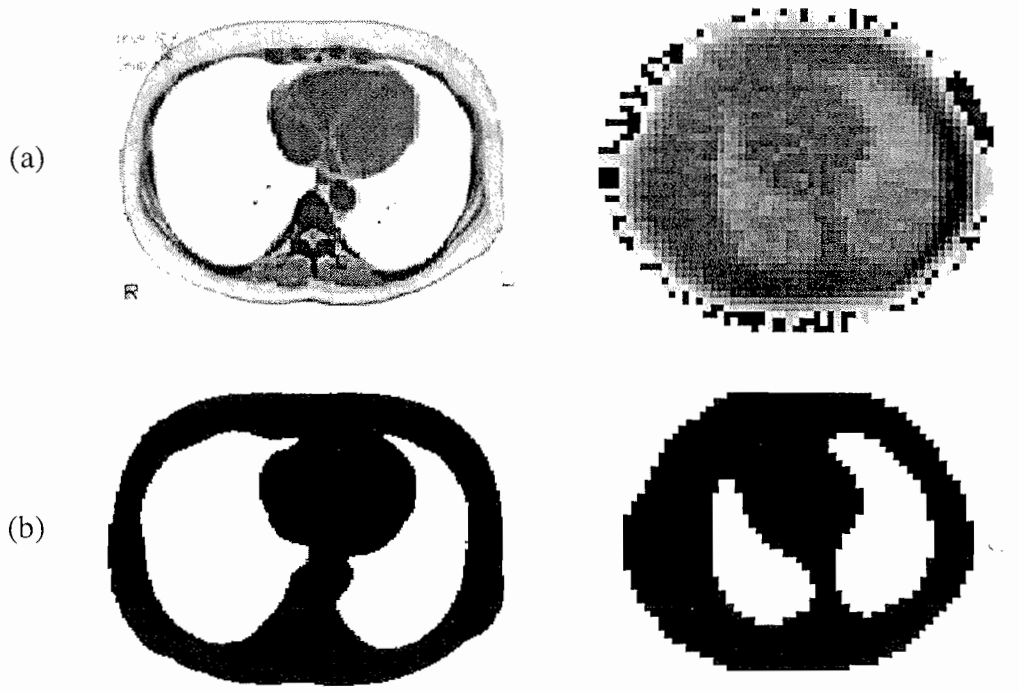


Figure IV-1: Exemple de traitement pour une coupe en transmission (colonne de droite) et une coupe scanner X (colonne de gauche): (a) images d'origine-(b) images segmentées.

On pourra remarquer qu'aussi bien l'image en transmission que l'image scanner X ne fournissent aucune information utilisable sur la paroi intérieure du ventricule. Seule la paroi extérieure est visible. Pour cette raison, il nous faut utiliser une autre modalité pour réaliser la modélisation du myocarde et en particulier celle du ventricule gauche.

1.1.2. Modélisation des contours - Introduction de fonctions Splines.

Chacun des contours extraits précédemment, est modélisé par une fonction Spline. Selon la dimension de l'espace de reconstruction on utilisera une courbe Spline (2 dimensions) ou bien une surface Spline (3 dimensions) pour représenter les organes. L'ensemble des équations qui suivent sont exprimées dans le cas de surfaces Splines.

1.1.2.a. Définitions des fonctions Splines.

[BART-87] [PIEG-87]

Une surface Spline est une surface paramétrique (à trois paramètres du type x(u,v), y(u,v) et z(u,v)) définie par morceaux. Elle se calcule à partir des fonctions de bases appelées B-Splines et d'un jeu de points de contrôle notés $P_c^{i,j}$, étant donné deux vecteurs noeuds U et V et un ordre p, par:

$$C(u,v) = \sum_{i=0}^{N}\sum_{j=0}^{M} B_{i,p}(u)B'_{j,p}(v)P_c^{i,j} \qquad \text{(IV-1)}$$

où p est l'ordre de la Spline, B et B' sont les fonctions de base. N et M correspondent respectivement au nombre de couches et au nombre de points de contrôle par couche (cf. figure IV-2). La relation (IV-1) correspond à l'expression d'une surface Spline. Dans le cas d'une courbe Spline, il suffit de ne considérer qu'une seule fonction de base.

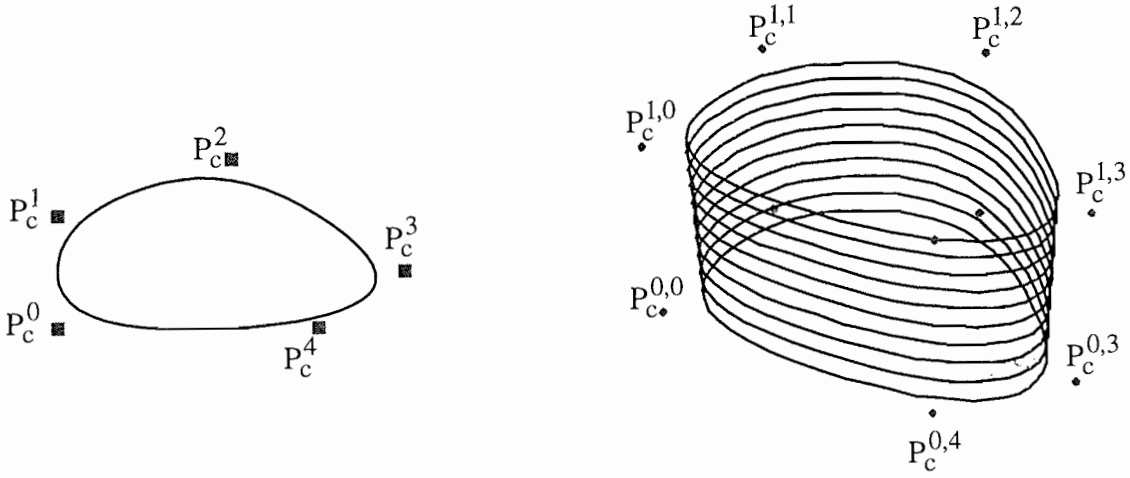


Figure IV-2: Exemple de courbe (gauche) et surface (droite) Splines. Les points de contrôles des fonctions Splines sont représentés par des points. Dans le cas d'une surface Spline (b), N=2 et M=5.

Les paramètres u et v varient entre 0 et 1. Les fonctions de bases sont définies par récurrence selon la loi suivante en adoptant la convention $\frac{0}{0} = 0$:

$$B_{i,0}(u) = \begin{cases} 1 & \text{si } u_i \le u < u_{i+1} \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

$$B_{i,p}(u) = \frac{u - u_i}{u_{i+p} - u_i} B_{i,p-1}(u) + \frac{u_{i+p+1} - u}{u_{i+p+1} - u_{i+1}} B_{i+1,p-1}(u) \quad \text{pour } p \ge 1 \qquad \text{(IV-2)}$$

où $u_i \in U = \{u_0, u_1, \ldots, u_m\}$, U est le vecteur noeud $(0 \le u_i \le 1)$, on prendra toujours u_0=0 et u_m=1. L'expression de la fonction $B'_{j,p}(v)$ est identique, en considérant un second vecteur noeud V.

Les fonctions de bases sont toujours positives et leur somme $\left(\sum_i B_{i,p}(u)\right)$ est égale à l'unité quel que soit le paramètre u. De par leur définition, elles sont à support local. Par exemple, le support de $B_{i,p}(u)$ est $[u_i, u_{i+p+1}]$, en dehors de cet intervalle la fonction de base est nulle (cf. figure IV-3).

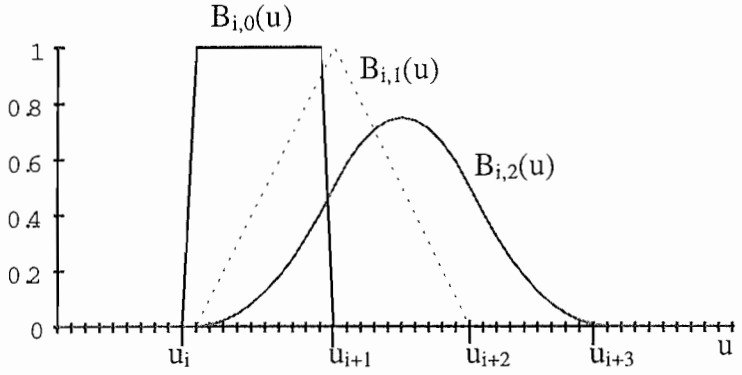


Figure IV-3: Exemple de fonction de base.

Il existe deux types de fonction Splines, les Splines cycliques (cf. figure IV-4-a) et les Splines non cycliques (cf. figure IV-4-b). Dans le cas de Spline cyclique, le nombre de noeuds m correspond au nombre de points de contrôle n en u ou en v (m=n). Pour refermer la courbe, il faut respecter la relation $u_{m+i}=u_i$ (vecteur noeud périodique).

Dans le cas d'une Spline non cyclique, on a la relation $m+1 = n+1+p+1$, où n est le nombre de points de contrôles en u ou en v. Le premier et le dernier noeud sont de multiplicité p+1, d'où $U = \{ \underbrace{0,\cdots,0}_{p+1}, up+1, \cdots, um-p-1, \underbrace{1,\cdots,1}_{p+1} \}$. Il n'y a que m-2(p+1) points strictement compris entre 0 et 1.

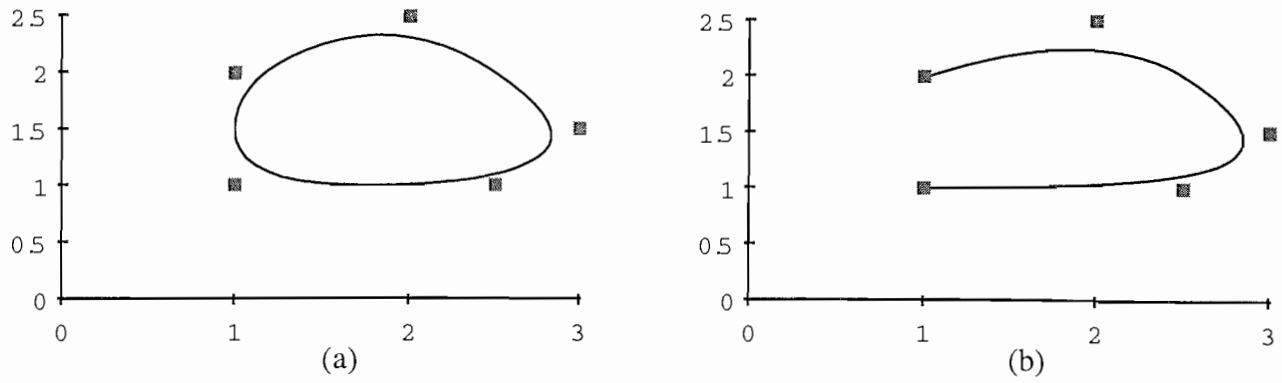


Figure IV-4: Exemple de courbe cyclique (a) et de courbe non cyclique (b).

Par exemple, si l'on considère la surface de la figure IV-2, cette surface Spline est cyclique en u et non cyclique en v, alors m_u=M et m_v=N+p+1.

L'ordre de la Spline permet de contrôler la forme générale de la fonction: plus l'ordre est élevé, plus la fonction calculée est lissée (cf. figure IV-5).

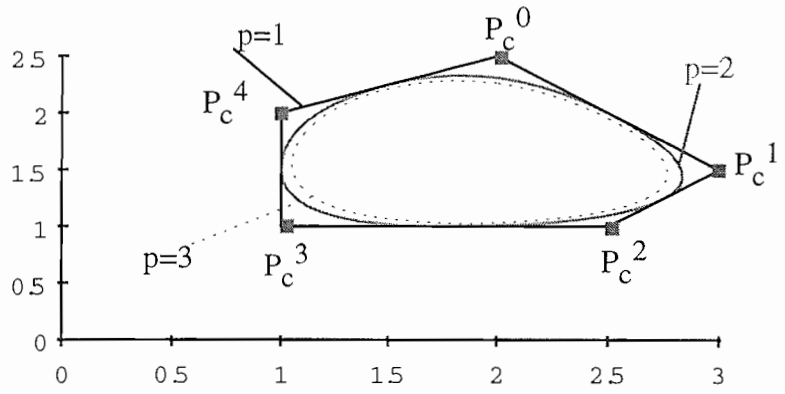


Figure IV-5: Evolution d'une courbe Spline cyclique en fonction de son ordre.

1.1.2.b. Intérêts des fonctions Splines.

Les fonctions Splines ont pour premier avantage de pouvoir modéliser des formes complexes, telles que celles des organes, et ce très facilement en utilisant un nombre réduit de paramètres.

Toutefois, l'utilisation de fonctions telle que les fonctions Splines est parfois un peu lourde. Un autre avantage des fonctions Splines est que l'on peut obtenir une bonne approximation de la fonction par le polygone formé par ses points de contrôle. Une telle approximation permet de simplifier et réduire les calculs. Ceci a été utilisé notamment pour les calculs des intersections entre une fonction Spline et les droites des projections [SWEE-86].

Les fonctions Splines sont aussi des objets très maniables. En effet, n'importe quelle transformation sur l'ensemble des points de contrôles revient à réaliser,à moindre coût, la même transformation sur la totalité de la fonction Spline. De plus, elles sont localement déformables. En effet, le déplacement d'un des points de contrôle $P_c^{i,j}$ n'affecte la fonction

uniquement que sur un certain domaine (dépendant de l'ordre de la Spline) des paramètres u et v. Ce domaine correspond au support local des fonctions de base et il s'exprime par $[u_i,u_{i+p+1}][v_j, v_{j+p+1}]$ dans le cas d'une surface.

1.1.2.c. Détermination des points de contrôle.

Après segmentation des images anatomiques, on dispose d'un ensemble de points (P_d) constituant le contour de l'objet à modéliser. A chacun de ces points, on affecte une valeur de paramètre u ou (u,v) suivant la dimension. Généralement la valeur du (ou des paramètres) correspond à l'abscisse curviligne du point P_d.

Les points de contrôle de la Spline seront déterminés par l'inversion du système suivant:

$$C = B.P_c \qquad \text{(IV-3)}$$

Ce système discret est déduit de l'équation (IV-1), où C est le vecteur des points P_d, B la matrice de passage entre les points du contour et les points de contrôle de la Spline, P_c étant le vecteur des points de contrôle inconnus. La matrice B est calculée à partir de l'expression des fonctions de base (relation (IV-2)) et des valeurs (u,v) des paramètres aux points P_d. On se donne l'ordre de la Spline p ainsi que les vecteurs noeuds U et V.

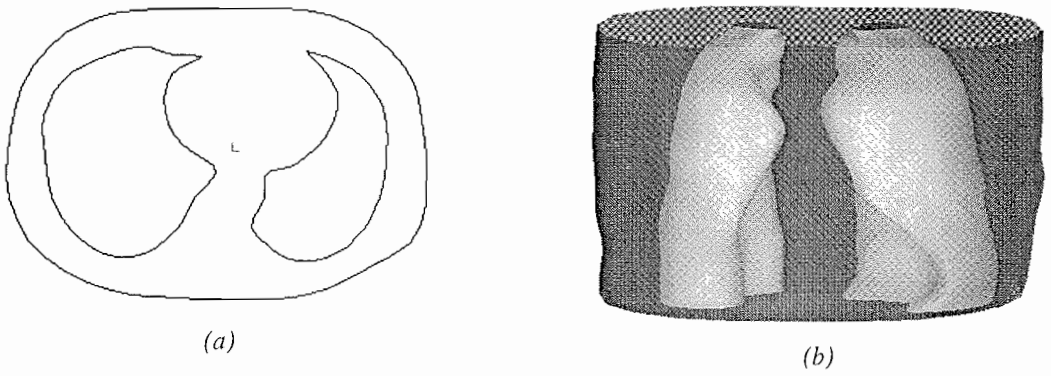
Les points de contours sont très nombreux (on dispose de 10 à 20 coupes et selon l'organe de 300 à 500 points par coupe). Mais ils sont affectés par la présence d'erreurs qui peuvent provenir de deux causes: d'une part le bruit de l'image d'origine, d'autre part, le bruit dû au traitement (segmentation et pixélisation de l'image). Ces points ne décrivent qu'approximativement le contour exact de l'organe. On cherche alors une courbe Spline définie par un plus petit nombre de points de contrôle, ce qui permet de lisser les contours et ainsi de régulariser la modélisation des organes. Généralement, on utilise entre 10 et 20 points de contrôle par coupe, pour représenter les organes tels que le thorax et les poumons. Le nombre de coupes à considérer dépend du nombre de coupes anatomiques et de leur espacement. Généralement, pour 20 coupes anatomiques espacées de 10 mm, on utilise environ 10 couches de points de contrôle.

Nous avons choisi d'utiliser les fonctions Spline d'ordre 2. Un ordre inférieur de fonction Spline ne permettrait pas de lisser suffisamment la forme des organes et un ordre supérieur aurait pour effet de rendre moins locale la déformation liée au déplacement d'un point de contrôle. Dans chacun des plans perpendiculaires à l'axe de l'organe la fonction Spline est prise cyclique et non cyclique selon l'axe de l'organe (cf. figure IV-2-b). Les noeuds sont distribués régulièrement. Par exemple, pour le vecteur noeud cyclique, les noeuds sont régulièrement répartis entre 0 et 1 ($u_i = \frac{i}{M}$) et pour le vecteur noeud non cyclique les N-p+1 noeuds variables sont également pris régulièrement entre 0 et 1 ($vj = \frac{j-p-1}{M-2p-1} \quad \forall\, p+1 \le j \le M-p$).

On résout l'équation (IV-3) par pseudo inverse qui permet de trouver la meilleure solution au sens des moindres carrés [GOLU-89]. L'inversion s'écrit par,

$$P_c = \left(B^T B\right)^{-1} BC \qquad \text{(IV-4)}$$

La figure IV-6 donne des représentations 2D et 3D des modélisations obtenues du thorax et des poumons.



(a) *(b)*

Figure IV-6: Représentation 2D (a) et 3D (b) du modèle géométrique du thorax et des poumons (obtenu à partir d'image scanner X).

1.2. Modélisation du ventricule gauche.

Nous venons de voir que l'utilisation seule d'une image en transmission ne permettait pas d'obtenir toute l'information nécessaire à la modélisation des parois du myocarde et en particulier de celle du ventricule gauche.

Pour cela, nous avons introduit une autre source d'information comme les images IRM ou les reconstructions SPECT obtenues par la rétroprojection filtrée.

1.2.1. Utilisation d'images IRM.

Comme nous l'avons vu dans le premier chapitre, les images IRM sont des images à haute définition qui permettent notamment une bonne résolution des contours du myocarde. A partir d'une séquence d'images IRM, il est possible de réaliser une modélisation du Ventricule Gauche (VG) en utilisant la même méthode que celle utilisée pour les organes non cardiaques [COUT-95].

Le problème majeur de cette technique est qu'elle nécessite un recalage entre le repère des images IRM et celui du thorax et des poumons (images en transmission).

Le principe du recalage est simple (cf. figure IV-7). A partir d'une estimée de la position ainsi que de l'orientation du myocarde dans le repère des images en transmission, on vient repositionner le modèle obtenu par IRM. Les images en transmission permettent d'extraire un ensemble de points faisant partie de la paroi externe de la boule du myocarde. On définit alors la droite des barycentres de ces différents contours, notée D^{ext}_{trans} ainsi que le barycentre global de la forme, noté G^{ext}_{trans}. A partir de la modélisation obtenue en IRM, on calcule aussi la

droite des barycentres de ces différents contours externes, notée D^{ext}_{IRM} ainsi que le barycentre global de la forme, noté G^{ext}_{IRM}.

Le recalage se décompose en deux étapes: la première consiste à réaliser une translation de manière à superposer les points G^{ext}_{IRM} et G^{ext}_{trans}; la seconde est une opération de rotation qui permet de mettre en coïncidence les deux droites D^{ext}_{IRM} et D^{ext}_{trans}.

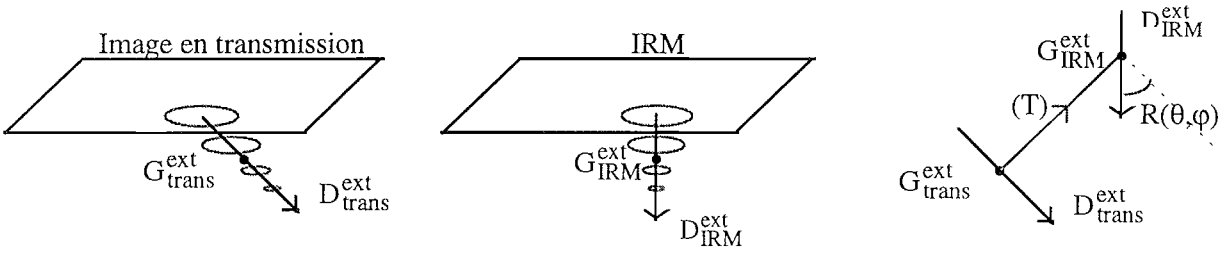


Figure IV-7: Principe du recalage. (a) calcul de la position ainsi que de l'orientation de la paroi externe dans le repère des images en transmission, (b) même chose dans le repère des images en IRM, (c) mise en coïncidence des deux repères, T: translation, R : rotation.

Cette démarche utilisant les IRM n'est pas du tout satisfaisante car même si la modélisation qui est faite dans le repère des images IRM est correcte, son repositionnement dans le repère des images en transmission est trop sujet au bruit des mesures. En outre, l'utilisation d'images IRM qui ne sont pas acquises en temps réel posent un problème quant à la fiabilité du modèle obtenu à un instant précis du cycle cardiaque. Comme nous l'avons dit dans le chapitre I, seule l'IRM échoplanar peut satisfaire à cette contrainte.

1.2.2. Utilisation d'images de Rétroprojection filtrée.

La seconde démarche utilisée consiste à faire une première estimation de la localisation et de la forme du VG à partir d'image de rétroprojection filtrée obtenue des projections scintigraphiques. Celle-ci ne peut être considérée comme une source d'information anatomique, néanmoins elle permet de définir globalement la forme de la région émettrice, sans nécessiter aucun recalage. Bien sûr, la modélisation qui est ainsi faite du VG devra être adaptée au cours de la reconstruction afin de se rapprocher au mieux des véritables contours.

L'avantage principal de l'utilisation des images de rétroprojection filtrée conjointement aux images de transmission est qu'elles sont acquises durant le même examen. D'autre part, l'utilisation d'une image fonctionnelle comme la rétroprojection filtrée pour déterminer la modélisation de la région émettrice permet aussi de restreindre la reconstruction uniquement aux zones actives.

1.2.2.a. Introduction d'un modèle global du ventricule gauche.

La modélisation utilisée pour le VG est constituée de deux régions, une région principale et une région secondaire. La région principale est estimée à partir de la rétroprojection filtrée

seuillée et la région secondaire se compose d'une couronne interne et d'une couronne externe autour de la région principale (cf. figure IV-8).

L'utilisation de la région secondaire permet notamment de prendre en compte l'émission du VG qui dans le rétroprojection filtrée serait faible et qui ne serait pas ainsi prise en compte dans la région principale du modèle.

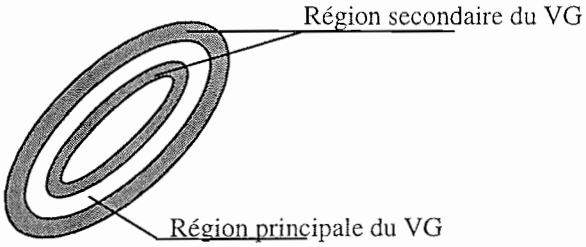


Figure IV-8: Définition de la région principale (représentée en blanc) et secondaire (représentée en grisée).

Modélisation de la région principale:

Contrairement aux images par transmission ou scanner, le nombre de points qui peuvent être extraits de la rétroprojection filtrée est faible et présente un caractère lacunaire. Etant donné qu'il s'agit d'une image fonctionnelle, on peut observer dans l'image reconstruite des discontinuités qui correspondent à des hypo fixations.

L'utilisation directe de fonctions Spline pour modéliser la forme de la région émettrice, n'est pas possible à ce niveau car il y a trop peu de données pour que l'équation (IV-3) ait une solution. Afin de pallier ce problème, nous avons introduit un modèle global du ventricule gauche, moins flexible que les fonctions Splines.

Cette modélisation globale du ventricule gauche est constituée de deux ellipsoïdes (ou ellipses en 2D) concentriques selon la dimension de la reconstruction. L'utilisation d'un tel modèle permet d'introduire de l'information a priori sur la forme du ventricule gauche, et ainsi de déterminer les principales caractéristiques de l'objet (position, taille et orientation). L'intérêt d'un tel modèle global est de rester proche de la solution malgré la présence de lacunes et de réduire encore le nombre d'inconnues par l'introduction d'une forme générique (celle de l'ellipse).

Bien sûr il s'agit d'un modèle général, peu précis contrairement à celui introduit par d'autre auteur comme de Murcia [MURC-95], mais il sera au cours du processus de déformation mis à jour, de manière à le faire se rapprocher de la réalité.

Cas d'une reconstruction 2D:

L'équation du modèle global est donnée par,

$$\frac{\left((x-x_b)\cos\theta+(y-y_b)\sin\theta\right)^2}{a^2}+\frac{\left((y-y_b)\cos\theta-(x-x_b)\sin\theta\right)^2}{b^2}=1$$
$$\frac{\left((x-x_b)\cos\theta+(y-y_b)\sin\theta\right)^2}{(a+\Delta)^2}+\frac{\left((y-y_b)\cos\theta-(x-x_b)\sin\theta\right)^2}{(b+\Delta)^2}=1 \qquad \text{(IV-5)}$$

où la première équation correspond à la paroi intérieure et la seconde équation à la paroi extérieure.(xb,yb) correspond au barycentre des deux ellipses, l'angle θ, à l'orientation des ellipses, a et b sont respectivement les longueurs des grand et petit axes de l'ellipse interne et Δ la largeur inter-paroi (cf. figure IV-9). On a alors 6 paramètres à estimer.

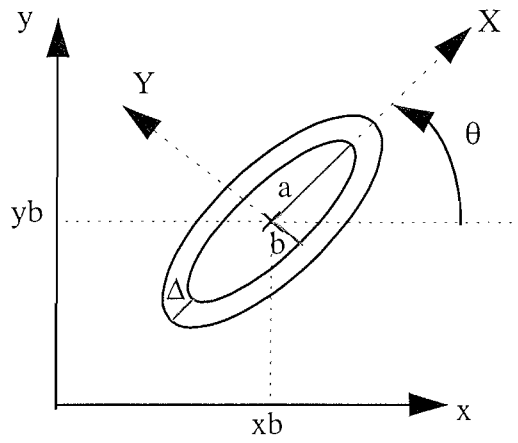


Figure IV-9: Définition du modèle global à deux dimensions.

Cas d'une reconstruction 3D:

L'équation du modèle global est plus complexe dans la mesure où il faut prendre en compte l'orientation dans l'espace des ellipsoïdes. Dans le repère de l'ellipsoïde, le modèle s'écrit,

$$\frac{(X)^2}{a^2}+\frac{(Y)^2}{c^2}+\frac{(Z)^2}{b^2}=1$$
$$\frac{(X)^2}{(a+\Delta)^2}+\frac{(Y)^2}{(c+\Delta)^2}+\frac{(Z)^2}{(b+\Delta)^2}=1 \qquad \text{(IV-6)}$$

avec

$$\begin{aligned} X &= \hat{X}\cos\alpha+\hat{Z}\sin\alpha \\ Y &= \hat{Y} \\ Z &= \hat{Z}\cos\alpha-\hat{X}\sin\alpha \end{aligned} \qquad \text{(IV-7)}$$

et

$$\begin{pmatrix}\hat{X}\\ \hat{Y}\\ \hat{Z}\end{pmatrix}=\begin{bmatrix} -(\sin\theta_2)^2\cos\theta_1\sin\theta_1 & -\left((\sin\theta_2\sin\theta_1)^2+(\cos\theta_2)^2\right) & -\sin\theta_2\cos\theta_1\cos\theta_2 \\ -\sin\theta_2\sin\theta_1 & \sin\theta_2\cos\theta_1 & -\cos\theta_2 \\ -\cos\theta_2 & 0 & \sin\theta_2\sin\theta_1 \end{bmatrix}\begin{pmatrix}x-xb\\ y-yb\\ z-zb\end{pmatrix} \qquad \text{(IV-8)}$$

Le changement de repère correspondant aux équations (IV-7) représente le recalage du repère $(\hat{X},\hat{Y},\hat{Z})$ au repère (X,Y,Z) de l'ellipsoïde (rotation d'un angle α des axes $\hat{X}$ et $\hat{Z}$ par rapport à son grand axe Y de l'ellipsoïde, cf. figure IV-10-b) et la transformation exprimée par les relations (IV-8) correspond aux deux rotations nécessaires au passage du repère $(\hat{X},\hat{Y},\hat{Z})$ au repère (x, y, z) (cf. figure IV-10-c).

Les paramètres (xb,yb,zb) correspondent au barycentre des deux ellipsoïdes, les angles θ_1 et θ_2, correspondent à l'orientation du grand axe de ellipsoïde, a, b et c sont les longueurs des axes de l'ellipsoïde interne et Δ la largeur inter-paroi. On a alors 10 paramètres à estimer.

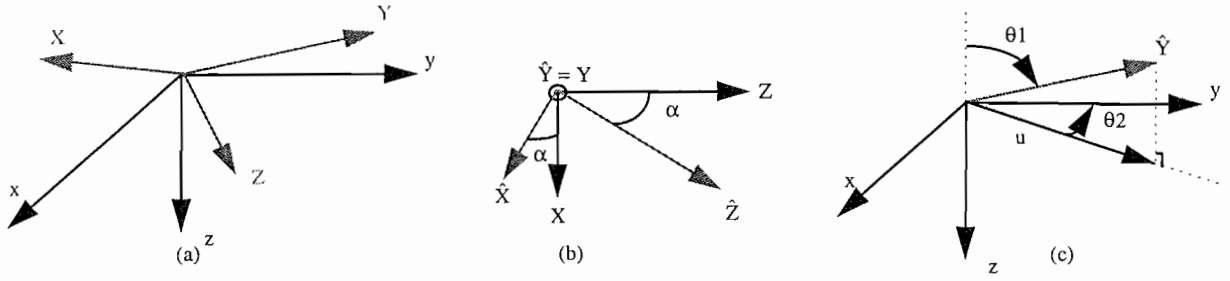


Figure IV-10: Définition des différents angles de rotation définissant le modèle d'objet global. (a) superposition du repère des ellipsoïdes (XYZ) avec le repère des images (xyz), les figures (b) et (c) définissent les angles permettant le passage du repère (XYZ) au repère (xyz).

La procédure d'estimation de ces paramètres à partir de l'image de rétroprojection filtrée est composée de plusieurs phases:

-1) Seuillage de l'image de rétroprojection filtrée, de manière à ne garder que l'émission du VG. Le seuillage optimum (dans le sens où l'on garde un maximum d'information sur l'activité du ventricule gauche en s'affranchissant du fond) correspond à une valeur d'environ à 70 % de l'activité maximale reconstruite.

-2) Extraction des points appartenant à la paroi extérieure et ceux de la paroi intérieure, et obtention d'une première estimation des paramètres du modèle global.

-3) Optimisation des paramètres du modèle, en minimisant la distance entre les points extraits à l'étape 2 et le modèle.

1.2.2.b. Prédétermination des paramètres.

Cette étape du calcul consiste à extraire les points que l'on peut supposer appartenir à la paroi intérieure ou extérieure d'une part, et d'autre part elle permet d'initialiser les paramètres du modèle.

Afin de réaliser ce traitement, on se place au centre de gravité des points de la rétroprojection filtrée seuillée et on fait plusieurs tracés de rayon dans toutes les directions (en moyenne nous avons effectué 360 tracés de rayon tous les degrés). Pour chacun des tracés de rayon, on détermine les pixels qui rencontrent le rayon (cf. figure IV-11). Un point de la paroi externe sera déterminé par le pixel le plus éloigné et actif, à l'inverse le pixel le plus proche du barycentre et actif est considéré comme appartenant à la paroi interne du VG.

Les paramètres (xb, yb) et (xb, yb, zb) sont déterminés comme le barycentre des pixels actifs de la rétroprojection filtrée seuillée (noté B).

Détermination des paramètres en 2D:

L'estimée des paramètres a et b est obtenue durant la procédure qui discrimine les points de la paroi interne et ceux de la paroi externe. Les points de la paroi interne qui ont respectivement la distance la plus grande et la distance la plus courte sont notés P_1 et P_2 (cf. figure IV-11).

Les valeurs des paramètres a et b sont données par:

$$a = \left\| \overrightarrow{BP_1} \right\| \quad \text{et} \quad b = \left\| \overrightarrow{BP_2} \right\| \tag{IV-9}$$

L'angle θ est obtenu par la position du point P_1 et la valeur du paramètre Δ est l'écart moyen entre les points externes et les points internes.

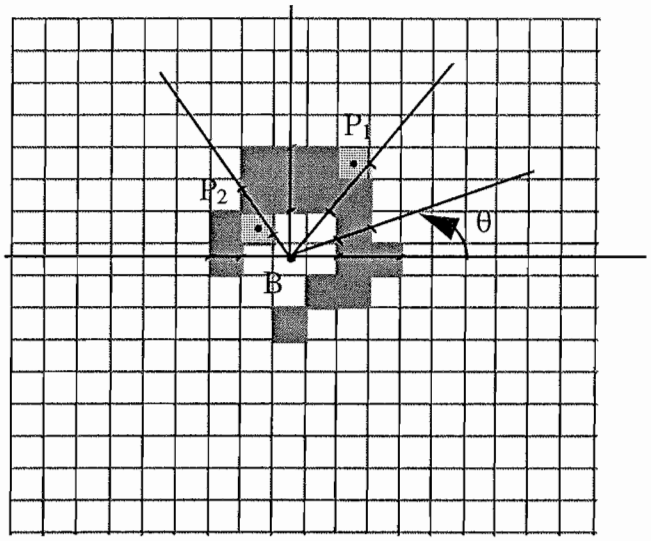


Figure IV-11: Prédétermination des paramètres en 2D.

Détermination des paramètres en 3D:

De la même façon qu'en 2 dimensions, on cherche à déterminer les points de la paroi interne et ceux de la paroi externe. Au cours du processus, on détermine quel est le point de la paroi interne qui est le plus éloigné du barycentre (B), il est noté P_1. Les valeurs des paramètres θ_1 et θ_2 sont déduites de la position du point P_1. La valeur du paramètre c est estimée par $c = \left\| \overrightarrow{BP_1} \right\|$ et celle du paramètre Δ comme l'écart moyen entre les points externes et les points internes.

Pour déterminer les valeurs des paramètres α, a et b, on recommence des tracés de rayon dans le plan perpendiculaire au grand axe défini par les deux points B et P_1. Au cours de ce second processus, on détermine quels sont les points qui sont respectivement le plus éloigné et le plus proche de B, ils sont notés P_2 et P_3. Les valeurs des paramètres a et b sont estimées par:

$$a = \left\| \overrightarrow{BP_2} \right\| \quad \text{et} \quad b = \left\| \overrightarrow{BP_1} \right\| \tag{IV-10}$$

Le paramètre α est déduit de la position du point P_2 dans le plan perpendiculaire au grand axe de l'ellipsoïde.

Dans la pratique, le ventricule gauche étant quasiment à symétrie de révolution, on peut considérer a=b, en prenant comme valeur la distance la plus courte. L'angle α est alors déterminé par la position du point le plus proche.

Une autre méthode a été proposée pour initialiser la position et l'orientation d'un objet 3D dans une image [FABE-88] [SOLI-90]. En particulier, l'orientation est obtenue à partir des moments d'inertie des points extraits de l'image de rétroprojection filtrée. Une fois les directions des axes estimées, les valeurs des paramètres a, b, c, sont calculées par rapport aux données. Cette méthode n'a pas été retenue dans notre cas car nous avons trop peu de points de contours à notre disposition et que d'autre part la présence de lacunes modifie les moments d'inertie.

DeMurcia [MURC-95] utilise une méthode similaire à la nôtre, à la différence qu'il utilise une ellipse moyenne pour déterminer le référentiel cardiaque et ainsi orienter son modèle du myocarde.

1.2.2.c. Optimisation de ces paramètres.

L'objectif de cette étape est d'optimiser les paramètres du modèle global en fonction des points des contours extraits des images de rétroprojection filtrée seuillée. On cherche à minimiser la distance entre le modèle et les points des contours par la minimisation de l'énergie suivante:

$$\sum_{i=0}^{Next} \left(\varepsilon_e(P_e) - 1\right)^2 + \sum_{i=0}^{Nint} \left(\varepsilon_i(P_i) - 1\right)^2 \qquad \text{(IV-11)}$$

Next et Nint représentent le nombre de points extérieurs (Pe) et intérieurs (Pi) extraits des images seuillées. Les opérateurs ε_e et ε_i symbolisent respectivement les équations des ellipses (ou ellipsoïdes) externes et internes données dans les relations (membre de gauche de l'équation IV-5 ou IV-6). La minimisation est effectuée en utilisant la méthode itérative de Lévenberg Marquard. Celle-ci est explicitée en détail dans la section 4.2. de ce chapitre.

La minimisation simultanée des deux contours permet d'une part de prendre en compte moins de paramètres et d'autre part d'obtenir un modèle plus robuste vis-à-vis du bruit.

A ce niveau, l'utilisation d'informations a priori est possible pour contraindre certains paramètres à des valeurs prédéterminées par d'autres modalités. Par exemple, si on dispose d'enregistrements échographiques, on pourra connaître l'épaisseur de la paroi ou la distance base-apex et ainsi les utiliser soit comme estimation initiale des paramètres Δ et c, soit comme valeurs fixes du modèle global.

1.2.2.d. Précision et Stabilité de la méthode.

Afin de tester la précision ainsi que la stabilité de la méthode proposée pour déterminer les paramètres du modèle global en 2D, nous avons utilisé une image test représentant l'activité d'une paroi elliptique connue. Les caractéristiques du modèle simulé sont données dans le tableau IV-1.

a	b	Δ	xb	yb	θ(rad)
4	1	2	7	18	.8

Tableau IV-1: Caractéristiques du modèle elliptique 2D. Les dimensions sont exprimées en pixels de 6.09 mm.

Les différents paramètres du modèle global ont été estimés pour différents pourcentages de remplissage et différents niveaux de bruit dans les projections. Le niveau de bruit est caractérisé par le nombre moyen de photons reçus par détecteur. Le pourcentage de remplissage est défini par le rapport des surfaces émettrices sur la surface totale de la paroi elliptique. Plusieurs configurations peuvent correspondre à un même pourcentage de remplissage (cf. figure IV-12). Pour chacune des configurations (bruit + % de remplissage), on réalise l'estimation des paramètres sur 50 images, on définit alors un pourcentage de réussite qui correspond aux configurations qui convergent vers une bonne solution. A l'inverse, un pourcentage d'échec est calculé pour mesurer le nombre de fois où une configuration ne converge pas vers une solution stable.

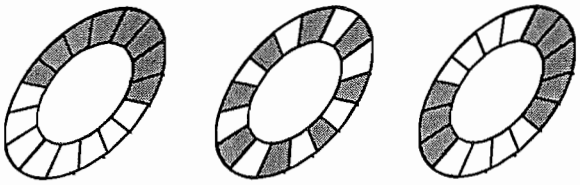


Figure IV-12: Représentation de différentes configurations correspondant à un même taux de remplissage (50%).

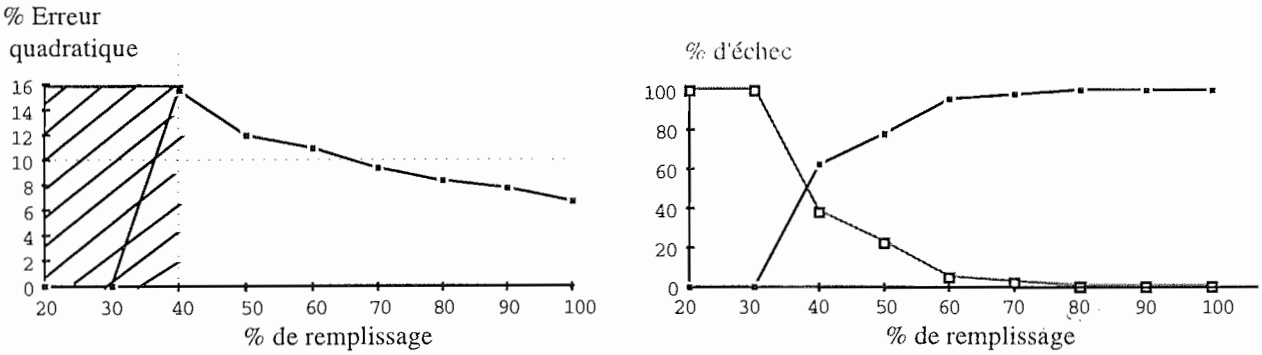


Figure IV-13: Evolution de l'estimation des paramètres en fonction du taux de remplissage. (a) Evolution de l'erreur quadratique (b) Evolution du % d'échec et du % de réussite.

Les graphiques de la figure IV-13 montrent l'évolution de l'erreur quadratique en fonction du taux de remplissage, pour un nombre moyen de photons reçus par détecteur environ égal à 100. On constate alors que l'erreur sur l'estimation des paramètres ne cesse d'augmenter quand le % de remplissage baisse, jusqu'à atteindre un seuil à partir duquel aucune estimation ne

converge (La région hachurée de la courbe IV-13-(a) correspond à une erreur quadratique non définie puisque aucune estimation ne converge). Ce seuil correspond à un taux de remplissage de 60 %. Ce phénomène s'explique, d'une part parce qu'il n'y plus assez de points actifs pour contraindre le modèle, d'autre part parce que le barycentre du modèle global n'est pas correctement placé pour de faibles taux de remplissage, ce qui fausse toute l'estimation qui en suit. La figure IV-14 illustre le fait que le barycentre se déplace en fonction des régions actives. Dans les cas extrêmes (figure IV-14-b), il ne correspond plus au centre des deux ellipses.

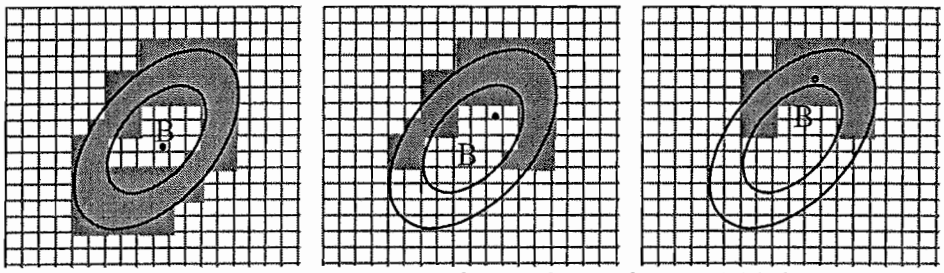


Figure IV-14: Déplacement du barycentre en fonction du taux de remplissage. (a) le barycentre est correctement positionné, (b) le barycentre ne correspond plus au centre des ellipses.

Les différentes simulations ont montré que pour un pourcentage de remplissage donné, la méthode d'estimation était stable en fonction du bruit dans l'image (variation inférieure à 1%).

Les graphiques de la figure IV-15 montrent l'évolution de l'erreur quadratique en fonction de la valeur du seuil utilisée pour seuiller l'image de rétroprojection filtrée (le bruit sur les projections et le taux de remplissage sont respectivement fixés à 60 photons et à 90%). On constate qu'en dessous d'un certain seuil, la procédure d'estimation n'est plus valable qu'à 50%. Ce phénomène s'explique par le fait qu'en dessous d'un seuil de 20% (80 % de l'activité maximale), des pics de bruit subsistent dans l'image seuillée, ce qui vient perturber l'estimation des paramètres.

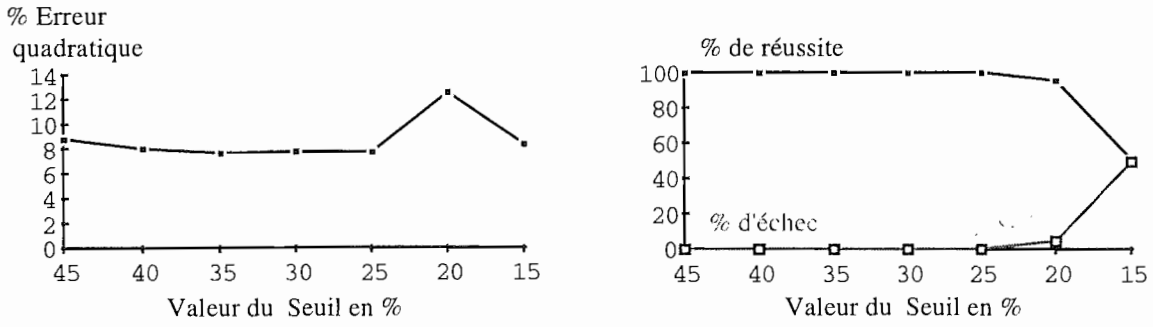


Figure IV-15: Evolution de l'erreur quadratique en fonction du seuillage sur la rétroprojection filtrée.

Ces différents tests ont permis de montrer que la méthode d'estimation proposée est robuste vis-à-vis du bruit. Pour un niveau de bruit standard, un seuil à 30 % et un taux de remplissage raisonnable, l'erreur quadratique commise sur l'estimation des paramètres est inférieure à 10%

(8.3% pour un taux de remplissage de 80 % et de 7.7% pour un taux de 90%). La méthode d'estimation paraît donc fiable.

Même si cette méthode d'estimation atteint ses limites pour des taux de remplissage excessivement faibles, l'utilisation d'une telle méthode d'estimation nous paraît tout à fait adaptée.

Afin de pouvoir déformer localement la forme du modèle global qui vient d'être calculée, nous avons modélisé cette forme de double ellipse par des fonctions Spline ayant 20 points de contrôle (cf. figure IV-16). C'est en ajustant les points de contrôle au cours du processus de reconstruction que la forme du ventricule gauche sera adaptée à la réalité.

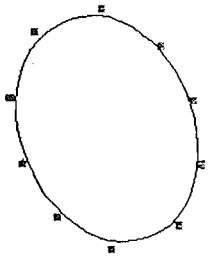


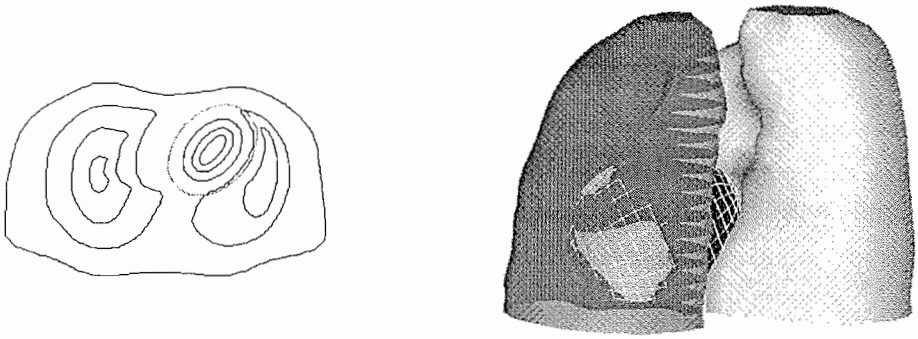
Figure IV-16: Modélisation d'une ellipse par une fonction Spline. Dans le cas de la figure, on a utilisé uniquement 10 points de controles.

1.2.3. Problème dû au proche voisinage Coeur-Poumons.

L'utilisation du modèle global permet de modéliser l'activité émise par la région appelée principale. De par le seuillage de l'image de rétroprojection filtrée, une partie de l'activité du VG peut être négligée et ainsi non modélisée. Afin de s'assurer que l'on prend en compte toute l'activité du VG, une région supplémentaire est ajoutée autour de la région dite principale.

Cette région secondaire est définie comme une couronne interne et externe qui suit les contours de la région principale. Dans notre cas, il s'agit de deux couronnes elliptiques.

La largeur de ces couronnes est choisie arbitrairement. Pour des raisons physiologiques, elle doit aussi prendre en compte les formes des organes voisins. La proximité de la paroi du myocarde avec celle des poumons (en particulier le poumon gauche) fait que la forme de la couronne qui est ajoutée au modèle global, peut en certains endroits être modifiée pour s'adapter aux contraintes dues au voisinage (cf. figure IV-17).



Région secondaire initiale



Région secondaire modifiée

Figure IV-17: Contraintes des organes voisins: (gauche) cas 2D et (droite) cas 3D. Dans le cas de la figure en haut à droite (3D initial), les régions opaques correspondent aux parties de la région secondaire externe qui pénètrent dans le poumon gauche.

1.3. Maillage et discrétisation du problème direct.

1.3.1. Définition d'un maillage adapté.

L'originalité de la méthode de reconstruction que nous proposons consiste notamment en l'utilisation de pixels (ou voxels) de reconstruction adaptés aux objets à discrétiser. On rappelle qu'un pixel (ou voxel) adapté est construit pour suivre les contours des organes et ainsi discrétiser parfaitement l'intérieur des régions émettrices. Le principal avantage de ce type de maillage est d'éviter les erreurs de volume partiel (cf. figure IV-18) due à une discrétisation en pixels carrés (2D) ou voxels cubiques (3D).

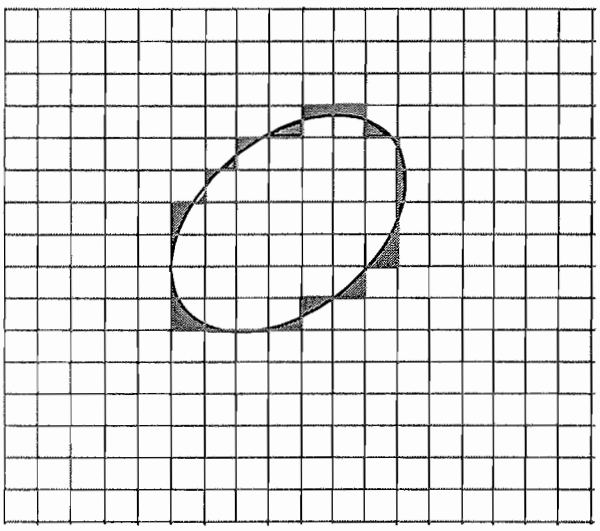


Figure IV-18: Erreur de volume partiel due à une discrétisation en pixels carrés. Les régions grisées correspondent aux erreurs commises.

Les pixels de reconstruction s'appuient sur les contours des régions à discrétiser. Le maillage qui en résulte est construit explicitement à partir des formes des organes.

1.3.2. Construction du maillage.

Les contours des régions émettrices sont représentés par des fonctions Splines qui sont des fonctions paramétriques. Afin de réaliser un maillage régulier des différents organes, nous avons utilisé les paramètres de la fonction Spline pour construire les pixels de reconstruction.

Dans le cas 2D, la séparation des mailles est réalisée à u constant, c'est-à-dire que les frontières entre mailles correspondent aux droites qui relient les points des courbes Spline ayant une même abscisse curviligne. Le maillage qui en résulte est radial (cf. figure IV-19).

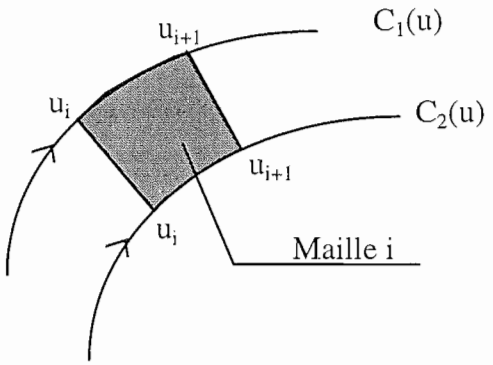


Figure IV-19: Définition du maillage radial.

Si on considère M mailles, on définit la valeur du paramètre u_{i+1} par,

$$u_{i+1} = u_i + \frac{L}{M} \qquad \text{(IV-12)}$$

où L est le périmètre du contour à discrétiser.

Dans le cas 3D, la séparation entre les mailles est faite à u et v constants, ce qui a pour effet de découper en tranches chacun des organes selon son axe principal (maillage à v constant, cf figure IV-20), puis de façon radiale sur chacune des tranches (maillage à u constant). Il faut noter que les plans de coupe à v constant ne sont pas tous orientés dans la même direction (cf. figure IV-22), puisque le maillage de chacun des organes se fait indépendamment les uns des autres.

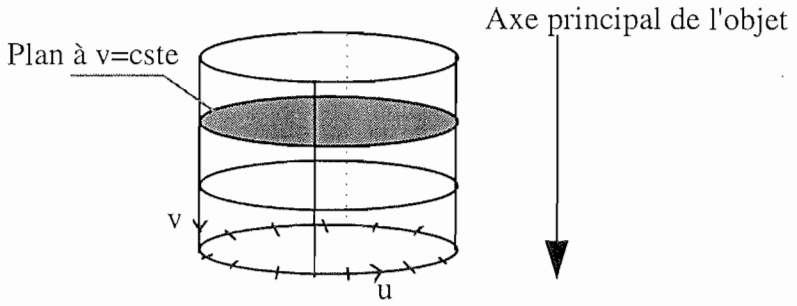


Figure IV-20: Orientation des axes pour la discrétisation 3D.

Le nombre de mailles en u et v est fonction de la résolution désirée sur l'objet. Nous avons choisi de conserver pour la région du myocarde une taille de discrétisation identique à celle des méthodes traditionnelles de maillages en pixels carrés ou voxels cubiques. Dans la pratique il s'agit d'une résolution d'environ 6 mm.

D'autre part, pour des organes plus étendus comme les poumons, nous avons été obligés d'ajouter des contours supplémentaires à l'intérieur de ces régions afin de réaliser un maillage régulier. Ces contours ont été obtenus par homothétie du contour extérieur de l'organe. L'intérieur du plus petit des contours ajoutés correspond à une maille et on opère entre chacun des autres contours un maillage radial (comme pour le ventricule gauche, cf. figure IV-21).

Pour les régions de faible intérêt et de faible activité, telles que les poumons, on réalise un maillage plus grossier que celui qui est réalisé sur le myocarde.

1.3.2.a. Exemple de maillage 2D.

La figure IV-21 montre un exemple de maillage en deux dimensions. Dans cet exemple, on utilise 20 mailles pour le maillage de la région principale, 40 pour la région secondaire et seulement 17 pour les poumons, soit un total de 77 mailles. En comparaison avec les méthodes traditionnelles, qui utilisent un maillage régulier de 64x64 pixels carrés, le nombre de mailles a été nettement diminué.

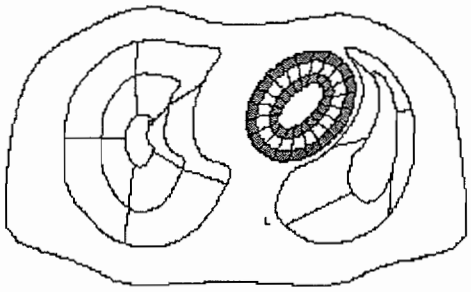


Figure IV-21: Exemple de maillage 2D. Les régions grisées correspondent aux régions secondaires.

1.3.2.b. Exemple de maillage 3D.

La figure IV-22 montre un exemple de maillage en trois dimensions. Dans cet exemple, on utilise 20x5 mailles pour la région principale, 40x5 mailles pour la région secondaire et 17x5 mailles pour les poumons. Par comparaison, les méthodes de reconstruction traditionnelles font intervenir 64x64x20 voxels cubiques (en restreignant la reconstruction aux coupes où se trouve le ventricule gauche).

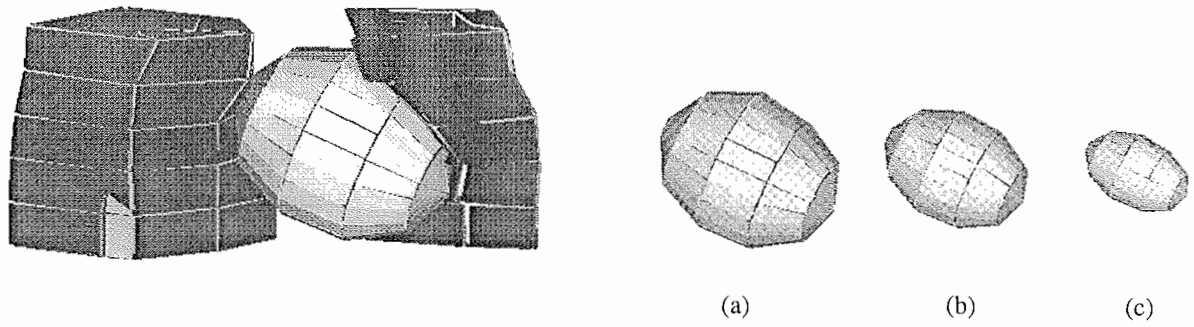


Figure IV-22: Exemple de maillage 3D: (a) Région secondaire extérieure (b) Région principale (c) Région secondaire intérieure.

2. MODELISATION PHYSIQUE.

Le principe de la modélisation physique consiste à estimer et quantifier les différents processus intervenant lors de la formation des projections. Cette modélisation physique est directement prise en compte dans le calcul de la matrice d'acquisition A. On rappelle que la formation des projections peut s'exprimer par le système matriciel suivant:

$$p = Af + b \qquad \text{(IV-13)}$$

Chacun des coefficients a_{ij} représente la probabilité qu'un photon émis par le pixel fj soit détecté par le détecteur p_i. La valeur de ces coefficients dépend des différents processus intervenant lors de la formation des projections, mais aussi de la modélisation géométrique du thorax.

2.1. Description sommaire des différents processus impliqués.

Nous avons vu dans le second chapitre, que les principaux phénomènes physiques à prendre en compte lors de la formation des projections sont, l'autoabsorption du rayonnement émis, la non-invariance du système de détection par translation et enfin la diffusion du rayonnement.

Dans tout ce qui suit, nous ne prendrons en compte que les deux premiers phénomènes. L'introduction de la diffusion Compton à l'intérieur du processus de reconstruction ne peut pas se faire exactement comme l'autoabsorption du rayonnement, la difficulté principale étant d'estimer correctement la part du diffusé dans les mesures des projections.

2.2. Caractérisation de l'atténuation du rayonnement.

2.2.1. Estimation des coefficients d'atténuation.

Les différents coefficients d'atténuation sont généralement obtenus à partir de tables préétablies pour différentes énergies de rayonnement [HUBB-69]. Les valeurs des coefficients d'atténuation biaisés sont obtenues expérimentalement par une mesure du rayonnement

transmis en champ large. De cette façon, une partie de l'atténuation due à la diffusion Compton peut être prise en compte.

L'utilisation des images en transmission permet d'obtenir des mesures plus précises des différents coefficients intervenant dans la coupe [TUNG-92]. L'image en transmission étant décalée en énergie par rapport au rayonnement émis, les valeurs des coefficients d'atténuation ainsi mesurés doivent être modifiées pour correspondre à celles intervenant lors de l'autoabsorption du rayonnement émis.

2.2.2. Construction de la carte des atténuations.

La carte des atténuations que nous avons utilisée est établie à partir de la modélisation anatomique des organes. Comme le montre la figure IV-23, les discontinuités entre les différents coefficients d'atténuation correspondent aux contours anatomiques des organes. Chacun des organes est caractérisé par le coefficient d'atténuation biaisé du milieu correspondant à l'énergie du radioisotope. Dans l'exemple montré en figure IV-23, deux coefficients d'atténuation ont été introduits; celui des tissus mous qui correspond à l'eau et celui des poumons qui est nettement plus faible, dans la mesure où ceux ci sont essentiellement constitués d'air.

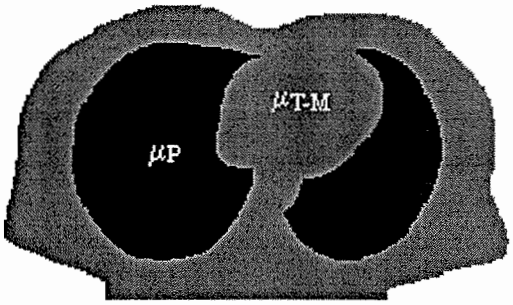


Figure IV-23: Exemple de carte des atténuations en 2D.

Les coefficients qui ont été utilisés, dans le cas du technétium, pour les tissus mous et les poumons sont respectivement,

$$\mu_{T-M} = 0.12 / \text{cm}$$
$$\mu_{P} = 0.011 / \text{cm} \qquad \text{(IV-14)}$$

Une carte plus complexe des atténuations peut être prise en compte, notamment en faisant intervenir les vertèbres et la valeur de l'atténuation des os [MANG-87].

2.3. Caractérisation du système d'enregistrement.

La caractérisation du système d'enregistrement permet de prendre en compte le rendement du cristal de scintillation, ainsi que d'apporter une correction de la non invariance de la détection en translation.

2.3.1. Modélisation théorique de l'ensemble détecteurs-collimateurs.

Certains auteurs [METZ-80] [TSUI-90] ont cherché à exprimer la fonction de transfert du système de détection par le biais d'une expression analytique. Des simulations Monte-Carlo ont permis de montrer que ces expressions étaient correctes mais dans la pratique, elles sont difficilement exploitables. Dans la plupart des systèmes cliniques, on ne dispose pas de toutes les dimensions des paramètres constituant l'ensemble du système de détection.

Dans la plupart des cas, une détermination expérimentale de la fonction de transfert du système de détection est réalisée. Dans ce cas, on modélise la réponse des détecteurs comme une fonction gaussienne, dont la largeur à mi-hauteur σ et l'amplitude A varient en fonction de la profondeur t. L'expression de la fonction de transfert dans le cas 1D est donnée par:

$$h_g(s,t) = \frac{A(t)}{\sqrt{2\pi}} \exp^{-\frac{1}{2}\left(\frac{s}{\sigma(t)}\right)^2} \qquad \text{(IV-15)}$$

L'écart type σ de la fonction de transfert est équivalente à la résolution du système de détection. Nous avons vu dans le chapitre II, que la résolution du système de détection était fonction de la résolution intrinsèque du détecteur (R_i) et de la résolution du collimateur (R_c). Ri étant fixe et Rc étant linéaire en t, on choisit de modéliser la fonction $\sigma(t)$ comme,

$$\sigma(t) = \sigma_i + \sigma_c t \qquad \text{(IV-16)}$$

Le paramètre σ_i correspond (à un facteur près) à la somme de la résolution intrinsèque et de la résolution du collimateur à t=0 et σ_c au $\frac{d}{l_e}$ de l'équation (II-10).

La variation de l'amplitude est modélisée de la façon suivante,

$$A(t) = a + \frac{b}{t} + \frac{c}{t^2} \qquad \text{(IV-17)}$$

Ce qui correspond à l'approximation de l'angle solide sous lequel est vu le détecteur depuis le point source. L'acquisition d'une source ponctuelle pour différents éloignements permet d'estimer les différents coefficients a, b, c, σ_i et σ_c.

2.3.2. Détermination expérimentale des paramètres modélisant le système de détection.

La modélisation du système de détection a été obtenue à partir de 12 acquisitions d'une source ponctuelle pour différentes distances entre la source et la tête de détection. La source ponctuelle était simulée par un tube de 5 mm de diamètre rempli d'eau radioactive (^{99m}Tc). Les mesures ont été faites tous les 20 mm, pour un éloignement variant de 100 à 400 mm. Les enregistrements utilisés ont été faits au Service de Biophysique du CHU d'Amiens. Le collimateur utilisé était un collimateur haute résolution/Basse energie type 6.5-165.

Pour diminuer les erreurs de mesures, on utilise la moyenne des trois lignes centrales de l'image pour réaliser l'estimation des paramètres de la fonction. La minimisation de la distance entre le modèle exprimé en (IV-15) et les données permet d'obtenir les valeurs de paramètres

des équations (IV-16) et (IV-17). La figure IV-24 montre deux exemples de modélisations obtenues pour un éloignement de 16 mm et de 24 mm. On voit que le modèle permet de lisser les points de mesures, et ainsi de s'affranchir du bruit de celles-ci.

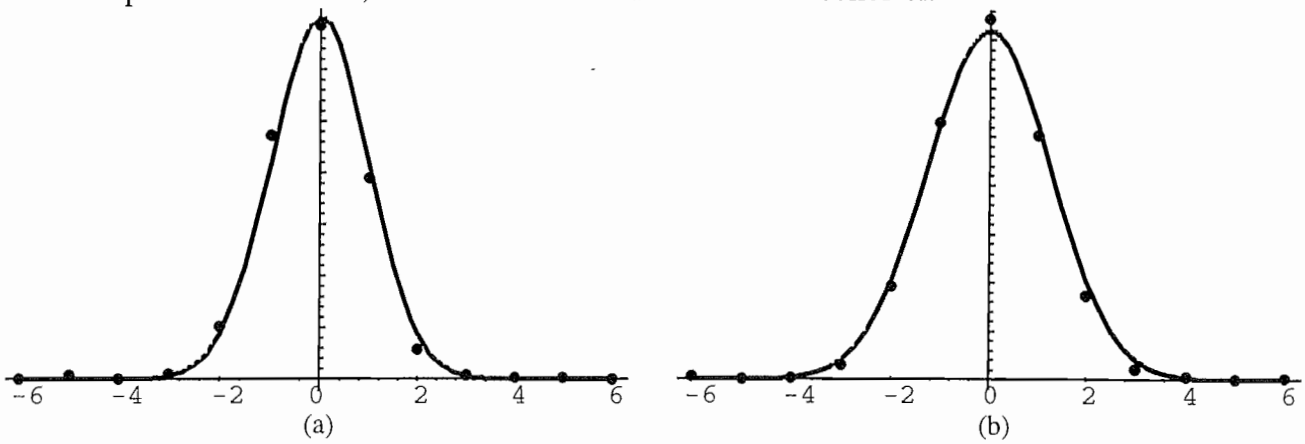


Figure IV-24: Exemple de modélisations pour des éloignements de 16 mm (a) et 24 mm (b). Le détecteur 0 correspond à la cellule située en face du tube. Les mesures sont réprésentées par les points et le modèle ajusté aux mesures en trait plein.

La figure IV-25 montre l'évolution de l'amplitude et de la largeur à mi-hauteur en fonction de l'éloignement. Les points correspondent aux valeurs de A(t) et $\sigma(t)$ déduites des données et la modélisation exprimée en (IV-15) et en trait plein est représenté le modèle choisi pour A(t) et $\sigma(t)$. On vérifie bien que la variation de la largeur à mi-hauteur est linéaire en fonction de t et que l'amplitude est inversement proportionnelle au carré de l'éloignement t.

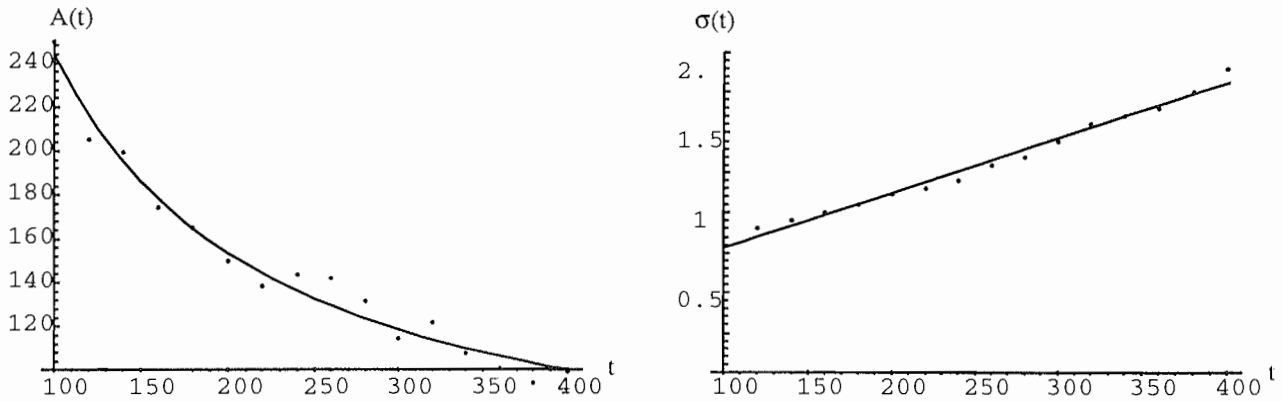


Figure IV-25: Evolution de l'amplitude et de la largeur à mi hauteur en fonction de l'éloignement.

Pour finir, la figure IV-26 montre plusieurs réponses du système de détection obtenues à partir de notre modélisation. Cette modélisation correspond à:

$$h_g(s,t) = \frac{A(t)}{\sqrt{2\pi}} exp^{-\frac{1}{2}\left(\frac{s}{\sigma(t)}\right)^2}$$

$$\sigma(t) = 3.41\ 10^{-3} + 0.44t \qquad \text{(IV-18)}$$

$$A(t) = 40.61 + \frac{24.8\ 10^3}{t} + \frac{453.1\ 10^3}{t^2}$$

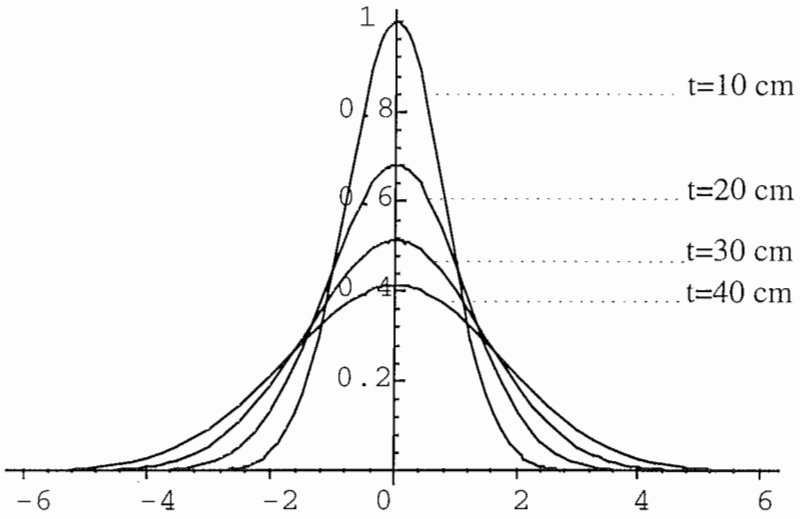


Figure IV-26: Réponses normalisées du système de détection caractérisé par les équations (18) en fonction de l'éloignement t.

La figure IV-26 montre les réponses normalisées du système de détection sous une forme continue. Dans la pratique, les réponses obtenues sont en fait discrètes et centrées au centre des détecteurs, on note par $h_d(i,t)$ la quantité mesurée par la détecteur i d'une source située à une profondeur de t de la tête de détection.

Dans le cas de reconstructions à trois dimensions il nous faut utiliser une caractéristique de la réponse du système de détection en deux dimensions (sur l'ensemble du plan de la projection). N'ayant pas à notre disposition des acquisitions pour une source ponctuelle, nous avons supposé que la réponse était isotrope sur l'ensemble du plan de projection. La réponse bi-dimensionnelle du système de détection a donc été déduite de la réponse unidimensionnelle déterminée précédemment par:

$$h_g^{3D}(s_x, s_y, t) = h_g(s_x, t).h_g(s_y, t) \qquad \text{(IV-19)}$$

3. CALCUL DE LA MATRICE D'ACQUISITION.

Nous avons vu que l'acquisition des données est caractérisée par l'équation matricielle (IV-13). La connaissance exacte de la matrice d'acquisition permet de reconstruire la distribution de radioactivité dans l'image. Chacun des coefficients a_{ij} correspond à la probabilité qu'un photon émis par le pixel j soit détecté par le détecteur i.

Le calcul de la matrice d'acquisition A est dont directement lié à la forme des organes et donc à la modélisation géométrique qui en est faite.

Prise en compte des différents phénomènes physiques:

On note par s_{ij} l'aire interceptée de la maille j par la bande de projection p_i. Cette aire est estimée à partir de plusieurs subdivisions de la bande de projection p_i. Pour chacune de ces subdivisions on calcule les points d'intersection entre le rayon moyen de la bande et les

contours de la maille considérée, puis on en déduit la longueur d'intersection l_{ij}^k (cf. figure IV-27)

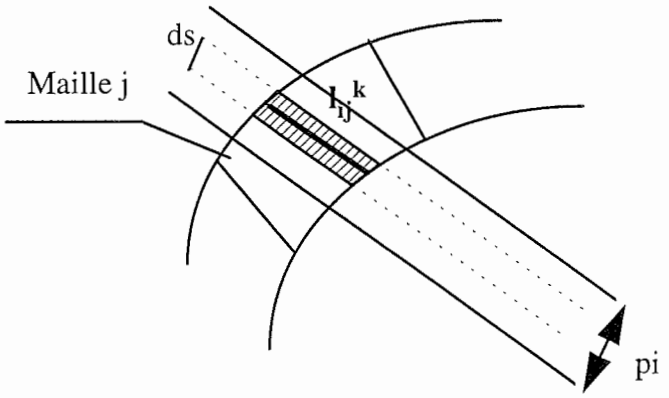


Figure IV-27: Calcul des aires d'intersection.

L'aire de la maille j interceptée par la bande de projection se calcule par,

$$s_{ij} = \sum_{k=1}^{Nk} l_{ij}^k ds \qquad (20)$$

où Nk est le nombre de subdivisions réalisées dans la bande de projection p_i.

En tenant compte de l'autoabsorption du rayonnement, les coefficients de la matrice A s'expriment par:

$$a_{ij}' = \sum_{k=1}^{Nk} \left(l_{ij}^k ds \exp^{-\sum_{m=1}^{N} \mu_m l_{im}^k} \right) \qquad (IV\text{-}21)$$

où N est le nombre de mailles traversées par le rayon entre le point d'émission et le détecteur (cf. figure IV-28), μ_m est le coefficient d'atténuation de la maille m et l_{im}^k la longueur de la maille m traversée par le rayon i (subdivision k).

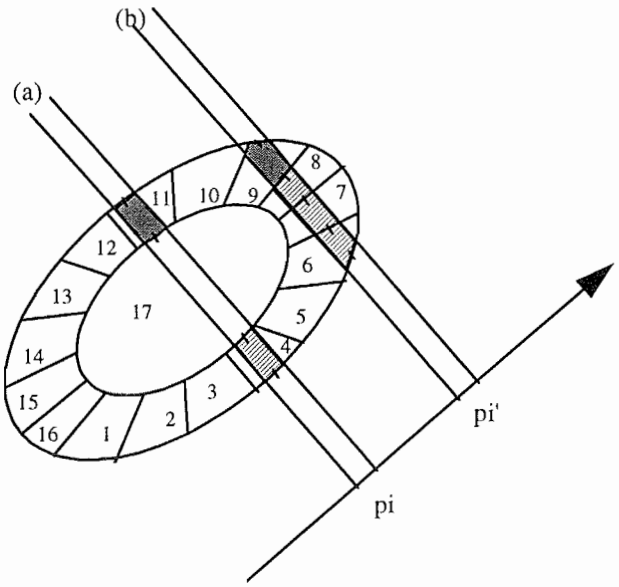


Figure IV-28: Prise en compte de l'autoabsorption du rayonnement. Cas (a) Le rayonnement est émis par la maille 11, et atténué par 17 (intérieur du coeur) et la maille 4. Cas (b) le rayonnement est émis par la maille 9 et atténué par les mailles 6,7 et 8.

Nous convoluons ensuite les différentes valeurs des coefficients atténués (relation (IV-21) avec la réponse du système de détection (relation (IV-15)), cf.figure IV-29).

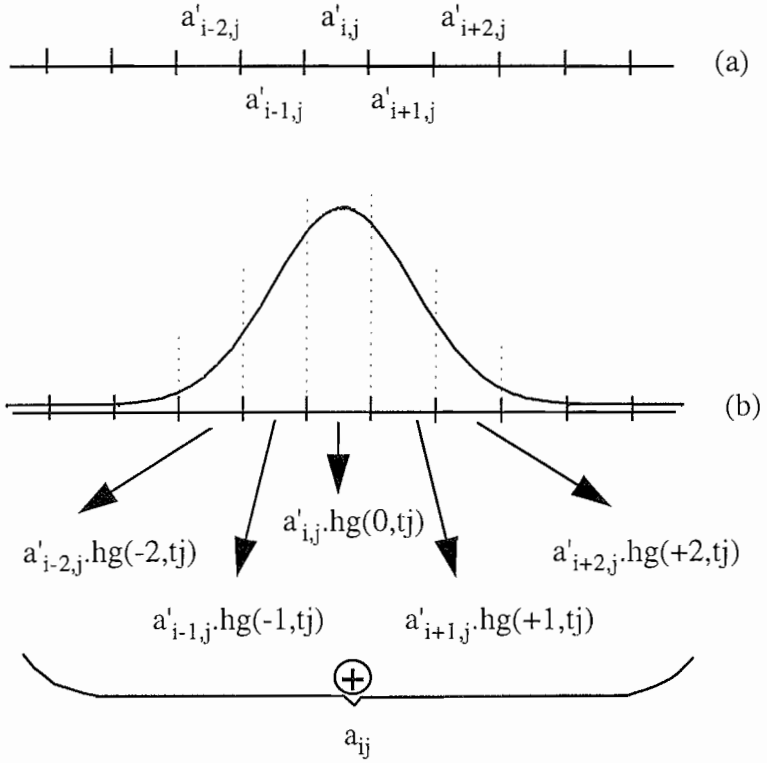


Figure IV-29: Prise en compte de la réponse du système de détection: (a) sans réponse des détecteurs, (b) avec réponse des détecteurs.

D'où la formule,

$$a_{ij} = \sum_{k'=-M}^{k'=M} a'_{i-k',j} h_g(k', t_j) \qquad \text{(IV-22)}$$

où 2M+1 représente la largeur de la réponse du détecteur.

Comme nous l'avons dit précédemment, le calcul des coefficients a_{ij} nécessite la connaissance des points d'intersection entre le rayon de projection et les contours des mailles. On voit sur la figure IV-28 que plusieurs cas peuvent se présenter, soit le point d'intersection se trouve sur une frontière définie par une fonction Spline (cas a), soit le point d'intersection se trouve sur une frontière entre 2 mailles (cas b).

Dans le premier cas, le problème d'intersection n'est pas trivial et il a été développé en annexe. Toute la difficulté du calcul repose sur le fait qu'une fonction Spline est définie par morceaux et qu'il n'existe pas d'expression générique de la fonction. Pour déterminer chacun des points d'intersection, on doit approximer la courbe Spline par le polygône formé par ses points de contrôle et ainsi obtenir une première estimée du point d'intersection. Puis résoudre l'équation d'intersection au point estimé.

Dans le second cas, l'intersection du rayon avec les frontières entre mailles se résume à une intersection avec une droite ou bien avec un plan selon que l'on se situe en 2D ou en 3D.

Dans le cas où l'on utilise un maillage carré régulier, l'estimation des coefficients de la matrice A, repose sur la détermination des points d'intersection entre la droite de projection et un ensemble de droites (ou plans) régulièrement espacées. Le calcul en soi est nettement plus simple que celui de l'intersection de la droite de projection avec une courbe Spline et donc plus rapide. Mais contrairement à notre méthode où le nombre de mailles à été réduit de façon significative, on doit réaliser le calcul un très grand nombre de fois. Toutefois, il existe des méthodes de tracé de rayon qui ont été optimisées dans le cas d'un maillage régulier, et qui permettent d'accélérer notablement les temps de calculs [SIDD-85].

Un ordre de grandeur des temps nécessaires au calcul d'une matrice (reconstruction 2D) dans le cas d'un maillage régulier (64x64) et dans le cas d'un maillage adapté comportant 77 mailles est donné dans le tableau IV-2. Le calcul est réalisé pour 16 projections de 64 éléments.

Maillage régulier (sans optimisation)	~ 13 mm
Maillage adapté (fonctions Spline)	~ 1 mm

Tableau IV-2: Temps de calculs nécessaires à l'estimation de la matrice d'acquisition dans le cas d'un maillage régulier et adapté.

Dans le cas d'une reconstruction en trois dimensions, les temps de calculs pour un maillage adapté augmentent d'un facteur d'environ 100. Cette augmentation est principalement due au fait qu'il faut déterminer au préalable le point d'intersection entre le polygône des points de contrôle et le rayon de projection avant d'estimer la position réelle du point d'intersection sur la surface Spline (la méthode complète d'intersection est donnée en annexe). On pourrait alors envisager d'utiliser des algorithmes de recherche rapide des points d'intersection pour accélérer le processus d'intersection [KAJI-83].

4. PRINCIPE DE LA RECONSTRUCTION.

La reconstruction de la distribution d'activité à l'intérieur du myocarde consiste à résoudre le système linéaire défini par la relation (IV-13). Comme nous venons de le voir, la matrice A est calculée directement à partir de la modélisation géométrique du thorax. Cette modélisation dépend de paramètres géométriques qui sont les points de contrôle des fonctions Splines (modélisant les organes) [COUT-96b].

La reconstruction que nous proposons consiste à trouver simultanément une estimée de la distribution de radioactivité f dans l'image, et une estimée des paramètres géométriques P_C en

fonction des projections mesurées. Cette double estimation est réalisée par le biais d'une méthode itérative.

A chaque itération, le processus d'estimation se décompose en deux étapes:

- Estimation de la distribution de radioactivité $\tilde{f}$ étant donné une modélisation géométrique du thorax (Les Pc sont fixes).
- Amélioration de la modélisation par l'estimation des nouveaux paramètres géométriques P_c, en utilisant l'estimée $\tilde{f}$.

Cette double estimation permet d'améliorer la reconstruction de la distribution d'activité f au cours des itérations, mais surtout de reconstruire le profil du ventricule gauche.

4.1. Reconstruction de la distribution de radioactivité.

On rappelle que pour reconstruire l'activité du myocarde, on considère le modèle géométrique comme fixe.

4.1.1. Choix d'un modèle de bruit Gaussien.

Dans le cas de notre reconstruction, nous avons choisi d'utiliser un modèle de données plus simple que celui qui est employé dans les algorithmes type EM. En effet, il s'agit de supposer que les projections p sont corrompues par un bruit additif. Celui ci est considéré comme blanc, Gaussien et indépendant des données. L'avantage principal d'une telle modélisation est d'obtenir une expression de la log-vraisemblance très simple, qui est donnée par;

$$\ln\left(\text{prob}(p|f)\right) = \frac{1}{\sigma^2}\left\|p - Af\right\|^2 + \text{cste} \qquad \text{(IV-23)}$$

Dans le cadre de la reconstruction en tomographie d'émission, cette approximation du bruit Poissonien est courante. Dans les conditions cliniques habituelles, cette approximation est assez proche de la réalité [KOUL-96].

L'utilisation d'un estimateur ML dans le cas de l'approximation gaussienne des données revient à calculer la solution du système (IV-13) au sens des moindres carrés. On cherche à minimiser la distance entre les projections mesurées et les projections estimées, soit

$$\tilde{f} = \arg\min_{f}\left(\left\|p - Af\right\|^2\right) \qquad \text{(IV-24)}$$

4.1.2. Introduction d'une fonction de régularisation préservant les discontinuités.

Comme dans le cas d'algorithmes du type EM, la minimisation seule du terme de vraisemblance conduit généralement à une solution instable et distordue par la présence du bruit. Afin de stabiliser le processus de reconstruction, il est nécessaire de régulariser le processus de reconstruction en introduisant un *a priori* sur la solution.

On rappelle que la probabilité a priori peut s'exprimer sous la forme d'une distribution de Gibbs, $\text{prob}(f) = \frac{1}{K}\exp^{-\varphi(f)/\beta}$, où la fonction $\varphi(f)$ correspond à la fonction de régularisation employée.

Les méthodes de régularisation traditionnelles utilisent des fonctions de régularisation quadratiques [TIKH-77]. L'inconvénient majeur de ces fonctions de régularisation est qu'elles ont tendance à lisser la solution (comme un filtre passe-bas) et ainsi de ne plus respecter les discontinuités présentes dans l'image. Pour éviter de perdre ainsi la quantification des images reconstruites, nous avons utilisé une fonction de régularisation non convexe qui permet de préserver les discontinuités.

Plusieurs fonctions de régularisation ont pu être proposées à cet effet [GEMA-85] [GREE-90] [HEBE-89]. Ces fonctions de régularisation se comportent de la façon suivante: pour de faibles discontinuités la fonction de régularisation se comporte comme une régularisation quadratique type Tikhonov tandis que pour les discontinuités au-dessus d'un certain seuil, la fonction de régularisation correspond à une constante.

Nous avons choisi d'utiliser celle de Geman et Mc Clure, qui favorise la création de bords francs. Il ne faut pas oublier que l'on cherche à retrouver les lacunes présentes dans l'image. Son expression est donnée par,

$$\varphi(x) = \frac{x^2}{s^2 + t^2 x^2} \qquad \text{(IV-25)}$$

où, x représente le gradient entre deux mailles voisines. Le principal intérêt d'une telle fonction de régularisation est d'approcher la fonction quadratique tronquée [BLAK-87] (cf. figure IV-30), tout en étant continûment dérivable (sans point anguleux comme la quadratique tronquée).

Les paramètres s et t servent à caractériser la pente de la fonction de régularisation (cf. figure IV-30) et sont estimés en fonction de leur signification. Le terme $1/s^2$ correspond au paramètre de lissage pour les faibles discontinuités et le rapport s/t correspond au seuil à partir duquel on cherche à conserver les discontinuités.

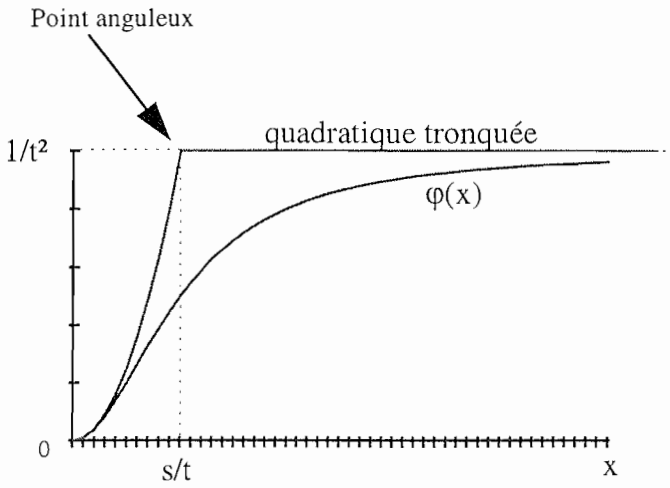


Figure IV-30: Représentation de la fonction de régularisation φ.

L'estimation de la distribution de radioactivité est donnée par l'expression suivante

$$\tilde{f} = \arg\min_{f}\left[\sum_{k}\left(p_k - (Af)_k\right)^2 + \sum_{i}\sum_{j\in Vi}\varphi\left(\sqrt{(fi-fj)^2}\right)\right] \qquad \text{(IV-26)}$$

Vi symbolise les mailles appartenant au voisinage de la maille i. La figure IV-31 donne une représentation des différents voisinages utilisés pour la modélisation du ventricule gauche.

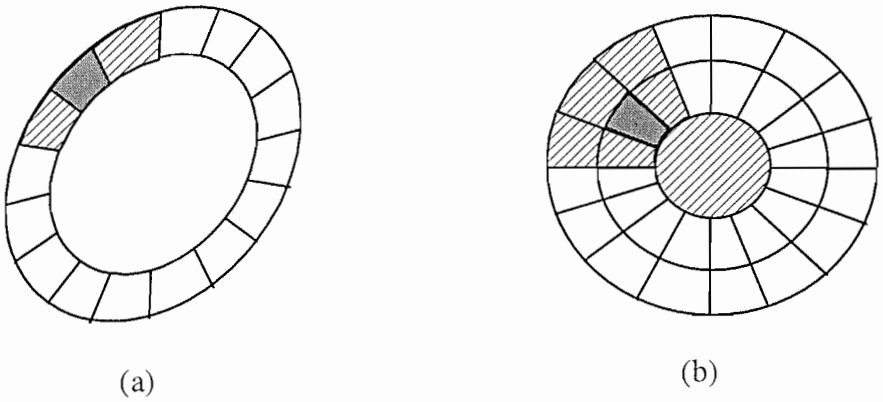


Figure IV-31: Description des différents voisinages utilisés pour le VG en 2D (a) et 3D (b). Les mailles hachurées correspondent aux mailles du voisinage de la maille grisée. En 3D on adopte une représentation en forme d'oeil de boeuf, la maille centrale correspondant à la maille située en pointe du ventricule gauche

La fonction à minimiser dans (IV-26) est non convexe, de part la présence du terme de régularisation. Pour éviter des temps de calcul trop longs, nous n'avons pas voulu utiliser une méthode stochastique de minimisation [KIRK-83][GEMA-84][AART-89], mais plutôt une méthode déterministe itérative. Cette méthode consiste à linéariser la fonction à chaque itération [CHAR-94][CHAR-96].

Les équations normales du système sont obtenues par dérivation de l'énergie à minimiser. On obtient,

$$\left(A^T A + R(f)\right)f = A^T p \qquad \text{(IV-27)}$$

où R(f) représente l'opérateur de régularisation sous forme matricielle. Un exemple de matrice de régularisation sur les mailles du coeur est donné en (IV-28) dans le cas 2D.

$$R(f)=\begin{bmatrix} \alpha_0 & \beta_0^+ & 0 & 0 & \beta_0^- \\ & \ddots & & & \\ 0 & \beta_i^- & \alpha_i & \beta_i^+ & 0 \\ & & & \ddots & \\ \beta_n^+ & 0 & 0 & \beta_n^- & \alpha_n \end{bmatrix} \quad \begin{aligned} \beta_i^+ &= -\varphi'\left(\sqrt{(f_i - f_{i+1})^2}\right)/2\sqrt{(f_i - f_{i+1})^2} \\ \beta_i^- &= -\varphi'\left(\sqrt{(f_{i-1} - f_i)^2}\right)/2\sqrt{(f_{i-1} - f_i)^2} \\ \alpha i &= -(\beta_i^+ + \beta_i^-) \end{aligned} \qquad \text{(IV-28)}$$

La méthode de régularisation proposée par Charbonier, consiste à linéariser la relation (IV-27). La méthode consiste à exprimer le terme relatif à la régularisation à partir de l'estimée f^k et de calculer l'estimée suivante f^{k+1} par,

$$\left(A^T A + R\left(f^k\right)\right) f^{k+1} = A^T p \qquad \text{(IV-29)}$$

Cette méthode est sous-optimale et converge vers un minimum local de (IV-26), mais compte tenu de tout l'a priori anatomique qui est introduit dans le calcul de la matrice A, on peut espérer converger vers la solution globale du système.

D'autre part, l'initialisation de la fonction f a été obtenue à partir de la solution des moindres carrés ($f^0 = \left(A^T A\right)^{-1} A^T p$). En toute rigueur cette initialisation n'est pas satisfaisante dans la mesure la matrice A est mal conditionnée et qu'elle demande à être régularisée. Ce type d'initialisation risque de faire converger le processus vers n'importe quelle solution. Cependant dans la pratique, on a pu vérifier que l'on obtenait à chaque fois une solution satisfaisante malgré cette initialisation. Néanmoins pour prévenir ce risque, il est préférable d'utiliser comme initialisation la solution régularisée $f^0 = \left(A^T A + \alpha I\right)^{-1} A^T p$

4.2. Amélioration du modèle d'organe.

Cette seconde étape de la reconstruction consiste à ajuster la modélisation des organes étant donné l'estimée $\tilde{f}$ précédemment reconstruite [COUT-96].

Seuls les contours du VG sont modifiés dans ce processus de reconstruction. L'influence des contours des poumons n'est pas suffisamment significative pour envisager de les déformer, car ils interviennent exclusivement dans le calcul des atténuations.

Les contours de la région principale du VG sont modifiés dans le but d'annuler complètement la distribution de radioactivité f à l'intérieur de la région secondaire. En fin de reconstruction, toute l'activité est alors contenue à l'intérieur de la région principale, et les contours de celle ci définissent le profil de la région émettrice.

Le processus de déformation est réalisé en cherchant les coordonnées des points de contrôle qui minimisent la distance entre les projections mesurées et les projections simulées, c'est-à-dire

$$\tilde{P}c = \arg\min_{Pc}\left(\left\|p - A(Pc)\tilde{f}^*\right\|^2\right) = \arg\min_{Pc} E_g(P_c) \qquad \text{(IV-30)}$$

où $\tilde{f}^* = \tilde{f} - \tilde{f}_{sec}$, $\tilde{f}_{sec}$ correspond à l'activité reconstruite sur la région secondaire du VG.

4.2.1. Non linéarité du processus.

La difficulté majeure du processus de déformation est que la matrice A ne dépend pas linéairement des points de contrôle Pc. Il n'existe donc pas de méthode de minimisation simple pour résoudre ce problème. Dans un premier temps, nous avons utilisé une méthode de Newton qui permet de résoudre itérativement la minimisation de fonctions non linéaires.

On note $E_g(P_c)$ l'énergie à minimiser. $E_g(P_c)$ peut être approchée au voisinage de P_c, par son développement de Taylor tronqué à l'ordre 2,

$$E_g(P_c + \Delta P_c) = E_g(P_c) + \Delta P_c{}^T G(P_c) + \frac{1}{2}\Delta P_c{}^T H(P_c)\Delta P_c + O\left(\Delta P_c{}^3\right) \qquad \text{(IV-31)}$$

où $G(P_c)$ et $H(P_c)$ sont respectivement le gradient et la matrice Hessien de E_g au point P_c. Ils s'expriment par,

$$G(P_c)_k = \left[\frac{\partial E_g}{\partial P_c^k}\right] = -\left(p - A\tilde{f}^*\right)\frac{\partial A\tilde{f}^*}{\partial P_c^k}$$

$$H(P_c)_{kl} = \left[\frac{\partial^2 E_g}{\partial P_c^k \partial P_c^l}\right] = \frac{\partial A\tilde{f}^*}{\partial P_c^k}.\frac{\partial A\tilde{f}^*}{\partial P_c^l} - \left(p - A\tilde{f}^*\right).\frac{\partial^2 A\tilde{f}^*}{\partial P_c^k \partial P_c^l} \qquad \text{(IV-32)}$$

Une première façon d'aborder le problème est d'utiliser la méthode de Newton [ROGE-81] qui permet de calculer itérativement la nouvelle estimée des Pc à partir de ces grandeurs. La nouvelle expression de l'estimée P_c^{k+1} est donnée par:

$$P_c^{k+1} = P_c^k - H\left(P_c^k\right)^{-1}.G\left(P_c^k\right) \qquad \text{(IV-33)}$$

Dans notre cas il est trop long d'évaluer analytiquement la matrice Hessien. Pour cette raison nous avons utilisé une approximation au premier ordre de la matrice Hessien qui est donnée par,

$$H^*(P_c) = J^T(P_c)J(P_c) \quad \text{où} \quad J(P_c)_l = \frac{\partial A\tilde{f}^*}{\partial P_c^l} \qquad \text{(IV-34)}$$

$J(P_c)$ est le Jacobien de la fonction Eg

En regroupant les expressions (IV-34, IV-33 et IV-32), on obtient l'expression du processus itératif utilisé pour l'amélioration du modèle d'organe, soit:

$$P_c^{k+1} = P_c^k - \left(J^T\left(P_c^k\right)J\left(P_c^k\right)\right)^{-1}.J^T\left(P_c^k\right)\Delta m$$
$$\text{avec} \quad \Delta m = p - A\tilde{f}^* \qquad \text{(IV-35)}$$

Les valeurs du Jacobien sont exprimées numériquement de la façon suivante,

$$J_l = \frac{A\left(P_c^k\right)\tilde{f}^* - A\left(P_c^k + \Delta P_c^{l,k}\right)\tilde{f}^*}{\Delta P_c^{l,k}} \qquad \text{(IV-36)}$$

où, $\Delta P_c^{l,k}$ correspond à une petite variation effectuée sur l'une des coordonnées du point de contrôle l lors de l'étape k.

L'inconvénient de cette méthode est que si l'initialisation des points de contrôle Pc est trop éloignée du minimum, la méthode peut ne pas converger.

Une seconde méthode qui peut être envisagée est la méthode de Levenberg-Marquardt qui permet de conjuguer l'efficacité de la méthode de Newton à la sécurité du gradient descendant.

On rappelle que la méthode du gradient descendant consiste à se déplacer , à partir du point courant Pc, dans la direction de plus forte pente, c'est à dire,

$$P_c^{k+1} = P_c^k - tJ^T\left(P_c^k\right)\Delta m \qquad \text{(IV-37)}$$

où t est un réel. L'avantage d'une telle méthode est que la convergence vers un minimum local est toujours garantie.

Finalement nous avons fait le choix d'utiliser la méthode de Levenberg-Marquardt pour minimiser la fonction $E_g(P_C)$.

4.2.2. Méthode de Levenberg-Marquardt.

La méthode de Levenberg Marquardt [MARQ-63] consiste à ajouter sur la diagonale de la matrice Hessien un terme λ de manière à naviguer entre les deux méthodes de minimisation proposées.

La relation itérative (IV-35) devient,

$$P_c^{k+1} = P_c^k - \left(J^T\left(P_c^k\right)J\left(P_c^k\right) + \lambda I\right)^{-1} J^T\left(P_c^k\right)\Delta m \qquad \text{(IV-38)}$$

où I est la matrice identité.

Si on prend λ suffisamment grand, la diagonale devient dominante et on retrouve la méthode de gradient descendant. Inversement si λ est petit, le deuxième terme de la matrice à inverser devient négligeable et on retrouve une méthode de Newton.

La variation du paramètre λ permet de passer continûment de la méthode de descente de gradient à la méthode de Newton. Ainsi, on assure la convergence de la minimisation (Méthode de descente de gradient), tout conservant l'efficacité de convergence de la méthode de Newton. En pratique, on part d'une certaine valeur de λ (assez élevée de l'ordre de grandeur de l'unité), si l'itération (IV-38) permet de minimiser l'énergie E_g, alors on diminue λ , sinon la valeur de λ est augmentée.

5. SYNTHESE DE LA METHODE PROPOSEE.

La figure IV-32 montre une synthèse de la méthode proposée sous la forme d'un organigramme. Chacune des étapes de modélisation et de reconstruction à proprement dite y sont représentées, afin de bien suivre l'enchainement des idées.

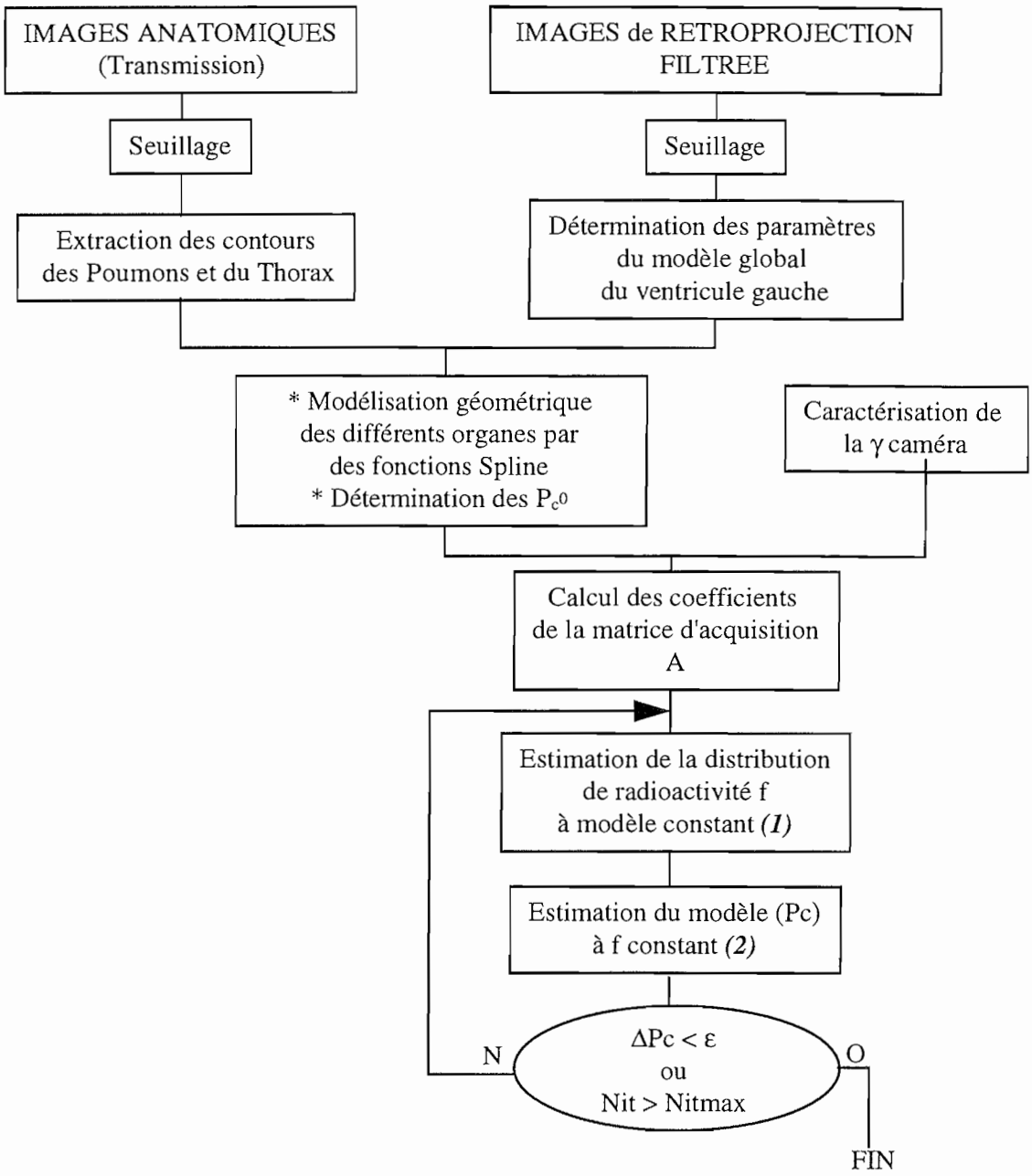


Figure IV-32: Organigramme de la méthode proposée.

Comme nous pouvons le voir sur l'organigramme de la méthode (cf. figure IV-32), le critère d'arrêt global de la reconstruction concerne la stabilité des points de contrôle (ΔPc). Ce critère est tout à fait équivalent à un critère sur l'évolution de la distribution reconstruite ($\Delta f/f$) et donc du résidu, les variations sur f étant directement liées aux déformations des contours du VG.

Les figures IV-33 et IV-34 présente les étapes notées (1) et (2) en détails.

ESTIMATION DE DISTRIBUTION DE RADIOACTIVITE
A MODELE CONSTANT (1)

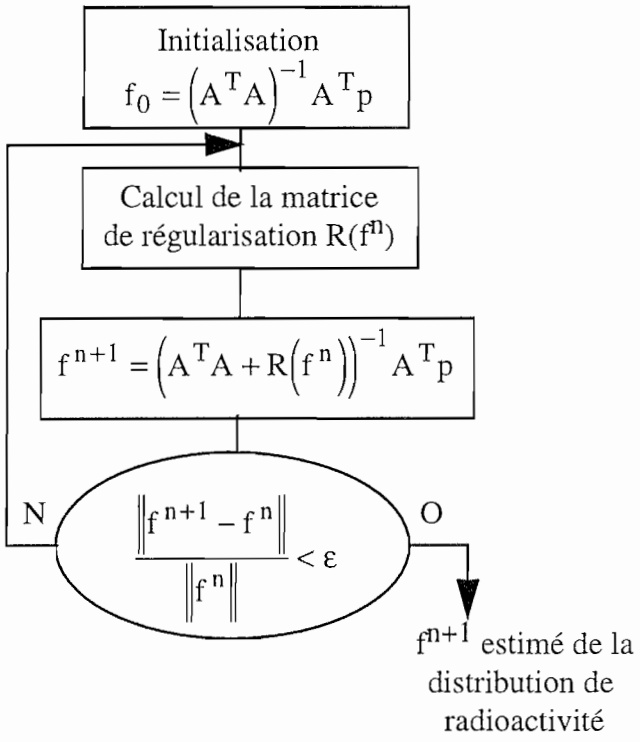


Figure IV-33: Détails de l'étape (1) de la reconstruction.

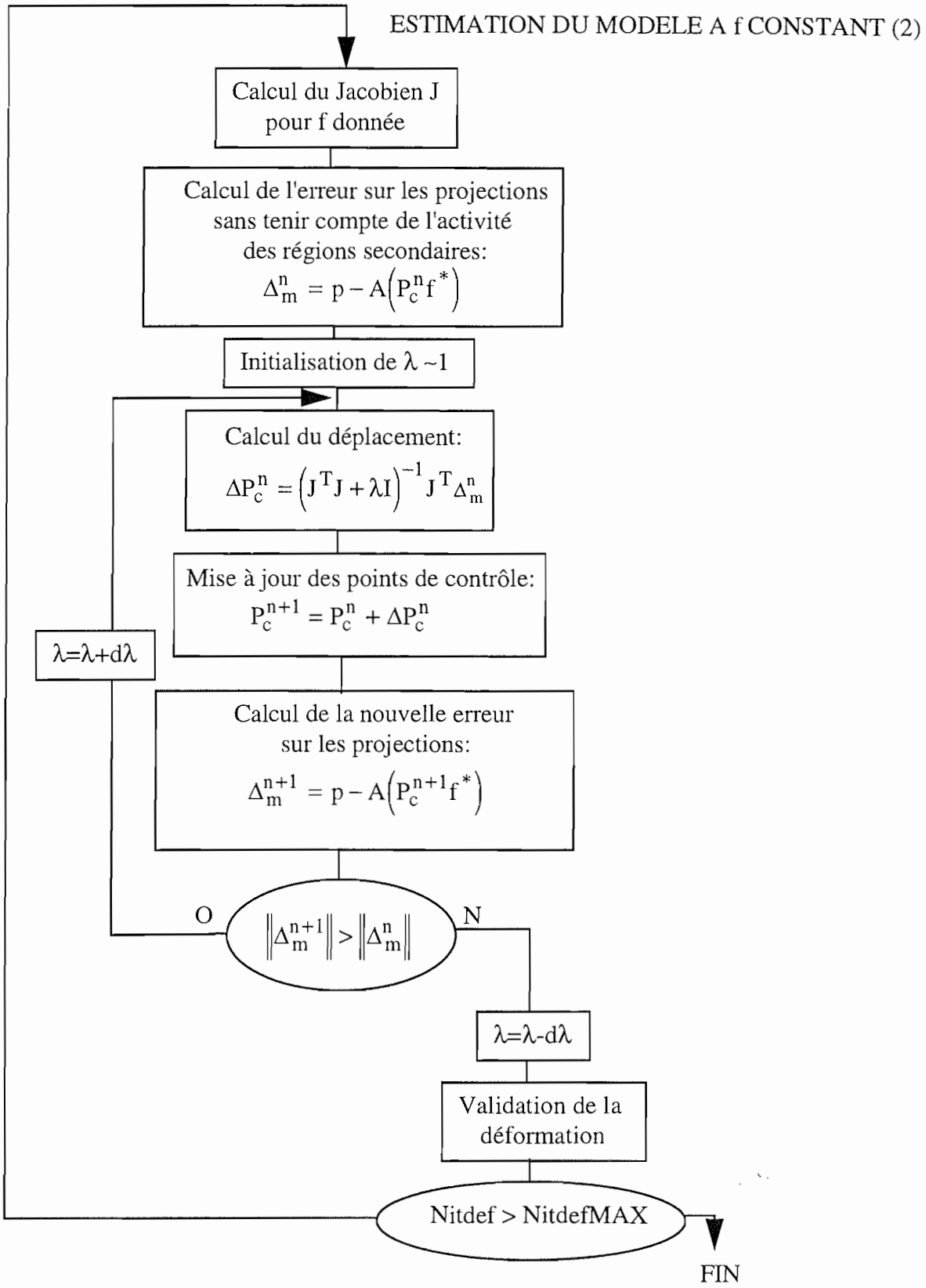


Figure IV-34: Détails de l'étape (2) de la reconstruction.

Au niveau de l'étape de mise à jour du modèle géométrique des organes, on fixe *a priori* un nombre maximum d'itérations (NitdefMAX). La détermination de ce paramètre est empirique.

Elle se fait de manière à faire suffisamment d'itérations sans toutefois faire converger le processus vers un contour mal adapté à ce que l'on cherche car il correspond à une activité non parfaite. En effet, surtout en début de processus il est inutile de faire converger le modèle géométrique vers une position qui sera par la suite modifiée. Dans la pratique on utilise un nombre de 2 itérations. Ce nombre d'itérations, ainsi que les valeurs de λ et de $d\lambda$ sont déterminés de façon empirique.

Dans ce chapitre nous avons présenté quels étaient les principes de la modélisation et de la reconstruction que nous proposons de réaliser. La modélisation se décompose en 2 étapes: d'une part une modélisation anatomique des organes, d'autre part une modélisation physique des différents processus. La reconstruction de l'image d'émission est obtenue à partir d'une double estimation, celle de la distribution de radioactivité, mais aussi celle du profil de la région émettrice du VG. Cette double estimation permet d'adapter la modélisation géométrique du VG de manière à mieux reconstruire la distribution de radioactivité à l'intérieur de ce profil.

Dans le chapitre suivant, nous allons appliquer notre méthode à des données simulées et des enregistrements réels, dans le cas de reconstruction 2D. Par la suite, nous verrons l'apport de la méthode sur des reconstructions directement en 3D.

V. Résultats en 2 dimensions et discussion.

Dans ce chapitre nous parlerons des résultats obtenus pour des reconstructions à deux dimensions. Dans un premier temps, à partir de données simulées, nous verrons comment fonctionne la méthode et quel est l'intérêt de la fusion de données. Nous verrons notamment comment elle permet de mieux conditionner le processus de reconstruction et comment les images reconstruites sont de meilleure qualité.

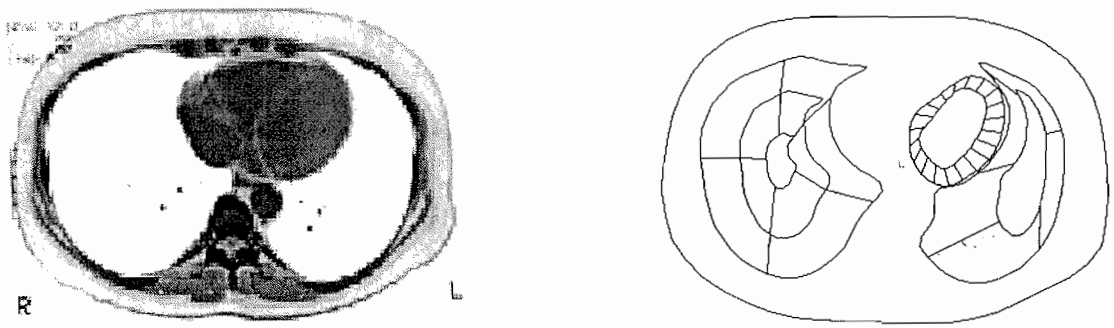
Dans un second temps, nous avons testé l'ensemble de la méthode sur des données réelles, enregistrées sur un fantôme 2D. Puis, pour finir, la méthode proposée a été essayée sur des données cliniques. Pour chacun de ces cas nous montrerons que notre méthode apporte une meilleure quantification des niveaux reconstruits et ainsi qu'une meilleure qualité de l'image.

1. RECONSTRUCTION A PARTIR DE DONNEES SIMULEES.

Afin de valider le processus de reconstruction proposé et de mesurer l'apport de la fusion de données sur les images reconstruites, nous avons fait nos premières reconstructions à partir de projections simulées. Naturellement, le calcul de ces projections a été fait en se basant sur un modèle réaliste du thorax, celui-ci étant déduit d'image en tomodensitométrie X d'un patient.

1.1. Présentation du modèle synthétique.

Dans un premier temps, nous avons utilisé un modèle réaliste du thorax déduit d'une image en tomodensitométrie X acquise sur un patient. La figure V-1-(a) montre l'image anatomique utilisée et la figure V-1-(b), la modélisation obtenue selon la procédure décrite dans le Chapitre IV.



(a) (b)

Figure V-1: Description du modèle réaliste du thorax utilisé pour simuler les projections.

Comme le montre le maillage de la figure V-1-(b), le nombre total de pixels utilisés pour mailler cette coupe du thorax est de 37. Il comprend 20 mailles pour le ventricule gauche (noté VG dans tout ce qui suit) et 17 mailles pour le maillage des deux poumons.

1.2. Stabilité du processus de reconstruction a modèle constant.

Dans ce paragraphe, nous avons supposé la modélisation anatomique du VG connue. Les différentes reconstructions proposées permettent de mettre en évidence l'apport de l'introduction d'un modèle d'organe à l'intérieur même du processus de reconstruction. Nous parlerons en particulier du conditionnement du système, de la possibilité de réduire le nombre de projections nécessaires, puis de la stabilité de la reconstruction vis-à-vis du bruit.

1.2.1. Nombre de conditionnement.

L'analyse en valeurs singulières de l'opérateur A (prenant l'atténuation du rayonnement et la réponse du système de détection) permet de fournir des informations sur le bon ou le mauvais conditionnement du système. On rappelle que cette analyse consiste à calculer l'ensemble des bases orthogonales u_k et v_k de l'espace image et objet telles que:

$$\begin{aligned} Au_k &= \lambda_k u_k \\ A^T v_k &= \lambda_k v_k \quad k = 1,2,\cdots \end{aligned} \tag{V-1}$$

Les λ_k sont les valeurs singulières.

On définit le nombre de conditionnement comme le rapport de la plus petite des valeurs singulières à la plus grande (cf. équation V-2)[GOLU-89, p80]. Plus ce rapport est élevé plus le système est mal conditionné.

$$Nc = \lambda_{max} / \lambda_{min} \tag{V-2}$$

La figure V-2 montre les spectres des valeurs singulières obtenues (pour une acquisition sur 32 projections), quand un maillage régulier de pixels carrés est utilisé (a) et quand un maillage réduit et adapté est utilisé (b). Nous pouvons voir que d'une part le problème devient mieux conditionné quand on limite le nombre de pixels de reconstruction, et d'autre part que la décroissance des valeurs singulières est moins prononcée. Dans ce cas, il est possible de reconstruire l'image en conservant tous les vecteurs singuliers et donc de restaurer tous les détails de l'image, et ainsi améliorer la quantification des images.

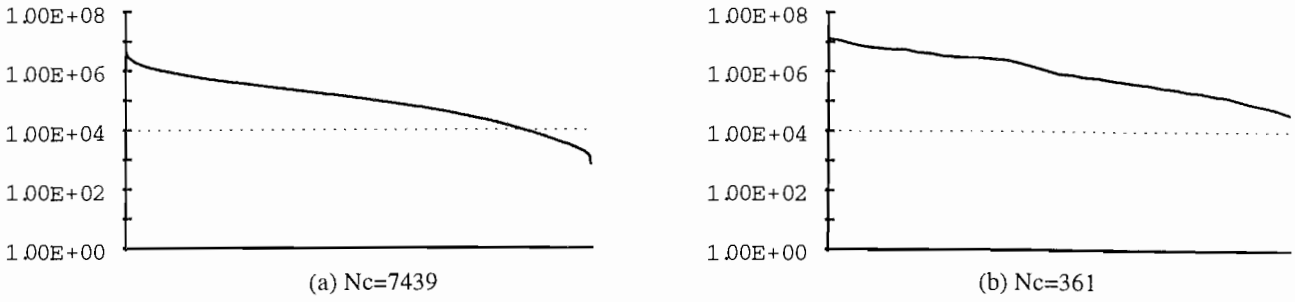


*Figure V-2: Spectre des valeurs singulières en fonction du champ de la reconstruction (l'axe des y est représentée en échelle log).(a) Les pixels de reconstruction sont carrés et régulièrement répartis sur une grille 32*32, (b) les pixels de reconstruction sont adaptés aux formes des organes et localisés uniquement sur les régions émettrices.*

1.2.2. Réduction du nombre de projections.

Dans la mesure où notre système de reconstruction est très bien conditionné par rapport aux systèmes conventionnels, l'étape suivante a été d'essayer de voir dans quelle mesure le nombre de projections peut être réduit. Le paramètre que nous avons choisi de regarder est le nombre de conditionnement du système.

La figure V-3 montre l'évolution du nombre de conditionnement en fonction du nombre de projections utilisé dans la reconstruction. Dans le cas de la première courbe V-3-(a), le nombre de projections est diminué en gardant l'angle de mesure constant (180°). Dans le cas de la seconde courbe V-3-(b), l'écart angulaire entre chacune des projections est maintenu constant et on diminue l'angle de la mesure. A un angle de mesure de 180° correspondent 32 projections soit un écart angulaire de 5.625 ° entre chaque projection.

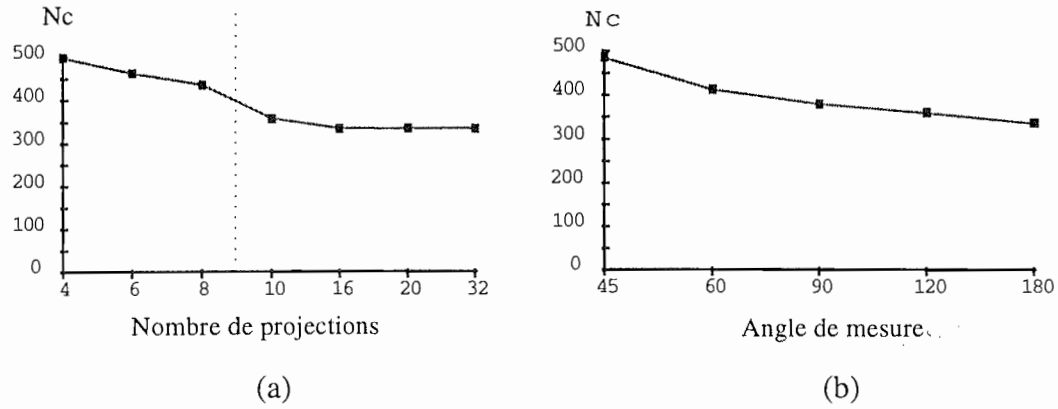


Figure V-3: Evolution du nombre de conditionnement en fonction du nombre de projections utilisé dans la reconstruction.

On peut alors constater que même dans le cas limite de 4 projections utilisées pour reconstruire l'objet, le nombre de conditionnement reste nettement inférieur à celui d'une

reconstruction sur 64*64 pixels. Néanmoins, on remarque un décrochement entre 8 et 10 projections, qui correspond à la suppression d'une ou deux incidences significatives.

Quand on réduit l'angle de mesure en gardant l'écart entre chaque projection constant, on constate que le nombre de conditionnement augmente cette fois régulièrement. Pour un même nombre de projections (par exemple 8 qui correspond à un angle de mesure de 45°), on constate que le système est mieux conditionné quand les projections sont réparties sur 180° plutôt que concentrées en même endroit.

Dans la pratique nous avons utilisé 16 projections régulièrement réparties sur 180°.

1.2.3. Précision des résultats obtenus en fonction du bruit.

Les simulations suivantes ont été menées pour juger de la stabilité de la méthode de reconstruction proposée vis-à-vis du bruit contenu dans les projections.

En nous donnant une certaine distribution de radioactivité sur le myocarde et les poumons, nous avons simulé les projections correspondantes pour différents niveaux de bruit et regardé avec quelle précision cette distribution de radioactivité est reconstruite. Le bruit introduit dans les projections est de nature poissonienne correspondant à l'enregistrement moyen de N_{ph} photons par cellule du détecteur.

Le critère choisi pour juger de la qualité de la reconstruction est l'erreur relative (sur l'ensemble des valeurs reconstruites). Celle-ci se définit par,

$$\|\varepsilon_v - \varepsilon_r\| / \|\varepsilon_v\| \qquad \text{(V-3)}$$

où, ε_V et ε_r correspondent respectivement aux vecteurs des activités vraies (ou simulées) et des activités reconstruites.

La figure V-4 montre l'évolution de l'erreur relative en fonction du niveau de bruit injecté dans les projections. Chacun des points de mesure correspond à la moyenne des erreurs relatives obtenue pour 50 jeux de projections simulées (chacun des jeux de projection ayant le même niveau de bruit). On voit alors que la méthode de reconstruction proposée est très robuste vis-à-vis du bruit. Pour des niveaux de bruit équivalents aux conditions cliniques (Nph=60, on rappelle que Nph est le nombre moyen de photons reçus par détecteur), l'erreur commise est très faible, pour 32 projections et 16 projections elle est respectivement de 7% et 13%.

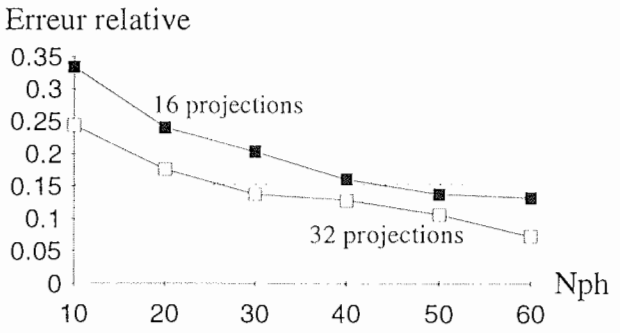


Figure V-4: Evolution de l'erreur relative en fonction du bruit contenu dans les projections.

La figure V-5 présente quatre exemples de reconstruction obtenues avec différents niveaux de bruit et pour un nombre différent de projections utilisées. Dans le cas de la figure V-5 l'activité simulée est restreinte au ventricule gauche. On constate que même en présence de bruit important, les profils d'activités simulés sont bien retrouvés.

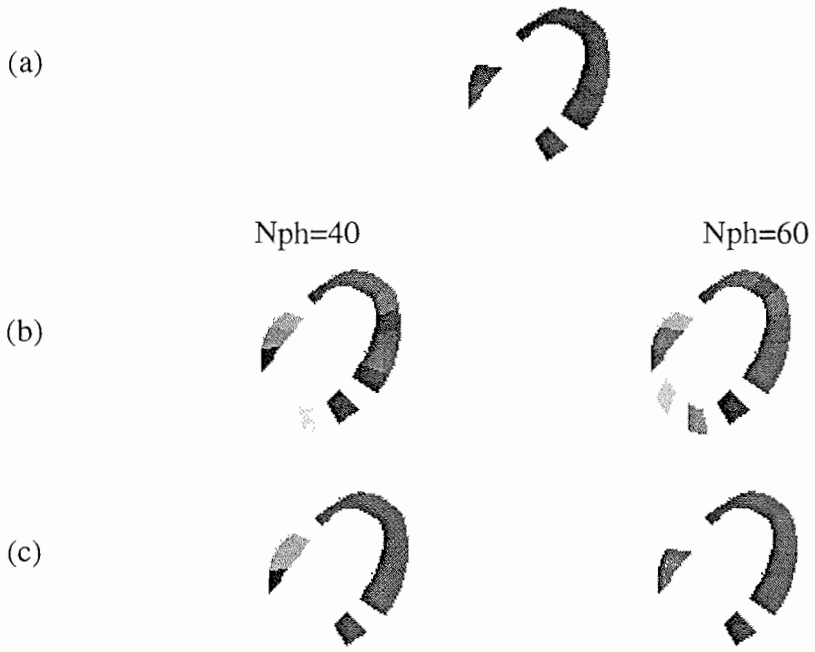


Figure V-5: Exemple de reconstruction obtenue pour différents niveaux de bruit avec 16 projections: (a) distribution simulée, (b) distribution reconstruite sans régularisation et (c) distribution reconstruite avec régularisation.

1.2.4. Apport du maillage adapté.

Par la suite, nous avons effectué des simulations pour évaluer l'apport de l'introduction du modèle et du maillage adapté. Pour cela, nous avons effectué des reconstructions pour une discrétisation complète du thorax en pixels carrés et pour le maillage adapté aux contours. Le nombre de projections utilisé est de 32 sur un angle de mesure de 180 et le bruit injecté dans les projections correspond à un nombre de photons mesurés de 60 (par élément de projection).

Un exemple de reconstruction est donné en figure V-6, où la reconstruction sur l'ensemble du champ est représentée en (a) et la reconstruction avec un maillage adapté est en (b). La méthode de reconstruction utilisée pour obtenir l'image (a) est identique à celle utilisée dans le cas (b), seul le nombre et la forme des mailles diffèrent. Il est visible que la prise en compte des contours de l'organe permet d'obtenir une meilleure précision sur les valeurs de la radioactivité reconstruite. En particulier, les deux hypofixations apparaissent clairement avec un maillage adapté, ce qui n'est pas le cas avec une discrétisation classique. Dans le cas d'une discrétisation classique, la matrice d'acquisition est tellement mal conditionnée que la solution obtenue est très oscillante et il faut très fortement régulariser le processus pour stabiliser la

reconstruction. Ceci a pour conséquence de lisser par morceaux la distribution de radioactivité reconstruite et ainsi de moins bien reconstruire les lacunes présentes dans l'image.

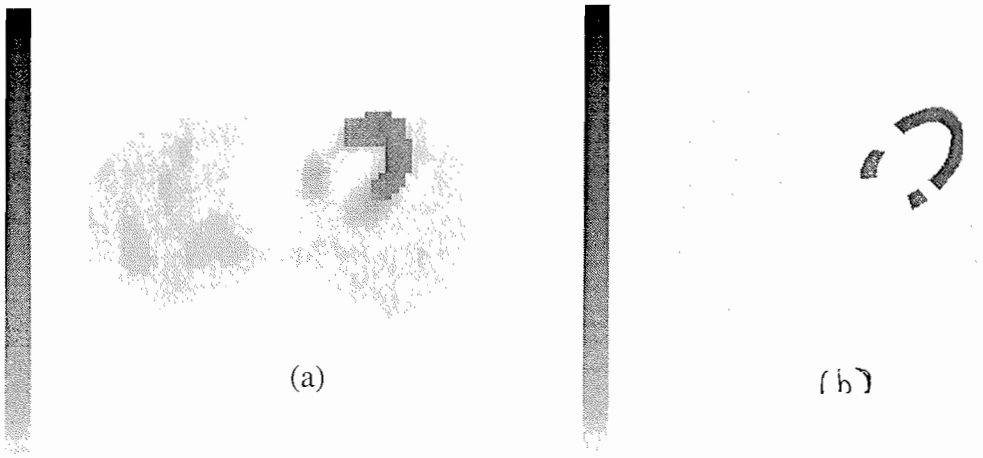


Figure V-6: Exemple de reconstruction avec une discrétisation classique (a) et une discrétisation adaptée à la forme des organes (b).

La figure V-7 montre l'image de la rétroprojection (filtre rampe) obtenue avec le même jeu de projections. On voit sur cette image, que la lacune principale est bien reconstruite contrairement à la seconde lacune que l'on peut à peine distinguer. Comparé à l'image obtenue avec une discrétisation classique (figure V-6-(a)), le profil des activités est mieux reconstruit, mais il est clair que notre méthode permet d'obtenir une meilleure quantification des niveaux de radioactivités (figure V-6-(b)).

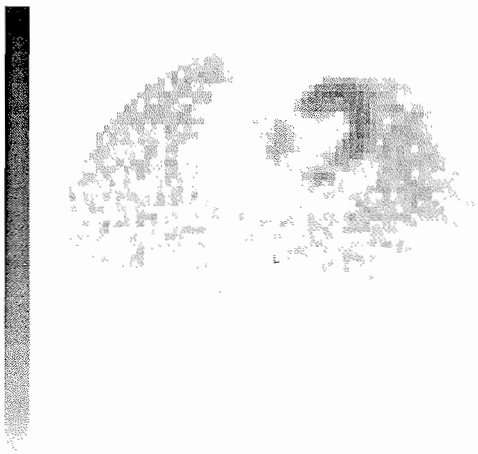


Figure V-7: Image de la rétroprojection filtrée.

Notre méthode de reconstruction est la plus rapide des méthodes proposées dans le cas des figures V-6 et V-7. En moyenne, l'inversion de la matrice A (2048x77) est réalisée en une dizaine de secondes (ce qui est une conséquence directe de la diminution du nombre d'inconnues). Ensuite la rétroprojection filtrée prend environ 1 minute pour traiter l'ensemble des projections. La reconstruction dans le cas d'un maillage régulier 64x64 demande nettement plus de temps (quelques heures). Dans ce cas la matrice d'acquisition est de taille

importante (2048x4096 éléments) et comporte de nombreuses valeurs nulles, son inversion est obtenue de façon itérative. Ces calculs ont été réalisés sur une Sparc 10.

1.3. Optimisation des paramètres du modèle géométrique.

Cette étape de la reconstruction consiste à trouver une nouvelle estimée de forme du VG. On rappelle qu'une première approximation des contours de la région du VG émettrice est obtenue à partir de l'analyse de l'image de rétroprojection filtrée. L'optimisation des paramètres du modèle géométrique revient à modifier les contours de la région principale du VG, pour se rapprocher au mieux des véritables contours de l'objet. La première conséquence de cette optimisation est de faire contenir l'ensemble de l'activité émise à l'intérieur de la région principale du VG. La seconde est, comme nous le verrons sur les images reconstruites, d'améliorer la qualité des images.

Les contours du VG qui ont été utilisés dans les simulations sont présentés en figure V-8.

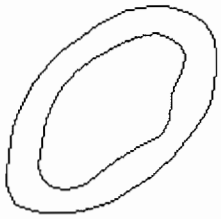


Figure V-8: Contours simulés du VG.

1.3.1. Validation du processus à partir de données non bruitées.

Dans un premier temps plusieurs reconstructions ont été faites, sans bruiter les projections, afin de valider la méthode de double estimation. La figure V-9 montre un exemple de reconstruction obtenue pour une distribution de radioactivité simulée uniforme. On rappelle que le modèle initial du VG est obtenu à partir de l'image de rétroprojection filtrée par la méthode décrite dans le chapitre IV.



Figure V-9: Exemple de reconstruction par double estimation. (a) Reconstruction par rétroprojection filtrée, (b) Reconstruction avec le modèle initial du VG , (c) Reconstruction après convergence du processus., (d) Distribution simulée.

L'image obtenue avec le modèle initial du VG (figure V-9-(b)), montre bien par la présence d'activité dans les régions secondaires que la modélisation utilisée n'est pas adaptée à la réalité (14.7 % de l'activité totale se trouve dans les régions secondaires). Néanmoins les niveaux

d'activité reconstruits montrent bien le caractère uniforme de la distribution de radioactivité contrairement à l'image de rétroprojection filtrée (figure V-9-(a)). La figure V-9-(c) montre le résultat de la reconstruction après 5 itérations globales, on voit que les contours de l'organe reconstruit coïncident avec ceux simulés et que l'activité située initialement dans les régions secondaires a été fortement réduite (uniquement 0.89% de l'activité totale se trouve dans les régions secondaires). La qualité de l'image reconstruite s'en retrouve améliorée.

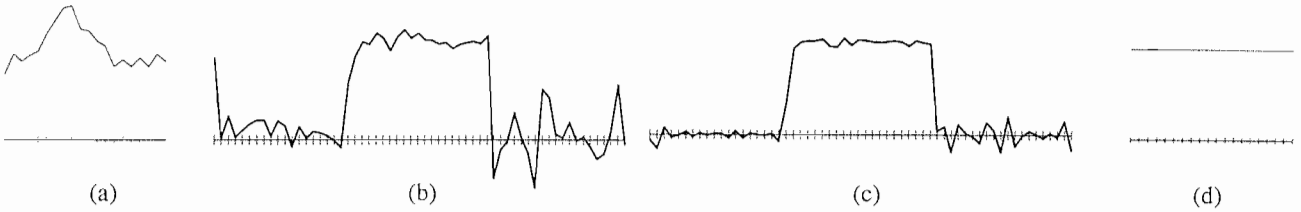


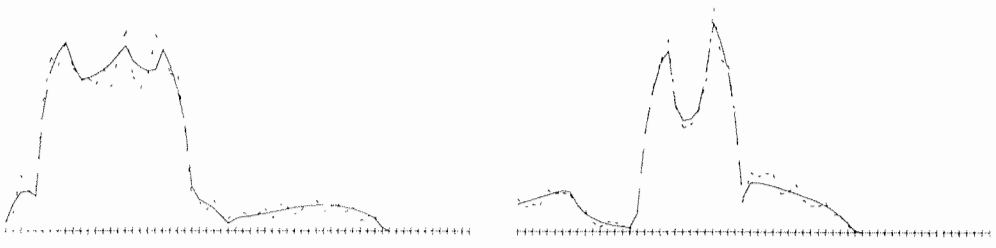
Figure V-10: Profils des activités de la figure V-9.(a) Reconstruction par rétroprojection filtrée, (b) Reconstruction avec le modèle initial du VG , (c) Reconstruction après convergence du processus., (d) Distribution simulée.

La figure V-10 montre les profils des activités reconstruites dans le cas de la figure V-9. Le profil d'activité dans le cas de la rétroprojection filtrée (cf. figure V-10-(a)) est obtenu en faisant la moyenne des pixels carrés contenus dans une maille du modèle géométrique simulé. Les profils d'activité V-10-(b) et V-10-(c) sont obtenus selon la procédure décrite en figure V-12. L'analyse de ces profils des activités montre clairement que la quantification a été améliorée par le processus de déformation.

Outre l'originalité du processus qui fait apparaître la notion de modèle déformable au cours de la reconstruction de l'activité, cette méthode permet de mieux reconstruire le profil des activités.

1.3.2. Reconstruction sans discontinuités dans la distribution de radioactivité (données bruitées).

La figure V-13 montre une reconstruction obtenue à partir de projections bruitées (un exemple de projections bruitées est donné en figure V-11), le niveau de bruit injecté correspondant au niveau de bruit lors d'un examen clinique (Nph=60). La distribution de radioactivité qui a été simulée correspond à une distribution uniforme.



(a) projection à -45 ° (b) projection à 47,9 °

Figure V-11: Exemple de projections bruitées pour les incidences de -45 et 47,9 °. En trait plein est représentée la projection non bruitée et en pointillés la projection bruitée.

En (a), on retrouve l'image de rétroprojection filtrée, en (b) l'image reconstruite avec le modèle du VG déduit de la rétroprojection filtrée, ainsi que le profil des activités reconstruites, en (c) l'image reconstruite après convergence du processus de déformation, ainsi que le profil des activités reconstruites et en (d) l'image et le profil des activités simulées. Chacun des profils correspond au profil des activités le long de l'axe du coeur; les 20 premières mailles correspondent à l'activité reconstruite sur la région d'activité secondaire extérieure, puis les 20 suivantes, à l'activité principale et les 20 dernières, à l'activité de la région secondaire intérieure (cf. figure V-12).

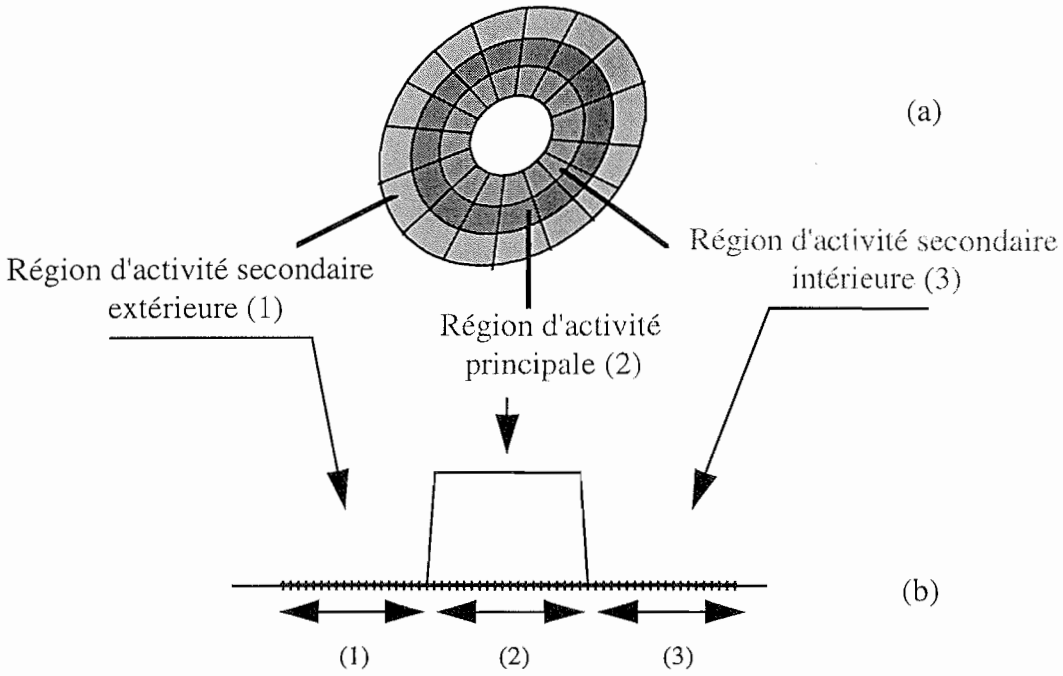


Figure V-12: Correspondance entre les profils des activités et la distribution reconstruite.

Malgré le bruit présent dans les projections, on voit que le processus converge vers la bonne solution, qui correspond à la distribution de radioactivité et aux contours simulés (cf. figure V-13-(e)). Mais il s'agit d'un cas simple, où l'ensemble du VG émet. Dans la réalité l'émission du VG n'est pas uniforme et comporte des lacunes que l'on cherche à détecter.

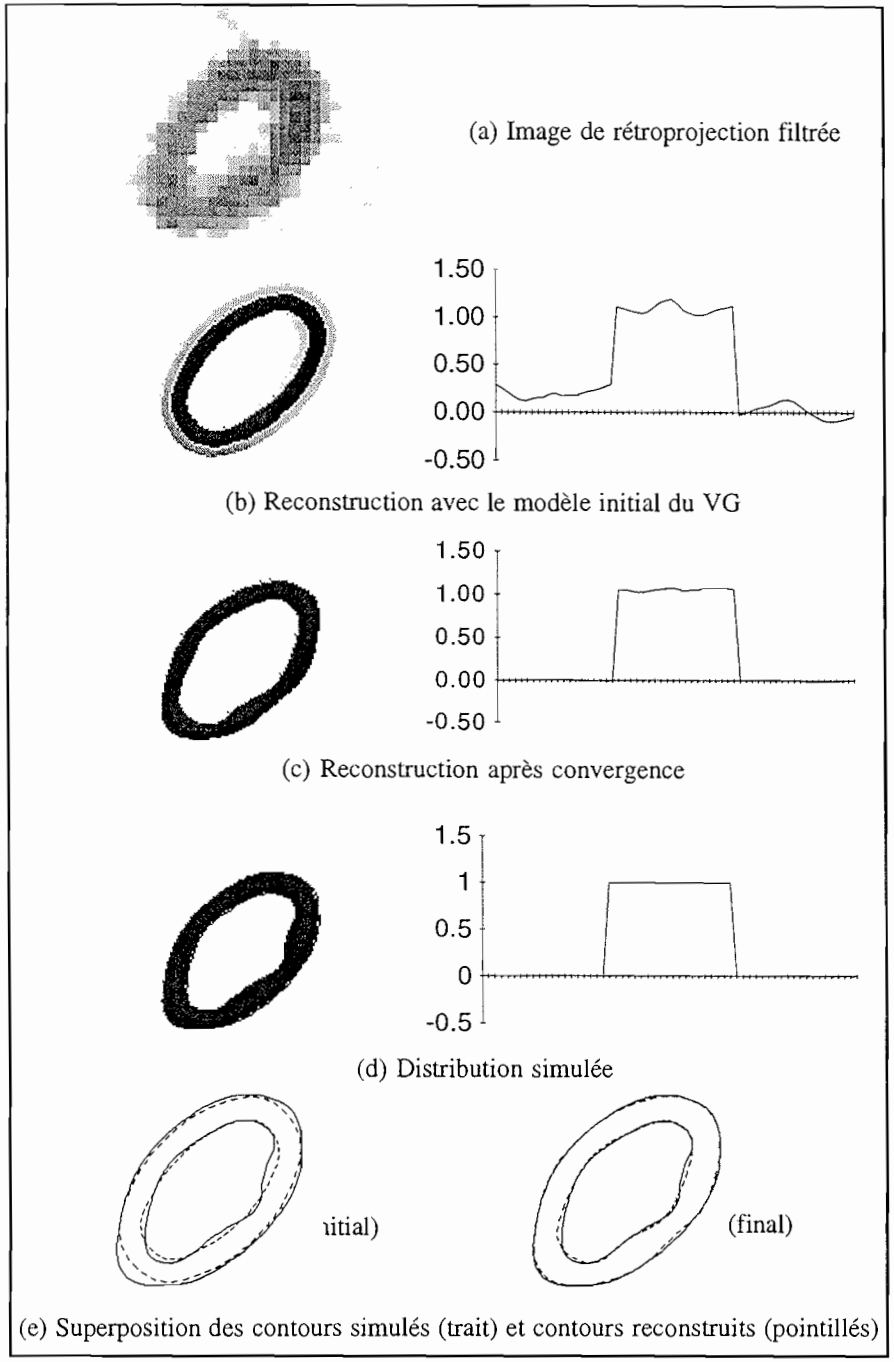


Figure V-13: Reconstruction d'une distribution uniforme.

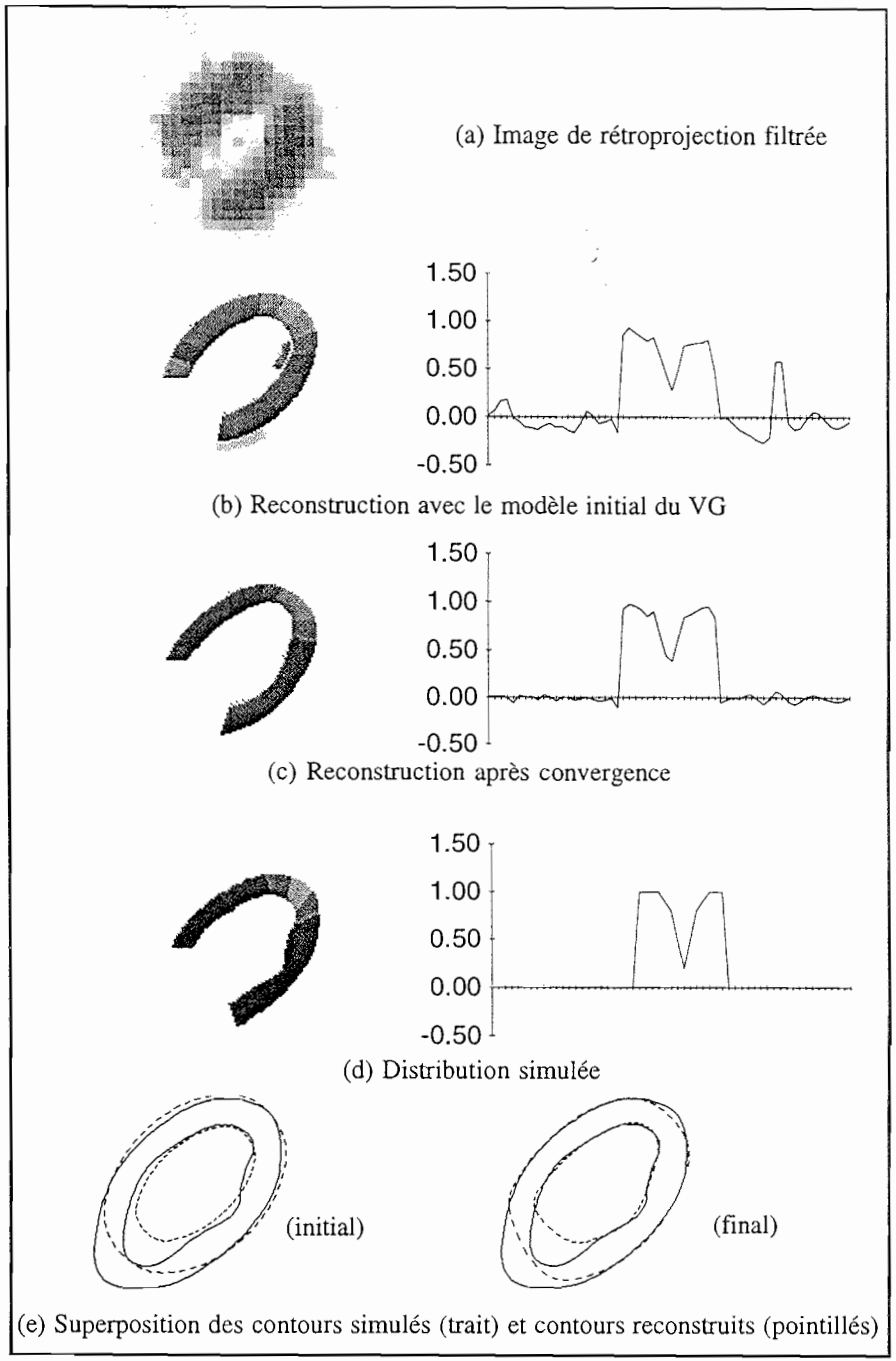


Figure V-14: Reconstruction d'une distribution non-uniforme.

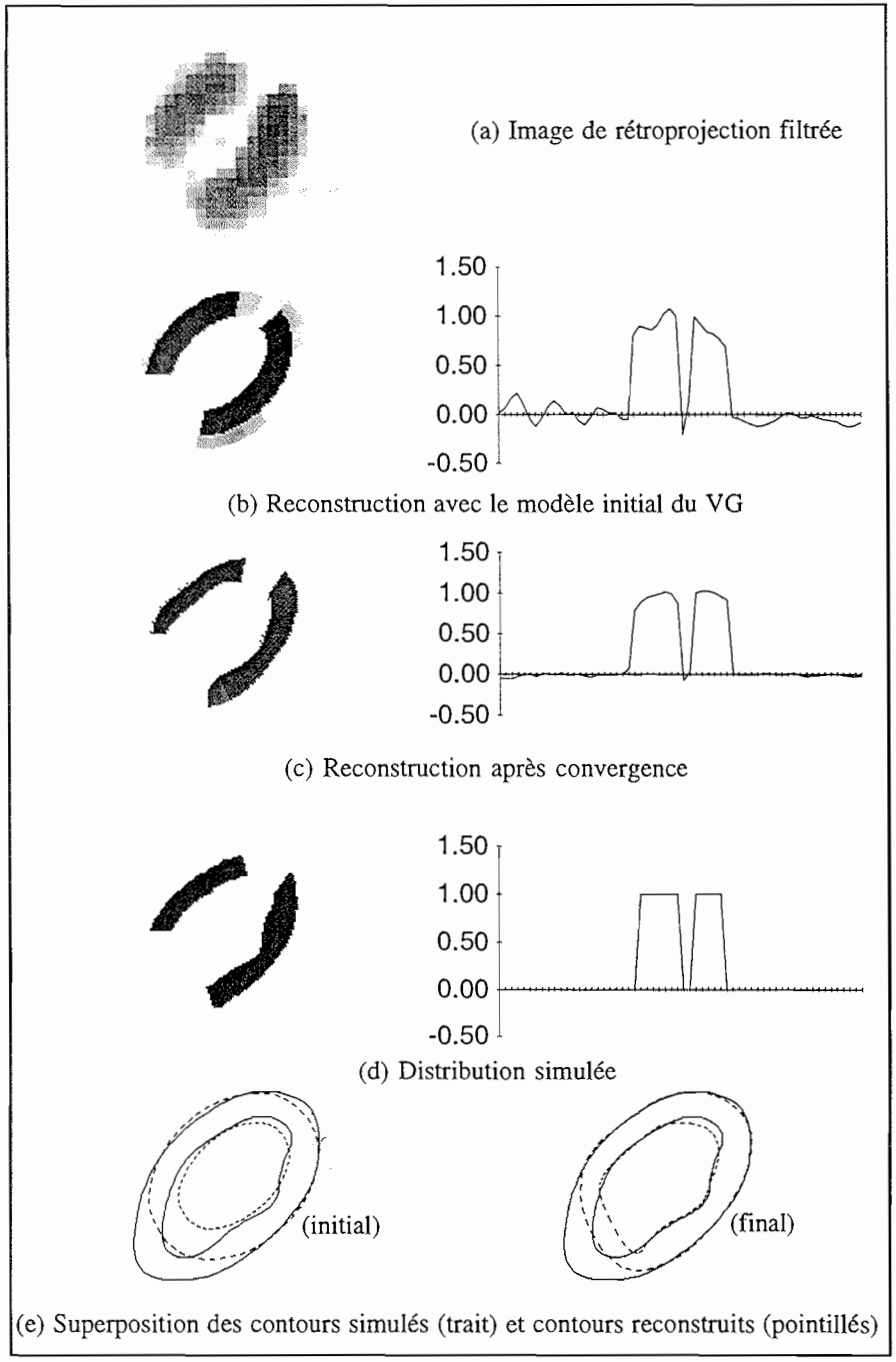


Figure V-15: Reconstruction d'une distribution non-uniforme.

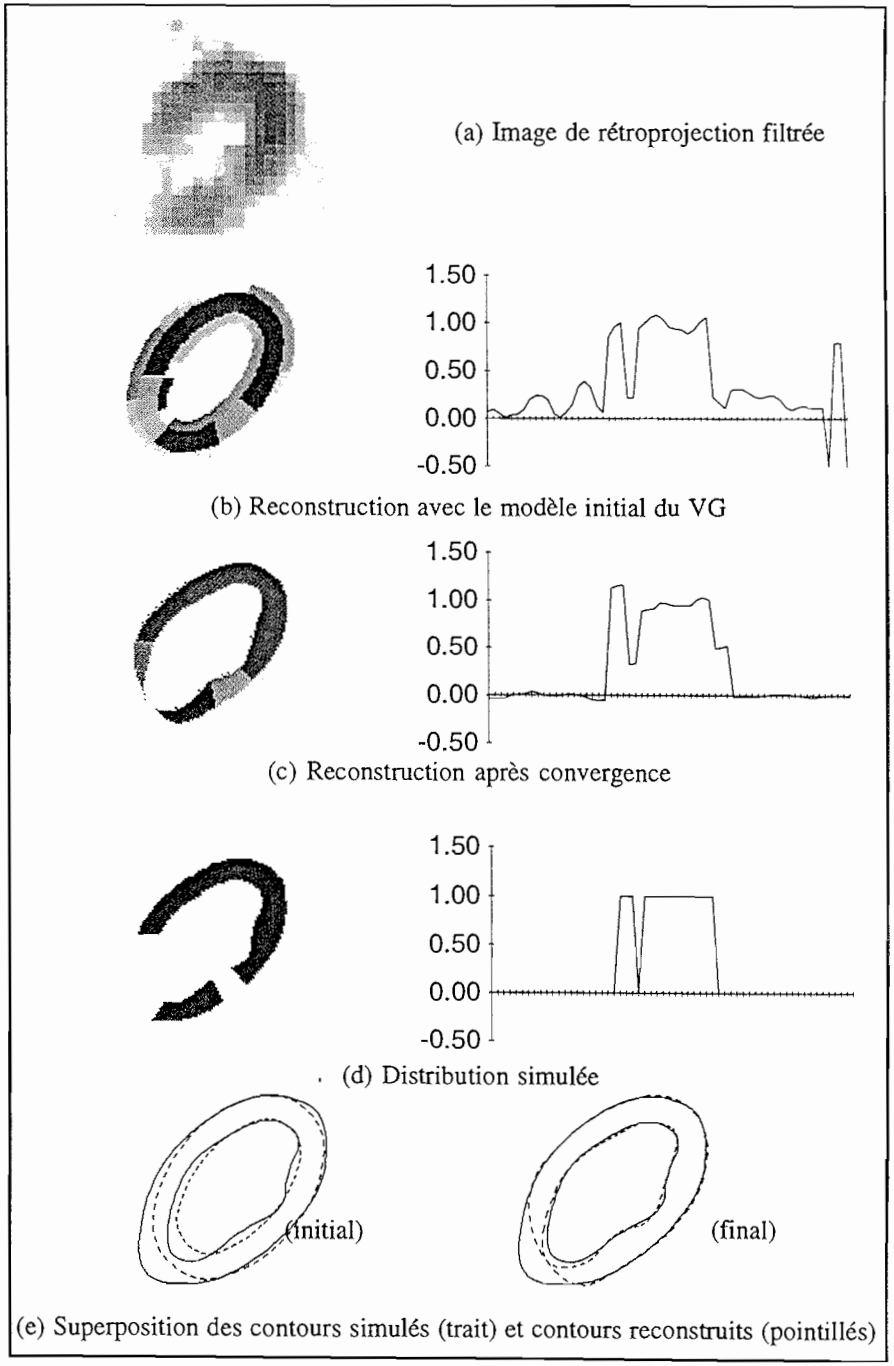


Figure V-16: Reconstruction d'une distribution non-uniforme.

1.4.3. Reconstruction en présence de discontinuités dans la distribution de radioactivités (données bruitées).

Pour un niveau de bruit constant (Nph=60), plusieurs discontinuités ont été simulées pour voir dans quelle mesure elles peuvent influencer le processus de déformation.

Les figures V-14, V-15 et V-16 représentent respectivement la reconstruction d'une discontinuité douce non nulle et franche, localisée sur la partie la plus courbe du VG et d'une discontinuité franche située au niveau de la déformation locale du contour simulé.

Dans chacun de ces cas, la présence d'une lacune a pour conséquence de moins bien faire converger le processus vers le contour simulé à l'endroit de la lacune. Cependant la distribution de radioactivité est toujours améliorée.

On peut remarquer aussi que certains profils d'activité ne correspondent pas parfaitement au profil simulé, ceci peut s'expliquer par le fait que les mailles de reconstructions évoluent avec le contour et bien sûr elles ne correspondent pas aux mailles qui ont servi à simuler l'activité émise. Le profil de la figure V-16-(c) est typique de ce phénomène de volume partiel, on simule une lacune d'une maille qui se retrouve reconstruite sur deux mailles adjacentes, le niveau zéro de la lacune est alors réparti sur les deux mailles. Pour diminuer cet effet, il suffit d'utiliser des mailles plus petites.

Dans la plupart de ces exemples, on peut remarquer que l'image reconstruite avec le modèle initial du VG (déduit de la rétroprojection filtrée) permet d'ores et déjà de mieux localiser les lacunes que sur l'image de rétroprojection filtrée. On pourra aussi noter que la première estimée du contour du VG obtenue à partir de la rétroprojection filtrée est à chaque fois très proche du contour réel.

Le processus de déformation permet par la suite d'ajuster la position des contours du ventricule gauche et par la même d'améliorer très nettement la qualité des profils d'activité reconstruits.

Nous avons pu constater aux cours de ces reconstructions que la convergence du processus de déformation vers les contours simulés dépendait de la qualité avec laquelle la distribution de radioactivité est reconstruite initialement (avec le modèle obtenu à partir de la rétroprojection filtrée). Par exemple dans le cas où une lacune est trop lissée, les deux parois auront tendance à se rapprocher, de manière à maintenir le produit (activité*aire) de la maille le plus petit possible. L'utilisation de fonction de régularisation préservant les discontinuités, permet d'une part d'améliorer le profil d'activité ainsi reconstruit et d'autre part de mieux faire converger le processus de déformation.

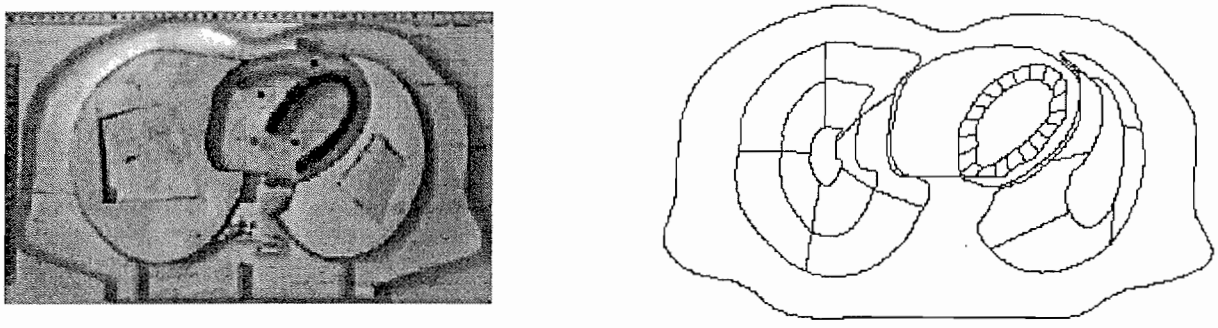
En conclusion, ces simulations ont permis de valider le principe de la reconstruction faisant intervenir une double estimation. On rappelle que cette double estimation consiste à reconstruire la distribution de radioactivité ainsi que les contours de la région émettrice.

2. RECONSTRUCTION A PARTIR D'ENREGISTREMENTS SUR FANTOME.

La seconde étape des reconstructions 2D consiste à tester notre méthode de reconstruction sur des projections réelles enregistrées à partir d'un fantôme. Le fantôme utilisé à été conçu et réalisé à l'hôpital d'Amiens. Les enregistrements ont été réalisés en milieu hospitalier dans le service de Médecine Nucléaire du Professeur J. FONROGET. La caméra utilisée est une gammatome II.

2.2. Description du fantôme.

Le fantôme utilisé modélise une coupe transverse du thorax, comme le montre l'image de la figure V-17-(a). Il est constitué de plexiglas, moulé selon l'anatomie des différents organes. La région simulant le ventricule gauche est alors remplie d'eau radioactive marquée avec le radiotraceur ^{99m}Tc (distribution uniforme), où la présence de lacune est réalisée par la mise en place d'un ou plusieurs bouchons.



(a) (b)

Figure V-17: Image du fantôme 2D (a) et sa modélisation (b).

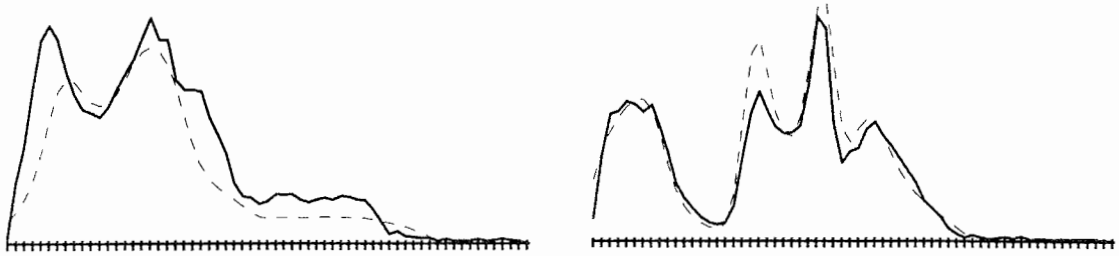
L'atténuation du plexiglas correspond à l'atténuation des tissus mous et celle des poumons est réalisée par l'introduction de mousse à l'intérieur des "cavités pulmonaires" par les ouvertures visibles sur la figure V-17-(a).

2.3. Comparaison des projections simulées et enregistrées.

Afin de vérifier le bon centrage du modèle réalisé du fantôme, nous avons comparé la forme des projections simulées à partir de la modélisation avec celles enregistrées sur le fantôme. 32 projections sur 180° ont été considérées, la première étant diamétralement opposée à la dernière.

Les graphiques présentés en figure V-18 montrent pour deux incidences les projections simulées et mesurées. On constate que l'allure des projections mesurées est bien respectée, ce

qui prouve que la modélisation physique employée pour le calcul de la matrice A est tout à fait conforme aux phénomènes régissant la formation des données.

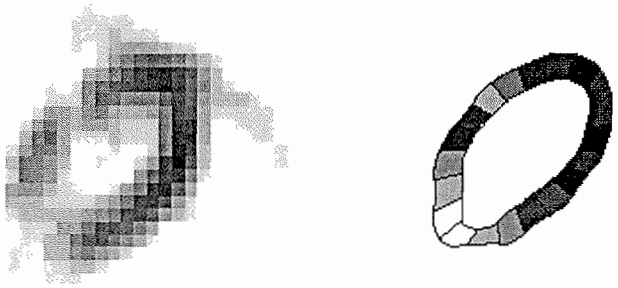


(a) projection à -45 ° (b) projection à 47,9 °

Figure V-18: Projections simulées (en pointillés) et mesurées (en trait plein).

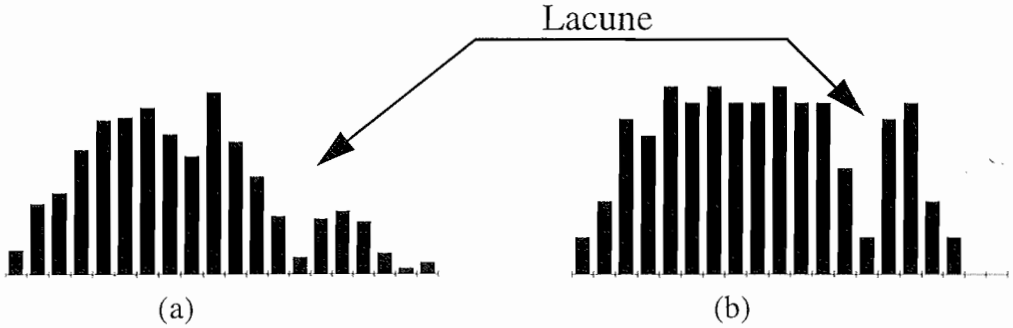
2.4. Comparaison avec la rétroprojection filtrée.

En supposant connu le modèle du VG, on réalise la reconstruction des données mesurées sur fantôme. La figure V-19 donne un exemple de reconstruction obtenu à partir de 32 projections sur 180°. La comparaison de l'image de rétroprojection filtrée (V-19-(a)) avec celle reconstruite avec notre méthode (V-19-(b)), montre très nettement que la lacune est mieux détectable dans le cas (b). On peut voir sur les profils d'activité (cf. figure V-20) que notre méthode apporte en outre une meilleure quantification des niveaux dans l'image reconstruite.



(a) (b)

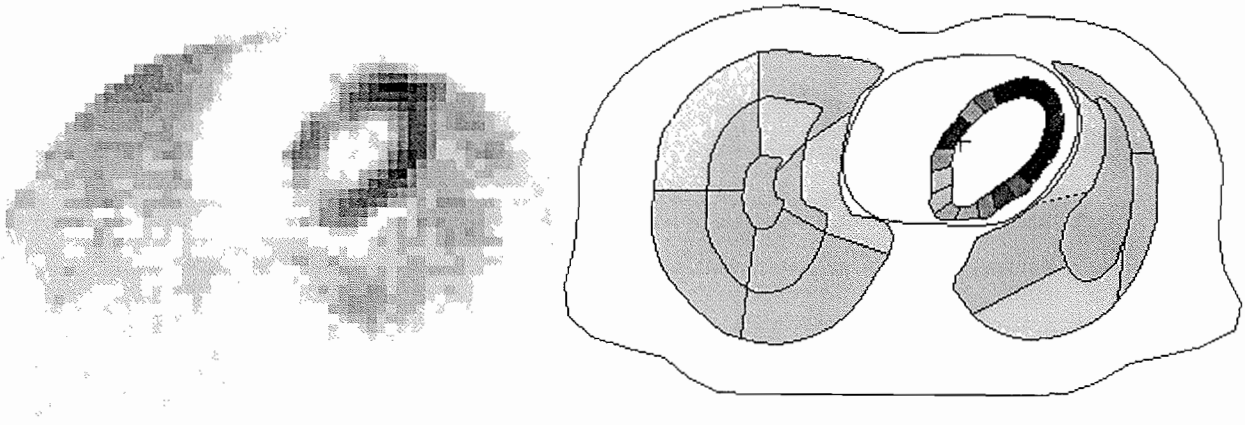
Figure V-19: Reconstructions obtenues à partir d'enregistrement sur fantôme:
(a) Rétroprojection filtrée, (b) reconstruction par fusion de données.



(a) (b)

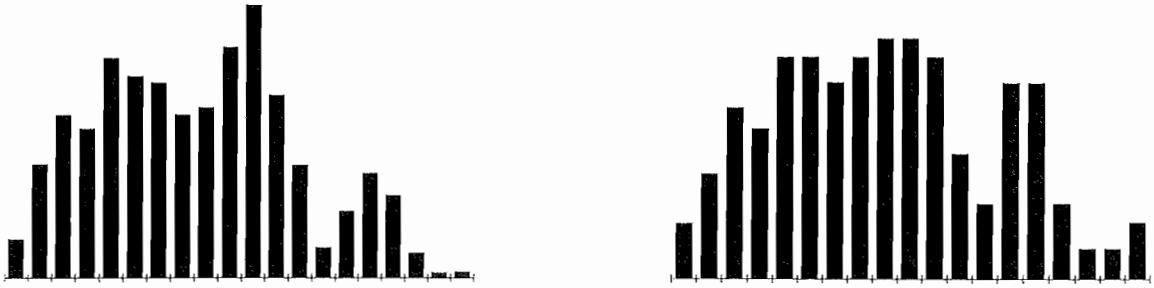
Figure V-20: Profil d'activité reconstruits à partir d'enregistrement sur fantôme.
(a) Rétroprojection filtrée, (b) reconstruction par fusion de données.

Dans le cas où les poumons sont eux aussi actifs, notre méthode de reconstruction donne des résultats tout aussi corrects que précédemment (cf. figure V-21 et figure V-22). .



(a) (b)

Figure V-21: Reconstructions obtenues à partir d'enregistrement sur fantôme: (a) Rétroprojection filtrée, (b) reconstruction par fusion de données.

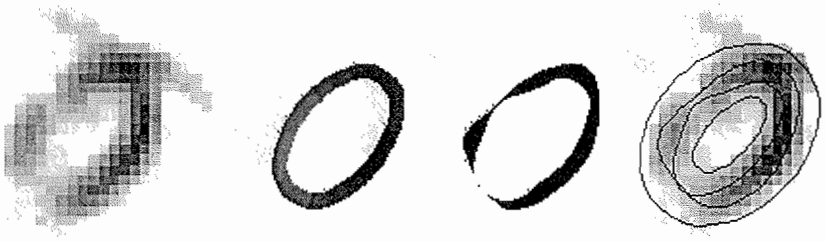


(a) (b)

Figure V-22: Profil des activités obtenues à partir d'enregistrement sur fantôme: (a) Rétroprojection filtrée, (b) reconstruction par fusion de données.

2.5. Reconstruction par double estimation.

En partant d'une première estimée des contours du VG obtenus à partir d'une rétroprojection filtrée, nous avons testé notre reconstruction par double estimation sur les données acquises sur fantôme. Un exemple de résultat obtenu est montré figure V-23.



(a) (b) (c) (d)

Figure V-23: Exemple de reconstruction par double estimation dans le cas de données réelles.(a) image de rétroprojection filtrée, (b) reconstruction avec le modèle initial du VG, (c) reconstruction après convergence du processus de déformation et (d) superposition du contour final avec l'image de rétroprojection filtrée.

Nous voyons dans ce cas, qu'en présence de discontinuité dans la distribution de radioactivité, le processus de déformation a tendance à rapprocher les deux parois du VG (cf. figure V-23(c)). Comme nous l'avons déjà dit précédemment, cet effet est dû au fait que l'activité reconstruite initialement (figure V-23-(b)) ne fait pas apparaître explicitement la lacune. Partout ailleurs, la distribution de radioactivité a bien été reconstruite uniforme. La forme reconstruite résulte d'un compromis entre la forme anatomique et des contours de la distribution en émission du ventricule gauche

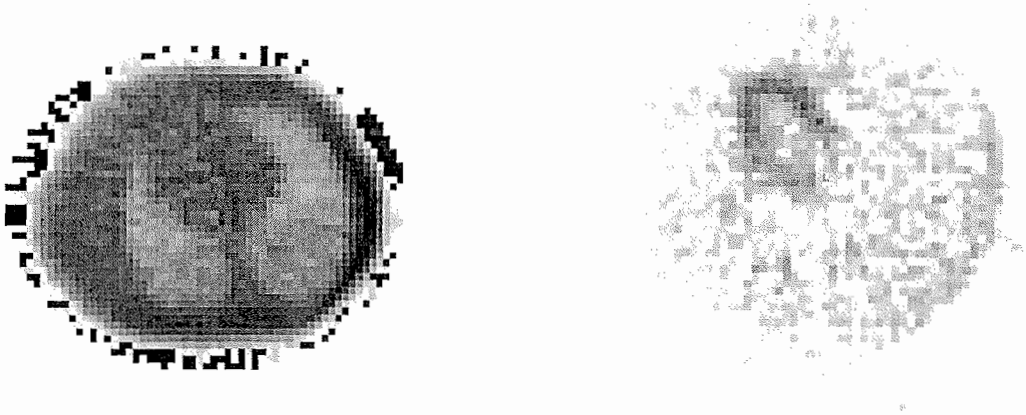
La figure V-23-(d) montre la superposition du contour du VG après déformation avec l'image de rétroprojection filtrée, on voit que le contour qui a été reconstruit épouse parfaitement la forme de la région émettrice.

3. RECONSTRUCTION IN VIVO.

3.1. Description du processus d'enregistrement.

L'application de la méthode de reconstruction par fusion de données, à des données in vivo nécessite non seulement la connaissance des données en émission, mais aussi celle des données en transmission (pour obtenir la carte des atténuations).

La figure V-24, montre un exemple d'image en transmission et en émission d'une même coupe axiale d'un patient.



(a) (b)

Figure V-24: Coupe en transmission corrigée en troncature (a) et coupe en émission (b).

La méthode de reconstruction que nous proposons se place dans le cadre d'enregistrements synchronisés sur l'électrocardiogramme dit "enregistrements gated", afin de nous affranchir du mouvement du muscle myocardique. Le modèle du coeur que l'on se donne n'est valable que pour un instant donné du cycle cardiaque. L'inconvénient majeur de ces données est qu'elles sont encore plus pauvres en nombre de photons collectés ce qui implique un plus fort bruit.

3.2. Modélisations du VG obtenues sur des données patient.

Dans ce paragraphe nous allons présenter les résultats obtenus pour la détermination du modèle global du myocarde à partir d'enregistrements faits sur un patient.

La figure V-25 montre pour une coupe donnée l'évolution de l'image de rétroprojection filtrée, ainsi que pour chacun des instants le modèle global déduit de la rétroprojection filtrée. Comme on peut le voir, la séquence comporte 8 instants du cycle cardiaque (notés de t1 à t8). Pour chacun de ces instants, on représente le modèle global qui a pu être déterminé, superposé à l'image de la rétroprojection filtrée seuillée.

D'autres tests sur des niveaux de coupe différents ont permis de montrer qu'il était possible d'ajuster une double ellipse (ou modèle global) à chacun des instants du cycle cardiaque, à condition que l'image de rétroprojection soit correctement seuillée. Toute la difficulté repose sur un bon seuillage de l'image de départ, de manière à éliminer les pixels qui ne font pas partie de la région d'émission du VG. En pratique, un simple seuillage ne suffit pas, il faut ensuite traiter l'image seuillée, avec une érosion et une dilatation de manière à supprimer les éventuels pixels parasites.

Ces différents essais de modélisation, ont permis de valider le processus de modélisation du myocarde par une double ellipse sur des données réelles. Les graphiques de la figure V-26 montrent pour la coupe traitée en figure V-25, l'évolution de certains paramètres du modèle global en fonction de l'instant du cycle cardiaque. On voit en particulier l'évolution de

l'épaisseur de la paroi ventriculaire Δ (V-26-(a)) et les longueurs grand axe et petit axe (V-26-(b)).

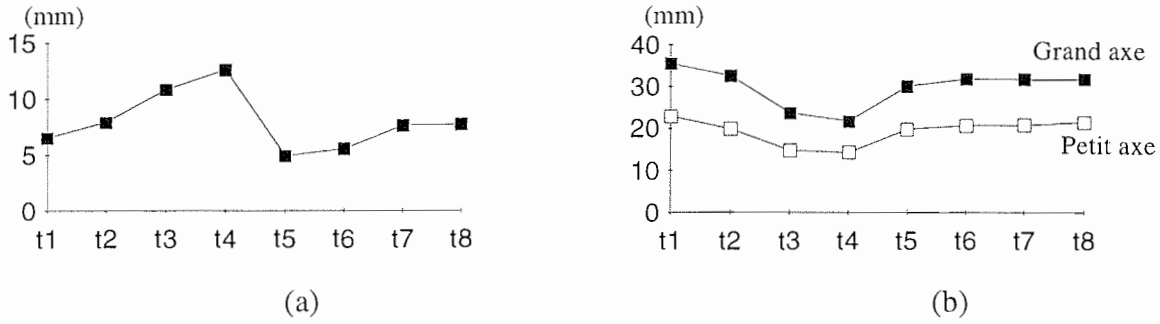


Figure V-26: Evolution de l'épaisseur de la paroi ventriculaire (a) et des longueurs grand et petit axe (b) en fonction de l'instant du cycle cardiaque.

Ces graphiques sont tout à fait en accord avec les modélisations qui peuvent être faites du mouvement du coeur [CHEN-91] [ROBE-96], on retrouve notamment un épaississement de la paroi aux instants t_3-t_4 du cycle cardiaque qui correspond au même instant où les longueurs petit et grand axe sont minimales.

Les autres paramètres du modèle global sont difficilement interprétables en fonction de l'instant du cycle cardiaque, car avant tout le mouvement du coeur est tridimensionnel (Voir les résultats à trois dimensions du chapitre suivant).

Figure V-25: Exemple de détermination du modèle global au cours du cycle cardiaque.

Dans le cadre de notre collaboration avec l'hôpital d'Amiens, nous avons seulement pu récupérer des enregistrements synchronisés sur l'ECG sans les images de transmission correspondantes. Il faut préciser qu'il nous était possible de récupérer des enregistrements en transmission et en émission mais uniquement en géométrie en éventail (fan beam). Bien sûr l'adaptation du programme utilisé est possible, mais faute de temps, nous n'avons pas choisi cette option.

Afin d'obtenir les informations géométriques des organes constituant la coupe à reconstruire, nous avons utilisé l'image de la rétroprojection filtrée du rayonnement diffusé. Chacune des projections du rayonnement diffusé est mesurée en même temps que les projections scintigraphiques.

La figure V-27 montre la reconstruction obtenue à partir des projections du rayonnement diffusé. En figure V-27-(a) est présentée l'image obtenue à partir des projections sans traitement, et en figure V-27-(b) est présentée l'image de la même coupe après avoir traité les projections. Le traitement qui est appliqué correspond à un filtre non-linéaire. Ce filtre est un filtre médian qui permet de lisser localement les projections. La taille de la fenêtre d'exploration appliquée est de 5x5. On peut facilement voir que l'apport d'un tel traitement est indéniable. Dans le cas de la figure V-27-(b), on peut distinguer nettement les contours du thorax ainsi que la boule du coeur. Par contre, les contours des poumons sont faiblement visibles, dans la mesure où ils diffusent très peu le rayonnement émis.



(a) (b)

Figure V-27: Images de rétroprojection filtrée du rayonnement diffusé. (a) image brute, (b) image après filtrage des projections.

La figure V-28 montre le modèle des poumons et du thorax déduit par segmentation de la coupe de la figure V-27-(b).

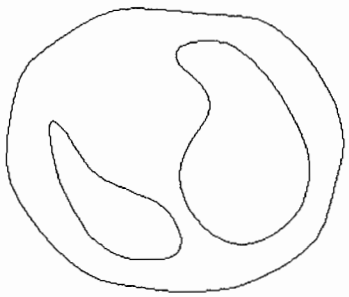


Figure V-28: Modélisation des poumons et du thorax.

Pour chacun des instants t_i du cycle cardiaque, on réalise un maillage de la coupe. En première approximation, nous avons choisi de ne modifier que les paramètres du modèle du VG au cours du cycle cardiaque. En toute rigueur les modèles des poumons et du thorax devraient eux aussi évoluer au cours du temps. Mais dans la mesure ou nous avons utilisé les enregistrements non synchronisés du rayonnement diffusé (pour avoir un maximum de signal), nous avons à notre disposition un modèle du thorax et des poumons moyenné au cours du temps. En outre l'influence de forme de ces organes est faible, d'une part parce qu'ils interviennent uniquement dans le calcul de l'atténuation du rayonnement et d'autre part parce que l'activité des poumons est réduite.

3.3. Reconstruction de l'activité.

Pour chacun des instants du cycle cardiaque ti, on réalise la reconstruction de la distribution de radioactivité par la méthode proposée. La figure V-29 montre les résultats de la reconstruction obtenue pour les données patient étudiées. On voit que même sans avoir optimisé la forme du VG, la distribution de radioactivité reconstruite par notre méthode (V-29-(a)) apparaît moins bruitée et mieux quantifiée que sur les images de rétroprojection filtrées (V-29-(b)).

Néanmoins, la présence d'activité sur les régions secondaires montre que le modèle du VG utilisé peut encore être amélioré.

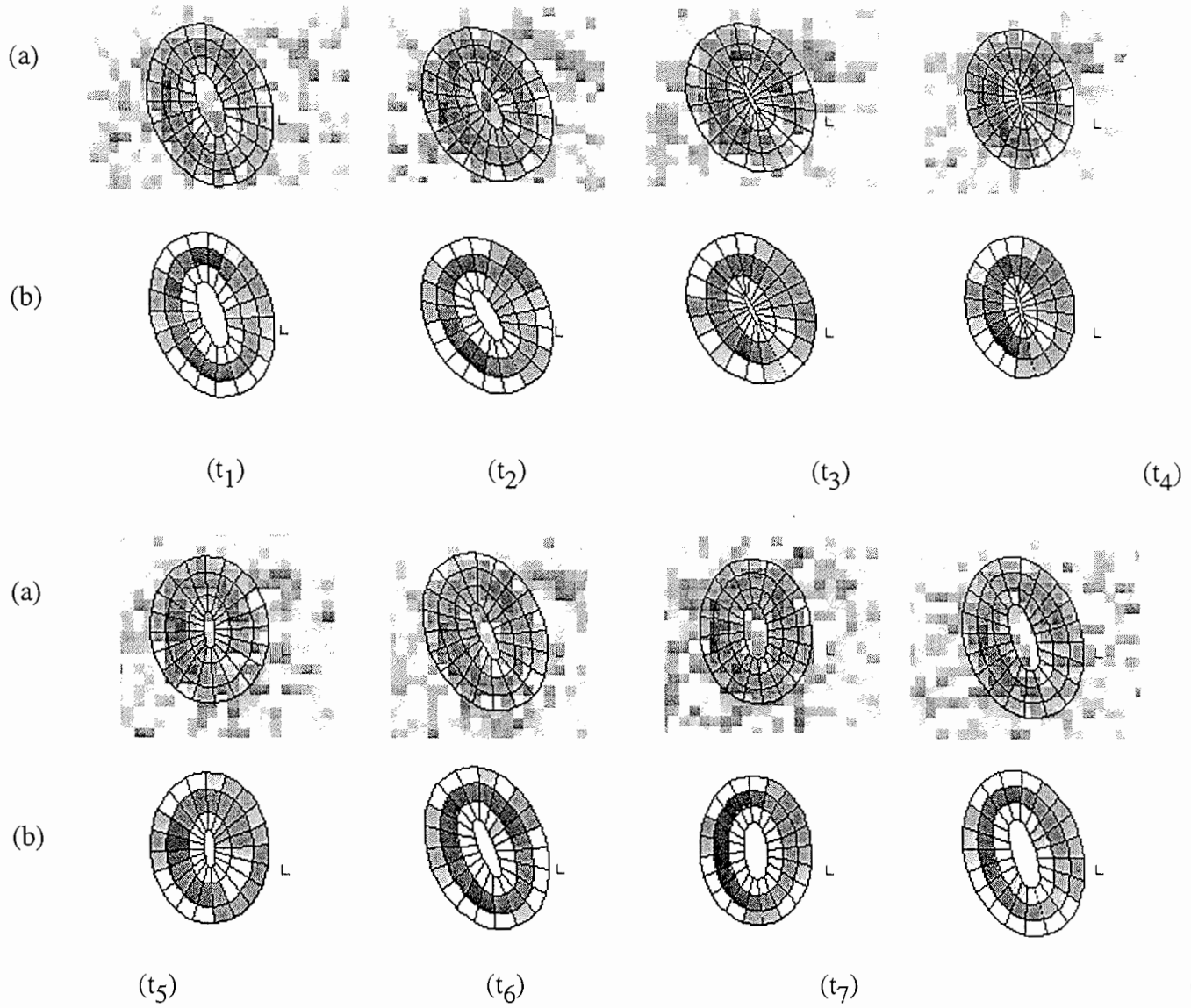


Figure V-29: Reconstruction de l'activité pour chacun des instants du cycle cardiaque: (a) image de rétroprojection filtrée superposée avec le modèle géométrique, (b) image de reconstruction obtenue par fusion de données.

4. CONCLUSION.

En conclusion, nous venons de voir que l'apport de la fusion de données à l'intérieur du processus de reconstruction permet indéniablement de stabiliser la reconstruction. Le système ainsi mieux conditionné est moins sensible au bruit. L'image reconstruite par notre méthode dispose d'une meilleure quantification comparée aux méthodes traditionnelles du type de la rétroprojection filtrée.

D'autre part, il s'agit d'une méthode très innovante qui fait intervenir des contours déformables pour résoudre un problème inverse. Ces contours permettent, comme nous l'avons déjà vu, de restreindre le champ de la reconstruction, mais aussi d'améliorer la distribution reconstruite par leurs propres ajustements.

Cependant, une reconstruction en deux dimensions (coupe par coupe) reste problématique, pour une bonne quantification, à cause des problèmes de discrétisation entre les coupes (dans la direction axiale). Ces erreurs de volume partiel pourront être encore plus minimisées si on tient compte d'un modèle 3D de l'activité, et si on réalise des reconstructions directement en 3D à partir de projections 2D scintigraphiques enregistrées. Le chapitre VI traite des modélisations et résultats obtenus dans le cas 3D.

VI. Résultats 3 dimensions et discussion.

Dans ce paragraphe nous allons parler des résultats obtenus pour des reconstructions en trois dimensions. Dans un premier temps, nous verrons des reconstructions réalisées à partir de projections simulées pour vérifier le bon fonctionnement de la reconstruction tridimensionnelle. Nous verrons notamment quelle est la stabilité du processus à modèle constant vis-à-vis du bruit injecté dans les projections, puis comment s'effectue le processus de déformation tridimensionnelle dans un cas simple.

Pour finir, nous montrerons quelques modélisations globales du VG, obtenues à partir d'images de rétroprojections filtrées.

1. RECONSTRUCTION A PARTIR DE DONNEES SIMULEES.

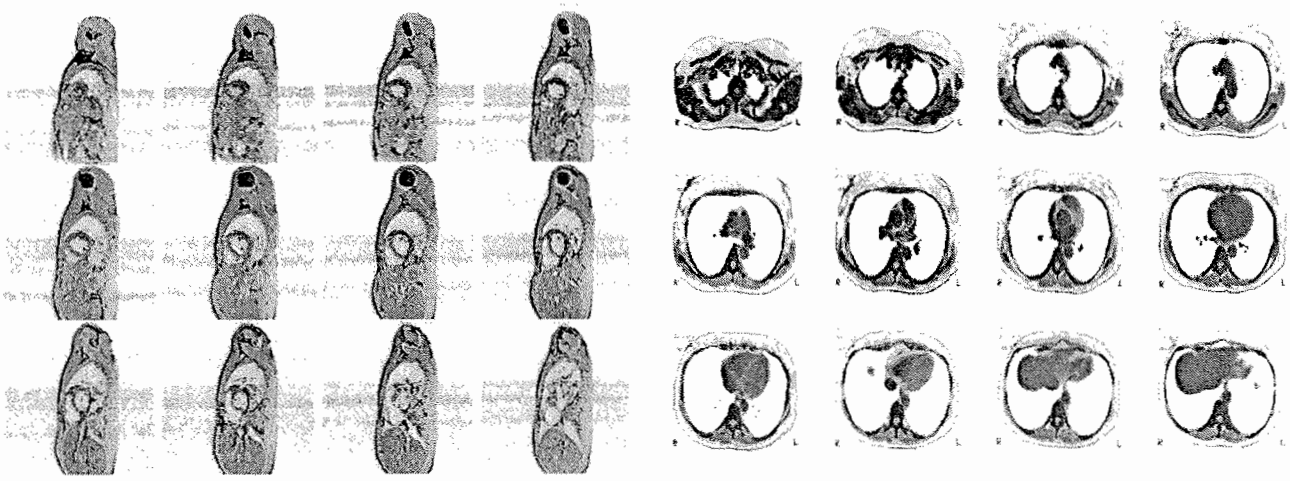
De la même façon qu'en deux dimensions, nous allons valider le principe de la reconstruction 3D à partir de projections simulées sur un modèle réaliste du thorax.

1.1. Présentation du modèle synthétique.

Dans un premier temps, nous avons utilisé un modèle réaliste du thorax obtenu à partir de deux séries d'images (ensemble de coupes) (cf. figure VI-1), la première, une série d'images en tomodensitométrie X, a permis d'obtenir une modélisation des poumons et du thorax, la seconde, une séquence d'images IRM, a permis d'obtenir une modélisation précise du VG.

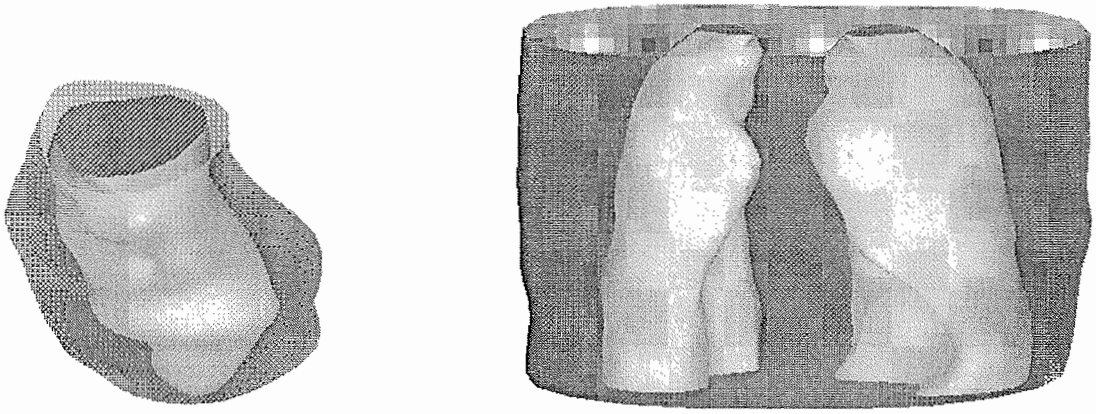
Chacun des deux modèles (thorax/poumons et VG) ont été construits à partir de la segmentation et du traitement de leurs séquences respectives. A la suite de cette étape, il convient de recaler dans le repère des poumons et du thorax (cf. figure VI-2-(a)), la modélisation du VG (cf. figure VI-2-(b)).

La figure VI-3, montre l'image des deux modélisations après recalage.



(a) (b)

Figure VI-1: (a) Séquence d'IRM utilisée pour obtenir une modélisation réaliste du VG et (b) Séquence scanner X utilisée pour obtenir une modélisation réaliste des poumons et thorax.



(a) (b)

Figure VI-2: Représentation, (a) du modèle 3D du VG dans le repère des images IRM, (b) du modèle 3D des poumons/thorax dans le repère des poumons et du thorax.

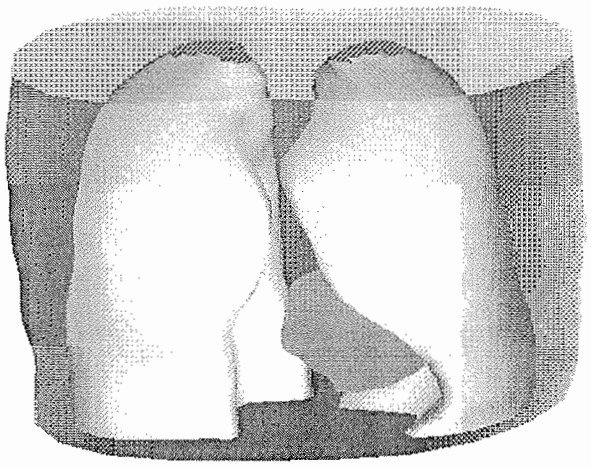


Figure VI-3: Représentation du modèle synthétique après recalage.

L'ensemble du modèle est ensuite discrétisé selon la méthode proposée dans le chapitre IV. Pour discrétiser l'ensemble de l'espace du thorax de la figure VI-3, on utilise 20*5 mailles pour le VG et 17*5 mailles pour les poumons.

1.2. Stabilité du processus de reconstruction à modèle constant.

A partir du modèle synthétique décrit dans le paragraphe précédent, on simule plusieurs jeux de données pour un niveau de bruit donné. La dimension des projections simulées est de 40*20 pour limiter l'espace de reconstruction à la région du VG, sans toutefois tronquer les projections. On effectue alors plusieurs reconstructions avec ces données simulées en supposant connue la modélisation du VG. Le graphique de la figure VI-4 montre l'évolution de l'erreur relative commise sur la reconstruction de la distribution de radioactivité simulée.

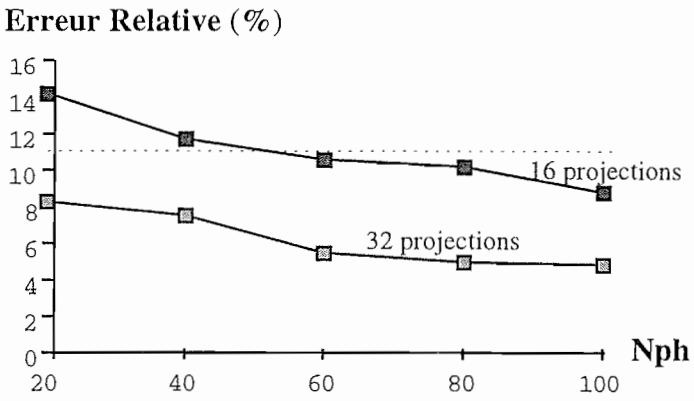
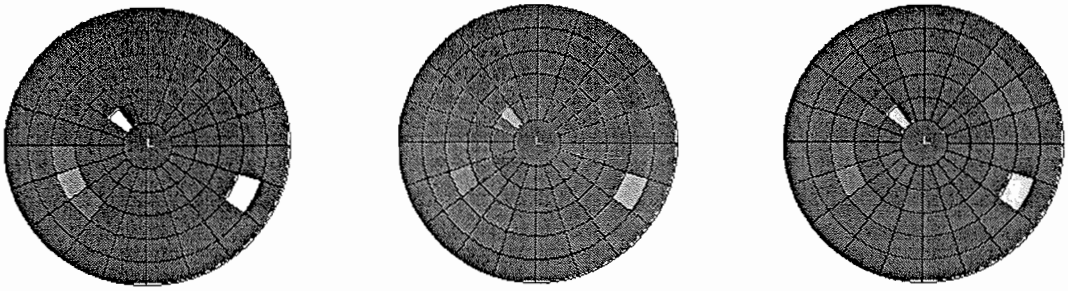


Figure VI-4: Evolution de l'erreur relative commise en fonction du bruit.

Comparée aux résultats 2D, la méthode de reconstruction en 3D apparaît comme étant aussi robuste. Pour un niveau de bruit comparable à des enregistrements cliniques (Nph=60) l'erreur commise en utilisant respectivement 32 et 16 projections distribuées sur 180 ° est d'environ 6% et 11%.

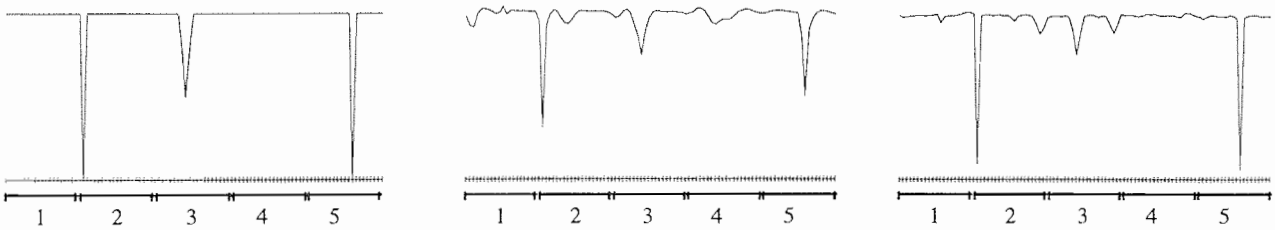
La figure VI-5 donne des exemples de reconstruction pour 16 et 32 projections avec un niveau de bruit équivalent à 60 photons reçus par détecteur.

Dans cet exemple trois discontinuités ont été simulées, deux discontinuités franches à des positions opposées sur les couronnes 1 et 4 (en partant du centre) et une discontinuité plus douce située sur la couronne 3. On rappelle qu'on utilise une représentation traditionnelle dite d'oeil de boeuf pour représenter les distributions de radioactivité simulée (figure VI-5-(a)) et reconstruites. Dans notre cas la représentation en oeil de boeuf consiste à représenter les différents niveaux de gris des mailles dans une géométrie polaire. La maille centrale de la représentation en oeil de boeuf correspond à la maille située sur la pointe du VG. La figure VI-6, montre le profil des distributions de radioactivité de la figure VI-5.



(a) (b) (c)

Figure VI-5: Exemples de reconstructions tridimensionnelles de la distribution simulée représentée en (a) avec 16 (b) et 32 (c) projections (Nph=60).



(a) (b) (c)

Figure VI-6: Visualisation des distributions de radioactivité dans chacun des cas de la figure VI-5. Les régions numérotées de 1 à 5 correspondent aux couronnes de la discrétisation du VG.

On constate naturellement que le résultat de reconstruction à partir de 32 projections (figure VI-5/6-(c)) permet de mieux quantifier les niveaux; les discontinuités franches sont bien visibles et parfaitement localisées et la troisième discontinuité est correctement placée avec des niveaux légèrement lissés. Dans le cas où l'on utilise que 16 projections pour reconstruire la distribution de radioactivité (figure VI-5/6-(b)), l'ensemble des niveaux sont lissés. Ceci s'explique par le fait qu'il y manque certaines données et donc le système est plus instable, en conséquence faut régulariser plus la solution.

2. MODELISATION GLOBALE DU VG A PARTIR DE DONNEES IN-VIVO.

Un des points essentiels de la méthode proposée consiste en la modélisation dite globale du VG à partir d'images de rétroprojection filtrée. Nous avons vu dans le chapitre V que la méthode de détermination d'un modèle global du VG fonctionnait correctement sur des données réelles, même dans le cas de données synchronisées sur ECG.

Dans ce paragraphe, à partir des même enregistrements "patient" synchronisés sur l'ECG que ceux présentés en 2D, nous avons fait des modélisations 3D à partir des coupes reconstruites en rétroprojection filtrée.

La figure VI-7 montre pour un instant donné du cycle cardiaque (t_1), l'évolution des images de rétroprojection en fonction de l'altitude de la coupe (images situées en haut à gauche). En bas à droite de la figure, sont représentées les images obtenues après traitement (seuillage et érosion en 3D) des images de rétroprojection filtrée.

En partant de ces images traitées, on réalise la détermination des paramètres du modèle global tridimensionnel du VG. La figure VI-8 montre l'évolution du modèle global, estimé selon la méthode proposée dans le chapitre IV, en fonction de l'instant du cycle cardiaque. Pour chacun des instants t_i du cycle cardiaque, on a représenté en VI-8-(a) les points extrait des images traitées de rétroprojection filtrée, en VI-8-(b) le modèle global superposé avec les points précédents.

On peut alors immédiatement remarquer qu'à chacun des instants du cycle cardiaque, il a été possible de calculer un modèle global du VG, à partir des points extraits des images de rétroprojection filtrée.

D'autre part , au cours du cycle cardiaque, on voit très nettement la paroi du VG s'épaissir jusqu'à atteindre son maximum pour les instants t_3 / t_4, ce qui correspond à une contraction du volume du VG. Cette constatation peut être vérifiée par les graphiques présentés en figure VI-9. Le graphique VI-9-(a) montre l'évolution de l'épaisseur de la paroi ventriculaire en fonction de l'instant du cycle cardiaque et le graphique VI-9-(b) représente l'évolution des longueurs petits et grand axes des ellipsoïdes du modèle global.

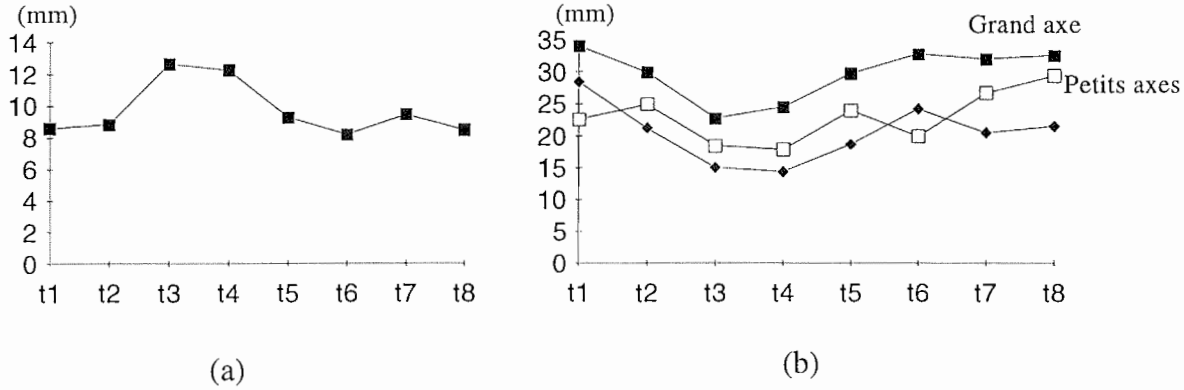


Figure VI-9: Evolution de l'épaisseur de la paroi ventriculaire (a) et des longueurs grand et petit axe (b) en fonction du cycle cardiaque.

Comme dans le cas 2D, l'évolution de ces paramètres est en accord avec les modélisations qui peuvent être faites du mouvement du coeur. L'étude des autres paramètres du modèle global, comme l'évolution de la position du barycentre et des paramètres d'orientation des ellipsoïdes (α, θ_1 et θ_2), apporte un complément d'information sur le déplacement du coeur au cours de cycle cardiaque. Néanmoins, il s'agit d'une modélisation grossière du VG. Pour une étude quantitative du mouvement du coeur, l'utilisation d'un modèle plus complexe tel que les superquadriques et un modèle faisant intervenir la notion de torsion ou de pincement est très certainement plus approprié.

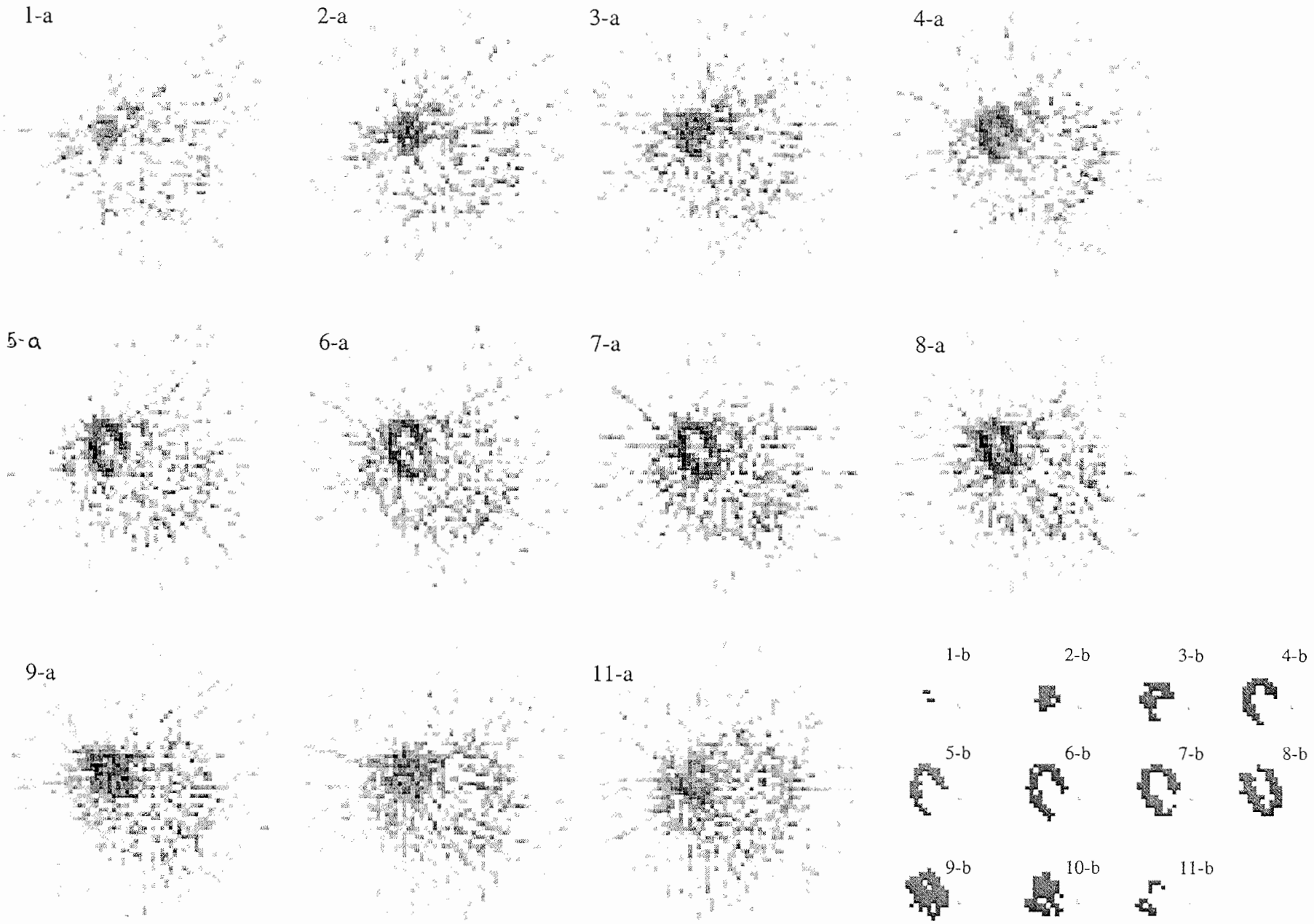


Figure VI-7: Exemple d'images de rétroprojection filtrée brutes (a) et puis seuillées et érodées (b) en fonction de l'altitude de la coupe.

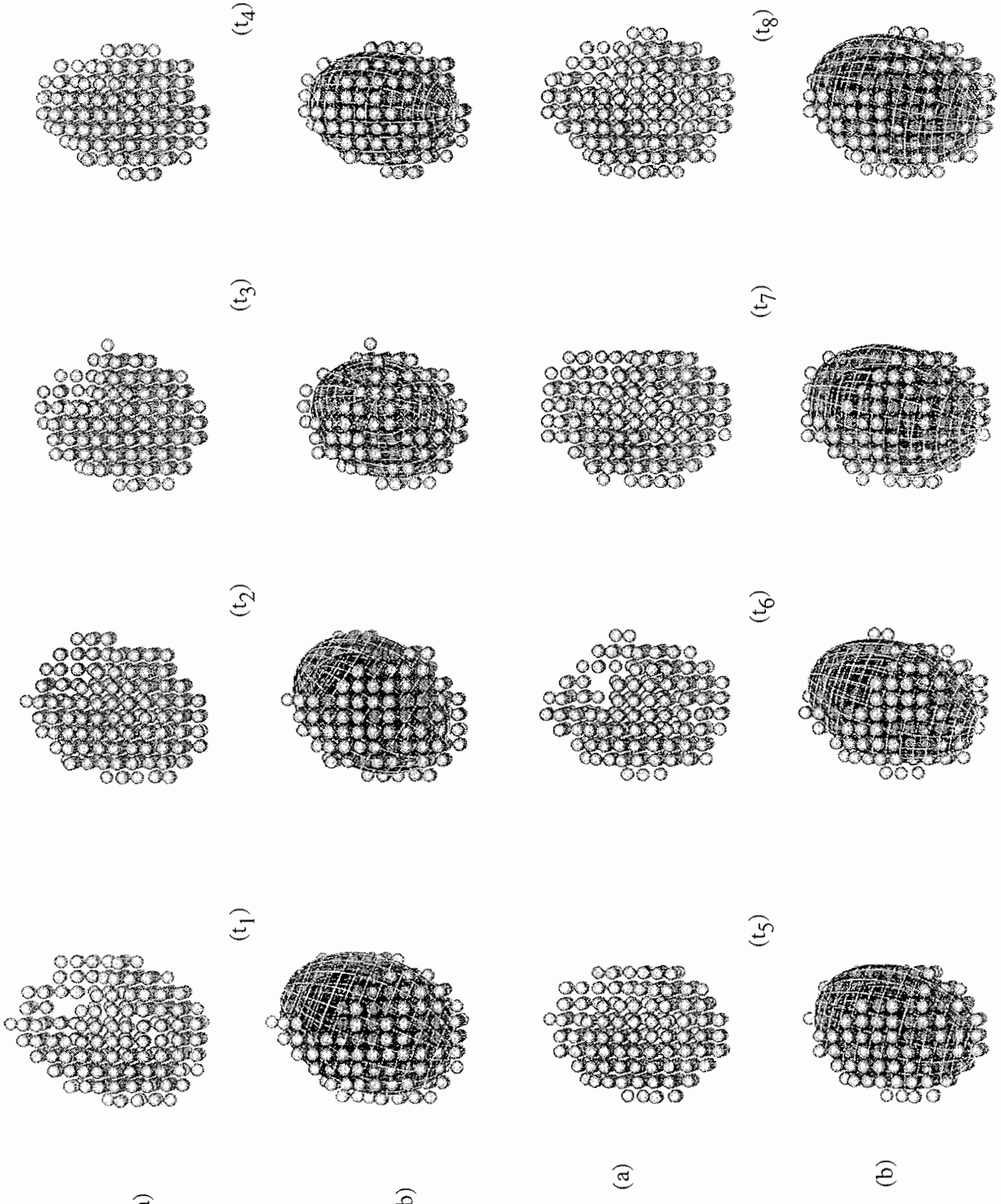


Figure VI-8: Exemple de détermination du modèle global au cours du cycle cardiaque. (a) Points extraits des images seuillées de rétroprojection filtrée, en (b) Modèle global superposé avec les points précédents.

Ces premiers résultats 3D ont permis de montrer qu'il était possible d'appliquer la méthode de reconstruction par fusion de données dans le cas tridimensionnel. La méthode proposée permet de reconstruire l'ensemble de l'activité du myocarde avec la même précision qu'en deux dimensions, tout en réduisant le nombre de projections nécessaires.

Nous avons pu aussi valider le principe de la modélisation globale du VG dans le cas d'enregistrement 3D. Cependant, nous n'avons pas pu pousser l'étude plus loin dans la mesure où nous avons été confrontés à des temps de calculs très longs pour le calcul des déformations. Pour donner un ordre d'idée, le calcul du Jacobien (40 points de contrôle) en deux dimensions pour 15 projections de 64 éléments prend environ 4 minutes sur une Sparc 10. En conséquence l'ensemble du processus de reconstruction en deux dimensions demande en moyenne 2 heures. Dans le cas tridimensionel, le calcul du Jacobien (1 point de contrôle) pour 15 projections de 41x20 éléments prend environ 35-40 minutes. Il est donc impensable de pouvoir réaliser l'ensemble du processus de reconstruction. Il est clair, a posteriori, que le choix d'une telle méthode de minimisation ne convient pas.

Des améliorations sont donc à prévoir, si l'on veut pouvoir réaliser l'ensemble du processus en des temps convenables. Une méthode de type ICM où l'on modifie un point de contrôle à la fois serait plus rapide.

Conclusions et perspectives

Les travaux présentés dans ce manuscrit ont permis de mettre en oeuvre une méthode de reconstruction originale utilisant la fusion de données. Le but de ces travaux a été d'améliorer la quantification de la distribution de radioactivité reconstruite dans les images de tomoscintigraphie cardiaque.

La première originalité de la méthode est la fusion de données. Celle-ci permet d'introduire un modèle anatomique des organes du thorax à l'intérieur du processus de reconstruction. Cette modélisation est directement déduite d'autres modalités comme les images en transmission, dont les données peuvent être enregistrées en même temps que les projections scintigraphiques. La seconde originalité que nous avons proposée est l'utilisation de contours déformables du ventricule gauche pour mieux quantifier l'activité reconstruite. Ces contours actifs sont déformés au cours du processus de reconstruction pour adapter et corriger le modèle géométrique du ventricule gauche, que nous déduisons des images de rétroprojection filtrée.

Nous avons montré qu'un premier intérêt de cette méthode est de pouvoir réduire le champ de reconstruction uniquement aux régions qui correspondent aux organes émetteurs, et ainsi de mieux conditionner le problème inverse. Le second intérêt de la méthode est l'utilisation de pixels s'appuyant directement sur la forme des organes. Ils permettent ainsi de diminuer les effets de volume partiel, très importants en reconstruction 3D.

Nous avons montré qu'il était possible de réaliser une double estimation, distribution de radioactivité et contours du ventricule gauche au cours de la reconstruction. Cette double estimation entraîne une amélioration de la quantification dans les images reconstruites, même en présence d'un fort bruit sur les données. Son principe de fonctionnement est de corriger au cours du processus les éventuelles erreurs de modélisation du ventricule gauche. En fin de reconstruction une modélisation plus réaliste du ventricule gauche est obtenue permettant de mieux contraindre la distribution du radiotraceur.

Néanmoins, il faut bien voir que le processus de déformation des contours tel que nous le présentons ici n'est pas optimal en temps de calcul, dans la mesure où l'estimation d'une déformation passe par le calcul numérique du Jacobien de la fonction énergie à minimiser. Le problème découle de la difficulté à exprimer sous forme analytique les coefficients de la matrice d'acquisition en fonction des paramètres du modèle géométrique. Dans le cas 2D, les temps de calculs restent raisonnables, mais dans le cas de reconstructions 3D, il est impossible de réaliser l'ensemble du processus de reconstruction (double estimation) dans des temps acceptables par les cliniciens. On pourrait envisager d'utiliser des méthodes d'optimisation

type ICM (Iterated Conditional Mode) ou stochastique. L'optimisation des temps de calcul est donc indispensable, si la méthode doit s'appliquer à des reconstructions 3D.

En outre, il est préférable de réaliser la reconstruction directement en 3D, d'une part pour mieux modéliser les phénomènes physiques, d'autre part pour tenir compte d'un modèle réaliste du ventricule gauche. L'intérêt de restreindre la reconstruction aux zones d'émission est plus significatif en 3D, car on peut diminuer de façon plus conséquente le nombre d'inconnues.

Pour complètement valider la méthode de reconstruction que nous proposons, il serait nécessaire de réaliser de plus amples tests sur des données cliniques. Nous avons vu à partir des quelques enregistrements patient dont nous disposions qu'il était possible de réaliser une modélisation anatomique des différents organes. Néanmoins, un plus grand éventail de données comportant à la fois les projections scintigraphiques et les images de transmission, permettrait de confirmer cet état de fait.

Il serait aussi intéressant dans le cas d'enregistrements synchronisés sur l'ECG, de pouvoir tenir compte de connaissances sur le mouvement cardiaque afin de contraindre la déformation du ventricule gauche au cours du cycle cardiaque.

Les travaux présentés dans le cadre de cette thèse ont montré que l'introduction d'informations a priori anatomiques ou physiques permettait de mieux poser le problème. Cette démarche n'a pu être réalisée que par la mise en commun de plusieurs sources d'informations. Il s'agit d'une démarche innovante, qui ouvre la voie à de plus amples recherches applicables à tout autre organe, par exemple le cerveau ou à tout autre domaine, comme le contrôle non destructif industriel.

Annexe

DETERMINATION DES POINTS D'INTERSECTION ENTRE LES FONCTIONS SPLINES ET UN RAYON DE PROJECTION:

Cette détermination intervient dans le calcul des coefficients de la matrice d'acquisition à partir du modèle anatomique des organes du thorax.

Dans un premier temps nous allons décrire le principe de la méthode en 2D avec des courbes Splines, puis nous parlerons plus en détail du problème d'intersection avec des surfaces Splines.

Cas 2D: Pour calculer rapidement l'intersection d'une droite avec une courbe Spline, nous approximons le contour réel de la Spline, par le polygone formé par ses points de contrôle. Tout d'abord, on cherche l'intersection de ce polygone avec le rayon de projection. Pour un point trouvé sur le segment P_c^i, P_c^{i+1}, on suppose que le paramètre u_{inter} du point d'intersection de la spline avec le rayon de projection se situe sur l'intervalle des paramètres $[u_{i+1}, u_{i+3}]$.

Une fois cet intervalle supposé, on peut exprimer localement l'équation de la courbe Spline en fonction du paramètre u. L'intervalle $[u_{i+1}, u_{i+3}]$ est alors découpé en deux sous-intervalles ($[u_{i+1}, u_{i+2}][u_{i+2}, u_{i+3}]$), où l'expression de la courbe Spline diffère. Dans le cas où on suppose u_{inter} sur l'intervalle $[u_{i+1}, u_{i+2}]$, la courbe Spline s'exprime par,

$$C(u) = N_{i-1,2}(u)P_c^{i-1} + N_{i,2}(u)P_c^{i} + N_{i+1,2}(u)P_c^{i+1} \qquad \text{(AI-1)}$$

avec

$$N_{i-1,2}(u) = \frac{\left(u^{i+2} - u\right)^2}{(u_{i+2} - u_i)(u_{i+2} - u_{i+1})} \quad ; N_{i+1,2}(u) = \frac{(u - u_{i+1})^2}{(u_{i+2} - u_{i+1})(u_{i+3} - u_{i+1})}$$

$$N_{i,2}(u) = \left(\frac{(u - u_i)(u_{i+2} - u)}{(u_{i+2} - u_{i+1})(u_{i+2} - u_i)} + \frac{(u_{i+3} - u)(u - u_{i+1})}{(u_{i+3} - u_{i+1})(u_{i+2} - u_{i+1})} \right)$$

Le point d'intersection est déterminé par son paramètre u_{inter} qui est solution de l'équation,

$$C_y(u)\cos\theta = C_x(u)\sin\theta - xo \qquad \text{(AI-2)}$$

$C_X(u)$ et $C_Y(u)$ correspondent respectivement aux composantes x et y de la courbe Spline exprimée en (AI-1). L'équation du rayon de projection est exprimée en fonction des paramètres xo et θ (équation donnée par $y\cos\theta = x\sin\theta - xo$ cf. figure AI-1).

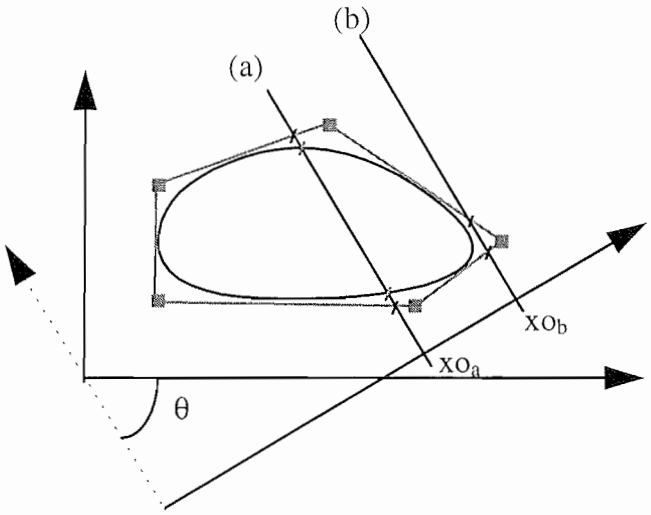


Figure AI-1: Intersection d'un rayon de projection avec une courbe Spline.

L'équation à résoudre étant du second degré, on obtient donc deux solutions. Seule la solution qui correspond à l'intervalle des paramètres est conservée. Si aucune solution n'est trouvée sur l'intervalle supposé, soit il n'y a aucune solution (cas b de la figure AI-1), soit l'intervalle supposé n'est pas correct, et on recommence le calcul pour le second intervalle proposé ($[u_{i+2}, u_{i+3}]$).

Cas 3D: Le principe est le même qu'en deux dimensions, la surface Spline est approximée par le polygone formé par les points de contrôle. Une première estimation du point d'intersection est obtenue par l'intersection du rayon de projection avec les facettes du polygone.

De la même façon, on suppose connu l'intervalle des paramètres u et v où se situe le point d'intersection. Pour une intersection située sur les facettes définies par les points $\left(P_c^{i,j}, P_c^{i+1,j}, P_c^{i,j+1}\right)$ et $\left(P_c^{i,j+1}, P_c^{i+1,j}, P_c^{i+1,j+1}\right)$, on suppose que le points d'intersection est situé sur les intervalles $[u_{i+1}, u_{i+3}]$ et $[v_{j+1}, v_{j+3}]$.

On peut alors exprimer localement l'équation de la surface Spline en fonction des paramètres u,v, par

$$\begin{aligned} C(u,v) = {} & N_{i-1,2}(u)\left[N'_{j-1,2}(v)P_c^{i-1,j-1} + N'_{j,2}(v)P_c^{i-1,j} + N'_{j+1,2}(v)P_c^{i-1,j+1}\right] + \\ & N_{i,2}(u)\left[N'_{j-1,2}(v)P_c^{i,j-1} + N'_{j,2}(v)P_c^{i,j} + N'_{j+1,2}(v)P_c^{i,j+1}\right] + \\ & N_{i+1,2}(u)\left[N'_{j-1,2}(v)P_c^{i+1,j-1} + N'_{j,2}(v)P_c^{i+1,j} + N'_{j+1,2}(v)P_c^{i+1,j+1}\right] \end{aligned} \qquad \text{(AI-3)}$$

Les expressions des fonctions de base Ni,p(u) et N'j,p(v) sont similaires à celles exprimées précédemment. Le point d'intersection avec la surface est obtenu en résolvant les équations,

$$\begin{aligned} C_y(u,v)\cos\theta &= C_x(u,v)\sin\theta - xo \\ C_z(u,v) &= zo \end{aligned} \qquad \text{(AI-4)}$$

Les paramètres θ, xo et zo définissent l'orientation ainsi que la position du rayon de projection dans le cas d'un collimateur parallèle (cf. figure AI-2).

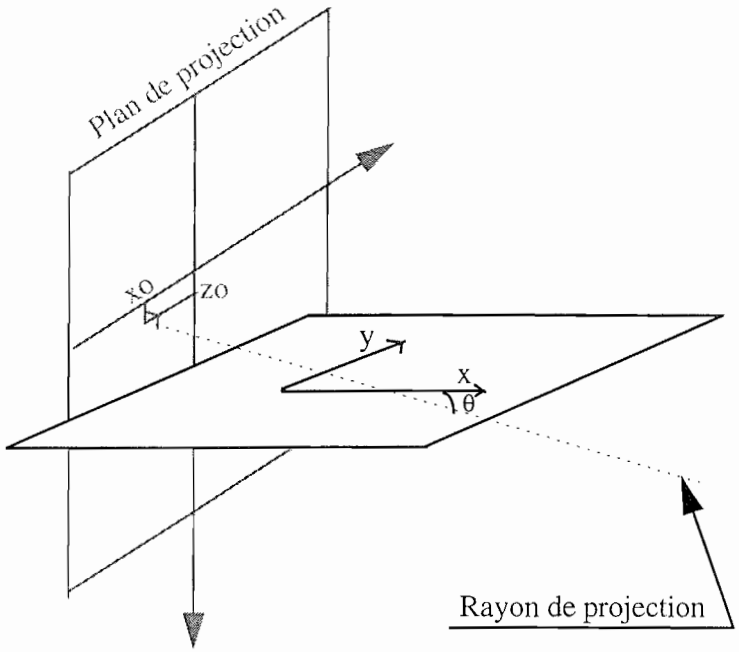


Figure AI-2: Rayon de projection en 3D. Les paramètres xo et zo déterminent la position du rayon de projection dans le plan de projection, le paramètre θ défini l'orientation du rayon de projection dans le plan de coupe.

Les équations à résoudre (relation (AI-4)) sont deux équations du second degré couplées, en u et v.

On utilise une méthode de Newton pour résoudre ce système. La première estimée des paramètres u_{inter} et v_{inter} est obtenue à partir du point d'intersection obtenue sur le polygone des points de contrôle. Le point d'intersection situé sur la facette $\left(P_c^{i,j}, P_c^{i+1,j}, P_c^{i,j+1}\right)$ est exprimé sous la forme d'un barycentre des points $\left(P_c^{i,j}, P_c^{i+1,j}, P_c^{i,j+1}\right)$, l'estimée des paramètres u_{inter} et v_{inter} est déduite des poids barycentriques du point d'intersection et des paramètres u et v affectés à chaque $P_c^{i,j}$. La valeur de paramètres u et v, correspondant au point $P_c^{i,j}$ est estimée au couple (ui+2, vj+2).

De la même façon qu'en 2D, seuls les points solution de (AI-4) appartenant à l'intervalle supposé des u et v sont conservés.

Cette méthode d'intersection entre une droite et une fonction Spline a déjà été proposée et utilisée par [SWEE-86] dans le cadre de rendu de surface.

Pour que cette méthode soit efficace en 3D, il faut au préalable raffiner la fonction Spline, pour que l'approximation de départ qui consiste à utiliser le polygone formé par les points de contrôle soit suffisamment vrai.

Raffiner une Spline consiste à ajouter des noeuds supplémentaires entre les noeuds de la Spline, et ainsi augmenter le nombre de points formant le polygone d'approximation. Ce nouveau polygone

est plus proche de la fonction Spline à approximer. La figure AI-3 montre deux exemples de raffinement d'une surface Spline.

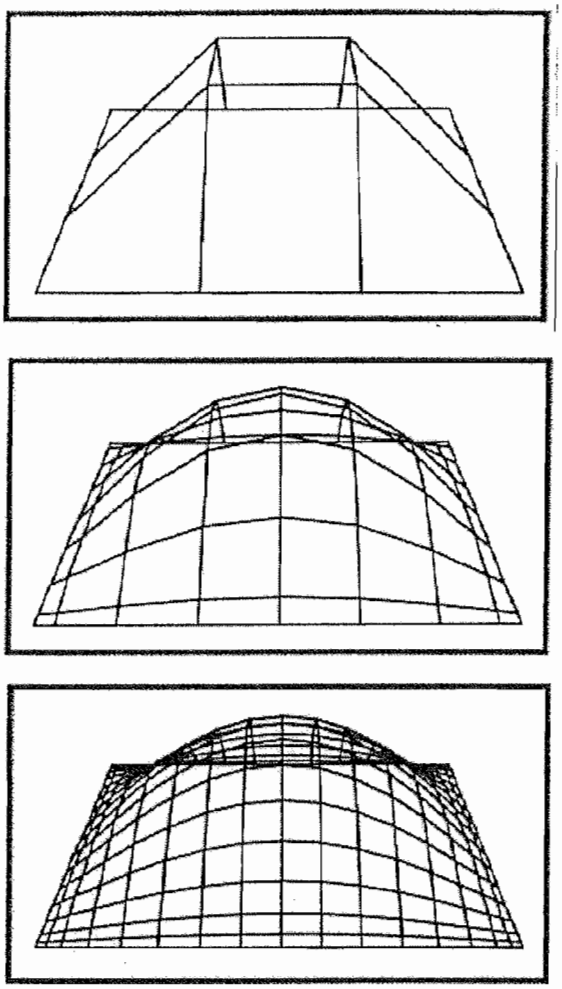


Figure AI-3: Exemple de raffinement d'une surface Spline. (a), points de contrôle initiaux, (b) points de contrôle avec un facteur de raffinement de 2, (c) points de contrôle avec un facteur de raffinement de 4.

Les nouveaux points de contrôle de la Spline raffinée sont calculés de la façon suivante,

$$P_n^{r,s} = \sum_{i=0}^{N} \sum_{j=0}^{M} \alpha_{i,p}(r)\alpha'_{j,p}(s)P_c^{i,j} \qquad \text{(AI-5)}$$

où les fonctions $\alpha_{i,p}$ sont définies par

$$\alpha_{i,0}(r) = \begin{cases} 1 & \text{si} \quad u_i \le w_r < u_{i+1} \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

$$\alpha_{i,p}(r) = \frac{w_{r+p} - u_i}{u_{i+p} - u_i}\alpha_{i,p-1}(r) + \frac{u_{i+p+1} - w_{r+p}}{u_{i+p+1} - u_{i+1}}\alpha_{i+1,p-1}(r) \qquad \text{(AI-6)}$$

On rappelle que p est l'ordre de la spline, que les w_r correspondent aux nouveaux noeuds du vecteur noeud W de la Spline raffinée. L'expression des fonctions $\alpha'_{j,p}$ est similaire à celle écrite en (AI-6) et fait apparaître un nouveau vecteur noeud raffiné V (dans la dimension des v). Le principe du raffinement d'un fonction Spline est décrit en détail dans [BART-87].

Différentes simulations ont permis de montrer qu'il fallait raffiner la Spline avec un facteur de raffinement de 4 pour que le calcul soit efficace en 3D.

Références bibliographiques.

[AART-89]: Aarts E. and Korst J., "Simulated annealing and boltzmann machines.", Ed. Wiley, 1989.

[BAIL-96]: Bailly P., Fonroget J., Guilherm J.B., Chajari M. et Garnero L., "Intérêt de reconstruire des images TEMP myocardiques à partir de données incomplètes", Congrès de Médecine Nucléaire de langue française, Lille, Octobre 1996.

[BARR-81]: Barrett H.H., Swindell W., "Radiological Imaging. The theory of image formation, detection and processing",NY Academic Press, 1981.

[BART-87]: Bartels, R.H., Beatty, J.C., Barsky, B.A., "An introduction to splines for use in computer graphics, Morgan Kaufmann Publishers", Inc, 1987.

[BAST-93]: Bastide N., "Segmentation et analyse du mouvement du ventricule gauche à partir de séquence d'images cardiaques de scanopraphie ultra-rapide", Thèse de doctorat en science, université paris XII, Val de Marne,1993.

[BELL-79]: Bellini A, Piacentini M., Cafforio C. and Rocca F., "Compensation of tissue absorption in emission tomography", IEEE Trans. Acoustics, Speech and Signal Processing ASSP-27, pp 213-218, 1979.

[BEND-91]: Bendriem B., "Positron-Emision tomography: from the physics to the Instrument", Progress in Psychiatry - American psychiatric press, Inc., No 33, pp.1-26, 1991.

[BLAK-87]: Blake A., Zisserman A., "Visual reconstruction", London: the MIT Press Series in artificial intelligence, 1987.

[BRIN-95] Brink J. and Davros W., "Helical/Spiral CT: technical principles", McGraw-Hill, INc., 1995.

[BUDI-79]: Budinger T.F., Gullberg G.T. and Huesman R.H., "Emission computed tomography", Topics in applied physics, Springer-Verlag, Vol. 32, pp 147-246, 1979.

[BUVA-94]: Buvat I., Benali H., Todd-Pokpropek, Di Paola R., "Scatter correction in scintigraphy: the state of art ", Eur. J. Nucl. Med. , Vol. 21, pp 675-694, 1994.

[BUVA-92]: Buvat I., "Correction de la diffusion en imagerie scintigraphique", Thèse de doctorat en science, université paris XI, Orsay, 1992.

[CHAN-78]: Chang L.T., "A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography", IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. NS-25, No 1, pp. 638-643, 1978.

[CHAR-94]: Charbonnier P., Blanc-Féraud L., Aubert G. and Barlaud M.," Two deterministic half-quadratic regularization algorithms for computed imaging", ICIP'94, AUSTIN, 1994.

[CHAR-96]: Charbonier P., Blanc-Féraud L., Aubert G. and Barlaud M., "Deterministic Edge-preserving regularization in computed imaging", IEEE trans. Imag. Proc., Vol. 5, No. 12, 1996.

[CHEN-91]: Chen C. and Huang T., "Analysis and visualisation of heart motion", in SPIE Vol. 1450 Biomed. img. Proc., pp. 231-242, 1991.

[CAVA-87]: Cavailloles F., Morvan D., Boudet F., Bazin J.P. and Di Paola R., "Factor analysis of dunamic structures as an aid for vesicoureteral reflux diagnosis", Contr. Nephrol, Vol; 56, pp. 238-242, 1987.

[COHE-92]: Cohen I., "Modèles déformables 2D et 3D: Application à la segmentation d'images médicales", Thèse de doctorrat en sciences, Université Paris IX Dauphine, 1992.

[COUT-95]: Coutand F., Garnero L., Fonroget J., "Anatomical data fusion for quantitative reconstruction in cardiac tomoscintigraphy using spline model of the organs of the thorax", International Meeting on Fully Three-dimensional image Reconstruction in Radiology an nuclear Medicine, Aix-les-Bains,pp. 85-89, 1995.

[COUT-96]: Coutand F., Garnero L., Fonroget J., "Anatomical data fusion for quantitative reconstruction in cardiac tomoscintigraphy using active contours of the organs of the thorax", Vol II IEEE Proceeding ICIP-96, Lausanne, pp. 733-736, 1996.

[COUT-96b]: Coutand F., Garnero L., Fonroget J., "Anatomical data fusion for quantitative reconstruction in myocardial tomoscintigraphy using a spline model of the thorax organs", accepté dans IEEE trans. Biomed. and Eng.

[DEMO-89]: Demoment G., "Image reconstruction and restoration: Overview of common estimation structures and problems", IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing, Vol. 37,No. 12, pp 2024-2036, 1989.

[DEMP-77]: Dempster A.P., Laird N.M. and Rubin D.B., "Maximum likehihood from incomplete data via the EM algorithm", Roy J. static. soc., Vol. 39, pp 12-38, 1977.

[DENO-93]: Denolin H., Coumel Ph., Bourdarias J.P. et Lenears A., "Methodes d'investigations en cardiologie", Ed. Maloine, 1993.

[DEPU-95]: DePuey E.G., Berman D.S., Garcia E.V., "Cardiac SPECT imaging", Raven Press, Ltd, New-York, 1995.

[DHAW-90]: Dhawan A.P., "A review on biomedical image processing and future trends", Comp. Meth. Prgm. Biomed., Vol. 31, pp. 141-183, 1990.

[DIJK-84]: van Dijk P., "Direct cardiac NMR imaging of heart walll and blood flow velocity", J. Comput. Assist. Tomogr., No. 8, pp. 429-436, 1984.

[DONN-94]: Donner Q., "Correction de l'atténuation et du rayonnement diffusé en tpmographie d'émission à simple photons", Thèse de doctorat en science, universìté J. Fourier, Grenoble, 1994.

[EARL-95]: Early P.J. and Sodee D.B., "Principles and practice of nuclear medicine", Ed by Mosby, Year Book, Inc, 1995.

[FABE-88]: Faber T. and Stokely E., " Orientation of 3D Structures in medical images", IEEE PAMI, Vol. 10, No. 5, pp. 626-633, 1988.

[FARC-88]: Farcot J.C., "Comprendre l'échographie", Editions médicales Merck Sharp& Dohme-Chibret, Sidem (Ed.), Paris, 1988.

[FESS-92]: Fessler J.A., Clinthorne N.H. and Rogers W.L., "Regularized emission image reconstruction using imperfect side information", IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 39, No. 5, pp 1464 -1471, 1992.

[FINK-84]: Fink M., "Les méthodes ultrasonores en imagerie médicale", L'imagerie du corps humain, Éditions de physique, pp. 1-51, 1984.

[FLOY-84]: Floyd C.E., Jaszczak R.J., Harris C.C. and Coleman R.E., "Energy and spatial distribution of multiple order compton scatter in SPECT: a Monte Carlo investigation", Phys. Med. Biol., Vol. 29, No. 10, pp 1217-1230, 1984.

[FLOY-86]: Floyd C.E., Jaszczak R.J., Greer K.L. and Coleman R.E., "Inverse Monte Carlo as unified reconstruction algorithm for ECT", L. Nucl. Med., Vol. 27, pp 1577-1585, 1986.

[FREY-90]: Frey E.C., and Tsui B.M.W., "Parameterization of the scatter response function in spect imaging using monte-carlo simulation", IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 37, No. 3, 1990.

[FREY-91]: Frey E.C., and Tsui B.M.W., "Spatial properties of the scatter response in SPECT", IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 38, No. 2, 1991.

[FREY-93]: Frey E.C. and Tsui B.M.W., "A practical method for incorporating scatter in projector-back projector for accurate compensation in SPECT", IEEE Trans. Nucl. Sci. , Vol. NS-40, pp 1107-1116, 1993.

[GARN-81]: Garnero L., "Problèmes statistiques et localisation en imagerie tridimensionnelle. Application à l'imagerie médicale", Thèse de 3ème cycle, Paris XI, Orsay , 1981.

[GARN-96]: Garnero L., Fonroget J., Coutand F. et Bailly P., "Problèmes inverses en tomographie d'émission: nouvelels tendances", accepté aux annales de physique

[GAUX-92], Gaux J.C., "Imagerie du coeur et des vaisseaux", Médecine science Flammarion, 1992.

[GEMA-84]: Geman S. and Geman D., "Stochastic relaxation, Gibbs distribution and the bayesian restoration of images", IEEE PAMI, Vol. PAMI-6, pp. 721-741, 1984.

[GEMA-85]: Geman S. and McClure D.E., "Bayesian image analysis: an application to single photon emission tomography", in Proc. statis. Comput. Sect., Amer. Statis. Assoc., Washington DC, pp12-18, 1985.

[GEMA-92]: Geman D. and Reynolds G., "Constrained restoration and the recovery of discontinuities", IEEE Trans. Pattern Anal. and Machine Intell.,Vol. 14, No. 3, pp 367-383, 1992.

[GILL-88]: Gilland D.R., Tsui B.M.W., Mc Cartney W.H., Perry J.R. and Berg J., "Determination of the optimum filter function for SPECT imaging", J. Nucl. Med., Vol. 29, pp 643-650, 1988.

[GILL-91]: Gilland D.R., Jaszczak R.J., Greer K.L., Coleman R.E., "Quantitative SPECT reconstruction of iodine-123 data", J. Nucl. Med., Vol. 32, pp. 527-533.

[GILL-94]: Gilland D.R., Jaszczak R.J., Wang H., Turkington T.G., Greer K.L. and Coleman R.E.,"A 3D model of non-uniform attenuation and detector response for efficient iterative reconstruction in SPECT", Phys. Med. Biol., Vol. 39, pp 547-561, 1994.

[GIND-93]: Gindi G., Lee M., Rangarajan A. and Zubal I.G., "Bayesian reconstruction of fonctional images using anatomical information as priors", IEEE Trans. Med. Imag., Vol. 12, No. 4 , pp 670 - 680, 1993.

[GLIC-94]: Glick S.J., King M.A., Pan T.S. and Licho R., "Compensation for non uniform attenuation in SPECT Brain imaging", J. Nucl. Med., Vol. 35, 188P, 1994.

[GLIC-96]: Glick S.J., King M.A., Pan T.S. and Soares E.J., "An analytical approach od compensation for non-uniform attenuation and 3D detector response in cardiac SPECT imaging", Thrree-dimensional image reconstruction in radiology and nuclear medicine, Computational imaging and vision, Kluwer academic publishers, Eds P. Grangeat and J.L. Amans, pp 133-148, 1996.

[GOLU-89]: Golub G.H., Van Loan C.F., Matrix Computations, 2nd ed., The Johns Hopkins University Press, Baltimore, 1989.

[GREE-90]: Green P.J., "Bayesian reconstructions from emisssion tomography data using a modified EM algorithm", IEEE Trans. Med. Imag., Vol. 9, No. 1, pp 84-93, 1990.

[GUIL-95]: Guillemaud R., Hugonnard P., Sauze R., Grangeat P., "Truncation artifact correction of attenuation map with iterative and model based reconstruction", IEEE Medical Imaging Conference Record, San Francisco, Vol. 2, pp. 1212-1216, 1995.

[GULL-92]: Gullberg G.T., Zeng G.L. Datz F.L. Christian P.E. Tung C.H. and Morgan H.T., "Review of convergent beam tomography in single photon emission computed tomography", Phys. Med. Biol., Vol. 37, No. 3, pp 507-534, 1992.

[HANS-93]: Hanson K.M., "Reconstruction based on flexible prior models", J. Opt. Soc. Am., Vol . 10, No. 5, pp 997-1004 and SPIE, Vol. 1652 , presented at SPIE Conf. on medical imaging VI: Image (1992), 1993.

[HARR-84]: Harris C. C., Greer K.L, Jaszczak R.J., Floyd C.E., Fearnow E.C., and Colemen R.E., "Tc 99m attenuation coefficients in water filled phantoms determined with gamma camera", Med. Phys., Vol. 11, No 5, pp. 681-685, 1984.

[HEBE-89]: Herbert T. and Leahy R., "A generalized EM algorithm for 3-D Bayesian reconstruction from poisson data using gibss priors", IEEE Trans. Med. Imag., Vol. 8, No. 2, pp 194-202, 1989.

[HERM-76]: Herman G.T., Lent A., "Quadratic optimisation for image reconstruction", Comput. Graph. Image Proc., Vol. 5, p319-332, 1976.

[HOFF-86]: Hoffman E.A., "Non invasive three-dimensional medical imaging: A bright future for the integrative approach to cardiopulmonary physiology", Respiratory Care, Vol 31, No. 10, 1986.

[HUBB-69]: Hubbell J.H., "Photon cross sections, attenuation coefficients and energy absorption coefficients from 10 KeV to 100 GeV", National Standard Reference Data System-NBS-29, 1969.

[JASZ-81]: Jaszczak R.J., Coleman R.E. and Whitehead F.R., "Physical factors affecting quantitative measureents using camera-based single photon emission computed tomography", IEEE Trans. Nucl. Sci., No. 28, pp 69-80, 1981.

[JASZ-84]: Jaszczak R.J., Greer K.L., Floyd C.E. Harris C.C. and Coleman R.E., "Improved SPECT quantification using compensation for scatter phtons", J. Nucl. Med., No. 25, pp 893-900, 1984.

[KAJI-83]: Kajiya J.T., "New techniques for ray tracing procedurally defined objects", Trans. Graphics, Vol. 2, No.3, pp. 161-181, 1983.

[KALE-91]: Kalender W. and Polacin A., "Physical performance characteristics of spiral CT scanning", Med. Phys. Vol. 18, pp. 910-915, 1991.

[KARP-88]: Karp J.S. and Mueh-llehner G., "Positron-Emission Tomography", Progress in medical imaging, Springer Verlag, 1988.

[KAWA-85]: Kawata S. and Nalcioglu O., "Constrained iterative reconstruction by the conjugate gradient method", IEEE trans. Med. Imag., Vol MI-4, No 2, pp 65-71, 1985.

[KING-92]: King M.A., Hademenos D.C. and Glick S.J., "A dual photpeak window method for scetter correction", J. Nucl. Med., No. 33, pp 605-612, 1992.

[KIRK-83]: Kirkpratrick S., Gelatt C.D. and Vecchi M.P., "Optimization by simulated annealing", Science 220, pp. 671-680, 1983.

[KNES-89]: Knesaurek K., King M.A., Glick S.J., Penney B.C., "Investigation of causes of geometric distorsion in 180° and 360° angular sampling in SPECT", J. Nucl. Med., No. 30, pp. 1666-1675, 1989.

[KOEP-92]: Koeppe R.A. and Hutchins G.D., "Instrumentation for positron emission tomography: Tomographs and data processing and display systems", Seminars in nuclear medicine, Vol. 22, No. 3, pp. 162-181, 1992.

[KOUL-96]: Koulibaly P.M., Charbonier P., Blanc-Feraud L., Laurette I., Darcourt J. and Barlaud M., "Poisson statistic and half-quadratic regularization for emission tomography reconstruction algorithm, Vol II IEEE Proceeding ICIP-96; Lausanne, pp. 729-732, 1996.

[LACR-94]: LaCroix K.J., Tsui B.M.W. and Hasegawa B.H., "Comparaison of 360° and 180° iterative reconstruction with non-uniform attenuation compensation for SPECT", Proceedings of the Medical Imaging Conference, 3M05.

[LALU-92]: Lalush D.S. and Tsui B.M.W., "Attenuation and detector response compensations used with Gibbs prior distributions for maximum a posteriori SPECT reconstruction", IEEE Trans. Nucl. Sci.,Vol. 39, No. 5, pp 1454-1459 , 1992.

[LALU-93]: Lalush D.S. and Tsui B.M.W., "A generalized Gibbs prior for maximum a posteriori reconstruction in SPECT", Phys. Med. Biol., Vol. 38, No. 6, pp 729-741, 1993.

[LANG-84]: Lange K., Carson R., " EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography", J. Comput. Assist. Tomo., Vol. 8, No. 2, pp 306-316, 1984.

[LEAH-91]: Leahy R. and Yan X., "Incorporation of anatomical MR data for improved functional imaging with PET", Information processing in medical imaging A.C.F. Colchester and J.J. Hawkes, eds NY, springer Verlag, pp 121-131.1991.

[LEE-93]: Lee M., Rangarajan J., Zubal I.G. and Gindi G., " A continuation method for emission tomography", IEEE trans. Nucl. Scien., Vol. 40, No. 6, pp 2049-2058, 1993.

[LEIT-91]: Leitner F., Marque I., Lavallée S., and Cinquin P., "Dynamic segmentation: finding the edges with snake splines", in Curves and Surfaces, Laurent P.J., Méhauté A.L., and Schumacker L.L., Eds Boston: Academic Press, pp. 279-284, 1991.

[LEWI-89]: Lewitt R.M., Edholm P.R. and Xia W., "Fourier method for correction of depth dependent collimator blurring", SPIE Proc. Med. Imag. III: Image Processing, Vol. 1092, pp 232-243, 1989.

[LIAN-92]: Liang Z., Turkington T.G., Gilland D.R., Jaszczak R.J. and Coleman R.E., "Simultaneous compensation for attenuation, scatter and detector response for SPECT reconstruction in tree dimensions", Phys. Med. Biol., Vol. 37, No. 3, pp 587-603, 1992.

[LJUN-90]: Ljungberg M. and Strand D.E., "Scatter and attenuation correction in SPECT using density maps and Monte Carlo simulated scatter functions", J. Nucl. Med., Vol. 31, pp 1560-1567, 1990.

[LONC-94]: Loncaric S., Chang W. and Huang G., "Using simultaneous transmission and scatter imaging from extrenal sources for the determination of the thoracic nu-map", IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 41, No. 4, pp 1601-1606, 1994.

[MALL-95]: Mallon A., Grangeat P. and Donner Q., " Convergence study of iterative algorithms for attenuation correction in SPECT", Fully Three Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, Aix-les-Bains, pp.97-101, 1995.

[MANG-87]: Manglos S.H., Jaszazak R.J., Floyd C.E. and al, "Non isotropic attenuation in SPECT: phantom tests of quantitative effects and compensation technics", J. Nucl. Med., Vol. 28, pp 1584-1591, 1987.

[MARC-87]: Marcus, Schelbert, Skorton Wollf, "Cardiac Imaging, a comparison to braunwald's disease", Ed W.B. Saunders company, 1987.

[MARQ-63]: Marquardt D.W., Journal of the society for the industrial and applied mathematics, Vol. 11, pp. 431-441, 1963.

[MAS-90]: Mas J., Hannequin P., Ben Younes R., Bellaton B. and Bidet R., "Scatter correction inplanar imaging and SPECT by constrained factor analysis of dynamic structures (FADS)", Phys. Med. Biol., Vol. 35, pp. 1451-1465, 1990.

[MAZE-93]: Maze A., Le Cloirec J., Collorec R., Bizais Y., Briandet P. and Bourget P., "Iterative reconstruction methods for non uniform attenuation distribution in SPECT", J. Nucl. Med., Vol. 34, No. 7, pp 1204-1209, 1993.

[METZ-80]: Metz C.E., Atkins F.B. and Beck R.N., " The geometric transfer function component for scintillation camera collimators with straight parallel holes", Phys. Med. Biol., 1980, Vol.25 No. 6, pp. 1059-1070, 1980.

[MOHI-93]: Mohiaddin R.H. and Longmore D.B., "Functional aspect of cardiovascular magnetic resonance imaging, Techniques and application", Circulation, Vol. 88, No. 1, pp. 264-279, 1993.

[MOUS-91]: Mousseaux E., Beygui F., Levy M., Hernigou A. and Gaux J.C., "Explorations cardiovasculaires par la tomodensitométrie ultra-rapide", STV, Vol. 3, No. 10, pp 607-611, 1991.

[MSAK-93]: Msaki P., Erlandsson K, Svensson L., Nolstedt L., "The convolution scatter subtraction hypothesis and its validity domain in radioisotope imaging", Phys. Med. Biol., Vol. 38, pp 1359-1370, 1993.

[MURC-95]: deMurcia J., Grangeat P., "Modèles de déformation volumique du coeur en tomographie d'émission", Quinzième colloque GRETSI, Juan-les-Pins, pp-1201-1204, 1995.

[MURC-96]: deMurcia J., "Reconstruction d'images cardiaques en tomographie d'émission monophotonique à l'aide de modèles spatio-temporels", Thèse 3ème cycle, Institut National Polytechnique de Grenoble, 1996.

[NUYT-93]: Nuyts J., Bosmans H. and Suetens P., "An analytical model for compton scatter in homogeneously attenuating medium", IEEE Trans. Med. Imag., Vol. 12, No 3, pp 421-429, 1993.

[OGAW-88]: Ogawa K., Paek S., Nakajima M., Yuta S., Kubo A. and Hashimoto S., "Correction of collimator apeture using a shift variant deconvolution filter in gamma emission CT", SPIE Med. Imaging II Vol. 914, pp 699-706, 1988.

[OGAW-91]: Ogawa K., Harata Y., Ichhara T., Kubo A. and Hashimdo S., "A practical method for position dependent compton scatter correction in single photon emssion CT", IEEE Trans. Med. Imag., Vol. 10, pp 408-412, 1991.

[OUGY-94]: Ouyang X, Wong W.H., Johnson V.E., Hu X. and Chen C.T., "Incorporing of correlated structural images in PET image reconstructuion", IEEE Trans. Med. Imag., Vol. 13, No. 4, pp 627-640, 1994.

[PHIL-94]: Philip K.P., Dove E.L., McPherson D.D., Gotteiner N.L., Vonesh M.J., Stanford W., Rumberger J.A. and Chandran K.B., "Automatic detection of myocardial contours in cine-computed tomographic images", IEEE Trans. Med. Imag., Vol. 13, pp.241-253, 1994.

[PIEG-87]: Piegl L. and Tiller W., "Curve and surface constructions using rational B-splines", Comput. Aided design, Vol. 19, No. 9, pp 485-498, 1987.

[PIJL-90]: Pijls N.H.J., Uijen G.J.H., Hoevelaken A et al., "Mean transit time for the assessment of myocardial perfusion by videodensitometry", Circulation, Vol. 81, pp. 1331-1340, 1990.

[PREV-93]: Prevost D., "Rétines artificielles stockastiques: algorithmes et mise en oeuvres", Thèse de doctorat en science, université paris XI, Orsay,1995.

[RADO-17]: Radon J., Über die bestimmung von funktionen durch ihre integralwärte längs gewisser mannigfaltigkeiten", Ber. Verh. Sachs. Akad. Wiss., No. 69, pp . 262-277, 1917.

[RAO-73]: Rao C.R., Linear statistical inference and its applications, 2nd ed., John Wiley and sons, New-York, p 59, 1973.

[RIDE-95]: Riddel C., Bendriem B., Bourguignon M.H. and Kernevez J.P., "The approximate inverse and conjugate gradient: non symmetrical algorithms for fast attenuation correction en SPECT", Phys. MEd. Biol., No. 40, pp. 269-281, 1995.

[ROBE-96]: Robert A., "Etude de la forme et du mouvement du coeur à partir de données lacunaires", Thèse de doctorat en science, université paris XII, Val de Marne,1996.

[ROGE-81]: Roger A., "Newton Kantorovich algorithm applied to an electro-magnetic invers problem", IEEE Trans. Ant. Prop.,vol. 29, pp. 232-238, 1981.

[SALE-93]: Salerno E., Bedini L., Benvenuti L. and Tonazzini A., "GEM algorithm for edge-preserving reconstruction in transmission tomography from gaussian data ", SPIE-Mathematical methods in medical imaging II, Vol 2035, pp 156-165, 1993.

[SEBB-95]: Sebbahi A., "Segentation 2D et 3D par modèles déformables en imagerie cardio-vasculaire", Thèse de doctorat en science, université paris XII, Val de Marne, 1995.

[SHEP-82]: Shepp L.A. and Vardi Y.,"Maximum likehood reconstruction for emission tomography", IEEE Trans. Med. Imag., Vol. MI -1,No. 2, pp 113-122, 1982.

[SIDD-85]: Siddon R., "Fast calculation of the exact radiological path for a 3D CT array", Med. Phys. Vol. 12, pp 252-255, 1985.

[SMIT-94]: Smith M.F. and Jaszczak R.J., " Generalized dual-energy-window scatter compensation in spatially varying for SPECT", Phys. Med. Biol., Vol. 39, pp 531-546, 1994.

[SOLI-90]: Solina F. and Bajcsy R., " Recovery of parametric models from range images: the case for superquadrics with global deformations", IEEE PAMI, Vol. 12, No. 2, pp 131-147, 1990.

[SWEE-86]: Sweeney M.A.J., "Ray tracing free-form B-spline sufaces", IEEE CG&A, pp 41-49, 1986.

[SYRO-91]: Syrota A. and Jehenson P., "Complementarity of magnetic resonancespectroscopy, positron emission tomography and single photon emission tomography for the in vivo investigation of human cardiac metabolism and neurotransmission", Eur. Jour. of Nucl. Med., pp. 897-923, 1991.

[SZAB-92]: Szabo Z., Links J.M., Seki C., Rhine J. and Wagner H.N., "Scatter, spatial resolution and qunatitative recovery in high resolution SPECT", J. Comput. Assist. Tomog., Vol. 16, pp 461-467.

[TIKH-77]: Tikhonov A., Arselin V., "Solutions of ill-posed problems", Winston Wiley, 1977.

[TSUI-90]: Tsui B. and Gullberg G.,"The geometric transfer function for cone and fan beam collimators", Phys. Med. Biol, Vol 35 pp 81-93, 1990.

[TSUI-94]: Tsui B.M.W0, Zhao X.D., Gregoriou G.K., Lalush D.S., Frey E.C., Johnston R.E. and McCartney W.H., "Quantitative cardiac SPECT reconstruction with reduced image

degradation due to patient anatomy", IEEE Trans Nucl. Sci., Vol. 41, No. 6, pp 2838-2844, 1994.

[TUNG-92]: Tung C.H., Gullberg G.T., Zeng G.L., Christian P.E., Datz F.L. and Morgan H.T., "Non uniform attenuation correction and emission converging tomography", IEEE trans on Nucl. Scien., Vol. 39, No. 4, pp 1134-1143, 1992.

[UNGE-92]: Unger E.C. and Wu G., "Gas filled liposomes and their use as ultrasonic contrast agents", Patent : United States, Vol. 5, pp. 228-446, 1992.

[VOLK-88]: Volkow N.D., Mullani N.A. and Bendriem B., "Positron emission tomography instrumentation: a overview", American journal of physiologic imaging, Vol. 3, pp. 142-153, 1988.

[WACK-89]: Wackers F.J., Berman D.S., Maddahi J., and al.,"Technetium-99m Hexakis 2-Methoxy-isobutyl-Isonitrite: Human biodistribution, dosimetry, safety and preliminary comparison to Thallium 201 for myocardial perfusion imaging", J. Nucl. Med., Vol. 30, pp. 301-311, 1989.

[WILK-94]: Wilke N., Jerosch-Herold M., Stillman A.E., Kroll K., Tsekos N., Merkle H., Parrish T., Hiu X., Wang Y., Bassingthwaigthe J., Bache R. J., and Ugurbil K., "Concepts of myocardial perfusion imaging in magnetic resonance imaging", Magnetic Resonance Quaterly, Vol. 10, No. 4, pp. 249-286, 1994.

[XIA-95]: Xia W., Lewitt R.M. and Edholm P.R., "Fourier correction for spatially variant collimator blurring in SPECT", IEEE Trans. Med. Imag., Vol. 14, pp 100-115, 1995.

[ZENG-91]: Zeng G.L., Gullberg G.T., Tsui B.M.W. and Terry J.A., "Three dimensional iterative reconstruction algorithmes with attenuation and geometric point response correction", IEEE Trans. Nucl. Sci., NS 38, pp 693-702, 1991.

Liste des figures et tableaux

Figure I-1: Exemple de tomographie rayons X. (a)- image du thorax sans injection d'un produit de contraste, (b)- image de la cavité ventriculaire avec injection d'un produit de contraste. 11

Figure I-2: Photographie de l'UFCT commercialisé par la société Imatron. 12

Tableau I-2: Caractéristiques du Scanner X ultra rapide Imatron 12

Figure I-3: Exemples d'images par résonance magnétique. (a) en mode Ciné IRM, (b) en mode spin-écho. 16

Tableau I-4: Exemples de célérités, impédances et atténuation en US pour différents tissus. 17

Figure I-4: Exemples d'images échographiques transthoraciques. 18

Figure I-5: (a) Principe de la tomographie par transmission, (b) Tomographie d'émission monophotonique, (c) Tomographie d'émission de positons. 20

Figure I-6: Annihilation d'un positon, émission de deux rayonnements g diamétralement opposés. 20

Figure I-7: Configuration de détection en Tomographie d'émission de positons. 21

Figure I-8: Illustration de l'atténuation (a), de la diffusion (b) et des coïncidences aléatoires (c). 22

Tableau I-6: Caractéristiques des principaux radiotraceurs utilisés en tomographie d'émission de positons cardiaque[VOLK-88]. 22

Figure I-9: Système de détection en 3D. 23

Tableau I-8: Caractéristiques des différents radiotraceurs utilisés en imagerie cardiaque (HR: Haute Résolution, BE: Basse Energie 24

Figure I-10: Exemple de gamma-caméra, (dessus) la Gammatome et (dessous) la 3 têtes Picker. 25

Figure I-11: Description des différents éléments d'une gamma-caméra. 26

Figure I-12: Exemple de collimateurs, (a) convergent, (b) haute résolution et (c) basse énergie. 27

Figure I-13: Exemple d'image PET et SPECT. 28

Figure II-1: Principe d'enregistrement. 30

Figure II-2: Définition des différents systèmes d'axe. 30

Tableau II-1: Dosage utilisé pour les radiotraceurs Tc et Tl. Les valeurs indiquée correspondent à des moyennes chez l'adulte d'après [EARL-95]. 33

Figure II-3: Principe de l'interaction Compton. 33

Figure II-4: Décalage du rayonnement par diffusion Compton. Cas (a) le photon incident n'est pas diffusé et son origine peut être correctement estimée (La), cas(b) le photon est diffusé et l'estimation de son origine est faussée. 34

Tableau II-2: Exemple de coefficient d'atténuation réel et effectif pour des tissus mous assimilables à de l'eau 35

Figure II-5: Atténuation du rayonnement. 35

Figure II-6: Influence de l'atténuation du rayonnement sur la reconstruction d'un disque d'émission uniforme 36

Figure II-7: Description des différents types de collimateurs. (a) collimateur convergent, (b) collimateur divergent et (c) collimateur parallèle. 37

Figure II-8: Description des différents paramètres d'un collimateur. 37

Figure II-9: Non invariance par translation de la détection. 38

Figure II-10: Comparaison entre deux projections diamétralement opposées, selon un angle de 72°. 39

Figure II-11: Localisation des projections ayant un très faible rapport signal sur bruit (région hachurée) 40

Figure II-12: Evolution de la quantité de photons mesurés en fonction de l'incidence 40

Tableau II-3: Liste des différents filtres utilisés en Rétroprojection filtrées, en fonction de leurs caractéristiques. 44

Figure II-13: Paramètres de la fonction filtre Butterworth. 45

Figure II-14: Exemples de reconstruction avec ces différents types de filtres:(a) RAMP, (b) HAN, (c) HAM, (d) PARZN, (e) BUTER (n=4, uc=0.20) et (f) BUTER (n=4, uc=0.24). 46

Figure II-15: Champ de reconstruction discret. 47

Figure II-16: Définition des domaines Djk. 56

Figure II-17: Définition des variables de la fonction caractéristique du 'slab' fantôme. 59

Figure II-18: Méthode Ogawa, description du processus d'enregistrement. 61

Figure III-1: Apport d'un modèle d'organe réaliste: (a) discrétisation rectangulaire (b) discrétisation s'appuyant sur la forme des organes. 64

Figure III-2: Enregistrement du rayonnement transmis. 66

Figure III-3: Définition des variables ligne. 69

Tableau III-1: Evolution de l'énegie de Gibbs définie par Gindi gérant l'apparission des discontinuités fonctionnelles. Wi,i+1 proche de 1 (0) correspond à une forte (faible) probabilité d'avoir une discontinuité fonctionnelle. 70

Figure IV-1: Exemple de traitement pour une coupe en transmission (colonne de droite) et une coupe scanner X (colonne de gauche): (a) images d'origine-(b) images segmentées 75

Figure IV-2: Exemple de courbe (gauche) et surface (droite) Splines. Les points de contrôles des fonctions Splines sont représentés par des points. Dans le cas d'une surface Spline (b), N=2 et M=5 76

Figure IV-3: Exemple de fonction de base. 77

Figure IV-4: Exemple de courbe cyclique (a) et de courbe non cyclique (b). 77

Figure IV-5: Evolution d'une courbe Spline cyclique en fonction de son ordre. 78

Figure IV-6: Représentation 2D (a) et 3D (b) du modèle géométrique du thorax et des poumons (obtenu à partir d'image scanner X). 80

Figure IV-7: Principe du recalage. (a) calcul de la position ainsi que de l'orientation de la paroi externe dans le repère des images en transmission, (b)

même chose dans le repère des images en IRM, (c) mise en coïncidence des deux repères. 81

Figure IV-8: Définition de la région principale (représentée en blanc) et secondaire (représentée en grisée) 82

Figure IV-9: Définition du modèle global à deux dimensions. 83

Figure IV-10: Définition des différents angles de rotation définissant le modèle d'objet global. 84

Figure IV-11: Prédétermination des paramètres en 2D. 85

Tableau IV-1: Caractéristiques du modèle elliptique 2D. Les dimensions sont exprimées en pixels de 6.09 mm. 87

Figure IV-12: Représentation de différentes configurations correspondant à un même taux de remplissage (50%). 87

Figure IV-13: Evolution de l'estimation des paramètres en fonction du taux de remplissage. (a) Evolution de l'erreur quadratique (b) Evolution du % d'échec et du % de réussite. 87

Figure IV-14: Déplacement du barycentre en fonction du taux de remplissage. (a) le barycentre est correctement positionné, (b) le barycentre ne correspond plus au centre des ellipses. 88

Figure IV-15: Evolution de l'erreur quadratique en fonction du seuillage sur la rétroprojection filtrée. 89

Figure IV-16: Modélisation d'une ellipse par une fonction Spline 89

Figure IV-17: Contraintes des organes voisins: (gauche) cas 2D et (droite) cas 3D. 90

Figure IV-18: Erreur de volume partiel due à une discrétisation en pixels carrés. Les régions grisées correspondent aux erreurs commises. 91

Figure IV-19: Définition du maillage radial. 91

Figure IV-20:Orientation des axes pour la discrétisation 3D. 92

Figure IV-21: Exemple de maillage 2D. Les régions grisées correspondent aux régions secondaires. 92

Figure IV-22: Exemple de maillage 3D: (a) Région secondaire extérieure (b) Région principale (c) Région secondaire intérieure. 93

Figure IV-23: Exemple de carte des atténuations en 2D....94

Figure IV-24: Exemple de modélisations pour des éloignements de 16 mm (a) et 24 mm (b). 96

Figure IV-25: Evolution de l'amplitude et de la largeur à mi hauteur en fonction de l'éloignement. 97

Figure IV-26: Réponses normalisées du système de détection caractérisé par les équations (18) en fonction de l'éloignement t. 97

Figure IV-27: Calcul des aires d'intersection. 98

Figure IV-28: Prise en compte de l'autoabsorption du rayonnement. 99

Figure IV-29: Prise en compte de la réponse du système de détection. 100

Figure IV-30: Représentation de la fonction de régularisation 103

Figure IV-31: Description des différents voisinages utilisés pour le VG en 2D (a) et 3D (b). 104

Figure IV-32: Organigramme de la méthode proposée. 108

Figure IV-33: Détails de l'étape (1) de la reconstruction. 109

Figure IV-34: Détails de l'étape (2) de la reconstruction. 110

Figure V-1: Description du modèle réaliste du thorax utilisé pour simuler les projections. 111

Figure V-2: Spectre des valeurs singulières en fonction du champ de la reconstruction. 113

Figure V-3: Evolution du nombre de conditionnement en fonction du nombre de projections utilisé dans la reconstruction. 113

Figure V-4: Evolution de l'erreur relative en fonction du bruit contenu dans les projections. 115

Figure V-5: Exemple de reconstruction obtenue pour différents niveaux de bruit avec 16 projections: (a) distribution simulée, (b) distribution reconstruite sans régularisation et (c) distribution reconstruite avec régularisation. 115

Figure V-6: Exemple de reconstruction avec une discrétisation classique (a) et une discrétisation adaptée à la forme des organes (b). 116

Figure V-7: Image de la rétroprojection filtrée. 117

Figure V-8: Contours simulés du VG 117

Figure V-9: Exemple de reconstruction par double estimation. (a) Reconstruction par rétroprojection filtrée, (b) Reconstruction avec le modèle initial du VG, (c) Reconstruction après convergence du processus., (d) Distribution simulée. 118

Figure V-10: Profils des activités de la figure V-9 118

Figure V-11: Exemple de projections bruitées pour les incidences de -45 et 47,9 °. En trait plein est représenté la projection non bruitée et en pointillés la projection bruitée. 119

Figure V-12: Correspondance entre les profils des activités et la distribution reconstruite. 120

Figure V-13: Reconstruction d'une distribution uniforme 121

Figure V-14: Reconstruction d'une distribution non uniforme 121

Figure V-15: Reconstruction d'une distribution non uniforme 122

Figure V-16: Reconstruction d'une distribution non uniforme 122

Figure V-17: Image du fantôme 2D (a) et sa modélisation (b). 124

Figure V-18: Projections simulées (en pointillés) et mesurées (en trait plein). 125

Figure V-19: Reconstructions obtenues à partir d'enregistrement sur fantôme: (a) Rétroprojection filtrée, (b) reconstruction par fusion de données. 125

Figure V-20: Profils des activités obtenues à partir d'enregistrement sur fantôme: (a) Rétroprojection filtrée, (b) reconstruction par fusion de données. 126

Ffigure V-21: Reconstructions obtenues à partir d'enregistrement sur fantôme: (a) Rétroprojection filtrée, (b) reconstruction par fusion de données. 126

Figure V-22: Profils des activités obtenues à partir d'enregistrement sur fantôme: (a) Rétroprojection filtrée, (b) reconstruction par fusion de données.....126

Figure V-23: Exemple de reconstruction par double estimation dans le cas de données réelles.....127

Figure V-24: Coupe en transmission corrigée en troncature (a) et coupe en émission (b).....128

Figure V-25: Exemple de détermination du modèle global au cours du cycle cardiaque.....128

Figure V-26: Evolution de l'épaisseur de la paroi ventriculaire (a) et des longueurs grand et petit axe (b) en fonction de l'instant du cycle cardiaque.....129

Figure V-27: Images de rétroprojection filtrée du rayonnement diffusé. (a) image brute, (b) image après filtrage des projections.....131

Figure V-28: Modélisation de poumons du thorax.....132

Figure V-29: Reconstruction de l'activité pour chacun des instants du cycle cardiaque.....132

Figure VI-1: (a) Séquence d'IRM utilisée pour obtenir une modélisation réaliste du VG et (b) Séquence scanner X utilisée pour obtenir une modélisation réaliste des poumons et thorax.....136

Figure VI-2: Représentation, (a) du modèle 3D du VG dans le repère des images IRM, (b) du modèle 3D des poumons/thorax dans le repère des poumons et du thorax.....137

Figure VI-3: Représentation du modèle synthétique après recalage.....137

Figure VI-4: Evolution de l'erreur relative commise en fonction du bruit.....138

Figure VI-5: Exemples de reconstructions tridimensionnelles de la distribution simulée représentée en (a) avec 16 (b) et 32 (c) projections (Nph=60).....138

Figure VI-6: Visualisation des distributions de radioactivité dans chacun des cas de la figure VI-5. Les régions numérotées de 1 à 5 correspondent aux couronnes de la discrétisation du VG.....139

Figure VI-9: : Evolution de l'épaisseur de la paroi ventriculaire (a) et des longueurs grand et petit axe (b) en fonction du cycle cardiaque.....140

Figure VI-7: Exemple d'images de rétroprojection filtrée non traitées en fonction de l'altitude de la coupe..... 141

Figure VI-8: Exemple de détermination du modèle global au cours du cycle cardiaque..... 142

Figure AI-1: Intersection d'un rayon de projection avec une courbe Spline. 146

Figure AI-2: Rayon de projection en 3D. 147

Figure AI-3: Exemple de raffinement d'une surface Spline. (a), points de contrôle initiaux, (b) points de contrôle avec un facteur de rafinement de 2, (c) points de contrôle avec un facteur de rafinement de 4..... 148

Résumé

La méthode proposée dans ce manuscrit consiste à utiliser la fusion de données anatomiques pour améliorer la quantification des images reconstruites en tomographie d'émission monophotonique (T.E.M.P.). Les données anatomiques (déduites d'autres modalités) sont utilisées afin d'obtenir une modélisation paramétrique (par des fonctions Spline) des organes de la coupe à reconstruire. Dans la pratique, on utilise deux types d'images: premièrement des images en transmission qui servent à obtenir les contours des organes tels que le thorax et les poumons. Deuxièmement, des images en émission qui donnent une prélocalisation de l'activité et une première estimation des contours du ventricule gauche, qui sont améliorés au cours du processus de reconstruction.

Le modèle géométrique nous permet de mieux caractériser la formation des données scintigraphiques et ainsi d'améliorer le problème direct. Les principales originalités de ces travaux consistent à restreindre le champ de la reconstruction uniquement aux régions actives et d'utiliser un maillage adapté aux contours des régions à reconstruire (pour éviter des erreurs de volume partiel). La réduction du nombre d'inconnus permet de mieux conditionner le problème inverse et ainsi de réduire le nombre de projections nécessaires à la reconstruction. La méthode de reconstruction qui est proposée repose sur une double estimation; estimation de la distribution de radioactivité à l'intérieur de notre modèle géométrique, et estimation des paramètres optimaux de ce modèle. Les reconstructions 2D à partir de données simulées puis enregistrées sur fantôme, ont permis de valider le principe de la méthode et montrent une nette amélioration de la quantification des images scintigraphiques.

Mots clef: Fusion de données anatomique, reconstruction tomoscintigraphique, modélisation par fonctions Spline, contours actifs, maillage adapté, imagerie cardiaque.

Summary

The manuscript presents the fusion of anatomical data as a method for improving the quantification in the reconstructed image in single photon emission computed tomography (S.P.E.C.T.). Anatomical data (deduced from other modalities) is used to obtain a parametrized model (using Spline functions) of the organs in the slices to be reconstructed. In practice we use two types of images: transmission images that serve to obtain the outlines of the organs such as thorax and lungs, and emission images that give the localization of the main activity and a first estimate of the left ventricular shape, which are then updated in the process.

The geometrical model allows us to better define the scintigraphic data formation and thus improve the direct problem. The originality of this work lies in the restriction of the reconstruction field only to regions where the tracer is fixed and in the use of adapted pixels whose shapes follow the contours of the reconstruction regions (to avoid volume estimation errors). Due to reduced number of unknowns, the inverse problem is better conditioned and this decreases the number of projections required. The proposed reconstruction process consists of a double estimation: estimation of the radiopharmaceutical distribution inside our geometrical model and estimation of the optimum geometrical parameters of the model. Two dimensional reconstruction results from simulated and real data valid the proposed method and clearly show an improvement of the scintigraphic image quantification.

Key words: Anatomical data fusion, tomoscintigraphic reconstruction, Spline function modelling, active contours, adapted meshing, cardiac imaging.