



**HAL**  
open science

## Contribution au suivi volumique en temps réel du ventricule gauche par échocardiographie

Christophe Léger

► **To cite this version:**

Christophe Léger. Contribution au suivi volumique en temps réel du ventricule gauche par échocardiographie. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Université d'Orléans, 1993. Français. NNT : . tel-00607860

**HAL Id: tel-00607860**

**<https://theses.hal.science/tel-00607860>**

Submitted on 11 Jul 2011

**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.



**THÈSE**

présentée

**À L'UNIVERSITÉ D'ORLÉANS**

pour obtenir le grade de

**DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ D'ORLÉANS**

**EN SCIENCES POUR L'INGÉNIEUR**

par

**Christophe LÉGER**

**CONTRIBUTION AU SUIVI VOLUMIQUE EN TEMPS RÉEL  
DU VENTRICULE GAUCHE PAR ÉCHOCARDIOGRAPHIE**

**Soutenue le 23 décembre 1993 devant la Commission d'Examen :**

**Rapporteurs :**

**Robert DI PAOLA**

Directeur de l'Unité INSERM 66 à l'Institut Gustave Roussy.

**Isabelle MAGNIN**

Chargée de Recherche INSERM de l'INSA de Lyon.

**Examineurs :**

**Jean-Marc CHASSERY**

Directeur de Recherche CNRS à Grenoble.

**Léandre POURCELOT**

Professeur de l'Université de Tours.

**Jacques SOUQUET**

Vice-Président Product Generation d'ATL.

**Jacques THIEL**

Professeur de l'Université d'Orléans.

*Cette étude a été réalisée avec le concours du Conseil Régional du Centre*



## REMERCIEMENTS

---

Ce travail de thèse a été effectué au sein du Laboratoire d'Electronique, Signaux, Images de l'Université d'Orléans. Sa réalisation a été menée sous la direction scientifique de Jacques Thiel, Professeur à l'Université d'Orléans, qui a su me transmettre avec un enthousiasme permanent sa passion pour le métier d'enseignant-chercheur. Je tiens à lui témoigner toute ma reconnaissance pour sa disponibilité quotidienne, sa patience infinie et son grand dévouement.

J'exprime ma profonde gratitude au Professeur Léandre Pourcelot et au Docteur Frédéric Patat, du Laboratoire de Biophysique Médicale de l'Université de Tours, avec qui nous avons collaboré pendant toute la durée des travaux. Qu'ils trouvent ici l'expression de ma très sincère reconnaissance.

J'adresse mes plus vifs remerciements à Robert Di Paola, Directeur de Recherche INSERM à l'Institut Gustave Roussy, et Isabelle Magnin, Chargée de Recherche INSERM de l'INSA de Lyon, qui ont bien voulu consacrer de leur temps à l'examen de mon travail. La rigueur et la précision des observations de ces deux références Françaises en Imagerie Biomédicale m'ont beaucoup aidé à la rédaction finale de ce mémoire.

Je suis très reconnaissant envers Jacques Souquet, Vice Président Product Generation d'Advanced Technology Laboratories, USA. C'est grâce à son intervention rapide qu'ATL France nous a prêté pendant six mois un échographe Ultramark 4, nous permettant ainsi de développer notre prototype de sonde rotative. Je tiens aussi à exprimer mes très sincères remerciements à Jean-Marc Chassery, Directeur de Recherche CNRS à Grenoble. Par son soutien, il contribue à renforcer les liens entre le LESI et le GDR 134 du CNRS. J'ai été très honoré qu'ils acceptent tous les deux spontanément de participer à mon jury, et leur renouvelle ici toute ma gratitude.

Merci à Jean-François Dumas, de l'Atelier de Mécanique de l'Université d'Orléans, pour sa participation lors de la réalisation de la partie mécanique du système d'acquisition rotatif. Sa compétence et sa disponibilité ont été très précieuses.

Je remercie les Docteurs Jean-Marie Pottier et Christian Marchal, ainsi que Didier Charbonnier, du Service de Médecine Nucléaire in vivo et Ultrasons de l'hôpital Trousseau de Tours. Leur accueil sympathique et chaleureux et les discussions aussi riches et passionnantes que nous avons eues pendant les campagnes d'acquisition ont été autant d'encouragement à mon travail.

Je tiens à exprimer tous mes remerciements aux membres du LESI que j'ai cotoyés quotidiennement pendant toute la durée de cette thèse : Gérard Jacquet, Guy Lamarque, Jacques Fantini, Olivier Labourdette, Rachid Harba, Rachid Jennane, Roger Lédée et Thierry Lousot. Les réunions de travail que nous avons eues ensemble ont été très fructueuses, et leur amitié m'a profondément touché.

Je voudrais dire aussi un immense merci à mes quatre compagnons privilégiés du Laboratoire d'Informatique Fondamentale d'Orléans. Que Wadoud Bousdira, Dominique Archambault, Michel Braunwarth, et bien évidemment encore plus particulièrement Jacques Chabin, trouvent ici l'expression de ma très sincère reconnaissance. Leur soutien permanent a été pour moi l'occasion d'apprécier ces vrais amis, constants, dévoués, fidèles.

Enfin, je tiens à remercier le Conseil Régional du Centre qui a permis, au travers de l'attribution d'une Allocation d'Etude de 3<sup>ème</sup> cycle, de soutenir financièrement cette étude pendant trois ans.

Pour conclure, je dédie cette thèse à tous les membres de ma famille, et plus particulièrement à mes parents, bien sûr, et à Dominique, ma soeur.

# SOMMAIRE

---

REMERCIEMENTS

SOMMAIRE

RÉSUMÉ

LISTE DES ABRÉVIATIONS

I. INTRODUCTION

II. CONTEXTE

- A. IMAGERIE MÉDICALE CARDIAQUE
- B. ÉCHOGRAPHIE
- C. ÉCHOCARDIOGRAPHIE 2D
- D. ÉCHOCARDIOGRAPHIE 3D

III. MODÉLISATION

- A. STRATÉGIE
- B. PRÉSENTATION DU MODÈLE S F D P
- C. MISE EN OEUVRE DU MODÈLE S F D P
- D. DU MODÈLE 2D AU MODÈLE 3D

IV. DONNÉES

- A. ACQUISITIONS
  - B. PRÉ-TRAITEMENTS
  - C. ÉCHANTILLONNAGE DES CONTOURS DU VG
  - D. ÉCHANTILLONNAGE DU VOLUME DU VG
-

V. ASPECTS 2D

- A. TRAITEMENT DES FRONTIÈRES VIRTUELLES
- B. APPLICATION 2D AUX COUPES PARASTERNALES
- C. SUIVI DU CONTOUR SUR 2 IMAGES SUCCESSIVES
- D. SUIVI DU CONTOUR DANS UNE SÉQUENCE D'IMAGES

VI. ASPECTS 3D

- A. MODÉLISATION 3D D'UN VG STATIQUE
- B. SUIVIS DU CENTRE ET DE L'AXE DU VG EN 3D
- C. SUIVI DU VOLUME DU VG

VII. CONCLUSION

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

TABLE DES MATIÈRES

TABLE DES ILLUSTRATIONS

ANNEXE A. MODÉLISATION SFDP D'UN CERCLE

ANNEXE B. LOGICIEL DE VISUALISATION 3D

POSTFACE

## RÉSUMÉ

---

Un des objectifs des recherches actuelles en échocardiographie est la visualisation des déformations volumiques de certaines cavités du coeur à partir de séquences d'images. Dans le cadre d'une stratégie globale de restitution tri-dimensionnelle en temps réel, cette thèse propose de modéliser les évolutions spatiale et temporelle du ventricule gauche, à toutes les étapes de la chaîne de traitement : échantillonnage d'un contour initial sur une image de la séquence ; fermeture éventuelle et suivi de ce contour échantillonné sur les autres images de la séquence ; modélisation de tous les contours puis du volume du ventricule ; visualisation du ventricule reconstruit à partir des paramètres du modèle. Toutes les propositions théoriques ont été validées sur des images échocardiographiques acquises avec une sonde tournante prototype.

L'idée de base consiste à utiliser les propriétés de l'interpolation circulaire de Shannon et du lissage orthogonal de Fourier, en exploitant les quatre périodicités du problème : double périodicité spatiale  $2\pi$  pour le volume découpé en plans méridiens (coupes apicales) et parallèles (coupes parasternales), double périodicité temporelle provenant des battements cardiaques et de la rotation de la sonde tournante. Les algorithmes sont appliqués sur des contours tracés manuellement sur les images tomographiques de la séquence, mais nous proposons une méthode de suivi automatique d'un contour à partir d'un seul tracé initial. Pour les périodicités spatiales, la méthode d'interpolation-lissage est mise en oeuvre sur le développement polaire d'un contour du ventricule, autour du centre d'inertie de ses échantillons. Ceci permet, à précision égale, d'économiser les paramètres du modèle. Pour les périodicités temporelles, cette méthode est appliquée sur les paramètres restitués en attitude dans un repère lié au ventricule, par une technique qui utilise les propriétés du signal analytique.

Dans le cadre d'une étude de faisabilité, les résultats obtenus indiquent que la stratégie de modélisation proposée est bien adaptée au problème.



## LISTE DES ABRÉVIATIONS

---

2D	Bi-dimensionnel
3D	Tri-dimensionnel
AO	Aorte
AP	Artère Pulmonaire
ATL	Advanced Technologies Laboratory
CAO	Conception Assistée par Ordinateur
CNRS	Centre National de la Recherche Scientifique
DAO	Dessin Assisté par Ordinateur
ECG	Electrocardiogramme
FFT	Fast Fourier Transform
GdR	Groupement de Recherche
Go	Giga-octet
GT	Groupe de Travail
IBM	International Business Machines
INSERM	Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
Ko	Kilo-octet
LBM	Laboratoire de Biophysique Médicale
LESI	Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images
LNG	Ligne de Niveaux de Gris
MFLOPS	Mega Floating point Operation Per Second
MIPS	Mega Instructions Per Second
Mo	Méga-octet
MP	Muscles Papillaires
NFS	Network File System
OD	Oreillette Droite
OG	Oreillette Gauche

PC	Personal Computer
PET	Positon Emission Tomography
Phigs	Programmer's Hierarchical Interactive Graphics System
RAM	Random Access Memory
RNF	Réseau de Neurones Formel
SFDP	Série de Fourier du Développement Polaire
SI	Septum Interventriculaire
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography
TCP/IP	Transmission Control Protocol/Internet Protocol
TFD	Transformée de Fourier Discrète
TM	Temps Mouvement
VA	Valve Aortique
VD	Ventricule Droit
VG	Ventricule Gauche
VHS	Video Home System
VM	Valves Mitrales
VT	Valves Tricuspides
XGL	Xerox Graphical Library

# I. INTRODUCTION

---

Le Laboratoire de Biophysique Médicale (LBM, Tours) est un pôle national de recherche en ingénierie biomédicale par ultrasons tandis que le savoir-faire du Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images (LESI, Orléans) concerne directement le traitement du signal et des images. En septembre 1989, ces deux laboratoires de la région Centre ont décidé de coordonner leurs efforts dans la réalisation d'un projet qui peut se résumer ainsi :

*visualiser en temps réel et en trois dimensions les battements  
du coeur humain à partir d'images échocardiographiques.*

Il s'agissait d'un projet à long terme car, en l'absence de sondes ultrasonores 3D (tri-dimensionnelles), il n'existait à l'époque aucune méthode d'étude dynamique et réellement volumique du coeur par échographie. La première année de collaboration s'est concrétisée par une demande de bourse régionale pour une thèse dont l'objectif était non pas de résoudre le problème posé mais de contribuer à la définition d'une stratégie de recherche pour y parvenir. Il a été décidé, pour cette première étape, de se limiter au ventricule gauche (VG).

La présente étude a donc pour objet la reconstruction dans l'espace et dans le temps du volume du VG, afin de pouvoir rapidement le visualiser dès que des capteurs 3D seront réellement disponibles. Son originalité vient du fait qu'elle a été conduite en gardant constamment à l'esprit trois contraintes importantes qui répondent aux exigences des médecins :

- ⇒ **Contrainte temps-réel** : la restitution 3D doit être obtenue en un temps inférieur à celui d'une consultation médicale.
- ⇒ **Contrainte de robustesse** : les algorithmes proposés doivent pouvoir être appliqués quelle que soit la qualité des images échocardiographiques.
- ⇒ **Contrainte d'interactivité** : le médecin qui procède à l'examen doit pouvoir intervenir à tout moment pour valider ou infléchir les résultats.

Ceci a imposé dans un premier temps d'imaginer des méthodes spécifiques, puis de développer des logiciels robustes et interactifs adaptés à l'aspect temps-réel du problème.

L'essentiel de notre étude concerne le cas statique, tant 2D que 3D, mais nous avons en fin de thèse abordé les problèmes de suivi d'un contour et d'un volume déformables. Pour présenter nos résultats, nous avons donc le choix entre deux plans qui privilégiaient soit une dualité statique/dynamique, soit une dualité 2D/3D. Dans le cadre d'une présentation synthétique, nous avons finalement opté pour la seconde dichotomie. Après avoir situé le problème dans son contexte (état de l'art), puis exposé notre stratégie de restitution 3D en temps réel du VG par modélisation, nous présentons donc nos résultats en 3 parties : acquisition et prétraitement des données, mise en oeuvre du modèle dans le cas 2D, incluant le suivi du contour du VG, puis extension au cas 3D, incluant le suivi du volume du VG. En définitive, le présent mémoire est donc divisé en 5 chapitres.

## 1. Contexte

L'échocardiographie est tout d'abord rapidement positionnée parmi les principales techniques d'imagerie médicale cardiaque. Après avoir exposé très brièvement les principes de fonctionnement d'un échographe, nous décrivons sommairement le déroulement d'un examen cardiologique avec cet appareil. Nous insistons plus particulièrement sur le caractère subjectif de l'interprétation des images tomographiques et concluons sur la nécessité de s'appuyer sur le savoir-faire du médecin plutôt que sur celui du traicteur d'images. Cette conclusion est étayée par un résumé (sans doute partiel et partial) de l'état des recherches actuelles pour automatiser l'interprétation de ces images, essentiellement par détection et/ou suivi des contours du VG. Puis nous examinons les évolutions technologiques envisageables pour les sondes 2D afin que celles-ci puissent être utilisées pour la restitution *in vivo* du volume du VG. En même temps que nous dressons la liste des problèmes à résoudre pour que cet objectif devienne réalité, nous constatons que peu de travaux, du moins à notre connaissance, sont consacrés à la préparation du traitement en temps réel des données que ces sondes seraient capables d'acquérir à haute cadence.

Dans ce contexte, notre stratégie s'appuie sur trois idées simples. Pour la modélisation, l'analyse harmonique du développement polaire d'un contour autour de son centre d'inertie est à la base de deux méthodes : l'une de caractérisation par échantillonnage, l'autre de lissage moindres carrés des échantillons. Ces deux méthodes ont l'avantage d'être toutes deux optimales relativement à un critère de conformité qui est précisé. Pour le suivi du contour, nous réduisons le problème 2D à deux problèmes unidimensionnels. Nous

proposons de mesurer d'abord chaque décalage radial d'échantillons du contour par intercorrélation, puis d'ajuster les résultats de ces mesures par lissage moindres carrés. Pour le suivi du volume, nous envisageons de démêler les variations spatiales et temporelles des paramètres du modèle 3D. Nous nous appuyons pour cela sur les propriétés des signaux analytiques complexes associés aux signaux réels causaux que constituent les mesures successives des paramètres du volume modélisé.

## 2. Modélisation

Notre approche modélisation du VG est ensuite présentée. A partir d'un modèle volumique ellipsoïdal du VG, nous posons le double problème du critère d'ajustement du modèle 3D aux données 2D et du suivi en temps réel des paramètres du modèle. Puis nous introduisons notre choix d'un modèle de Fourier pour caractériser à la fois les coupes tomographiques du VG et le volume restitué à partir d'images obtenues avec une sonde tournante. Nous poursuivons par une description détaillée du modèle SFDP (Série de Fourier du Développement Polaire) que nous avons mis au point.

Cette modélisation harmonique est mise en oeuvre en 3 étapes. Il s'agit tout d'abord de calculer la série de Fourier du contour continu développé autour de son centre d'inertie. Il faut ensuite échantillonner ce contour avec une précision donnée, ce que nous proposons de faire en utilisant quelques propriétés de l'interpolation de Shannon circulaire. Finalement, les échantillons caractéristiques du contour sont lissés par filtrage passe-bas idéal, ce qui revient à tronquer la série de Fourier du développement polaire.

Nous reprenons chaque idée maîtresse de cette modélisation sous son aspect théorique et discutons sa signification physique. Cette partie est l'occasion de certains rappels mais aussi de certaines mises au point sur l'intérêt de notre démarche et également son originalité. L'exemple le plus significatif, de notre point de vue, concerne notre choix d'une origine centrale (assimilé au centre d'inertie du contour pour simplifier) sans laquelle la méthode perd tout son intérêt comparativement aux classiques descripteurs de Fourier d'un contour. Les aspects logiciels sont également discutés et il est conclu que l'extension de notre modèle 2D au cas tridimensionnel statique ne pose aucune difficulté à condition de disposer des contours du VG dans certaines sections définies par une sonde 2D tournante.

Mais deux problèmes importants sont alors à résoudre pour atteindre l'objectif d'une restitution dynamique du volume du VG en temps réel. Le premier concerne le suivi du

contour du VG dans une séquence d'images, et le second le suivi du volume à partir de contours. Loin d'apporter des solutions définitives à ces deux problèmes clés de l'échocardiographie, nous proposons de les aborder en nous appuyant à nouveau sur la modélisation de Fourier de données issues de pré-traitements. Pour le suivi du contour, il s'agit d'une série d'estimations de fonctions d'intercorrélation entre lignes de niveaux de gris d'une image ; pour le suivi du volume, il s'agit d'estimer l'amplitude et la phase instantanées des signaux associés aux paramètres de la modélisation SFDP d'une séquence d'images. Finalement, pour démêler les variations spatiales et temporelles de ces paramètres, nous proposons une double interpolation à nouveau basée sur une modélisation de Fourier.

### 3. Données

L'échographe que nous avons utilisé n'était pas pourvu d'une sortie numérique. Nous avons donc dû le compléter par une carte PC de digitalisation pour obtenir des images de meilleure qualité qu'après numérisation d'images vidéo. Par la suite, nous avons construit un mécanisme prototype de mise en rotation d'une sonde 2D annulaire classique avec un moteur pas à pas synchronisé sur l'échographe. Cet ensemble est sommairement présenté. Il nous a permis d'obtenir plusieurs séquences d'images brutes qui ont été pré-traitées pour pouvoir leur superposer manuellement un contour du VG à partir d'une initialisation par courbes de niveaux. Un logiciel de visualisation a été mis au point pour afficher à la cadence vidéo les images d'une séquence recouvrant plusieurs cycles cardiaques.

Pour optimiser l'échantillonnage d'un contour, c'est-à-dire le caractériser avec une précision fixée par un nombre minimum d'échantillons, nous avons imaginé une méthode basée sur l'interpolation de Shannon. Le principe de cette méthode, et le programme qui la met en oeuvre, sont décrits dans cette section. Nous décrivons également le programme que nous avons mis au point pour ajuster interactivement, avec la plus grande facilité, un contour manuel déjà tracé. Puis nous présentons finalement les résultats obtenus sur deux séquences d'images acquises avec une sonde immobile (l'une constituée de coupes parasternales et l'autre de coupes apicale), et sur une séquence de coupes apicales acquise avec une sonde tournante.

En définitive, nous avons pu constituer une banque de données constituée de 3 séquences d'images avec leurs contours échantillonnés (2 séquences 2D et une séquence 3D), que nous avons utilisés par la suite pour modéliser le VG, aussi bien statiquement que

dynamiquement.

#### 4. Aspects 2D

Un premier résultat du modèle SFDP concerne le traitement des frontières virtuelles. L'algorithme de fermeture d'un contour à partir d'un échantillonnage incomplet est présenté puis quelques exemples typiques de fermeture de contours synthétiques sont proposés à titre d'illustration. Cet algorithme sera par la suite utilisé pour compléter par interpolation les mesures des décalages radiaux des échantillons d'un contour afin de pouvoir suivre ce contour dans une séquence d'images.

Chaque paramètre réel du modèle SFDP a une interprétation géométrique très simple et peut être directement utilisé pour le diagnostic médical. Pour les coupes parasternales du VG, par exemple, les 3 premiers paramètres correspondent au modèle circulaire du contour et les 2 suivants correspondent au modèle elliptique. Ces deux modèles sont très utilisés en cardiologie et il devient donc possible d'automatiser le calcul de leurs caractéristiques à partir des contours tracés sur les images pendant une consultation. A titre d'illustration, nous présentons l'évolution de ces caractéristiques géométriques pendant un cycle cardiaque pour une séquence de 24 images parasternales. D'autres renseignements d'intérêt médical peuvent être déduits de la modélisation SFDP d'un contour et, à titre indicatif, nous proposons une méthode d'analyse de l'isotropie des contractions ventriculaires à partir de coupes parasternales.

Puis nous proposons un algorithme de suivi de contours dans une séquence d'images. Les entrées de cet algorithme sont les contours du VG tracés manuellement sur toutes les images apicales d'une séquence acquise avec sonde tournante, ou du moins les échantillons caractéristiques de ces tracés manuels. Nous proposons le suivi de ces échantillons en deux temps : le déplacement de chacun est tout d'abord estimé isolément, puis tous les déplacements sont analysés globalement. D'une image de la séquence à la suivante, le décalage radial d'un échantillon du contour est estimé par intercorrélacion de deux lignes de niveaux de gris moyen le long du rayon considéré et au voisinage du contour. Nous obtenons dans la plupart des cas des estimations raisonnables. Mais cette méthode étant inopérante pour certains échantillons, ce que nous expliquons, nous proposons de la compléter en reliant entre eux les échantillons d'un même contour par un critère de rigidité. Pour ce faire, nous utilisons à nouveau le modèle SFDP avec un nombre de paramètres fixé par la rigidité voulue

pour le contour. L'analyse des résultats obtenus, jugés encourageants, nous conduit finalement à proposer de suivre le contour par un réseau de neurones.

## 5. Aspects 3D

La séquence d'images apicales acquises avec la sonde tournante nous a permis de représenter le VG en trois dimensions en nous limitant à la phase diastolique. Pour ce faire, nous nous sommes appuyés sur les résultats obtenus sur les deux séquences acquises avec la sonde immobile, pour ce qui est de l'échantillonnage optimal d'un contour. La méthode de caractérisation d'un contour a en effet été étendue à la caractérisation d'un volume convexe selon une procédure qui est tout d'abord exposée. Utilisant la valeur précédemment déterminée pour le nombre d'échantillons d'un contour parasternal, nous proposons une première visualisation quasi-continue du volume du VG à partir de 8 images apicales équiréparties dans l'espace. Ce résultat brut est ensuite corrigé pour tenir compte de l'inclinaison observée entre l'axe du VG et l'axe de la sonde tournante.

La modélisation SFDP est avantageuse pour la restitution 3D du VG. Nous commençons par analyser cette restitution dans le cas d'un VG immobile à partir des coupes apicales en phase diastolique obtenues avec notre sonde tournante. Un premier résultat est le rattrapage des écarts introduits par le non alignement entre l'axe de la sonde et l'axe du VG, que nous proposons de définir à partir du modèle SFDP. Ainsi, l'angle entre les deux axes est un des paramètres du modèle et il devient facile d'en tenir compte pour améliorer la restitution du volume. Un second résultat concerne le lissage par moindres carrés de ce volume, et le nombre de paramètres nécessaires pour le modéliser avec une précision requise, nombre qui est ici déterminé.

La modélisation 3D dynamique du VG à partir des contours apicaux obtenus avec la sonde tournante est présentée en deux étapes. La première consiste à restituer les paramètres des contours tracés sur les images depuis un repère lié à la sonde tournante jusqu'à un repère lié au VG. La seconde consiste à déduire le volume du VG à chaque instant d'acquisition d'une image, à partir des valeurs corrigées de ces paramètres.

Nous définissons ensuite un centre du VG à partir d'un modèle sphérique. Il faut alors déterminer le mouvement de ce centre dans l'espace et la variation temporelle du rayon le long de la trajectoire 3D. Les coordonnées polaires du centre de la sphère sont l'enveloppe et la phase du signal analytique associé aux variations des deux premiers paramètres du

modèle SFDP. Le rayon de la sphère est calculé à chaque instant à partir du troisième paramètre du modèle en utilisant les coordonnées du centre. Un modèle à l'ordre 2 du VG complète le modèle sphérique par un axe et une ellipticité. L'orientation de l'axe est directement fournie à chaque instant de la séquence par l'enveloppe et la phase du signal analytique associé au quatrième paramètre du modèle SFDP, en s'appuyant sur le modèle sphérique. Puis l'ellipticité est déduite à chaque instant des ellipticités des contours apicaux de la séquence. Négligeant les corrections d'attitude aux ordres supérieurs, nous obtenons ainsi, à chaque instant d'acquisition d'image, les valeurs des paramètres SFDP des contours calés sur un centre commun et dans des plans tournants autour d'un axe du VG.

La restitution du volume instantané du VG à partir de ces seules valeurs nécessite de résoudre un problème d'interpolation spatio-temporelle puisque le coeur bat en même temps que la sonde tourne. Nous proposons une méthode qui exploite les périodicités de ces deux mouvements en trois temps. Une interpolation spatiale est tout d'abord réalisée, en supposant que toutes les données sont acquises au même instant, par modélisation de Fourier de ces données. Concrètement, une troncature à l'ordre 4 de la série de Fourier des données repliées sur un demi-tour de sonde fournit une fonction de lissage par moindres carrés qui rend compte de la non révolution du volume autour de l'axe. De façon analogue, on suppose la sonde immobile pour construire une fonction de lissage sur un cycle cardiaque afin d'obtenir par interpolation les variations temporelles des paramètres. Finalement, ces deux ensembles de valeurs interpolées des paramètres sont moyennés afin d'aboutir à une modélisation du volume du VG pour tout instant du cycle cardiaque et toute position de la sonde. Cette méthode d'interpolation est donc très sommaire ; elle ne peut donner de résultats convenables que dans le cadre d'une acquisition à haute cadence.

Concernant l'acquisition des images échocardiographiques et la restitution 3D du VG par modélisation SFDP, la présente étude doit être considérée comme une première étape vers la construction d'un ensemble de suivi du volume du VG en temps réel par sonde tournante et réseau de neurones. Nous exposons en conclusion comment il est envisagé de poursuivre les recherches dans ces deux domaines.



## II. CONTEXTE

---

Après avoir situé l'échographie parmi les techniques d'imagerie médicale cardiaque, nous en rappelons sommairement le principe. Nous présentons ensuite les mesures caractéristiques d'un examen échocardiographique, puis nous faisons le point sur les recherches actuelles pour améliorer cet examen. Ceci nous conduira enfin à exposer les avantages du suivi en temps réel du volume du ventricule gauche.

### A. IMAGERIE MÉDICALE CARDIAQUE

Les techniques modernes d'imagerie médicale, souvent complémentaires, affinent les diagnostics en révélant les signes internes de certaines affections. Elles permettent toutes de visualiser l'intérieur du corps humain, mais les qualités intrinsèques et le sens médical des images obtenues dépendent fondamentalement du principe physique utilisé [1][2][3][4]. Dans cette section, nous présentons brièvement les principales techniques d'observation cardiaque.

#### 1. Radiographies

Depuis la fin du siècle dernier, les radiographies permettent d'obtenir sur un film photographique l'image d'une partie du corps humain soumise à un faisceau de rayons X, dont l'absorption dépend de l'épaisseur de la substance traversée et des atomes qui la constituent. En plaçant un film radiographique derrière la partie du corps à observer, on visualise ainsi les différences de densité au sein d'un tissu ou d'un organe.

Pour observer le système circulatoire (angiographies et angiocardigraphies), il faut utiliser des produits de contraste, à base de baryum ou d'iode, qui rendent la zone déterminée opaque aux rayons X. Même s'il existe toujours un certain risque à pratiquer des injections dans des artères, on obtient ainsi des images bidimensionnelles du coeur sur lesquelles apparaissent les valves, les cavités ventriculaires et auriculaires, ainsi que leurs parois.

## 2. Scanners

Inventé en 1971 par Hounsfield, le scanner (ou tomodynamomètre) fait tourner un faisceau de rayons X autour de la partie du corps à observer. Les images radiologiques obtenues lors d'une rotation complète sont ensuite reconstruites pour obtenir une coupe transversale de grande qualité car la superposition des tissus est éliminée pendant la reconstruction. Comme en radiographie classique, des produits de contraste sont souvent utilisés pour obtenir des images de la cavité et du muscle cardiaque, peu sensibles aux rayons X.

Par empilement de coupes parallèles, les scanners permettent d'obtenir des représentations 3D d'organes statiques, les différentes coupes étant acquises à des niveaux et des instants différents. Mais les battements cardiaques introduisent des variations temporelles qui, en l'absence de synchronisation, entraînent des décalages de position à chaque acquisition. Le seul scanner permettant de faire en temps-réel de l'imagerie cardiaque réellement tridimensionnelle est le "Dynamic Spatial Reconstructor" de la Mayo Clinic aux Etats-Unis [5]. Cependant, des méthodes de reconstruction ont été mises au point pour obtenir en temps différé des images 3D du coeur. Celles-ci utilisent des coupes du coeur à des niveaux différents, pendant plusieurs cycles cardiaques, mais à des instants identiques dans les cycles. La mise en forme de toutes ces données permet alors de restituer en temps différé une image 3D du coeur en mouvement.

## 3. Scintigraphie

Cette technique vise à suivre la concentration et la répartition d'un radio-isotope injecté par voie intraveineuse dans l'organisme. Les doses utilisées sont infimes, non toxiques, et ne présentent généralement pas de risque d'intolérance. Les isotopes couramment utilisés (iode 123, technétium 99, xénon 133, thallium 201) ont une durée de vie courte, de quelques heures, de manière à diminuer l'irradiation du sujet. Selon les pathologies, le traceur va se fixer sélectivement dans une partie de l'organisme ou une autre. Instables, les isotopes ont la propriété d'émettre, en se désintégrant, une radiation électromagnétique qu'il est possible de localiser. On établit ainsi, grâce à un compteur de scintillations appelé gamma caméra, une cartographie scintigraphique de l'organe intéressé. En SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography), le détecteur est monté sur un bâti qui lui permet de

tourner autour du patient. Des prises de vues successives sont faites sous une quarantaine d'incidences différentes, puis la reconstruction de l'image est réalisée par un ordinateur. On obtient de cette manière plusieurs images dans différents plans horizontaux parallèles. Une localisation plus précise du marqueur peut être obtenue en tomographie par émission de positrons (PET, pour Positron Emission Tomography). Cette technique utilise un isotope qui se désintègre en émettant un positon ; celui-ci se combine immédiatement avec un électron et les deux particules s'annihilent en produisant deux photons gamma de trajectoires opposées. Une bonne interprétation des images obtenues par PET peut fournir une évaluation locale de nombreux processus biochimiques essentiels au bon fonctionnement de l'organe observé.

En imagerie cardiaque, la scintigraphie permet, par l'analyse du débit du traceur, de suivre la vitesse à laquelle se remplissent les cavités du cœur, après injection intraveineuse d'un produit radioactif (gamma-angiographie). Elle permet aussi de repérer les mouvements du ventricule gauche en enregistrant plusieurs séries d'images correspondant chacune à une phase du cycle cardiaque. La position d'une série d'images dans le cycle est, comme pour les scanners, repérée à partir de l'électrocardiogramme.

#### **4. Résonance magnétique**

Initialisée par les travaux de Lauterbur en 1973, l'IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) est basée sur la résonance des protons de l'eau contenue dans le corps humain (70%). En présence de deux champs magnétiques extérieurs croisés, les atomes d'hydrogène de l'eau s'orientent dans une même direction car le moment cinétique des noyaux des atomes correspond à un courant électrique qui engendre un faible champ magnétique. Lorsque l'exposition aux champs magnétiques cesse, les atomes d'hydrogène retournent à leur état d'équilibre en oscillant à une fréquence proche de la fréquence de résonance. L'étude de cette relaxation permet d'établir avec précision la cartographie des atomes d'hydrogène, dont la concentration est variable selon les tissus. En faisant tourner électroniquement les champs magnétiques, on obtient des images tridimensionnelles qui sont très différentes selon qu'il s'agit de tissus sains ou pathologiques [6]. Grâce à des protocoles d'acquisition particuliers synchronisés sur l'électrocardiogramme (voir page 9), les appareils IRM classiques sont en mesure de fournir des images volumiques du cœur [7]. La reconstruction 3D est obtenue en sélectionnant des coupes à différents niveaux du cœur, mais acquises aux mêmes instants dans des cycles cardiaques successifs. Des applications industrielles basées sur cette technique

sont déjà à l'étude. Par exemple, le projet d'acquisition rapide d'images cardiaques de Siemens [8] permet d'enregistrer une séquence de 17 images 3D de 20 coupes chacune, pendant une durée d'environ 10 minutes.

## 5. Echographie

C'est dans les années 50 que l'utilisation des ultrasons en médecine commence à se développer. Le principe est simple : une sonde ultrasonore qui utilise les propriétés piézo-électriques d'un élément en céramique émet un faisceau d'ultrasons. Elle est appliquée directement sur la peau du patient, dans la direction de l'organe à visualiser. L'onde ultrasonore émise par la sonde se propage alors dans les tissus mous de l'organisme (foie, rein, coeur, fœtus, ...) en subissant une réflexion partielle (écho) à chaque variation de l'impédance acoustique du milieu. Un dispositif électronique mesure alors le temps qui sépare le signal émis des signaux réfléchis, et détermine ainsi la distance des cibles réfléchissantes. Après traitement, des images représentant les coupes de l'organe visualisé sont affichées en temps réel. Les ultrasons sont complètement réfléchis par les os et les gaz, et ne peuvent donc pas être utilisés pour explorer le squelette ni les poumons. Ils sont au contraire tout à fait indiqués pour obtenir des images d'organes tels que le coeur, même en mouvement. Le succès de l'imagerie ultrasonore est dû non seulement au fait qu'elle fournit des images de qualité acceptable, mais aussi au fait qu'elle ne présente, avec le recul dont on dispose, aucun danger pour le patient. Contrairement aux techniques utilisant des rayonnements ionisants, l'échographie est donc un moyen d'investigation non invasif, non traumatisant pour les patients, et réitérable à volonté. Un autre avantage de l'échographie réside dans le fait que les appareils sont légers et facilement transportables auprès des malades.

A l'heure actuelle, les progrès technologiques permettent d'obtenir, en temps réel, des images échographiques bidimensionnelles d'organes en déplacement. Cette caractéristique est quotidiennement mise à profit pour produire, à faible coût, des images planes des cavités cardiaques. Cependant, contrairement aux techniques scanner, scintigraphiques ou IRM, très rares sont les échographes actuels qui fournissent des représentations réellement tridimensionnelles d'organes statiques ou en mouvement. Mais de nombreuses équipes de recherche travaillent dans cette voie. Avant de développer notre contribution à la résolution de ce problème, nous proposons de présenter de manière détaillée les échographes utilisés et les examens pratiqués en routine pour l'exploration cardiaque.

Auparavant, voici un tableau comparatif qui synthétise les techniques d'imagerie médicale présentées dans cette section.

Tech- nique	Radiographie	Scanners	Scintigraphie SPECT/PET	Résonance magnétique	Echographie
Avan- tages  	<ul style="list-style-type: none"> <li>- rapide : examen d'environ 15 mn,</li> <li>- indolore,</li> <li>- implantation importante dans les cabinets de radiologie (40 10<sup>6</sup> examens par an en France),</li> <li>- Résolution spatiale <math>\approx</math> 1 mm,</li> <li>- Résol. temporelle de quelques secondes en angiographie,</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- rapide : examen d'environ 20 mn,</li> <li>- indolore,</li> <li>- imagerie 3D statique en routine,</li> <li>- Résolution spatiale <math>\leq</math> 1 mm,</li> <li>- Résolution temporelle allant jusqu'à 17 images/s,</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- rapide (dépend du radio-isotope, 20 mn avec <sup>11</sup>C,</li> <li>- indolore;</li> <li>- production d'images très caractéristiques de certains états pathologiques,</li> <li>- Résol. spatiale de 3 à 6 mm,</li> <li>- Résol. temporelle de plusieurs minutes, mais synchronisation sur ECG,</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- pas de rayonnement ionisant ni de produit de contraste,</li> <li>- indolore,</li> <li>- imagerie 3D statique,</li> <li>- Résolution spatiale <math>\leq</math> 1 mm,</li> <li>- Résolution temporelle de plusieurs dizaines de minutes, mais synchronisation sur ECG,</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- rapide : examen d'environ 15 mn (45 mn en dopplér)</li> <li>- inoffensif,</li> <li>- indolore avec sonde externe,</li> <li>- réitérable à volonté,</li> <li>- matériel transportable et peu coûteux,</li> <li>- Résol. spatiale <math>\leq</math> 3 mm,</li> <li>- Résol. temporelle <math>\geq</math> 30 images/s,</li> </ul>
In- con- vé- nients  	<ul style="list-style-type: none"> <li>- exposition à rayonnements ionisants : 30 à 200 mrems par examen,</li> <li>- allergie possible aux produits de contraste,</li> <li>- matériel non transportable.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- exposition aux rayonnements ionisants : 2500 à 44000 mrems par examen,</li> <li>- allergie possible aux produits de contraste,</li> <li>- matériel non transportable,</li> <li>- coûteux : seulement 300 appareils en France en 1988.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- exposition à des isotopes radioactifs,</li> <li>- allergie possible aux marqueurs,</li> <li>- matériel coûteux,</li> <li>- concentration dans les grands centres hospitaliers.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- examen long (<math>\approx</math> 1heure) et inconfortable,</li> <li>- contre indiqué aux porteurs de matériaux ferro-magnétiques (simulateurs, prothèses, ...)</li> <li>- matériel fixe et coûteux,</li> <li>- concentration dans les centres hospitaliers.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- image très bruitées,</li> <li>- examen traumatisant avec l'utilisation d'une sonde transoesophagienne.</li> </ul>

## B. ÉCHOGRAPHIE

Si les principes physiques de l'échographie sont parmi les plus simples, leur exploitation nécessite un appareillage sophistiqué, aussi bien pour l'émission et la détection des signaux ultrasonores que pour le traitement de ces signaux. En dépit de progrès récents très significatifs, les images échographiques sont toujours, pour le traicteur d'images, réputées de mauvaise qualité car très bruitées et trop peu contrastées. Voici pourquoi, brièvement.

### 1. Historique

En 1883, le britannique Galton construit un sifflet capable de produire des ultrasons. Pendant la seconde guerre mondiale, les ultrasons furent utilisés pour localiser les sous-marins avec des sonars, mais également pour détecter des défauts d'homogénéité dans différents matériaux (Firestone [9], Sprouze). Dussik en 1943, puis Leksell en 1947, essaient de visualiser les contours de tumeurs cérébrales en enregistrant, dans deux dimensions, l'atténuation d'ultrasons émis continûment à travers la tête d'un patient.

En cardiologie, les suédois Hertz et Edler visualisent en 1953 [10] des sténoses mitrales et l'allemand Effert [11] parvient même à faire un diagnostic de tumeur intra-auriculaire. Puis les américains Wild et Reid [12] adaptent la technique des échos d'impulsions à l'examen des structures biologiques. En 1965, Feigenbaum [13] décrit la cinétique pariétale postérieure, et précise quelques critères d'épanchement péricardique. Des médecins japonais obtiennent les premières tomographies cardiaques en 1967. Depuis, grâce à d'énormes progrès technologiques, des équipements performants permettent l'étude de l'ensemble de la pathologie cardiaque [14].

### 2. Principe

Une sonde est composée d'un ou plusieurs transducteurs (cristaux) identiques qui servent à la fois d'émetteurs de faisceau ultrasonore vers l'objet à étudier, et de récepteurs pour la partie de ce faisceau qui est réfléchi dans la direction du tir. L'intensité des échos réfléchis dépend du type de discontinuités du milieu traversé par le faisceau, tandis que le temps écoulé entre l'émission et la réception d'un écho donne directement la distance entre la sonde et la discontinuité réfléchissante, dans la limite de la profondeur d'exploration fixée

par la fréquence  $f$  d'utilisation de la sonde.

a. Célérité des ultrasons ( $c$ ) et longueur d'onde ( $\lambda$ )

Dans le corps humain,  $c$  peut être considérée constante ( $1540 \pm 60$  m/s) et voisine de celle dans l'eau (1500 m/s) si l'on excepte les discontinuités apportées par le squelette et l'air pulmonaire. La longueur d'onde acoustique  $\lambda$  dépend donc quasi exclusivement de la fréquence  $f$  des ultrasons puisque  $\lambda = c/f$ , soit

$$\lambda \text{ (mm)} = \frac{1500 \text{ (m/s)}}{f \text{ (MHz)}} \quad (1)$$

Les plus petits détails que l'on peut espérer séparer étant de l'ordre de la longueur d'onde, une faible longueur d'onde, c'est à dire une fréquence élevée, est souhaitable pour obtenir les images les plus détaillées.

b. Impédance acoustique ( $Z$ ) et facteur de réflexion ( $R$ )

Les impulsions ultrasonores obéissent aux mêmes lois de propagation, réflexion et réfraction que celles de l'optique ; les formules de Fresnel pour la réflexion et la transmission sont donc applicables. Ainsi, sous incidence normale, le facteur de réflexion (rapport des intensités réfléchi  $I_r$  et incidente  $I_i$ ) à l'interface entre deux milieux d'impédances acoustiques  $Z_1$  et  $Z_2$  ( $Z = \rho c$ , où  $\rho$  est la densité) a pour expression

$$R = \frac{I_r}{I_i} = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \approx \frac{1}{4} \left( \frac{dZ}{Z} \right)^2 \quad \text{si } Z_1 \approx Z_2 \quad (2)$$

Les deux figures 1a et 1b ci-dessous fixent quelques ordres de grandeur.

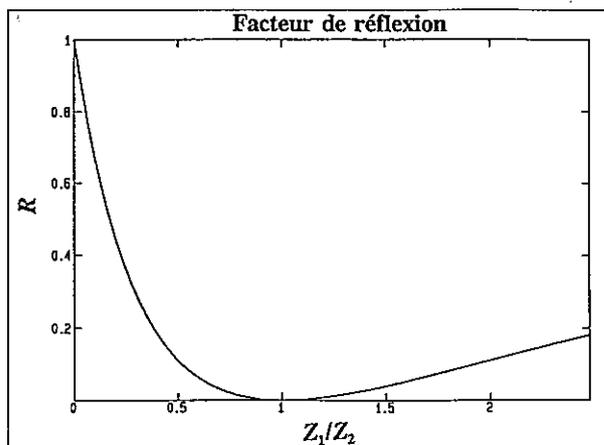


Figure 1a : Facteur de réflexion normale à l'interface de 2 impédances très distinctes.

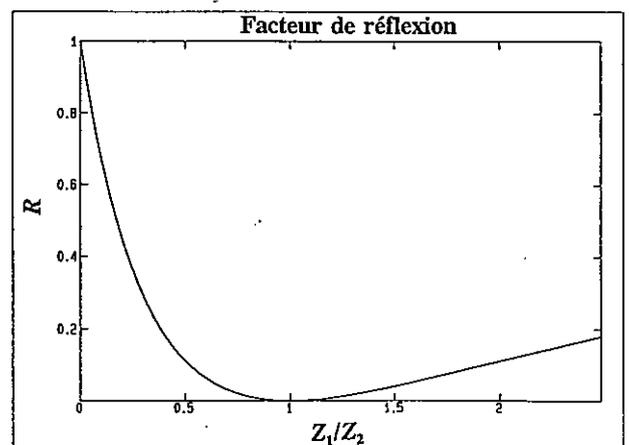


Figure 1b : Facteur de réflexion normale à l'interface de 2 impédances très voisines.

Pratiquement, le faisceau est partiellement réfléchi, dans une infime proportion, sur chaque gradient  $dZ/Z$  d'impédance et l'écho est formé par la reconstruction, en amplitude et en phase, de ces réflexions partielles. En exploration cardiaque, si on excepte les os et les gaz, environ 80 % du faisceau est transmis vers les couches plus profondes.

### c. Fréquence de travail ( $f$ ) et profondeur de pénétration ( $p$ )

L'atténuation d'un faisceau d'ultrasons dans un milieu augmente linéairement avec la fréquence de l'onde acoustique. Pour le corps humain, les médecins considèrent que cette atténuation est de 0,6 à 1 dB/cm/MHz selon les tissus. En admettant qu'un échographe permet d'analyser des signaux réfléchis atténués de 120 dB par rapport aux signaux émis, on aboutit à la formule empirique suivante, pour une profondeur  $p$  de pénétration :

$$p \text{ (cm)} \approx \frac{75 \pm 15}{f \text{ (MHz)}} \quad (3)$$

Plus la fréquence  $f$  est élevée, moins la profondeur  $p$  d'exploration est grande. Pour l'échocardiographie, les fréquences couramment utilisées sont 3,5 MHz ( $p \sim 20$  cm) et 5 MHz ( $p \sim 15$  cm) selon que les patients sont des adultes ou des enfants.

Le choix des fréquences ultrasonores utilisées en échographie doit donc être un compromis entre deux facteurs contradictoires : la profondeur de pénétration et le pouvoir de résolution. En échocardiographie, les fréquences de quelques MHz correspondent à des profondeurs allant jusqu'à 20 centimètres et à des pouvoirs de résolution de l'ordre du millimètre [15].

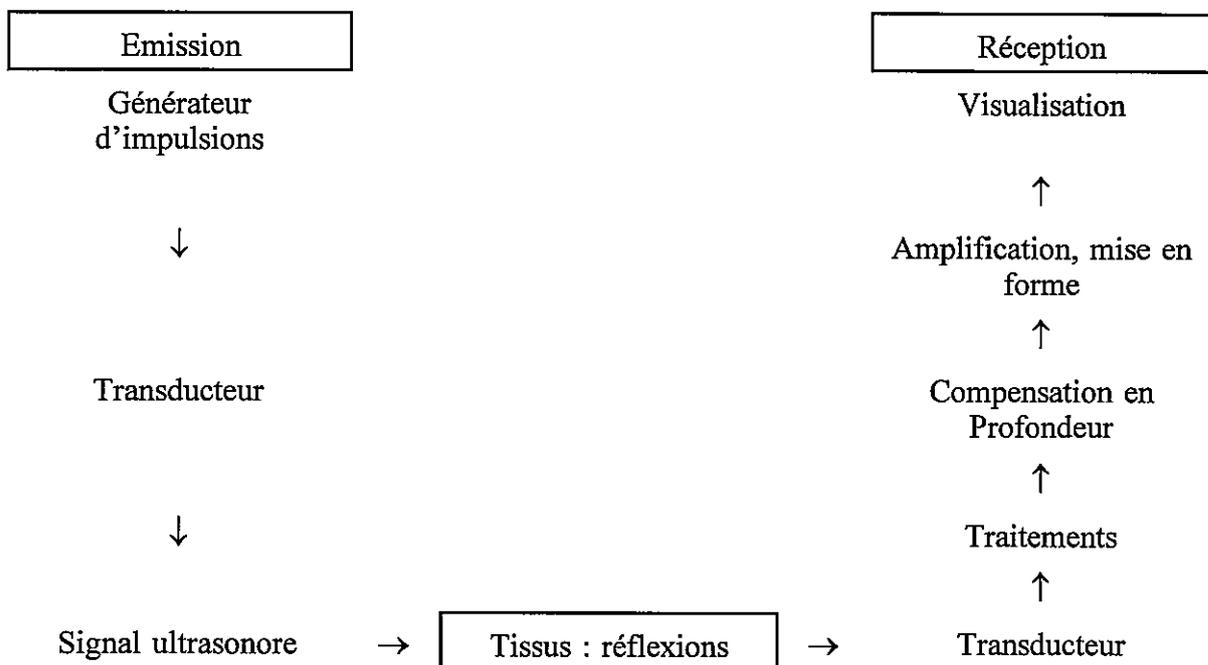
## 3. L'échographe

Un échographe comprend trois parties différentes :

1. un générateur d'impulsions hautes fréquences,
2. une sonde (transducteur) servant à l'émission et à la réception,
3. un dispositif d'amplification et de visualisation des échos.

Le signal réfléchi jusqu'au transducteur est très faible. Après amplification, il subit plusieurs traitements dont, paradoxalement, une atténuation des échos. Il est en effet nécessaire d'atténuer sélectivement les échos reçus, de manière à ne conserver que ceux provenant d'une interface déterminée, pour éviter que les échos utiles ne soient complètement noyés par une

multitude d'interfaces parasites. De même, il est indispensable d'effectuer des compensations de profondeur pour obtenir des images équilibrées en brillance, car la perte d'énergie (grossièrement exponentielle) est proportionnelle à la profondeur des interfaces. Les échos proches doivent donc être atténués et les échos lointains amplifiés. Cette correction, très délicate et sophistiquée, intervient pour une grande part dans la qualité de l'image et peut être ajustée par l'opérateur. Le fonctionnement d'un échographe peut donc être schématisé comme suit :



Aujourd'hui, les images fournies par les échographes sont de deux types.

En échographie temps-mouvement (TM), le faisceau ultrasonore est maintenu fixe dans une direction, et chaque ligne d'écho est analysée en fonction du temps. Les interfaces entre les tissus sont matérialisées sur un écran par des points lumineux dont l'intensité est proportionnelle à l'amplitude des échos reçus. Le défilement en fonction du temps permet de visualiser les tissus en déplacement (figure 2). Alors qu'un objet immobile trace une ligne continue, un objet qui se déplace périodiquement produit une courbe sinusoïdale dont l'amplitude est proportionnelle à son déplacement.

En échographie bidimensionnelle (2D), les lignes (ou tirs) écho sont déplacées successivement dans un secteur angulaire plan et leurs échos, juxtaposés les uns aux autres, fournissent en temps réel des images continues d'une coupe tomographique de l'organe balayé (figure 3). La séparation angulaire entre 2 tirs est généralement de  $1^\circ$  et un secteur est défini

par une centaine de degrés. Avec une fréquence de 5 MHz, par exemple, le secteur peut être balayé en 20 ms et on peut donc obtenir 50 images tomographiques par seconde. Une telle cadence d'acquisition semble *a priori* suffisante pour suivre en temps réel les battements du coeur qui, avec un pouls moyen de 80, durent chacun environ 0,75 s.

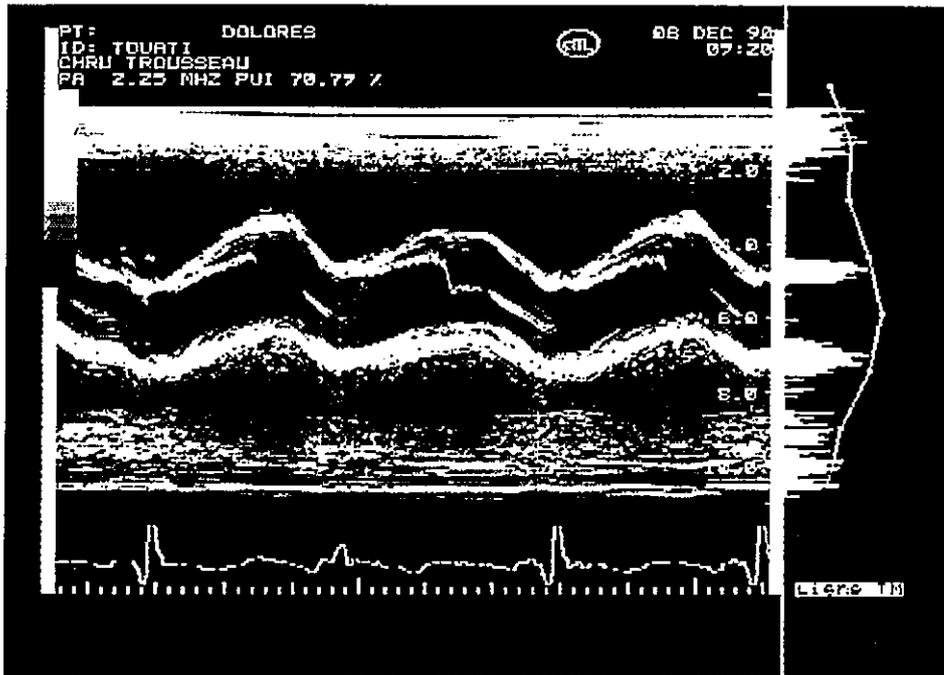


Figure 2 : Exemple d'image TM.

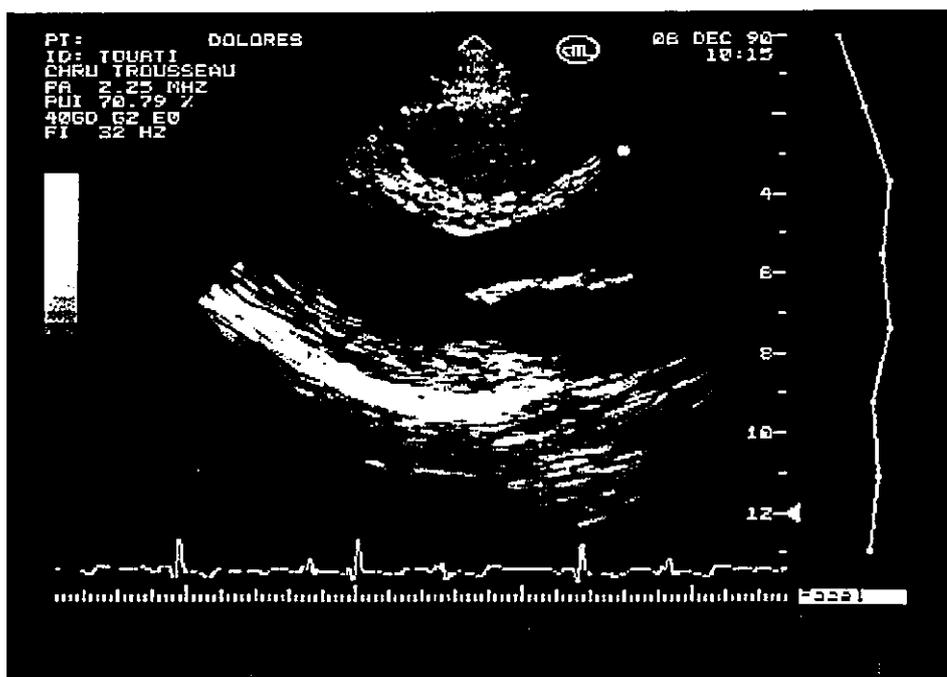


Figure 3 : Exemple d'image bidimensionnelle. Il est possible d'acquérir des coupes tomographiques du coeur en temps réel.

#### 4. Les sondes 2D

Le fonctionnement des sondes échographiques repose sur l'effet piézoélectrique des céramiques qui est réversible : lorsqu'un cristal est soumis à une différence de potentiel, il se contracte, ce qui transforme l'énergie électrique en énergie mécanique, et réciproquement. La qualité du son émis et reçu dépend fortement de la forme de l'émetteur, qui est l'objet de nombreuses recherches. Actuellement, indépendamment de la géométrie des céramiques, deux familles de sondes cohabitent sur les échographes.

##### a. Sondes annulaires à balayage mécanique

Le balayage sectoriel est obtenu par oscillation d'un transducteur unique dont la position définit le centre du secteur balayé. D'un secteur au suivant, il faut donc ralentir, arrêter puis accélérer en sens inverse la céramique. Les contraintes mécaniques imposées aux pièces en mouvement sont donc importantes et, en l'état actuel de la technologie, on ne dépasse guère la cadence de 30 images par seconde. Grâce à la géométrie en anneau du transducteur, ces sondes permettent de focaliser le faisceau d'ultrasons à des profondeurs précises. Pour l'exploration cardiaque, elles fournissent les meilleures images.

##### b. Sondes à balayage électronique

Les sondes à balayage électronique sont constituées d'un réseau linéaire de transducteurs déphasés pour obtenir un balayage sectoriel ou linéaire.

Dans le cas d'un balayage sectoriel, chaque transducteur est relié à une ligne à retard électronique qui lui permet d'émettre avec un petit retard par rapport à son voisin. L'onde qui résulte de toutes ces ondelettes élémentaires est oblique par rapport au réseau, comme indiqué sur la figure 4a. En contrôlant les retards, on balaye un secteur à une vitesse bien supérieure à celle des sondes mécaniques car la sonde reste immobile. On peut ainsi obtenir jusqu'à 50 images par seconde, mais celles-ci sont déformées. A courte distance, en effet, les informations sont comprimées, alors qu'elles sont au contraire dilatées pour les grandes profondeurs ; de plus, alors que les structures courbes sont bien cernées, les structures planes sont représentées légèrement incurvées malgré les corrections apportées.

Dans le cas d'un balayage linéaire, on obtient une image formée de lignes parallèles en actionnant électroniquement tour à tour plusieurs transducteurs voisins sur la barrette, chaque groupe fournissant l'image d'une ligne (figure 4b). L'association de plusieurs éléments

consécutifs permet de réduire la divergence du faisceau émis. L'onde ultrasonore ainsi produite est parfaitement homogène, et l'image n'est pas déformée. Cependant, le manque de focalisation latérale introduit des dégradations de l'image à grande profondeur.

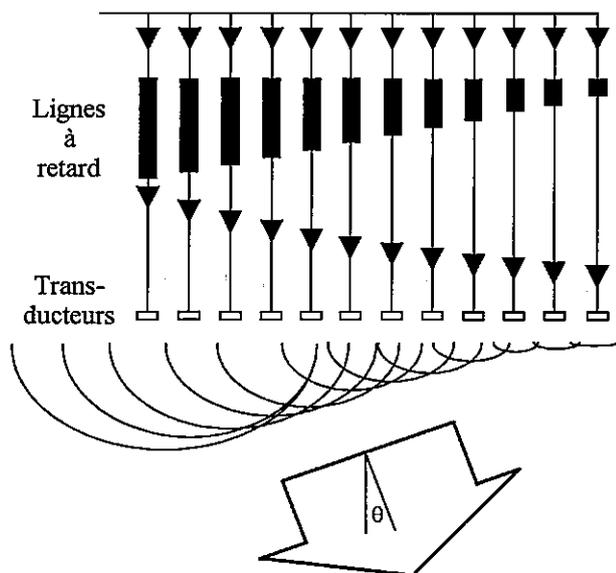


Figure 4a : principe d'une sonde électronique à balayage sectoriel.

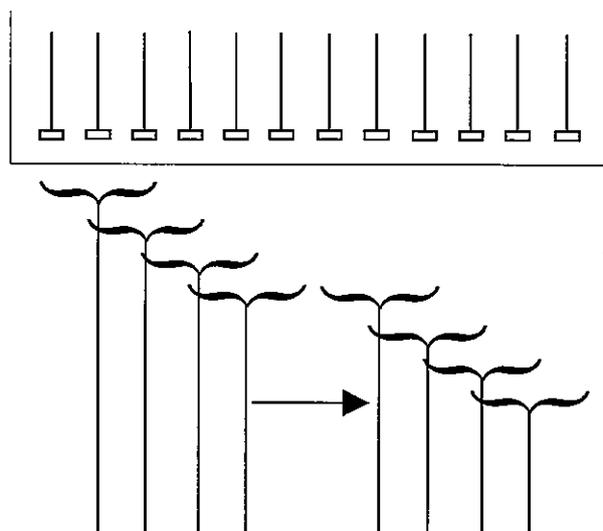


Figure 4b : principe d'une sonde électronique à balayage linéaire.

## 5. Enregistrement des images

Différents modes d'enregistrement des images produites lors des examens sont aujourd'hui proposés par les constructeurs :

- le système le plus utilisé est certainement le copieur d'écran, qui permet une reproduction rapide et bon marché des images, sur papier thermique,
- le procédé polaroid est lui aussi largement développé. Bien que plus onéreux, il est toujours utilisé lorsque la qualité des images est déterminante. En effet, le contraste obtenu en polaroid est plus soutenu et nuancé qu'avec la copie d'écran,
- la reproduction sur film négatif est moins courante. Les formats 24x36 mm et 6x6 cm sont les plus économiques mais ces petites tailles n'autorisent pas la lecture directe,
- pour les enregistrements de séquences d'images, les magnétoscopes constituent le moyen le plus répandu. Le procédé grand public VHS, bien que de qualité inférieure, supplante totalement les procédés professionnels, beaucoup trop onéreux [16].

Signalons enfin que commence à apparaître le stockage d'images sous forme numérique, sur bandes magnétiques, ou disques magnétiques et optiques.

## C. ÉCHOCARDIOGRAPHIE 2D

Sauf pour l'échocardiographie d'effort, qui requiert un matériel supplémentaire plus volumineux, l'examen échocardiographique a lieu dans une salle de taille modeste. Il suffit en effet d'une simple table d'examen placée à côté d'un échographe dont les dimensions moyennes sont de l'ordre de 1,2 x 1,2 x 1,6 m.

En raison de l'imperméabilité de l'air aux ultrasons, il est indispensable d'enduire l'extrémité de la sonde d'un gel de couplage dont la propriété est de transmettre sans atténuation la quasi-totalité des ondes sonores émises par la sonde.

Le patient est généralement placé en décubitus latéral gauche pour que le coeur soit au plus près de la paroi thoracique. Remarquons cependant que les malades emphysémateux, pour lesquels l'interposition d'air entre le coeur et le capteur rend l'examen difficile, sont disposés en décubitus dorsal et le capteur placé au niveau du creux épigastrique.

### 1. Morphologie du coeur

Pendant l'examen, il faut multiplier les incidences du capteur pour découper le coeur en de multiples plans échotomographiques dont la nomenclature est la suivante (figure 5) :

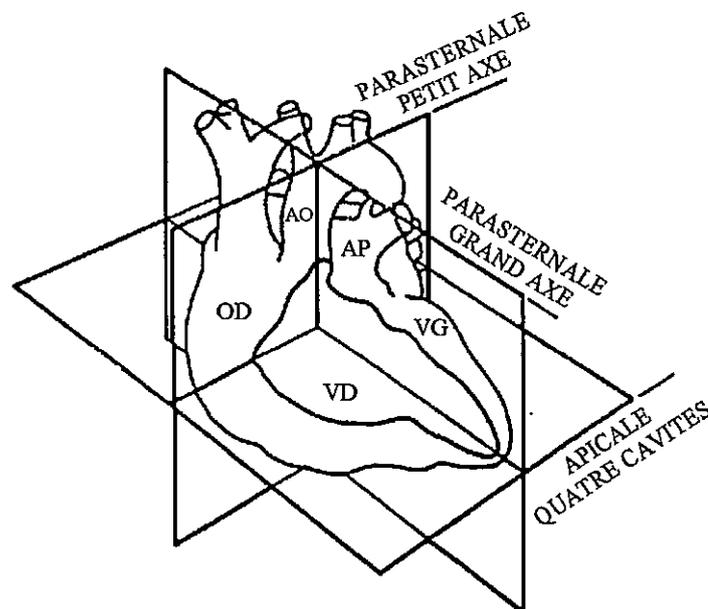


Figure 5 : Plans échotomographiques.

AO : Aorte, AP: Artère pulmonaire,  
OD : Oreillette droite, VD: Ventricule droit,  
VG : Ventricule gauche.

### a. Coupes parasternales

L'incidence parasternale gauche est obtenue en plaçant la sonde sur la paroi antérieure du thorax, au bord gauche du sternum, au niveau des premiers (deuxième, troisième ou quatrième) espaces intercostaux gauches.

Une coupe grand axe (figure 6a) est obtenue en plaçant le capteur dans la fenêtre parasternale. Comme illustré figure 6b, elle permet d'observer d'avant en arrière le ventricule droit, le ventricule gauche, la chambre de chasse et la chambre de remplissage, les valves mitrales (la grande en avant et la petite en arrière); l'oreillette gauche et la valve aortique. Cette coupe souligne la continuité anatomique entre la grande valve mitrale et la paroi postérieure de l'aorte, et entre le septum interventriculaire et la paroi antérieure de l'aorte.



Figure 6a : Position de la sonde pour une coupe parasternale grand axe.

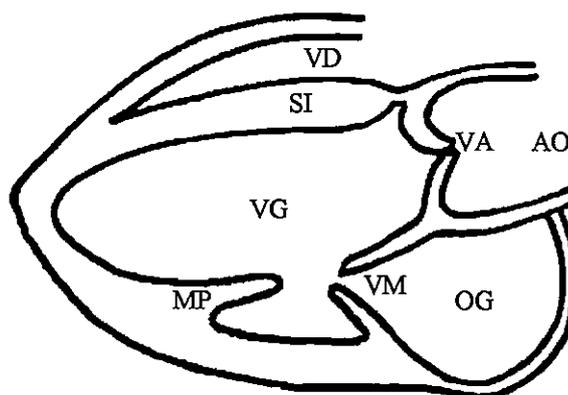


Figure 6b : Coupe parasternale grand axe. OG : Oreillette gauche, MP : Muscles papillaires, SI : Septum interventriculaire, VA : Valve aortique, VM : Valve mitrale.

Une coupe petit axe est obtenue en tournant la sonde de 90° dans le sens des aiguilles d'une montre à partir de la coupe grand axe, comme illustré figure 7a. En balayant les structures cardiaques, de la base vers la pointe, la première coupe qui apparaît est la coupe petit axe aortique. Puis la grande valve mitrale antérieure et la petite valve mitrale postérieure apparaissent. Sur la figure 7b, les valves fermées dessinent un cercle : l'orifice mitral. Puis les deux muscles papillaires mitraux postéromédian et antérolatéral (piliers) sont découverts. La cavité ventriculaire gauche est bordée par les différentes parois myocardiques. En avant, le ventricule droit est visible. En continuant le balayage en direction de l'apex, on voit la cavité ventriculaire gauche se rétrécir. Ces coupes transversales permettent l'évaluation de la fonction ventriculaire gauche globale et surtout régionale, ainsi que, mais c'est moins notre propos,

l'étude des valves mitrales, de l'appareil sous-valvulaire et des gros vaisseaux.

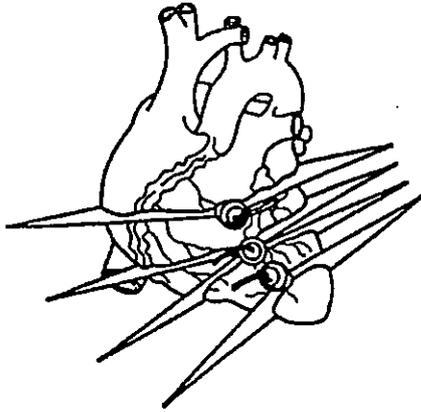


Figure 7a : Positions de la sonde pour des coupes parasternales petit axe.

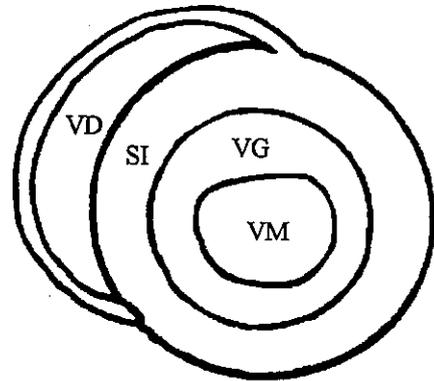


Figure 7b : Coupe parasternale petit axe. Les valves mitrales dessinent un cercle.

#### b. Coupes apicales

L'incidence apicale est obtenue en plaçant le capteur au niveau du choc de pointe. Le faisceau est dirigé dans un plan horizontal incluant les quatre cavités cardiaques, comme indiqué sur la figure 8a. Cette incidence du capteur permet de bien visualiser la pointe du coeur. Les coupes 3 ou 4 cavités des figures 8b et 8c sont obtenues en faisant tourner la sonde autour de son axe. Toutes ces images renseignent sur la forme longitudinale du VG.

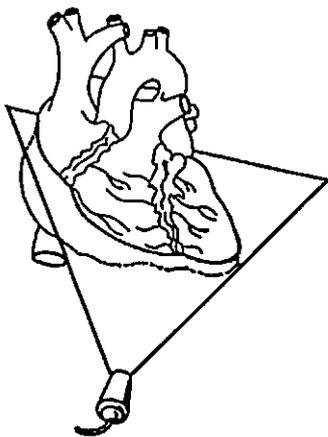


Figure 8a : Position de la sonde pour les coupes apicales.

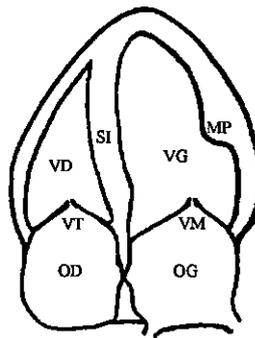


Figure 8b : Coupe apicale 4 cavités. VT : Valve tricuspide.

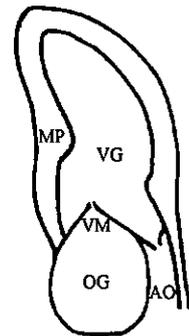


Figure 8c : Coupe apicale 3 cavités.

## 2. Dynamique cardiaque

Le coeur bat périodiquement. Chez les sujets sains, la moyenne des pulsations cardiaques se situe entre 70 et 80 battements par seconde. Ces battements correspondent aux phases successives de remplissage et d'expulsion du sang des cavités cardiaques, appelées respectivement diastole et systole. La durée de la systole est plus brève que celle de la diastole, la contraction du coeur étant plus brusque que sa décontraction. Le volume cardiaque minimum est obtenu en fin de systole (télésystole), alors que son volume est maximum en fin de diastole (télédiastole).

L'étude de l'activité électrique cardiaque (découverte en 1887 par Waller) renseigne sur certaines maladies du coeur comme sur les troubles du rythme (tachycardies, bradycardies, arythmies) et les troubles circulatoires coronaires. Comme nous utiliserons plus loin l'ECG (électrocardiogramme) dans nos traitements, nous rappelons ici brièvement le principe de l'électrocardiographie.

Toute cellule vivante étant polarisée, la succession des différentes phases de dépolarisation rapide suivie d'une repolarisation plus lente crée des différences de potentiel qui se transmettent à tout le corps. L'ECG recueille ces variations à la surface du corps, par des électrodes (généralement au nombre de trois) appliquées sur la peau. Après amplification et filtrage, les tensions obtenues varient suivant le nombre et la position des électrodes sur le corps, mais on retrouve toujours les mêmes caractéristiques.

On distingue toujours sur les ECG une onde relative à la contraction des oreillettes, puis un complexe QRS de dépolarisation rapide, relatif à la contraction des ventricules, et enfin l'onde T lente de repolarisation. Le VG a donc un volume minimum (systole) peu avant l'onde QRS. Puis il augmente de volume jusqu'à un maximum (diastole) qui apparaît entre les ondes QRS et T. Le volume diminue ensuite lentement jusqu'à la prochaine contraction. Comme illustré sur la figure 9 ci-dessous, la phase diastolique dure donc plus longtemps que la phase systolique.

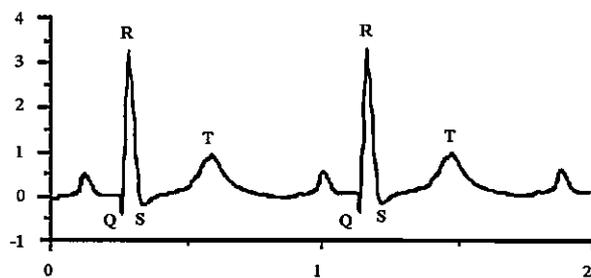


Figure 9 : Exemple d'électrocardiogramme.

### 3. Paramètres morphologiques et fonctionnels

Lors d'un examen, toutes les structures du coeur sont généralement visualisées. Les rapports entre chacune d'elles sont analysés pendant un cycle cardiaque, étant entendu que le signal électrocardiographique du patient est enregistré en permanence. Les deux figures 10a et 10b ci-dessous reproduisent deux images typiques à partir desquelles le cardiologue remplira sa fiche de consultation. Celle de gauche est représentative d'une coupe parasternale petit axe sur laquelle apparaissent les piliers ; elle fournira des caractéristiques géométriques transversales du VG. Celle de droite est une coupe apicale 4 cavités qui renseigne sur la forme longitudinale du VG. Sur ces deux images, un curseur indique précisément la position de l'image dans le cycle cardiaque.

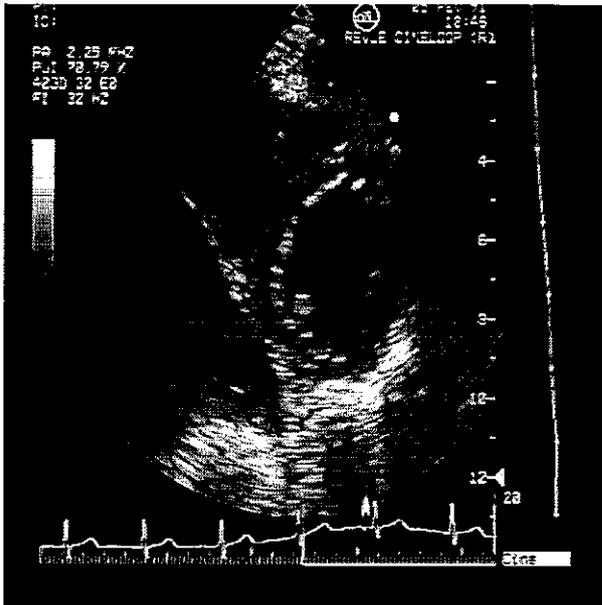


Figure 10a : Coupe parasternale petit axe. L'image obtenue est une coupe transversale du VG laissant apparaître les piliers cardiaques.

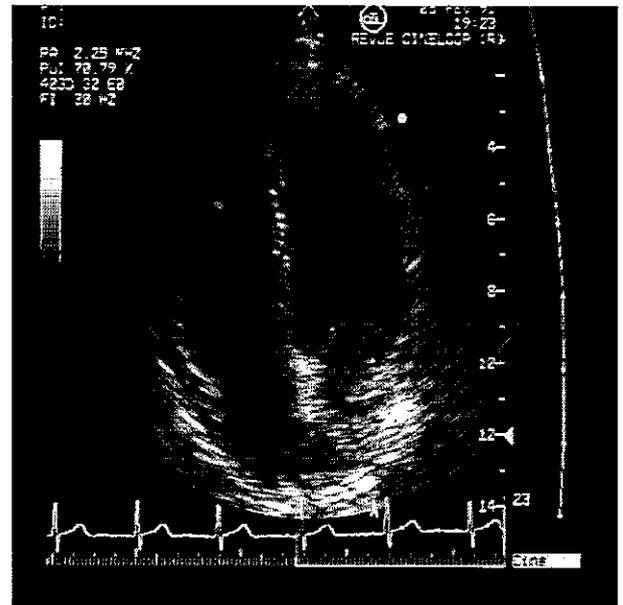


Figure 10b : Coupe apicale 4 cavités. Cette incidence du capteur permet d'obtenir une coupe longitudinale du VG.

Concernant le seul ventricule gauche, son étude anatomique (fonction muscle) se traduit par la détermination des diamètres, de l'épaisseur des parois, ou encore par l'observation de la cinétique des structures. Complémentaire, l'évaluation de sa fonction ventriculaire (fonction pompe) concerne l'estimation du débit cardiaque, des volumes télédiastolique et télésystolique, du volume et de la fraction d'éjection, de la pression télédiastolique, de la vitesse de raccourcissement des fibres circonférentielles, etc ... Pour évaluer tout ceci, les médecins utilisent principalement le diamètre du VG, mesuré soit continûment pendant le cycle

cardiaque, soit plus souvent lorsque le VG est en télédiastole et en télésystole. A l'hôpital Trousseau de Tours, les résultats sont consignés sur une fiche synthétique dont une copie est reproduite à la figure 11 ci-dessous.

CENTRE HOSPITALIER RÉGIONAL DE TOURS Service de Médecine Nucléaire in vivo et Ultrasons Docteur J.M. POTTIER				ÉCHOCARDIOGRAPHIE DOPPLER Docteur J.M. POTTIER - Docteur C. MARCHAL Docteur A. SIRINELLI			
Nom et Prénom du malade :		SERVICE ou MÉDECIN ayant demandé l'examen :		N° Dossier : Date :			
Age :	Taille :	Poids :	S.C. :	F.C. :	Bat/mn	Ex. n° :	
<b>AORTE - OREILLETTE GAUCHE</b>							
Diamètre : $\emptyset$ OG :		Sigmoides	échogénicité :	Gradient VG-Ao.		max : mmHg	
Diamètre : $\emptyset$ Ao :				ouverture :			moyen : mmHg
$\emptyset$ OG / $\emptyset$ Ao :					S. Valvulaire :		cm <sup>2</sup> T.D.P. : ms
<b>VENTRICULE GAUCHE</b>				<b>FONCTION DIASTOLIQUE</b>			
Diam. télédiast. : $\emptyset$ D :		Septum : es :		Tps de relaxation isovolumétrique :		ms	
Diam. télésyst. : $\emptyset$ S :		Paroi post. : ep :		E/A mitral :			
$(\emptyset D - \emptyset S) / \emptyset D$ :		es / ep :		T 1/2 mitral :		ms	
Cinétique segmentaire				FRACTION D'ÉJECTION : %			
				DÉBIT CARDIAQUE SYSTÉMIQUE : l/mn			
<b>APPAREIL MITRAL</b>							
Caractère échogène		anneau mitral :		Gradient VG-OG		max : mmHg	
grande valve :		app. sous valv. :				moyen : mmHg	
petite valve :				S. valvulaire :		cm <sup>2</sup> (Doppler)	
Morphologie du tracé						cm <sup>2</sup> (2 D)	
<b>CAVITÉS DROITES</b>							
Diamètre télédiastolique du VD		Tricuspidés		Gradient VD-OD		max : mmHg	
						moyen : mmHg	
Diamètre de l'OD		Pulmonaires		Gradient AP-VD		proto-diast. : mmHg	
						télé-diast. : mmHg	
<b>AUTRES OBSERVATIONS</b>							
<b>CONCLUSION</b>							

ÉC.C. 37 ST AVERNY - 10251007

Responsable technique

Responsable médical

Figure 11 : Exemple de fiche synthétique servant à recueillir les conclusions d'un examen échocardiographique. Ce type de fiche est utilisé au Centre Hospitalier Régional de Tours.

### a. Volume du VG

Les diamètres télédiastolique  $\emptyset D$  et télésystolique  $\emptyset S$  du VG permettent de calculer les volumes diastolique et systolique correspondants. Pour cela, plusieurs formules sont disponibles. A titre d'exemple, la plus utilisée est celle assimilant le VG à un ellipsoïde de révolution. Après plusieurs simplifications, on aboutit à  $V = \pi \emptyset^3 / 3$ , où  $\emptyset$  est le diamètre transversal du VG, mesuré juste au-dessous des valves mitrales, lorsque les échos des cordages apparaissent. Il en existe bien d'autres qui ont fait l'objet de communications détaillées [17] [18], la plus répandue étant  $V = 7 \emptyset^3 / (2,4 + \emptyset)$ .

### b. Fraction d'éjection

Pour caractériser les anomalies cardiaques, il est souvent préférable d'utiliser une estimation de la fraction d'éjection  $F_e$ , soit en diamètre, soit en volume, dont la diminution peut indiquer une atteinte de la contractilité myocardique ou une surcharge volumétrique importante, consécutives à des sténoses valvulaires ou à l'hypertension artérielle [19].  $F_e \approx (\emptyset D - \emptyset S) / \emptyset D$  avec les diamètres et  $F_e = (V_D - V_S) / V_D$  avec les volumes, où  $V_E$  et  $V_S$  sont les volumes télédiastolique et télésystolique, respectivement.

### c. Epaisseur des parois

La connaissance des épaisseurs des parois apporte de nombreux renseignements, car leurs variations peuvent être le signe de nombreuses pathologies. La mesure de l'épaisseur de la paroi du VG est effectuée en systole et en diastole. Les valeurs normales sont  $E_D$  de 6 à 10 mm (avec une moyenne de 8 mm) pour la diastole et  $E_S$  de 15 à 18 mm (avec une moyenne de 16mm) pour la systole. On définit le coefficient d'épaississement systolique comme étant le rapport  $(E_S - E_D) / E_S$ . Une autre mesure caractéristique est le rapport des épaisseurs du septum ventriculaire et de la paroi postérieure.

## 4. Recherches actuelles en échocardiographie 2D

Parallèlement à la mise au point de sondes ultrasonores qui fourniront à haute cadence différentes coupes du VG, de nombreuses équipes travaillent à la mise au point de logiciels qui utilisent ces coupes. C'est ainsi que plusieurs algorithmes ont été récemment proposés pour extraire le contour interne du VG et suivre ce contour dans une séquence d'images 2D.

### a. Détection automatique du contour du VG

La localisation des parois du VG dans les coupes tomographiques est une étape indispensable à la représentation de son volume à partir de plusieurs sections. Mais certaines caractéristiques des images échocardiographiques, visibles sur les figures 13a et 13b de la page 40, rendent difficile l'application des méthodes habituellement utilisées en traitement d'images pour la détection automatique des contours.

La première difficulté tient à la physique des ultrasons qui ne sont rétro-réfléchis que lorsqu'ils traversent des milieux d'impédance acoustique différente. Lorsque le faisceau est tangent au contour, à distance moyenne, il n'y a pas de réflexion. Ce contour n'apparaît donc pas, sauf si le muscle cardiaque présente une texture fibrillaire normale au contour, ce qui est généralement le cas pour le septum interventriculaire. Sous incidence normale, la réflexion est franche. Mais il faut alors tenir compte de la double traversée de la paroi, la seconde étant masquée par la première. D'autre part, la faiblesse des réflexions et le rehaussement des échos lointains donnent lieu à des images extrêmement bruitées qui ont toujours un aspect caractéristique moucheté : le *speckle* des images échographiques. Pour ces raisons, le contour ventriculaire ne correspond pas forcément au contour au sens du traitement d'image qui, comme illustré sur la figure 12 ci-dessous, est défini comme une discontinuité dans l'image, généralement traduite par brusque variation de niveau de gris [20][21][22] .

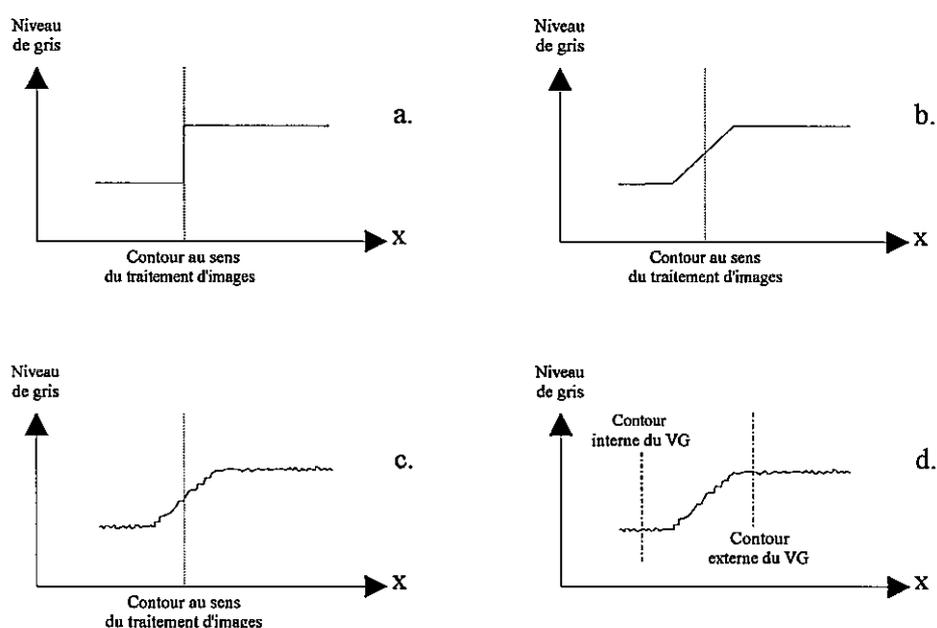


Figure 12 : Exemples de contours. a : contour idéal, b : rampe, c : contour réel, d : contours interne et externe du VG utilisés parfois par les médecins.

La seconde difficulté tient à la morphologie du VG qui n'est pas toujours une cavité fermée. Sur les coupes apicales, la cavité ventriculaire gauche communique avec l'oreillette gauche et l'aorte, respectivement par les valves tricuspides et aortiques. En position fermée, celles-ci définissent un contour du VG. Mais, lorsqu'elles sont ouvertes, le VG est une cavité ouverte et la paroi ventriculaire n'est physiquement pas définie. La seule issue possible est d'interpoler une frontière virtuelle pour délimiter le VG [23].

La troisième difficulté tient à la non unicité (globale et locale) du contour. Globalement, il est possible de définir aussi bien un contour ventriculaire externe qu'interne, ce dernier pouvant d'ailleurs inclure ou non les piliers cardiaques et les valves mitrales. On peut ainsi définir à première vue trois contours. Mais un examen plus attentif montre qu'il y a plusieurs tracés locaux possibles pour fermer chacun d'eux ! Dans le tableau ci-dessous, nous récapitulons les principaux cas qui conduisent à des ambiguïtés de détermination en nous référant aux figures 13a et 13b de la page 40 qui illustrent les problèmes rencontrés.

	<b>Nature de l'incertitude</b>	<b>Cause de l'incertitude</b>	<b>Coupe présentant l'incertitude</b>	<b>Figure de référence</b>
Anatomie cardiaque	Choix du contour à représenter	Paroi externe ou interne, avec ou sans piliers	Coupes apicales et parasternales	Figure 13a
	Pas de contour réel	Valves mitrales ou aortiques ouvertes	Coupes apicales	Figure 13b
Inconvénients liés à l'échographie	Contour non visible à l'image	Absence d'écho réfléchi	Coupes apicales et parasternales	Figure 13b
	Flou des contours "éloignés" (apex)	Profondeur mal ajustée	Coupes apicales	Figure 13b
	Contours parasites (fausse détection)	Présence des piliers ou valves	Coupes parasternales	Figure 13a

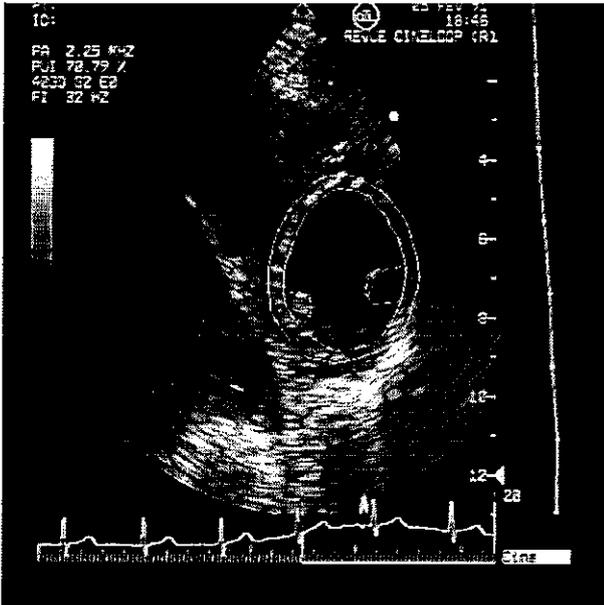


Figure 13a : Sur une image parasternale, trois contours intéressent les cardiologues : externe, interne avec piliers, interne sans piliers.

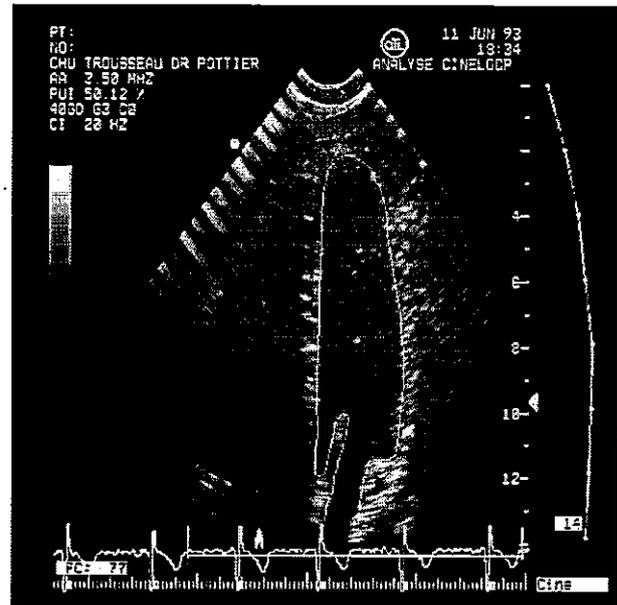


Figure 13b : Sur une image apicale, la base du VG communique avec l'oreillette gauche lorsque les valves mitrales sont ouvertes.

Depuis 1985, plusieurs algorithmes de détection automatique de la paroi interne du ventricule gauche du coeur ont été proposés. Chacun apporte très souvent une réponse performante à une des difficultés mentionnées précédemment. C'est ainsi que des équipes se sont spécialisées dans la détection des contours sur les images parasternales, qui sont contrastés et fermés pour autant que les piliers cardiaques n'apparaissent pas. Les techniques employées sont basées sur celles du traitement classique de l'image : segmentation [24][25][26][27][28][29][30], analyse de texture [31][32][33][34][35], contours actifs (snakes) [36][37], morphologie mathématique [38], filtrage [39], seuillage [40], binarisation [41][42], ... Mais la présence d'un bruit important nécessite bien souvent bon nombre de pré-traitements afin de limiter la divergence des algorithmes. D'autres travaux utilisent des coupes apicales, et donc des images où les contours du VG sont incomplets et non fermés. Les méthodes proposées visent alors à refermer ces contours, en s'appuyant principalement sur la position des valves mitrales. Aujourd'hui, la majorité des algorithmes repose sur un marquage manuel de ces valves [43][44]. Mais des travaux portant sur leur détection et leur suivi dans des séquences d'images [45] devraient pouvoir être mis à profit pour assurer une meilleure autonomie des procédures.

A l'heure actuelle, aucun de ces algorithmes n'est suffisamment fiable et robuste pour

pouvoir être utilisé en routine en milieu hospitalier. Ils sont souvent lourds, difficiles à mettre en oeuvre, itératifs, et donc très lents. En outre, ils ne convergent bien souvent que dans les strictes situations pour lesquelles ils ont été conçus. Il manque à ces travaux une approche unificatrice, qui prenne en compte tous les aspects du problème afin de le simplifier. La qualité médiocre des images échographiques impose non seulement d'exploiter toute l'information contenue dans les images, mais aussi d'y adjoindre le maximum d'information *a priori*. Par exemple, entre deux images successives d'une séquence pour laquelle la cadence d'acquisition est assez élevée, les variations de forme et de position du VG sont suffisamment réduites pour pouvoir considérer les deux contours comme presque identiques. C'est sur ce constat que sont développés des algorithmes de suivi automatique de contour dans des séquences d'images, que nous présentons dans le paragraphe suivant.

#### b. Suivi du contour du VG dans une séquence d'images

De plus en plus, les algorithmes de détection évoluent vers des algorithmes de suivi afin de tirer parti des continuités spatiales et temporelles dans une séquence d'images. Le fonctionnement de ces algorithmes est récurrent dans le sens où, si le contour déterminé sur une image est jugé correct, il est utilisé pour la correction ou la prédiction du contour de l'image suivante dans la séquence.

La correction sert de garde-fou pour éviter la divergence des algorithmes en ajustant localement, par continuité, le contour courant à partir de sa déviation par rapport au contour précédent. La continuité temporelle est mise à profit lorsque les deux images sont celles d'une même section, acquise à deux instants successifs du cycle cardiaque. A l'inverse, c'est la continuité spatiale qui est utilisée lorsque les deux images sont prises au même moment, mais à des positions différentes dans le ventricule.

Plus répandue est la prédiction des contours dans les séquences d'images. Il y a prédiction lorsque le contour d'une image précédente sert à initialiser les algorithmes de suivi. Le but recherché est alors de déformer ce contour de manière à le faire coïncider avec celui de l'image courante. C'est sur ce principe que reposent la grande majorité des algorithmes de suivi développés actuellement [46][47].

Comme pour la détection, les images utilisées sont en majorité des coupes parasternales gauches, pour lesquelles les parois du VG ne présentent généralement pas d'ouverture ou de discontinuité anatomique. La plupart des algorithmes de suivi utilisent eux aussi les techniques classiques du traitement de l'image. Les méthodes de segmentation sont très répandues

[48][49]. Afin de permettre une bonne adaptation automatique des contours, elles sont souvent appliquées après des pré-traitements [50]. Comme pour la détection, ces pré-traitements augmentent le rapport signal sur bruit des images, et rehaussent le contraste entre les cavités cardiaques et les tissus musculaires. Basés principalement sur des détections de gradient, ces algorithmes de suivi nécessitent en effet des images de bonne qualité. En définitive, les temps de traitement sont souvent très réduits par rapport à ceux des algorithmes de détection *in abstracto*, mais ils restent incompatibles avec une animation 3D en temps réel des battements du VG. Par ailleurs, beaucoup d'algorithmes divergent lorsqu'ils ne sont pas appliqués dans les conditions strictes pour lesquelles ils ont été mis au point.

## D. ÉCHOCARDIOGRAPHIE 3D

Après l'avènement de l'échocardiographie bidimensionnelle en temps réel, les médecins sont demandeurs d'imagerie volumique. Leur voeu est de visualiser simultanément deux nouveaux types d'images sur les écrans de leurs échographes. La première image serait une coupe bidimensionnelle classique, sur laquelle serait superposé le contour du VG, ajustable interactivement (figure 14a). La seconde image montrerait une représentation volumique du ventricule (figure 14b) déduite des contours précédents. De la sorte, les battements du coeur seraient rendus par une animation en temps réel des images.

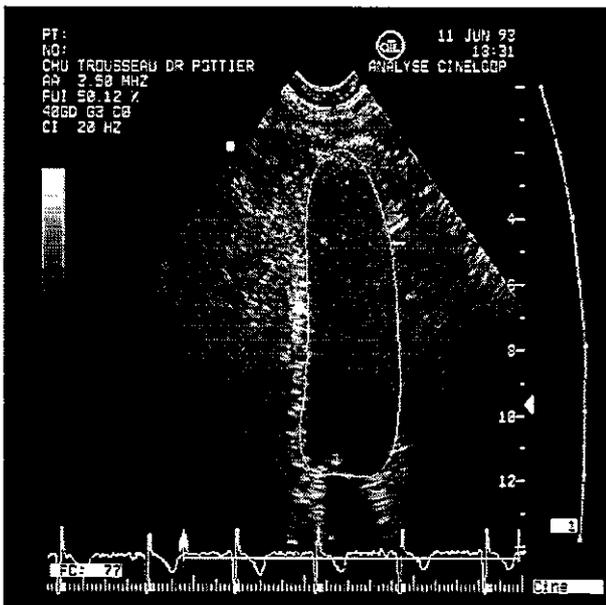


Figure 14a : Coupe bidimensionnelle du VG avec superposition du contour.

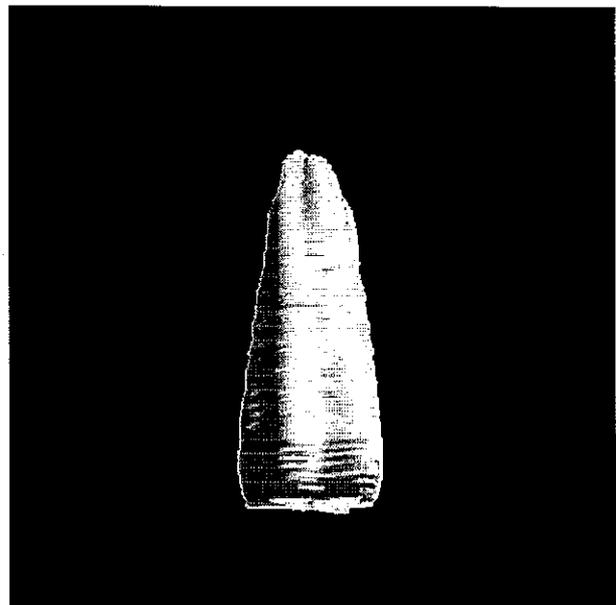


Figure 14b : Représentation tridimensionnelle du VG.

La représentation volumique du VG peut améliorer les diagnostics sous plusieurs aspects :

- extraction de contours 2D à partir de n'importe quelle coupe du VG, ce qui révélera peut-être certaines anomalies cardiaques difficiles à observer sur les images actuelles,
- calcul automatique, et sans extrapolation équivoque, du volume du VG et de la fraction d'éjection,
- détermination de l'épaisseur de la paroi ventriculaire en tout point et à tout moment,
- visualisation des déformations globales et locales du ventricule avec possibilité de quantifier celles-ci par de nouvelles grandeurs caractéristiques.

Cependant, le travail à réaliser est considérable. Car s'il est courant aujourd'hui d'acquérir et de montrer des images planes, la visualisation d'images tridimensionnelles nécessite de nouvelles méthodes d'acquisition et de nouveaux traitements. Il faut par exemple extraire des images 3D brutes les contours des organes à visualiser, qui sans cela se trouveraient masqués par les tissus qui les précèdent. L'imagerie tridimensionnelle est donc forcément accompagnée de traitements informatiques qui doivent, particulièrement pour le coeur, être réalisés le plus rapidement possible.

### **1. Acquisition 3D**

Différentes méthodes peuvent être imaginées pour acquérir des données 3D du VG avec des sondes ultrasonores. Toutes reposent cependant sur le même principe de base : l'acquisition quasi simultanée de différents plans 2D. En réorganisant ces plans les uns par rapport aux autres, il est alors possible de reconstruire le volume du VG [51][52][53]. Actuellement, il subsiste encore de nombreuses difficultés technologiques pour mettre en oeuvre des sondes basées sur ce principe. En effet, s'il est possible de produire des faisceaux ultrasonores qui permettent d'explorer plusieurs plans de coupe simultanément, il est plus difficile, à cause des interférences, de discerner les échos renvoyés dans chacun de ces plans. C'est pourquoi la plupart des sondes 3D, juste commercialisées ou en instance de l'être, ne fournissent pour le VG qu'un nombre limité de plans d'observation, ceux-ci étant de plus acquis à des instants différents, selon les trois mécanismes présentés sur la figure 15 de la page 44.

Philips travaille sur un prototype de sonde 3D multiplans (de l'ordre de 128) qui ne permet que l'acquisition d'organes statiques : rein, foie, etc... ATL, de son côté, va très prochainement (début 94) proposer une sonde multicateurs 2D capable d'acquérir, l'un après

l'autre, deux plans perpendiculaires du VG. Le constructeur Norvégien Vingmed sur son échographe CFM 800, ainsi que le japonais Aloka, offrent dès maintenant une sonde cardiaque transoesophagienne biplan. Mais seul l'Autrichien Kretz propose actuellement une visualisation 3D obtenue à partir de plusieurs plans interpolés.

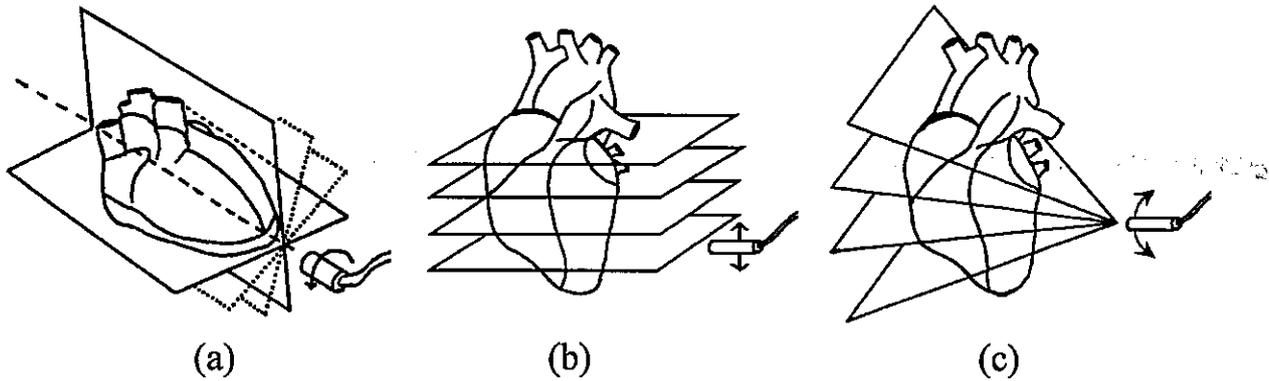


Figure 15 : Exemples de sondes 3D. a : sonde rotative, b : sonde à déplacement parallèle, c : sonde oscillante à déplacement angulaire.

## 2. Restitution 3D

En parallèle au développement de sondes 3D, il est nécessaire de mettre au point des algorithmes de restitution 3D. Actuellement, la plupart de ces algorithmes se classent en deux catégories, en fonction des données utilisées pour la restitution volumique. La première catégorie regroupe les algorithmes qui utilisent plusieurs coupes 2D, regroupées et arrangées pour obtenir l'information 3D [54]. A l'inverse, les algorithmes de l'autre catégorie utilisent directement des données 3D [55]. Plus simple à mettre en oeuvre puisqu'elle réduit un problème 3D à un problème 2D, la première solution demande néanmoins de respecter certaines précautions pour prendre en compte le mouvements du coeur pendant le cycle cardiaque.

Les algorithmes de restitution volumique qui utilisent des coupes 2D sont généralement mis au point à partir de jeux complets de contours, extraits manuellement sur des images échographiques [56][57][58], ou bien automatiquement sur des images moins bruitées comme celles obtenues en IRM [59] ou en scintigraphie [60]. Ordinairement, la méthode mise en oeuvre consiste d'abord en un échantillonnage de ces contours, puis en une restitution des échantillons, isolés ou groupés en facettes ou en voxels. Mais il existe aussi des algorithmes basés sur l'ajustement de modèles déformables sur des images 2D [61].

Les algorithmes de visualisation volumique qui fonctionnent directement avec des données 3D, reposent quant à eux sur le principe suivant : un modèle déformable est ajusté sur les données 3D, de manière à épouser la forme du volume à visualiser. On assiste ainsi à l'élaboration de modèles 3D qui permettent la reconstruction d'objets et/ou leur positionnement dans l'espace. Ces méthodes générales sont appliquées sur de nombreux types d'images [62][63][64]. En ce qui concerne l'imagerie cardiaque, des résultats ont été obtenus sur le ventricule en IRM [65] et en échocardiographie [66]. Ces résultats sont encourageants et, grâce à l'utilisation de bibliothèques logicielles 3D spécifiques fournies par les constructeurs de matériel, les temps nécessaires aux restitutions volumiques ont beaucoup diminué. En pratique, il est maintenant possible de respecter la contrainte temps-réel dans le cas du coeur en mouvement pour lequel une restitution volumique complète doit être obtenue en un temps très inférieur à la durée d'un cycle cardiaque.

### 3. Interpolations spatio-temporelles

La technologie actuelle de l'échocardiographie ne permet pas encore aujourd'hui d'acquérir plusieurs images assez rapidement pour ignorer les mouvements du coeur ou de la sonde. Par exemple, la sonde prototype développée par le LEP nécessite quatre à cinq secondes pour une acquisition 3D complète. Ceci est incompatible avec la durée d'un cycle cardiaque, qui est d'environ 0,8 seconde. Un post-traitement des données est donc nécessaire pour distinguer les mouvements du VG pendant un cycle cardiaque, ainsi que la forme de la cavité à un instant donné. Il faut donc imaginer des méthodes qui réalisent des interpolations entre tous les contours extraits sur les images 2D, afin de démêler les variations spatiales et les variations temporelles de la sonde et du VG, à partir des seules données de position de la sonde. Ces méthodes dépendent du type des sondes 3D (présentées à la figure 15) qui seront utilisées. A notre connaissance, les seules études disponibles concernent l'interpolation linéaire d'images dans un ensemble de coupes parallèles acquises au même instant [67][68][69].

L'aspect logiciel du problème (traitement d'image, suivi de contour, restitution 3D) est donc fortement lié à l'aspect matériel (sondes 3D, échographe, processeurs rapides de calcul). Pourtant, si de nombreux progrès sont réalisés dans chacun de ces domaines, rares sont les études globales qui répondent de manière complète au problème. D'autre part, peu de travaux se préoccupent de temps réel et de représentation dynamique du VG.

#### 4. Algorithmes temps-réel

Supposons qu'un contour plan du VG  $\{M_{nml}\}$ ,  $0 \leq n \leq N-1$ ,  $0 \leq m \leq M-1$ ,  $0 \leq l \leq L-1$ , soit correctement défini par  $N=64$  échantillons et que  $M=32$  plans soient nécessaires pour obtenir une représentation 3D du VG à un instant donné. Si l'on veut pouvoir pleinement appréhender les brusques variations volumiques du VG pendant la phase de contraction systolique, il faut disposer d'au moins  $L=32$  images par cycle cardiaque, soit donc un total de  $64 \times 32 \times 32 = 65\,536$  points comme illustré ci-dessous.

$$\left( \begin{array}{cccc} & t_0 & t_1 & \dots & t_{31} \\ \text{plan } 0 & \begin{bmatrix} M_{0,0,0} \\ M_{1,0,0} \\ \vdots \\ M_{63,0,0} \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} M_{0,0,1} \\ M_{1,0,1} \\ \vdots \\ M_{63,0,1} \end{bmatrix} & \dots & \begin{bmatrix} M_{0,0,31} \\ M_{1,0,31} \\ \vdots \\ M_{63,0,31} \end{bmatrix} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \text{plan } 31 & \begin{bmatrix} M_{0,31,0} \\ M_{1,31,0} \\ \vdots \\ M_{63,31,0} \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} M_{0,31,1} \\ M_{1,31,1} \\ \vdots \\ M_{63,31,1} \end{bmatrix} & \dots & \begin{bmatrix} M_{0,31,31} \\ M_{1,31,31} \\ \vdots \\ M_{63,31,31} \end{bmatrix} \end{array} \right)$$

Pendant un seul cycle cardiaque, il faut alors déterminer, traiter et arranger ensemble  $65536 \times 3 = 196\,608$  coordonnées  $(x,y,z)$  en 800 ms. Cela représente toute la puissance de calcul d'un PC 486 en supposant qu'il faille 10 instructions machine par coordonnée, tandis que 1000 instructions mobiliseraient une station de travail à multiprocesseur. Pour visualiser immédiatement en trois dimensions les battements réels du VG, la quantité de données à traiter peut donc être considérable relativement au temps imparti.

On aboutit donc à l'alternative suivante : ou les algorithmes retenus pour la détection des contours et la représentation volumique sont assez simples et robustes pour traiter une telle quantité de données en très peu de temps, ou il est nécessaire d'utiliser des données réduites qui correspondront évidemment à des approximations.

## 5. Infographie

La représentation 3D du VG nécessite la mise en place d'outils de manipulation des volumes. La simplicité d'utilisation et la convivialité sont en effet deux conditions d'acceptation d'un logiciel ou d'un matériel.

Les médecins doivent donc pouvoir agir sur les images qu'ils visualisent. Il faut leur permettre de :

- faire tourner le VG dans tous les sens, en ayant à chaque instant une indication de l'angle de vue choisi,
- déterminer le type de visualisation 3D : facettes triangulaires ou quadrangulaires, représentation fil de fer, en facettes colorées ou ombrées,
- modifier l'éclairage du ventricule : type (source ambiante, directionnelle ou spot), nombre, couleur et position des sources lumineuses,
- ralentir l'animation des images pour pouvoir détailler une phase du cycle cardiaque, ou faire des arrêts sur image pour observer plus particulièrement un contour,
- creuser éventuellement les volumes pour explorer l'intérieur des cavités par visualisation de la paroi interne.

Pour réaliser cela, la première idée qui vient à l'esprit est d'utiliser les multiples logiciels de CAO et DAO mécanique disponibles sur le marché. On s'aperçoit pourtant très vite qu'ils sont souvent non portables et inutilisables pour une animation en temps réel, parce que trop complets et difficiles à simplifier. La deuxième idée est de s'adresser aux équipes de recherche qui travaillent en visualisation 3D ; certaines renâclent à diffuser les logiciels qu'elles développent dans le cadre de contrats mais d'autres publient des algorithmes généraux basés sur des méthodes rapides et performantes. Il faut alors les réadapter en fonction de ses propres besoins. Nous avons pour notre part tenté, dans un premier temps, d'adapter un algorithme développé au LMA de Lille. Mais cette piste a été abandonnée lorsque nous avons redéfini notre travail en termes de modélisation.

Tous ces outils graphiques sont très importants pour préciser la cinétique cardiaque ou la localisation dynamique de lésions. Mais afin d'affiner encore les diagnostics, ils doivent aussi être complétés par la mesure de paramètres représentatifs de la fonction ventriculaire.

## 6. Paramètres physiologiques cardiaques

La connaissance de l'anatomie volumique du VG fournit une mesure très précise des paramètres cardiologiques utilisés couramment par les médecins. Par exemple, les volumes diastolique et systolique du VG (qui donnent ensuite la fraction d'éjection) peuvent être déterminés directement et automatiquement. Ces résultats des mesures sont plus justes que ceux estimés, comme aujourd'hui, à l'aide de formules empiriques. Il sera ainsi possible d'évaluer précisément les nombreux éléments caractéristiques de la fonction ventriculaire gauche, et de déceler plus précocement les signes d'éventuelles pathologies cardiaques.

L'échocardiographie 3D en temps réel nécessite de résoudre simultanément plusieurs problèmes intimement liés, tant il est vrai que la solution de l'un influence l'autre. Il est donc indispensable de définir une stratégie globale de recherche avant d'entreprendre des calculs. C'est la position que nous avons adoptée pour notre travail et que nous allons maintenant développer dans le prochain chapitre.

## III. MODÉLISATION

---

Cette thèse s'inscrit dans un objectif de recherche à long terme : restituer en temps réel et en trois dimensions les mouvements du ventricule gauche du coeur. Dans ce chapitre, nous exposons la stratégie de modélisation que nous avons adoptée pour atteindre cet objectif, puis présentons le modèle SFDP qui a servi de base à nos travaux.

### A. STRATÉGIE

Pour concilier la difficulté de suivre les contours du VG dans une séquence d'images et la rapidité des calculs nécessaire à une représentation en temps réel, nous avons adopté dès 1990 une démarche basée sur l'utilisation d'un modèle volumique du ventricule gauche. Cette approche nous semble être la bonne pour deux raisons. La première est que la détermination des contours est remplacée par un ajustement de modèle, *a priori* plus robuste et plus simple. La seconde est que la réduction du nombre des données des algorithmes aux seuls paramètres du modèle se traduit par une diminution très sensible des calculs de suivi et de restitution 3D.

#### 1. Modélisation spatio-temporelle

La forme simple d'un contour plan du VG tel qu'il apparaît sur une image échocardiographique, peut être caractérisée par un nombre limité de paramètres. Par extension, le volume du VG peut être modélisé, à un instant donné, par un certain nombre de coefficients : les paramètres d'un modèle spatial. A son tour, l'évolution au cours du temps de ces paramètres peut elle aussi être modélisée pour rendre compte des battements du VG. On distingue alors deux modèles : un modèle volumique et un modèle d'évolution qui, combinés, fournissent un modèle spatio-temporel. Pour restituer les battements, il faut ajuster les paramètres de ce modèle en fonction des données extraites des images et des positions de la sonde par rapport à un référentiel.

On aboutit ainsi au schéma d'organisation suivant :

- détermination d'un modèle qui définit l'évolution spatio-temporelle du VG,
- acquisition d'images du VG, repérées aussi bien spatialement que temporellement,
- ajustement des paramètres en fonction des données,
- visualisation dynamique 3D du modèle ajusté.

Chacun de ces quatre points représente une étape difficile à résoudre, mais l'avantage de cette approche est de proposer une vision globale du problème. Afin d'illustrer cette organisation, le paragraphe suivant présente un exemple très simple de modélisation du VG.

## 2. Exemple simple de modélisation

Les variations spatio-temporelles du VG peuvent être modélisées par un ellipsoïde qui se contracte sinusoïdalement pendant un cycle cardiaque. Ce modèle, très simplificateur il est vrai, n'est cependant pas absurde dans la mesure où bon nombre des formules utilisées pour estimer le volume ventriculaire approchent le VG par un demi-ellipsoïde de révolution. Pour ajuster spatialement ce modèle à un instant donné, on peut imaginer que l'axe de la sonde 2D est confondu avec l'axe de l'ellipsoïde. Cette hypothèse, également très simplificatrice, est couramment faite par les médecins pour interpréter une coupe apicale. A partir d'une seule coupe, une ellipse est calée sur le contour du VG : la position de son centre et les longueurs de ses deux axes donnent les trois paramètres de l'ellipsoïde. La partie délicate du traitement concerne l'ajustement de l'ellipse. Même s'il est vrai que, théoriquement, trois points suffisent pour définir une ellipse d'axe donné, un ajustement plus fin permettra d'obtenir la meilleure ellipse passant à travers l'ensemble des points qui constituent le contour. Le même principe est appliqué pour modéliser les variations temporelles du VG. Trois images acquises à intervalles réguliers pendant le cycle cardiaque sont suffisantes pour déterminer le décalage, l'amplitude et la phase de la sinusoïde dont la période est donnée par l'électrocardiogramme, et qui approxime le mouvement du ventricule. Mais, là aussi, l'exploitation d'un plus grand nombre d'images permettra de préciser les paramètres du modèle.

Il faut alors définir un critère d'ajustement du modèle aux données. Un critère minmax (minimisation de l'écart maximum) serait assurément le mieux adapté mais il est plus simple de mettre en oeuvre un critère de moindres carrés :

- spatialement, le critère de conformité du modèle aux données est défini à partir du centre de l'ellipse. C'est, l'écart quadratique moyen, dans toutes les directions, entre les

rayons du contour et de l'ellipse, en valeur relative par rapport à ces derniers,

- temporellement, le critère ne concerne que les deux axes de l'ellipsoïde. C'est l'écart quadratique moyen, sur les images d'un cycle, entre les longueurs d'axe déduites des images et les amplitudes de la sinusoïde, en valeur relative par rapport à ces dernières.

Pour avoir deux indicateurs simples de la conformité des données au double modèle, on peut d'une part moyenniser les écarts mesurés sur toutes les images d'un cycle, et d'autre part faire la moyenne des écarts sur les deux axes de l'ellipsoïde.

### 3. Choix d'un modèle spatial

Le choix du modèle spatial doit être guidé par la forme des objets afin d'obtenir, toutes choses égales par ailleurs, la meilleure approximation de cette forme. Tel modèle sera par exemple plus adapté à la restitution d'objets de forme ellipsoïdale. Tel autre, au contraire, permettra la modélisation de formes découpées. D'autre part, il existe des modèles qui fournissent des volumes extrêmement complexes à partir de quelques paramètres seulement. Mais le nombre de paramètres ne saurait être le seul critère. Plus ce nombre est grand, plus l'erreur liée au modèle est faible, mais moins la modélisation est avantageuse. A l'inverse, une réduction du nombre de paramètres accroît l'intérêt de la modélisation mais augmente fatalement l'erreur commise entre l'objet réel et l'objet modélisé. L'erreur due à la modélisation varie donc en sens inverse du nombre des paramètres et toute la difficulté est d'obtenir le meilleur compromis entre la précision recherchée et le nombre des paramètres du modèle. Dans le cas du VG, la stratégie consiste à fixer un maximum pour le critère de conformité, puis à choisir le modèle qui nécessite le plus petit nombre de paramètres pour atteindre ce plafond. Par exemple, une erreur de 1 % entre le contour réel et le contour modélisé peut nécessiter 40 paramètres alors qu'une erreur de 20 % n'en demandera que 3. Mais si une erreur de 20 % n'est pas acceptable sur la forme d'un ventricule, une erreur de 1 % n'est pas non plus justifiée. Il faut donc trouver un modèle spatial défini par un nombre minimum de paramètres pour atteindre une précision convenable, par exemple 5 %. L'idéal serait de disposer d'un modèle dont le nombre de paramètres, ajustable, serait toujours minimum pour une précision donnée, quelle que soit celle-ci. Le problème est le même pour les variations temporelles : il faut choisir le(s) modèle(s) qui nécessite(nt) un nombre minimum de coefficients pour approximer, avec une précision donnée, les variations de chacun des paramètres du modèle spatial pendant un cycle cardiaque.

Avec le type d'imagerie que nous utilisons, la forme du VG est simple et régulière (osons le mot "patatoïde"), globalement conique, et on peut lui associer un axe principal passant par son centre de gravité  $G$  (figure 16). Hormis certains cas pathologiques, toute demi-droite issue de ce centre ne coupe la surface externe qu'en un point et un seul, qui peut être localisé par ses coordonnées sphériques  $(r, \theta, \Phi)$ . Quelle que soit la sonde utilisée, les coupes tomographiques donneront des contours sans multivaluation radiale, sauf parfois pour les coupes parasternales qui incluent les piliers. Pour déterminer le modèle qui va décrire ces contours, il est donc simplificateur de se ramener à un problème de traitement du signal en considérant le développement polaire du contour autour d'une origine interne. On obtient ainsi, pour chaque coupe, une fonction continue positive et périodique- $2\pi$  dont le premier réflexe est d'en faire l'analyse harmonique par transformée de Fourier. De telles analyses ont déjà été développées [46][47], mais, à notre connaissance, aucune n'est encore achevée. D'autre part, il convient de ne pas confondre cette analyse de Fourier avec les descripteurs de Fourier qui sont utilisés en traitement d'image [70][71][72], ou avec la transformée de Radon [73]. Les contours 2D étant modélisés, il est alors naturel de proposer une extension au volume du VG par transformée de Fourier bidimensionnelle. Des travaux ont d'ailleurs été réalisés dans cette direction [74][75].

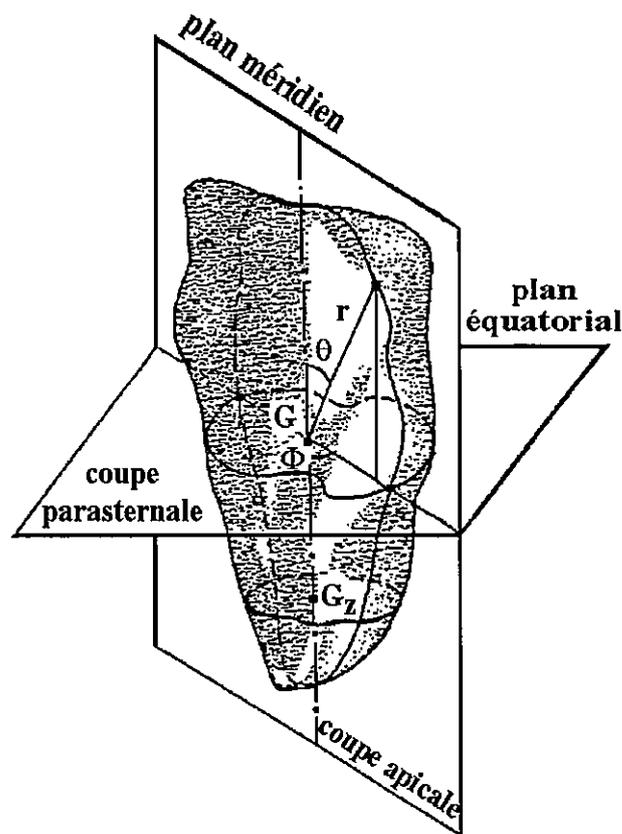


Figure 16 : Représentation tridimensionnelle du VG.

Mais nous pensons que le passage d'une transformée de Fourier unidimensionnelle à une transformée de Fourier bidimensionnelle complique énormément le problème. Il est beaucoup plus simple d'envisager un découpage en plans parallèles ou méridiens qui sont les plans de coupe couramment obtenus avec les sondes externes usuelles. Ainsi, la totalité des plans méridiens est accessible en faisant tourner autour de l'axe du VG une sonde disposée en face de l'apex (figure 15a page 44) pour obtenir des coupes tomographiques apicales. D'un autre côté, pour des raisons morphologiques, seuls sont accessibles à la mesure quelques plans parallèles au voisinage du plan équatorial, et oblique ailleurs. Dans ces coupes parasternales, le contour du VG a une forme grossièrement circulaire à laquelle se superposent éventuellement les deux piliers cardiaques. Le découpage de l'espace en plans méridiens et parallèles est donc bien adapté à l'échocardiographie ; il simplifie les calculs puisque le volume est alors défini par un ensemble de contours 2D.

#### 4. Choix d'un modèle spatio-temporel

Les actuelles sondes 3D ne permettent pas encore d'acquérir plusieurs images en même temps. Ceci signifie qu'il faudra essayer, autant que faire se peut, de séparer les variations spatiales des variations temporelles à partir de données comme celles schématisées sur la figure 17, qui sont obtenues avec une sonde à déplacement parallèle. Le problème est complexe, mais, il l'est encore plus avec une sonde oscillante.

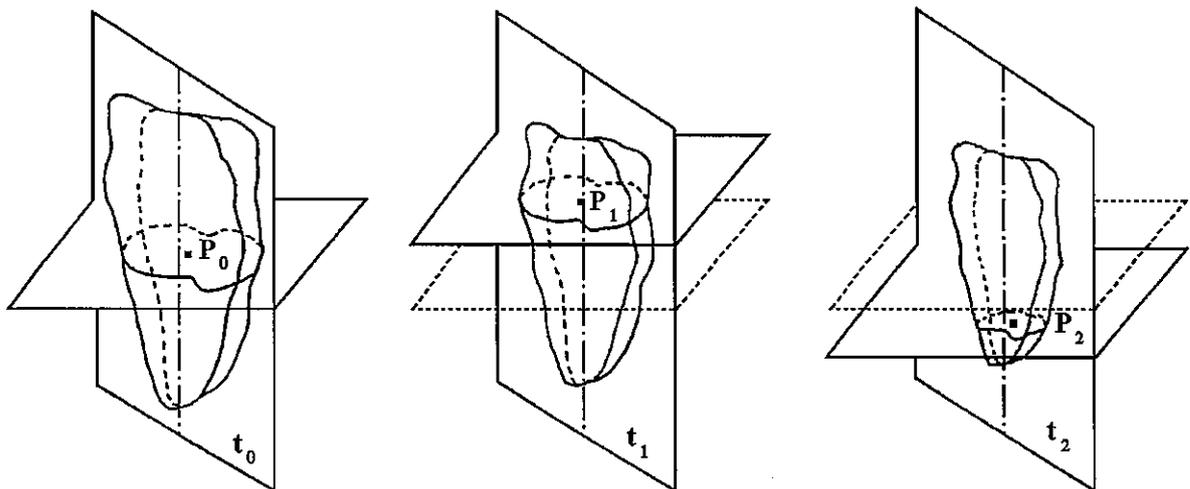


Figure 17 : Variations spatiales et temporelles simultanées du VG.

Par contre, avec une sonde rotative, plusieurs simplifications apparaissent avec un

modèle spatial de révolution, pour autant que l'axe de rotation de la sonde soit l'axe du VG. Sous cette double hypothèse, on peut considérer dans un premier temps que les paramètres du modèle spatial varient cycliquement au rythme des battements cardiaques. Et il est encore naturel d'en faire une analyse de Fourier. En pratique cependant, il n'est pas rare d'observer des écarts à cette périodicité, même pour des patients ne présentant aucune pathologie. Deux images du VG prises à des instants identiques dans des cycles cardiaques successifs sont souvent différentes à cause de la respiration des patients et des inévitables mouvements de la sonde.

Néanmoins, il est possible de réaliser des traitements afin de périodiser les images. On peut par exemple réaliser des homothéties du contour autour de son centre, avec un rapport variant linéairement en fonction du temps pour que le contour en fin de cycle ait les mêmes paramètres qu'au début. Pareillement, la remise en cause de l'hypothèse de coïncidence des axes de la sonde et du VG peut conduire à des corrections géométriques au premier ordre, donc simples, pourvu que l'écart des deux axes ne soit pas trop important. Ceci implique que la distance du centre de gravité du VG à l'axe de la sonde soit très inférieure aux rayons considérés, et que l'angle des deux axes soit suffisamment petit pour linéariser les formules trigonométriques. Ces deux conditions peuvent raisonnablement être remplies si l'acquisition est faite avec précaution. Il reste alors à lever l'hypothèse d'un VG de révolution, ce qui peut être fait en analysant séparément les écarts à cette géométrie simplificatrice, à partir de la connaissance de l'axe du VG.

La double périodicité spatiale et temporelle peut donc être étudiée en première approximation par analyse harmonique dans le cadre d'une acquisition avec une sonde rotative, ce qui conduit à un double ensemble de paramètres. Le premier correspond à la modélisation d'un contour méridien, et le second à l'évolution de ce modèle spatial 2D au cours du temps. Pour être vraiment 3D, cette première modélisation devra être complétée par l'analyse des écarts à une géométrie de révolution pour autant que ceux-ci soient supérieurs aux écarts induits par la précision requise.

## 5. Critère de conformité

Préalablement à toute modélisation, il est essentiel de définir un critère d'ajustement du modèle aux données ainsi qu'une valeur plafond pour ce critère. Mais il faut se garder de toute rigidité excessive qui rendrait ce critère inapplicable.

Notre démarche nous conduit logiquement à considérer, pour la modélisation d'un contour plan, les écarts radiaux entre données et modèle à partir de l'origine interne choisie pour le développement polaire. En toute rigueur, cette origine devrait sans doute être la projection du centre de gravité dans le plan du contour. Mais nous ne tiendrons pas compte des différences éventuellement introduites par le non respect de cette hypothèse, pourvu que l'origine considérée ait une position "centrale" relativement au contour. Notre problème étant déterministe plutôt que probabiliste, nous devrions considérer l'écart radial maximum plutôt que l'écart quadratique moyen le long du contour. Nous adopterons cependant une approche par moindres carrés, plus simple, mais garderons systématiquement en mémoire l'écart maximum pour apprécier la qualité de l'ajustement. D'autre part, dans notre comparaison de l'écart mesuré avec la valeur plafond, nous ferons l'hypothèse d'une décroissance de cet écart avec le nombre de paramètres du modèle, ce qui revient à considérer que le modèle choisi s'améliore régulièrement par augmentation du nombre de paramètres. Ceci n'est pas évident car, au delà d'un certain seuil, il peut se produire une remontée de l'écart avec le nombre de paramètres. C'est pourquoi nous garderons également en mémoire un autre indicateur, dit de "rupture de modèle", pour confirmer la qualité de l'ajustement.

Ce critère sera étendu au modèle volumique en considérant le plus grand écart quadratique relevé sur les divers plans méridiens. Pour ne pas valoriser les contours les plus grands, nous comparerons les écarts relatifs après normalisation par rapport au rayon moyen. La qualité de l'ajustement d'un modèle volumique aux données sera donc exprimé par un simple pourcentage. Il en sera de même pour la qualité de l'ajustement du modèle temporel de chaque paramètre. Le pourcentage sera exprimé par rapport à la valeur efficace de ce paramètre pendant un cycle cardiaque, ou par rapport à  $180^\circ$  s'il s'agit d'une phase. Cette normalisation nous permet d'unifier l'ajustement d'un modèle spatio-temporel, en retenant le plus grand des écarts relatifs spatiaux ou temporels qui sera comparé à la valeur plafond exprimée en pourcentage. Pour terminer, signalons que les déviations à la géométrie de révolution ne seront traitées que si elles introduisent un écart moyen supérieur à ce plafond.

## B. PRÉSENTATION DU MODÈLE S F D P

L'analyse harmonique des variations spatio-temporelles du volume du VG nous conduira à utiliser constamment plusieurs propriétés de l'échantillonnage des fonctions

périodiques, de l'interpolation de Shannon entre les échantillons, et du lissage par moindres carrés de ces échantillons par troncature de la série de Fourier. Au début, ces propriétés n'ont été exploitées que sur le développement polaire du contour fermé plan du VG autour de son centre d'inertie. Ceci a donné lieu à une première modélisation que nous avons à l'époque dénommée SFDP pour "Série de Fourier du Développement Polaire". Nous conserverons cette dénomination pour particulariser notre analyse de Fourier de la restitution 3D du VG, dont nous présentons maintenant le principe.

### 1. Idée de base

Soit un contour fermé continu, convexe (il ne traverse jamais sa tangente) et dont toutes les dérivées sont bornées (figure 18a page 57). A partir d'une origine interne  $O(x_0, y_0)$  et d'une direction  $D_0$  quelconques, la courbe développée de ce contour est construite en mesurant la distance  $\rho(\theta)$  dans chaque direction  $D_\theta$  faisant un angle  $\theta$  constant avec  $D_0$  ( $0 \leq \theta \leq 2\pi$ ). C'est une fonction réelle positive  $\rho(\theta)$  de période  $2\pi$ , continue et dont toutes les dérivées sont bornées (figure 19a). D'après le théorème de Bernstein [76], son développement en série de Fourier ne contient qu'un nombre fini de termes, soit  $N+1$  :

$$\rho(\theta) = \sum_{m=-N/2}^{N/2} C_m e^{im\theta} \quad (1)$$

Dans cette somme,  $i = \sqrt{-1}$  et  $C_m$  est le  $(m+1)$ ème coefficient de Fourier :

$$C_m = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} \rho(\theta) e^{-im\theta} d\theta \quad (2)$$

La fonction  $\rho(\theta)$  est complètement définie par les  $N+1$  valeurs complexes  $\{C_{-N/2}, \dots, C_{N/2}\}$  qui apparaissent comme les composantes d'un vecteur complexe sur la base des exponentielles  $e^{im\theta}$  qui est orthogonale relativement au produit scalaire complexe usuel. On a évidemment  $C_m = C_{-m}^*$ , où le signe \* indique la conjugaison. Dans ce contexte, chaque paire de coefficients  $(C_m, C_{-m})$ ,  $m > 0$ , intervient dans le développement (1) avec un poids relatif  $p_m$  qui représente sa contribution relative au carré de la norme du vecteur-fonction  $\rho(\theta)$  (figure 20a).

$$p_m = \frac{2 |C_m|^2}{\sum_{m=-N/2}^{N/2} |C_m|^2} \quad (3)$$

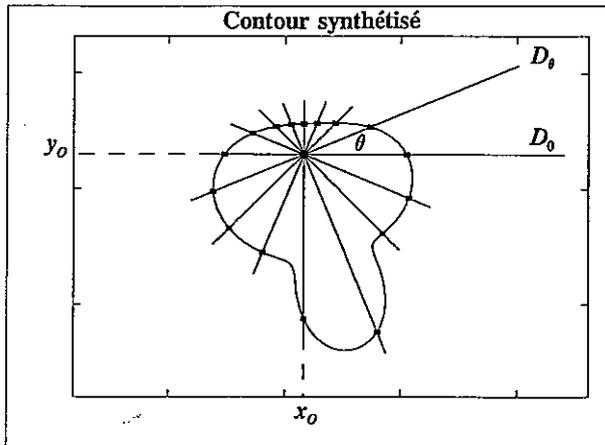


Figure 18a : Développement polaire d'un contour à partir d'une origine quelconque O.

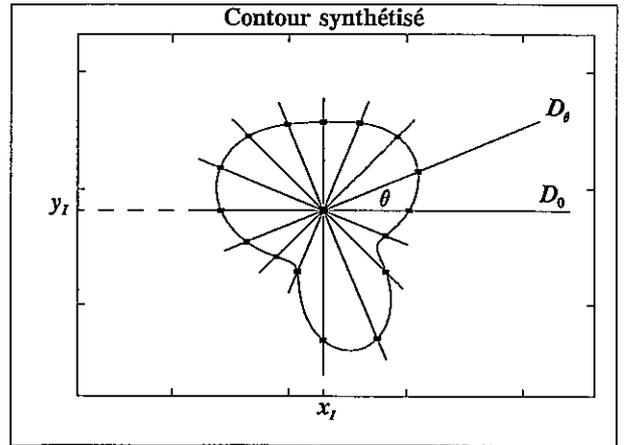


Figure 18b : Développement polaire du même contour à partir de son centre d'inertie I.

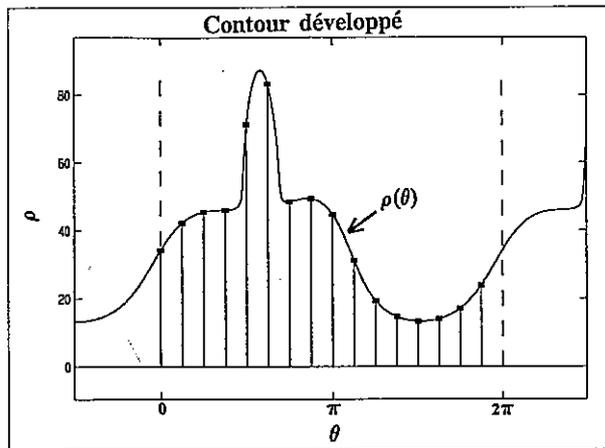


Figure 19a : Fonction  $\rho(\theta)$  périodique- $2\pi$  obtenue par développement polaire d'un contour autour d'une origine quelconque O.

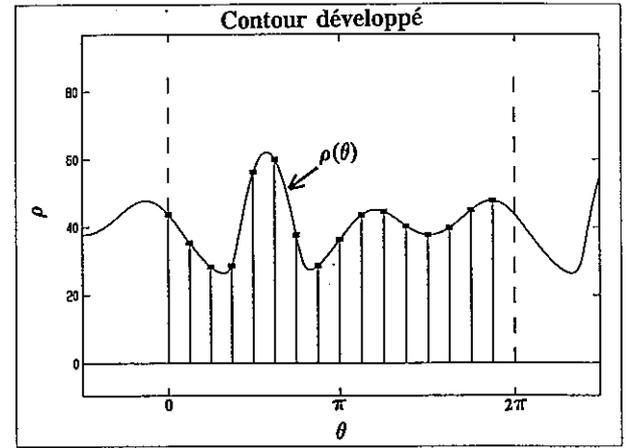


Figure 19b : Fonction  $\rho(\theta)$  périodique- $2\pi$  obtenue par développement polaire du même contour autour de son centre d'inertie I.

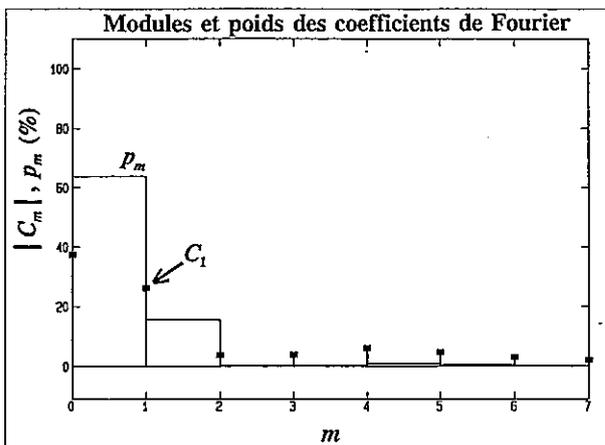


Figure 20a : Modules  $C_m$  et poids  $p_m$  des coefficients de Fourier de  $\rho(\theta)$  développée autour d'une origine quelconque O.

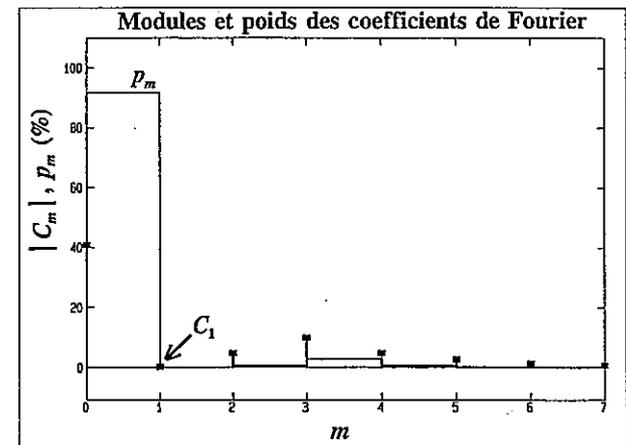


Figure 20b : Modules  $C_m$  et poids  $p_m$  des coefficients de Fourier de  $\rho(\theta)$  développée autour du centre d'inertie I.

Mais ce développement en série de Fourier dépend cruciallement du choix de l'origine des coordonnées polaires. A chaque origine n'entraînant pas de multivaluation, est en effet associé un développement polaire différent, et donc des coefficients de Fourier différents. En choisissant pour origine le centre d'inertie  $I$  du contour, on annule le coefficient  $C_1$  comme illustré sur les figures 18b, 19b et 20b de la page 57. Ce coefficient n'étant plus à comptabiliser dans la série de Fourier, il s'ensuit une économie du nombre de paramètres définissant le contour. De plus, les variations d'amplitude des rayons  $\rho(\theta)$  issus de  $I$  se trouvent atténuées comme après un filtrage passe-bas, ce qui se traduit par une augmentation des poids  $p_m$  aux harmoniques  $m$  faibles, comme démontré dans l'annexe A, page 193. Il y a donc compression de l'information vers les premiers paramètres du développement.

## 2. Interpolation de Shannon circulaire

La fonction continue positive périodique  $2\pi$   $\rho(\theta)$  est également complètement définie par les  $2N$  échantillons réels  $\rho_n = \rho(n\pi/N)$ ,  $0 \leq n \leq 2N-1$ , puisque l'harmonique  $N$  définit la fréquence de Nyquist. Toute autre valeur  $\rho(\theta)$  de la fonction, à une abscisse quelconque  $\theta$ , se déduit en effet de ces échantillons périodisés  $2\pi$  par interpolation de Shannon.

$$\rho(\theta) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \rho_n \operatorname{sinc} \left[ \pi \left( \frac{\theta}{\pi/N} - n \right) \right] \quad (4)$$

Il en est de même pour le contour fermé qui est complètement défini par l'échantillonnage  $\{\rho_n = \rho(\theta_n)\}$  avec  $\theta_n = n\pi/N$  et  $0 \leq n \leq N-1$ , relativement au centre d'inertie, lorsque  $N$  est choisi pour vérifier strictement le critère de Shannon-Nyquist.

Si l'échantillonnage est réalisé à une fréquence inférieure à la fréquence de Nyquist, l'interpolation de Shannon entre les échantillons ne reproduira plus la fonction initiale (figures 21a et 21b). La fonction interpolée ne coïncidera avec la fonction initiale qu'aux échantillons. Ailleurs, elle oscillera autour de la fonction initiale, avec une amplitude d'oscillation variable, mais qu'il est raisonnable de supposer atteinte aux milieux des intervalles successifs définis par l'échantillonnage. On peut donc directement mesurer ces amplitudes par différences entre les valeurs interpolées et les valeurs échantillonnées obtenues en doublant la fréquence d'échantillonnage. L'écart-type de ces amplitudes est un estimateur de l'erreur moyenne d'interpolation qui est, dans notre cas, une erreur d'échantillonnage. On peut donc déterminer par dichotomies du pas d'échantillonnage le nombre d'échantillons qui correspond à une valeur fixée de l'erreur d'échantillonnage ainsi définie. Ceci fournit une méthode de caractérisation

d'un contour avec une précision requise.

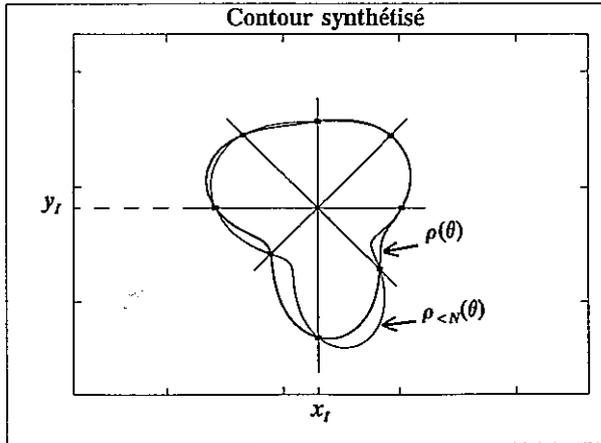


Figure 21a : Echantillonnage d'un contour à une fréquence inférieure à la fréquence de Nyquist Des oscillations parasites apparaissent.

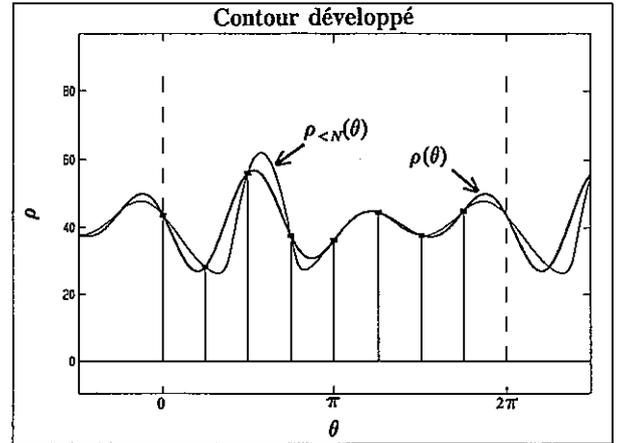


Figure 21b : Les oscillations du contour fermé se retrouvent sur son développement polaire.

### 3. Lissage par moindres carrés de Fourier

En tronquant la somme (1) aux  $2K+1$  termes centraux, avec  $K < N/2$ , on définit une courbe  $\rho_K(\theta)$ , également de période  $2\pi$ , continue,

$$\rho_K(\theta) = \sum_{m=-K}^K C_m e^{im\theta} \quad (5)$$

qui est représentée par un vecteur dont les  $2K+1$  composantes sont  $\{C_{-K}, \dots, C_K\}$  dans la base orthogonale des exponentielles, et  $\{\rho_{K,0}, \dots, \rho_{K,N-1}\}$  avec  $\rho_{K,n} = \rho_K(\theta_n)$  dans la base définie par le support d'échantillonnage  $\{\theta_n = n\pi/N\}$ ,  $0 \leq n \leq N-1$ . Un exemple est présenté sur la figure 22b de la page suivante, qui illustre l'approximation par moindres carrés de la courbe continue périodique- $2\pi$  à 16 échantillons de la figure 22a, par troncature de sa série de Fourier à l'ordre  $K=3$ .  $\rho_K(\theta)$  est la meilleure approximation de  $\rho(\theta)$  au sens des moindres carrés (MC), ce qui signifie que la somme  $S_K$  des écarts quadratiques entre les deux fonctions, mesurés sur le support d'échantillonnage, est minimum. En termes vectoriels,  $S_K$  est le carré de la distance entre les vecteurs  $\rho(\theta)$  et  $\rho_K(\theta)$  :

$$S_K = \sum_{n=0}^{N-1} (\rho_n - \rho_{K,n})^2 = 2 \sum_{m=K+1}^{N/2} |C_m|^2 \quad (6)$$

Elle est minimum car  $\rho_K(\theta)$  est la projection de  $\rho(\theta)$  dans le sous-espace vectoriel de

dimension  $2K+1$  (théorème de projection). L'approximation de cette fonction par  $\rho_K(\theta)$  est d'autant meilleure que ce sont des coefficients de faible poids qui sont tronqués. Plutôt que  $S_K$ , nous utiliserons par la suite l'écart efficace moyen relatif  $\epsilon_K$  défini par

$$\epsilon_K = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \left( \frac{\rho_n - \rho_{K,n}}{\rho_0} \right)^2} \quad (7)$$

où  $\rho_0=C_0$  est le premier coefficient de Fourier réel positif.

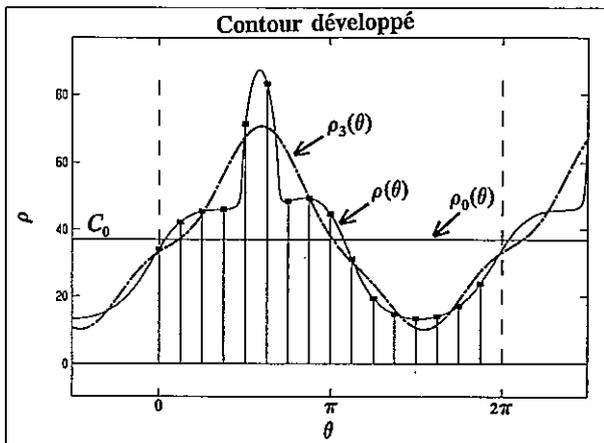


Figure 22a : Fonction  $\rho(\theta)$  périodique- $2\pi$  (trait plein) et fonction lissée obtenue par troncature de sa série de Fourier.

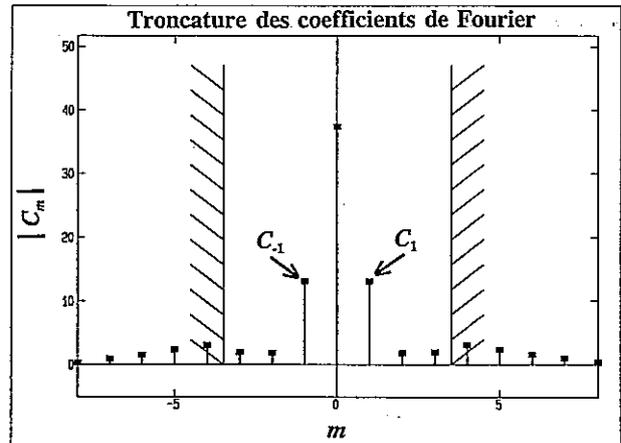


Figure 22b : Troncature à l'ordre 3 des modules  $C_m$  des coefficients de Fourier du contour.

Trouver le développement le plus efficace d'un contour pour le modéliser par troncature consiste à déterminer l'origine qui maximise les contributions des premiers termes de ce développement. Ainsi, à précision égale, il y a diminution du nombre des coefficients conservés. Le centre d'inertie remplit cette condition et on montre dans l'annexe A page 193 qu'il est également le centre du plus grand cercle obtenu par minimisation par moindres carrés du contour, cercle qui correspond au minimum de l'écart quadratique moyen entre les échantillons initiaux et lissés. Ainsi, pour un même écart quadratique  $\epsilon_K$ , le nombre  $K$  de coefficients non tronqués est moindre avec le centre d'inertie, ce qui correspond à une optimisation du lissage par moindres carrés de Fourier des échantillons du contour. Ce lissage correspond à la modélisation d'un contour continu par un autre contour continu si on le complète en amont par l'échantillonnage déjà présenté, et en aval par une interpolation de Shannon circulaire pour restituer un contour continu à partir des échantillons lissés.

A titre d'illustration, les figures ci-dessous reproduisent les deux lissages par MC d'un

même contour, aux ordres 0 et 3, à partir d'une origine quelconque (figures 23a et 24a) et à partir du centre d'inertie (figure 23b et 24b). On peut lire sur les deux courbes d'erreur  $\epsilon_K$  associées les résultats suivants :

- avec l'origine quelconque, les 16 échantillons du contour sont lissés à mieux de 5 % par les 7 coefficients  $C_0, C_1, C_2, C_3, C_4, C_5$  et  $C_6$ . Ajoutant les 2 coordonnées de l'origine, on a donc une modélisation à 5 % avec 15 paramètres réels.
- avec le centre d'inertie, le même résultat est obtenu avec un lissage à l'ordre 4, c'est-à-dire avec les 4 coefficients  $C_0, C_2, C_3$ , et  $C_4$  puisque  $C_1$  n'est plus à considérer. On a donc la même modélisation avec 9 paramètres au lieu de 15.

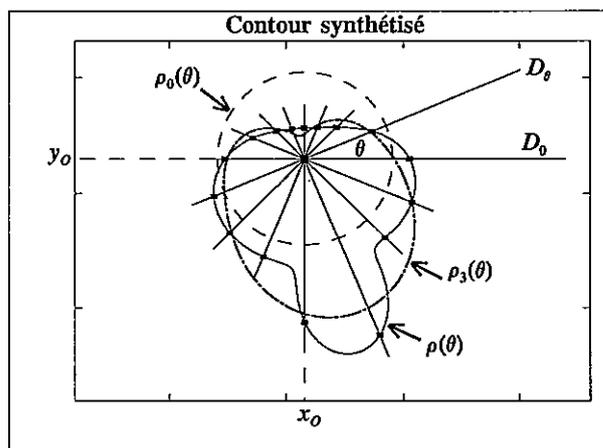


Figure 23a : Développement polaire d'un contour à partir d'une origine quelconque  $O$  et contours lissés aux ordres 0 et 3.

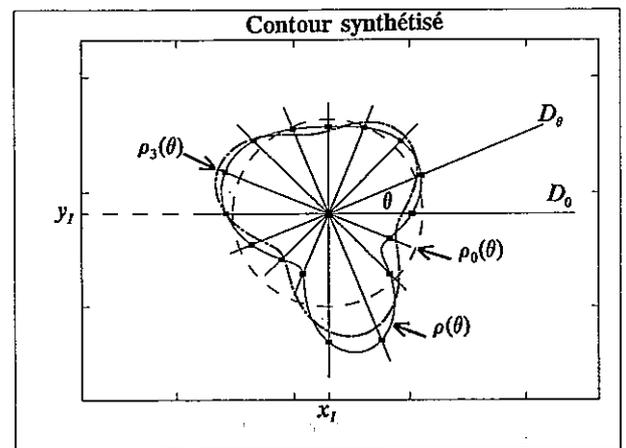


Figure 23b : Développement polaire du même contour à partir de son centre d'inertie  $I$  et contours lissés aux ordres 0 et 3.

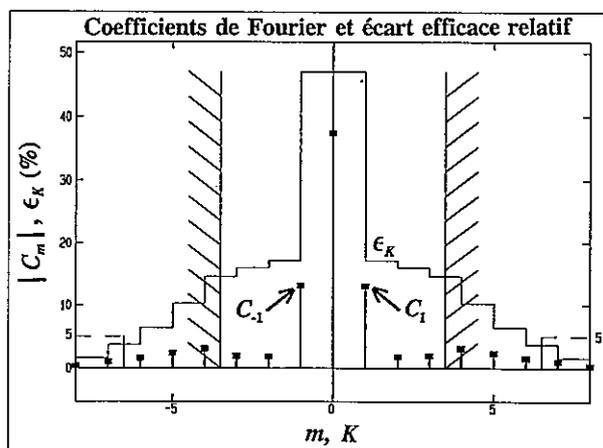


Figure 24a : Modules  $C_m$  des coefficients de Fourier de  $\rho(\theta)$ , et écart efficace relatif  $\epsilon_K$  en fonction de l'ordre de troncature  $K$ .

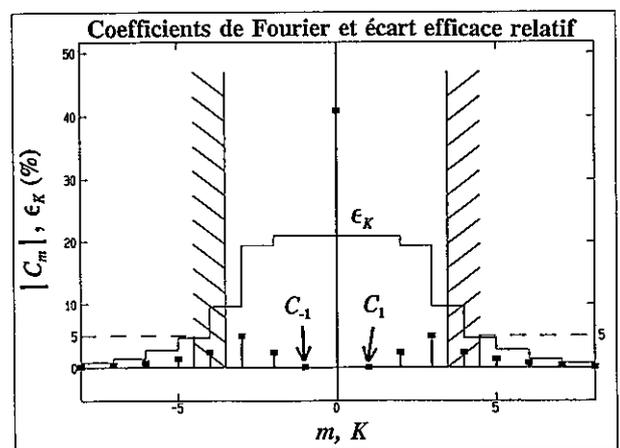


Figure 24b : Modules  $C_m$  des coefficients de Fourier et écart efficace  $\epsilon_K$  du contour développé autour de son centre d'inertie  $I$ .

## C. MISE EN OEUVRE DU MODÈLE S F D P

Notre modélisation de Fourier utilise intensivement l'algorithme FFT (Fast Fourier Transform) de calcul de la transformée de Fourier discrète (TFD) d'une séquence. Mais plusieurs propriétés peu connues ou peu utilisées des transformées de Fourier continues et discrètes sont exploitées pour calculer les coefficients de Fourier d'une fonction périodique continue, échantillonner cette fonction ou encore la reconstituer par interpolation de Shannon entre ses échantillons d'origine ou lissés par moindres carrés. Nous rappelons ici ces propriétés et détaillons leur utilisation dans quelques procédures de base de la modélisation SFDP, toutes concernées par des séquences de dimension en puissance entière de 2 pour des raisons pratiques (simplicité de l'algorithme de Cooley-Tukey) et physiques (mise en oeuvre de dichotomies).

### 1. Série de Fourier d'une fonction périodique

Les coefficients de Fourier d'un contour (ensemble d'intégrales) sont directement calculables sans approximation par TFD (ensemble de sommes) de l'échantillonnage à la fréquence de Nyquist de ce contour complet relevé sur une image échocardiographique.

#### a. Aspects théoriques

Soit un échantillonnage  $\{\rho_n\}$  avec  $0 \leq n \leq N-1$ , sa TFD a pour valeur à la  $m^{\text{ième}}$  fréquence harmonique :

$$R_m = \sum_{n=0}^{N-1} \rho_n e^{-2i\pi nm/N} \quad (8)$$

Si l'échantillonnage est réalisé en stricte conformité avec le critère de Shannon-Nyquist, la fonction continue périodique construite par interpolation de Shannon entre les échantillons périodisés a pour coefficients de Fourier  $C_{-N/2} = R_{N/2}/2N$ ,  $C_{-N/2+1} = R_{N/2+1}/N$ , ...,  $C_{-1} = R_{N-1}/N$ ,  $C_0 = R_0/N$ ,  $C_1 = R_1/N$ , ...,  $C_{N/2-1} = R_{N/2-1}/N$ ,  $C_{N/2} = R_{N/2}/2N$ . Or, puisque nous sommes dans le cas d'un échantillonnage idéal, cette fonction interpolée est exactement le développement continu polaire du contour restitué.

En conséquence, tous les coefficients de Fourier d'un contour  $\rho(\theta)$ , développé autour d'une origine quelconque  $O$ , seront simultanément calculés sans aucune approximation avec

un algorithme FFT à  $N$  valeurs. Notons que d'autres algorithmes moins connus, comme celui de transformée de Fourier par quart de période basé sur des calculs réalisés uniquement à l'aide d'additions [77], sont encore plus rapides et pourraient avantageusement être mis en oeuvre.

### b. Sens physique

L'interprétation géométrique des coefficients de Fourier en termes de contours élémentaires [78] est particulièrement attractive pour la modélisation d'un contour fermé plan :

- le premier coefficient de Fourier  $C_0$  est le rayon du cercle obtenu par lissage par MC  $\rho_0(\theta)$  centré en  $O$  et excentré par rapport au centre d'inertie  $I$  du contour,
- le doublet  $(C_0, C_1)$  définit une ovoïde-cardioïde  $\rho_1(\theta)$  qui indique l'éloignement de  $O$  par rapport à  $I$ , puisque cette ovoïde est pratiquement centrée en  $C$ , (figure 25a),
- le doublet  $(C_0, C_2)$  définit une forme elliptique si le module de  $C_2$  est très inférieur à celui de  $C_0$ , et une forme en huit sinon. L'axe de symétrie de cette forme est directement fourni par la phase de  $C_2$ , (figure 25b),
- le doublet  $(C_0, C_3)$  définit une forme triangulaire équilatérale arrondie centrée en  $O$ , dont l'orientation est donnée par la phase de  $C_3$ , (figure 25c),
- et ainsi de suite : à chaque coefficient  $C_m$  est associée une forme élémentaire définie par le doublet  $(C_0, C_m)$ . La figure 25d de la page suivante est relative au doublet  $(C_0, C_4)$ .

### c. Aspects logiciels

Il n'est guère réaliste d'envisager un échantillonnage idéal des contours. C'est pourquoi le calcul des coefficients de Fourier par FFT correspond à une estimation dont il faut quantifier les performances. Ceci pourrait être fait dans l'espace de Fourier mais nous avons préféré analyser l'écart moyen entre le contour initial et le contour restitué à partir des coefficients de Fourier estimés.

Nous en avons déduit que, pour un contour aussi régulier que celui du VG (lorsque les piliers ne sont pas visibles), le critère de Shannon-Nyquist est pleinement respecté avec 64 échantillons car les contours vrais et restitués sont alors visuellement indiscernables. Ceci signifie que l'écart entre ces 2 contours est toujours inférieur à la distance interpixel des images échocardiographiques, aussi bien parasternales qu'apicales. L'écart moyen entre les 2 contours ne dépasse pas 1 % du rayon local lorsqu'on définit le contour avec seulement 32 échantillons. Il est inférieur à 5 % avec 16 échantillons.

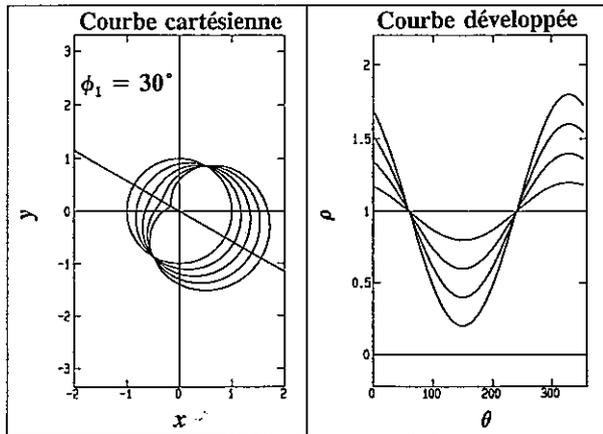


Figure 25a : Contours définis par le doublet  $(C_0, C_1)$ .

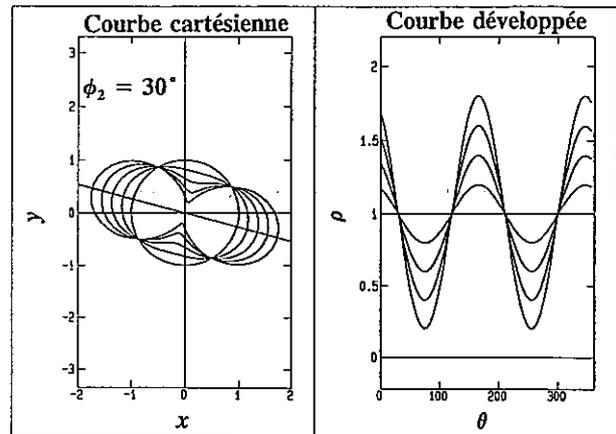


Figure 25b : Contours définis par le doublet  $(C_0, C_2)$ .

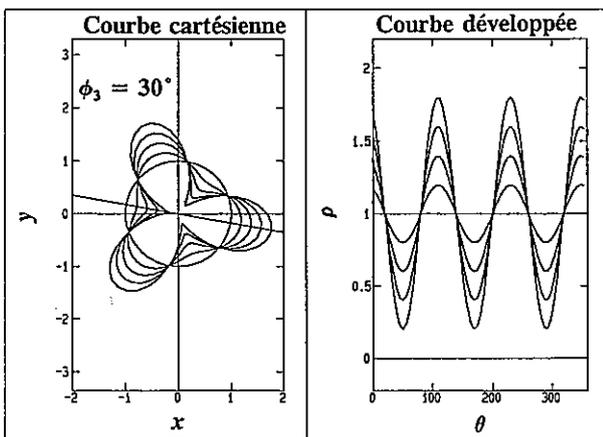


Figure 25c : Contours définis par le doublet  $(C_0, C_3)$ .

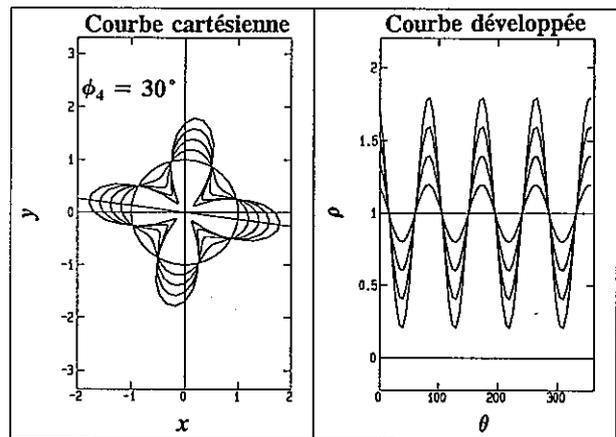


Figure 25d : Contours définis par le doublet  $(C_0, C_4)$ .

## 2. Lissage orthogonal par moindres carrés

Soit une fonction périodique définie par sa série de Fourier. La fonction également périodique définie par troncature de cette série aux hautes fréquences (filtrage passe-bas idéal) est une approximation de la fonction initiale au sens des moindres carrés.

### a. Aspects théoriques

La base des exponentielles éternelles définies par un support d'échantillonnage régulier est orthogonale relativement au produit scalaire usuel de vecteurs complexes de dimension finie. L'approximation d'une fonction par réduction de la dimension de ses vecteurs est donc immédiate (on ignore les composantes à partir d'un certain ordre) et réalise un lissage par moindres carrés des échantillons du support. C'est un lissage orthogonal au même titre que les

lissages polynomiaux de Gram et de Tchebycheff. On passe continûment de l'interpolation aux lissages d'ordres décroissants par éliminations successives des composantes.

De plus, en application du théorème de projection, l'écart quadratique moyen entre les échantillons initiaux et lissés est le module du vecteur différence défini par les composantes tronquées.

#### b. Sens physique

Dans le cas d'une fonction périodique, le lissage par moindres carrés correspond à un filtrage passe-bas classique et donc à un adoucissement général de la forme de la fonction par gommage de ses aspérités. Il est particulièrement bien adapté au cas des fonctions déjà lisses au départ, ce qui est le cas des développements polaires des contours du VG autour du centre d'inertie. Ces contours ont en effet un spectre basse fréquence et il est clair qu'on ne retire qu'un minimum d'information en tronquant la partie haute fréquence. Cette troncature "économise" donc la représentation fréquentielle du contour.

Pour les contours de forme arrondie, dont la rigidité est *grosso modo* fixée par quelques composantes très basses fréquences, l'élimination de toutes les autres composantes définit un contour lissé de rigidité comparable. Dans les opérations délicates d'interpolation ou d'extrapolation, l'utilisation de ce contour lissé prévient toute instabilité. Dans le contexte limité d'une analyse globale des contours du VG, qui ignore les détails de forme, le lissage par moindres carrés semble donc mieux adapté que le lissage MinMax.

#### c. Aspects logiciels

Le lissage orthogonal de Fourier est le plus facile de tous à mettre en oeuvre puisqu'il se résume en trois opérations :

- FFT directe de la séquence des échantillons,
- annulation des valeurs dans une zone centrée sur la valeur médiane,
- FFT inverse pour obtenir la séquence des échantillons lissés.

D'autre part, l'écart quadratique moyen entre échantillons initiaux et tronqués (critère de conformité par moindres carrés), qui est minimum, est égal au module du vecteur complexe des valeurs annulées. Si une ou plusieurs de ces valeurs étaient trop prépondérantes par rapport à celle qui ont été conservées (ce qui est facilement repérable) on en déduit que le lissage est mal adapté puisqu'il y a rupture du modèle de rigidité envisagé.

### 3. Interpolation de Shannon circulaire

L'interpolation de Shannon est la plus douce qui soit et elle est extrêmement facile à mettre en oeuvre dans le cas d'une sous-tabulation par dichotomies de l'échantillonnage régulier d'une fonction périodique.

#### a. Aspects théoriques

A partir d'un échantillonnage infini et régulier, il n'y a aucun problème théorique pour construire une fonction d'interpolation de Shannon. Mais c'est un exercice de style, puisque pour chaque nouvelle valeur interpolée, il faut faire une somme pondérée de tous les échantillons qui sont en nombre infini. On obtient néanmoins une fonction interpolée plus douce puisqu'elle ne contient aucune composante fréquentielle de fréquence supérieure à la moitié de la fréquence d'échantillonnage.

Le problème est considérablement simplifié si l'échantillonnage est périodique- $N$  puisque  $N$  échantillons suffisent pour calculer une valeur interpolée : c'est l'interpolation de Shannon circulaire. Comme déjà signalé, les coefficients de Fourier de la fonction interpolée, qui est continue et périodique, se calculent directement par TFD.

D'autre part, dans le cas d'un sous échantillonnage d'une fonction périodique, on peut estimer l'erreur d'interpolation commise en prenant les (sous-)échantillons pour support d'interpolation de Shannon circulaire (voir chapitre Données, pages 94 et suivantes).

#### b. Sens physique

L'interpolation de Shannon circulaire est très différente de l'interpolation obtenue par *zero padding* sur la TFD d'un échantillonnage, que nous appelons interpolation de Fourier. Celle-ci génère en effet une fonction continue périodique qui oscille très fortement entre les échantillons puisque sa série de Fourier s'étend jusqu'à la fréquence d'échantillonnage. Dans le cas de l'interpolation de Shannon circulaire, on génère une fonction périodique limitée en fréquence à la moitié de cette fréquence d'échantillonnage. C'est, en pratique, la fonction d'interpolation la plus douce possible. Elle est donc particulièrement bien adaptée à des contours aussi réguliers et rigides que ceux du VG.

D'autre part, rien n'empêche de construire par interpolation de Shannon circulaire une fonction continue périodique à partir d'un échantillonnage régulier périodique quelconque, par exemple à partir de l'échantillonnage obtenu par le lissage par moindres carrés précédent. On

obtient alors une fonction continue périodique plus douce que celle obtenue à partir de l'échantillonnage avant lissage, puisque la série de Fourier a été tronquée.

### c. Aspects logiciels

Pour réaliser une interpolation de Fourier, et calculer les valeurs interpolées aux milieux de  $N$  intervalles d'échantillonnage initiaux, on ajoute  $N$  zéros aux  $N$  valeurs de la TFD puis on réalise une TFD inverse de dimension  $2N$ . Pour calculer les valeurs interpolées correspondant à une nouvelle sous-tabulation par dichotomie, il faut ajouter  $3N$  zéros à la TFD puis faire une TFD inverse de dimension  $4N$ . Et ainsi de suite.

Pour calculer les résultats d'une interpolation de Shannon circulaire aux milieux des intervalles, il faut multiplier par 2 les valeurs de la TFD comprises entre les harmoniques 0 et  $N/2$ , annuler les valeurs aux harmoniques compris entre  $N/2$  et  $N$ , ajouter  $N$  zéros, puis faire une TFD inverse de dimension  $2N$ . On vérifie naturellement qu'une TFD inverse de dimension  $N$ , sans ajouter les  $N$  derniers zéros, restitue exactement les échantillons initiaux. Pour calculer  $3N$  valeurs interpolées équiréparties entre les échantillons, il faut ajouter  $3N$  zéros puis faire une TFD inverse de dimension  $4N$ . On voit donc que les interpolations de Shannon et de Fourier sont très différentes.

## 4. Origine centrale et centre d'inertie

Le développement polaire d'un contour fermé autour de son centre d'inertie permet de modéliser ce contour (par lissage par moindres carrés de ses échantillons) avec un nombre minimum de paramètres, toutes choses étant égales par ailleurs.

### a. Aspects théoriques

Il n'est pas correct de se référer au centre d'inertie d'un contour continu fermé mais c'est volontairement, pour simplifier, que nous commettons un abus de langage dont voici la justification.

Le centre d'inertie  $I$  d'un ensemble de  $N$  masses  $m_n$  ( $0 \leq n \leq N-1$ ) ponctuelles localisées en  $M_i$  est le barycentre des points  $M_i$ , chacun d'eux étant pondéré par sa masse  $m_i$ . Pour localiser  $I$  relativement à une origine quelconque  $O$ , on projette l'équation vectorielle

$$OI = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} m_i OM_i}{\sum_{i=0}^{N-1} m_i} \quad (9)$$

et on obtient évidemment la position de  $I$  indépendamment de l'origine  $O$  choisie. Dans le cas d'un échantillonnage du contour du VG, on affecte à tous les échantillons la même masse. On calcule ainsi le centre d'inertie de l'échantillonnage, indépendamment de l'origine des coordonnées. Mais il n'est pas possible de transposer ce calcul au cas d'un contour continu fermé du VG car le résultat dépend de l'échantillonnage, et donc de l'origine interne  $O$  choisie pour réaliser cet échantillonnage. Toutefois, on peut définir une origine centrale de manière unique par annulation du coefficient de Fourier  $C_1$ . Il est évident que cette origine centrale coïncide avec le centre d'inertie pour un contour circulaire. Dans ce cas, il est démontré à l'annexe A page 193 que l'origine centrale peut être définie avec 3 formulations équivalentes. C'est :

- l'origine qui annule le coefficient de Fourier du contour à l'harmonique 1,
- le centre du plus grand cercle obtenu par lissage par moindres carrés du contour,
- le centre du cercle qui approxime les échantillons du contour avec le plus petit écart quadratique moyen radial.

Ce sont ces deux dernières raisons qui nous font choisir l'origine centrale pour échantillonner régulièrement le contour, auquel cas elle coïncide avec le centre d'inertie de cet échantillonnage. Cette coïncidence persiste pour un contour elliptique par raison de symétrie. Mais rien n'indique qu'il en est de même pour un contour quelconque. Considérant que le contour du VG a souvent une forme pratiquement circulaire (coupes parasternales) ou elliptique (coupes apicales), nous avons décidé d'assimiler l'origine centrale au centre d'inertie du contour continu alors qu'elle n'est, en réalité, que le centre d'inertie de l'échantillonnage régulier du contour continu autour d'elle.

#### b. Sens physique

Les représentations temporelle et fréquentielle d'un signal sont équivalentes mais, dans le cas d'une fonction périodique de période parfaitement connue, beaucoup de problèmes sont plus simples à résoudre dans l'espace de Fourier. Ceci est le cas pour un contour fermé, à ceci près, comme nous l'avons déjà dit, qu'une représentation de Fourier est associée à chaque origine interne choisie pour le développement polaire.

Dans ce contexte, le problème n'est pas de calculer les coefficients de Fourier avec une extrême précision, mais plutôt de localiser l'origine centrale  $I$  qui optimise la série de Fourier. Des calculs approchés, exposés dans l'annexe A, établissent que le doublet  $(C_0, C_1)$  indique l'éloignement de  $O$  par rapport à  $I$ . Ils montrent aussi que la distance  $OI$  est égale à 2 fois le module  $c_1$  de  $C_1$ , tandis que l'angle de  $IC$  avec la direction origine des angles vaut  $\pi - \phi_1$ , où  $\phi_1$  est la phase de  $C_1$ . Le vecteur  $OO'$  de module  $2c_1$  et de phase  $\pi - \phi_1$  définit donc un point  $O'$  voisin de  $I$ , comme illustré sur la figure 26 ci-dessous. En développant à nouveau le contour, mais cette fois autour de la nouvelle origine  $O'$ , on obtient un coefficient de Fourier  $C_1$  d'amplitude moindre, et donc un nouveau vecteur  $O'O''$  avec  $O''$  encore plus près de  $I$ . De proche en proche, l'origine du développement se déplace vers un point toujours plus voisin de  $I$ , qui correspond, par définition, à l'annulation de  $C_1$ .

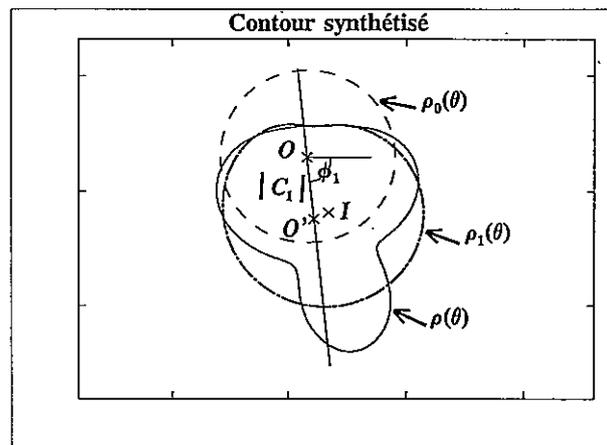


Figure 26 : Recherche itérative du centre d'inertie  $I$  d'un contour, à partir d'une origine initiale quelconque  $O$ .

### c. Aspects logiciels

Notre algorithme de localisation du centre d'inertie  $I$  est robuste et converge rapidement puisqu'il s'apparente à une méthode du gradient. A partir d'une origine quelconque, il faut en effet calculer seulement  $C_1$ , dont le module  $c_1$  et la phase  $\phi_1$  indiqueront respectivement à quelle distance et dans quelle direction il faut positionner l'origine suivante. Après rééchantillonnage du contour autour de cette nouvelle origine, la valeur nouvelle de  $C_1$  obtenue est utilisée pour rapprocher l'origine courante de  $I$ , et ainsi de suite jusqu'à obtention de la précision requise. Plutôt que d'utiliser un algorithme FFT qui calcule simultanément tous les coefficients de Fourier du contour,  $C_1$  est directement déterminé à partir de la formule

suivante

$$C_1 = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \rho_n e^{-2i\pi n/N} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \rho_n \cos(2\pi n/N) - \frac{i}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \rho_n \sin(2\pi n/N) \quad (10)$$

dont la partie réelle est l'abscisse moyenne des échantillons, et la partie imaginaire leur ordonnée moyenne. On se positionne donc directement au centre d'inertie des échantillons courants, ce qui réduit notablement le temps de calcul. Il reste alors à choisir un critère d'arrêt qui fixera la précision sur la position du centre d'inertie  $I$ . Compte tenu des éventuels mouvements du patient et/ou de la sonde échographique pendant un cycle cardiaque, il est très suffisant de positionner ce centre à moins de 1 % du rayon moyen du contour. Ceci correspond à un critère d'arrêt  $c_1/c_0 \leq 0.01$ , qui sera généralement atteint en 6 ou 7 itérations quelle que soit l'origine initiale. Si, pour analyser une séquence d'images acquises à la cadence vidéo pendant un cycle cardiaque, on prend pour origine initiale d'une image le centre d'inertie de l'image précédente, 2 ou 3 itérations suffisent. La recherche itérative du centre du VG est donc en définitive robuste et rapide.

## D. DU MODÈLE 2D AU MODÈLE 3D

Après avoir présenté le modèle SFDP puis l'avoir mis en oeuvre sur des images 2D du VG, nous allons maintenant en proposer une extension de manière à l'appliquer sur des données 3D.

### 1. Extension du modèle 2D

Pour modéliser un contour continu fermé plan du VG à  $\epsilon$  % de son rayon moyen, la procédure à suivre est la suivante :

- localisation du centre d'inertie  $I$  du contour,
- positionnement des  $N$  échantillons du contour qui permettent d'approximer son développement autour de  $I$  par interpolation de Shannon circulaire avec une erreur efficace d'interpolation de  $\epsilon$  %,
- détermination du nombre  $K$  de coefficients de Fourier qui permet d'approximer les  $N$  échantillons précédents par lissage par moindres carrés de Fourier avec un écart type de

$\epsilon$  % entre échantillons initiaux et lissés,

- reconstitution d'un contour continu à partir des  $N$  échantillons lissés par interpolation de Shannon circulaire entre ces échantillons lissés.

Les paramètres du modèle sont alors les 2 coordonnées réelles du centre d'inertie, la valeur réelle du premier coefficient de Fourier, et les  $K-1$  valeurs complexes des autres coefficients, soit donc au total  $2K+1$  paramètres réels.

Pour étendre cette modélisation 2D au cas tridimensionnel, en découpant l'espace en un réseau orthogonal de plans parallèles et méridiens ayant pour axe polaire l'axe d'inertie du VG, il faut logiquement procéder de la manière suivante :

- localisation du centre d'inertie du volume ainsi que de son axe d'inertie,
- détermination du nombre  $M$  de plans méridiens :  $M$  est donné par le plus grand nombre des échantillons qui caractérisent les contours parallèles du VG à  $\epsilon$  % ,
- dans chacun des  $M$  plans méridiens, estimation du nombre d'échantillons qui caractérisent le contour du VG à  $\epsilon$  %. Le plus grand de ces nombres fixe alors le nombre commun  $N$  d'échantillons à lisser,
- détermination des ordres de troncature qui permettent de lisser les  $N$  échantillons des  $M$  contours méridiens avec un écart type de  $\epsilon$  %. Le plus grand de ces ordres de troncature donne l'ordre de troncature commun  $K$ ,
- reconstitution des  $M$  contours méridiens continus à partir des  $N$  échantillons lissés par interpolation de Shannon circulaire,
- reconstitution enfin du volume continu lissé du VG avec autant de contours parallèles que désiré, en interpolant dans ces plans parallèles entre leurs intersections avec les contours méridiens interpolés.

Les paramètres du modèle sont alors les 2 coordonnées réelles du centre d'inertie, les 2 angles de direction de l'axe d'inertie, et les  $2K+1$  paramètres réels de chacun des  $M$  contours méridiens. On aboutit ainsi à un modèle à  $2MK+M+4$  paramètres réels.

Cette procédure de modélisation 3D, qui réduit un volume continu à un nombre fini de paramètres, ne sera évidemment mise en oeuvre qu'une fois pour toutes afin de déterminer le nombre  $M$  de plans méridiens, le nombre  $N$  d'échantillons dans ces plans, ainsi que l'ordre de troncature  $K$  pour modéliser un volume standard du VG avec une précision requise.

Le problème temps réel à résoudre est la détermination des  $2MK+M+4$  valeurs réelles des paramètres du modèle à partir d'une seule coupe tomographique apicale obtenue avec une

sonde tournante. Nous exposons dans cette section les idées de base sur lesquelles nous nous appuyerons pour résoudre ce problème par récurrence, en le supposant résolu pour les coupes tomographiques antérieures.

## 2. Suivi des échantillons du contour

Sur la coupe tomographique courante, il faut d'abord localiser les  $N$  échantillons du contour du VG, à partir de la connaissance de ces  $N$  échantillons sur l'image précédente supposée très voisine.

Dans un premier temps, le déplacement radial de chaque échantillon (à partir du centre d'inertie du contour précédent), est mesuré indépendamment sur les courbes de niveaux de gris des images précédente et courante le long du rayon considéré. Nous assimilons alors le déplacement radial  $Dr$  du contour au déplacement local des deux courbes de niveaux de gris au voisinage du contour. Il n'y a donc pas nécessité de connaître le calage du contour sur sa courbe radiale de niveaux de gris (pas de détection de contour). Dans ce contexte,  $Dr$  est mesuré comme le décalage radial pour lequel la fonction d'intercorrélation des deux courbes (au voisinage du contour) est maximum.

Pour diminuer la variance de l'estimateur, deux lissages des données seront réalisés. En amont, on affectera à chaque point du rayon un niveau de gris moyen calculé sur les pixels d'une zone de l'image centrée en ce point. Cette zone sera un parallélogramme délimité par 2 parallèles au rayon et 2 parallèles à la tangente au contour, au point d'intersection avec le rayon. En aval, les deux lignes de niveaux de gris ainsi lissées seront apodisées par une fenêtre qui délimitera la zone radiale à explorer autour du contour. D'autres variantes seront envisagées, comme par exemple la mesure sur les décrets de niveaux de gris afin de ramener le problème unidimensionnel à des signaux quasi stationnaires.

La qualité de cette mesure du décalage radial d'un échantillon par intercorrélation dépend de la qualité des images. Un indicateur de cette qualité est le coefficient de corrélation des deux courbes de niveaux de gris décalées de  $Dr$  dans la fenêtre d'apodisation. Cette valeur n'est rien d'autre que l'amplitude du maximum de la fonction d'intercorrélation normalisée par la variance des niveaux de gris. Dans les cas défavorables, aucun maximum ne sera observé et la mesure sera infructueuse. Pour l'ensemble du contour, on obtiendra donc un ensemble incomplet de décalages radiaux estimés.

### 3. Interpolation spatiale ou temporelle

Prenons l'exemple des décalages radiaux précédemment mesurés. Ils constituent un échantillonnage incomplet d'une fonction périodique  $2\pi$  à laquelle on a superposé du bruit. Faisant les hypothèses que cette fonction n'a qu'un (petit) nombre fini d'harmoniques et que le bruit est gaussien centré, il est possible de la restituer par plusieurs lissages par moindres carrés successifs. Chaque lissage restituera un coefficient de Fourier ; il sera indépendant des autres du fait de l'orthogonalité de la décomposition en série de Fourier d'une fonction périodique.

Un premier calcul à l'ordre 0 détermine le premier coefficient  $C_0$  qui n'est rien d'autre que la moyenne des échantillons. Un calcul à l'ordre 1 détermine l'amplitude  $c_1$  et la phase  $\phi_1$  de la sinusoïde de décalage  $C_0$  qui approxime l'échantillonnage incomplet par moindres carrés. On obtient ainsi le second coefficient de Fourier  $C_1$ . A l'ordre 2, il faut calculer l'amplitude  $c_2$  et la phase  $\phi_2$  de la sinusoïde qu'il faut superposer à la précédente pour lisser l'échantillonnage incomplet au sens des moindres carrés ; on obtient alors  $C_2$ . Et ainsi de suite jusqu'à obtenir tous les coefficients voulus, c'est à dire la fonction périodique de lissage des échantillons disponibles et d'interpolation des échantillons manquants.

Cette méthode récurrente d'interpolation et lissage peut être modifiée pour localiser les échantillons manquants d'un contour fermé dont on ne connaît pas le centre d'inertie. A chaque étape du calcul, le centre d'inertie du contour lissé courant est localisé itérativement jusqu'à annulation du coefficient de Fourier  $C_1$ . Puis un nouvel échantillonnage de la partie disponible du contour est réalisé autour de ce centre d'inertie provisoire dont la position sera précisée à l'étape suivante. En définitive, on localisera simultanément les échantillons manquants et le centre d'inertie de l'ensemble qu'ils forment avec les échantillons lissés de la partie disponible du contour. La méthode permet donc de compléter un contour non fermé ou les déplacements radiaux d'un contour par interpolation spatiale. Elle permet également de compléter l'échantillonnage temporel d'une fonction périodique dont on connaît la période, dans notre cas la durée d'un cycle cardiaque.

Toutes ces interpolations statistiques sont faites à partir d'un critère de rigidité de la courbe périodique de lissage, rigidité qui est fixée par le nombre de coefficients de Fourier pris en compte. Pour les interpolations spatiales sur images tomographiques, nous retiendrons l'ordre  $K$  adopté pour la modélisation par moindres carrés du VG. Pour les interpolations temporelles sur une séquence d'images dans un même plan de coupe, l'ordre de troncature sera

fixé cas par cas.

#### 4. Interpolation spatiale et temporelle

Les interpolations sur une séquence d'images dans des plans de coupe différents doivent tenir compte à la fois des déplacements du VG et du plan de coupe. Dans le cas d'une sonde tournante, par exemple, les variations temporelles du résultat d'une mesure présenteront une double périodicité, l'une liée aux battements du coeur, l'autre à la rotation régulière de la sonde. Pour démêler les deux mouvements, du moins en partie, nous utilisons une méthode de reconstitution du mouvement causal d'un point dans un plan à partir de sa projection sur un axe tournant dans ce plan.

Soit un point  $M$  qui décrit dans le plan  $Oxy$  une trajectoire paramétrée en temps (à partir de l'instant  $t=0$ ) de sorte que  $M(t) = [x(t), y(t)] = [\rho(t), \theta(t)]$  avec  $x(t) = \rho(t) \cos \theta(t)$  et  $y(t) = \rho(t) \sin \theta(t)$ , comme indiqué sur la figure 27. La seule connaissance de la projection  $\rho_{\perp}(t)$  de  $M$  sur un axe centré en  $O$  tournant à une vitesse angulaire constante connue  $\omega$  permet de restituer complètement le mouvement de  $M$ . En effet,  $\rho_{\perp}(t) = \rho(t) \cos [\omega t - \theta(t)]$  est la partie réelle du signal analytique  $\rho(t) \exp \{i [\omega t - \theta(t)]\}$  dont la partie imaginaire (en quadrature) est  $\rho_{//}(t) = \rho(t) \sin [\omega t - \theta(t)]$ . Puisque le mouvement est causal à partir de  $t = 0$ , cette partie en quadrature  $\rho_{//}(t)$  est la transformée de Hilbert de  $\rho_{\perp}(t)$ . La transformée de Fourier de  $\rho(t)$  se déduit donc de celle de  $\rho_{\perp}(t)$  en annulant les valeurs aux fréquences négatives et en doublant les valeurs aux fréquences positives, la composante continue étant inchangée. Il est donc possible de déduire l'enveloppe complexe  $\rho(t)$  et la phase  $\theta(t)$  de la seule connaissance de  $\rho_{\perp}(t)$  et de  $\omega$ .

Pratiquement, les calculs seront réalisés sur des échantillonnages dont on calculera les transformées de Fourier discrètes. Ces calculs ne seront valides que si le pas angulaire  $\omega t$  définit une fréquence d'échantillonnage qui est supérieure à la fréquence caractéristique du signal échantillonné. Il faudra donc veiller tout particulièrement au rapport de la vitesse de rotation de la sonde sur la fréquence caractéristique des déplacements du VG. D'autre part, il sera nécessaire de veiller à ce que la sonde tournante fasse un nombre entier de tours pendant un cycle cardiaque, pour se ramener au cas d'un signal périodique. Dans le cas contraire, les résultats seront à considérer avec précaution en fonction des écarts avec cette hypothèse de périodicité.

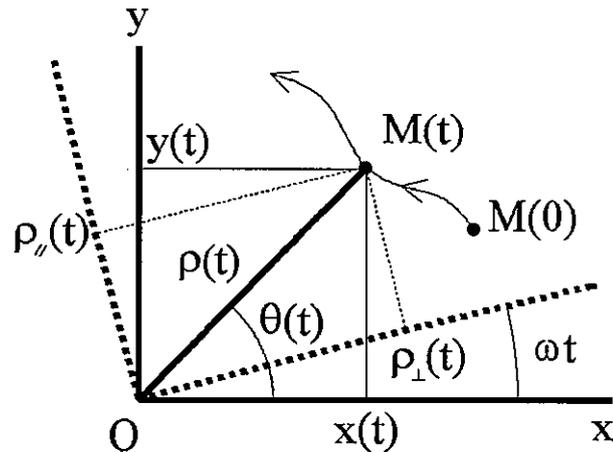


Figure 27 : Détermination de l'enveloppe  $\rho(t)$  et de la phase  $\theta(t)$  du mouvement de  $M$  à partir de la connaissance de  $\rho_{\perp}(t)$  et de  $\omega$ .

## 5. Du modèle statique au modèle dynamique

A l'ordre 0, le VG est modélisé par une sphère et son contour dans un plan est un cercle dont on sait déterminer le centre et le rayon par lissage par moindres carrés de Fourier. Les paramètres du modèle sont donc les coordonnées du centre de cette sphère ainsi que son rayon. Nous montrerons que l'on peut restituer le mouvement complet du centre de la sphère, ainsi que les variations de son rayon, à partir d'une séquence de cercles déduites d'images acquises avec une sonde tournante à vitesse constante.

A l'ordre 1, le VG est modélisé par un ellipsoïde ou une arachide qui complète le modèle sphérique par les données d'un axe d'inertie et d'une ellipticité. L'intersection de cet ellipsoïde par le plan de la sonde est une ellipse dont on sait déterminer le centre, le rayon moyen, l'axe et l'ellipticité par lissage du contour du VG à l'ordre 1. Nous montrerons qu'il est possible de restituer le mouvement complet de l'axe, ainsi que les variations de l'ellipticité, à partir d'une séquence de modules et phases du second coefficient de Fourier  $C_2$  extrait des images de la sonde tournante. On peut noter que ces nouveaux calculs à l'ordre 1 se superposent aux précédents à l'ordre 0, comme pour les interpolations spatiales ou temporelles simples.

Les calculs aux ordres supérieurs peuvent être poursuivis par récurrence en s'appuyant sur les résultats de l'ordre précédent. On aboutit ainsi à un modèle dynamique complet du VG. Nous présenterons quelques résultats préliminaires de cette reconstruction évolutive.

La stratégie de modélisation que nous proposons pour visualiser le volume du VG en temps réel ne peut être mise en oeuvre qu'en plusieurs étapes de plusieurs années chacune. Cette thèse doit donc être comprise comme une contribution à la réalisation d'objectifs à moyen terme qui peuvent donc être présentés sous la forme d'une consultation-fiction-résumée comme suit :

- le médecin utilise une sonde tournante capable de fournir plusieurs dizaines de coupes apicales différentes du coeur pendant un cycle cardiaque,
- après l'acquisition des images, il visualise en temps différé les coupes obtenues puis superpose manuellement sur celle de son choix un contour du VG,
- après validation de ce contour initial, apparaît sur l'écran une visualisation 3D du VG, en mouvement pendant un cycle reconstitué,
- si la représentation 3D est validée, les paramètres cardiologiques liés à la fonction ventriculaire sont calculés ; sinon, les acquisitions doivent être recommencées.

Il faut donc imaginer un ensemble matériel-logiciel de traitement rapide des images échographiques 3D capable de :

- réaliser des pré-traitements destinés à assurer une périodicité parfaite des données, afin de travailler avec des images et un électrocardiogramme réellement cycliques,
- suivre sur chaque coupe le contour du VG à partir de la seule donnée d'un contour initial tracé manuellement sur la meilleure coupe,
- interpoler entre tous les contours pour démêler les variations spatiales et temporelles de la sonde et du VG à partir des seules données de position et d'attitude de la sonde,
- reconstituer le volume du VG à la cadence vidéo et au rythme cardiaque, aussi rapidement que possible après l'initialisation manuelle du premier contour.

Les chapitres suivants présentent les résultats des travaux que nous avons réalisés, dans le cadre de cette thèse, pour contribuer à la réalisation de cet ensemble.

## IV. DONNÉES

---

Après un stage hospitalier au service de cardiologie de l'hôpital Trousseau de Tours, plusieurs séries d'images échocardiographiques numériques 2D (parasternales et apicales) ont été obtenues avec une carte d'acquisition Matrox PIP 1024 que nous avons interfacée avec un échographe Ultramark 9. Un premier programme a été alors développé pour tracer manuellement les contours du VG sur toutes ces images numériques. Nous avons ensuite conçu et fabriqué un mécanisme de mise en rotation d'une sonde annulaire autour de son axe par un moteur pas à pas, synchronisé sur l'échographe, pour compléter la chaîne d'acquisition. L'ensemble nous a permis d'obtenir une série d'images apicales, 3D cette fois, à l'issue d'une seconde campagne d'acquisition. Tous les contours du VG ont finalement été échantillonnés de façon optimale en utilisant l'interpolation de Shannon circulaire, après avoir mis au point un logiciel de tracé interactif du contour, basé sur cette méthode d'interpolation.

### A. ACQUISITIONS

Après avoir présenté l'échographe que nous avons utilisé pour nos travaux, nous décrivons pourquoi et comment nous avons complété ses équipements par un ensemble de numérisation des images et un mécanisme de mise en rotation de la sonde. Ces réalisations nous ont permis d'obtenir des images 2D et 3D dont nous reproduisons un échantillonnage.

#### 1. Echographe Ultramark 9 et sonde annulaire

Les deux échographes du service de cardiologie de l'hôpital Trousseau de Tours sont des Ultramark 9, échographes numériques haut de gamme fabriqués par la société américaine Advanced Technologies Laboratory (ATL). Chacun forme un ensemble autonome mobile, représenté sur la figure 29, muni d'un système de visualisation en temps réel d'images échocardiographiques auxquelles sont superposés l'ECG pour les positionner dans le cycle

cardiaque. Pour l'échocardiographie, les médecins utilisent surtout la sonde à balayage électronique, qui permet l'exploration Doppler. Mais nous lui avons préféré la sonde annulaire qui produit de meilleures images et dont la forme cylindrique se prête mieux à une mise en rotation.

La plupart des échographes utilisés dans les centres hospitaliers ou les cabinets privés ne permettent la sauvegarde des images des examens que sur magnéscope. Pour l'ensemble des utilisations différées des images, la qualité des enregistrements vidéo est largement suffisante. L'archivage a en effet lieu en quatre occasions : dans un but médical, pour suivre l'évolution de pathologies ou de traitements ; avec un objectif pédagogique, pour conserver des images peu courantes ou caractéristiques ; lors d'études systématiques, afin d'établir des statistiques ; ou encore pour permettre aux patients de garder un enregistrement de leur examen (cette utilisation est surtout répandue en échographie obstétrique prénatale). Pourtant, le stockage sur bande vidéo détériore considérablement la qualité des images produites par les échographes. Il est donc extrêmement pénalisant de devoir passer par une sauvegarde sur magnéscope pour digitaliser des images devant servir à la mise au point d'algorithmes de traitement. Des échographes numériques commencent à apparaître mais l'accès direct aux images digitales (stockées sans aucune dégradation sur disque, bande magnétique, ou même disque optique) reste encore l'apanage de gros centres de recherche médicale, essentiellement situés aux Etats-Unis. Sur l'Ultramark 9, il est possible de stocker dans la mémoire de l'échographe jusqu'à 62 images acquises à la cadence vidéo. Ainsi, les médecins peuvent visualiser, dans l'ordre et au rythme qu'ils désirent, une séquence recouvrant en moyenne 4 cycles cardiaques. Mais la seule sortie image disponible sur l'Ultramark 9 est la sortie vidéo destinée au moniteur de l'appareil, et aucune sortie spécialisée ne permet d'accéder directement aux images numériques.

Parmi toutes les sondes dont nous disposions, la sonde annulaire ATL était celle qui nous permettait d'obtenir la meilleure qualité d'image. La fréquence de 3,5 MHz du transducteur confère au faisceau ultrasonore une bonne pénétration, une bonne focalisation, ainsi qu'un bon pouvoir de résolution, permettant de séparer des structures distantes de moins de 1 mm. La seconde raison qui nous a conduit à utiliser une sonde oscillante tient à sa technologie même, qui facilite sa mise en rotation. En effet, pour imprimer au transducteur un mouvement oscillant constant, il est nécessaire de prévoir des "angles morts" de part et d'autre du secteur exploré par la sonde, de manière à ralentir, faire changer de sens, puis accélérer le capteur. L'angle de balayage est donc supérieur à l'angle d'acquisition, comme

indiqué sur la figure 28. Entre chaque acquisition d'image, on dispose ainsi d'une durée constante et connue, qui peut être mise à profit pour faire tourner la sonde. On s'affranchit alors de tous les problèmes de flou et de bougé engendrés par la rotation de la sonde pendant l'acquisition des images.

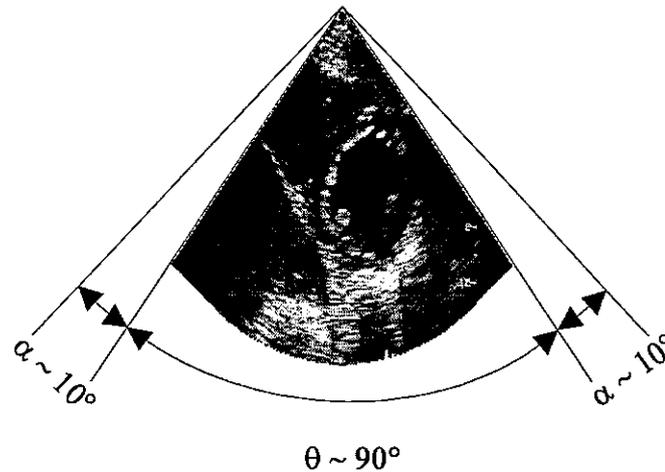


Figure 28 : Angle de balayage du transducteur.

## 2. Numérisation des images

L'Ultramark 9 n'étant pas équipé d'une sortie spécialisée autorisant la récupération directe des images, il nous a fallu imaginer un procédé qui nous permette d'acquérir des images numériques sans trop altérer leur qualité. Notre première idée était de récupérer les images digitalisées à l'intérieur même de l'appareil. Mais ce n'est guère possible du fait de la compacité des cartes électroniques qui le composent. Après avoir examiné l'échographe, ingurgité ses notices et téléphoné plusieurs fois aux techniciens d'ATL France, nous avons dû avec regret abandonner cette possibilité. Surtout que nous ne pouvions disposer à notre guise de l'échographe généreusement prêté par les cardiologues entre leurs consultations.

Nous nous sommes donc résolus à brancher un numériseur sur la seule sortie disponible : la sortie vidéo. Mais notre procédure de digitalisation tire parti d'une des caractéristiques propre à l'Ultramark 9, qui est de pouvoir numériser et stocker une séquence d'images en temps réel dans la mémoire de l'appareil. On peut alors parcourir cette séquence image par image, en disposant de tout le temps nécessaire pour leur observation. Nous utiliserons cette caractéristique pour digitaliser les images et les sauvegarder une par une sur un disque externe. Notre système d'acquisition était constitué des éléments suivants, comme

indiqué à la figure 29 :

- un échographe Ultramark 9,
- un câble BNC reliant la sortie vidéo de l'échographe à une carte de digitalisation,
- une carte de digitalisation Matrox PIP 1024,
- un micro-ordinateur de type IBM AT 386, équipé d'un disque dur de 20 Mo permettant de stocker jusqu'à 80 images.

Les images  $512 \times 512$  acquises avec la carte Matrox PIP 1024 sont codées sur 8 bits (256 niveaux de gris) et ont donc une taille d'environ 256 Ko, ce qui correspond à 8Mo pour une séquence de 32 images et 16 Mo pour une séquence de 62 images.

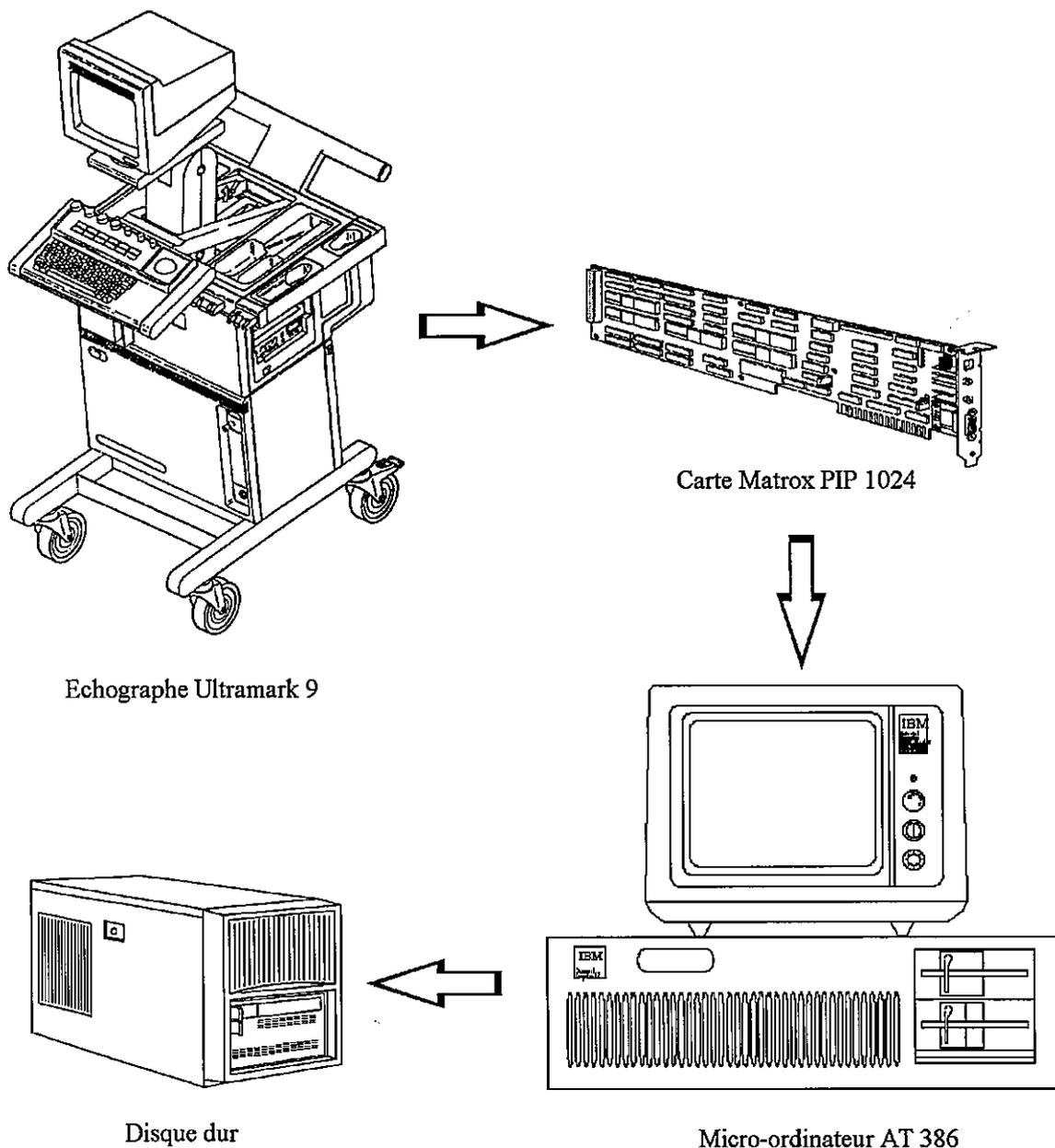


Figure 29 : Schéma du système d'acquisition des séquences d'images échocardiographiques.

Cet ensemble doit être complété par la station graphique que nous avons utilisée et dont les caractéristiques sont les suivantes :

- station SUN Sparc 2 équipée d'un microprocesseur SPARC cadencé à 40 MHz (28,5 MIPS et 4,2 MFLOPS),
- carte accélératrice graphique couleur GS (150 000 vecteurs 3D et 20 000 polygones ombrés par seconde, Z-buffer 16 bits),
- moniteur de 19 pouces, 24 bits couleur (possibilité d'afficher 16,7 millions de couleurs simultanément à l'écran), résolution 1280 × 1024,
- 32 Mo. de mémoire RAM,
- 1 Go de mémoire de masse (disque dur),
- lecteur de disques optiques et streamer 150 Mo.

Le micro-ordinateur, facilement transportable, a donc simplement servi de relais entre l'échographe et le disque de la station de travail. L'échange des images entre PC et station a été réalisé à travers un réseau ethernet TCP/IP, le PC étant connecté à ce réseau grâce au logiciel de communication PC/NFS<sup>SUN</sup>. Pour des raisons de portabilité et de performances, tous les programmes ont été développés en C et C++, sous environnement graphique XWindows, et en utilisant les bibliothèques graphiques 2D X11 et 3D Phigs<sup>SUN</sup>.

### 3. Réalisation d'une sonde tournante

Une des contraintes que nous nous sommes imposées était de mettre en rotation la sonde oscillante qui nous avait été confiée sans la détériorer. Nous nous sommes donc assurés auprès d'ATL France qu'elle pouvait supporter une vitesse de rotation maximale d'une dizaine de tour par seconde. Cette vitesse est largement suffisante pour notre application. Elle est d'autre part assez réduite pour ne pas introduire de disfonctionnement du capteur ni nécessiter de recalibrage de la sonde. Nous avons ensuite imaginé un système à deux fourreaux, la sonde étant insérée en force dans le premier qui tourne librement à l'intérieur du second grâce à des roulements. La rotation est réalisée par un moteur pas à pas fixé sur le second fourreau et qui est relié au premier par un système d'engrenages comme schématisée sur la figure 30. La réalisation matérielle du mécanisme a été confiée à l'atelier de mécanique de l'Université d'Orléans. Pour qu'on puisse tenir la sonde tournante à la main, comme une sonde ordinaire, des composants légers et peu volumineux ont été choisis. Les fourreaux ont été réalisés en matière plastique PVC et les roulements ont été sélectionnés pour leur compacité. A l'origine,

des roulements à aiguilles extra plats ont été montés ; pendant les essais, ils ont été remplacés par des roulements à billes, plus traditionnels, puis par de simples rondelles de plastique, afin de limiter les forces d'inertie. Les engrenages en plastique ont été choisis avec un rapport de 2 qui nous a paru être un bon compromis entre couple restitué et vitesse de rotation.

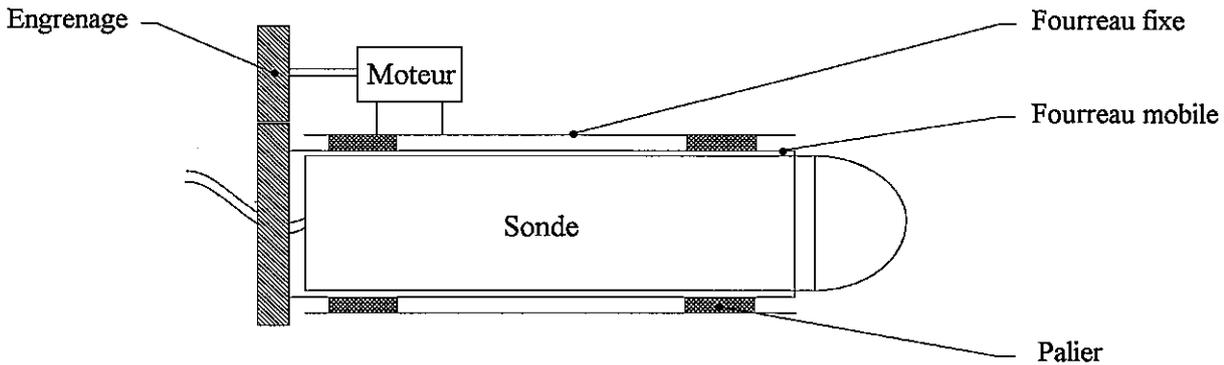
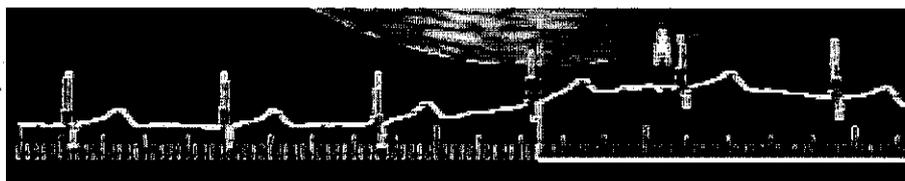


Figure 30 : Dispositif de mise en rotation d'une sonde oscillante 2D.

Le moteur pas à pas doit faire tourner la sonde d'un angle voulu entre deux acquisitions d'images, avec possibilité de retour arrière tous les deux tours afin d'éviter trop de torsion sur le câble qui regroupe les signaux de commande de la sonde. Il faut d'autre part qu'il soit suffisamment compact pour pouvoir être monté sur le fourreau externe. Son pas angulaire et sa vitesse de rotation sont choisis afin d'obtenir les déplacements angulaires voulus, avec un couple mécanique suffisant pour entraîner la sonde sans dérapage ni perte de pas. Nous avons adopté un moteur Escap P520 qui remplissait ces conditions tout en ayant un faible poids. Son pilotage est réalisé par un micro-ordinateur de type PC, grâce aux signaux de commande de la sonde. Une prise gigogne, intercalée entre le connecteur de la sonde et celui de l'échographe, permet de récupérer, directement à la sortie de la sonde, les signaux d'horloge, de synchronisation et d'inversion de sens du transducteur. Après mise en forme et adaptation d'impédance, ces signaux sont numérisés via une carte d'entrées/sorties placée dans le PC. Ils sont alors utilisés comme entrées du programme de contrôle de la rotation du moteur. Les contraintes de temps imposées par les signaux électroniques de la sonde nous ont obligés à développer un logiciel en assembleur et sous interruptions, afin de limiter les temps des calculs. Les sorties du programme sont les signaux de commande du moteur. Amplifiés par une carte de puissance, ce sont eux qui coordonnent la rotation du moteur pendant les changements de sens du transducteur.

#### 4. Données brutes

Une première campagne d'acquisition avec sonde fixe s'est déroulée le 17 janvier 1991, après les consultations de l'hôpital. Le docteur Christian Marchal a piloté l'examen. Les images ont été acquises sur un homme jeune (32 ans), de corpulence moyenne, et ne présentant pas de pathologie cardiaque. Son pouls était de 70, ce qui correspond à une durée de cycle cardiaque de 0,86 s. Le dispositif de digitalisation a permis la sauvegarde sur le disque dur de l'ordinateur de deux séquences d'images assez rapprochées pour pouvoir négliger les variations de rythme cardiaque entre les deux séquences. La première séquence a été acquise dans un plan transversal du VG (coupes parasternales) incluant les piliers cardiaques et la seconde séquence dans un plan longitudinal du VG (coupes apicales). Six images extraites de chacune de ces deux séquences acquises à la cadence vidéo, c'est à dire 24 images par seconde, sont présentées sur les planches 32a et 32b des pages suivantes. On y observe que l'ECG est incorporé à l'image échographique, (zoom sur la figure 31 ci-dessous) et qu'un curseur indique précisément la position de l'image dans le cycle cardiaque.



*Figure 31 : Repérage des images dans le cycle cardiaque.*

Un prototype de sonde annulaire tournante a été construit au LESI, qui a bénéficié du prêt d'un échographe Ultramark 4 de la part d'ATL France. Plusieurs essais à l'hôpital Trousseau ont cependant été nécessaires pour mettre au point la commande du moteur pas à pas, car les signaux de commande de la sonde sont différents sur les Ultramark 4 et 9. Finalement, 62 images ont été acquises lors d'une dernière campagne d'acquisition qui a eu lieu le 11 juin 1993 pendant la consultation d'un sujet jeune et sain par le Docteur Jean-Marie Pottier, à qui il avait été demandé d'aligner au mieux l'axe de la sonde avec celui du VG. Pour obtenir cet alignement, il fallait déplacer la sonde et son mécanisme d'entraînement afin que le contour du VG observé sur l'écran de l'échographe soit positionné au centre du secteur angulaire balayé. En effet, le transducteur oscillant symétriquement de part et d'autre de l'axe de la sonde, celui-ci est matérialisé sur l'image échocardiographique par l'axe de symétrie du secteur balayé. Nous montrerons au chapitre 4 page 147 que cet alignement a été obtenu à mieux de 10 degrés.

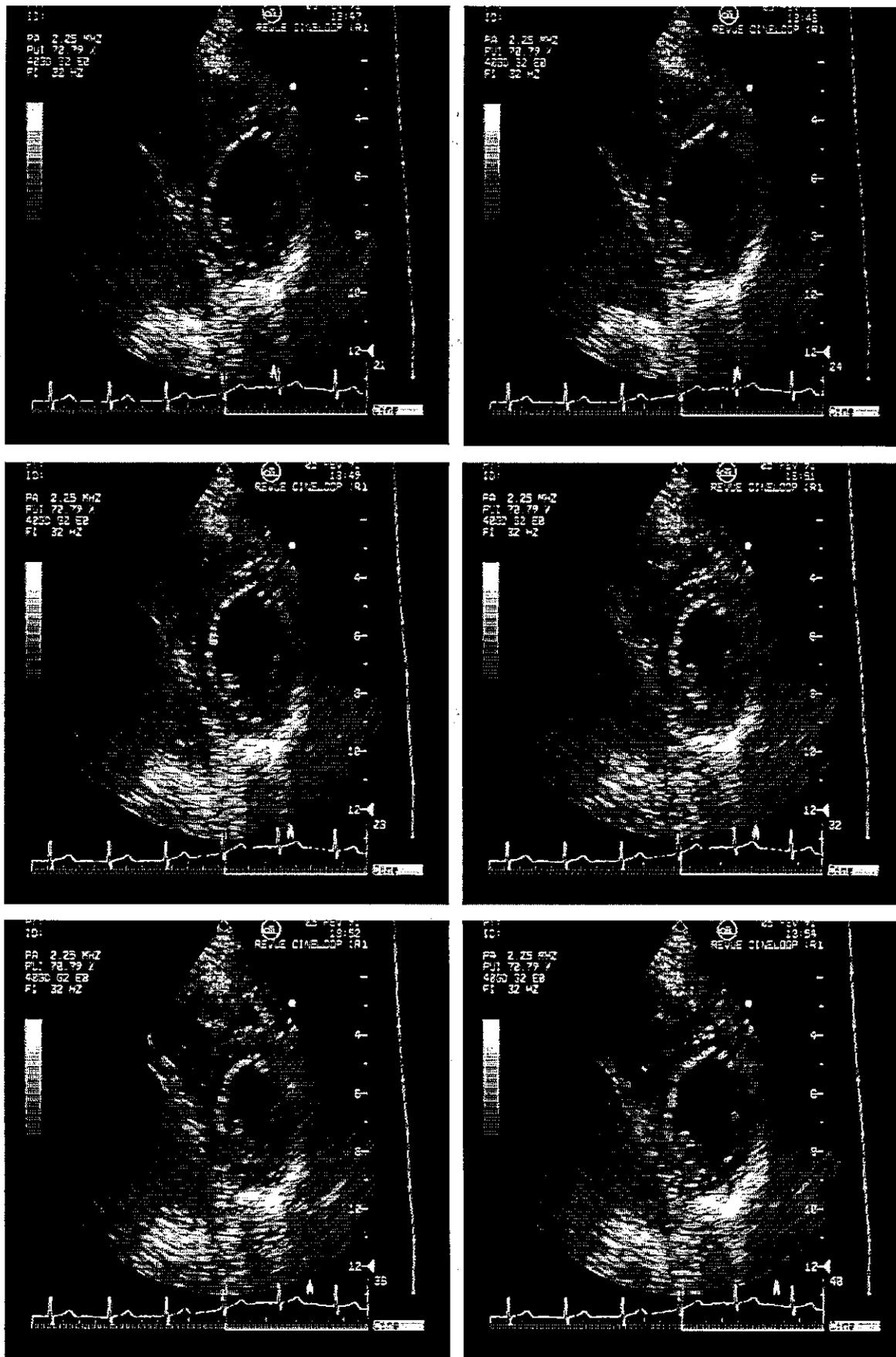


Figure 32a : Coupes parasternales avec piliers cardiaques, extraites d'une séquence de 24 images couvrant un cycle cardiaque complet.

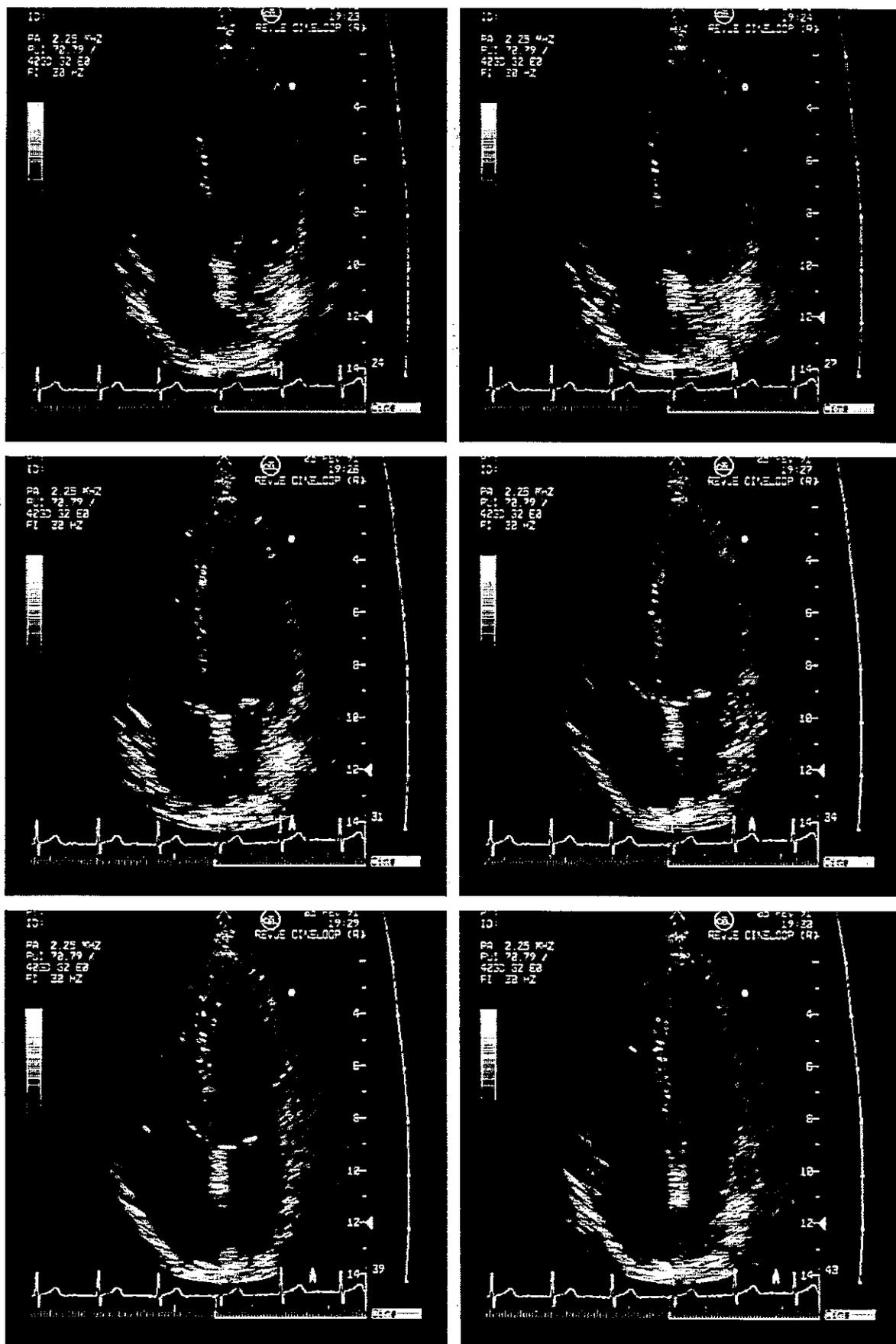


Figure 32b : Coupes apicales extraites d'une séquence de 24 images couvrant un cycle cardiaque complet.

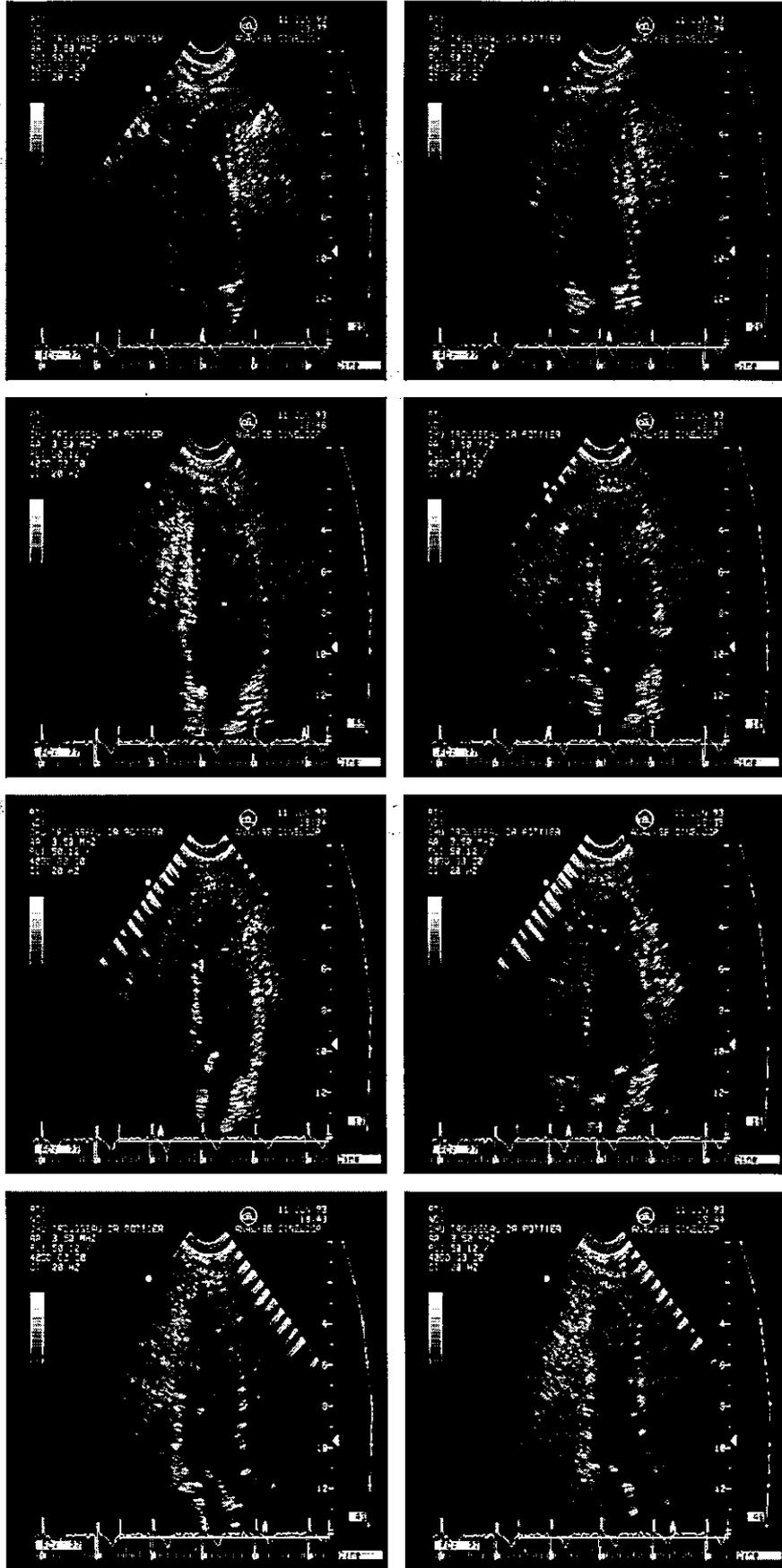


Figure 33 : Images numéros 25, 28, 55, 10, 13, 16, 43 et 46 de la séquence 3D.

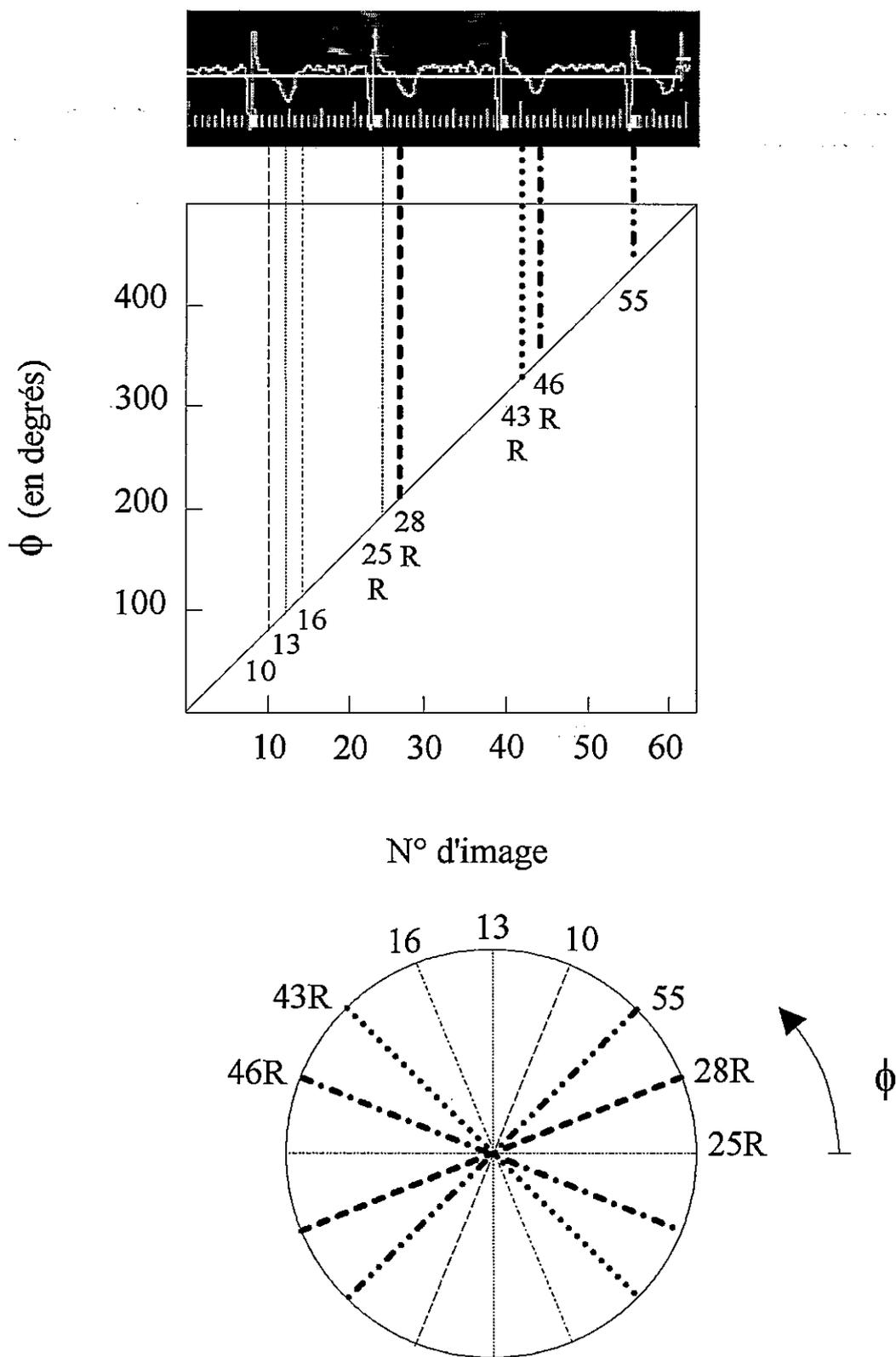


Figure 34 : Dans une séquence de 62 images, sélection de 8 images pour représenter le VG en phase diastolique.

Les 62 images apicales de la séquence ont été acquises à la cadence vidéo (24 images par seconde) sur 4 cycles cardiaques successifs de durée moyenne 0,65 seconde. Pendant l'enregistrement, la sonde a régulièrement tourné d'environ 500 degrés, ce qui correspond à une vitesse moyenne de 0,6 tour par seconde. La figure 34 de la page précédente indique le numéro des images de la séquence en fonction de l'angle de rotation de la sonde. Dans cette séquence, il est aisé de sélectionner des images équiréparties en rotation qui correspondent au VG supposé immobile en phase diastolique. Nous utiliserons par la suite les images n° 10, 13, 16, 25, 28, 43, 46 et 55 qui sont reproduites sur la figure 33. Certaines d'entre elles (marquées R) doivent être retournées pour pouvoir être considérées comme acquises entre 0 et 180°.

Cette acquisition d'images sur 4 cycles ne se justifiait que pour démontrer la faisabilité d'une reconstruction du ventricule par sonde rotative. Elle a, de ce point de vue, pleinement rempli son rôle. Mais il est bien évident que, dans le cadre de la réalisation industrielle d'une sonde 2D tournante, il faudra faire tourner le capteur oscillant plutôt que la sonde complète. L'inertie des parties mécaniques sera alors considérablement réduite, permettant ainsi d'augmenter de manière très significative la vitesse de rotation.

## B. PRÉ-TRAITEMENTS

Dès que nous avons disposé d'images sur notre station de travail, nous avons mis au point des procédures d'affichage et d'animation des séquences. Nous avons ensuite extrait l'ECG sur chaque image pour la positionner dans le cycle cardiaque et mesurer la période de ce cycle. Mais l'essentiel des pré-traitements a consisté à mettre au point un logiciel de tracé manuel du contour avec la souris. Finalement, les données des images et des contours ont été formatées puis enregistrées dans des fichiers séparés.

### 1. Logiciel de visualisation

Notre logiciel interactif de visualisation des séquences permet de régler le contraste et la luminosité des images affichées, afin de faire ressortir ou au contraire d'atténuer certaines portions des images. Une animation est obtenue en affichant les images à une vitesse proche de la cadence vidéo, de manière à bien appréhender la continuité temporelle des séquences.

Cette animation peut être ralentie et même stoppée de manière à sélectionner et observer une suite d'images particulières, ou une image isolée. Enfin, quelques traitements élémentaires ont été implantés, comme la détermination des histogrammes, le seuillage ou l'inversion des images. A titre d'illustration, la figure 35 présente un exemple d'exécution de ce programme de visualisation de séquences d'images.

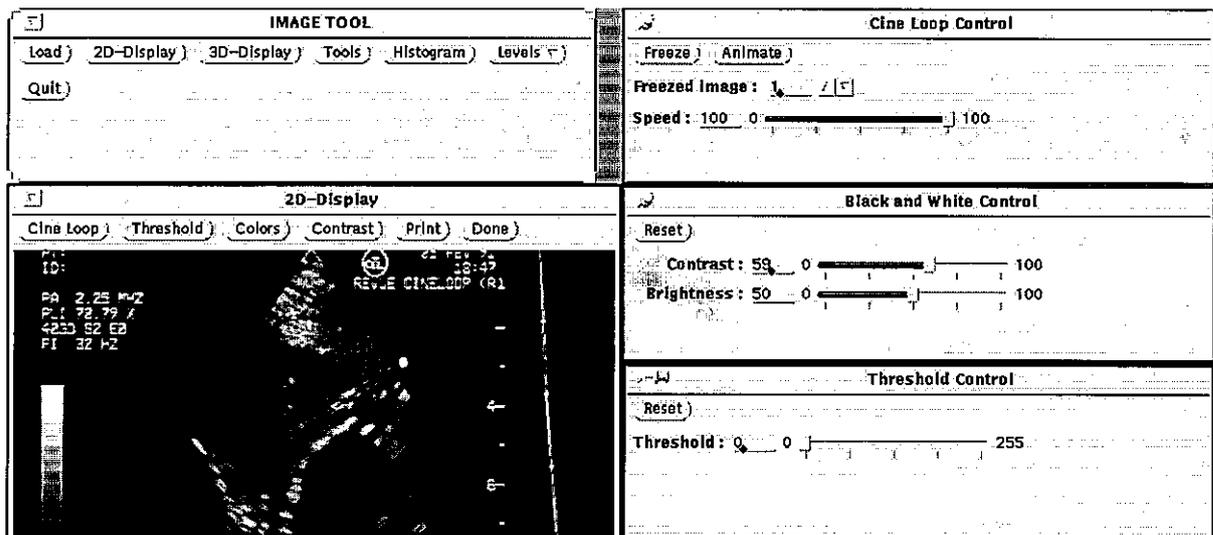


Figure 35 : Exemple d'exécution du programme de visualisation des séquences d'images.

## 2. Extraction de l'ECG

Sur les images produites par l'Ultramark 9, la position fixe de l'ECG ainsi que le contraste important entre son tracé et le fond (blanc sur noir) permettent son extraction automatique. La procédure est la suivante :

- réduction de l'image  $512 \times 512$  à la portion contenant le tracé de l'ECG,
- extraction du tracé de l'ECG par détection d'un front de niveau de gris vertical sur l'image réduite (sur les colonnes de l'image, détection d'un front d'une valeur proche de 0 à une valeur proche de 255),
- échantillonnage de la courbe obtenue,
- sur cette courbe, superposition du curseur indiquant la position de chaque image dans le cycle cardiaque (le curseur étant détecté dans l'image par une méthode similaire à celle d'extraction de l'ECG).

Cet algorithme a été utilisé pour mesurer la durée du cycle cardiaque et positionner chaque image d'une séquence selon deux méthodes. La première, rapide, ne considère que l'ECG

d'une seule image par cycle et seul le curseur est recherché dans les autres images pour positionner celles-ci dans le cycle. La seconde méthode procède à des moyennages d'ECG sur toutes les images d'un cycle pour diminuer le rapport signal sur bruit et aboutir à un repérage plus précis.

### 3. Tracé manuel des contours du VG

Une fois les séquences d'images affichées, et avant même de mettre en oeuvre un quelconque algorithme de détection ou de suivi, nous avons essayé de dessiner les contours du VG à la main. Pour ce faire, nous avons complété notre logiciel de visualisation d'images par un logiciel de tracé avec souris. Deux procédures ont été développées. La première consiste à tracer librement une courbe, en déplaçant la souris tout en maintenant un de ses boutons enfoncé. Mais les contours sont souvent discontinus et imprécis, du fait de la trop grande latitude des mouvements de la souris. La seconde méthode réalise un meilleur contrôle de ces déplacements en permettant de tracer de petits segments de droite pour définir le contour. Après un positionnement correct du curseur, une première pression sur le bouton gauche de la souris ancre une extrémité du segment. En déplaçant la souris, une ligne de longueur variable est tracée entre l'extrémité ancrée et le curseur. Lorsque la ligne dessinée est satisfaisante, une seconde pression sur le bouton ancre la deuxième extrémité de la droite, et initialise le point d'ancrage de la ligne suivante. Ainsi, les contours tracés sont continus et plus précis, à condition bien sûr que les segments dessinés soient assez courts et en nombre suffisant.

Ces deux procédures de tracé ont été complétées par d'autres qui permettent à l'utilisateur d'initialiser, corriger, modifier, effacer, puis finalement sauvegarder les contours dessinés. Pour l'initialisation, par exemple, nous avons utilisé un algorithme de courbes de niveaux sur une image réduite par moyennage de pavés de  $16 \times 16$  pixels de l'image initiale. Chaque courbe est définie comme l'intersection d'un plan à niveau constant avec la surface définie par les valeurs des niveaux de gris de l'image, comme illustré sur la figure 36a de la page ci-contre. Un curseur permet à l'utilisateur de faire varier continûment l'altitude du plan intersection. Une fois la hauteur de ce plan choisie, le meilleur contour (fermé ou non) est alors sélectionné par simple cliquage au voisinage du contour, puis affiché seul sur l'image d'origine (figure 36b). Cette méthode réduit le travail parfois délicat occasionné par le tracé complet et *in abstracto* d'un contour. Nous l'avons utilisée pour initialiser nos contours.

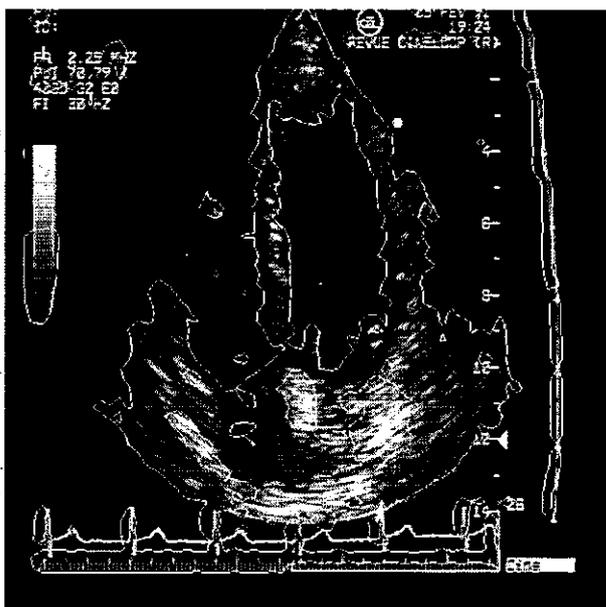


Figure 36a : Exemple de résultat de l'algorithme de tracé de contour approché par courbes de niveaux.

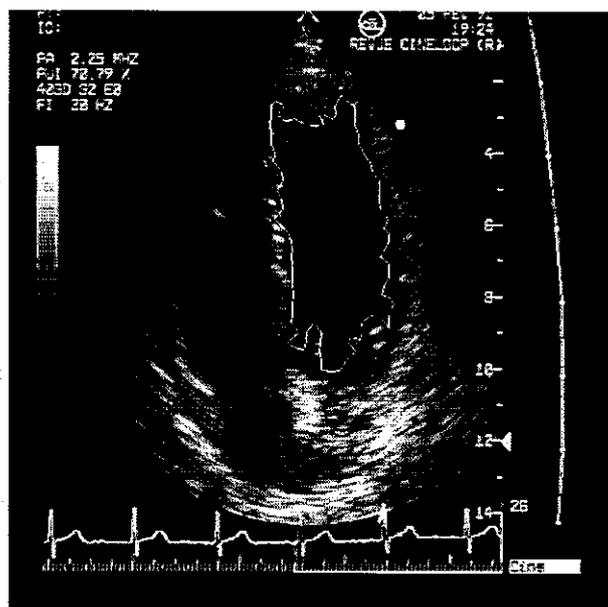
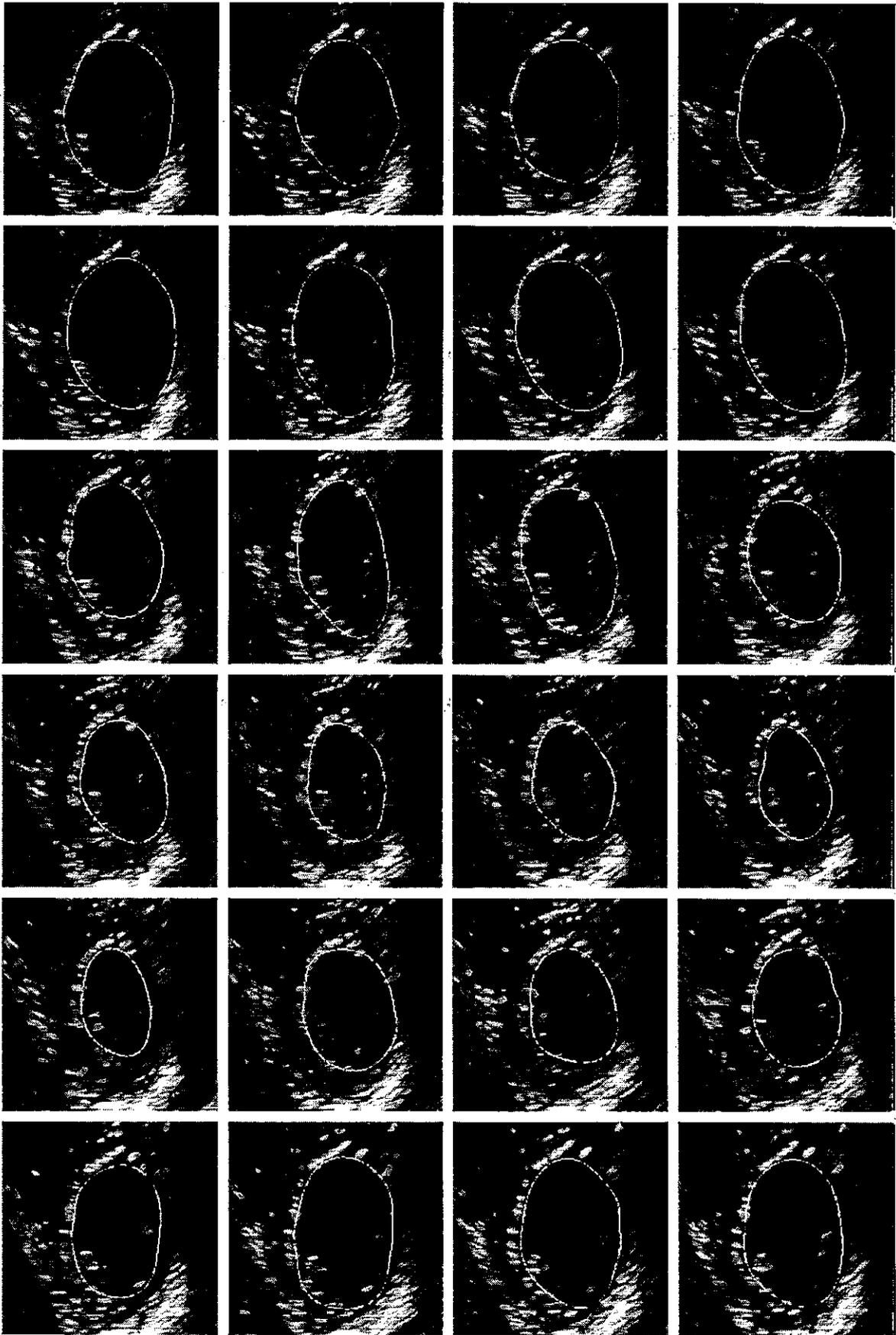


Figure 36b : Exemple de résultat de l'algorithme de tracé de contour approché après sélection du contour par le médecin.

La figure 37 de la page suivante présente des contours manuels qui ont été tracés sur la première séquence d'images parasternales avec sonde fixe. Pour visualiser un seul cycle cardiaque débutant en phase diastolique, 24 images sur 32 ont été sélectionnées. Nous avons choisi de tracer manuellement les contours en faisant abstraction des muscles papillaires (piliers) pour insister sur le caractère subjectif des tracés.

La planche 38 de la page 93 reprend les 8 images apicales qui ont été sélectionnées dans la séquence acquise avec la sonde tournante. Comme expliqué page 87, ces images du VG en phase diastolique sont réparties sur un tour de sonde et il faut retourner les deux premières et les deux dernières pour qu'elles puissent être considérées comme équiréparties angulairement sur un demi-tour seulement. Ce panneau illustre à nouveau le caractère incertain des contours, et justifie notre choix de travailler à partir de tracés manuels.

D'ailleurs, sur l'exemple de ces deux séquences pourtant représentatives des images échocardiographiques, on imagine mal quel algorithme de détection automatique de contour serait capable de donner des résultats acceptables par les médecins.



*Figure 37 : Séquence de 24 images parasternales couvrant un cycle cardiaque complet. Les contours manuels ont été superposés aux images.*

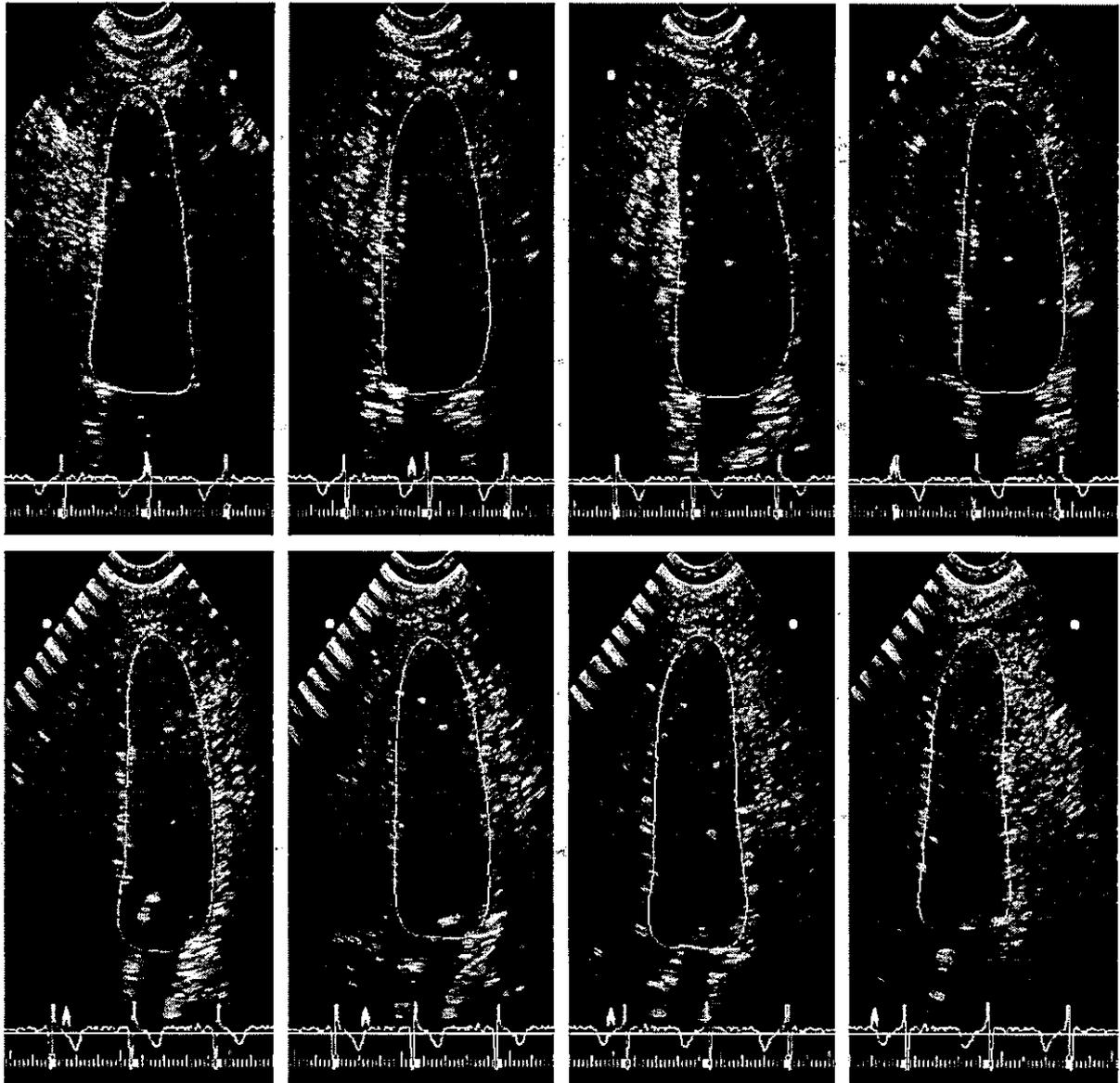


Figure 38 : Superposition des contours manuels sur les 8 images de la séquence 3D.

#### 4. Formatage des données

Une fois le rapatriement des données sur le disque de la station effectué, notre premier travail a été de normaliser les images, de manière à les rendre conformes aux recommandations préconisées par le GdR 134 du CNRS "Traitement du Signal et Images" afin de pouvoir échanger nos données et logiciels avec d'autres laboratoires. Ce format "GdR image" comprend un entête de 256 octets qui rassemble toutes les caractéristiques des images [79].

A chaque fichier image est associé un fichier au format "GdR signal" où sont enregistrées les coordonnées des  $N$  points qui définissent le contour tracé manuellement à la

souris, l'origine des coordonnées étant prise dans le coin inférieur gauche de l'image (dernière ligne, première colonne). Ce format est le suivant :

- entête GdR de 512 octets,
- $N$  entiers (4 octets) représentant les abscisses des points du contour,
- $N$  entiers représentant les ordonnées des points du contour.

$N$  dépend de la longueur du contour ; il est souvent de plusieurs centaines.

Un second fichier est associé à chaque image. Il est constitué d'un échantillonnage plus restreint du contour manuel, à savoir 64 échantillons équirépartis angulairement autour de leur centre d'inertie. Ce second fichier a la structure suivante :

- entête GdR de 512 octets,
- 64 réels (64 x 8 octets) représentant les abscisses des échantillons du contour,
- 64 réels représentant les ordonnées des échantillons du contour.

Nous allons maintenant présenter la procédure d'échantillonnage que nous avons utilisée, ainsi que le logiciel d'ajustement interactif du contour qui lui est associé.

## C. ÉCHANTILLONNAGE DES CONTOURS DU VG

Chaque contour manuel quasi-continu doit être caractérisé par un nombre d'échantillons aussi réduit que possible pour permettre sa reconstitution avec une bonne précision. Se pose alors le problème de l'échantillonnage optimal relativement à une précision donnée qu'il faut définir. Pour répondre à ce problème, nous proposons une méthode d'échantillonnage basée sur la comparaison entre le contour continu initial et le contour déduit d'un échantillonnage par interpolation de Shannon circulaire. Cette comparaison nous a naturellement conduit à développer un logiciel souple et rapide de modification interactive d'un tracé manuel initial.

### 1. Principe de la méthode d'échantillonnage optimal

Précisons le raisonnement de la page 58 en conservant les notations. Une fonction réelle positive continue  $\rho(\theta)$  périodique- $2\pi$ , dérivable seulement un nombre fini de fois, est complètement caractérisée par la suite finie  $(C_0, C_1, \dots, C_N)$  de ses coefficients de Fourier complexes (hormis  $C_0$  et  $C_N$  qui sont réels) jusqu'à la fréquence angulaire de Nyquist  $N/(4\pi)$ . Elle l'est également par les  $2N$  échantillons réels  $\{\rho_n\}$  angulairement équirépartis sur le support

d'échantillonnage  $\{\theta_n = \pi n/N\}$ ,  $0 \leq n \leq 2N-1$ , qui se déduisent des coefficients de Fourier par transformée de Fourier discrète (TFD). Il est ici très important de noter la stricte équivalence entre une reconstitution de  $\rho(\theta)$  par sa série de Fourier usuelle (formule (1) de la page 56) et une reconstitution par interpolation de Shannon circulaire entre tous les échantillons périodisés- $2N$  (formule (4) de la page 58).

Si l'interpolation de Shannon est maintenant réalisée entre les seuls échantillons pairs, par exemple, la nouvelle fonction interpolée  $\rho_M(\theta)$  oscillera autour de  $\rho(\theta)$  avec un décalage nul aux échantillons pairs et de plus grande amplitude au voisinage des échantillons impairs. L'écart-type  $\epsilon_N$  de ces amplitudes est une mesure de l'erreur moyenne d'interpolation commise. On peut l'estimer par l'écart-type des différences d'amplitudes, mesurées aux échantillons impairs manquants, entre la fonction continue initiale  $\rho(\theta)$  et la fonction interpolée  $\rho_M(\theta)$ . Si  $N$  est un multiple de 4, le support d'interpolation peut à nouveau être réduit de moitié en ne conservant que les échantillons dont le numéro d'ordre est un multiple de 4. L'erreur moyenne d'interpolation  $\epsilon_{N/2}$  pourra être mesurée sur les échantillons situés aux milieux des intervalles définis par le nouveau support, c'est-à-dire dont le numéro d'ordre est 2, 6, 10, ...,  $2(n+1)$ . Et ainsi de suite : à chaque nouvelle dichotomie du pas d'échantillonnage on associe une erreur d'interpolation qui est mesurable sur les échantillons juste supprimés. Si  $N$  est une puissance entière de 2, on peut réaliser successivement  $L = \log_2 N$  dichotomies ( $N = 2^L$ ). Les figures 39a et 39b suivantes illustrent ces opérations successives de sous-échantillonnage de  $\rho(\theta)$  et indiquent comment augmente l'erreur d'interpolation qui est ici exprimée en pourcentage d'amplitude.

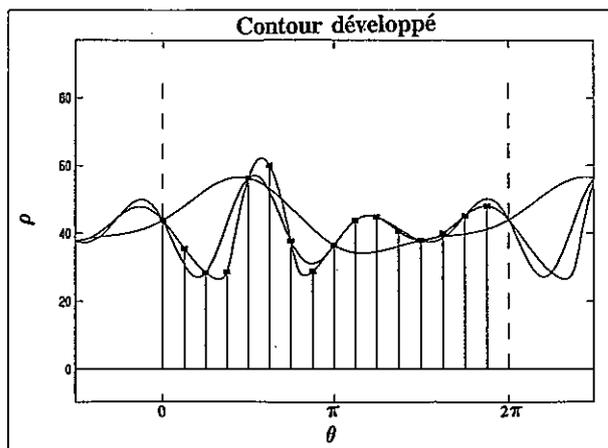


Figure 39a : Sous échantillonnage de la courbe développée  $\rho(\theta)$  en fonction de l'ordre de troncature  $K$ .

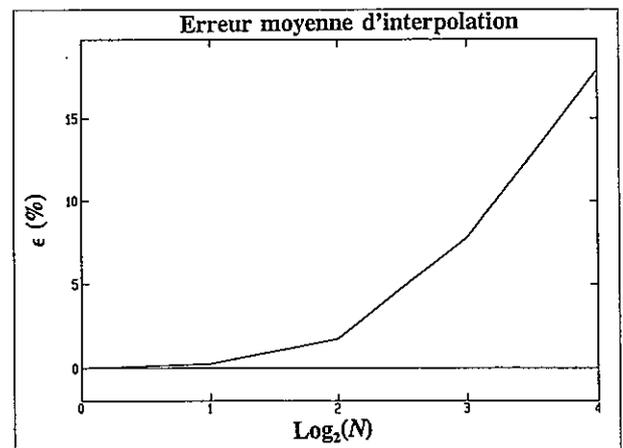


Figure 39b : Erreur d'interpolation exprimée en pourcentage en fonction de l'ordre de troncature  $K$ .

La fonction  $\rho(\theta)$  est donc caractérisée sans approximation par  $2N$  échantillons, et avec une erreur d'interpolation mesurable lorsque ce nombre d'échantillons est réduit par doublements successifs du pas d'échantillonnage.

Ces opérations sur une fonction continue périodique- $2\pi$  peuvent être transposées à un contour continu fermé en considérant son développement polaire autour d'une origine interne. Mais on peut associer à un contour fermé continu donné autant de fonctions périodiques  $\rho(\theta)$  qu'il y a d'origines internes possibles, en excluant bien entendu les origines qui entraînent des multivaluations. Ce contour est alors caractérisé par les coordonnées de l'origine choisie et par les échantillons nécessaires à l'interpolation de Shannon avec la précision requise. A chaque origine est associée une fréquence de Nyquist, et donc un nombre initial d'échantillons, ainsi que des erreurs d'interpolation différentes lorsque ce nombre initial est réduit. Il lui correspond également un premier coefficient de Fourier  $C_0$  qui est le rayon du cercle MC des échantillons ; nous proposons d'exprimer par la suite l'erreur d'interpolation en pourcentage de  $C_0$ . En choisissant pour origine le centre d'inertie des échantillons du contour, les oscillations sont réduites car on réalise une compression d'information vers les basses fréquences [84]. Avec une telle origine, la fréquence de Nyquist et l'erreur d'interpolation sont donc minimisées. Toutes choses égales par ailleurs, la caractérisation du contour continu est donc optimisée en choisissant son centre d'inertie.

La technique d'échantillonnage d'un contour continu par interpolation de Shannon est réalisée de la manière suivante. On se fixe tout d'abord une valeur plafond (en pourcentage) pour l'erreur moyenne d'interpolation, et on localise itérativement le centre d'inertie du contour par un algorithme rapide que nous décrirons au prochain chapitre. Puis on échantillonne le contour avec 4 échantillons angulairement équirépartis autour de cette origine. On calcule alors les valeurs interpolées entre 2 échantillons sur les 4 initiaux. Cela permet d'estimer l'erreur d'interpolation ainsi commise par l'écart-type des 2 écarts, sur les 2 échantillons restants, entre contour initial et contour interpolé. Cette erreur étant certainement supérieure à la valeur plafond fixée, on recommence par dichotomie avec 8 échantillons, puis on compare les rayons des 4 nouveaux échantillons avec les valeurs correspondantes calculées par interpolation de Shannon entre les 4 échantillons précédents. L'écart type de ces 4 écarts radiaux fournit une nouvelle estimation de l'erreur d'interpolation avec 8 échantillons. L'algorithme est stoppé lorsque la plus grande erreur d'interpolation sur l'ensemble des échantillons est inférieure à la valeur plafond. Cette méthode dichotomique implique donc de disposer d'un nombre d'échantillons en puissance entière de 2.

En pratique, les valeurs interpolées du contour aux milieux des  $N$  intervalles d'un support d'échantillonnage sont calculées en deux étapes. Les  $N+1$  coefficients de Fourier sont tout d'abord calculés par TFD de dimension  $2N$  puis l'interpolation de Shannon est calculée par TFD inverse de dimension double  $4N$  sur le tableau des coefficients complété par des zéros. On aboutit à une méthode particulièrement simple de caractérisation d'un contour dont l'efficacité est illustrée sur les figures 40a et 40b pour un exemple de contour convexe  $\rho(\theta)$  défini par 1024 échantillons.

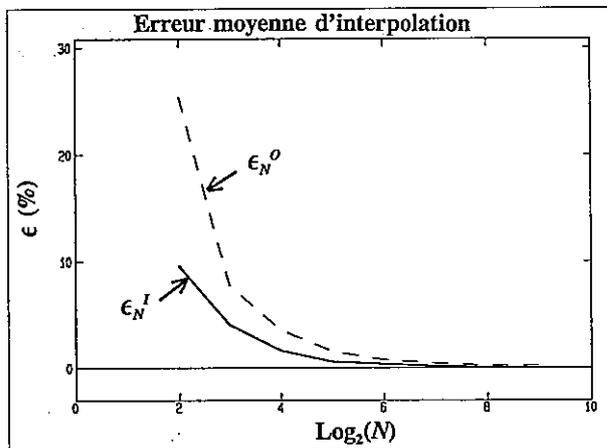


Figure 40a : Erreurs moyennes d'interpolation  $\epsilon_N^O$  et  $\epsilon_N^I$  obtenues à partir d'une origine quelconque  $O$  et du centre d'inertie.

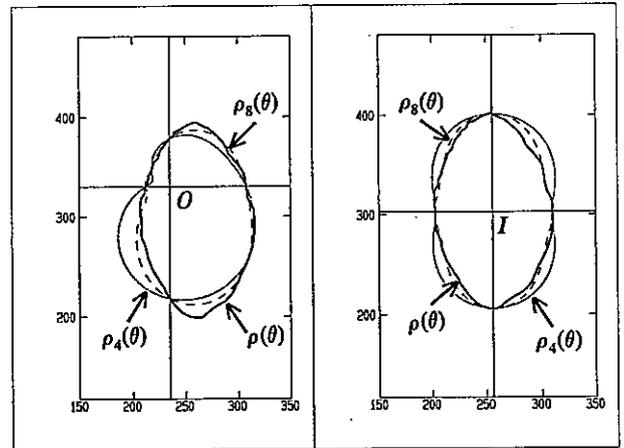


Figure 40b : Contours  $\rho(\theta)$ ,  $\rho_4(\theta)$ ,  $\rho_8(\theta)$  obtenus à partir d'une origine quelconque  $O$  puis du centre d'inertie  $I$ .

Sur la partie gauche sont tracés  $\rho(\theta)$  ainsi que les contours interpolés  $\rho_4(\theta)$  et  $\rho_8(\theta)$ , entre respectivement  $N=4$  et  $N=8$  échantillons équirépartis, à partir d'une origine quelconque  $O$ . Les erreurs moyennes d'interpolation  $\epsilon_N^O$  sont reportées, sur la courbe en trait pointillé de droite, pour toutes les valeurs de  $N$  obtenues par dichotomies à partir de 1024. Les erreurs relatives obtenues avec le centre d'inertie  $\epsilon_N^I$ , sont également représentées sur ce graphique, en trait plein. On constate qu'elles sont pratiquement réduites de moitié, ce qui peut être visuellement observé, toujours pour  $N=4$  et  $N=8$ , sur les contours de la partie milieu de la figure. Pour fixer les idées, 32 échantillons induisent une erreur d'interpolation de 1,8 % avec l'origine  $O$  mais cette erreur est réduite à seulement 0,5 % avec le centre d'inertie  $I$ .

## 2. Echantillonnage initial des contours

La méthode précédente a été utilisée sur toutes nos images 2D et 3D. Chaque contour

manuel tracé à la souris a tout d'abord été défini avec 512 échantillons par interpolation linéaire entre les échantillons disponibles. Après localisation du centre d'inertie, l'application de l'algorithme de dichotomie a permis de déterminer que les contours parasternaux avec piliers et apicaux étaient caractérisés à mieux de 1 % d'erreur d'interpolation par seulement 32 échantillons, et à mieux de 5 % par 16 échantillons. Pour les contours parasternaux sans piliers, plus simples, le nombre d'échantillons nécessaires est réduit de moitié, comme indiqué dans le tableau ci-dessous :

PRECISION	CONTOUR APICAL	CONTOUR PARASTERNAL	
		SANS PILIERS	AVEC PILIERS
1 %	$N = 32$	$N = 16$	$N = 32$
5 %	$N = 16$	$N = 8$	$N = 16$

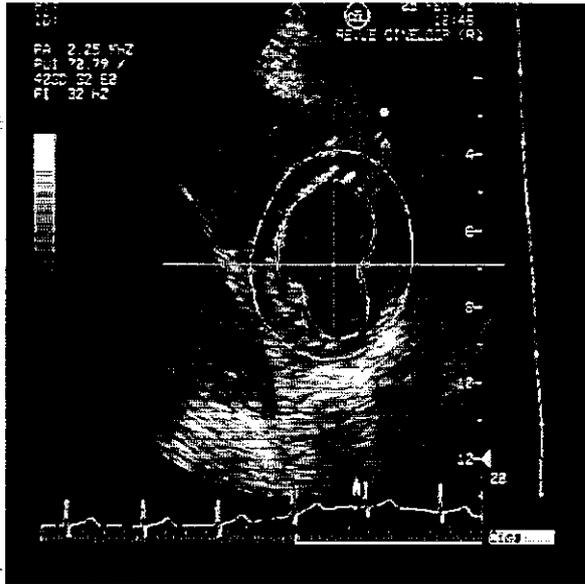
Ce résultat est illustré sur les deux planches des pages suivantes où sont superposés aux images (parasternales pour la figure 41a et apicales pour la figure 41b) le contour manuel, d'une part, et les contours interpolés par la méthode de Shannon entre 8, 16, 32 et 64 échantillons. Il apparaît effectivement que les contours interpolés sur 32 échantillons (16 pour les parasternaux sans piliers) sont visuellement indiscernables des contours réels. Toutefois, par sécurité, nous avons échantillonné tous les contours manuels avec un nombre double d'échantillons.

L'interpolation de Shannon circulaire fournit donc naturellement une méthode d'échantillonnage avec quantification de l'erreur commise en cas de sous-échantillonnage. Comparée à l'interpolation par B-splines, c'est une méthode globale dans le sens où tous les échantillons interviennent, étant entendu que les plus proches de la zone d'interpolation sont prépondérants puisque le poids de chacun diminue globalement comme la fonction sinus cardinal. Ceci lui confère un sens physique, relativement à la rigidité du contour, que nous avons utilisé pour mettre au point un algorithme de modification interactive d'un tracé initial.

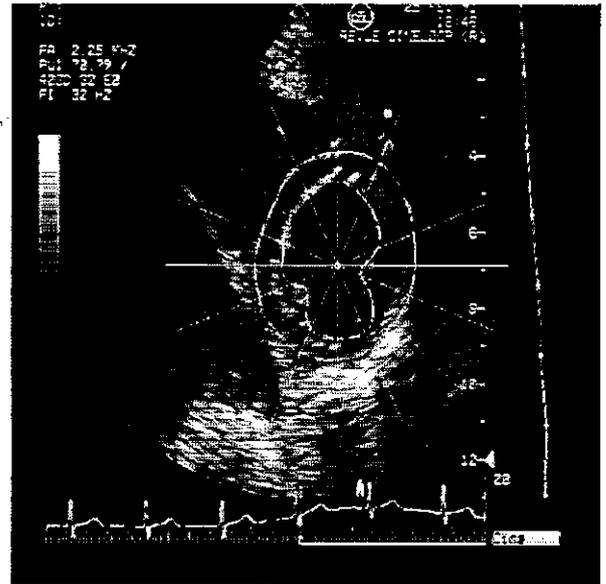
### 3. Echantillonnage final des contours

Etant donné les zones d'incertitude sur un contour, il est important de fournir au médecin toute facilité pour modifier un contour du VG qui a déjà été directement tracé à la main. Ce contour est caractérisé à mieux de 1 % par 16 ou 32 échantillons mais nous

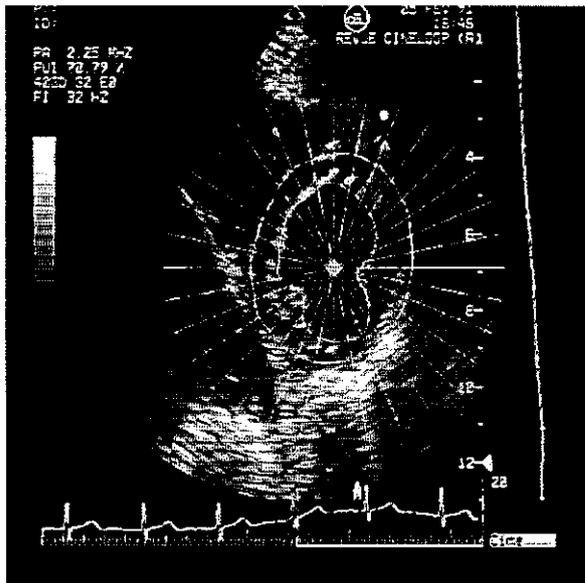
disposons d'un nombre double d'échantillons. L'objectif est maintenant de pouvoir modifier un des échantillons caractéristiques en propageant la modification sur les échantillons voisins de telle sorte que le contour modifié garde globalement la même forme. Nous utilisons pour ce faire une propriété de l'interpolation de Shannon qui peut *a priori* apparaître comme un handicap : les oscillations.



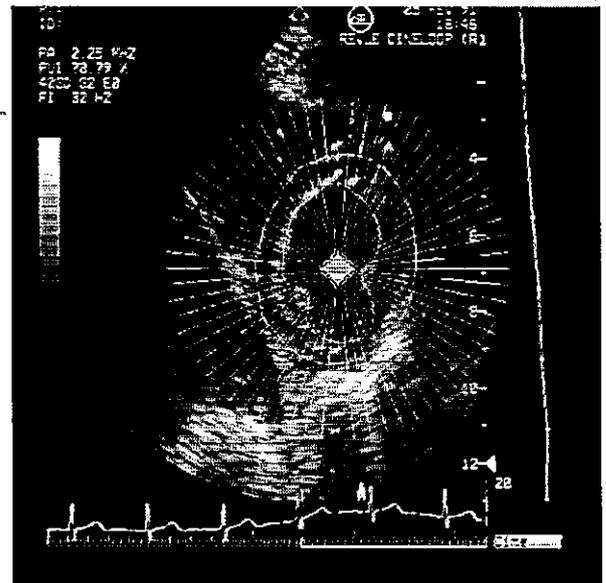
N=8



N=16

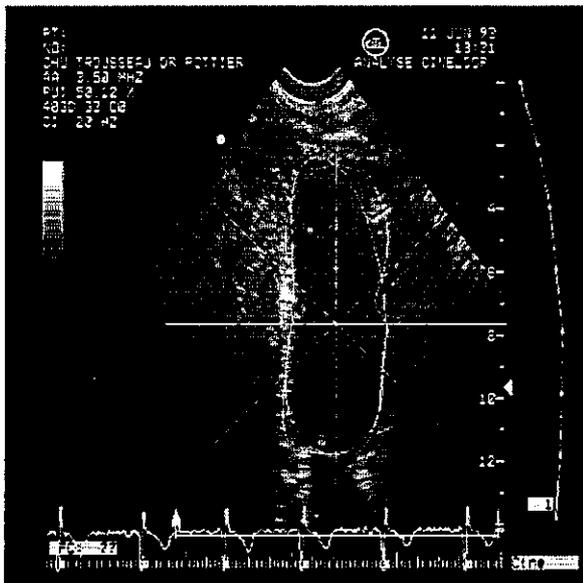


N=32

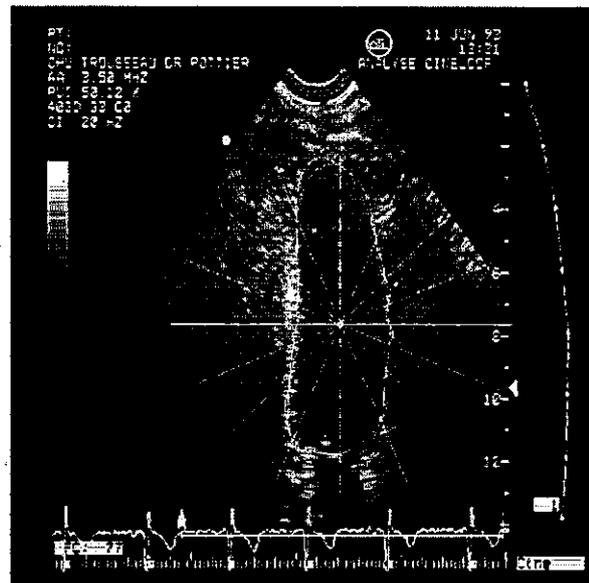


N=64

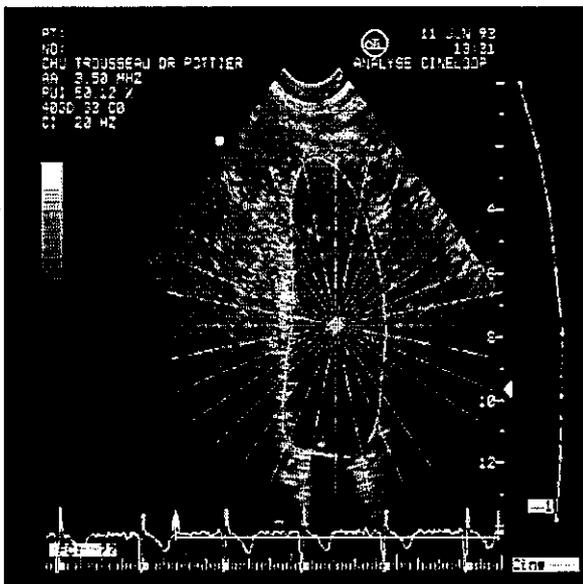
Figure 41a : Détermination de l'échantillonnage optimal des coupes parasternales, avec et sans piliers.



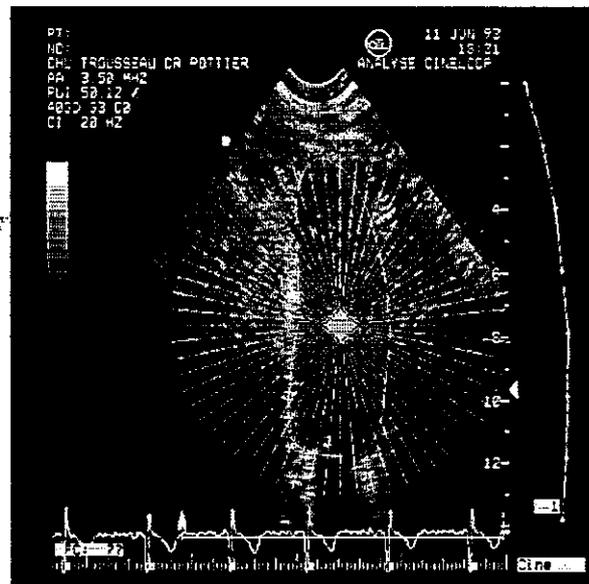
N=8



N=16



N=32



N=64

Figure 41b : Détermination de l'échantillonnage optimal des coupes apicales.

#### a. Principe

Pour fixer les idées, prenons l'exemple du contour parasternal sans piliers de la figure 41a ci-contre. Le contour manuel initial est défini par 32 échantillons angulairement équirépartis autour de leur centre d'inertie et caractérisé à mieux de 1% par les 16 échantillons pairs. En réalisant une interpolation de Shannon circulaire sur ces 16 échantillons pairs, on retrouve pratiquement les valeurs des 16 échantillons impairs : les écarts entre échantillons

impairs sont négligeables car, en moyenne quadratique, inférieurs à 1 % du rayon moyen du contour. Si maintenant on déplace radialement un des 16 échantillons caractéristiques, le nouveau contour interpolé oscille autour du précédent avec un écart d'allure en sinus cardinal centré sur l'échantillon perturbé, comme indiqué sur la figure 42a. L'amplitude générale de ces oscillations décroissantes est d'autant plus forte que la perturbation est importante. Pour en limiter l'ampleur, il faut déplacer radialement les échantillons caractéristiques voisins dans le même sens que le perturbateur, mais avec une amplitude moindre, et qui décroît en fonction de leur éloignement. Un déplacement décroissant en amplitude comme une gaussienne centrée sur l'échantillon perturbateur, et d'écart-type un pas d'échantillonnage, compense totalement les oscillations introduites par la modification d'un seul échantillon, comme illustré sur la figure 42b. En divisant par 2 puis 4 l'écart-type de cette gaussienne, on obtient les contours des figures 42c et 42d.

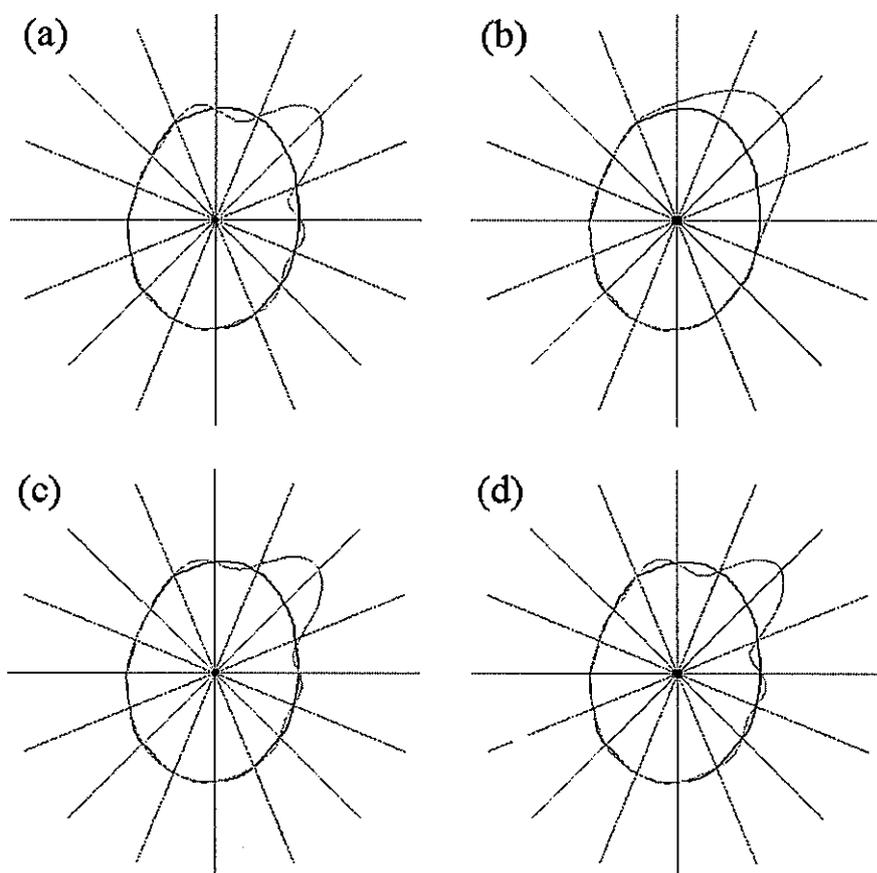


Figure 42 : Perturbation sur un échantillon (a) et correction par une gaussienne d'écart type 1 (b), 1/2 (c) et 1/4 (d) pas d'échantillonnage (contour parasternal).

Le tableau ci-dessous indique les poids qu'il faut affecter aux échantillons voisins du  $n^{\text{ième}}$  en fonction de l'écart type  $\sigma$  adopté pour la gaussienne. Cet écart type est exprimé en pas angulaire d'échantillonnage  $\Delta\theta$ .

$\sigma / \Delta\theta$	$n$	$n\pm 1$	$n\pm 2$	$n\pm 3$	$n\pm 4$	$n\pm 5$
1	1	0,6065	0,1353	0,0111	0,0003	$< 10^{-4}$
0,5	1	0,1353	0,0003	$< 10^{-4}$	$< 10^{-4}$	$< 10^{-4}$
0,25	1	0,0003	$< 10^{-4}$	$< 10^{-4}$	$< 10^{-4}$	$< 10^{-4}$

Puisqu'il faut maintenir la rigidité du contour, pour lequel les oscillations sont inacceptables, un tel accompagnement d'une modification d'un échantillon caractéristique est très souhaitable.

#### b. Mise en oeuvre

Le contour régulier quasi-continu est affiché sur l'écran. Les rayons centrés sur le centre d'inertie sont superposés pour matérialiser les positions des échantillons caractéristiques. L'utilisateur peut modifier un de ces échantillons avec la souris de la manière suivante :

- il positionne le pointeur de la souris sur le rayon de l'échantillon à modifier, à l'intérieur du contour pour diminuer sa valeur, et à l'extérieur pour l'augmenter,
- tant qu'il appuie sur le bouton de la souris, la valeur de l'échantillon augmente ou diminue d'une distance interpixel.

A chaque nouvel écart d'une distance interpixel, on calcule l'amplitude maximum de l'oscillation introduite, en faisant la moyenne des écarts entre contour initial et interpolé à 1,5 pas angulaire d'échantillonnage de part et d'autre de l'échantillon perturbé. Si cette amplitude est supérieure à 1 % en valeur relative, on écarte les échantillons voisins dans le même sens que le perturbateur, avec un écart pondéré par une gaussienne d'écart-type tel que l'amplitude maximum des oscillations devienne inférieure à 1 %.

En d'autres termes, on fait diffuser la perturbation dans son voisinage de telle sorte que le contour modifié n'introduise pas de perturbation.

#### c. Exemple de résultat

La figure 43 illustre l'efficacité de la méthode en présentant les modifications obtenues sur un contour apical en éloignant un échantillon du double de son rayon initial. La courbe 43a représente les oscillations introduites lorsque les échantillons voisins ne sont pas modifiés.

La courbe 43b correspond au contour obtenu en pondérant les déplacements des échantillons voisins par la gaussienne d'écart-type calculé pour que les oscillations soient inférieures à 1 % du rayon local. Comme pour la figure 42, les courbes 43c et 43d correspondent au contours obtenus en divisant par 2 puis 4 l'écart type de la gaussienne. On constate *de visu* que la rigidité du contour du VG, dont la forme est régie par les lois de la mécanique, est conservée au plus juste pour tenir compte de la modification désirée par l'utilisateur.

Cette rigidité sera d'ailleurs au coeur des développements du chapitre suivant : nous la fixerons par l'ordre de la troncature opérée sur la série de Fourier du développement polaire du contour.

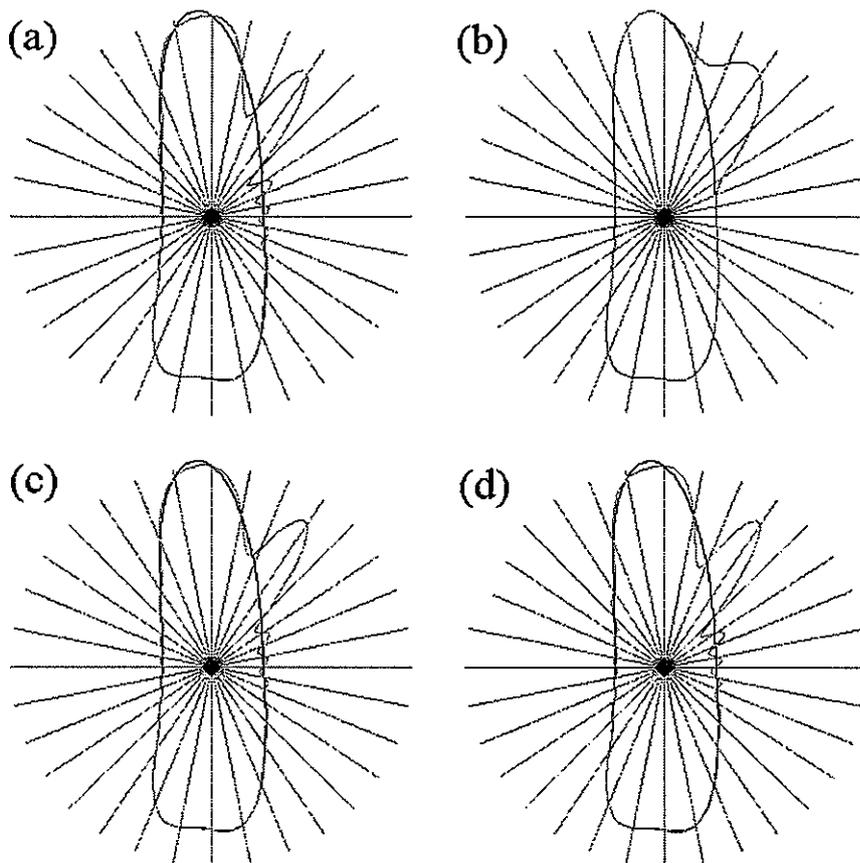


Figure 43 : Perturbation sur un échantillon (a) et correction par une gaussienne d'écart type 1 (b), 1/2 (c) et 1/4 (d) pas d'échantillonnage. (contour apical).

## D. ÉCHANTILLONNAGE DU VOLUME DU VG

Un contour standard du VG, parasternal ou apical, est caractérisé à mieux de 1 % de

son rayon moyen, par 32 échantillons. Combien d'échantillons sont-ils nécessaires pour caractériser un volume standard du VG ? Nous proposons une réponse à cette question en étendant au cas tridimensionnel notre méthode de caractérisation 2D des contours. Il s'ensuit une estimation de la durée de rotation de la sonde tournante pour échantillonner un VG immobile avec une précision fixée. Nos données 3D sont ensuite présentées sous la forme d'un échantillonnage tridimensionnel du VG, puis sous la forme d'une surface fermée continue obtenue par interpolation de Shannon sur cet échantillonnage. Nous discutons enfin de l'intérêt de cette représentation pour la reconstruction 3D du VG en temps réel.

### **1. Caractérisation d'une surface fermée convexe**

Pour pouvoir transposer à une surface fermée convexe la caractérisation d'un contour plan par interpolation de Shannon, il faut définir cette surface par un ensemble de contours plans à échantillons angulairement équirépartis. Ceci impose un découpage en contours méridiens équirépartis en longitude. En effet, l'intersection de ces contours avec un quelconque plan parallèle engendre dans celui-ci un nouveau contour continu et fermé, avec sa propre fréquence de Nyquist. On en déduit le nombre de plans méridiens nécessaires pour caractériser ce contour parallèle sans approximation. C'est la moitié du nombre d'échantillons requis pour le contour parallèle. Evidemment, le nombre de plans méridiens finalement retenu doit correspondre au contour parallèle qui a la plus grande fréquence de Nyquist. Si on se fixe une erreur d'interpolation à ne pas dépasser, ce nombre sera égal à la moitié du plus grand nombre d'échantillons parmi ceux nécessaires aux interpolations de tous les contours parallèles avec une erreur moindre.

La technique de caractérisation de la surface par interpolation de Shannon peut donc être exposée comme suit. On se fixe tout d'abord une valeur plafond pour l'erreur moyenne d'interpolation. Puis on découpe la surface en 2 contours méridiens orthogonaux à 4 échantillons chacun, dont les 2 pôles communs, ce qui définit également un contour équatorial à 4 échantillons. On estime les erreurs d'interpolation de ces 3 contours interpolés à travers 2 échantillons sur 4 par l'écart-type des 2 écarts sur les 2 échantillons restants. Ces 3 erreurs étant certainement supérieures à la valeur plafond de l'erreur, on recommence par dichotomie avec 4 plans méridiens à 8 échantillons, ce qui définit 3 plans parallèles à 8 échantillons également. On compare ensuite les plus grandes erreurs méridienne et équatoriale pour déterminer si la dichotomie suivante doit conduire à doubler le nombre de plans méridiens ou

le nombre d'échantillons par contour méridien, c'est-à-dire le nombre de plans équatoriaux. L'algorithme de caractérisation de la surface est stoppé lorsque la plus grande erreur d'interpolation sur l'ensemble des contours méridiens et équatoriaux est inférieure à la valeur plafond. Cette méthode dichotomique conduit donc à un nombre de plans méridiens,  $M$ , et à un nombre d'échantillons dans ces plans,  $N$ , qui sont des puissances entières de 2. La surface est finalement caractérisée par  $2NM + 4$  coordonnées qui sont celles des échantillons distincts (les pôles sont communs) et des centres d'inertie des contours méridiens.

On aboutit à une méthode particulièrement simple de caractérisation de la surface, même s'il est vrai que le nombre de ses échantillons caractéristiques peut varier légèrement en fonction de l'axe polaire retenu.

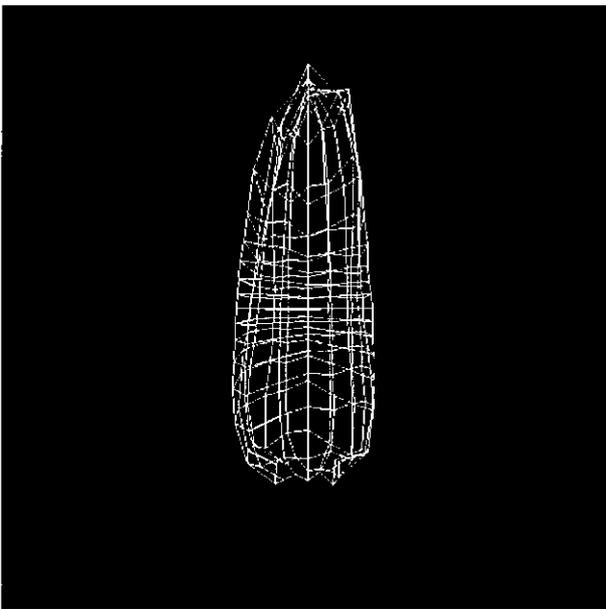
## 2. Application au VG

Pour caractériser un volume standard du VG à mieux de 1 %, il faut l'échantillonner à 32 échantillons par contour méridien apical. Le nombre de coupes méridiennes équiréparties est égal à la moitié du nombre d'échantillons requis par contour parasternal, soit 16 si on tient compte des piliers et 8 si on les ignore. Retenant cette dernière hypothèse, nous en déduisons que 516 coordonnées réelles suffisent pour caractériser le VG. Ce nombre de coordonnées est pratiquement divisé par 4 (132 contre 516) si on se contente d'une précision de 5 %. Par contre, il est multiplié par 8 (4100 contre 516) si on désire un échantillonnage idéal qui rendrait compte très précisément, entre autres, des muscles papillaires.

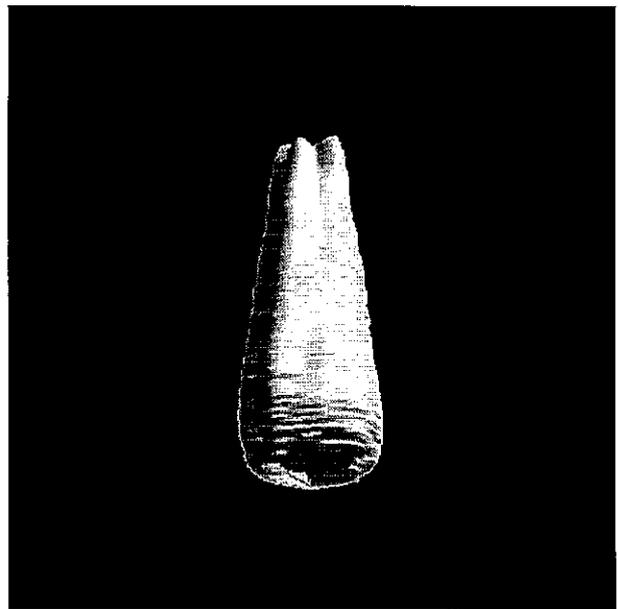
Pour notre étude, une précision de 5 % semble *a priori* suffisante. En réalité, puisque cette précision est définie en moyenne quadratique, des écarts locaux de l'ordre de 10 % et même plus ne seraient pas à exclure avec une telle caractérisation du VG. C'est pourquoi nous retenons une précision de 1 % mais en ignorant les piliers, escomptant ainsi ne pas nous écarter localement du volume réel du VG de plus de 5 % de son rayon compté à partir de son centre d'inertie volumique. Rappelons que ce choix correspond à une caractérisation du VG par 8 contours apicaux angulairement espacés de  $\pi/8$  ( $22^\circ 5'$ ), chacun de ces contours étant caractérisé par les coordonnées de 32 échantillons angulairement équirépartis autour de leur centre d'inertie, qui doit être considéré comme un échantillon supplémentaire.

Parmi les coupes acquises avec notre sonde tournante prototype, nous avons sélectionné celles qui correspondent à un tel échantillonnage du volume du VG. Il s'agit bien entendu des

8 coupes apicales reproduites à la page 86. Les 242 échantillons qui en sont extraits manuellement sont représentés sur la figure 44a en mode fil de fer. Pour chacun des 2 échantillons polaires du volume, nous avons effectué la moyenne des 8 échantillons polaires des contours méridiens. La figure 44b est une restitution du volume du VG par facettes positionnées à partir de ces seuls 242 échantillons. Pour passer d'une représentation à l'autre, les 32 échantillons caractéristiques de chaque contour méridien ont été (après rectification des pôles) complétés à 512 par interpolation de Shannon circulaire. Puis de nouvelles interpolations de Shannon ont été effectuées pour définir 254 contours équatoriaux (pôles exclus) avec également 512 échantillons à la place des 16 caractéristiques. Le volume du VG est donc rendu finalement avec 130 050 échantillons. A noter que cette représentation 3D, - induite par la méthode de caractérisation -, représente une alternative à la classique représentation par B-splines.



*Figure 44a : Représentation des données brutes du VG en mode fil de fer.*



*Figure 44b : Restitution du volume du VG en facettes grisées.*

En toute rigueur, cette représentation 3D du volume du VG n'est qu'une représentation 3D de quelques données brutes sélectionnées parmi celles qui ont été acquises avec la sonde tournante. Elle peut être considérée comme le résultat positif d'une étude de faisabilité dans le contexte très simplificateur d'un VG immobile dont l'axe est aligné avec l'axe de rotation de la sonde. Les corrections résultant du non alignement seront faites à la fin du chapitre suivant et celles résultant du mouvement du VG seront étudiées ensuite.

### 3. Discussion

Notre étude théorique et expérimentale de la caractérisation du volume du VG permet d'affiner l'approche temps réel, dans le contexte d'une sonde tournante.

Remarquons tout d'abord que la restitution du volume sur plusieurs cycles cardiaques pose le problème de la synchronisation des mouvements de la sonde et du coeur, ce qui complique le montage qui serait sans doute inopérant avec des patients présentant des arythmies cardiaques. De plus, à des instants identiques du cycle, le coeur se déforme et se déplace par rapport à la sonde, qui elle-même tourne d'un cycle au(x) suivant(s). Les corrections à apporter ne sont donc pas triviales. C'est pourquoi nous nous plaçons dans l'hypothèse de la restitution sur un cycle cardiaque de durée typique 0,8 s.

Nous nous plaçons également dans l'hypothèse d'une sonde à haute cadence d'acquisition qui avait été estimée à 50 images par seconde lorsque le secteur est balayé en 100 tirs décalés de  $1^\circ$ . Au vu de nos données, il semble que cette largeur de  $100^\circ$  puisse être un peu réduite, par exemple d'une vingtaine de degrés. Ainsi, la cadence d'acquisition dépasserait 60 images/s et il serait possible d'acquérir au moins 48 images par cycle. Cette haute cadence correspondrait à 6 balayages du volume par cycle, par une sonde qui tournerait de 1/16ème de tour d'une image à l'autre.

Si le volume du VG peut être considéré comme immobile pendant l'acquisition d'une image (17 ms), ne peut-on faire la même hypothèse pour une sonde qui tournerait uniformément plutôt qu'avec un pas de  $22^\circ 5'$ ? Le contour apical occupe environ le quart d'un secteur actuel d'une centaine de degrés, soit le tiers d'un secteur réduit, et il serait donc balayé en moins de  $8^\circ$  d'angle avec une rotation continue de la sonde à la vitesse de 220 tours/min, soit  $22^\circ 5'$  en 17 ms. Au vu de nos données, cette résolution angulaire de  $8^\circ$  nous semble tout à fait compatible avec une précision (en moyenne quadratique) de 1% sur le contour. Le problème technique de la mise en rotation est alors considérablement simplifié, tant en ce qui concerne la mécanique (plus de moteur pas à pas) que l'électronique (plus de synchronisation sur l'échographe).

Notre suggestion est donc d'envisager la restitution en temps réel du volume du VG avec une sonde haute cadence (60 images/s) tournant uniformément à 220 tours/min, balayant ainsi en moyenne 6 volumes complets du VG par cycle cardiaque. Même dans ce cas idéal, il est clair que la modélisation du VG garde tout son intérêt et que des interpolations spatio-temporelles devront être faites pour restituer le mouvement du VG en temps réel.

Pour traiter ces problèmes, nous disposons en définitive de 3 fichiers par image. Le premier est celui de l'image elle-même, soit 512 x 512 pixels codés sur 8 bits (256 niveaux de gris). Le second représente le contour tracé manuellement à la souris avec nos logiciels d'initialisation par courbes de niveaux de gris et d'ajustement par interpolation de Shannon. Le troisième contient ce même contour rééchantillonné avec 32 ou 64 échantillons angulairement équirépartis autour de leur centre d'inertie. La prise en compte de ces contours dans notre logiciel de visualisation nous a permis de l'améliorer. Par exemple, nous avons ajouté des procédures qui permettent d'observer les contours, soit un par un, soit en les animant en temps réel. Il est ainsi possible d'étudier leur continuité temporelle en utilisant la position de chacun dans le cycle cardiaque.

## V. ASPECTS 2D

---

Dans la première partie de ce chapitre, nous présentons une application du modèle SFDP [Série de Fourier du Développement Polaire] sur des contours extraits manuellement à partir de coupes tomographiques du VG. Cette modélisation repose sur le développement en série de Fourier d'un contour plan du VG, exprimé en coordonnées polaires à partir de son centre d'inertie ; ses paramètres sont les coordonnées de ce centre et les premiers coefficients de Fourier complexes du contour développé. Les résultats présentés montrent que la modélisation SFDP apporte des réponses opérationnelles tant aux problèmes du traitement des frontières virtuelles qu'à ceux de l'aide au diagnostic.

La donnée des contours constitue évidemment une hypothèse simplificatrice majeure, mais la seconde partie du chapitre expose comment nous envisageons de la lever. Ce problème a toujours été et restera sans doute pour longtemps le problème n°1 de l'échocardiographie. Nous tentons pour notre part de le résoudre par suivi d'un contour initial tracé manuellement sur la première image d'une séquence. Il faut alors déterminer le contour d'une image à partir de celui de l'image précédente. Les échantillons du contour sont tout d'abord analysés séparément en assimilant leur déplacement radial à celui de la courbe de niveau de gris au voisinage du rayon considéré. Puis on procède à une analyse harmonique de tous les déplacements mesurés, en augmentant successivement l'ordre du modèle. Les contours ainsi obtenus semblent indiquer que cette méthode peut donner de bons résultats. Nous proposons en tout état de cause d'en reprendre l'essentiel dans le cadre d'une automatisation du suivi du contour par réseau de neurones formel (RNF).

### A. TRAITEMENT DES FRONTIÈRES VIRTUELLES

Il n'y a pas de difficulté pour modéliser un contour plan continu et fermé du VG extrait d'une image tomographique parasternale ou apicale. En temps différé, ce contour peut

être extrait en utilisant les logiciels d'initialisation et d'ajustement que nous avons présenté aux pages 90 et 102. Mais, hormis pour l'ajustement "en vol" du contour courant, il ne peut être envisagé d'utiliser ce logiciel en temps réel pour fermer toutes les portions mal ou non définies des contours. Comme déjà signalé page 39, il est très fréquent en échocardiographie d'avoir à traiter de telles frontières virtuelles sur des images de mauvaise qualité : lorsque l'écho réfléchi en incidence normale est faible, lorsque les valves mitrales sont ouvertes, lorsqu'on veut ignorer les piliers cardiaques, ou encore lorsqu'on souhaite localiser la paroi externe du VG. L'initialisation par courbes de niveaux s'est vite avérée insuffisante. C'est pourquoi notre première préoccupation a été d'imaginer un algorithme de fermeture automatique d'un contour à partir de données incomplètes.

Il n'existe pas de solution unique à un problème pratique d'interpolation ou d'extrapolation ; les résultats obtenus doivent donc être appréciés en considérant le critère physique retenu pour fermer le contour, mais également la robustesse de l'algorithme. Nous avons choisi comme critère la rigidité du contour qui est fixée par l'ordre du lissage par moindres carrés global des portions accessibles du contour. Une donnée de notre algorithme est donc le nombre de paramètres du modèle SFDP utilisé. Avec cette donnée, fixée par l'expérience, nous calculons rapidement (et sans jamais diverger) toutes les valeurs de ces paramètres à partir de données incomplètes.

### 1. Position du problème

Le modèle SFDP est applicable lorsque l'échantillonnage d'un contour du VG n'est pas fermé, ce qui est souvent le cas en échographie où la qualité moyenne des images et la morphologie du VG conduisent très souvent à utiliser des données incomplètes. Il faut alors estimer les paramètres du modèle SFDP à partir d'échantillons  $\{\rho'_n\}$  de  $\rho(\theta)$  où  $0 \leq n \leq N-1$  mais  $n \notin E$ ,  $E$  étant l'ensemble des parties du support d'échantillonnage où  $\rho(\theta)$  n'est pas défini. L'objectif est de déterminer les premiers coefficients de Fourier  $C_0$ ,  $C_2$  et  $C_3$  qui minimisent l'écart efficace :

$$\epsilon'_K = \sqrt{\sum_{\substack{n=0 \\ n \in E}}^{N-1} (\rho'_n - \rho_{K,n})^2} \quad (11)$$

Mathématiquement, ceci se traduit par une interpolation des échantillons manquants sur l'intervalle  $E$ . Ce problème est équivalent à une optimisation sans contrainte, qui consiste à

trouver les coefficients  $\{C_0, C_1, C_2, C_3\}$  qui minimisent  $\epsilon'_K$  à partir d'une origine quelconque  $O$ . En cherchant à déterminer simultanément les coefficients  $\{C_i\}$  et le centre d'inertie  $I$  pour le développement polaire du contour, on aboutit à une optimisation avec contrainte en imposant  $C_1=0$ . Nous développons ici un algorithme simple pour résoudre ce problème, suivi d'une version plus rapide et plus performante.

## 2. Méthode d'interpolation

La méthode d'interpolation retenue résulte directement d'un lissage MC. Comme la base des exponentielles éternelles  $\{e^{im\theta}\}$ ,  $m \in \mathbb{N}$ , est orthogonale relativement au produit scalaire complexe, tous les coefficients de Fourier  $C_i$  peuvent être calculés indépendamment les uns des autres. L'algorithme mis en oeuvre consiste donc, après avoir fixé arbitrairement une origine  $O$  quelconque pour le développement polaire de l'échantillonnage, à déterminer la valeur du coefficient  $C_1$  qui permet de déplacer cette origine  $O$  vers le centre d'inertie  $I$ . Ensuite, les valeurs des coefficients  $C_0, C_2$  et  $C_3$  sont évaluées successivement, jusqu'à ce que  $\epsilon'_K$  soit inférieur à un certain seuil. L'algorithme se décompose de la manière suivante : tout d'abord, une estimation de la moyenne des échantillons du contour incomplet permet d'obtenir  $C_0$ . Ensuite, l'amplitude  $c_1$  et la phase  $\phi_1$  de  $C_1$  sont estimées par minimisations successives de  $\epsilon'_1$ , en ajustant sur l'échantillonnage incomplet l'amplitude et la phase d'une sinusoïde de période  $2\pi$  et de biais  $C_0$ . L'ajustement de cette sinusoïde est poursuivi itérativement jusqu'à l'obtention d'un minimum pour  $\epsilon'_1$ . La valeur de  $C_1$  est alors utilisée pour déplacer l'origine du développement polaire du contour vers le centre d'inertie  $I$ , à partir de laquelle un nouvel échantillonnage du contour est réalisé. Après plusieurs itérations, lorsque la précision requise sur  $I$  est atteinte,  $C_0$  est à nouveau déterminé en calculant la moyenne des échantillons. Puis des sinusoïdes de périodes  $\pi$  et  $2\pi/3$ , dont les amplitudes et les phases sont ajustées comme précédemment, sont superposées pour estimer respectivement  $C_2$  et  $C_3$ . Ensuite, le contour interpolé et fermé du VG est restitué sans difficulté par TFD inverse des coefficients déterminés. Les figures 45a et 45b présentent les contours  $\rho_0$  et  $\rho_1$  obtenus à partir d'une origine  $O$  quelconque ; les échantillons disponibles du contour  $y$  sont matérialisés par des barres verticales. Après localisation du centre d'inertie  $I$ , les contours  $\rho_0, \rho_2$  et  $\rho_3$  sont obtenus à l'aide des coefficients  $C_0, C_2$  et  $C_3$ , comme indiqué sur les figures 45c et 45d. La comparaison des résultats obtenus avec les deux origines  $O$  quelconque et  $I$  centrale montre qu'il est indispensable d'itérer conjointement sur l'estimation

des coefficients de Fourier et la localisation de  $C$ . Pour un écart  $\epsilon'_K$  inférieur à 1 %, il faut en effet conserver  $K=7$  coefficients pour la modélisation à partir de  $O$ , tandis qu'il suffit de  $K=3$  coefficients (sept paramètres) à partir du centre d'inertie  $I$ .

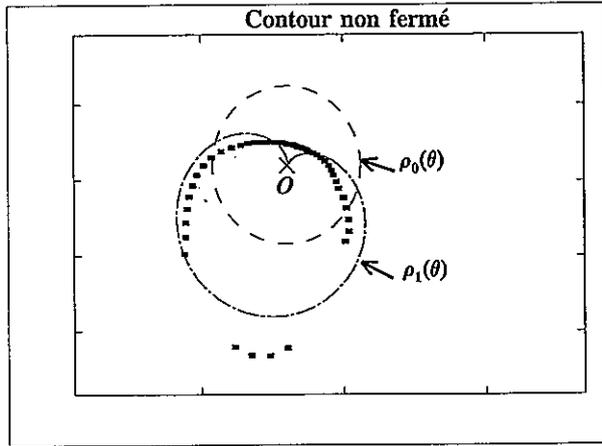


Figure 45a : Interpolation-lissage MC d'un contour non fermé, à partir d'une origine quelconque  $O$  (ordres 0 et 1).

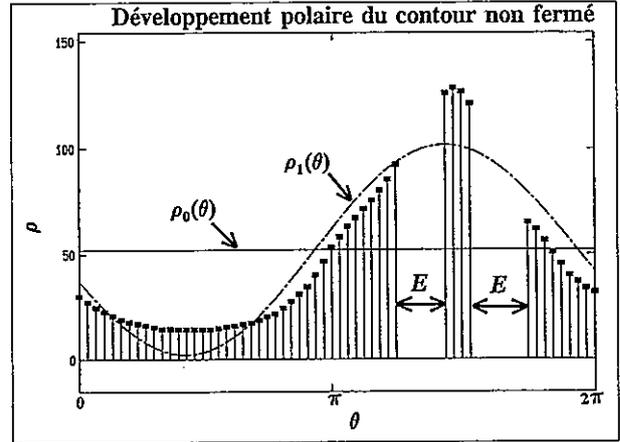


Figure 45b : Interpolation-lissage MC d'un contour non fermé, à partir d'une origine quelconque  $O$  (ordres 0 et 1).

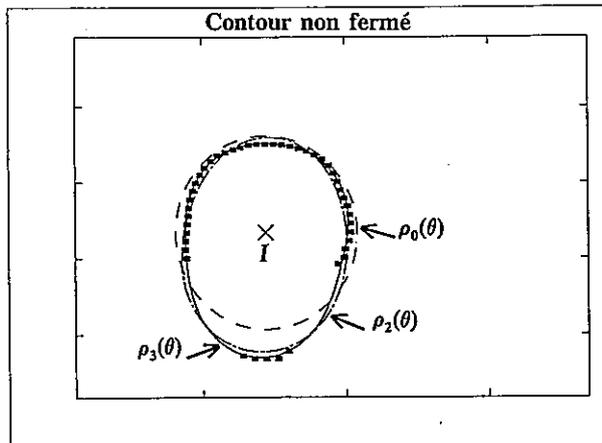


Figure 45c : Interpolation-lissage MC d'un contour non fermé, à partir du centre d'inertie  $I$  (ordres 0 et 3).

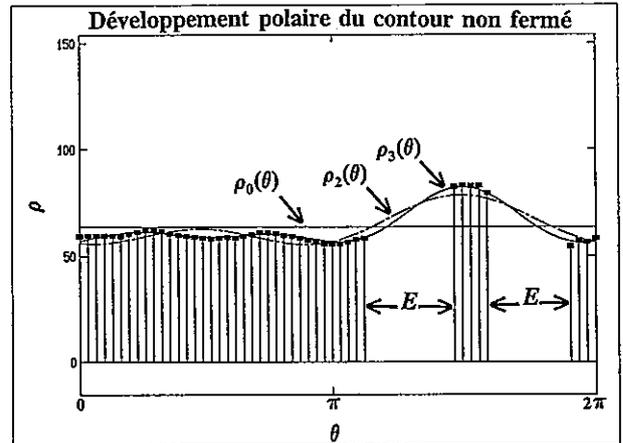


Figure 45d : Interpolation-lissage MC d'un contour non fermé, à partir du centre d'inertie  $I$  (ordres 0 et 3).

### 3. Algorithme rapide

Une version rapide de l'algorithme consiste à estimer simultanément les 7 paramètres du modèle SFDP, c'est-à-dire à localiser le centre d'inertie  $I$  avec une précision fixée et à calculer les 3 coefficients de Fourier  $C_0$ ,  $C_2$  et  $C_3$  qui minimisent  $\epsilon'_K$ . L'algorithme proposé remplace à chaque itération les échantillons manquants par ceux du contour défini par les

valeurs de ces 7 paramètres de l'itération précédente. A partir d'une origine quelconque  $O^{(0)}$  de départ, il est initialisé en remplaçant les échantillons manquants par ceux interpolés linéairement entre les deux échantillons mitoyens disponibles. En réalisant cette interpolation linéaire sur le développement polaire du contour, les portions manquantes se trouvent interpolées par une portion de spirale, dont le rayon varie progressivement entre les valeurs des rayons des deux échantillons mitoyens. La TFD de l'échantillonnage ainsi complété fournit les premières valeurs  $C_0^{(0)}$ ,  $C_1^{(0)}$ ,  $C_2^{(0)}$  et  $C_3^{(0)}$  des 4 premiers coefficients de Fourier, qui eux-mêmes permettent d'obtenir un premier contour  $\rho_3^{(0)}$  par TFD inverse.  $C_1^{(0)}$  est alors utilisé pour déplacer l'origine courante  $O^{(0)}$  en  $O^{(1)}$ , plus proche du centre d'inertie  $I$ . Puis  $\rho_3^{(0)}$  permet de fermer le contour initial, en remplaçant les échantillons initiaux manquants par les échantillons correspondants de  $\{\rho_n^{(0)}\}$ , comme illustré sur les figures 46a et 46b de la page suivante. Un nouvel échantillonnage est alors réalisé à partir de  $O^{(1)}$  par interpolation linéaire sur l'échantillonnage de départ complété par l'échantillonnage  $\{\rho_n^{(0)}\}$ . A chaque itération, on procède de la même manière : un contour fermé  $\rho_3^{(i)}$  est obtenu par TFD de l'échantillonnage, troncature après les 4 premières valeurs  $C_0^{(i)}$ ,  $C_1^{(i)}$ ,  $C_2^{(i)}$  et  $C_3^{(i)}$ , puis TFD inverse ;  $C_1^{(i)}$  est utilisé pour déplacer l'origine  $O^{(i)}$  en  $O^{(i+1)}$  ; les échantillons initiaux manquants sont remplacés par les échantillons  $\{\rho_n^{(i)}\}$  ; un nouvel échantillonnage est réalisé à partir de  $O^{(i+1)}$ . En poursuivant l'algorithme itérativement, l'origine courante devient aussi proche que désiré de la précédente, et le minimum courant de  $\epsilon'_K$  devient inférieur au seuil fixé. De cette manière, l'algorithme converge et conduit très rapidement à des contours fermés du ventricule. Les figures 46c et 46d reproduisent le contour ainsi obtenu en 9 itérations à partir des mêmes données qu'aux figures précédentes, le critère d'arrêt étant que la distance entre deux origines successives soit inférieure à 1 % de  $C_0$ .

Un nombre restreint de paramètres permet donc de décrire d'une manière suffisamment précise les contours du VG, et ceci même avec un ensemble incomplet de données. L'algorithme utilisé pour interpoler les échantillons manquants est rapide et performant puisqu'il fournit simultanément, en quelques itérations, un contour interpolé et son centre d'inertie. Il s'inscrit donc complètement dans une résolution temps réel du problème. La seule limitation qui peut être apportée à la méthode tient à la forme du ventricule, qui doit être aussi circulaire que possible afin de limiter les erreurs introduites par le modèle SFDP lors de la restitution 3D.

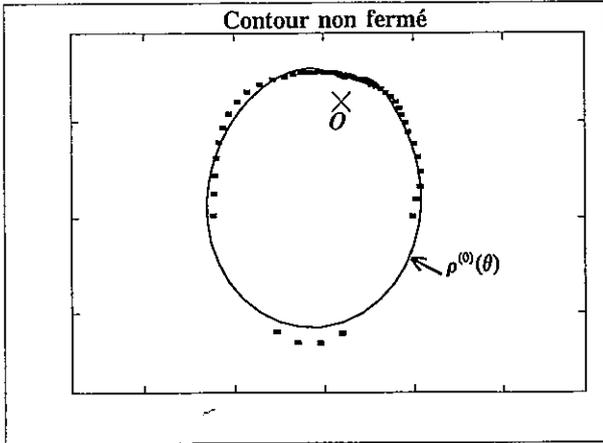


Figure 46a : Interpolation des échantillons manquants avec recherche simultanée du centre d'inertie, après 1 itération.

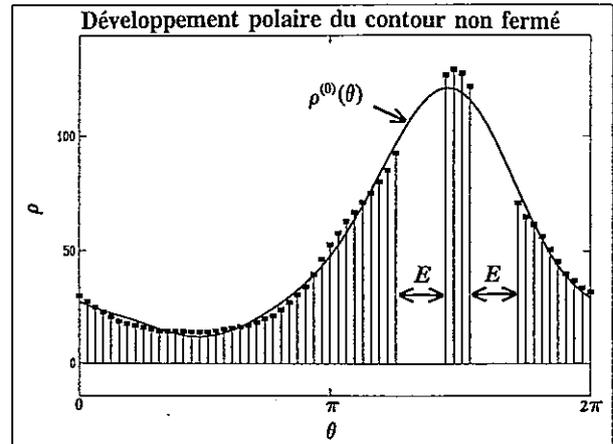


Figure 46b : Interpolation des échantillons manquants avec recherche simultanée du centre d'inertie, après 1 itération.

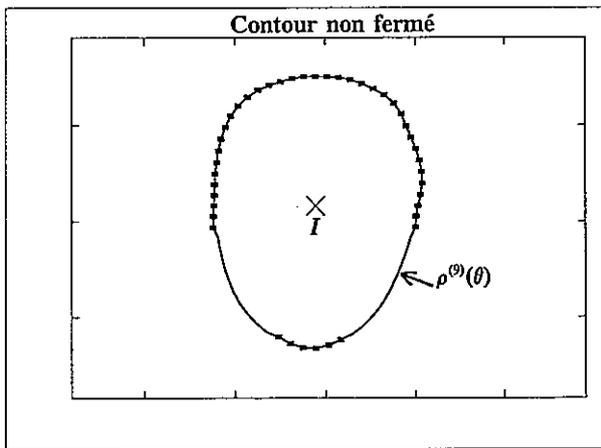


Figure 46c : Interpolation des échantillons manquants avec recherche simultanée du centre d'inertie, après 9 itérations.

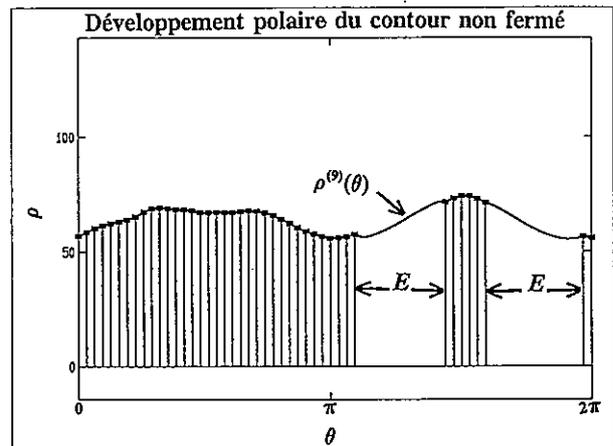


Figure 46d : Interpolation des échantillons manquants avec recherche simultanée du centre d'inertie, après 9 itérations.

#### 4. Exemples de résultats

Les figures 115 à 115 de la page ci-contre indiquent quelques résultats de notre algorithme d'interpolation pour souligner ses performances mais également signaler ses faiblesses. Elles présentent quatre contours interpolés, obtenus à partir d'un nombre réduit d'échantillons initiaux. Les origines des développements polaires ont été volontairement choisies très éloignées du centre d'inertie afin d'illustrer l'efficacité de l'algorithme. Sur chacune des courbes, on a précisé le nombre d'itérations nécessaires au résultat.

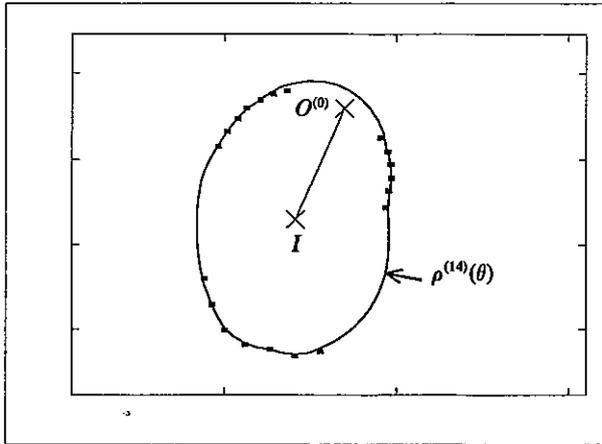


Figure 47a : Interpolation d'un contour incomplet à 20 échantillons en 14 itérations.

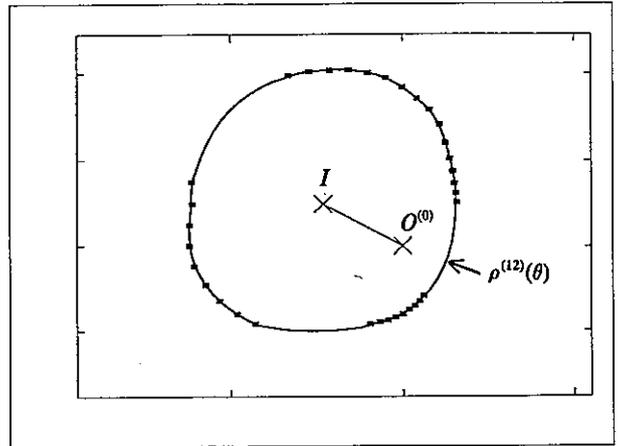


Figure 47b : Interpolation d'un contour incomplet à 34 échantillons en 12 itérations.

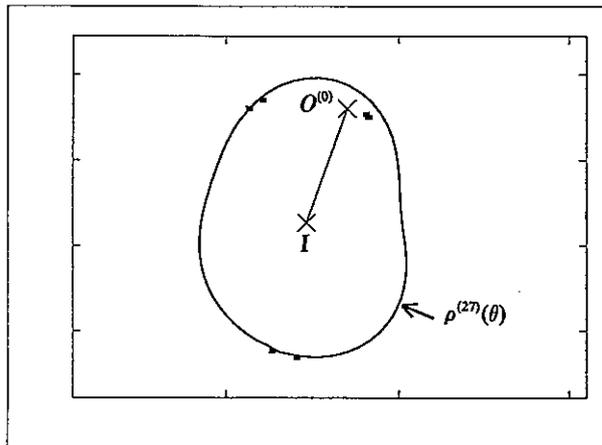


Figure 47c : Interpolation d'un contour incomplet à 6 échantillons en 27 itérations.

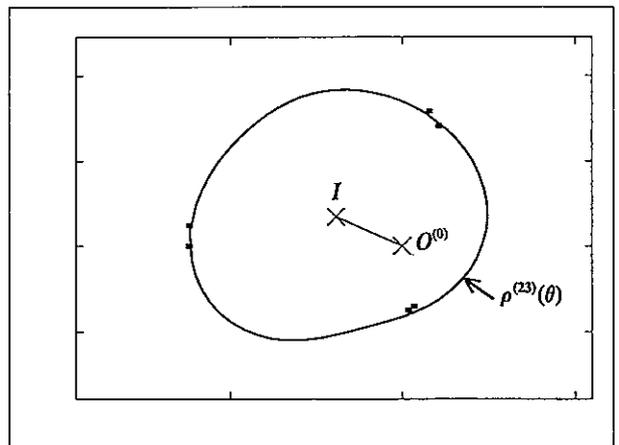


Figure 47d : Interpolation d'un contour incomplet à 6 échantillons en 23 itérations.

## B. APPLICATION 2D AUX COUPES PARASTERNALES

Tout comme  $C_1$ , les coefficients de Fourier nécessaires à la modélisation du contour du VG peuvent être calculés rapidement, indépendamment les uns des autres. Cependant, l'analyse complète de l'erreur de troncature exige la connaissance de tous les coefficients de Fourier. Chaque coefficient apparaissant comme une composante d'un vecteur-contour complexe sur la base orthogonale des exponentielles éternelles, il contribue à la norme carrée de ce vecteur par le double du carré de son module, ce qui fixe son poids relatif. Avec un nombre de coefficients fixé à l'avance, la somme des poids relatifs des coefficients tronqués fournit une indication chiffrée de la précision du modèle. C'est donc un indicateur bien adapté à la modélisation. On peut même compléter cette information par la mention du numéro

d'ordre d'un coefficient tronqué de poids anormalement important, ce qui traduit une rupture du modèle. En tout état de cause, la caractérisation d'un contour du VG par les deux coefficients  $C_0$  et  $C_2$  est d'autant plus attractive que chacun des 7 paramètres réels  $\{x_0, y_0, c_0, c_2, \phi_2, c_3, \phi_3\}$  du modèle possède une interprétation géométrique très simple.

### 1. Intérêt pour l'échocardiographie 2D

La plupart des coupes parasternales petit axe obtenues lors des examens échocardiographiques, analogues à celles de la figure 48a de la page ci-contre, donnent un contour du VG quasiment circulaire. Lorsque les piliers cardiaques sont visibles, ce qui dépend de la distance du plan de coupe par rapport à l'apex, la forme du contour est plus complexe, comme illustré sur la figure 48b qui reproduit la figure 10a de la page 35 pour faciliter la comparaison. Dans les deux cas, le modèle SFDP permet de modéliser correctement le contour avec peu de coefficients de Fourier. Sans piliers, deux coefficients suffisent puisque le doublet  $(C_0, C_2)$  définit une forme elliptique centrée sur le centre d'inertie  $I$ . Remarquons que le choix du centre d'inertie (qui annule le coefficient  $C_1$ ) a pour conséquence d'augmenter la contribution du coefficient suivant  $C_2$ , puisque l'ovoïde  $(C_0, C_1)$  est bien approximée par l'ellipse  $(C_0, C_2)$ . Avec piliers, quelques coefficients supplémentaires sont nécessaires pour modéliser le contour du VG. Par sécurité, et afin d'obtenir des résultats satisfaisants même en présence de déformations pathologiques du ventricule, nous avons décidé de conserver trois coefficients  $C_0$ ,  $C_2$  et  $C_3$  pour modéliser le contour parasternal du VG. Avec ces trois coefficients, l'écart radial moyen que nous avons obtenu sur nos images est toujours inférieur à 5 % pour les coupes parasternales avec piliers, et à 1 % pour les coupes parasternales sans piliers. Pour confirmer ce résultat, il faudrait bien évidemment réaliser une évaluation sur un nombre statistiquement significatif d'images.

L'analyse des variations des paramètres de la modélisation SFDP pendant un cycle cardiaque apporte un complément d'information utile au diagnostic. Pour fixer les idées, nous nous appuyerons dans tout ce paragraphe sur les valeurs des sept paramètres du modèle, extraites de la séquence de 24 images, couvrant un cycle cardiaque complet, qui a déjà été présentée page 92. La planche 49 de la page suivante reprend ces 24 coupes en leur superposant les contours obtenus avec les seuls coefficients de Fourier  $C_0$ ,  $C_2$  et  $C_3$ . Elle permet d'apprécier visuellement la qualité de la modélisation SFDP à 7 paramètres, qui correspond à une compression des données dans un rapport supérieur à 5.

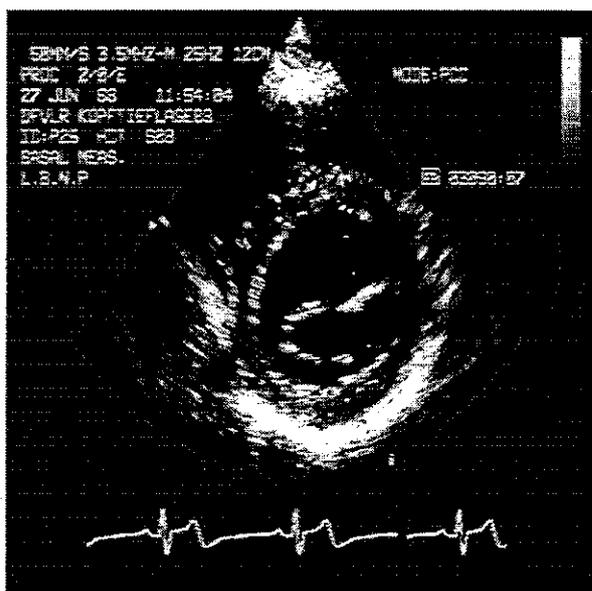


Figure 48a : Exemple de coupe tomographique parasternale du VG sans piliers (l'écho central correspond aux valves mitrales).

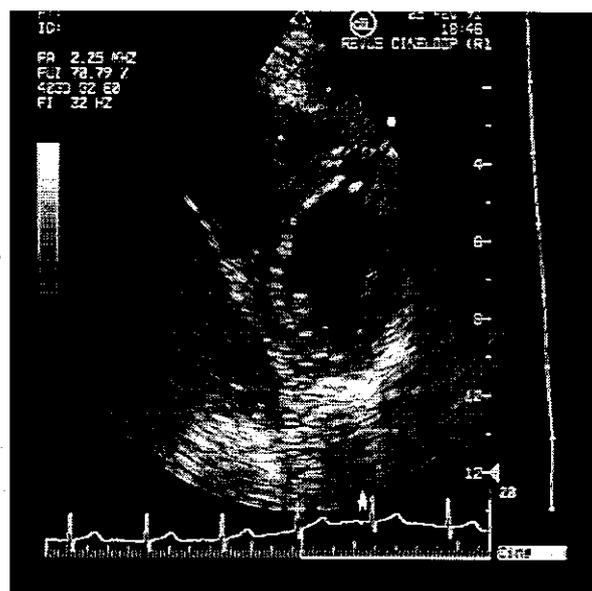


Figure 48b : Exemple de coupe tomographique parasternale du VG avec piliers.

Pendant toute la durée de l'examen, la position de chaque image pendant le cycle est repérée sur l'électrocardiogramme et la position de la sonde a été contrôlée avec attention. En effet, pour pouvoir obtenir des coupes réellement transversales du ventricule, il a fallu veiller à conserver la sonde perpendiculairement au grand axe du VG. Pour garantir cela, un harnais semblable à ceux utilisés en échographie d'effort pourrait être utilisé. De même, il a été demandé au patient de retenir sa respiration durant l'acquisition des images, de manière à limiter des déplacements éventuels de la sonde. En respectant ces conditions, chacun des 7 paramètres du modèle fournit des indications précises sur la physiologie du VG car chaque coefficient de Fourier, pris indépendamment, correspond à un indice de forme du contour parasternal dont l'évolution peut être corrélée à l'électrocardiogramme.

## 2. Déplacement global du VG

Les deux premiers paramètres du modèle SFDP (coordonnées du centre d'inertie  $I$ ) indiquent la position du centre du VG. Leurs variations sont donc représentatives du déplacement de ce centre. Les figures 50a et 50b présentent respectivement l'amplitude et la direction de ce déplacement du centre du VG, relevé sur les 24 images, relativement au début du cycle.

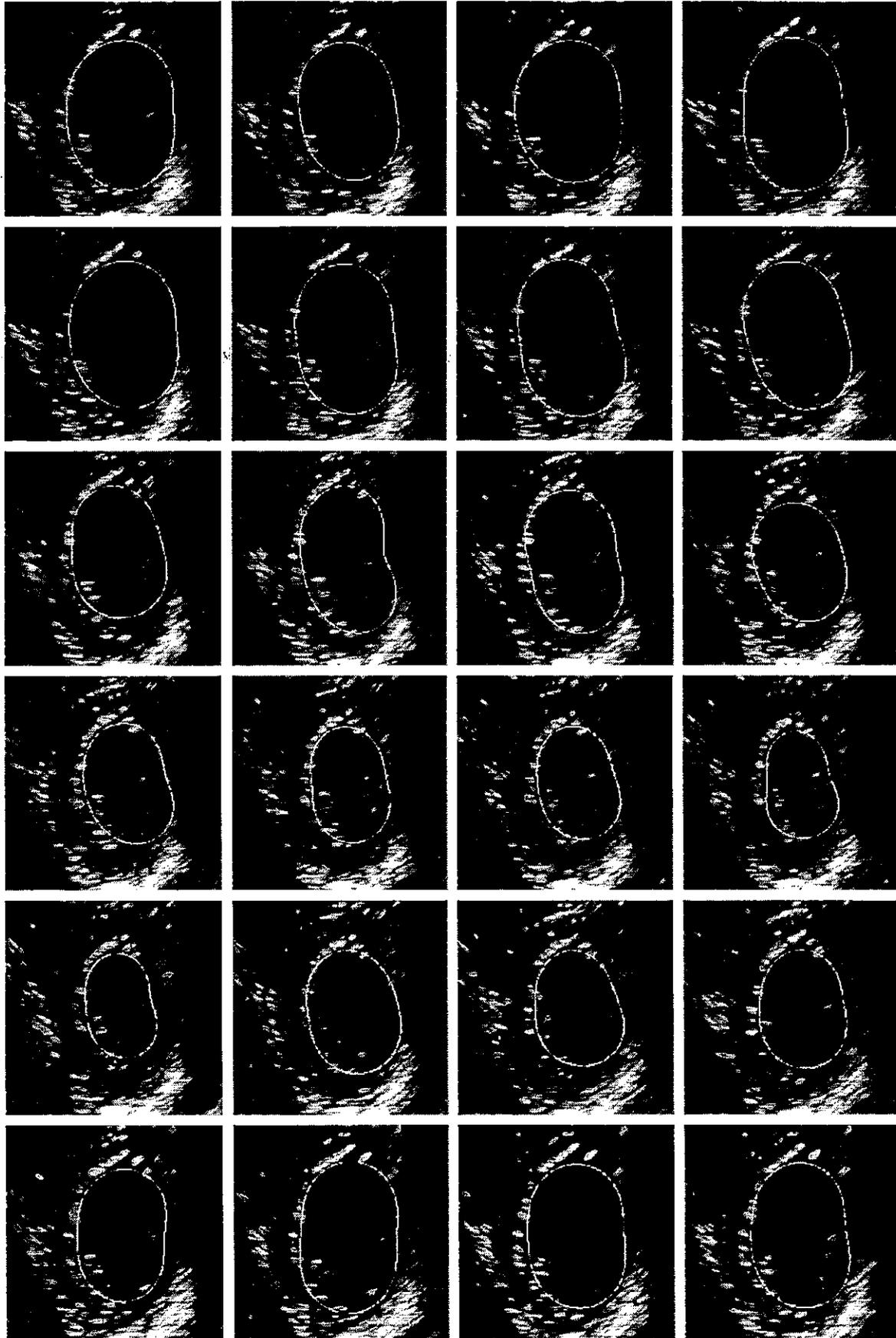


Figure 49 : Superposition des contours modélisés avec les seuls coefficients de Fourier  $C_0$ ,  $C_2$  et  $C_3$  sur la séquence de 24 images parasternales.

Une pathologie cardiaque de type ischémie, myocardiopathie ou infarctus est généralement caractérisée par l'incapacité du myocarde à se contracter normalement. Or une partie du myocarde qui reste statique pendant les battements cardiaques peut amplifier les déplacements du centre du VG. L'analyse des variations des coordonnées du centre d'inertie  $I$  peut donc permettre de détecter rapidement une défaillance cardiaque, due par exemple à un infarctus du myocarde.

### 3. Suivi des contractions ventriculaires

Le premier coefficient réel positif de Fourier (troisième paramètre du modèle) correspond au rayon  $C_0$  du plus grand cercle de meilleure approximation du contour au sens des moindres carrés. La valeur de ce rayon peut être utilisée pour estimer les diamètres télédiastolique et télésystolique du VG ainsi que leur écart relatif, trois résultats caractéristiques d'un examen échocardiographique. La figure 50c reproduit les variations de  $C_0$  pendant la durée du cycle cardiaque analysé. Le double des valeurs maximum et minimum du tracé correspondent respectivement aux diamètres télédiastolique ( $D$ ) et télésystolique ( $S$ ) du VG. On déduit le rapport de ces diamètres, qui vaut ici  $r=(D-S)/D=(60-40)/60=33\%$ . En modélisant le VG par une sphère, un cylindre, ou même un modèle plus élaboré, les diamètres déterminés sont directement liés à son volume. Avec un nombre suffisant d'images, il est alors possible de représenter la variation du volume du VG pendant le cycle cardiaque et de mesurer la fraction d'éjection, qui peut révéler aussi bien des atteintes de la contractilité myocardique que des surcharges ventriculaires volumétriques dues à des lésions valvulaires.

### 4. Isotropie des contractions ventriculaires

L'amplitude et la phase du troisième coefficient de Fourier (quatrième et cinquième paramètres) donnent directement les valeurs de l'ellipticité du VG, ainsi que l'inclinaison de l'ellipse de meilleure approximation du contour au sens des moindres carrés. Le rapport  $c_2/C_0$  indique l'ellipticité du contour du VG ; dans notre cas, il est pratiquement constant et égal à 10 %, comme indiqué sur la figure 50d. Sur la figure 50e, l'angle d'inclinaison  $-\phi_2/2$  de l'ellipse ne varie lui aussi que très peu, et indique une rotation de l'ellipse de l'ordre d'un quart de tour.

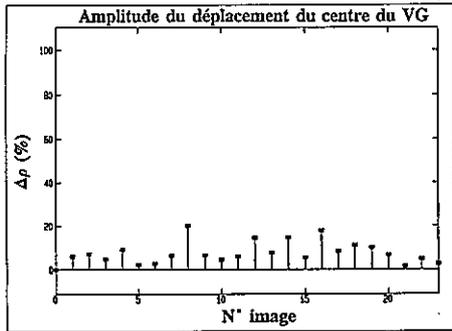


Figure 50a : Amplitude des déplacements du centre d'inertie du contour relativement à la première image du cycle.

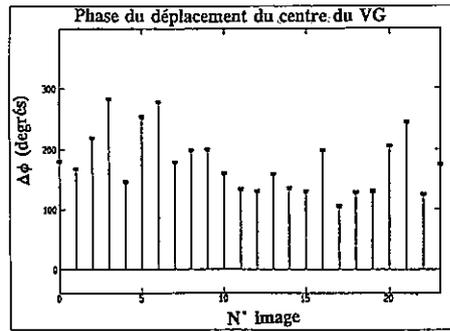


Figure 50b : Phase des déplacements du centre d'inertie, relativement à la première image.

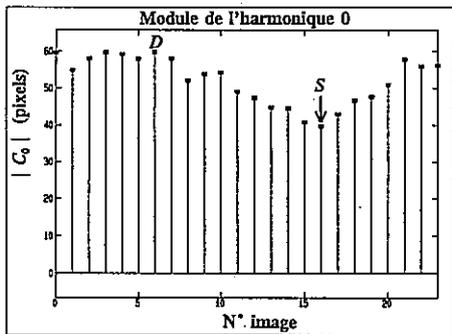


Figure 50c : Amplitude du rayon moyen  $C_0$  du contour.

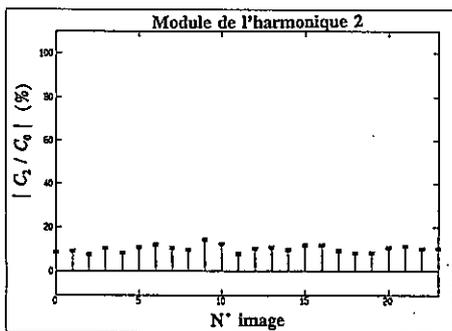


Figure 50d : Amplitude du coefficient  $C_2$  relativement au rayon moyen  $C_0$ .

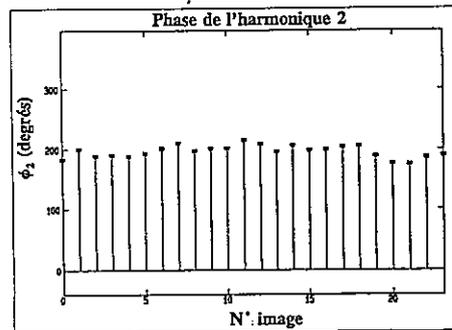


Figure 50e : Phase du coefficient  $C_2$ , relativement au premier contour.

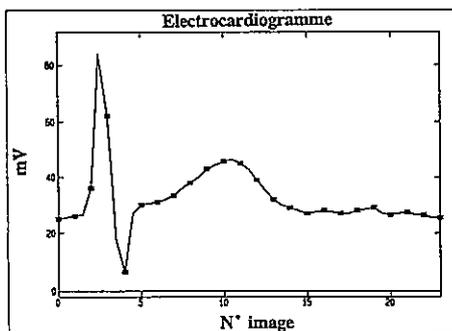


Figure 50f : Electrocardiogramme.

Ces deux informations peuvent mettre en évidence des défaillances cardiaques d'une manière encore plus précise qu'avec la seule étude des déplacements du centre du VG. En effet, la superposition centre à centre des contours du VG en phases diastolique et systolique permet de rendre compte de l'isotropie de ses contractions, et ainsi de déceler rapidement un éventuel état pathologique. Dans le cas d'un fonctionnement normal du coeur, on peut considérer le contour du VG en phase diastolique comme homothétique de celui du contour en phase systolique, même si la contractilité du myocarde n'est pas homogène sur tout le contour en coupe parasternale. Une bonne isotropie des contractions indiquera un coeur sain alors qu'une forte diminution de la capacité contractile de certaines portions du VG sera le signe d'une défaillance cardiaque. La figure 51a ci-dessous présente la superposition centre à centre des contours du VG obtenus en phases télédiaastolique et télésystolique, avant et après modélisation. Dans chaque direction  $\theta$  issue de  $C$ , on mesure les rayons diastolique  $\rho_D(\theta)$  et systolique  $\rho_S(\theta)$ . Puis, comme indiqué sur la figure 51b, on reporte la valeur  $1 - \rho_S(\theta)/\rho_D(\theta)$ , ainsi que le cercle qui correspond à une isotropie parfaite (en traits pointillés) pour faciliter l'interprétation. Cette mesure de l'isotropie est particulièrement précise puisque la superposition centre à centre des contours permet de s'affranchir des éventuels mouvements de la sonde pendant l'examen.

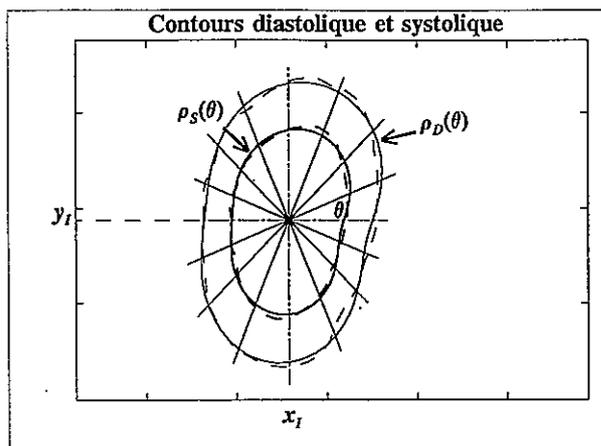


Figure 51a : Superposition des contours télédiaastolique et télésystolique, avant (pointillés) et après (traits continus) modélisation.

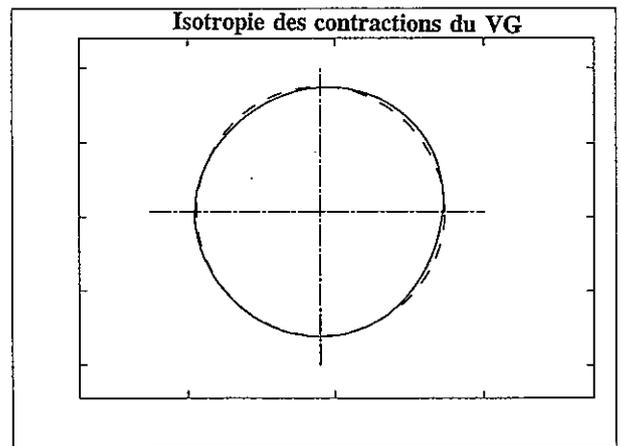


Figure 51b : Représentation de l'isotropie des contractions ventriculaires entre diastole et systole (isotropie parfaite en traits pointillés).

## 5. Écart au modèle elliptique

L'amplitude et la phase du quatrième coefficient de Fourier (sixième et septième paramètres du modèle) précisent enfin la nature des écarts entre le contour réel et le contour elliptique. Leur contribution rend compte de la triangularité du contour du VG. Cette nouvelle

information peut être utilisée pour modéliser des contours incluant les piliers cardiaques, qui superposent une forme triangulaire aux contours elliptiques du VG. Les deux paramètres  $C_3$  et  $\phi_3$  complètent donc la description géométrique du ventricule. Ils améliorent de manière significative la précision obtenue en ne retenant que les cinq premiers paramètres, puisqu'ils permettent de prendre en compte de petites déformations du contour du ventricule.

## C. SUIVI DU CONTOUR SUR 2 IMAGES SUCCESSIVES

Soient deux images échocardiographiques successives bruitées mais globalement identiques. Connaissant un contour du VG tracé sur la première selon certains critères implicites, il faut trouver le contour sur la seconde en respectant ces critères. La procédure de suivi doit donc être indépendante du contour lui-même et un simple algorithme de détections successives du contour au sens du traitement d'image ne peut être envisagé.

Pour illustrer le problème posé, nous retenons les images n° 13 et 14 de la séquence acquise avec la sonde tournante, et que la planche de la page suivante représente sous différentes formes. Les deux figures du haut (52a et 52b) reproduisent les deux images brutes  $512 \times 512$ . Elles sont globalement identiques et les seules modifications correspondent à des déplacements de motifs de quelques distances interpixels seulement. Introduits par la déformation du VG et la rotation de la sonde, ces déplacements sont visuellement imperceptibles. Sur ces deux images, nous avons tracé manuellement le contour du VG afin d'apprécier les résultats de la méthode de suivi. Le contour de l'image n° 13 sera une entrée de l'algorithme de suivi et le contour de l'image n° 14 permettra d'apprécier ses résultats par comparaison avec un suivi manuel.

Les deux figures du milieu (52c et 52d) sont des représentations 3D des niveaux de gris (pixel par pixel) dans une fenêtre  $100 \times 300$  englobant le VG. Cette vue "externe" du VG montre clairement les difficultés de localiser ses parois au voisinage de l'apex (en arrière de la perspective) où le contour est noyé dans le bruit, et de la valve mitrale (en avant) où il n'est pas défini puisque le VG est une cavité ouverte.

En bas (52e et 52f), figurent les niveaux de gris le long de 32 rayons angulairement équirépartis autour du centre d'inertie du contour. Cette vue "interne" du VG, mieux que la précédente, montre que les lignes de niveaux de gris (LNG) ont globalement même forme d'une image à l'autre. Elles se sont pourtant déplacées et nous nous proposons d'estimer ce



## 1. Principe de la méthode de suivi

Sur la première image  $I_P$  ( $P$  pour précédente) où est tracé manuellement un contour continu du VG, on localise le centre d'inertie  $I$  de ce contour puis on relève les 32 échantillons qui le définissent à mieux de 1 % le long de 32 rayons angulairement équirépartis autour de  $I$ . Pour chaque échantillon indicé  $n$  ( $0 \leq n \leq N-1$ ,  $N=32$ ), on relève sur  $I_P$  la distance  $\rho_n^P$  de l'échantillon à  $I$  ainsi que la LNG  $\{g_{i,n}^P\}$  en fonction de la distance  $\rho_i = i \, d\rho$  à  $I$  où  $d\rho$  est le pas d'échantillonnage du rayon incliné de l'angle  $\theta_n$  par rapport aux lignes de l'image, de l'ordre de la distance interpixel. Pour échantillonner cette LNG, on utilise la procédure de Bresenham qui retourne les niveaux de gris des pixels les plus proches des points équidistants d'un segment de droite.

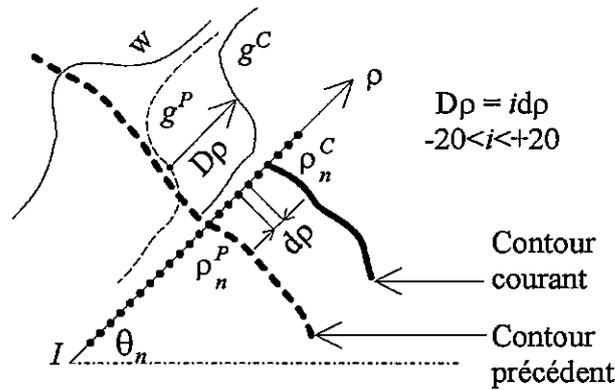


Figure 53 : Principe de la méthode de suivi du contour du VG.

Sur la seconde image  $I_C$  ( $C$  pour courante), on relève 32 nouvelles LNG radiales  $\{g_{i,n}^C\}$  le long des mêmes rayons et à partir du même centre  $I$ , puis on estime les 32 fonctions d'intercorrélation

$$r_{k,n} = \sum_i w_i g_{i,n}^P g_{i-k,n}^C \quad (12)$$

avec une fenêtre  $\{w_i\}$  centrée sur l'échantillon disponible. On localise ensuite sur chaque fonction indicée  $n$  le maximum principal par son décalage  $D\rho_n = k_n \, d\rho$ . Si  $|k_n|$  est de quelques unités, c'est-à-dire si le décalage est de quelques distances inter-pixels, on assimile le déplacement radial de l'échantillon  $n$  à  $D\rho_n$  en posant  $\rho_n^C = \rho_n^P + D\rho_n$ . Sinon, on considère que la recherche de ce déplacement radial a été infructueuse.

On dispose donc d'un échantillonnage incomplet  $\{\rho_n^G\}$  du contour de l'image courante. Pour fermer ce contour, on procède par interpolation entre les échantillons disponibles, après lissage de Fourier, en utilisant la méthode de fermeture qui a été détaillée au chapitre 4 (page 111). Rappelons que cette méthode nécessite de se fixer un ordre  $K$  de troncature représentatif de la rigidité du contour. On peut par exemple choisir  $K = 8$  pour un contour apical.

Il est facile d'imaginer qu'une méthode aussi sommaire ne peut permettre de suivre le contour du VG dans une séquence d'images mais, au niveau du principe, la question est de savoir si elle peut constituer une bonne base d'étude. Nous avons répondu par l'affirmative après l'avoir appliquée sur quelques cas simples comme celui du rayon horizontal n°1 (figure 54a) des deux images précédentes.

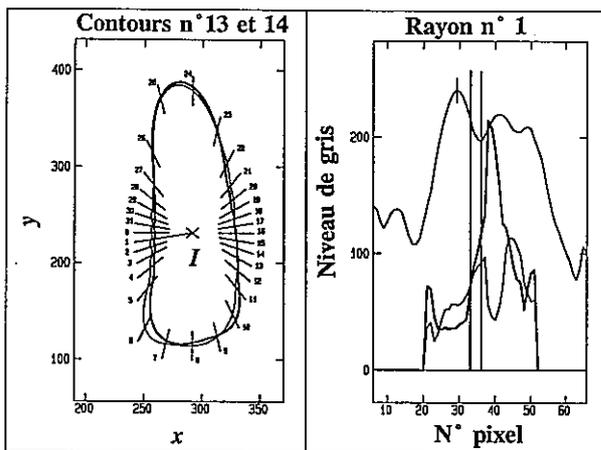


Figure 54a : Courbes de niveaux de gris (en bas) et fonction d'intercorrélacion (en haut) le long du rayon n°1 repéré dans la partie gauche.

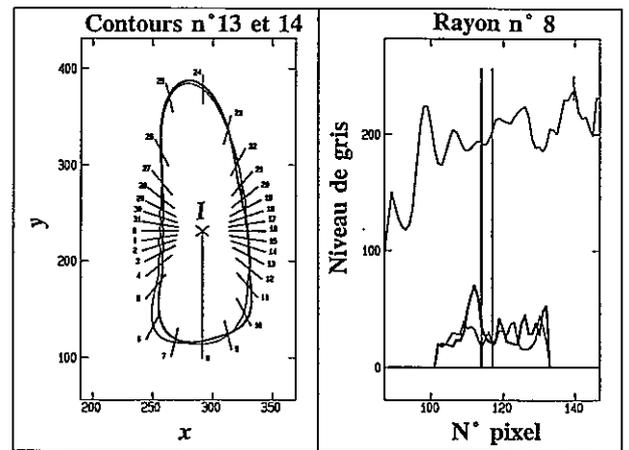


Figure 54b : Courbes de niveaux de gris (en bas) et fonction d'intercorrélacion (en haut) le long du rayon n°8 repéré dans la partie gauche.

Les deux LNG relevées le long de ce rayon sont effectivement décalées et ce décalage est très proche, visuellement, de celui relevé sur les contours manuels et matérialisé par deux traits verticaux, l'un en trait simple et l'autre en gras. Il est également très proche de celui fourni par le maximum principal de la fonction d'intercorrélacion (estimée avec une fenêtre rectangulaire de largeur 15 distances interpixels) qui est ici repéré par un petit segment vertical. D'autres cas moins simples, comme celui du rayon vertical n°8, n'ont pas donné de résultat probant (figure 54b) mais aucune méthode ne peut à notre avis être efficace dans un tel cas de contour, indiscernable car noyé dans le bruit de l'image.

A partir de ce constat, nous avons tenté de perfectionner la méthode en trois étapes.

La première a eu pour objectif d'obtenir des LNG moins bruitées par lissage au voisinage du rayon considéré. La seconde a été d'améliorer l'estimateur de l'intercorrélacion par apodisation des LNG décrémentationées. La troisième a été consacrée à la fermeture du contour en considérant les déplacements radiaux relatifs des échantillons plutôt que le contour lui-même. Nous présentons ci-dessous les résultats de ces trois études.

## 2. Lissage et décrémentation des LNG radiales

En affectant à chaque point  $\rho_i = i \, d\rho$  d'un rayon le niveau de gris du pixel le plus proche, on obtient des LNG très bruitées. Pour réduire le bruit, on peut retenir la moyenne des niveaux de gris des pixels contenus dans des zones centrées sur les points, mais ceci fait perdre en résolution le long du rayon où nous voulons détecter un décalage de LNG avec une précision de l'ordre de la distance interpixel.

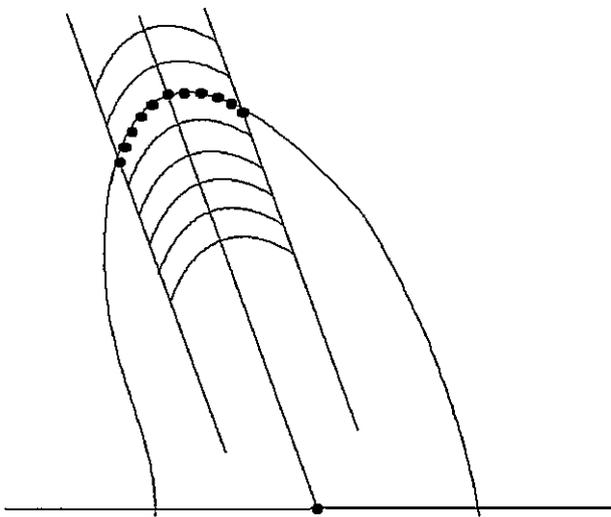


Figure 55a : Lissage le long de lignes courbes localement parallèles au contour.

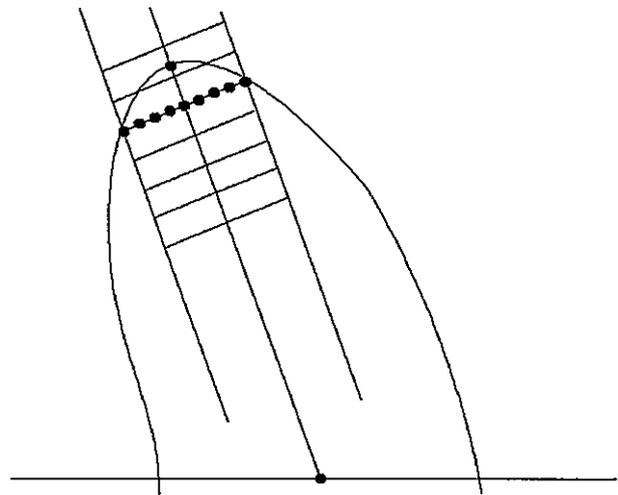


Figure 55b : Lissage le long de lignes droites localement parallèles à la sécante au contour.

C'est pourquoi nous avons plutôt envisagé de moyenner le long de segments de courbes parallèles au contour et qui coupent le rayon aux points distants de  $d\rho$ , comme indiqué sur la figure 55a. La procédure étant trop complexe pour un suivi rapide, nous avons finalement moyenné le long de segments parallèles à la droite qui passe par les deux échantillons du contour voisins de celui qui définit le rayon (figure 55b), et dont la direction est donc proche de celle de la tangente au contour.

En pratique, les pas d'échantillonnage du rayon et de la sécante sont choisis au plus juste pour éviter de comptabiliser 2 fois le même pixel dans l'algorithme de Bresenham. Dans une direction  $\theta$  avec les lignes de l'image, on doit prendre  $d\rho = di / \sup(|\cos \theta|, |\sin \theta|)$  où  $di$  est la distance interpixel. Dans ce contexte, l'ordre du lissage peut être défini par le nombre de pixels que l'on considère de part et d'autre du rayon, le long d'une parallèle à la sécante, pour calculer la moyenne des niveaux de gris en chaque point de la LNG. A l'ordre 0, il n'y a pas de lissage et ce sont les pixels les plus proches des points du rayon qui sont considérés. A l'ordre 1, une moyenne est réalisée en chaque point du rayon sur 3 pixels : le plus proche et les deux qui en sont les plus proches dans la direction de la tangente. En prenant 5 pixels dans cette direction (2 de part et d'autre), on définit un lissage à l'ordre 2. Et ainsi de suite.

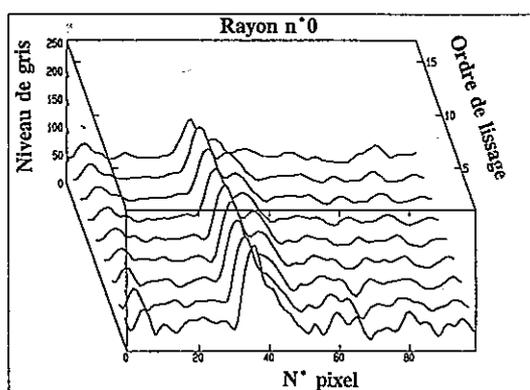


Figure 56a : Courbes de niveaux de gris lissées le long du rayon n°0, en fonction de l'ordre de lissage.

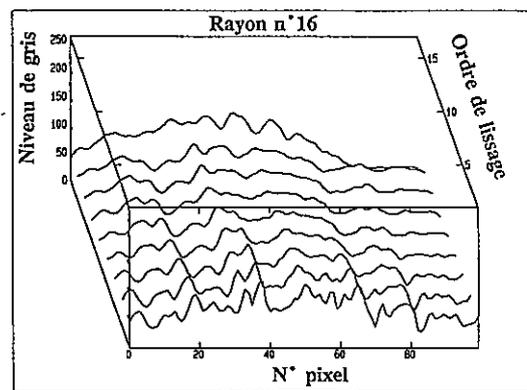


Figure 56b : Courbes de niveaux de gris lissées le long du rayon n°16, en fonction de l'ordre de lissage.

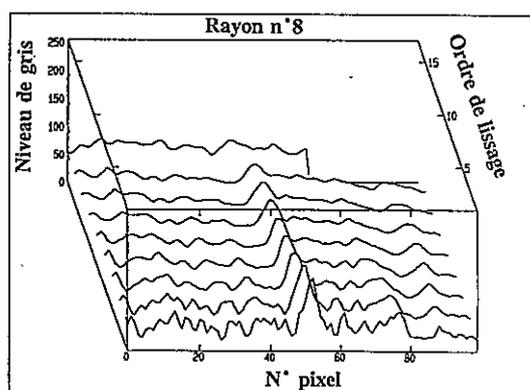


Figure 56c : Courbes de niveaux de gris lissées le long du rayon n°8, en fonction de l'ordre de lissage.

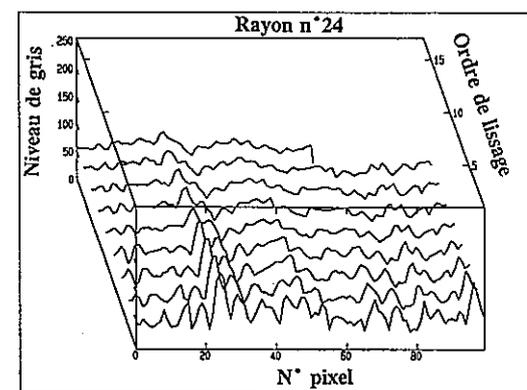


Figure 56d : Courbes de niveaux de gris lissées le long du rayon n°24, en fonction de l'ordre de lissage.

Les figures ci-dessus montrent les évolutions de quelques LNG en fonction de l'ordre

de lissage sur l'image n°13. Elles sont relevées le long des 4 rayons horizontaux n°0 et 16 (figures 56a et 56b) verticaux n°8 et 24 (figures 56c et 56d). Les ordres de lissage croissent d'avant en arrière de la perspective à partir du cas non lissé (ordre 0). On observe qu'à partir du lissage à l'ordre 4, les courbes sont globalement identiques. Cette observation étant confirmée par bien d'autres cas, nous avons choisi de fixer l'ordre du lissage à 5.

Après lissage, nous décrétons les LNG (en retranchant à chaque niveau de gris le niveau précédent) pour les rendre quasi stationnaires. Cette opération est justifiée pour l'étude des contours où il est habituel de considérer les gradients de niveaux de gris plutôt que leurs valeurs absolues ; elle l'est également pour l'étude de l'intercorrélacion puisque celle-ci n'est en toute rigueur définie que pour des signaux stationnaires.

### 3. Apodisation et normalisation des LNG

Pour une bonne estimation du déplacement radial d'un échantillon du contour, il ne faut faire l'intercorrélacion qu'au voisinage de cet échantillon. Le problème est donc de délimiter la zone d'intercorrélacion qui, idéalement, ne devrait contenir que les niveaux de gris les plus sensibles au déplacement de l'échantillon.

L'apodisation par une fenêtre  $\{w_i\}$  en forme de cloche centrée sur l'échantillon, plutôt que rectangulaire, améliore la qualité de l'estimateur d'intercorrélacion. En pondérant chaque niveau de gris, elle majore la contribution des niveaux proches de l'échantillon qui sont les plus sensibles au déplacement, car celui-ci n'est que de quelques décalages. Nous adoptons une classique fenêtre de Von Hann car, contrairement à celle de Hamming, elle annule les contributions des niveaux à ses extrémités. D'autre part, pour que la valeur de la fonction d'intercorrélacion au décalage nul soit égale au coefficient d'intercorrélacion entre les deux courbes de niveaux de gris apodisées, nous centrons ces deux courbes et divisons toutes les amplitudes par leur écart-type estimé dans la fenêtre.

Il reste alors à déterminer la largeur de la fenêtre d'apodisation  $\{w_i\}$ , ce que nous avons fait empiriquement, comme pour l'ordre de lissage. La figure 57 représente, en fonction de la largeur de la fenêtre, les 32 décalages des maxima de la fonction d'intercorrélacion estimée le long des 32 rayons communs aux contours n°13 et 14. Pour faciliter les comparaisons d'un rayon à l'autre, nous avons considéré la largeur à mi-hauteur exprimée en pourcentage de la distance entre l'échantillon considéré et le centre d'inertie du

contour ; nous avons d'autre part annulé les décalages manifestement hors d'échelle. Pour chaque rayon, les décalages retenus correspondent à des largeurs de fenêtre comprises entre 10 % et 42 % par pas de 1 %. On observe une plus grande stabilité des résultats pour une largeur d'environ 15 %, valeur que nous retenons.

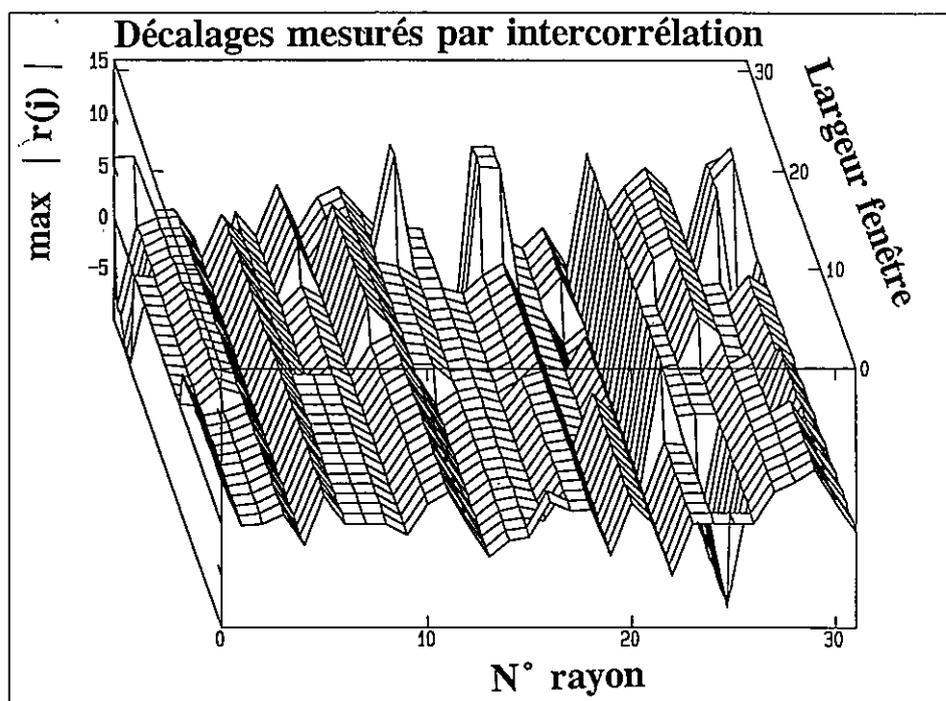


Figure 57 : Décalages mesurés par intercorrélation en fonction de la largeur de la fenêtre d'apodisation (faibles largeurs en arrière de la perspective).

Après apodisation, un maximum est toujours présent sur la fonction d'intercorrélation, ce qui n'était pas le cas avec une fenêtre rectangulaire. Mais ce maximum peut ne pas correspondre à un déplacement radial de l'échantillon du contour, comme c'est le cas au voisinage de l'apex où l'image est si bruitée que le contour est indiscernable, tandis que ce contour n'existe pas physiquement au voisinage de la valve mitrale qui est ouverte. Le long de tels rayons, les deux LNG ne sont que très faiblement corrélées et leur coefficient de corrélation est très faible. Avec notre normalisation, ce coefficient est la valeur de la fonction d'intercorrélation pour un décalage nul. Mais l'amplitude du maximum indique le degré de corrélation des deux LNG décalées du déplacement mesuré de l'échantillon. Toujours positive, mais parfois supérieure à 1, cette valeur est choisie comme indicateur de la qualité de la mesure du déplacement et nous l'associerons désormais systématiquement au résultat de cette mesure par intercorrélation.

#### 4. Analyse globale des déplacements mesurés

La figure 59 de la page 131 ci-contre présente nos résultats pour les images 13 et 14, avec le format des figures 54a et 54b de la page 125, pour un ordre de lissage 5 et une largeur de 15 % du rayon pour la fenêtre d'apodisation.

Après lissage, décrémentation, apodisation puis normalisation des 32 paires de LNG précédentes et courantes, le long de 32 rayons, on dispose de 32 déplacements radiaux estimés des échantillons du contour précédent à partir de son centre d'inertie, ainsi que de 32 indicateurs de la qualité de ces estimations. Les déplacements  $\Delta_n$  sont exprimés en valeurs relatives par rapport aux rayons précédents ; les indicateurs  $\delta_n$ , toujours positifs, peuvent être considérés comme des poids. La figure 58 ci-dessous présente ces résultats pour nos deux images.

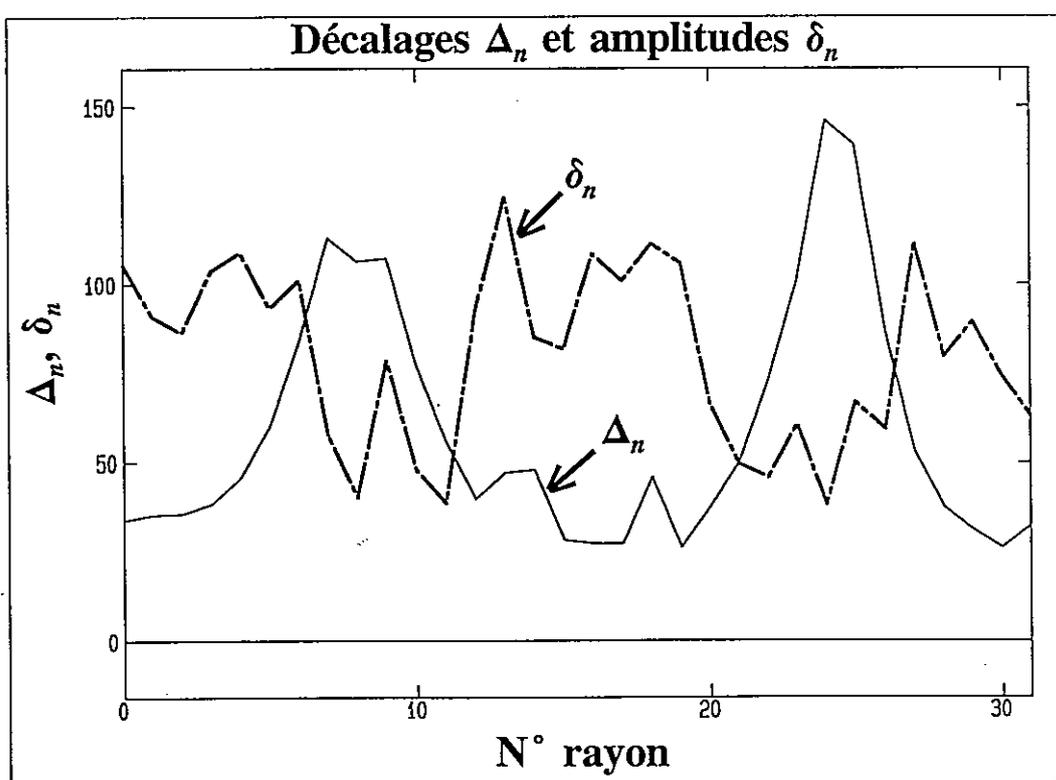


Figure 58 : Décalages (traits pleins) et amplitudes (traits épais mixtes) des maxima des fonctions d'intercorrélations des LNG le long des 32 rayons des images 13 et 14.

Le problème est maintenant de déduire de ces résultats le contour de l'image courante. Pour cela, nous proposons une solution en deux temps.

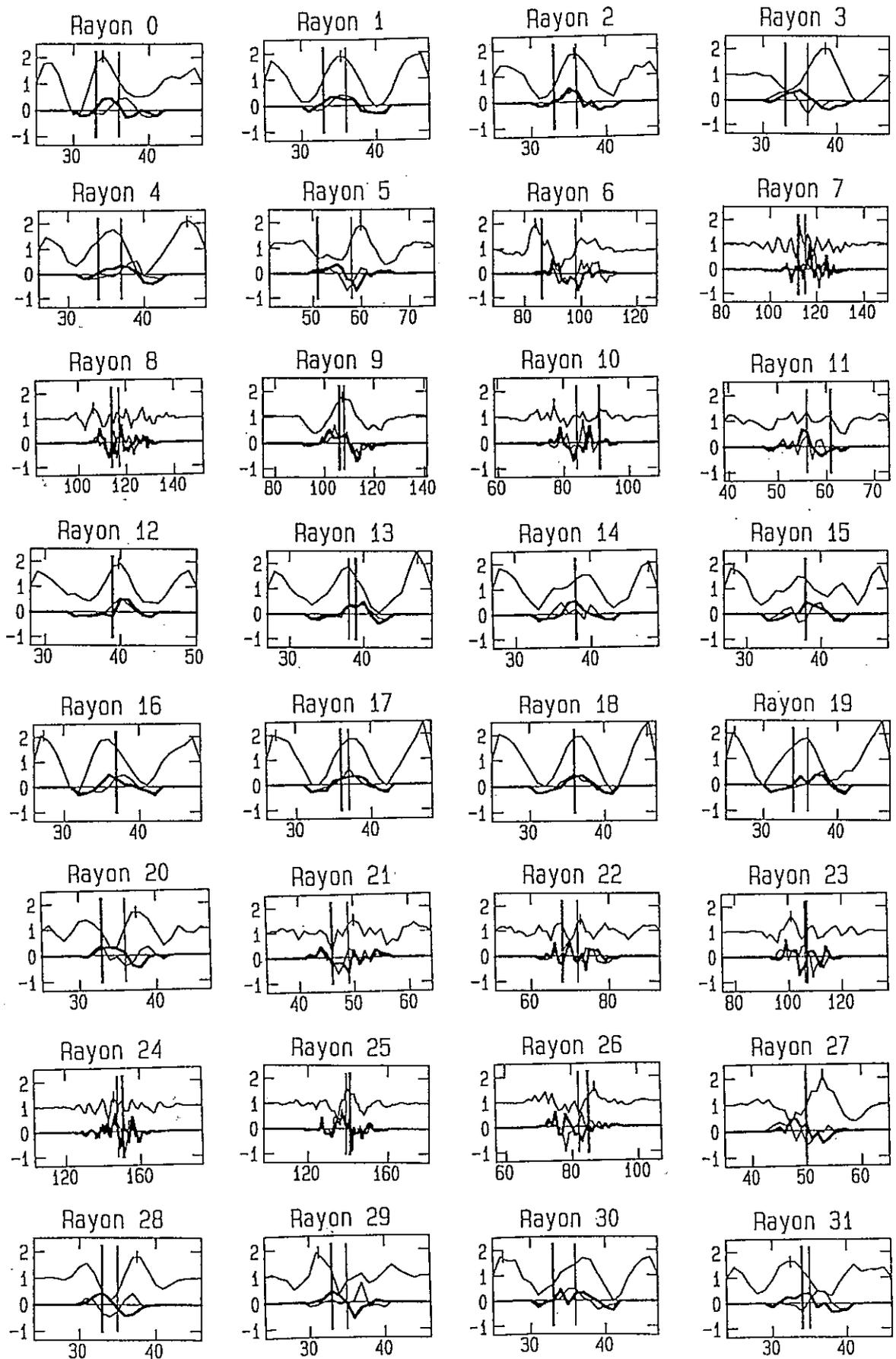


Figure 59 : Fonctions d'intercorrélation relevées sur les 32 rayons des images n° 13 et 14, avec un ordre de lissage 5 et une largeur de fenêtre d'apodisation de 15 %.

Ignorons tout d'abord les poids, ce qui revient à considérer que tous les décalages mesurés  $\Delta_n = D\rho_n / \rho_n^P$  ont tous la même erreur de mesure. Une première approche globale consiste à en déduire les 32 échantillons du contour courant,  $\rho_n^C = \rho_n^P (1 + \Delta_n)$ , puis à lisser ce contour par modélisation SFDP pour tenir compte des erreurs de mesure. Ceci implique de localiser le centre d'inertie puis de calculer les coefficients de Fourier  $\{C_m^C\}$  du contour courant développé autour de ce centre. Un calcul plus rapide, mais approché, peut alors être utilisé pour estimer le nouveau centre d'inertie et les nouveaux coefficients directement à partir de leurs anciennes valeurs et des décalages mesurés. En effet, on déduit de l'expression (2) des coefficients de Fourier (page 56) que

$$dC_m = \sum_{i=0}^{N-1} \frac{\partial C_m}{\partial \rho_n} d\rho_n = \sum_{i=0}^{N-1} e^{-i2\pi n \frac{M}{N}} d\rho_n \quad (13)$$

En première approximation, les variations des coefficients de Fourier sont donc données par la transformée de Fourier des décalages tandis que l'amplitude et la phase de  $dC_1$  donnent directement la direction et l'éloignement du centre d'inertie courant par rapport au précédent (voir annexe A page 193). Un calcul différentiel sur les déplacements d'échantillons, plutôt que sur leurs positions absolues, permet donc d'accélérer le traitement.

Une analyse harmonique des déplacements relatifs a de plus l'avantage de donner une signification physique remarquable à chacun des premiers coefficients de Fourier, en liaison directe avec leur interprétation géométrique illustrée sur les figures 25a à 25d de la page 64. Le premier coefficient rend compte de l'isotropie de la déformation du contour. Il est la moyenne des déplacements relatifs et ne considérer que lui revient à égaliser tous ces déplacements. Ceci correspond alors à un mouvement centripète ou centrifuge du contour, dans lequel le centre d'inertie n'est pas changé. Le second coefficient rend compte exclusivement du déplacement du centre d'inertie, aussi bien en importance (amplitude de  $C_1$ ) qu'en direction (phase de  $C_1$ ), et donc du déplacement global du contour. Le troisième coefficient rend compte de l'allongement ou de la contraction du contour, dont l'ampleur est fournie par son amplitude, dans une direction donnée par sa phase. Les coefficients suivants rendent compte de déformations polygonales du contour : en triangle, carré, pentagone, ... L'analyse globale des coefficients de Fourier des déplacements relatifs des échantillons fournit donc directement de très précieuses indications sur la déformation du contour par décomposition en déformations élémentaires. Une troncature de la série de Fourier des déplacements relatifs, c'est-à-dire un lissage par moindres carrés, revient à ne prendre en compte que quelques unes de ces déformations élémentaires.

Cette analyse des déplacements non pondérés nous permet maintenant d'introduire les coefficients de corrélation, assimilés à des poids, de façon progressive. Tout d'abord, la moyenne pondérée des déplacements donne directement l'amplitude d'une déformation isotrope du contour (contraction ou dilatation) sans changement de position du centre d'inertie. En superposant à cette moyenne la sinusoïde de période  $2\pi$  qui lisse les déplacements par MC pondérés, on obtient le déplacement de ce centre d'inertie en importance (amplitude de la sinusoïde) et en direction (phase). En superposant à cette sinusoïde une seconde de période double, toujours par MC pondérés, on accède à l'allongement (ou à la contraction) du contour dans une direction et avec une amplitude fournies par le lissage. Et ainsi de suite. Remarquons que de tels lissages MC pondérés ne posent aucune difficulté pratique car la majorité des bibliothèques d'analyse numérique contient des procédures robustes et rapides pour les réaliser.

On peut également tenir compte des poids en éliminant les résultats qui ont un poids trop faible. Une telle mesure, *a priori* drastique, est en réalité parfaitement justifiée puisque nous savons que la mesure du déplacement radial du contour n'a aucun sens lorsque ce contour n'existe pas ou qu'il est complètement noyé dans le bruit. Dans le même ordre d'idée, l'élimination des déplacements trop éloignés de leurs voisins immédiats est aussi justifiée car nous savons que le contour du VG a une certaine rigidité, fixée par les lois de la mécanique. Les déplacements qui rompent la continuité spatiale du contour doivent donc être considérés comme des mesures aberrantes. En effet, même si le coefficient de corrélation est élevé, elles correspondent en fait à un changement de vallée, dans le relief des niveaux de gris, lors du passage d'une image à la suivante. L'élimination progressive de ces mesures aberrantes est habituellement réalisée par lissage MC itératif (à chaque itération, on affecte à tout déplacement un poids proportionnel à une puissance négative de son éloignement à la courbe lissée courante). Mais une telle procédure est incompatible avec une analyse temps réel. Aussi, pour tenir compte à la fois des corrélations et des aberrations, nous décidons d'éliminer les mesures de déplacements avec un poids inférieur à 0,4, ou dont l'amplitude est supérieure à 5 % du rayon. Ces deux valeurs seuil ont été déterminées à la suite d'une étude systématique des 62 contours de notre séquence avec sonde tournante.

Après élimination des résultats sans signification physique, nous disposons donc d'un ensemble incomplet de déplacements relatifs à partir duquel il faut déduire le contour de l'image courante. En continuité de notre modélisation SFDP et de l'analyse harmonique exposée ci-dessus, nous le traitons avec l'algorithme de fermeture de contour par interpo-

lation-lissage qui a été détaillé au chapitre 4 page 109. A noter que nous utilisons la version simplifiée de cet algorithme, paragraphe V.A.2 page 111, la recherche du centre d'inertie n'ayant ici aucun sens. Ainsi, les premiers coefficients de Fourier de la série incomplète des déplacements permettent un suivi en plusieurs étapes qui correspondent chacune à un critère de rigidité de plus en plus souple.

- le premier coefficient de Fourier  $C_0$  correspond à une déformation isotrope du contour autour de son centre d'inertie,
- le second,  $C_1 = c_1 \exp(i\phi_1)$ , correspond à un déplacement du centre d'inertie dans la direction  $\pi - \phi_1$  et d'amplitude  $c_1$ ,
- le troisième,  $C_2 = c_2 \exp(i\phi_2)$ , correspond à un allongement ou à une contraction anisotrope du contour dans la direction  $\phi_2$  et avec une amplitude  $c_2$ .

Nous présentons maintenant, avec ces trois coefficients  $C_0$ ,  $C_1$  et  $C_2$ , les contours obtenus par suivi du contour initial tracé manuellement sur la première image d'une séquence.

## D. SUIVI DU CONTOUR DANS UNE SÉQUENCE D'IMAGES

Mettre au point une méthode de suivi de contour entre deux images successives d'une séquence ne constitue qu'une ébauche du problème car, en pratique, nous sommes concernés par des séquences d'images qui sont de très grande dimension pour un suivi en temps réel. Comme chaque nouveau contour d'image s'appuie sur le contour de l'image précédente, il est clair que la convergence de l'algorithme de suivi a une importance capitale. Après avoir présenté les résultats de notre algorithme d'intercorrélation sur une séquence d'images parasternales, *a priori* faciles à suivre, nous testons cet algorithme sur une séquence d'images apicales, bien plus difficiles. Notre conclusion est qu'il constitue une bonne base de départ mais qu'il doit être adapté pour un suivi en temps réel dans le cadre d'une restitution 3D du VG avec sonde tournante. Nous proposons que cette adaptation soit faite par apprentissage supervisé dans le cadre d'un suivi en temps réel par un réseau de neurones formel (RNF).

### 1. Résultats pour des coupes parasternales

La paroi interne du VG est toujours bien visible sur les coupes parasternales. Lorsque ces coupes ne concernent pas les piliers cardiaques, le contour a la forme d'une ellipse très

arrondie et le suivi ne devrait pas poser de problème particulier.

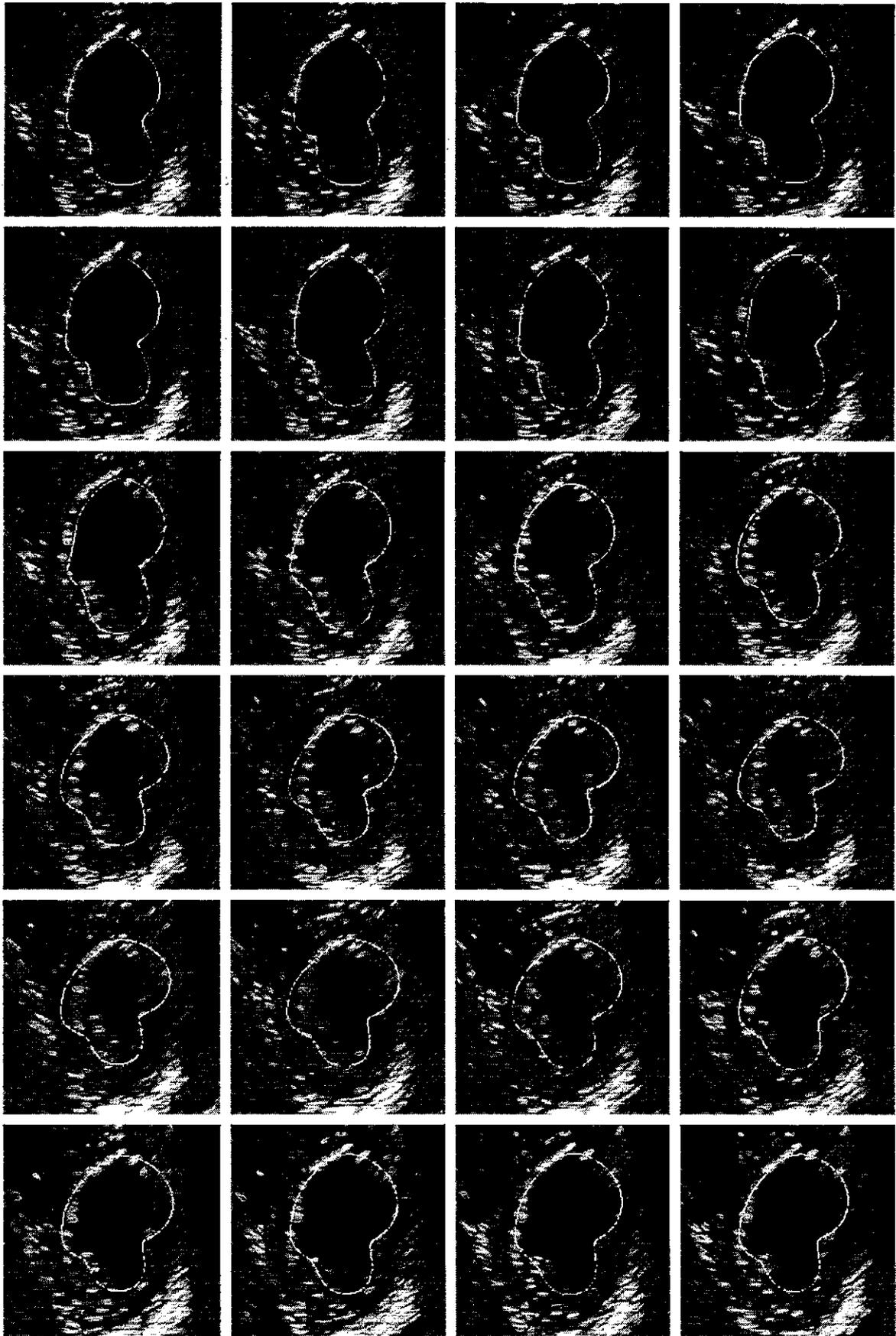
Lorsque les piliers sont présents sur les images, le contour a une forme plus complexe et son suivi devient moins évident. La première planche (figure 60 de la page suivante) présente de telles images auxquelles nous avons superposé les contours suivis à partir de la seule donnée du tracé manuel de la première image. La seconde planche (figure 61 page 137) reprend les mêmes images mais, cette fois, le contour manuel sur la première d'entre elles a été tracé en faisant abstraction des piliers cardiaques.

## 2. Résultats pour des coupes apicales

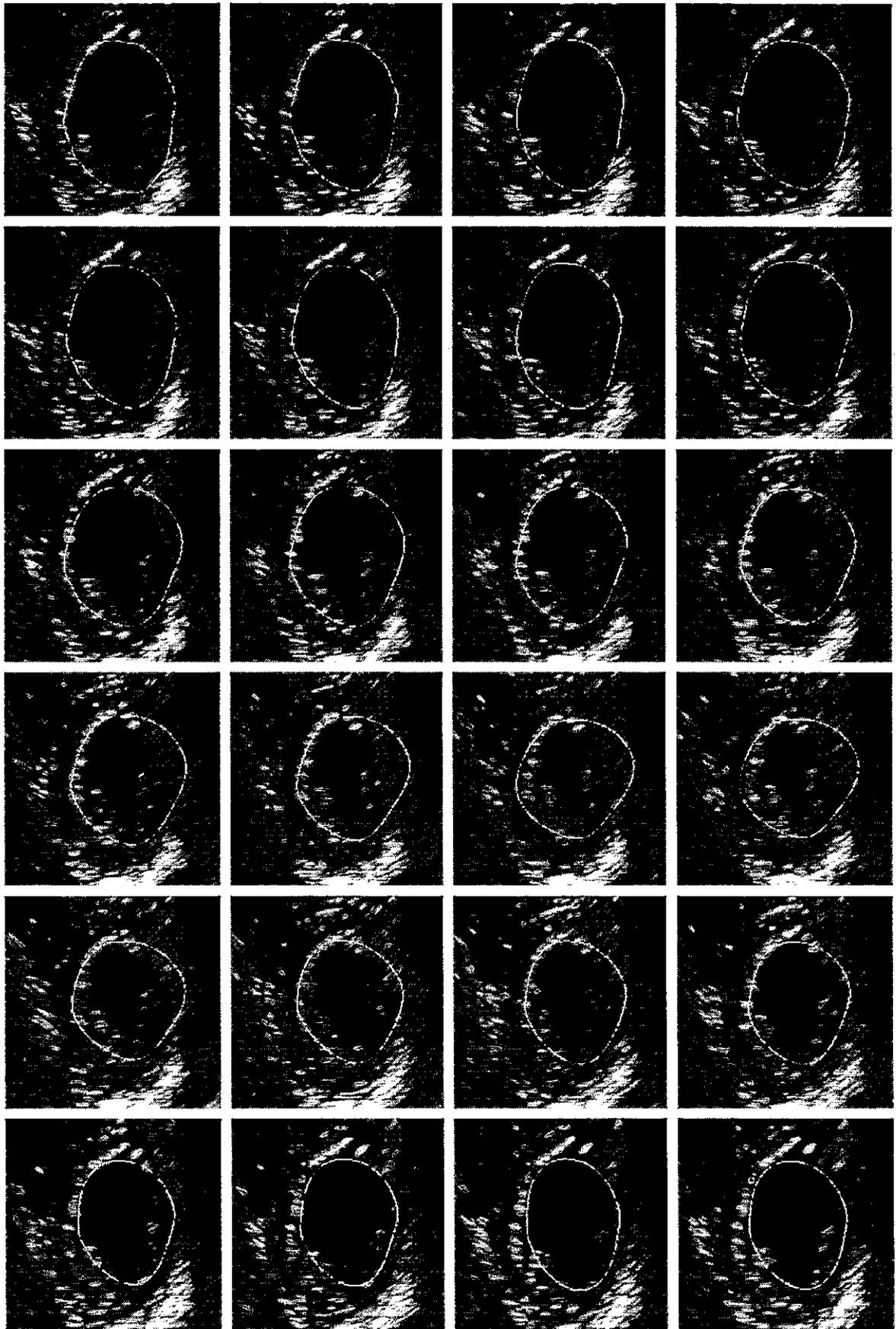
La planche de la page 138 est relative à la séquence des 62 images acquises avec notre sonde tournante. Elle présente les contours tracés manuellement sur chaque image et les contours automatiquement déterminés par notre algorithme de suivi (traits forts), à partir du tracé manuel d'un contour initial sur la première image.

Dans le cadre d'une étude de faisabilité, les résultats que nous obtenons nous satisfont pleinement. Nous pensons en effet avoir démontré qu'il est possible de suivre les déplacements du contour du VG dans une séquence d'images, même dans des cas difficiles. Evidemment, les résultats que nous obtenons sont encore modestes par rapport à l'objectif final que nous visons. Mais ils sont néanmoins très encourageants dans la mesure où les algorithmes mis en oeuvre sont simples et rudimentaires, et n'exploitent pas toute l'information spatiale et temporelle des séquences. Avec de tels algorithmes, nous pensons qu'il aurait été miraculeux d'obtenir des résultats meilleurs que ceux que nous obtenons.

Maintenant que la faisabilité est démontrée, il faut considérer le problème dans sa globalité en introduisant une rigidité spatiale et temporelle dans la forme des contours. Les contours du VG obéissent à des lois physiques et mécaniques qui interdisent des variations désordonnées de leur forme. On doit donc comparer le déplacement de chaque nouvel échantillon d'une part au déplacement des échantillons voisins dans l'image, d'autre part au déplacement des échantillons identiques des images précédentes. Enfin, pour améliorer la convergence des résultats, il faut tenir compte de l'ECG qui donne une indication sur la contraction ou la dilatation du VG.



*Figure 60 : Suivi des contours qui prennent en compte les piliers cardiaques sur la séquence de 24 images parasternales.*



*Figure 61 : Suivi des contours qui excluent les piliers cardiaques sur la séquence de 24 images parasternales.*

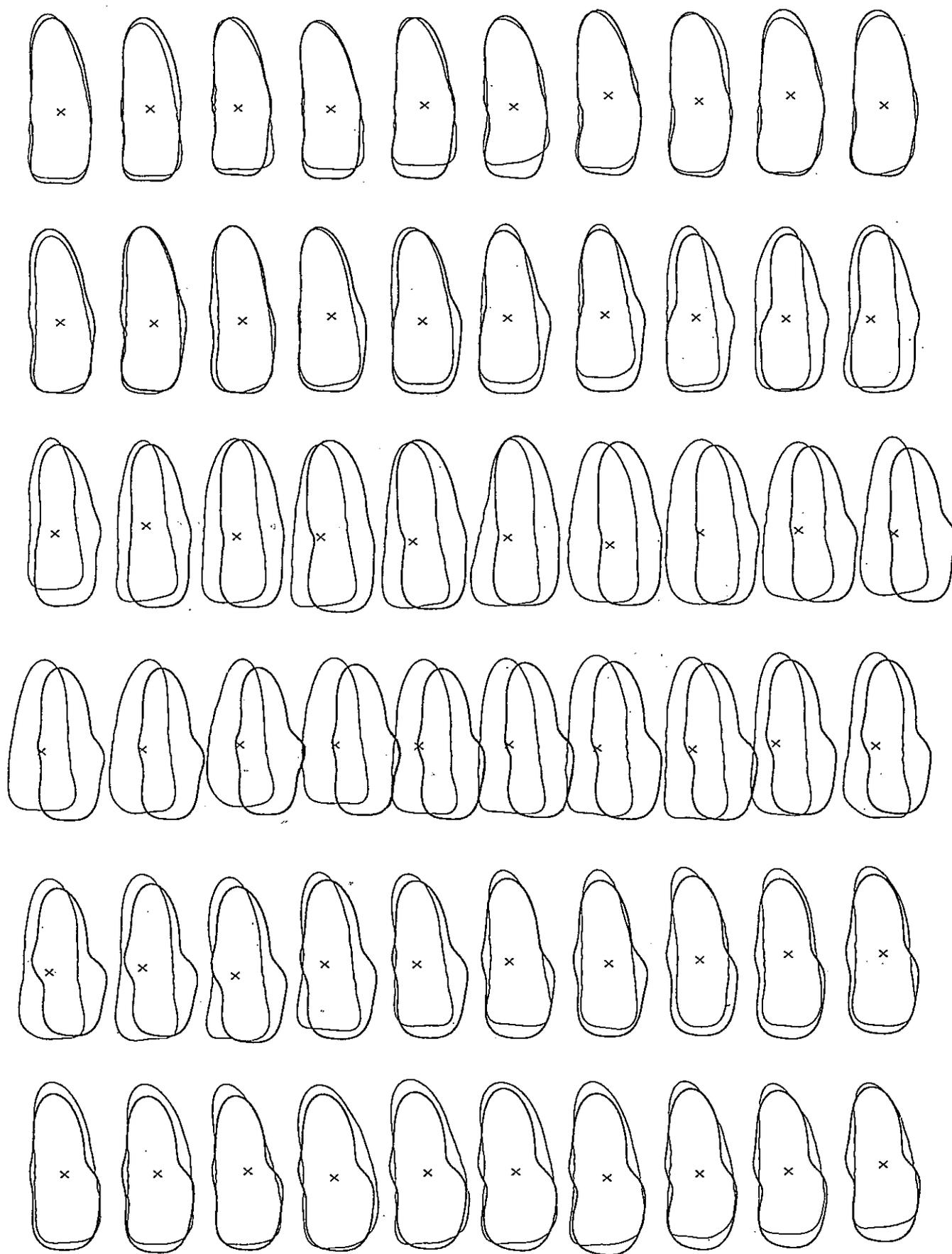


Figure 62 : Superposition des contours manuels et déterminés automatiquement par suivi (traits épais), sur la séquence de 62 images acquises avec la sonde tournante.

### 3. Proposition de suivi par RNF

Dans un contexte temps-réel, il ne nous semble pas opportun d'introduire ces nouveaux paramètres dans un algorithme séquentiel qui serait trop complexe, et donc peu robuste. C'est pourquoi nous envisageons d'améliorer notre méthode de suivi en l'implantant sur une batterie de réseaux de neurones. Ceci sera l'objet d'un travail futur qui ne fait pas partie de cette thèse mais dont nous présentons une ébauche de cahier des charges.

Notre idée de base est de tenir compte, pour le suivi, d'autres informations que l'intercorrélation afin de rendre compte plus complètement de la démarche logique (mais complexe) du médecin pour tracer manuellement un contour. Concrètement, celui-ci associe à chaque nouvelle image un contour qui tient compte simultanément :

- de la continuité spatiale : le contour est relativement lisse et sa variation dans un secteur angulaire est liée à ses variations dans les secteurs voisins,
- de la continuité temporelle : à un angle donné, il ne peut y avoir de variation brusque du rayon du contour sur une image par rapport aux images précédentes et suivantes,
- de l'électrocardiogramme (ECG) qui est généralement enregistré en même temps que les images ; la corrélation entre l'ECG et le contour est très forte mais il n'existe pas à notre connaissance de relation simple qui en rende compte (non linéarité),
- éventuellement, d'autres données cardiologiques relatives à l'évolution habituelle du VG (lois mécaniques ou de circulation des fluides) ou au patient lui-même.

La prise en compte de toutes ces informations dans un programme de traitement en temps réel ne nous semble pas envisageable. C'est pourquoi nous avons pensé à un apprentissage supervisé avec des réseaux de neurones formels (RNF). Notre proposition est d'estimer chaque décalage  $D\rho$  par un réseau de neurones. Il faudrait donc 32 réseaux fonctionnant simultanément pour déterminer le contour du VG d'une image. Ces réseaux utiliseraient les résultats du traitement d'une ou plusieurs images précédentes de la séquence (pour exploiter la continuité) ainsi que l'ECG et éventuellement d'autres données supplémentaires. Evidemment, ces réseaux devraient être utilisés en estimateurs et non pas en classifieurs.

Le rôle d'un RNF unique serait donc d'estimer le décalage radial d'un échantillon du contour en valeur relative par rapport au rayon défini par cet échantillon sur l'image précédente. Ses entrées seraient constituées de toutes les informations nécessaires à la mesure du décalage. Elles restent à préciser mais voici quelques propositions :

- amplitude et décalage de la fonction d'intercorrélation des deux courbes de niveaux de

gris lissées à un certain ordre et apodisées par une fenêtre de Von Hann de largeur fixée,

- écart entre les valeurs estimée et lissée (avec les premiers coefficients de Fourier  $C_0$ ,  $C_1$  et  $C_2$ ) du décalage de l'image précédente,
- valeurs des décalages angulairement voisins sur l'image précédente,
- valeurs des décalages antérieurs au même angle,
- paramètre de position de l'image dans le cycle cardiaque (d'après l'ECG).

La double continuité spatiale et temporelle du contour du VG est un élément essentiel du problème. En effet, pour déterminer une variation radiale  $D_r$  du contour, l'expert s'appuie sur cette double continuité :

- à un instant fixé, c'est à dire sur une image, les échantillons du contour, ainsi probablement que les écarts  $D_\rho$ , doivent présenter une certaine continuité en fonction de l'angle. Pour des raisons physiques (mécanique du VG, principe d'écoulement des fluides, ...), il est en effet exclu qu'un échantillon s'écarte trop du contour lissé,
- à un angle donné, c'est à dire pour le même rayon relevé sur plusieurs images, la variation  $D_\rho$  du rayon local du VG s'inscrit assurément en continuité des variations antérieures à ce même angle. Ceci provient également des lois de la physique qui régissent la dynamique du VG pendant un cycle cardiaque.

A défaut de pouvoir disposer des décalages des échantillons voisins sur la même image, ce qui nécessiterait un RNF unique au lieu d'une batterie de 32 RNF en parallèle, on les approxime par ceux de l'image précédente. Par contre, il n'y a pas de difficulté à mémoriser les écarts au même angle sur quelques images antérieures. On peut aussi envisager de comprimer ces informations par une valeur extrapolée de l'écart recherché en utilisant un modèle mécanique des déformations. Une étude complète de ces déformations devrait permettre de sélectionner un ou plusieurs paramètres significatifs, car il faut essayer de faire des choix sur les données à apporter au réseau afin d'éviter un nombre démesuré d'entrées. L'objectif à atteindre est d'obtenir un maximum d'information pour un nombre minimum d'entrées, de manière à aboutir à une architecture de réseaux de neurones qui ne soit pas trop lourde.

Bien que l'idée de réseaux du type perceptron multicouche ait été évoquée par les spécialistes que nous avons consultés, il est sans doute prématuré de définir une architecture adaptée à notre problème car, s'il faut choisir entre plusieurs entrées/sorties possibles, le critère d'une simplification de l'architecture doit être considéré. En développant un réseau

par rayon, il faut un nombre important d'exemples pour l'apprentissage. Si cette utilisation des RNF se révèle trop lourde à mettre en oeuvre, il sera toujours possible de prévoir l'utilisation d'un unique réseau glissant sur les 32 directions. En sélectionnant à chaque fois 3 ou 5 directions consécutives qui traitent le secteur angulaire "milieu", on pourra utiliser la propriété de continuité du contour. Cette méthode, bien que réduisant le nombre de RNF, présente cependant l'inconvénient de ne pas dédier chaque réseau à une direction. En voulant traiter par le même réseau des décalages de nature différentes, on risque d'obtenir des résultats de qualité assez médiocre. La difficulté de réalisation matérielle des RNF doit également être prise en considération car nous envisageons de construire nous-même un réseau prototype. Le LESI travaille actuellement à la réalisation matérielle d'un filtre adaptatif neuronal pour l'ECG avec un ensemble Telmat de composants L-neuros et de transputers. Dans le même temps, il nous faudra simuler le fonctionnement de plusieurs RNF avant de choisir celui que nous implanterons sur ce matériel.



## VI. ASPECTS 3D

---

Un des intérêts majeurs de l'analyse de Fourier est de permettre l'étude séparée de chaque harmonique, la contribution d'un nouveau se superposant à celles des précédents du fait de l'orthogonalité de la base des exponentielles complexes. C'est ainsi que la modélisation SFDP d'un contour peut être interprétée comme la décomposition de celui-ci en contours élémentaires. Nous allons retrouver une segmentation analogue pour les deux problèmes qui font l'objet de ce chapitre : la modélisation 3D du VG immobile puis le suivi temporel du volume déformable du VG.

Nous examinerons tout d'abord le cas d'un VG immobile. Notre stratégie est encore basée sur le modèle SFDP, qui permet de reconstituer en temps réel le volume du VG, et de caractériser ce volume avec une précision fixée par un jeu de paramètres aussi restreint que possible.

Les déformations d'un solide sont habituellement étudiées en deux temps : mouvements du centre et de l'axe d'inertie, et déformations du solide relativement à ce centre et à cet axe. Nous adoptons une démarche similaire pour étudier les déformations du VG, en lui associant un centre et un axe dont les positions successives sont déduites de celles du centre et de l'axe du contour fournis par les modélisations aux ordres 1 et 2. Puis nous étudions les déformations du VG dans le repère mobile défini par ce centre et cet axe du VG que nous complétons par deux autres axes liés à la sonde tournante. Dans l'attente de données acquises à haute cadence, nous proposons une méthode de restitution du volume déformable à partir d'interpolations spatio-temporelles sur les paramètres du modèle SFDP, que nous considérons encore ici indépendamment les uns des autres.

### A. MODÉLISATION 3D D'UN VG STATIQUE

Aux ordres inférieurs, le modèle SFDP est *a priori* moins bien adapté aux coupes apicales qu'aux coupes parasternales car le nombre de paramètres nécessaires pour bien

approximer la forme allongée du contour est relativement important. Néanmoins, les 5 premiers paramètres réels du modèle SFDP sont utiles pour la reconstruction 3D d'un VG immobile car ils permettent de corriger, du moins en première approximation, le non alignement des axes de la sonde tournante et du VG.

### 1. Modélisation des contours apicaux

Les deux figures 63a et 63b ci-dessous reproduisent les résultats des lissages par moindres carrés de Fourier aux ordres 1 et 3 de deux contours apicaux.

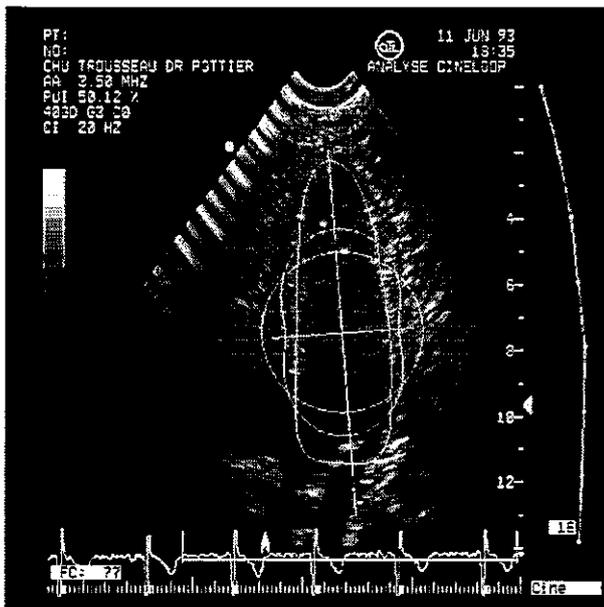


Figure 63a : Résultat des lissages par moindres carrés de Fourier aux ordres 1 et 3 sur l'image n°15.

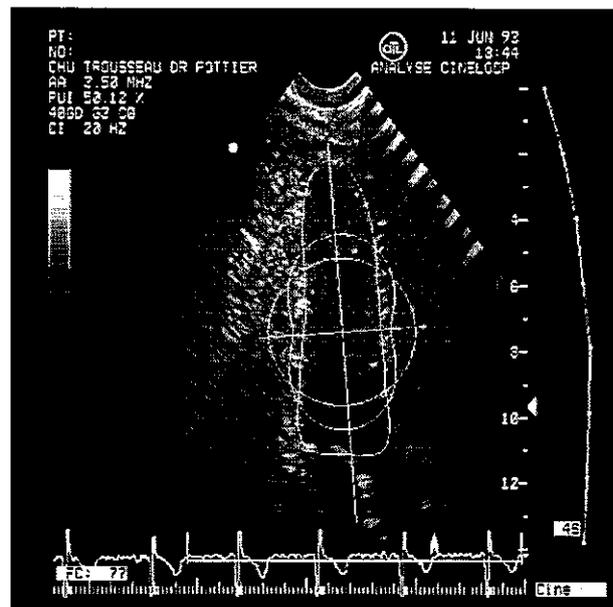


Figure 63b : Résultat des lissages par moindres carrés de Fourier aux ordres 1 et 3 sur l'image n°45.

Le lissage à l'ordre 1 par le plus grand cercle approché par moindres carrés fournit comme paramètres les coordonnées du centre d'inertie et le rayon. Ce centre d'inertie correspond au centre de l'ellipse au sens des moindres carrés la plus proche du contour. On peut matérialiser l'axe de la sonde par l'axe du secteur angulaire de l'image qui est une colonne de pixels que l'on peut prendre pour origine des abscisses dans l'image. Dans ce cas, l'abscisse du centre d'inertie fournit directement la distance du centre à l'axe de la sonde lorsque le centre d'inertie appartient à l'axe de la sonde. Pour ce qui est du rayon du cercle approché par moindres carrés, il est insuffisant pour approximer la surface du contour, et

donc le volume du VG, sans la donnée de l'ellipticité du contour.

Cette ellipticité n'est pas fournie par le lissage à l'ordre 3 car l'ellipse est approchée par une forme en huit. L'explication est fournie par la figure 25b où il est visible que le modèle SFDP à 2 coefficients  $C_0$  et  $C_2$  n'approxime convenablement que les ellipses très arrondies. Dès que la différence de longueur entre les grand et petit axe dépasse environ 5 % de leur longueur moyenne, on obtient une forme en arachide au lieu d'une ellipse allongée. On remarque cependant que la direction de l'axe de cette arachide centrée sur le contour est rendue par la phase du coefficient  $C_2$ . Or, en suivant le même raisonnement que pour l'origine centrale, on peut considérer que cet axe est une bonne approximation de l'axe d'inertie du VG. Dans l'hypothèse où les deux axes de la sonde et du VG se coupent, la modélisation SFDP à l'ordre 3 fournit donc deux paramètres importants du mouvement : le centre et l'axe d'inertie du volume. Avant d'exploiter ces informations dans le cas d'un VG immobile puis en mouvement, examinons les résultats des lissages par moindres carrés de Fourier à des ordres supérieurs à 3.

## 2. Modélisation du volume du VG immobile

Le volume du VG peut être lissé par lissage des contours apicaux qui le définissent. La planche 64 ci-dessous reproduit les 6 restitutions 3D obtenues avec les ordres de troncature  $K = 1, 2, 4, 7, 12$  et 13. Le premier volume est construit à partir de coupes méridiennes qui sont des sphères dont le centre n'est pas localisé sur l'axe de la sonde, ce qui explique les irrégularités de la forme restituée, qui est néanmoins globalement sphérique. Le second est construit à partir des formes en huit présentées au début de cette section. On observe que le non alignement des deux axes de la sonde et du VG introduit des excroissances au voisinage de l'apex. Globalement, cette modélisation à l'ordre 2 est insuffisante et il en est de même pour celle à l'ordre 3 qui n'est pas représentée. Mais une nette amélioration est visible pour l'ordre 4 à partir duquel le volume change de forme. Il semble donc que, même pour les coupes apicales, une modélisation d'ordre faible puisse donner des résultats exploitables.

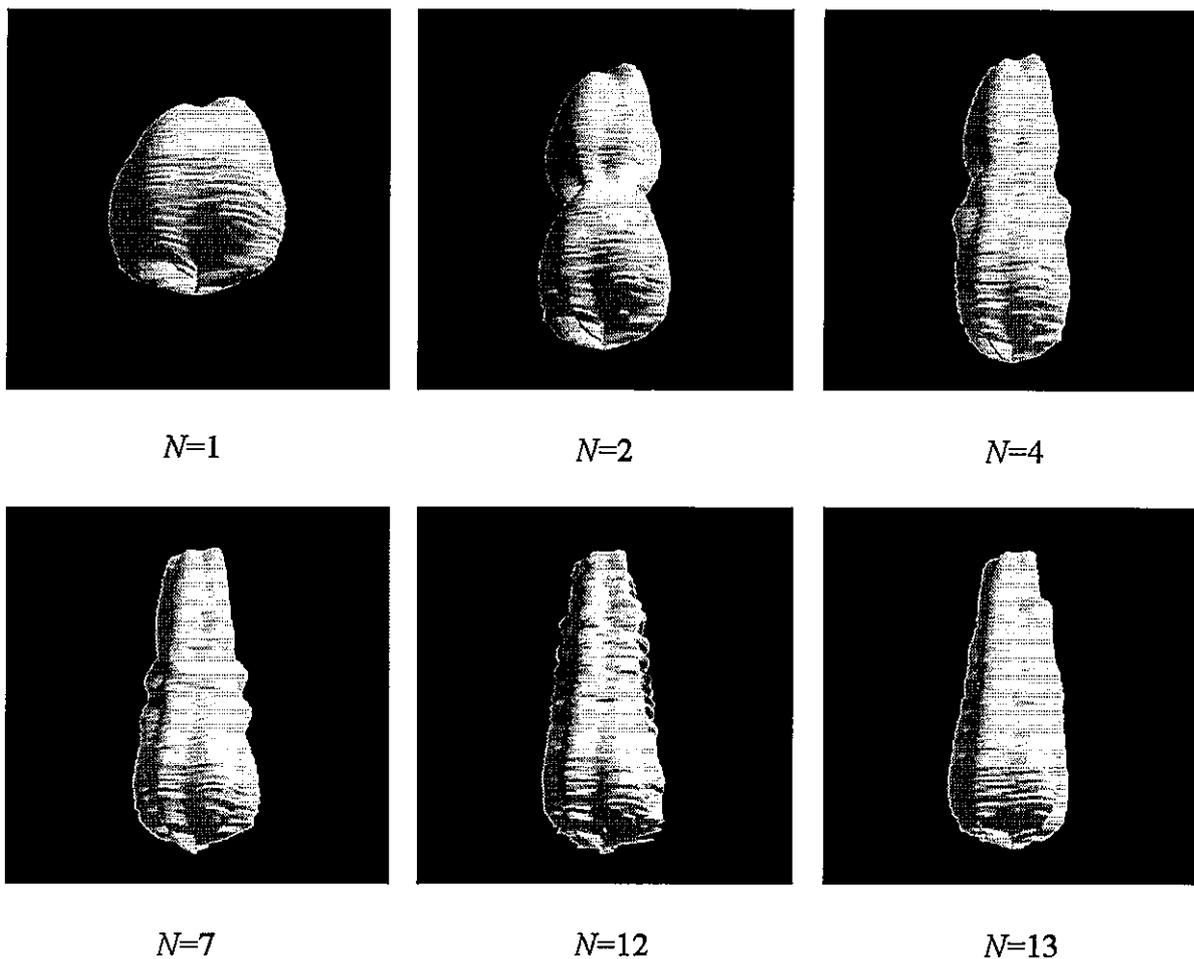


Figure 64 : Volumes du VG obtenus en fonction de différents ordres de lissage.

### 3. Amélioration de la restitution 3D d'un VG immobile

Le volume du VG a été restitué à partir des données de la sonde tournante en faisant l'hypothèse que l'axe de rotation de la sonde était confondu avec l'axe du VG. Le modèle SFDP permet de vérifier cette hypothèse puisque la phase du coefficient  $C_2$  fournit directement l'angle entre ces deux axes si on suppose qu'ils se coupent.

La figure 65a de la page ci-contre montre les variations de cette phase pendant l'acquisition des 62 images apicales, qui correspond à une rotation de la sonde de plus d'un tour. On mesure sur cette courbe quasi-périodique (la périodicité est induite par la rotation de la sonde) que l'angle maximum entre les deux axes est d'environ 10 degrés, ce qui n'est pas négligeable. Il est facile de s'affranchir de ce non alignement des deux axes en réalisant une restitution 3D axée non plus sur l'axe de la sonde mais sur l'axe du VG déduit du modèle

SFDP.

La figure 65b ci-dessous montre le résultat de cette opération qui corrige la précédente, notamment vers la pointe du VG où le décalage des deux axes était le plus sensible. Pour améliorer encore cette restitution, il faudrait tenir compte du fait que les deux axes de la sonde et du VG ne se coupent pas.

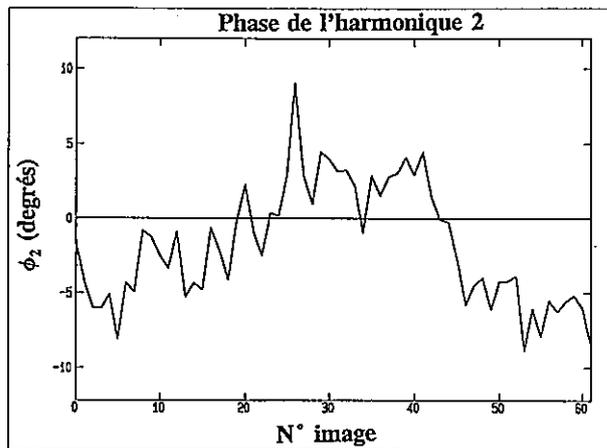


Figure 65a : Variations de l'angle  $\phi_2$  sur les 62 images apicales de la séquence 3D.

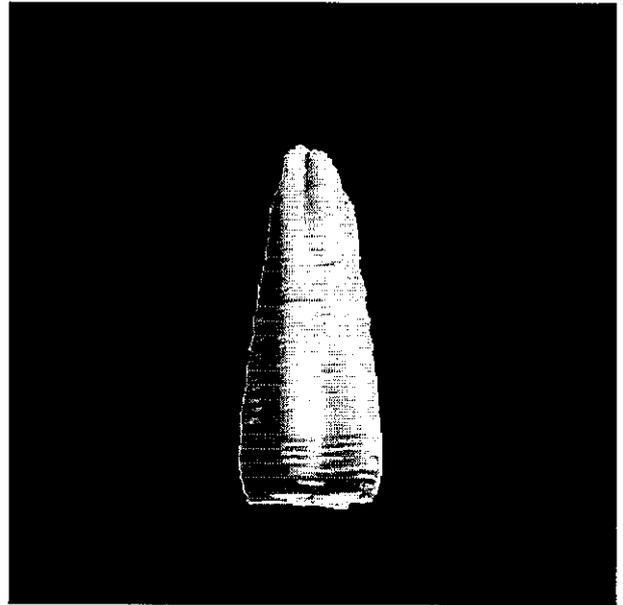


Figure 65b : Reconstitution volumique du VG après réalignement des axes des contours apicaux avec celui de la sonde.

En définitive, les premiers paramètres du modèle SFDP sont autant d'indicateurs de la forme géométrique du VG. Dans le cas de coupes parasternales, ces indicateurs peuvent être directement utilisés pour le diagnostic médical. Dans le cas de coupes apicales, ils permettent d'améliorer la restitution 3D d'un VG immobile. Nous allons maintenant montrer comment ils peuvent être utilisés pour l'étude du mouvement d'un volume déformable du VG.

## B. SUIVIS DU CENTRE ET DE L'AXE DU VG EN 3D

Dans le cadre d'une modélisation SFDP à l'ordre 1 du VG, nous définissons le centre du VG comme celui de la sphère dont une coupe est le plus grand cercle MC du contour. Nous définissons de même l'axe du VG comme celui dont la projection sur cette coupe est

l'axe de la modélisation à l'ordre 2 du contour. Pour l'étude d'un VG mobile et déformable, notre premier objectif est de restituer dans l'espace les mouvements du centre et de l'axe ainsi définis à partir des contours relevés sur les coupes d'une séquence d'images échocardiographiques de sonde tournante.

### 1. Géométrie du problème

Supposons que la sonde tourne uniformément à la vitesse angulaire  $\omega$ , et que les images de la séquence (indicées  $l$ ) soient toutes acquises instantanément aux instants  $t_l = l \Delta t$ . L'origine des temps  $t = 0$  est donc l'instant d'acquisition de la première image et la sonde tourne de  $\omega \Delta t$  entre deux images successives. On définit alors le système d'axes direct  $Oxyz$  lié à la sonde de la manière suivante :

- l'origine  $O$  est la position du transducteur oscillant, c'est-à-dire le centre commun de tous les secteurs balayés par la sonde,
- $Oz$  est l'axe de rotation de la sonde,
- $Ox$  est contenu dans le plan de la première coupe apicale de la séquence.

A un certain instant  $t_l$ , la sonde fait un angle  $\alpha_l = \omega t_l$  avec le plan  $Oxz$ , et le centre  $C$  du VG a pour coordonnées cylindriques  $(\rho_l, \theta_l, z_l)$  comme illustré sur la figure 66 de la page suivante. Il est situé à la distance  $h_l$  du plan de l'image où il se projette en  $I$ , qui est à la distance  $e_l$  de  $Oz$ , tandis que sa projection sur cet axe est située à une distance  $d_l$  de l'origine  $O$ .

On a évidemment :

$$d_l = z_l \quad (14)$$

et

$$e_l = \rho_l \cos(\alpha_l - \theta_l) \quad (15)$$

L'axe du VG a une direction définie par les deux angles directeurs  $\beta_l$  (angle polaire) et  $\Phi_l$  (angle azimutal) dans le système  $Oxyz$ . La projection de cet axe dans le plan de la sonde fait l'angle polaire  $\phi_{2,l}$  avec l'axe  $Oz$  de la sonde, et on a les relations :

$$\frac{CC'}{\tan \beta_l} = \frac{II'}{\tan \phi_{2,l}} \quad (16)$$

et

$$II' = CC'' = CC' \cos (\alpha_1 - \Phi_1) \quad (17)$$

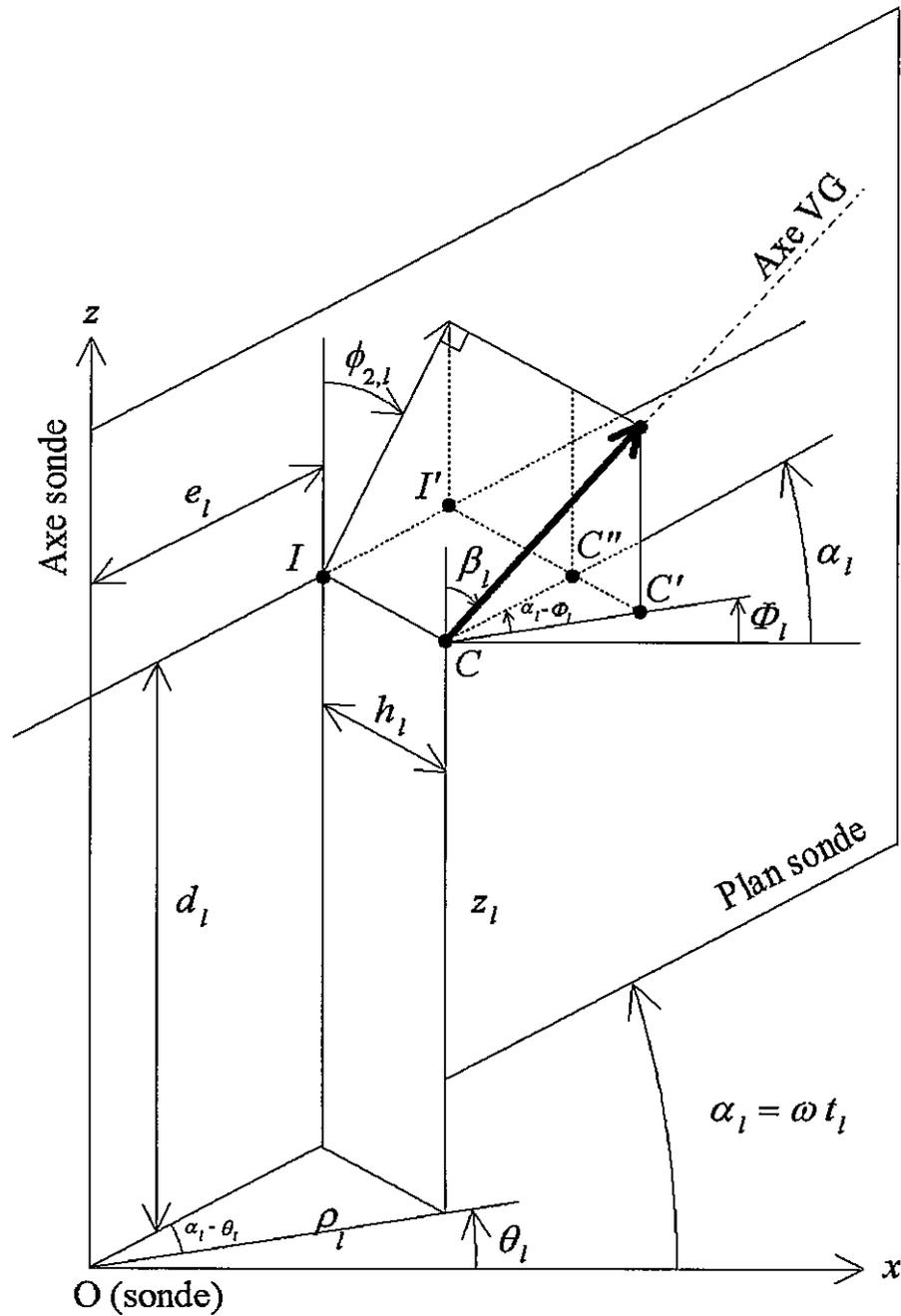


Figure 66 : Restitution d'attitude du VG.

## 2. Calculs de restitution d'attitude

A chaque instant  $t_i$ , il faut calculer les coordonnées  $\{\rho_i, \theta_i, z_i\}$  du centre  $C$  du VG sphérique à partir de celles  $\{d_i, e_i\}$  du centre  $I$  de sa projection circulaire. Puisque  $z_i = d_i$ ,

il faut donc déduire les 2 paramètres  $\rho_l$  et  $\theta_l$  de la seule donnée  $d_l$ , problème insoluble si on ne considère qu'une seule image. Par contre, en considérant l'ensemble des images de la séquence, c'est-à-dire tous les instants  $\{t_{ij}\}$ , on peut définir  $\{e_{ij}\}$  comme l'échantillonnage régulier du signal réel causal

$$e_{\perp}(t) = \rho(t) \cos [\omega t - \theta(t)] \quad (18)$$

à partir de l'instant  $t = 0$ . Le signal en quadrature n'est rien d'autre que sa transformée de Hilbert

$$e_{//}(t) = \rho(t) \sin [\omega t - \theta(t)] \quad (19)$$

Si on est capable de calculer  $e_{//}(t)$  à partir de  $e_{\perp}(t)$ , ou plus exactement son échantillonnage  $\{e_{2,ij}\}$  à partir de  $\{e_{1,ij}\}$ , le problème est résolu puisque  $\{\rho_{ij}\}$  est l'enveloppe et  $\{\theta_{ij}\}$  la phase du signal analytique complexe  $e_{\perp}(t) + i e_{//}(t)$  dont l'échantillonnage est  $\{e_{1,ij} + i e_{2,ij}\}$ .

Un calcul analogue permet de déduire les deux angles directeurs  $\{\beta_l, \Phi_l\}$  de l'axe du VG à partir de la seule donnée de l'angle  $\{\phi_{2,ij}\}$  que fait, dans le plan de la sonde, la projection de cet axe avec celui  $Oz$  de la sonde. En effet,  $\{\tan \beta_l\}$  est l'échantillonnage de l'enveloppe, et  $\{\Phi_l\}$  celui de la phase du signal analytique dont la partie réelle a pour échantillonnage

$$\tan \phi_{2,l} = \tan \beta_l \cos (\alpha_l - \Phi_l) \quad (20)$$

Il n'est numériquement pas possible de calculer la transformée de Hilbert d'un signal continu mais, dans le cas discret, elle est approximée par :

- calcul de la TFD directe du signal,
- annulation des valeurs de la TFD aux fréquences négatives et doublement des valeurs aux fréquences positives,
- TFD inverse de cette représentation fréquentielle pour obtenir le signal analytique.

Dans le cas d'un signal périodique, cette approximation est excellente si la durée d'échantillonnage est un multiple de la période. Ce cas favorable est illustré sur la figure 67 où sont représentés, avec des barres verticales, un signal sinusoïdal (haut gauche) et le signal en quadrature (bas gauche), ainsi que l'enveloppe (haut droite) et la phase (bas droite) du signal analytique calculé numériquement. L'approximation est moins bonne si la durée d'échantillonnage n'est pas un multiple de la période car la dispersion en fréquence (*leakage*) introduit des distorsions comme illustré sur la même figure avec les 4 représentations en trait continu pour joindre les échantillons.

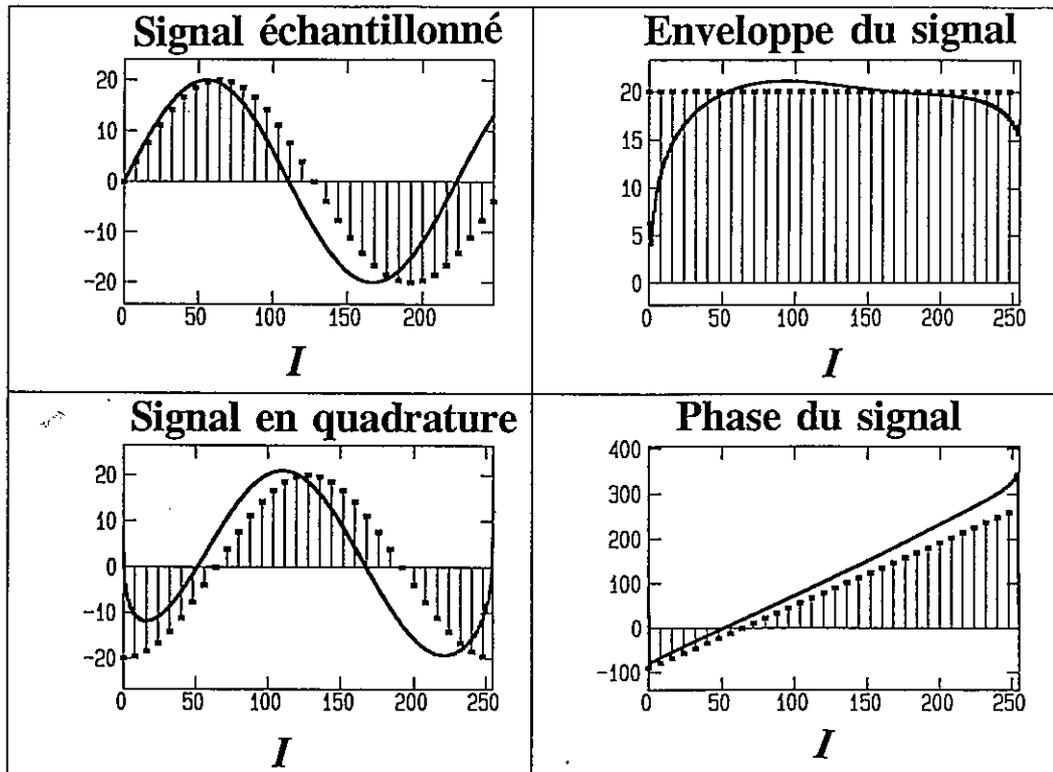


Figure 67 : Estimations du signal analytique lorsque la durée d'échantillonnage est un multiple de la période (barres verticales) ou ne l'est pas (traits pleins).

### 3. Attitude restituée à partir des données

Les centres d'inertie de tous les contours des 62 images apicales de la séquence acquise avec la sonde tournante ont été localisés par modélisation SFDP. Leurs coordonnées successives  $\{d_l\}$  et  $\{e_l\}$ ,  $0 \leq l \leq 61$ , relativement au centre  $O$  et à l'axe  $Oz$  du secteur balayé, sont reportées sur la partie inférieure de la figure 68. Une modélisation à l'ordre 2 a permis de déterminer les 62 angles  $\phi_{2,l}$  entre les axes du VG et de la sonde, et les tangentes  $\{\tan \phi_{2,l}\}$  de ces angles sont également reportés sur cette figure, en haut à droite. L'ECG a été ajouté (en haut à gauche) pour matérialiser les battements cardiaques et la verticale commune à ces figures repère l'image pour laquelle la sonde a effectué un tour complet. Sur les courbes  $\{e_l\}$  et  $\{\tan \beta_l\}$ , nous avons superposé des sinusoïdes MC, dont la période est d'un tour de sonde, pour mettre en évidence la pseudo-périodicité induite par la rotation de la sonde. Au vu des bons ajustements de ces sinusoïdes MC, nous avons effectué les calculs sur ce tour de sonde dans le but de mieux approximer le signal analytique. Pour utiliser un algorithme FFT de dimension égale à une puissance entière de 2, nous avons tout d'abord rééchantillonné nos données par interpolations linéaires entre les mesures. Ainsi, les enveloppes et phases des

signaux analytiques ont été calculés avec 64 échantillons interpolés par tour de sonde.

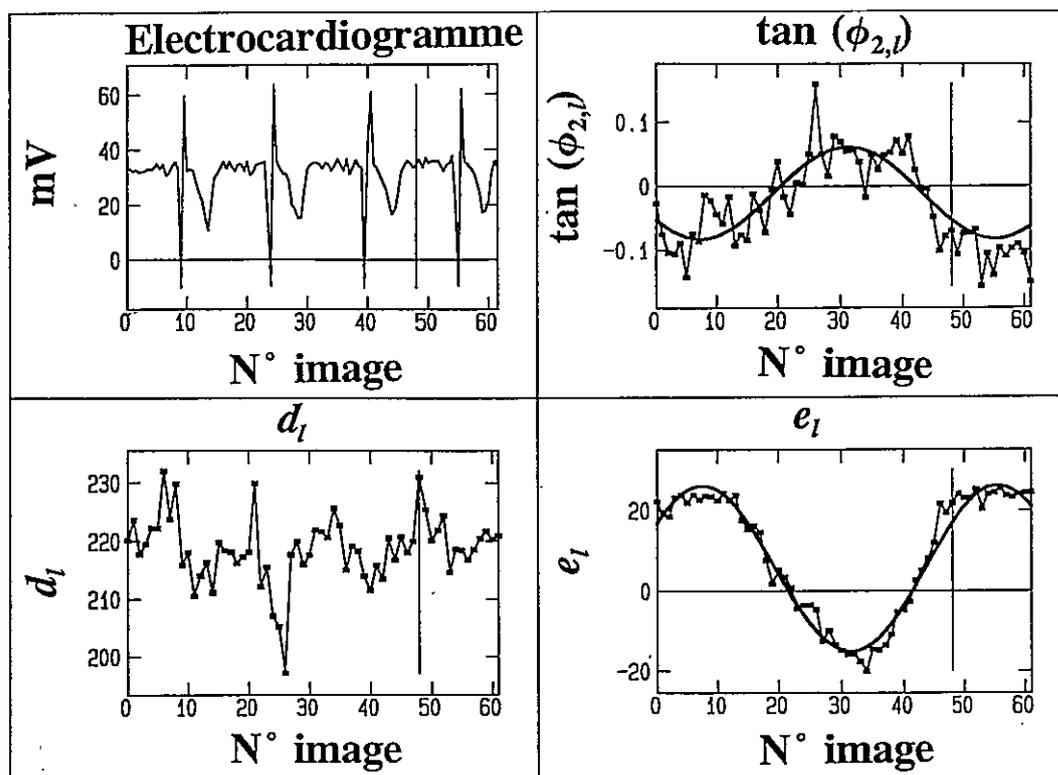


Figure 68 : Paramètres  $d_l$  et  $e_l$  déduits de la modélisation SFDP des 62 images apicales. L'ECG a été placé en haut.

Les résultats obtenus pour le centre du VG, à partir de la donnée  $\{e_l\}$ , sont reproduits sur les deux figures 69a (pour l'enveloppe) et 69b (pour la phase). L'enveloppe du centre varie d'environ 30 % autour de sa valeur moyenne qui est légèrement supérieure à 20 distances interpixels. A partir de sa valeur initiale qui est approximativement de  $15^\circ$ , la phase augmente jusqu'à  $70^\circ$  puis revient à sa valeur de départ après le tour de sonde. Dans le plan  $Oxy$ , ceci correspond à un mouvement de va et vient du centre du VG par rapport à l'axe de la sonde, comme cela est visible sur la trajectoire (paramétrée en temps) représentée sur la figure 70a. D'autre part, nous lisons sur la figure 68 que la distance  $d_l$  le long de l'axe  $Oz$ , qui représente l'éloignement du centre du VG par rapport au transducteur de la sonde, varie d'une dizaine de distances interpixels autour de sa valeur moyenne qui est approximativement 220 distances interpixels. Nous disposons donc de toutes les données nécessaires pour reconstituer en trois dimensions le mouvement du centre du VG pendant un tour de sonde, sous la forme de la trajectoire paramétrée en temps qui est tracée sur la figure 70b dans le système d'axes  $Oxyz$ .

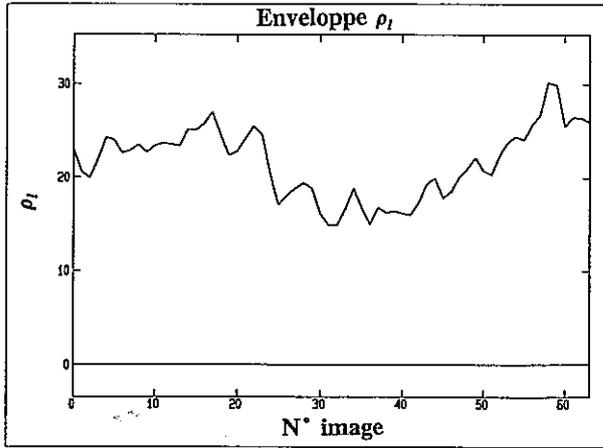


Figure 69a : Enveloppe du signal analytique associée au centre du VG.

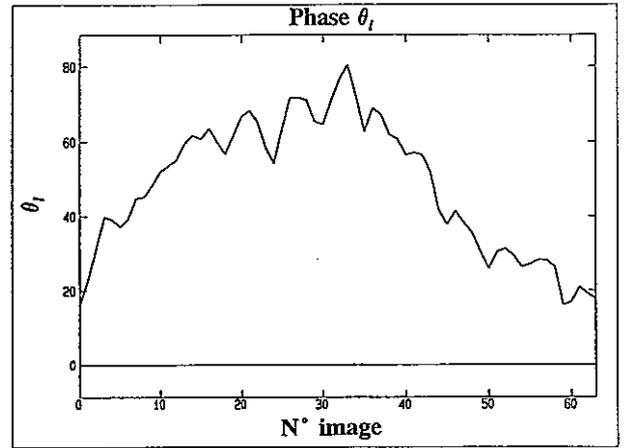


Figure 69b : Phase en degrés du signal analytique associée au centre du VG.

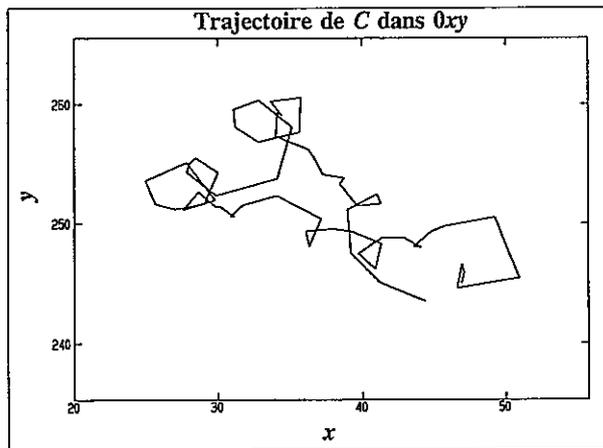


Figure 70a : Déplacements dans le plan Oxy du centre du VG, relativement à l'axe de rotation de la sonde.

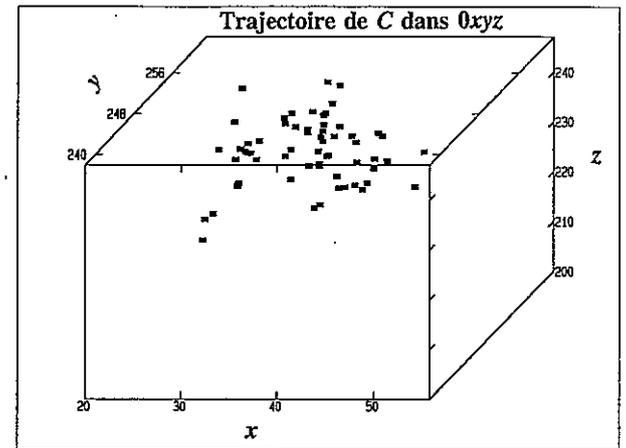


Figure 70b : Déplacements dans le système d'axes Oxyz du centre du VG, relativement à l'axe de rotation de la sonde.

L'enveloppe du signal analytique associée à l'axe du contour du VG sur les images est la tangente de l'angle  $\beta_i$  que font entre eux les axes de la sonde et du VG. On lit sur la figure 71a que cet angle n'a pas dépassé  $9^\circ$ , ce qui témoigne de l'adresse du médecin qui a manipulé la sonde tournante. Ses fluctuations autour de la valeur moyenne  $4,5^\circ$  sont relativement importantes ; elles correspondent à un changement de position de l'axe du VG pendant l'acquisition, à moins qu'il ne s'agisse de déformations entraînant un changement d'axe. Quant à la phase de ce signal analytique, déduite de l'équation (20), elle représente l'angle azimutal  $\Phi_i$  de la projection de l'angle du VG sur le plan Oxy. Sur la figure 71b, nous constatons qu'il a varié de plus de  $60^\circ$  autour de sa valeur moyenne  $220^\circ$ . Mais ces grandes variations s'expliquent par la petitesse de l'angle polaire  $\beta_i$  (à la limite  $\beta_i = 0$ , l'angle azimutal est indéterminé). Pour ces deux angles, on n'observe pas de corrélation avec les

battements du coeur.

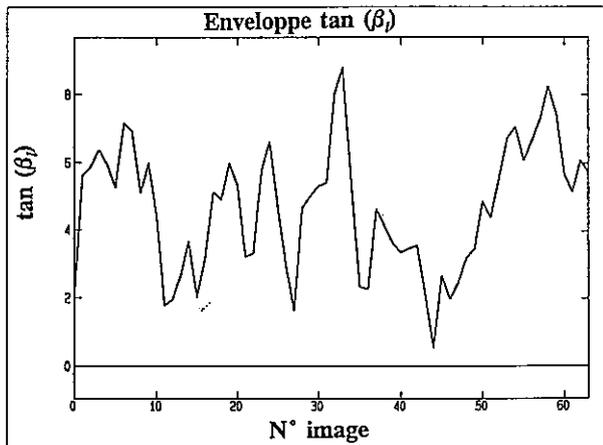


Figure 71a : Angle  $\beta_i$  entre les axes de la sonde et du VG, déduit du signal analytique associé à l'axe du contour dans le plan de la sonde.

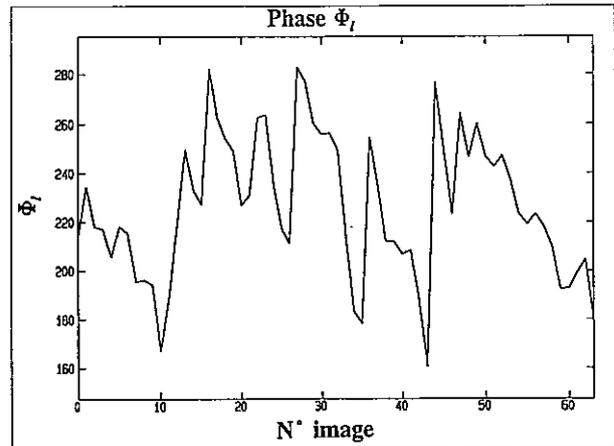


Figure 71b : Angle  $\Phi_i$  de l'axe du VG par rapport à  $Ox$ , déduit du signal analytique associé à l'axe du contour dans le plan de la sonde.

#### 4. Discussion

En admettant une profondeur de pénétration de 20 cm avec notre sonde à 3,5 MHz et en comptant environ 420 pixels d'image pour le rayon axial du secteur balayé, nous concluons qu'une distance interpixel correspond approximativement à 0,5 mm. De ces estimations, nous déduisons des variations de  $d_i$ , de la figure 68, que le centre du VG était situé à environ 10,5 cm de la sonde à 5 mm près. Sur la figure 69a, on constate qu'il était éloigné d'un centimètre de l'axe de la sonde à 3 mm près. A partir de cette position moyenne, il s'est d'abord légèrement écarté de cet axe, puis s'en est rapproché avant de s'en éloigner à nouveau. Ces changements de position du centre du VG sont minimes et *a priori* non liés aux battements cardiaques. Il en est de même des changements d'orientation de l'axe du VG par rapport à l'axe de la sonde. Quant aux changements d'angle azimutal de l'axe du VG dans le plan  $Oxy$ , leur importance s'explique par le fait que cet axe est quasiment perpendiculaire au plan. En tout état de cause, ces variations sont relatives à un repère lié à la sonde, et les déplacements involontaires de celle-ci peuvent avoir été du même ordre de grandeur. Dans ces conditions, l'interprétation des mesures en termes de diagnostic médical nous semble hasardeuse.

Un point important à nos yeux est la qualité de l'estimation de la transformée de Hilbert d'un signal par transformée de Fourier discrète. Nous avons déjà mentionné l'influence du *leakage* mais il faut également insister sur celle de l'échantillonnage car il est évident que les résultats dépendent de la dimension et de la qualité de cet échantillonnage. Ainsi, nos résultats seraient probablement différents si nous avions doublé le nombre d'échantillons par tour de sonde (64), ou utilisé une méthode d'interpolation non linéaire.

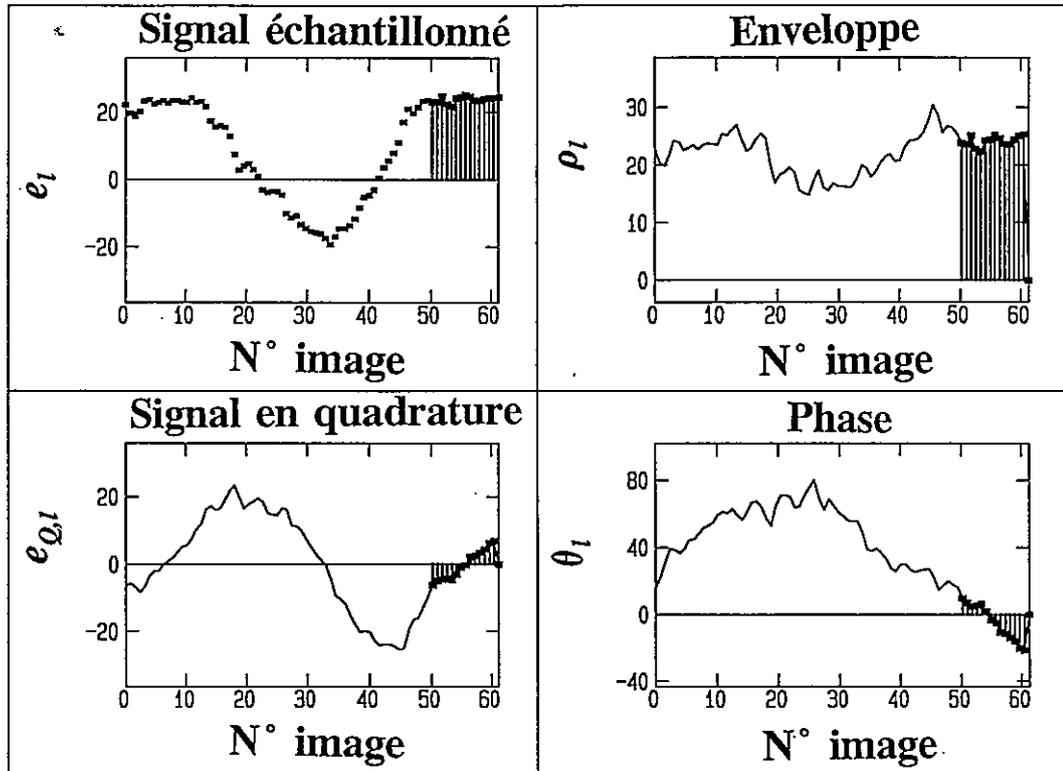


Figure 72 : Simulation des calculs en temps-réel de l'enveloppe et de la phase associées au centre du VG

La procédure de restitution 3D du centre et de l'axe du VG a été mise en oeuvre en temps différé, après accumulation de données sur un tour de sonde. Pour l'implanter en temps réel, nous pouvons envisager de mémoriser une série de données SFDP d'images acquises pendant un tour de sonde puis, après chaque nouvelle acquisition, d'éliminer les premières données de cette série que l'on complète par les nouvelles données de l'image courante. La figure 72 représente une simulation de cette procédure temps réel sur nos données, à partir de la série déjà analysée de 49 images, de  $l=0$  à  $l=48$ . Les positions du centre et de l'axe du VG à l'instant suivant ont été calculées en modifiant la série des 64 échantillons interpolés linéairement en éliminant le premier et en prenant en compte un nouvel échantillon obtenu

par interpolation linéaire. On fait ainsi "glisser" la série des 64 échantillons. Nous constatons que les résultats semblent être en continuité des précédents, et en concluons que la méthode du signal analytique peut être implantée en temps réel.

## C. SUIVI DU VOLUME DU VG

En toute rigueur, on ne peut assimiler un contour du VG relevé sur un plan de coupe de la sonde tournante à un contour méridien dans un repère local défini par le centre et l'axe du VG. Il faudrait donc, sur tous les coefficients SFDP d'un contour, faire des calculs de changement de repère. Nous proposons de limiter ces corrections d'attitude aux deux plus importants coefficients du développement, dans le cadre d'une modélisation du volume à l'ordre 2. Puis nous présentons une méthode d'interpolation spatio-temporelle pour restituer le volume du VG à chaque instant, à partir de coupes acquises à des instants différents. Cette méthode consiste à suivre séparément chaque coefficient de la modélisation. Mais l'absence de données acquises à haute cadence ne nous a pas permis de tester son efficacité qui reste donc à l'état de proposition.

### 1. Corrections d'attitude sur les coefficients

Si le VG est modélisé par une sphère de rayon  $R_i$ , celui-ci est relié au rayon  $C_{0,i}$  du contour circulaire plan à la distance  $h_i$  du centre  $C$  de la sphère par la relation évidente

$$C_{0,i}^2 = R_i^2 + h_i^2 = R_i^2 + \rho_i^2 \cos^2(\omega t_i - \theta_i) \quad (21)$$

où  $\rho_i$  et  $\theta_i$  sont les coordonnées polaires de  $C$  dans le plan  $Oxy$  et  $\omega$  est la vitesse angulaire de rotation de la sonde (figure 73). Il est donc aisé de déduire de  $C_{0,i}$  les variations du rayon  $R_i$  de la sphère en utilisant les échantillonnages  $\{\rho_i\}$  et  $\{\theta_i\}$  de la section précédente. Dans un plan méridien de la sphère,  $R_i$  est l'unique coefficient de Fourier du développement polaire du contour : il est donc l'équivalent du coefficient  $C_{0,i}$  dans le repère du VG.

Le modèle sphérique  $\{C_{0,i}, R_i\}$  du VG peut être complété par un axe de révolution et un écart radial  $\Delta R_i$ . Si  $\Delta R_i \ll R_i$ , ce modèle conduit à un ellipsoïde de grand axe polaire  $R_i + \Delta R_i$  et de petit axe  $R_i - \Delta R_i$  qui est le rayon de la coupe équatoriale circulaire. Si  $\Delta R_i$  n'est pas très inférieur à  $R_i$ , il conduit à une arachide de révolution centrée en  $C$ , de longueur

$2 (R_l + \Delta R_l)$  le long de l'axe polaire et de petit diamètre  $2 (R_l - \Delta R_l)$  perpendiculairement à cet axe au niveau du centre  $C$ . Une coupe méridienne de ce volume a une forme en 8 (voir figure 25b, page 64) caractérisée par les deux premiers coefficients de Fourier  $C_{0,l}$  et  $C_{2,l} = c_{2,l} \exp (i\phi_{2,l})$  du développement polaire autour de son centre d'inertie  $I$ . Le volume modélisé est donc défini par un vecteur de centre  $C$  et de module  $R_l + \Delta R_l$  dans la direction de l'axe de révolution, tandis que le contour est défini par un vecteur de centre  $I$  et de module  $C_{0,l} + c_{2,l}$ . Ces deux vecteurs ayant même projection sur l'axe  $Oz$  (voir figure 66), on a

$$(C_{0,l} + c_{2,l}) \cos \phi_{2,l} = (R_l + \Delta R_l) \cos \beta_l \quad (22)$$

Après modélisation sphérique du volume du VG et modélisation SFDP à l'ordre 2 du contour dans le plan de la sonde, on peut donc calculer  $\Delta R_l$  qui est l'équivalent du module du second coefficient de Fourier dans le repère lié à au VG.

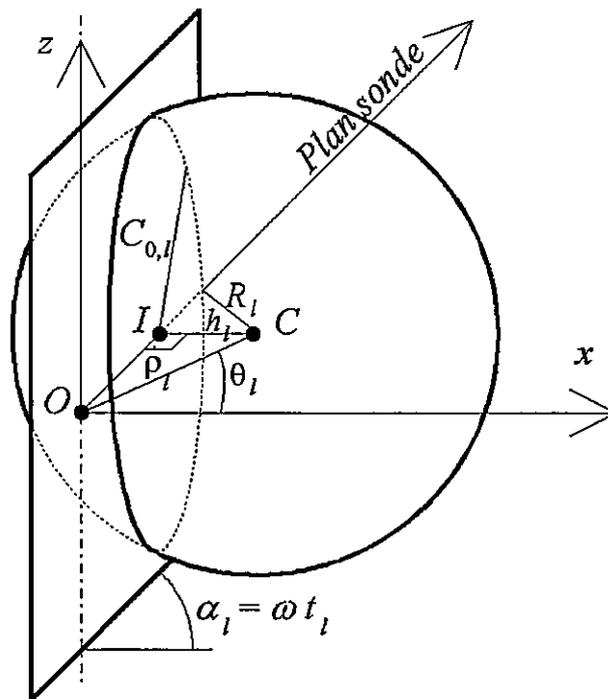


Figure 73 : Modélisation sphérique du VG.

Dans la partie supérieure de la figure 74 sont superposées les variations de  $R_l$  ainsi calculées et celles de  $C_{0,l}$  pendant un tour de sonde. Les écarts sont très faibles, au maximum de 5 distances interpixels (2,5 mm) pour un rayon moyen de 70 distances interpixels (35 mm), et en moyenne de quelques %. Aucun de ces deux rayons n'est corrélé aux battements cardiaques (l'ECG est également représenté au centre de la figure) mais ceci n'a rien

d'étonnant car la modélisation d'un contour apical par un cercle est insuffisante pour rendre compte de la surface du contour, et donc du volume du VG. Ils ne sont pas non plus corrélés avec l'angle de rotation de la sonde.

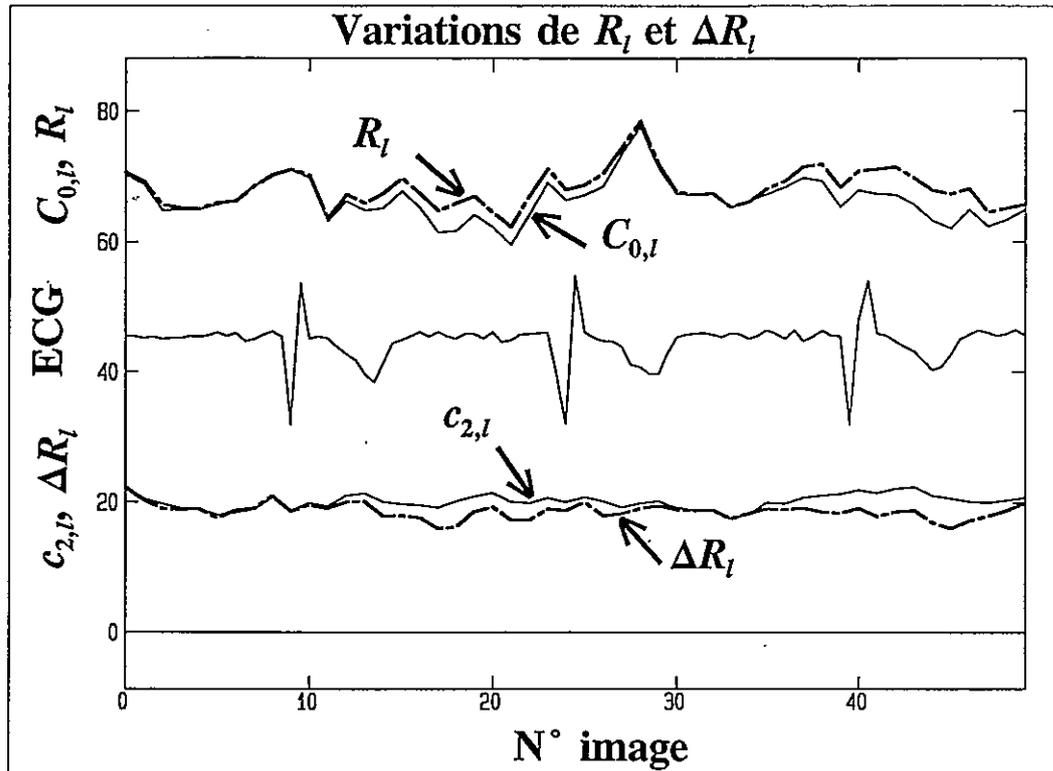


Figure 74 : Variations de  $R_l$  et de  $\Delta R_l$  (trait mixte) ainsi que de  $C_{0,l}$  et de  $c_{2,l}$  (trait fin) pendant un tour de sonde. L'ECG est reproduit dans la partie centrale.

Dans la partie basse de cette figure sont superposées les variations de  $\Delta R_l$ , calculées d'après nos données avec sonde tournante, ainsi que celles de  $c_{2,l}$  déduites de la modélisation SFDP de ces données. Comme précédemment, les écarts entre ces deux paramètres sont très faibles, en tout cas inférieurs aux variations globales, et il n'y a pas de corrélation avec les battements cardiaques.

Aux ordres 1 et 2, les coefficients de Fourier dans le repère du VG et dans le repère de la sonde diffèrent peu. Ces deux premiers coefficients étant les plus importants, ceci signifie que le contour dans un plan de la sonde est très semblable à celui que l'on pourrait observer dans un plan méridien passant par l'axe du VG. Nous pouvons donc limiter les calculs de changement de repère à ces deux premiers coefficients. En tout état de cause, il n'y a pas de difficulté théorique pour restituer tout ou partie des coefficients afin d'obtenir un contour interpolé ou lissé dans un plan méridien passant par l'axe du VG.

## 2. Interpolations spatio-temporelles

Après un tour de sonde, nous disposons donc de 48 contours dans des plans méridiens du VG sous la forme de 48 ensembles de coefficients de Fourier, seuls les deux premiers ayant été corrigés pour tenir compte du changement de repère. Les corrections ont été faites à partir d'un sous-échantillonnage à 64 échantillons pour utiliser une procédure FFT, ce qui correspond à 64 plans méridiens angulairement équirépartis. A partir de ces données, nous désirons restituer le volume du VG aux 48 instants d'acquisition, qui couvrent 3 cycles cardiaques  $T$ , ce qui nécessite d'estimer les contours dans plusieurs plans méridiens à chaque instant. L'estimation sera faite en considérant séparément le module puis la phase de chaque coefficient des contours dans 64 plans méridiens sur un tour de sonde. Dans le plan  $(t, \alpha)$ ,  $0 \leq t < 3T$ ,  $0 \leq \alpha < 2\pi$ , nous disposons donc d'une série de mesures de module ou de phase en des points alignés suivant la diagonale puisque  $\alpha = \omega t$ . A partir de ces seules données, il faut estimer des valeurs du module ou de la phase suivant une grille 48x64 du plan comme illustré sur la figure 75 ci-dessous.

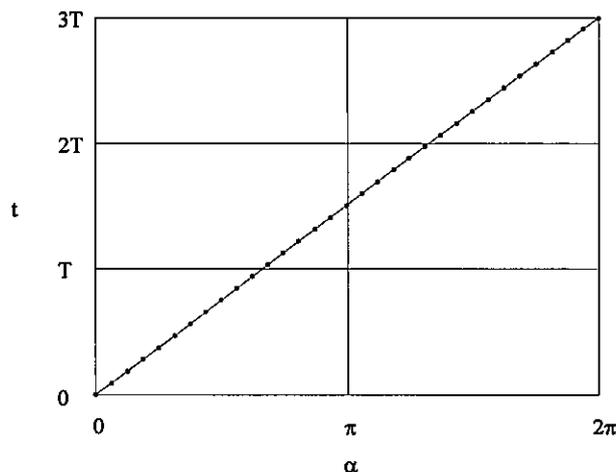


Figure 75 : Interpolations spatio-temporelles.

Une ligne de cette grille correspond à une interpolation spatiale, puisque le temps  $t$  est fixé, et une colonne à une interpolation temporelle puisque l'angle  $\alpha$  de la sonde est fixé.

Prenons l'exemple du premier coefficient restitué  $R$  et supposons tout d'abord que toutes ses valeurs  $\{R_i\}$  soient disponibles au même instant mais à des angles méridiens différents équirépartis sur un tour de sonde. L'échantillonnage  $\{R_i\}$  doit être périodique- $\pi$ . En réalité, puisqu'elles correspondent à des instants différents, il s'y superpose des écarts

fonctions du temps dont on réduit tout d'abord l'amplitude par moyennage sur les deux demi-tours de sonde. On obtient ainsi des valeurs moyennes sur un seul demi-tour, dont on extrait une fonction périodique- $\pi$  par lissage MC en tronquant la série de Fourier des données moyennes à l'ordre 4 pour obtenir une courbe de lissage. On revient ensuite aux 48 valeurs initiales en associant à chacune d'elle une ligne de 64 valeurs qui est un échantillonnage de la courbe de lissage avec un décalage tel que la courbe biaisée passe par la valeur réelle au point d'intersection de la ligne avec la diagonale. La figure 76a ci-dessous représente les résultats obtenus avec de telles interpolations spatiales.

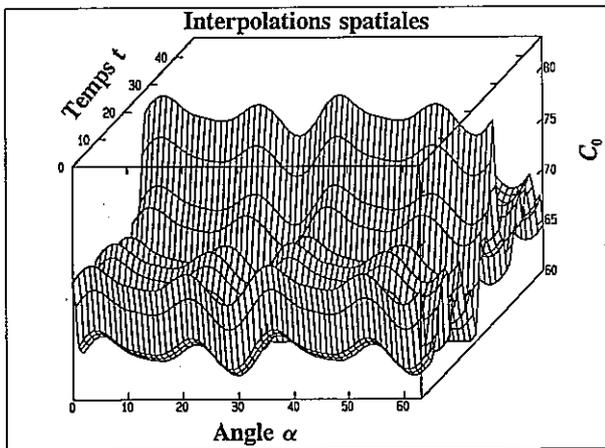


Figure 76a : Interpolations spatiales du premier coefficient restitué  $R$  du VG.

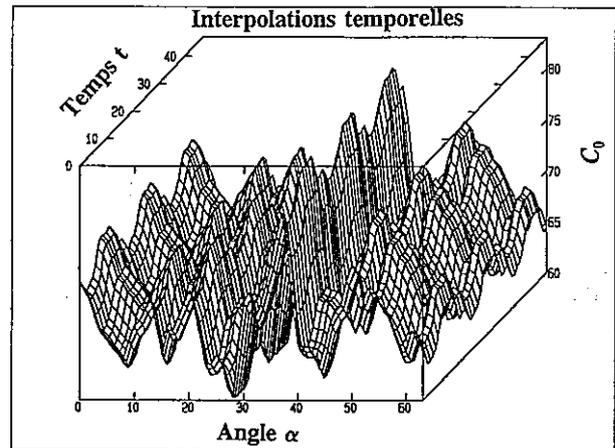


Figure 76b : Interpolations temporelles du premier coefficient restitué  $R$  du VG.

Pour réaliser les interpolations temporelles, on moyenne tout d'abord les valeurs  $\{R_i\}$  restituées sur trois cycles cardiaques pour se ramener à un seul cycle de durée  $T$ . Puis on extrait de ces données moyennées une fonction de lissage par troncature de la série de Fourier à l'ordre 4. On associe ensuite à chacune des 64 données de  $C_0$  pendant un tour de sonde une colonne de la grille en s'appuyant sur cette nouvelle fonction de lissage. Le résultat de ces interpolations temporelles est reproduit sur la figure 76b.

On dispose donc de 2 grilles différentes, l'une d'interpolation spatiale et l'autre d'interpolation temporelle. Dans notre cas, il n'y a pas de raison particulière de privilégier l'une par rapport à l'autre puisqu'un demi-tour de sonde correspond à 1,5 cycle cardiaque. C'est pourquoi nous faisons la moyenne des 2 grilles pour obtenir celle de la figure 77 ci-contre qui représente donc les valeurs de  $R$  interpolées.

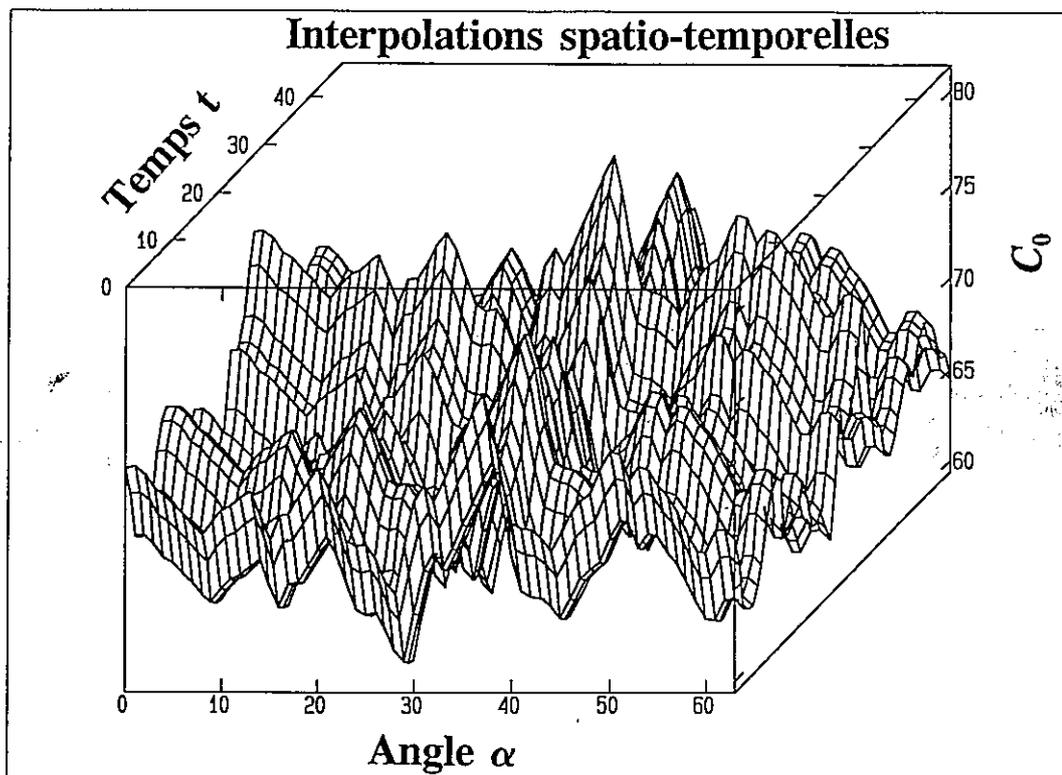


Figure 77 : Interpolations spatio-temporelles du premier coefficient restitué  $R$  du VG.

A partir de cette grille pour  $R$ , nous sommes capables de restituer à chaque instant d'acquisition d'une image les 32 contours circulaires méridiens et donc le volume du VG modélisé à l'ordre 1. Les figures 78a et 78b de la page suivante reproduisent ce volume aux instants  $l = 21$  et  $l = 28$  où il est minimum puis maximum, respectivement.

La même procédure peut être utilisée pour restituer une grille de  $48 \times 64$  valeurs interpolées de  $\Delta R$  à partir de l'échantillonnage  $\{\Delta R_l\}$  des valeurs calculées. On obtient ainsi le volume du VG à l'ordre 2. Pour les autres coefficients, corrigés ou non, il faut retourner les contours du second demi-tour de sonde afin d'obtenir des valeurs théoriquement périodiques- $\pi$ . Avec cette précaution, on peut obtenir le volume interpolé ou lissé du VG à chaque instant d'acquisition d'une image.

### 3. Discussion

Notre méthode d'interpolation spatio-temporelle est très sommaire et ne constitue qu'une piste à explorer lorsque nous disposerons de données acquises à haute cadence. Avec

nos données, pour lesquelles la sonde tourne moins vite que le coeur ne bat, il est illusoire de vouloir restituer les déformations du volume du VG. C'est pourquoi nous nous sommes limités au premier coefficient pour illustrer le fait que le problème pouvait être segmenté en étudiant séparément les variations spatio-temporelles de chaque coefficient du développement SFDP dans un repère lié au VG.



*Figure 78a : Modélisation à l'ordre 1 du VG à l'instant  $l=21$  (volume minimum).*



*Figure 78b : Modélisation à l'ordre 1 du VG à l'instant  $l=28$  (volume maximum).*

Avec une sonde à balayage électronique capable d'acquérir 48 images par cycle cardiaque et tournant à la vitesse de 3 tours par cycle, le problème de l'interpolation se posera différemment puisque le plan  $(t, \alpha)$  sera balayé par 6 segments parallèles de 8 données chacun, comme illustré sur la figure 79a de la page ci-contre. Avec une sonde à matrice de capteurs placés dans des directions orthogonales, on obtiendra un échantillonnage identique à celui présenté à la figure 79b.

Après restitution des coefficients dans le repère du VG, les interpolations spatiales pourront être réalisées à la fin de chaque demi-tour de sonde, sans faire de moyenne sur plusieurs demi-tours. La série de Fourier d'un coefficient défini par un échantillonnage de 8 valeurs pourra être tronquée à l'ordre 3 pour obtenir une fonction de lissage spatial sur le demi-tour de sonde. Pour les interpolations temporelles, il faudra rééchantillonner les valeurs des coefficients pendant un cycle cardiaque afin de calculer les séries de Fourier aux 8 angles

de rotation avec un algorithme FFT de dimension puissance entière de 2. Après moyennage des valeurs interpolées spatialement et temporellement, ceci pour tout ou partie des coefficients corrigés, le volume interpolé ou lissé du VG pourra être calculé.

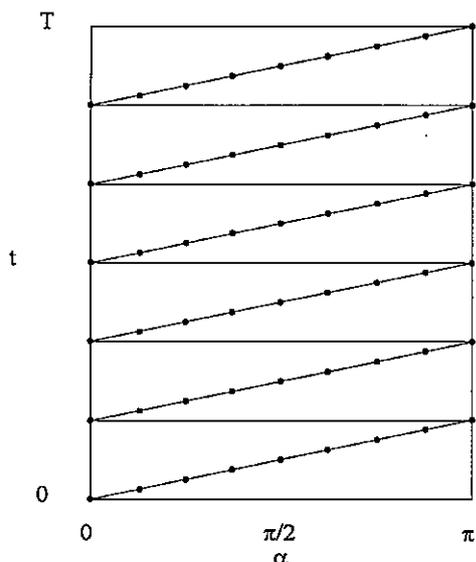


Figure 79a : Interpolations spatio-temporelles avec sonde ordinaire (capteurs en ligne).

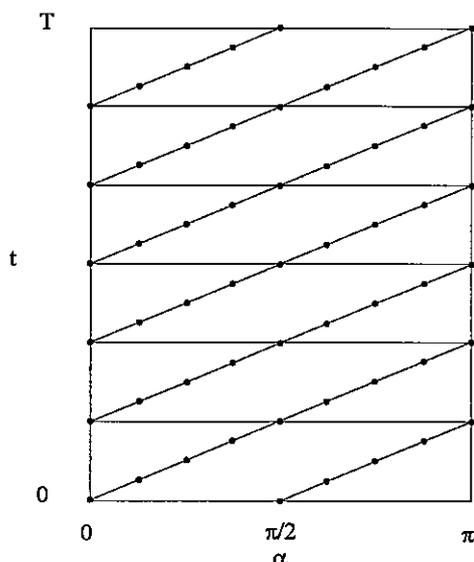


Figure 79b : Interpolations spatio-temporelles avec sonde à matrice de capteurs  $\alpha^\circ$  puis  $\alpha^\circ + 90^\circ$ .

Les interpolations spatiales peuvent sans doute être réalisées en temps réel avec une fenêtre glissante englobant les 8 dernières acquisitions, pour pouvoir calculer une nouvelle fonction de lissage à chaque nouvelle acquisition. Il n'en est pas de même pour les interpolations temporelles qui concernent plusieurs dizaines d'acquisitions antérieures à rééchantillonner en tenant compte de la durée du cycle cardiaque fournie par l'ECG. Pour une restitution du volume du VG en temps réel, il sera donc sans doute nécessaire d'envisager une autre méthode plus simple d'interpolation temporelle. Par exemple, les 8 valeurs interpolées spatialement pourraient être ajustées par simple lissage des 8 valeurs antérieures aux mêmes angles de rotation, par exemple avec une batterie de 8 filtres adaptatifs d'horizon 8.



## VII. CONCLUSION

---

S'il faut associer à cette thèse quelques mots clés, nous choisirons d'abord le titre du Groupe de Travail N°3 du Groupement de Recherches 134 du CNRS : "Modélisation et Reconstruction 3D". Et nous ajouterons aussitôt "Echocardiographie", "Ventricule Gauche" et "Temps Réel" pour caractériser notre contribution à un sujet qui est à la fois assez délicat, car les images échographiques sont réputées difficiles à traiter, et simple, car le volume du VG est convexe et que le temps réel exige des algorithmes francs.

Pour atteindre notre objectif de restitution 3D et en temps réel du ventricule gauche par modélisation à partir d'images échocardiographiques, nous avons défini une stratégie de recherche en plusieurs étapes dont ce travail est la première. Il doit être considéré comme une étude de faisabilité qui concerne nécessairement tous les aspects du problème, - théoriques, logiciels et matériels - , car ceux-ci sont indissociables. De nombreux points ont été laissés dans l'ombre mais nous concluons de manière très positive sur la possibilité de visualiser un jour les déformations volumiques du VG pendant un cycle cardiaque, dans le cadre d'une consultation de cardiologie.

Concernant la théorie, nous pouvons résumer nos travaux à la proposition d'un modèle volumique pour le ventricule gauche et plaider pour son efficacité en argumentant par des considérations physiques (périodicités, rigidité) et pratiques (compression BF, procédure FFT). En fait, nous avons fait une étude classique de grandeurs périodiques en utilisant pratiquement toutes les recettes de l'analyse harmonique, depuis l'interpolation de Shannon jusqu'au lissage orthogonal de Fourier. Nos principaux résultats ont été les suivants :

- caractérisation d'un contour convexe fermé, avec une précision requise, par interpolation de Shannon circulaire donnant lieu à un échantillonnage polaire optimal autour du centre d'inertie. Pour les contours apicaux du VG le nombre optimal d'échantillons est de 16 (resp. 32) pour une précision radiale de 5 % (resp. 1 %),
- caractérisation d'une surface fermée convexe, avec une précision requise, par interpolation de Shannon circulaire dans des plans méridiens. Pour le volume du VG,

ces plans méridiens doivent être au nombre de 32 (resp. 16) pour une précision radiale de 1 % (resp. 5 %) relativement au centre du volume,

- lissage orthogonal moindres carrés d'un contour par troncature de la série de Fourier de son développement polaire autour du centre d'inertie, y compris lorsque l'échantillonnage du contour est incomplet. Pour le VG, cette méthode conduit à un traitement des frontières virtuelles sur critère de rigidité. De plus, les premiers coefficients du développement ont une interprétation géométrique simple qui peut être utile pour le diagnostic médical,
- calculs de changement de repère, depuis un repère tournant jusqu'à un repère lié au corps en mouvement, par la méthode du signal analytique. Ces calculs permettent de calculer la trajectoire du centre du VG ainsi que les changements d'orientation de son axe. Ce centre et cet axe définissent un repère local de restitution du volume.

Même si quelques vérifications complémentaires doivent être faites, ces résultats sont acquis et ils constituent la base de nos études ultérieures. Celles-ci seront surtout consacrées à deux thèmes de recherche que nous comptons développer en nous appuyant de nouveau sur la modélisation de Fourier :

- séparation des deux composantes pseudo-périodiques d'un signal dont on connaît les 2 fréquences caractéristiques par moyennage ramené sur chacune des 2 périodes puis lissage moindres carrés de Fourier. Cette technique d'interpolation sera appliquée pour séparer les variations spatiales et temporelles du VG à partir de sections méridiennes relevées sur plusieurs cycles cardiaques,
- suivi d'un contour fermé en mesurant les déplacements radiaux de ses échantillons par intercorrélation des lignes de niveaux de gris radiales, puis en lissant tous ces déplacements par troncature de leur série de Fourier. Cette méthode de suivi sera utilisée pour extraire des images plusieurs paramètres sur le suivi, paramètres qui constitueront les entrées d'un réseau de neurones.

Les résultats présentés ici sur les interpolations spatio-temporelles et le suivi des contours n'ont rien de définitif. Ils devraient néanmoins permettre d'apprécier le bien fondé d'approches que nous croyons originales pour tenter de résoudre deux problèmes clés de la restitution 3D du VG en temps réel.

Concernant l'aspect logiciel, nous avons construit plusieurs programmes spécifiques pour tester à la demande la mise en oeuvre d'idées théoriques ou illustrer certains résultats.

Parallèlement, nous avons développé des versions préliminaires de trois logiciels utilitaires qui ont été intensivement utilisés pendant notre étude :

- logiciel de tracé manuel d'un contour fermé convexe sur image, et d'échantillonnage de ce contour, avec initialisation par courbes de niveaux de gris et ajustement du contour initial avec propagation sans oscillation du déplacement d'un échantillon,
- logiciel de lissage moindres carrés d'un contour ou d'une courbe échantillonnés par troncature de leur série de Fourier. Ce programme inclut la localisation du centre d'inertie des échantillons lissés et la reconstruction d'un contour fermé lissé par interpolation de Shannon circulaire. Il fonctionne, le cas échéant, avec des échantillonnages incomplets,
- logiciel de restitution 3D d'un volume, à partir d'échantillonnages de contours méridiens, par interpolations de Shannon successives entre ces échantillonnages puis entre les nouveaux échantillons interpolés dans des plans parallèles équidistants.

Notre premier travail après cette thèse sera d'optimiser ces trois logiciels afin de les proposer à la bibliothèque SIMPA [Signal and Image PAckage] du GdR 134 du CNRS.

Concernant l'aspect matériel, nous avons opté pour une sonde 3D tournante et ce choix est une conséquence directe de notre analyse de Fourier. Pratiquement toutes nos propositions théoriques ont d'ailleurs été testées sur des images acquises avec une sonde tournante prototype. Les performances de celle-ci ont été suffisantes pour valider notre chaîne de reconstruction 3D, puisque nous avons été capables de restituer le volume du VG supposé immobile et de suivre les déplacements de son centre ainsi que les balancements de son axe. Mais elles sont très insuffisantes pour bien appréhender les deux problèmes clés des interpolations spatio-temporelles et du suivi du contour. Nos résultats sur ces deux points ne sont donc pas représentatifs des futures acquisitions avec une sonde qui tournera à la vitesse de 3 tours par cycle cardiaque, au lieu d'un tiers de tour avec notre prototype. La cadence d'acquisition devrait aussi pratiquement être triplée, avec peut-être la possibilité d'obtenir deux images successives dans des plans perpendiculaires. D'autre part, la qualité des images sera sensiblement rehaussée par la récupération des lignes de tir en amont de la chaîne de visualisation actuelle. Avec de nouvelles images plus rapprochées et mieux définies, nous pourrions reprendre sur des bases différentes nos travaux sur l'interpolation et l'extrapolation.



## RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

---

- [1] I. Magnin, C. Mathieu, D. Friboulet, P. Clarysse, *Interêt de l'imagerie cardiaque 3D : acquisition, segmentation, quantification*, Symposium Echocardiographie et Analyse d'Images Ventriculaires, p 119-132, 1993.
- [2] *Les nouveaux moyens de la médecine*, BELIN, 1983.
- [3] Y. Kervran, P. Leduc, M. Shelly, *Les nouveaux espoirs de la médecine*, Le Quotidien du Médecin, Calmann-Levy, 1982.
- [4] D. Isabelle, A. Veyre, *L'imagerie médicale*, La Recherche, Vol 14, N° 144, p 690-706, Mai 1983.
- [5] R. Robb, E. Ritman, *High speed synchronous volume computed tomography of the heart*, Radiology, Vol 133, p 655-661, 1979
- [6] D. Le Bihan, *Imagerie par résonance magnétique*, Collection d'Imagerie Médicale, Masson, 1986.
- [7] D. Friboulet, *Contribution à l'étude tri-dimensionnelle du comportement dynamique du coeur en Imagerie par Résonance Magnétique*, Thèse n°90 ISAL 0041, 1990.
- [8] D. Atkinson, R. Edelman, *Cineangiography of the heart in a single breath hold with a segmented turboflash sequence*, Radiology, Vol n° 178, p 357-360, 1991.
- [9] F. A. Firestone, *The supersonic reflectoscope, an instrument for inspecting the interior of solid parts by means of sound waves*, J. A. const. Sec. Am., 17:287, 1945.
- [10] C. H. Hertz and I. Edler, *Use of ultrasonic reflectoscope for continuous recording of movements of heart walls*, Kung Fysiograph Sallsk. Lund., Fordhandl, 24:40, 1954.
- [11] S. Effert, H. Erkens, F. Grossebrockhoff, *Ultrasonic echo method in cardiological diagnosis*, Germ. Med. Meth., 2:325, 1957.
- [12] J. J. Wild and J. M. Reid, *Diagnostic use of ultrasound*, Brit. J. Phys. Med., 19:248, 1956.

- [13] H. Feigenbaum, *Echocardiography*, Philadelphia, Lea and Febiger, 1976.
- [14] E. Cardiel, C. Mortera, P. Yuste, *Echocardiographie, nouvelles techniques*, Editions Doin, 1982.
- [15] P. Alais, M. Fink, B. Richard, *Les images ultrasonores, La recherche*, Vol 10, N°101, p 642-650, Juin 1979.
- [16] F. Mauléon, *Echographie en gynécologie et obstétrique*, Editions Vigot, 1982.
- [17] J. F. Pombo, B. L. Troy, R. O. Russel, *Left ventricular volumes and ejection fraction by echocardiography*, *Circulation*, 43:480, 1970.
- [18] M. A. Martin, *Assesment of correction formula for echocardiographic estimations of left ventricular volumes*, *Br. Heart. J.*, 40:294, 1978.
- [19] P. Guéret, E. Corday, *Etude quantitative de la fonction ventriculaire gauche par l'échocardiographie bidimensionnelle*, *Arch Mal. Coeur*, 74<sup>ème</sup> année, N°3, p 329-336, 1981.
- [20] R. C. Gonzalez, P. Wintz, *Digital Image Processing*, Addison Wesley, 2<sup>nd</sup> edition, p 331, 1987.
- [21] W. K. Pratt, *Digital Image Processing*, John Wiley & Sons, Chapter 18, New York, 1978.
- [22] J.J. Toumazet, *Traitement de l'image sur micro-ordinateur*, Editions Sybex, 1987.
- [23] B. Diébold, *Détection des contours ventriculaires : pièges anatomiques, perspectives cliniques*, Symposium Echocardiographie et Analyse d'Images Ventriculaires, Dijon, 25-26 mars 1993.
- [24] E. Petit, *Application des méthodes de segmentation numérique d'images à l'échocardiographie bi-dimensionnelle*, Symposium Echocardiographie et Analyse d'Images Ventriculaires, Dijon, p 3-18, 25-26 mars 1993.
- [25] C. Chu, E. Delp, *A computer vision approach to the automatic analysis of two-dimensional echocardiograms*, *Automedica*, Vol 10, p 49-65, 1988.
- [26] E. Garcia, *Real time computerization of two-dimensional echocardiography*, *American Heart Journal*, p 783-792, June 1981.
- [27] N. Friedland, D. Adam, *Automatic cavity boundary from sequential ultrasound images using simulated annealing*, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol 8, p 344-353,

Dec 1989.

- [28] J.Y. Boire, J.C. Cauvin, M. Zanca, J. Maublant and J.M. Bonny, *3D segmentation method in medical imaging*, Fourteenth Annual Conference of the IEEE Engineering on Medicine and Biology Society, Vol 5, p 2216-2217, 1992.
- [29] W.Y. Liu, I. Magnin, G. Gimenez, *A statistic based approach for segmentation*, Fourteenth Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol 5, p 1924-1925, 1992.
- [30] I. Herlin, C. Nguyen, C. Graffigne, *Stochastic segmentation of ultrasound images*, Proceedings of the 11<sup>th</sup> International Conference on Pattern Recognition, August 30-September 3, 1992.
- [31] M. Neveu, A. Dipanda, D. Plantamp, H. Diébold, *Segmentations d'images échocardiographiques par analyse de texture*, ITBM, Vol 10, N°4, p 413-429, 1989.
- [32] S. Collins, D. Skorton & al, *Quantitative echocardiographic image texture : normal contraction-related variability*, IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol 4, N°4, p 185-192, 1984.
- [33] G. Mailloux, M. Bertrand, R. Stampfler, S. Ethier, *Characterization of echocardiographic B-Scan images by computer texture generation*, Proceedings of the 4<sup>th</sup> Scandinavian Conference on Image Analysis, p 641-648, June 1985.
- [34] A. Corenthin, J. Lemoine, E. Petit, P. Provent, P. Bunel, M. Gaudaire, *Méthodes de classification supervisée de textures : application à la segmentation du myocarde sur des images échocardiographiques bidimensionnelles*, Journées d'Informatique Médicale de Toulouse, p 259-264, 25-26 mai 1989.
- [35] G. Montilla, V. Barrios, L. Rodríguez, F. Mora, G. Passiarelo and C. Roux, *Detecting endocardial boundaries by texture in two-dimensional echocardiography*, Fourteenth Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol 5, p 2253-2254, 1992.
- [36] I. Herlin, *Analyse de séquences d'images échocardiographiques*, Rapport Intermédiaire du Contrat MATRA.
- [37] J.P. Bodart, *Detection des contours du ventricule gauche en imagerie échographique*, DEA de Génie Biologique et Médical, Lyon, 43 pages, 1990.

- [38] J. Klinger, C. Vaughan, T. Fraker, L. Andrew, *Segmentation of echocardiographic images using mathematical morphology*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol 35, p 925-934, Nov 1985.
- [39] P. Detmer, G. Bashein, R. Martin, *Matched filter identification of left-ventricular endocardial borders in transoesophageal echocardiograms*, IEEE Transactions on Biomedical Imaging, Vol 9, N° 4, p 396-404, 1990.
- [40] E. Petit, C. Ledevhat, G. Lorette, M. Gaudaire, *Automatic detection of myocardic boundaries on two-dimensional echocardiographic image sequence*, Proceedings of the 4<sup>th</sup> Scandinavian Conference on Image Analysis, p 363-372, June 1985.
- [41] L. Zhang, E. Geiser *An effective algorithm for extracting serial endocardial borders from two dimensional echocardiographic images*, Transactions on Biomedical Engineering, Vol BME31, N° 6, p 441-447, June 1984.
- [42] C. Chu, E. Delp, A. Buda, *Detecting left ventricular endocardial end epicardial boundaries by digital two-dimensional echocardiography*, IEEE Transactions on Biomedical Imaging, Vol 7, N° 2, p 81-90, 1988.
- [43] A. They, A. Garbi, J. L. Lecroart, P. Nikyema, Y. Houdas, J. P. Dubus, *Méthode de restitution du mouvement du ventricule gauche dans une scène 3D à partir d'images échocardiographiques sous incidence apicale*, Symposium Echocardiographie et Analyse d'Images Ventriculaires, Dijon, P 99-108, 25-26 mars 1993.
- [44] D. Deguillemont, *Etude et réalisation d'un système de reconstruction 4D de chambres cardiaques à partir de vues échocardiographiques sous incidence apicale*, Mémoire d'ingénieur CNAM, Lille, septembre 1992.
- [45] C. Nastar, N. Ayache, *Recovery of deformations in medical images*, Symposium Echocardiographie et Analyse d'Images Ventriculaires, Dijon, p 147-155, 25-26 mars 1993.
- [46] A. Gasull, R. Alquezar, L. Torres, S. Sallent, F. Marqués, J. Vidal, E. Sangra, G. Vazquez, *Automatic left ventricular contour extraction for volume calculation from echocardiographic images*, Ultrasonics International 89, Madrid, 3-7 July 1989.
- [47] L. Torres, E. Sangrá, A. Gasull, S. Sallent, *A new algorithm for automatic border detection of two-dimensional echocardiographic images*, Time-Varying Image Processing and Moving Object Recognition, 2, V. Cappellini Editions, Elsevier, p

- 181-188, Amsterdam, 1990.
- [48] E. Petit, *Estimation des volumes ventriculaires gauches par détection et suivi automatiques de contours sur des séquences d'images échographiques*, L'Onde Electrique, Vol 71, N°4, p 41-44, Juillet 1991.
- [49] I. Herlin, *Localiser et suivre les contours d'une cavité cardiaque dans une séquence d'images*, Symposium Echocardiographie et Analyse d'Images Ventriculaires, Dijon, p 109-118, 25-26 mars 1993.
- [50] I. Magnin, R. Brion, F. Cazalot, G. Gonnot, J. P. Bodart, G. Dalleau, *Détection et suivi automatique du contour endocardique en échographie d'effort*, Symposium Echocardiographie et Analyse d'Images Ventriculaires, Dijon, p 59-66, 25-26 mars 1993.
- [51] S. Eiho, M. Kuwahara, *3-D reconstruction of the left ventricle*, IEEE 8<sup>th</sup> Annual Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, Dallas Forth-Worth, USA, 1986.
- [52] R. Pini, M. Costi, G. A. Mensah, L. Masotti, K. L. Novins, D. P. Greenberg, B. Greppi, M. Cerofolini, R.B. Devereux, *Computed tomography of the heart by ultrasound*, Computers in Cardiology, p 17-20, IEEE Computer Society Press, USA, 1991.
- [53] J. F. Greenleaf, M. Belohlavek, T. C. Gerber, D. A. Foley, J. B. Seward, *Multi-dimensional visualization in echocardiography : an introduction*, Mayo Clinic Proceedings, Vol 68, N° 13, p 213-220, USA, 1993.
- [54] F. Ulupinar, R. Nevatia, *Perception of 3D surfaces from 2D contours*, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol 15, N° 1, Jan 1993.
- [55] C. Brechbühler, G. Gerig and O. Kübler, *Surface parametrization and shape description*, Visualization in Biomedical Computing 1992, Vol 1808, p 80-89, 1992.
- [56] R. Martin, G. Bashein, M. Nessly, *Left-ventricular transesophageal ultrasound 3D scanning and reconstruction*. IEEE/Eleventh Annual Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, p 421-422, 1989.
- [57] R. Martin, M. Graham, R. Kao and G. Bashein, *Measurement of left ventricular ejection fraction and volumes with three-dimensional reconstructed transesophageal ultrasound scans : comparison to radionuclide and thermal dilution measurements*,

Journal of Cardiothoracic Anesthesia, Vol 3, N°3, p260-268, 1989.

- [58] E. Paquet, J. Meunier, M. Bertrand, T. Leung and R. Lemery, *Segmentation and 3-D of histological sections of the heart*, Fourteenth Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol 5, p 2253-2254, 1992.
- [59] W. Ohley, P. Daly, H. Gewirtz, *Generation of 3-D cardiac images from magnetic resonance data*, Eleventh Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1989.
- [60] A. Maurice, J. Meunier, M. Bertrand and J. Lespérance, *Improved method for the 3-D reconstruction of the left ventricle from biplane cineangiograms*, Fourteenth Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol 5, p 2237-2238, 1992.
- [61] T. F. Cootes, A. Hill, C. J. Taylor, J. Haslam, *The use of active shape models for locating structures in medical imaging*, 13<sup>th</sup> International Conference IPMI'93, Flagstaff, Arizona, Springer Verlag, p 33-47, June 1993.
- [62] C. Nastar, N. Ayache, *Non-rigid motion analysis in medical images : a physically based approach*, 13<sup>th</sup> International Conference IPMI'93, Flagstaff, Arizona, Springer Verlag, p 17-32, June 1993.
- [63] D. Terzopoulos, D. Metaxas, *Dynamic 3D models with local and global deformations : deformable superquadrics*, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol 13, N°7, July 1991.
- [64] B. C. Vemury, A. Radisavljevic, C. M. Leonard, *Multi-resolution stochastic 3D shape models for image segmentation*, 13<sup>th</sup> International Conference IPMI'93, Flagstaff, Arizona, Springer Verlag, p 62-76, June 1993.
- [65] L. L. Creswell, S. G. Wyers, J. S. Pirolo, W. H. Perman, M. W. Vannier, M. K. Pasque, *Mathematical modeling of the heart using magnetic resonance imaging*, IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol 11, N° 4, December 1992.
- [66] M. Neveu, *Utilisation de modèles déformables en reconstruction 3D*, Symposium Echocardiographie et Analyse d'Images Ventriculaires, Dijon, p 135-145, 25-26 mars 1993.
- [67] A. Goshtasby, D. Turner, L. Ackerman, *Matching of tomographic slices for interpolation*, IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol 11, N°4, Dec 1992.

- [68] W. Lin, S. Chen, C. Chen, *A new surface interpolation technique for reconstructing 3D objects from serial cross-sections*, Computer Vision, Graph., Image Processing, Vol 48, p 124-143, 1989.
- [69] S. Raya, J. Udupa, *Shape-based interpolation of multidimensionnal objects*, IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol 9, p 32-42, March 1990.
- [70] J. M. Chassery, A. Montanvert, *Géométrie discrète en analyse d'images*, Traité des Nouvelles Technologies, Série Images, p 308-313, Hermès, 1991.
- [71] E. Persoon, *Shape discrimination using Fourier descriptors*, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol PAMI-8, N°3, p 388-397, May 1986.
- [72] V. Burdin, C. Roux, *Reconstruction error of 3D anatomic structures represented by 2D Fourier descriptors using a dissimilarity measure*, 14<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol 5, p 1944-1945, Paris, 1992.
- [73] B. T. Kelley, V. K. Madiseti, *The fast discrete radon transform*, IEEE transactions on Image Processing, Vol 2, N° 3, July 1993.
- [74] L. H. Staib and J.S. Duncan, *Deformable Fourier models for surface finding in 3D images*, Visualization in Biomedical Computing 1992, Vol 1808, p 90-104, 1992.
- [75] L. H. Staib and J.S. Duncan, *Boundary finding with parametrically deformable models*, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol 14, N°11, p 1061-1075, 1992.
- [76] E. Roubine, *Introduction à la théorie de la communication*, Tome 1 : signaux non aléatoires, p 92-94, Masson, 1970, Paris.
- [77] P. Loosfelt, P. Desplanques and A. Cherradi, *Transformée de Fourier rapide par quart de période*, à paraître dans Traitement du Signal, 1993.
- [78] M. Coster, J. L. Chermant, *Précis d'analyse d'images*, Editions du CNRS, p 315-317, 1985.
- [79] S. Galichet, P. Gounon, M. Najim, *Mise en place d'une bibliothèque de logiciels en traitement du signal et de l'image*, GdR 134 - Signam et Images, GT7 : CAO et Banque de logiciels, Version 4.00, Avril 1991.
- [80] A. Ekoule, F. Peyrin, C. Odet, *Description d'une procédure de triangulation entièrement automatique*, p88-95, Paris 1987.

- [81] J. D. Boissonnat, *Representing 2D and 3D shapes with Delaunay triangulation*, IEEE/ICASSP proceedings, p 745-748, 1984.
- [82] A. Hollebecq, *Etude d'un système de reconstruction 3D à partir de clichés de coupes scanner X ; application à la biopsie assistée par ordinateur*, Mémoire d'ingénieur CNAM, Lille, p 56-63, 1991.
- [83] C. Léger, J. Thiel, R. Lédée, F. Patat, L. Pourcelot, *Left ventricle modeling by discrete polar Fourier transform using echocardiographic images*, IEEE-EMBS, p 410-411, 1992.
- [84] C. Léger, R. Lédée, J. Thiel, L. Pourcelot, F. Patat, *Restitution complète d'un contour non fermé du VG par le modèle SFDP*, Echocardiographie et analyse d'images ventriculaires, p 87-92, 1993.
- [85] C. Léger, J. Thiel, R. Lédée, G. Lamarque, J. Fantini, C. Bonciu, F. Patat, L. Pourcelot, *Modèle de Fourier du ventricule gauche pour l'échocardiographie 3D*, AGI'93, p 52-56, 1993.
- [86] C. Léger, J. Thiel, R. Lédée, *Modèle SFDP pour un contour fermé*, AGI'93, 1993
- [87] R. Lédée, C. Léger, J. Thiel, M.N. Allaglo, *Modèle SFDP pour un contour non fermé*, AGI'93, 1993.
- [88] C. Bonciu, C. Léger, G. Lamarque, J. Fantini, *Restitution volumique du ventricule gauche*, AGI'93, 1993.
- [89] M.N. Allaglo, C. Bonciu, J. Fantini, G. Lamarque, R. Lédée, C. Léger, J. Thiel, C. Marchal, F. Patat, J.M. Pottier, L. Pourcelot, *Résultats préliminaires en échocardiographie 3D : acquisition et reconstruction*, Journée GT3 "Reconstruction et modélisation 3D" du GdR 134 du CNRS, 1993.
- [90] C. Léger, J. Thiel, R. Lédée, J. Fantini, G. Lamarque, C. Bonciu, *Caractérisation d'une surface fermée convexe par interpolation de Shannon circulaire*, 4<sup>èmes</sup> journées ORASIS, p 178-181, 1993.
- [91] C. Léger, J. Thiel, R. Lédée, F. Patat, L. Pourcelot, *Modélisation 2D du ventricule gauche par transformée de Fourier discrète polaire*, A paraître dans *Traitement du signal*, 1994.

- [92] R. Lédée, C. Léger, J. Thiel, J. Fantini, G. Lamarque, C. Bonciu, J.M. Pottier, *Restitution volumique du VG par sonde échocardiographique 2D tournante*, A paraître dans Revue Innov. Techn. Biol. Med., 1994.
- [93] J. Thiel, C.Léger, G. Jacquet, *Turbo initiation à la programmation en Pascal*, Masson, 398 pages, 1992.



# TABLE DES MATIÈRES

---

REMERCIEMENTS . . . . .	3
SOMMAIRE . . . . .	5
RÉSUMÉ . . . . .	7
LISTE DES ABRÉVIATIONS . . . . .	9
I. INTRODUCTION . . . . .	11
1. Contexte . . . . .	12
2. Modélisation . . . . .	13
3. Données . . . . .	14
4. Aspects 2D . . . . .	15
5. Aspects 3D . . . . .	16
II. CONTEXTE . . . . .	19
A. IMAGERIE MÉDICALE CARDIAQUE . . . . .	19
1. Radiographies . . . . .	19
2. Scanners . . . . .	20
3. Scintigraphie . . . . .	20
4. Résonance magnétique . . . . .	21
5. Echographie . . . . .	22
B. ÉCHOGRAPHIE . . . . .	24
1. Historique . . . . .	24
2. Principe . . . . .	24
3. L'échographe . . . . .	26

4. Les sondes 2D . . . . .	29
5. Enregistrement des images . . . . .	30
C. ÉCHOCARDIOGRAPHIE 2D . . . . .	31
1. Morphologie du coeur . . . . .	31
2. Dynamique cardiaque . . . . .	34
3. Paramètres morphologiques et fonctionnels . . . . .	35
4. Recherches actuelles en échocardiographie 2D . . . . .	37
D. ÉCHOCARDIOGRAPHIE 3D . . . . .	42
1. Acquisition 3D . . . . .	43
2. Restitution 3D . . . . .	44
3. Interpolations spatio-temporelles . . . . .	45
4. Algorithmes temps-réel . . . . .	46
5. Infographie . . . . .	47
6. Paramètres physiologiques cardiaques . . . . .	48
III. MODÉLISATION . . . . .	49
A. STRATÉGIE . . . . .	49
1. Modélisation spatio-temporelle . . . . .	49
2. Exemple simple de modélisation . . . . .	50
3. Choix d'un modèle spatial . . . . .	51
4. Choix d'un modèle spatio-temporel . . . . .	53
5. Critère de conformité . . . . .	54
B. PRÉSENTATION DU MODÈLE S F D P . . . . .	55
1. Idée de base . . . . .	56
2. Interpolation de Shannon circulaire . . . . .	58
3. Lissage par moindres carrés de Fourier . . . . .	59
C. MISE EN OEUVRE DU MODÈLE S F D P . . . . .	62
1. Série de Fourier d'une fonction périodique . . . . .	62
2. Lissage orthogonal par moindres carrés . . . . .	64
3. Interpolation de Shannon circulaire . . . . .	66
4. Origine centrale et centre d'inertie . . . . .	67
D. DU MODÈLE 2D AU MODÈLE 3D . . . . .	70
1. Extension du modèle 2D . . . . .	70

2. Suivi des échantillons du contour . . . . .	72
3. Interpolation spatiale ou temporelle . . . . .	73
4. Interpolation spatiale et temporelle . . . . .	74
5. Du modèle statique au modèle dynamique . . . . .	75
IV. DONNÉES . . . . .	77
A. ACQUISITIONS . . . . .	77
1. Echographe Ultramark 9 et sonde annulaire . . . . .	77
2. Numérisation des images . . . . .	79
3. Réalisation d'une sonde tournante . . . . .	81
4. Données brutes . . . . .	83
B. PRÉ-TRAITEMENTS . . . . .	88
1. Logiciel de visualisation . . . . .	88
2. Extraction de l'ECG . . . . .	89
3. Tracé manuel des contours du VG . . . . .	90
4. Formatage des données . . . . .	93
C. ÉCHANTILLONNAGE DES CONTOURS DU VG . . . . .	94
1. Principe de la méthode d'échantillonnage optimal . . . . .	94
2. Echantillonnage initial des contours . . . . .	97
3. Echantillonnage final des contours . . . . .	98
D. ÉCHANTILLONNAGE DU VOLUME DU VG . . . . .	103
1. Caractérisation d'une surface fermée convexe . . . . .	104
2. Application au VG . . . . .	105
3. Discussion . . . . .	107
V. ASPECTS 2D . . . . .	109
A. TRAITEMENT DES FRONTIÈRES VIRTUELLES . . . . .	109
1. Position du problème . . . . .	110
2. Méthode d'interpolation . . . . .	111
3. Algorithme rapide . . . . .	112
4. Exemples de résultats . . . . .	114
B. APPLICATION 2D AUX COUPES PARASTERNALES . . . . .	115
1. Intérêt pour l'échocardiographie 2D . . . . .	116

2. Déplacement global du VG . . . . .	117
3. Suivi des contractions ventriculaires . . . . .	119
4. Isotropie des contractions ventriculaires . . . . .	119
5. Écart au modèle elliptique . . . . .	121
C. SUIVI DU CONTOUR SUR 2 IMAGES SUCCESSIVES . . . . .	122
1. Principe de la méthode de suivi . . . . .	124
2. Lissage et décrémentation des LNG radiales . . . . .	126
3. Apodisation et normalisation des LNG . . . . .	128
4. Analyse globale des déplacements mesurés . . . . .	130
D. SUIVI DU CONTOUR DANS UNE SÉQUENCE D'IMAGES . . . . .	134
1. Résultats pour des coupes parasternales . . . . .	134
2. Résultats pour des coupes apicales . . . . .	135
3. Proposition de suivi par RNF . . . . .	139
VI. ASPECTS 3D . . . . .	143
A. MODÉLISATION 3D D'UN VG STATIQUE . . . . .	143
1. Modélisation des contours apicaux . . . . .	144
2. Modélisation du volume du VG immobile . . . . .	145
3. Amélioration de la restitution 3D d'un VG immobile . . . . .	146
B. SUIVIS DU CENTRE ET DE L'AXE DU VG EN 3D . . . . .	147
1. Géométrie du problème . . . . .	148
2. Calculs de restitution d'attitude . . . . .	149
3. Attitude restituée à partir des données . . . . .	151
4. Discussion . . . . .	154
C. SUIVI DU VOLUME DU VG . . . . .	156
1. Corrections d'attitude sur les coefficients . . . . .	156
2. Interpolations spatio-temporelles . . . . .	159
3. Discussion . . . . .	161
VII. CONCLUSION . . . . .	165
RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES . . . . .	169

TABLE DES MATIÈRES . . . . .	179
TABLE DES ILLUSTRATIONS . . . . .	185
ANNEXE A. MODÉLISATION SFDP D'UN CERCLE . . . . .	193
ANNEXE B. LOGICIEL DE VISUALISATION 3D . . . . .	197
1. Organisation des données géométriques . . . . .	197
2. Visualisation des volumes . . . . .	201
POSTFACE . . . . .	207



## TABLE DES ILLUSTRATIONS

---

<i>Figure 1a : Facteur de réflexion normale à l'interface de 2 impédances très distinctes. . . . .</i>	25
<i>Figure 1b : Facteur de réflexion normale à l'interface de 2 impédances très voisines. . . . .</i>	25
<i>Figure 2 : Exemple d'image TM. . . . .</i>	28
<i>Figure 3 : Exemple d'image bidimensionnelle. Il est possible d'acquérir des coupes tomographiques du coeur en temps réel. . . . .</i>	28
<i>Figure 4a : principe d'une sonde électronique à balayage sectoriel. . . . .</i>	30
<i>Figure 4b : principe d'une sonde électronique à balayage linéaire. . . . .</i>	30
<i>Figure 5 : Plans échotomographiques.</i>	
<i>AO : Aorte, AP: Artère pulmonaire,</i>	
<i>OD : Oreillette droite, VD: Ventricule droit,</i>	
<i>VG : Ventricule gauche. . . . .</i>	31
<i>Figure 6a : Position de la sonde pour une coupe parasternale grand axe. . . . .</i>	32
<i>Figure 6b : Coupe parasternale grand axe. OG : Oreillette gauche, MP : Muscles papillaires, SI : Septum inter-ventriculaire, VA : Valve aortique, VM : Valve mitrale. . . . .</i>	32
<i>Figure 7a : Positions de la sonde pour des coupes parasternales petit axe. . . . .</i>	33
<i>Figure 7b : Coupe parasternale petit axe. Les valves mitrales dessinent un cercle. . . . .</i>	33
<i>Figure 8a : Position de la sonde pour les coupes apicales. . . . .</i>	33
<i>Figure 8b : Coupe apicale 4 cavités. VT : Valve tricuspide. . . . .</i>	33
<i>Figure 8c : Coupe apicale 3 cavités. . . . .</i>	33
<i>Figure 9 : Exemple d'électrocardiogramme. . . . .</i>	34
<i>Figure 10a : Coupe parasternale petit axe. L'image obtenue est une coupe transversale du VG laissant apparaître les piliers cardiaques. . . . .</i>	35
<i>Figure 10b : Coupe apicale 4 cavités. Cette incidence du capteur permet d'obtenir une coupe longitudinale du VG. . . . .</i>	35

<i>Figure 11 : Exemple de fiche synthétique servant à recueillir les conclusions d'un examen échocardiographique. Ce type de fiche est utilisé au Centre Hospitalier Régional de Tours. . . . .</i>	36
<i>Figure 12 : Exemples de contours. a : contour idéal, b : rampe, c : contour réel, d : contours interne et externe du VG utilisés parfois par les médecins. . . . .</i>	38
<i>Figure 13a : Sur une image parasternale, trois contours intéressent les cardiologues : externe, interne avec piliers, interne sans piliers. . . . .</i>	40
<i>Figure 13b : Sur une image apicale, la base du VG communique avec l'oreillette gauche lorsque les valves mitrales sont ouvertes. . . . .</i>	40
<i>Figure 14a : Coupe bidimensionnelle du VG avec superposition du contour. . . . .</i>	42
<i>Figure 14b : Représentation tridimensionnelle du VG. . . . .</i>	42
<i>Figure 15 : Exemples de sondes 3D. a : sonde rotative, b : sonde à déplacement parallèle, c : sonde oscillante à déplacement angulaire. . . . .</i>	44
<i>Figure 16 : Représentation tridimensionnelle du VG. . . . .</i>	52
<i>Figure 17 : Variations spatiales et temporelles simultanées du VG. . . . .</i>	53
<i>Figure 18a : Développement polaire d'un contour à partir d'une origine quelconque O. . . . .</i>	57
<i>Figure 18b : Développement polaire du même contour à partir de son centre d'inertie I. . . . .</i>	57
<i>Figure 19a : Fonction <math>\rho(\theta)</math> périodique-<math>2\pi</math> obtenue par développement polaire d'un contour autour d'une origine quelconque O. . . . .</i>	57
<i>Figure 19b : Fonction <math>\rho(\theta)</math> périodique-<math>2\pi</math> obtenue par développement polaire du même contour autour de son centre d'inertie I. . . . .</i>	57
<i>Figure 20a : Modules <math>C_m</math> et poids <math>p_m</math> des coefficients de Fourier de <math>\rho(\theta)</math> développée autour d'une origine quelconque O. . . . .</i>	57
<i>Figure 20b : Modules <math>C_m</math> et poids <math>p_m</math> des coefficients de Fourier de <math>\rho(\theta)</math> développée autour du centre d'inertie I. . . . .</i>	57
<i>Figure 21a : Echantillonnage d'un contour à une fréquence inférieure à la fréquence de Nyquist Des oscillations parasites apparaissent. . . . .</i>	59
<i>Figure 21b : Les oscillations du contour fermé se retrouvent sur son développement polaire. . . . .</i>	59
<i>Figure 22a : Fonction <math>\rho(\theta)</math> périodique-<math>2\pi</math> (trait plein) et fonction lissée obtenue par troncature de sa série de Fourier. . . . .</i>	60

<i>Figure 22b : Troncature à l'ordre 3 des modules <math>C_m</math> des coefficients de Fourier du contour. . . . .</i>	60
<i>Figure 23a : Développement polaire d'un contour à partir d'une origine quelconque <math>O</math> et contours lissés aux ordres 0 et 3. . . . .</i>	61
<i>Figure 23b : Développement polaire du même contour à partir de son centre d'inertie <math>I</math> et contours lissés aux ordres 0 et 3. . . . .</i>	61
<i>Figure 24a : Modules <math>C_m</math> des coefficients de Fourier de <math>\rho(\theta)</math>, et écart efficace relatif <math>\epsilon_K</math> en fonction de l'ordre de troncature <math>K</math>. . . . .</i>	61
<i>Figure 24b : Modules <math>C_m</math> des coefficients de Fourier et écart efficace <math>\epsilon_K</math> du contour développé autour de son centre d'inertie <math>I</math>. . . . .</i>	61
<i>Figure 25a : Contours définis par le doublet <math>(C_0, C_1)</math>. . . . .</i>	64
<i>Figure 25b : Contours définis par le doublet <math>(C_0, C_2)</math>. . . . .</i>	64
<i>Figure 25c : Contours définis par le doublet <math>(C_0, C_3)</math>. . . . .</i>	64
<i>Figure 25d : Contours définis par le doublet <math>(C_0, C_4)</math>. . . . .</i>	64
<i>Figure 26 : Recherche itérative du centre d'inertie <math>I</math> d'un contour, à partir d'une origine initiale quelconque <math>O</math>. . . . .</i>	69
<i>Figure 27 : Détermination de l'enveloppe <math>\rho(t)</math> et de la phase <math>\theta(t)</math> du mouvement de <math>M</math> à partir de la connaissance de <math>\rho_{\perp}(t)</math> et de <math>\omega</math>. . . . .</i>	75
<i>Figure 28 : Angle de balayage du transducteur. . . . .</i>	79
<i>Figure 29 : Schéma du système d'acquisition des séquences d'images échocardiographiques. . . . .</i>	80
<i>Figure 30 : Dispositif de mise en rotation d'une sonde oscillante 2D. . . . .</i>	82
<i>Figure 31 : Repérage des images dans le cycle cardiaque. . . . .</i>	83
<i>Figure 32a : Coupes parasternales avec piliers cardiaques, extraites d'une séquence de 24 images couvrant un cycle cardiaque complet. . . . .</i>	84
<i>Figure 32b : Coupes apicales extraites d'une séquence de 24 images couvrant un cycle cardiaque complet. . . . .</i>	85
<i>Figure 33 : Images numéros 25, 28, 55, 10, 13, 16, 43 et 46 de la séquence 3D. . . . .</i>	86
<i>Figure 34 : Dans une séquence de 62 images, sélection de 8 images pour représenter le VG en phase diastolique. . . . .</i>	87
<i>Figure 35 : Exemple d'exécution du programme de visualisation des séquences d'images. . . . .</i>	89

<i>Figure 36a : Exemple de résultat de l'algorithme de tracé de contour approché par courbes de niveaux. . . . .</i>	91
<i>Figure 36b : Exemple de résultat de l'algorithme de tracé de contour approché après sélection du contour par le médecin. . . . .</i>	91
<i>Figure 37 : Séquence de 24 images parasternales couvrant un cycle cardiaque complet. Les contours manuels ont été superposés aux images. . . . .</i>	92
<i>Figure 38 : Superposition des contours manuels sur les 8 images de la séquence 3D. . . . .</i>	93
<i>Figure 39a : Sous échantillonnage de la courbe développée <math>\rho(\theta)</math> en fonction de l'ordre de troncature <math>K</math>. . . . .</i>	95
<i>Figure 39b : Erreur d'interpolation exprimée en pourcentage en fonction de l'ordre de troncature <math>K</math>. . . . .</i>	95
<i>Figure 40a : Erreurs moyennes d'interpolation <math>\epsilon_N^O</math> et <math>\epsilon_N^I</math> obtenues à partir d'une origine quelconque <math>O</math> et du centre d'inertie. . . . .</i>	97
<i>Figure 40b : Contours <math>\rho(\theta)</math>, <math>\rho_4(\theta)</math>, <math>\rho_8(\theta)</math> obtenus à partir d'une origine quelconque <math>O</math> puis du centre d'inertie <math>I</math>. . . . .</i>	97
<i>Figure 41a : Détermination de l'échantillonnage optimal des coupes parasternales, avec et sans piliers. . . . .</i>	99
<i>Figure 41b : Détermination de l'échantillonnage optimal des coupes apicales. . . . .</i>	100
<i>Figure 42 : Perturbation sur un échantillon (a) et correction par une gaussienne d'écart type 1 (b), 1/2 (c) et 1/4 (d) pas d'échantillonnage (contour parasternal). . . . .</i>	101
<i>Figure 43 : Perturbation sur un échantillon (a) et correction par une gaussienne d'écart type 1 (b), 1/2 (c) et 1/4 (d) pas d'échantillonnage. (contour apical). . . . .</i>	103
<i>Figure 44a : Représentation des données brutes du VG en mode fil de fer. . . . .</i>	106
<i>Figure 44b : Restitution du volume du VG en facettes grisées. . . . .</i>	106
<i>Figure 45a : Interpolation-lissage MC d'un contour non fermé, à partir d'une origine quelconque <math>O</math> (ordres 0 et 1). . . . .</i>	112
<i>Figure 45b : Interpolation-lissage MC d'un contour non fermé, à partir d'une origine quelconque <math>O</math> (ordres 0 et 1). . . . .</i>	112
<i>Figure 45c : Interpolation-lissage MC d'un contour non fermé, à partir du centre d'inertie <math>I</math> (ordres 0 et 3). . . . .</i>	112

<i>Figure 45d : Interpolation-lissage MC d'un contour non fermé, à partir du centre d'inertie I (ordres 0 et 3).</i>	112
<i>Figure 46a : Interpolation des échantillons manquants avec recherche simultanée du centre d'inertie, après 1 itération.</i>	114
<i>Figure 46b : Interpolation des échantillons manquants avec recherche simultanée du centre d'inertie, après 1 itération.</i>	114
<i>Figure 46c : Interpolation des échantillons manquants avec recherche simultanée du centre d'inertie, après 9 itérations.</i>	114
<i>Figure 46d : Interpolation des échantillons manquants avec recherche simultanée du centre d'inertie, après 9 itérations.</i>	114
<i>Figure 47a : Interpolation d'un contour incomplet à 20 échantillons en 14 itérations.</i>	115
<i>Figure 47b : Interpolation d'un contour incomplet à 34 échantillons en 12 itérations.</i>	115
<i>Figure 47c : Interpolation d'un contour incomplet à 6 échantillons en 27 itérations.</i>	115
<i>Figure 47d : Interpolation d'un contour incomplet à 6 échantillons en 23 itérations.</i>	115
<i>Figure 48a : Exemple de coupe tomographique parasternale du VG sans piliers (l'écho central correspond aux valves mitrales).</i>	117
<i>Figure 48b : Exemple de coupe tomographique parasternale du VG avec piliers.</i>	117
<i>Figure 49 : Superposition des contours modélisés avec les seuls coefficients de Fourier <math>C_0</math>, <math>C_2</math> et <math>C_3</math> sur la séquence de 24 images parasternales.</i>	118
<i>Figure 50a : Amplitude des déplacements du centre d'inertie du contour relativement à la première image du cycle.</i>	120
<i>Figure 50b : Phase des déplacements du centre d'inertie, relativement à la première image.</i>	120
<i>Figure 50c : Amplitude du rayon moyen <math>C_0</math> du contour.</i>	120
<i>Figure 50d : Amplitude du coefficient <math>C_2</math> relativement au rayon moyen <math>C_0</math>.</i>	120
<i>Figure 50e : Phase du coefficient <math>C_2</math>, relativement au premier contour.</i>	120
<i>Figure 50f : Electrocardiogramme.</i>	120
<i>Figure 51a : Superposition des contours télédiastolique et télésystolique, avant (pointillés) et après (traits continus) modélisation.</i>	121
<i>Figure 51b : Représentation de l'isotropie des contractions ventriculaires entre diastole et systole (isotropie parfaite en traits pointillés).</i>	121

<i>Figure 52a : Image n°13 brute.</i> . . . . .	123
<i>Figure 52b : Image n°14 brute.</i> . . . . .	123
<i>Figure 52c : Représentation 3D de l'image brute n°13.</i> . . . . .	123
<i>Figure 52d : Représentation 3D de l'image brute n°14.</i> . . . . .	123
<i>Figure 52e : Niveaux de gris le long de 32 rayons issus du centre d'inertie I du contour tracé manuellement sur l'image n°13.</i> . . . . .	123
<i>Figure 52f : Niveaux de gris le long de 32 rayons issus du centre d'inertie I du contour tracé manuellement sur l'image n°14.</i> . . . . .	123
<i>Figure 53 : Principe de la méthode de suivi du contour du VG.</i> . . . . .	124
<i>Figure 54a : Courbes de niveaux de gris (en bas) et fonction d'intercorrélation (en haut) le long du rayon n°1 repéré dans la partie gauche.</i> . . . . .	125
<i>Figure 54b : Courbes de niveaux de gris (en bas) et fonction d'intercorrélation (en haut) le long du rayon n°8 repéré dans la partie gauche.</i> . . . . .	125
<i>Figure 55a : Lissage le long de lignes courbes localement parallèles au contour.</i> . . . . .	126
<i>Figure 55b : Lissage le long de lignes droites localement parallèles à la sécante au contour.</i> . . . . .	126
<i>Figure 56a : Courbes de niveaux de gris lissées le long du rayon n°0, en fonction de l'ordre de lissage.</i> . . . . .	127
<i>Figure 56b : Courbes de niveaux de gris lissées le long du rayon n°16, en fonction de l'ordre de lissage.</i> . . . . .	127
<i>Figure 56c : Courbes de niveaux de gris lissées le long du rayon n°8, en fonction de l'ordre de lissage.</i> . . . . .	127
<i>Figure 56d : Courbes de niveaux de gris lissées le long du rayon n°24, en fonction de l'ordre de lissage.</i> . . . . .	127
<i>Figure 57 : Décalages mesurés par intercorrélation en fonction de la largeur de la fenêtre d'apodisation (faibles largeurs en arrière de la perspective).</i> . . . . .	129
<i>Figure 58 : Décalages (traits pleins) et amplitudes (traits épais mixtes) des maxima des fonctions d'intercorrélations des LNG le long des 32 rayons des images 13 et 14.</i> . . . . .	130
<i>Figure 59 : Fonctions d'intercorrélation relevées sur les 32 rayons des images n° 13 et 14, avec un ordre de lissage 5 et une largeur de fenêtre d'apodisation de 15 %.</i> . . . . .	131

<i>Figure 60 : Suivi des contours qui prennent en compte les piliers cardiaques sur la séquence de 24 images parasternales. . . . .</i>	136
<i>Figure 61 : Suivi des contours qui excluent les piliers cardiaques sur la séquence de 24 images parasternales. . . . .</i>	137
<i>Figure 62 : Superposition des contours manuels et déterminés automatiquement par suivi (traits épais), sur la séquence de 62 images acquises avec la sonde tournante. . . . .</i>	138
<i>Figure 63a : Résultat des lissages par moindres carrés de Fourier aux ordres 1 et 3 sur l'image n°15. . . . .</i>	144
<i>Figure 63b : Résultat des lissages par moindres carrés de Fourier aux ordres 1 et 3 sur l'image n°45. . . . .</i>	144
<i>Figure 64 : Volumes du VG obtenus en fonction de différents ordres de lissage. . . . .</i>	146
<i>Figure 65a : Variations de l'angle <math>\phi_2</math> sur les 62 images apicales de la séquence 3D. . . . .</i>	147
<i>Figure 65b : Reconstruction volumique du VG après réalignement des axes des contours apicaux avec celui de la sonde. . . . .</i>	147
<i>Figure 66 : Restitution d'attitude du VG. . . . .</i>	149
<i>Figure 67 : Estimations du signal analytique lorsque la durée d'échantillonnage est un multiple de la période (barres verticales) ou ne l'est pas (traits pleins). . . . .</i>	151
<i>Figure 68 : Paramètres <math>d_1</math> et <math>e_1</math> déduits de la modélisation SFDP des 62 images apicales. L'ECG a été placé en haut. . . . .</i>	152
<i>Figure 69a : Enveloppe du signal analytique associé au centre du VG. . . . .</i>	153
<i>Figure 69b : Phase en degrés du signal analytique associé au centre du VG. . . . .</i>	153
<i>Figure 70a : Déplacements dans le plan Oxy du centre du VG, relativement à l'axe de rotation de la sonde. . . . .</i>	153
<i>Figure 70b : Déplacements dans le système d'axes Oxyz du centre du VG, relativement à l'axe de rotation de la sonde. . . . .</i>	153
<i>Figure 71a : Angle <math>\beta_1</math> entre les axes de la sonde et du VG, déduit du signal analytique associé à l'axe du contour dans le plan de la sonde. . . . .</i>	154
<i>Figure 71b : Angle <math>\Phi_1</math> de l'axe du VG par rapport à Ox, déduit du signal analytique associé à l'axe du contour dans le plan de la sonde. . . . .</i>	154
<i>Figure 72 : Simulation des calculs en temps-réel de l'enveloppe et de la phase associées au centre du VG . . . . .</i>	155

<i>Figure 73 : Modélisation sphérique du VG.</i> . . . . .	157
<i>Figure 74 : Variations de <math>R_l</math> et de <math>\Delta R_l</math> (trait mixte) ainsi que de <math>C_{0,l}</math> et de <math>c_{2,l}</math> (trait fin) pendant un tour de sonde. L'ECG est reproduit dans la partie centrale.</i> . . . .	158
<i>Figure 75 : Interpolations spatio-temporelles.</i> . . . . .	159
<i>Figure 76a : Interpolations spatiales du premier coefficient restitué R du VG.</i> . . . .	160
<i>Figure 76b : Interpolations temporelles du premier coefficient restitué R du VG.</i> . . .	160
<i>Figure 77 : Interpolations spatio-temporelles du premier coefficient restitué R du VG.</i> . . . . .	161
<i>Figure 78a : Modélisation à l'ordre 1 du VG à l'instant <math>l=21</math> (volume minimum).</i> . .	162
<i>Figure 78b : Modélisation à l'ordre 1 du VG à l'instant <math>l=28</math> (volume maximum).</i> .	162
<i>Figure 79a : Interpolations spatio-temporelles avec sonde ordinaire (capteurs en ligne).</i> . . . . .	163
<i>Figure 79b : Interpolations spatio-temporelles avec sonde à matrice de capteurs <math>\alpha^\circ</math> puis <math>\alpha^\circ + 90^\circ</math>.</i> . . . . .	163
<i>Figure 1A</i> . . . . .	193
<i>Figure 1B : Format des données 3D.</i> . . . . .	199
<i>Figure 2B : Détermination des facettes triangulaires entre deux contours successifs.</i> .	200

## ANNEXE A. MODÉLISATION SFDP D'UN CERCLE

---

Cette annexe propose quelques calculs sommaires relativement aux coefficients de Fourier  $\{C_m\}$  d'un contour circulaire de rayon  $\rho_0$  développé autour d'une origine  $O$  proche de son centre  $C$ . La méthode utilisée consiste à remplacer les expressions analytiques exactes des coefficients par des développements limités au voisinage de  $C$ . Les résultats obtenus ne sont donc que des approximations.

Les coefficients de Fourier  $\{C_m\}$  du cercle de départ sont obtenus à partir de l'expression (2) de la page 56 en remplaçant  $\rho(\theta)$  par  $\rho_0$ . Ils sont tous nuls sauf  $C_0$  qui est égal à  $\rho_0$ . Lorsque ce même cercle est développé autour d'une origine quelconque  $O$  distincte de  $C$ , le rayon vecteur  $\rho_0$  issu de  $C$  doit être remplacé par le rayon vecteur  $\rho'(\theta')$  issu de  $O$ . Si nous choisissons comme origine des angles  $\theta$  et  $\theta'$  la direction  $OC$  (figure 1A), on déduit de  $OM = OH + HM$ , où  $H$  est la projection de  $C$  sur le nouveau rayon vecteur  $OM$ , que  $\rho'(\theta')$  a pour expression

$$\rho'(\theta') = \Delta r \cos \theta' + \sqrt{\rho^2(\theta) - \Delta r^2 \sin^2 \theta'} \quad (1A)$$

où  $\Delta r$  est la distance  $OC$ .

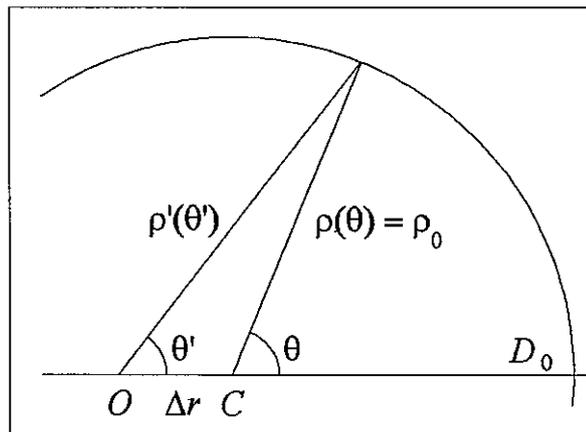


Figure 1A

Si  $O$  est très proche de  $C$  relativement à tout rayon vecteur ( $\Delta r \ll \rho(\theta)$ ), on pose  $\epsilon = \Delta r/\rho_0$  et le développement limité de (1A) au voisinage de  $\epsilon = 0$  s'écrit :

$$\rho'(\theta') \approx \rho_0 \left[ 1 + \epsilon \cos \theta' - \frac{\epsilon^2}{2} \sin^2 \theta' - \frac{\epsilon^4}{8} \sin^4 \theta' - \frac{\epsilon^6}{16} \sin^6 \theta' + \dots \right]$$

Cette expression peut être utilisée pour calculer les nouveaux coefficients  $C'_m$  du contour circulaire de rayon  $\rho_0$  autour de  $O$ . On obtient, à l'ordre 6 en  $\epsilon$  :

$$C'_0 = \rho_0 \left[ 1 - \frac{1}{4} \epsilon^2 - \frac{3}{64} \epsilon^4 - \frac{5}{256} \epsilon^6 \right]$$

$$C'_1 = \rho_0 \frac{\epsilon}{2}$$

$$C'_2 = \rho_0 \left[ \frac{1}{8} \epsilon^2 + \frac{1}{32} \epsilon^4 + \frac{15}{1024} \epsilon^6 \right]$$

$$C'_4 = \rho_0 \left[ -\frac{1}{128} \epsilon^4 + \frac{3}{512} \epsilon^6 \right]$$

$$C'_6 = \rho_0 \frac{1}{1024} \epsilon^6$$

Le premier coefficient  $C_0$  est donc diminué de la quantité positive :

$$\frac{1}{4} \epsilon^2 + \frac{3}{64} \epsilon^4 + \frac{5}{256} \epsilon^6$$

ce qui confirme que  $\rho_0$  est le rayon du plus grand cercle moindres carrés du contour circulaire. Pour les contours quasi-circulaires que nous considérons, le choix d'une origine quelconque doit entraîner une diminution du même ordre par rapport au choix de l'origine centrale. Nous en déduisons que  $C_0$  est maximum avec une origine centrale et que cette origine correspond au centre du plus grand cercle moindres carrés du contour.

La valeur du coefficient  $C'_1 = c'_1 \exp(i\phi'_1)$  est  $\rho_0 \epsilon/2$ . Il est clair que si l'origine des angles  $\theta'$  avait été décalée de  $\Delta\theta$  par rapport à  $OC$ , nous aurions trouvé  $C'_1 = \rho_0 \epsilon/2 \exp(i\Delta\theta)$ . Au premier ordre en  $\epsilon$ , on obtient donc une indication du déplacement à réaliser à

partir d'une origine quelconque  $O$  pour atteindre le centre  $C$ . En effet,  $\Delta r \exp(i\Delta\theta) \sim 2C'_1$  étant la représentation complexe du vecteur  $OC$  (voir figure 1A), il faut déplacer  $O$  de deux fois  $c'_1$  dans la direction  $\phi'_1$ .

Avec l'origine quelconque  $O$ , les coefficients  $C_2$ ,  $C_4$  et  $C_6$  sont maintenant non nuls, alors qu'ils l'étaient avec le centre  $C$ . Ce dernier correspond donc à une compression d'information vers les basses fréquences. Un tel résultat doit logiquement persister avec des contours quasi-circulaires.

Un examen plus détaillé de cette compression basse fréquence peut être conduit en comparant les poids des premiers coefficients. Des calculs simples mais fastidieux conduisent aux résultats suivants à l'ordre 4 en  $\epsilon$  :

	$P_0$	$P_1$	$P_2$
Centre $C$	1	0	0
Origine quelconque $O$	$1 - \frac{\epsilon^2}{2} - \frac{\epsilon^4}{32}$	$\frac{\epsilon^2}{2}$	$\frac{\epsilon^4}{32}$

Les poids  $P_4$  et  $P_6$  des coefficients  $C'_4$  et  $C'_6$  étant aux ordres 8 et 12, respectivement. Dans ce tableau, il apparaît que l'augmentation de poids des coefficients  $C_1$  et  $C_2$  est égale à la diminution de poids du coefficient  $C_0$ . Réciproquement, le choix du centre  $C$  reporte les poids des deux coefficients  $C_1$  et  $C_2$  sur le seul coefficient  $C_0$ . A un degré supérieur d'approximation, on constate que l'augmentation de poids du coefficient  $C_1$  correspond à une diminution des poids de tous les autres coefficients. Réciproquement, le choix du centre  $C$  reporte donc le poids du coefficient  $C_1$  sur tous les coefficients voisins, avec prépondérance de  $C_0$ . Il doit en être de même avec les contours quasi circulaires pour lesquels l'ancienne contribution de  $C_1$  est répartie sur tous les autres coefficients, et ce d'autant moins que leur

fréquence est grande. Or, plus les poids des coefficients de Fourier d'ordres supérieurs à  $K$  sont forts, plus l'écart quadratique  $S_K$  défini par l'équation (4) de la page 58 est élevé. On en déduit que le cercle de centre  $C$  est non seulement celui de plus grand rayon, mais aussi celui qui correspond à une erreur de troncature minimum, propriété qui doit rester vraie pour des contours quasi circulaires.

## ANNEXE B. LOGICIEL DE VISUALISATION 3D

---

Pour visualiser le VG sous sa forme volumique, nous avons dû développer un logiciel de représentation surfacique d'objets 3D. Celui-ci repose sur l'utilisation de la bibliothèque graphique 3D Phigs<sup>SUN</sup>. Un des avantages majeurs qui nous a poussé à choisir cette bibliothèque plutôt qu'une autre est sa portabilité. Phigs<sup>SUN</sup> est référencé sous la norme ANSI/ISO, et est disponible chez la plupart des constructeurs de plate-formes. Une seconde caractéristique importante de Phigs<sup>SUN</sup> est sa rapidité d'exécution sur les stations de travail SUN. En effet, pour développer Phigs<sup>SUN</sup>, ses concepteurs ont utilisé des primitives graphiques de la bibliothèque XGL<sup>SUN</sup>, écrite par SUN pour prendre en compte toutes les caractéristiques spécifiques de ses matériels. Ainsi, en fonction du matériel utilisé, certaines primitives logicielles sont remplacées par des implantations matérielles qui augmentent considérablement les performances de la bibliothèque.

### 1. Organisation des données géométriques

Pour représenter le volume du VG, nous disposons de 8 contours, spatialement équirépartis, mais ne présentant aucun lien entre eux. Pour obtenir une représentation surfacique du VG, nous avons dû organiser ces contours afin d'établir des liens entre les différents points qui les composent. Il a ainsi fallu élaborer des structures de données qui soient en accord avec les paramètres des primitives de visualisation. Dans Phigs<sup>SUN</sup>, les fonctions qui permettent de visualiser des volumes fonctionnent sur le même principe : le rendu volumique est réalisé en représentant l'objet sous la forme d'un ensemble de polygones, ou facettes, déformés en fonction de leur position dans l'espace. Les coordonnées des sommets de ces polygones sont recalculées pour tenir compte de leur éloignement par rapport à un point de référence. Des matrices de transformations permettent à tout moment de faire tourner, translater, agrandir ou rétrécir l'objet représenté. De même, il est possible d'agir sur

le rendu 3D en modifiant de nombreux paramètres : couleur et ombrage des polygones et de leurs arêtes, gestion des parties cachées, couleur et position des sources lumineuses, etc, ... Parmi les trois fonctions disponibles dans Phigs<sup>SUN</sup> pour visualiser des volumes, nous avons choisi celle qui allie rapidité d'exécution et multiplicité des rendus. Bien évidemment, les performances de cette fonction sont obtenues au détriment de sa simplicité d'utilisation, surtout en ce qui concerne la préparation des données.

#### a. Format des données 3D

Pour limiter la taille des données et, par voie de conséquence, les temps de calculs, la fonction "économique" de visualisation de volume utilise une liste où les sommets des facettes sont repérés par des numéros plutôt que par leurs coordonnées. Chaque numéro représente alors l'élément d'une liste qui contient les coordonnées de tous les sommets composant le volume. Comme plusieurs facettes partagent très fréquemment le même sommet, la taille des données est réduite de manière significative. Par exemple, un sommet partagé par quatre facettes est repéré par quatre entiers identiques qui pointent sur les trois coordonnées (x,y,z) du sommet. Sans cette double liste, les trois coordonnées (x,y,z) du sommet seraient apparues quatre fois, une fois par facette partageant le sommet commun. Chaque facette peut comporter un nombre quelconque de sommets, et le nombre de facettes par volume n'est pas limité. Les données sont donc organisées comme indiqué à la figure 1B. Une structure contient le nombre  $N_f$  de facettes et un tableau de  $N_f$  pointeurs sur des facettes. Les facettes sont à leur tour des structures composées d'un nombre  $N_s$  de sommets ainsi que d'un tableau de  $N_s$  entiers, contenant les index des coordonnées de chaque sommet. Une troisième structure, qui contient le nombre  $N_p$  de points définissant le volume permet de relier les index des sommets avec leurs coordonnées. Ces informations géométriques peuvent être complétées par des notions supplémentaires comme la couleur et la normale de chaque facette, la couleur de leurs arêtes ou bien encore la normale de leurs sommets. Plus les informations sur l'aspect de l'objet à représenter seront précises, plus réaliste sera son rendu volumique.

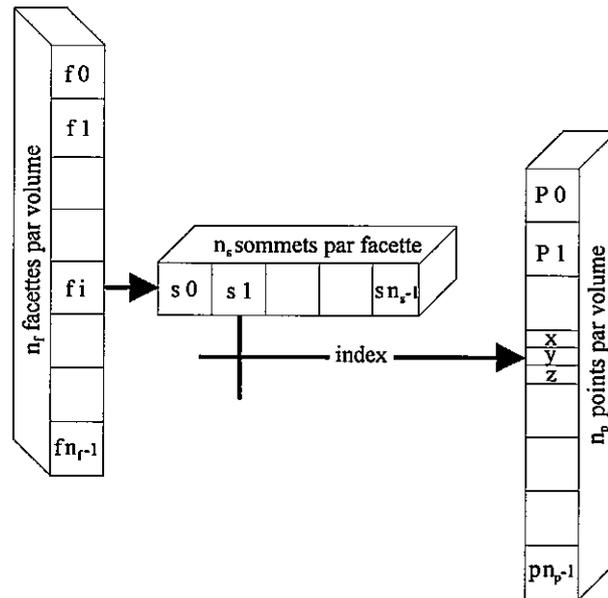


Figure 1B : Format des données 3D.

Une fois la structure des données établie, il faut étudier la manière d'organiser les différents points qui composent le volume afin de les assembler en facettes.

#### b. Organisation en facettes

De nombreux travaux ont été présentés pour relier des points répartis arbitrairement dans l'espace afin de constituer des facettes représentatives d'un volume [80] [81]. Les méthodes basées sur la recherche du plus court chemin dans un graphe sont les plus performantes mais aussi les plus coûteuses en temps de calcul. La structure particulière de nos données revient à reconstituer une surface entre deux plans de coupes successifs. Astucieusement regroupés, les points des contours méridiens du VG définissent des plans parallèles. Le nombre de ces plans parallèles peut être ajusté à volonté, puisqu'il est possible, par interpolation de Shannon, d'augmenter le nombre des points des contours méridiens. D'autre part, le nombre des points des plans parallèles peut être fixé en suivant la même procédure. La distance entre les plans parallèles ainsi que le nombre des points qui les constituent se trouvent complètement maîtrisée. On peut alors sans regret abandonner les algorithmes classiques de recherche de la plus courte arête entre deux contours [82] et adopter une méthode très simple pour la création des facettes. Le nombre de points par plan étant constant, il suffit pour obtenir des facettes triangulaires, de relier simplement les points  $P_{i,j}$ , et  $P_{i,j+1}$  du contour  $C_i$  avec le point  $P_{i+1,j}$  du contour  $C_{i+1}$ . Pour compléter la surface, il faut alors aussi relier le point  $P_{i,j+1}$  du contour  $C_i$ , avec les points  $P_{i+1,j}$  et  $P_{i+1,j+1}$  du contour  $C_{i+1}$ , comme indiqué sur la figure 2B.

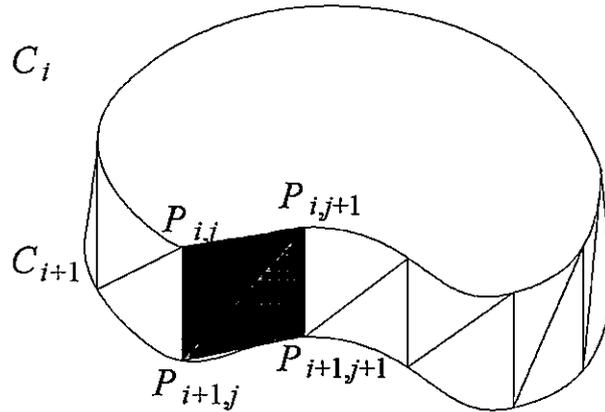


Figure 2B : Détermination des facettes triangulaires entre deux contours successifs.

Le nombre de points par facette est un élément déterminant de la rapidité de représentation des volumes. Par exemple, passer de trois à quatre points par facette revient dans notre cas à diviser par 2 le nombre de ces facettes, et donc le temps d'exécution. Cependant, de nombreux logiciels de visualisation 3D produisent des facettes triangulaires pour représenter les volumes. Certaines primitives graphiques, comme celles de Phigs<sup>SUN</sup>, imposent en effet aux sommets des facettes d'être coplanaires pour pouvoir colorier la surface qu'ils engendrent. Si cette condition est nécessairement vérifiée avec trois sommets, c'est rarement le cas avec quatre. Passer de trois à quatre sommets pour les facettes réduit donc bien le nombre de facettes, mais oblige à approcher la surface du volume afin de rendre coplanaires les sommets des facettes. Lorsque la taille de ces facettes est réduite, et donc leur nombre important, la précision du rendu ne se trouve pas affectée. Par contre, lorsque leurs dimensions sont plus conséquentes, le gain de temps introduit par l'utilisation de facettes quadrangulaires est obtenu au détriment de la précision du volume.

### c. Données complémentaires

En complément des données purement géométriques des volumes à représenter, Phigs<sup>SUN</sup> associe des informations propres à améliorer le rendu des surfaces. Ainsi, la connaissance des couleurs et des normales des facettes, des couleurs des arêtes, ou encore des normales des sommets, sont autant d'éléments qui contribuent à augmenter la qualité des représentations 3D. En effet, toutes ces notions permettent de préciser les propriétés intrinsèques de l'objet comme l'aspect de sa surface, ses propriétés de réflexion et d'absorption, sa transparence, ... De plus, elles affinent le rendu des ombrages (ombrage de Gouraud, ombrage d'éloignement, ...) et des sources lumineuses (lumières ambiantes, directionnelles

ou spots). Les effets obtenus avec ces paramètres dépendent du matériel utilisé. Phigs<sup>SUN</sup> est capable, lors de l'exécution d'un programme, de détecter les accélérateurs graphiques disponibles sur des plate-formes. D'une manière transparente, les primitives binaires sont alors remplacées par des fonctions câblées afin d'obtenir des performances maximum. Lorsque le matériel se substitue au logiciel, la qualité et la rapidité des rendus sont toujours supérieures. Mais quelle que soit la plate-forme employée, toutes les caractéristiques de Phigs<sup>SUN</sup>, que nous allons exposer dans le paragraphe suivant, sont néanmoins disponibles.

## 2. Visualisation des volumes

Les outils disponibles dans Phigs<sup>SUN</sup> pour obtenir et modifier la visualisation volumique d'objets sont ceux de n'importe quelle bibliothèque 3D. Il est ainsi possible de choisir entre une représentation "fil de fer" et une représentation coloriée des volumes. Avec la représentation "fil de fer", la perception du volume est donnée en traçant simplement les arêtes des facettes qui le composent. On obtient alors un maillage des points caractéristiques de l'objet. Au contraire, la représentation coloriée consiste à visualiser le volume en coloriant chacune de ses facettes. La couleur de l'objet dépend alors de celles des sources lumineuses qui l'éclairent. Son rendu est plus proche de la réalité, puisque sa surface est complètement dessinée. Mais il subsiste des discontinuités de couleurs dues aux changements d'orientation des facettes. Un lissage de Gouraud peut alors être appliqué pour éliminer ces discontinuités. Enfin, la perception volumique peut encore être améliorée en réalisant un ombrage de profondeur. Dans la suite, nous allons détailler chacun de ces processus qui contribuent à un rendu aussi fidèle que possible d'une scène 3D.

### a. Représentation fil de fer

La représentation fil de fer d'un objet est obtenue très simplement avec Phigs<sup>SUN</sup> en ne dessinant que les arêtes de ses facettes. Dans ce cas, ces dernières ne sont plus considérées comme des surfaces pleines, mais comme des lignes brisées fermées. Il en résulte que la gestion des parties cachées du volume ne peut pas être assurée automatiquement par Phigs<sup>SUN</sup>. Les facettes du premier plan laissent nécessairement apparaître celles des plans éloignés puisqu'elles sont vides. La seule alternative à cette situation consiste à sélectionner les facettes qui doivent être représentées avant l'appel des primitives graphiques. Heureusement, une seconde méthode peut être mise en oeuvre, qui utilise un algorithme Z-buffer pour ne pas

représenter les facettes qui se trouvent cachées par d'autres. Il faut considérer les facettes comme des polygones pleins, dont la couleur est identique à celle du fond, mais dont les arêtes ont une couleur différente. Cette distinction couleur des facettes couleur des arêtes est une caractéristique de Phigs<sup>SUN</sup>. En modifiant simplement des attributs associés aux primitives graphiques, il est possible de spécifier et modifier indépendamment la couleur des facettes et de leurs arêtes. Des représentations 3D fil de fer avec gestion des parties cachées peuvent ainsi être obtenues.

#### b. Représentation surfacique

La représentation de l'objet 3D en facettes colorées est simplement réalisé en appelant une primitive spécifique de Phigs<sup>SUN</sup>. Chacune des facettes est alors dessinée avec sa couleur propre. A la demande, Phigs<sup>SUN</sup> efface les facettes cachées par celles qui sont plus proches de l'observateur. De même, il est possible d'utiliser un buffer pour temporiser l'affichage des objets (double buffering). L'image de l'objet 3D est complètement dessinée dans un buffer avant d'être affichée à l'écran. Cet affichage différé produit des transitions plus franches puisque l'utilisateur n'assiste pas au dessin de l'objet. Lors d'animations, ce procédé permet de réduire de manière significative la durée d'affichage des nouvelles images et donne un plus grand confort visuel à l'utilisateur. Bien sûr, seules les régénérations complètes d'images passent par le buffer. Lorsque les modifications sont limitées, il est plus rapide de les réaliser directement dans la mémoire écran. La visualisation 3D obtenue uniquement en appelant la primitive de représentation est l'affichage le plus simple qui puisse être réalisé. Afin d'améliorer la qualité du rendu, d'autres primitives graphiques peuvent compléter cette représentation.

#### c. Eclairage

Phigs<sup>SUN</sup> propose plusieurs fonctions qui permettent de gérer l'éclairage d'un objet 3D. Indépendamment de tout éclairage, chaque objet possède une couleur intrinsèque. Lorsque cet objet est éclairé, la lumière des sources lumineuses interagit avec lui selon des équations bien définies. Le résultat dépend alors autant des propriétés de réflexion de l'objet que des propriétés de l'éclairage utilisé. L'éclairage ambiant provient de lumières d'arrière plan. Il est non directionnel, c'est à dire qu'il ne dépend ni de la position ou de l'orientation de l'objet, ni de celle de l'observateur. La couleur de la source lumineuse est combinée à celle de l'objet pour produire sa couleur finale. A l'inverse, l'éclairage diffus varie selon la

position ou l'orientation de l'objet éclairé. Il est produit par des sources lumineuses directionnelles ou des spots. En complément, l'éclairage spéculaire provient des réflexions parasites créées par des surfaces brillantes. Il dépend de l'orientation de l'objet, des sources lumineuses et de l'observateur.

Dans Phigs<sup>SUN</sup>, des propriétés de surface sont associées à chaque objet. Elles permettent de contrôler précisément comment l'objet réagit avec l'éclairage. Par exemple, ce sont elles qui déterminent si cet objet est mat ou brillant. De plus, il est possible de sélectionner un type d'éclairage de l'objet. Cela peut aller de pas d'éclairage du tout (couleur intrinsèque de l'objet) à éclairage ambiant, diffus et spéculaire combinés, en passant par ambiant ou ambiant et diffus uniquement. L'éclairage d'un objet est réalisé en définissant des sources lumineuses. Celles-ci sont au nombre de quatre : ambiantes, directionnelles, positionnelles et spots. Les rayons lumineux des sources directionnelles viennent de l'infini et sont parallèles. Ceux des sources positionnelles produisent un éclairage plus réaliste. Des coefficients d'atténuation contrôlent l'activité de la source sur l'objet, en fonction de sa distance. Enfin, les spots réduisent la zone d'illumination en concentrant les rayons lumineux. Avec une station Sparc 2 équipée d'une carte graphique GS, il est possible d'activer huit sources lumineuses, parmi celles présentées, simultanément. L'interaction objet sources lumineuses peut ainsi être déterminée et contrôlée avec précision.

#### d. Ombrages

Dans le processus de visualisation 3D d'un objet, l'ombrage est un procédé qui permet de réduire les discontinuités engendrées par la représentation en facettes. Lorsque aucun ombrage n'est réalisé, les facettes d'un objet sont de couleur uniforme. Changer de facette revient alors à changer brutalement de couleur : les facettes sont visibles. Pour éviter cela, des ombrages sont réalisés afin de modifier progressivement les couleurs des facettes et réduire les discontinuités. L'aspect visuel d'un objet dépend donc très fortement de l'ombrage utilisé. En infographie, de nombreuses équipes travaillent à mettre au point de nouvelles méthodes d'ombrages afin d'obtenir des représentations proches de la réalité. Dans Phigs<sup>SUN</sup>, le seul ombrage disponible est celui de Gouraud. Il consiste tout d'abord à déterminer précisément les couleurs des sommets de toutes les facettes, en fonction des équations d'éclairage et des propriétés de surface de l'objet. Ensuite, ces couleurs sont utilisées pour calculer par interpolation l'intensité lumineuse en chacun des points des facettes. Les

discontinuités de couleur sont alors supprimées. Malgré la modélisation à l'aide de polygones, le lissage de Gouraud permet le rendu de surfaces gauches. Avec Phigs<sup>SUN</sup>, il est possible d'obtenir automatiquement un lissage de Gouraud en modifiant un paramètre. Cependant, les résultats obtenus sont meilleurs si l'on détermine préalablement la normale de tous les sommets, calculée en additionnant les normales de leurs facettes adjacentes.

Associé à l'ombrage de Gouraud, un ombrage de profondeur peut être réalisé. Il permet de préciser visuellement la notion d'éloignement de l'objet par rapport à un plan de référence. Pour cela, la couleur de l'objet est progressivement combinée avec une couleur dite couleur de profondeur. Plus l'objet est éloigné du point de référence, plus la couleur de profondeur est mélangée à celle de l'objet. Cinq paramètres sont nécessaires pour contrôler complètement les effets de cet ombrage. Les deux premiers définissent les premier et arrière plans entre lesquels va s'appliquer l'ombrage de profondeur. Les deux seconds sont des coefficients qui fixent la proportion du mélange couleur de l'objet couleur de profondeur. Enfin, le dernier paramètre contient la couleur de profondeur. Cette couleur est généralement celle du fond. Ainsi, l'objet semble s'estomper graduellement en fonction de son éloignement. L'utilisation de cet ombrage améliore nettement le rendu des objets 3D.

#### e. Transformations

Des transformations (translations, rotations ou homothéties) peuvent être appliquées sur tous les objets dessinés avec Phigs<sup>SUN</sup>. Elles sont réalisables, avec des conséquences différentes, à deux niveaux du processus de visualisation. Au premier niveau, la transformation est appliquée sur les points caractéristiques de l'objet à représenter (sommets des facettes). Les coordonnées de ces points sont multipliées par les éléments de la matrice de transformation, puis l'objet est réaffiché. Toutes les informations de couleur et d'ombrage sont alors recalculées pour tenir compte de la nouvelle orientation de l'objet. Au second niveau, la transformation a lieu juste avant l'affichage de l'objet sur l'écran. La couleur et l'ombrage ne sont pas modifiés puisqu'il s'agit en fait d'une rotation globale de la scène représentée. L'avantage principal de cette transformation globale est bien évidemment la rapidité d'exécution. C'est ce type de transformation qui est généralement utilisé pour réaliser des animations dynamiques. Par contre, les objets ne sont déplacés ni les uns par rapport aux autres, ni surtout par rapport aux sources lumineuses. Dans le cas de la représentation du VG, cette contrainte est peu pénalisante, d'autant plus que les lumières qui éclairent la scène

peuvent être déplacées par rapport à l'objet. Dans ce cas, la consommation en temps de calcul est nettement moins importante que pour une transformation complète de l'objet.



## POSTFACE

---

Mon premier travail de thèse a été d'enfiler une blouse blanche et d'effectuer un stage dans un service de cardiologie pour acquérir des images échographiques du VG. C'est ainsi que j'ai été accueilli dans le service de cardiologie du Professeur Jean-Marie Pottier, à l'hôpital Trousseau de Tours, en décembre 1990. Puisque à cette époque les capteurs 3D étaient encore en développement, il a été nécessaire de travailler à partir d'images 2D (bi-dimensionnelles) qui produisent des coupes permettant une étude plan par plan du VG. En combinant ces images immédiatement disponibles, il est de toute façon aisé de simuler des images 3D. Afin de me familiariser aussi bien aux techniques ultrasonores qu'à l'anatomie et la physiologie cardiaque, j'ai participé pendant une semaine à tous les examens cardiologiques pratiqués dans le service, sous la responsabilité du Docteur Christian Marchal. Ce contact quotidien avec les médecins m'a permis d'observer des consultations courantes, telles que les contrôles préventifs pratiqués sur des sujets "à risque" ou des sportifs, ou bien le suivi du rétablissement d'un patient après une intervention. Il a aussi été pour moi l'occasion de découvrir des examens moins ordinaires, comme ceux pratiqués avec des sondes transoesophagiennes, ou bien ceux nécessitant le déplacement en urgence de l'échographe vers un malade intransportable. Grâce aux explications des médecins, j'ai appris à identifier les principales coupes tomographiques utilisées en routine pendant les examens échocardiographiques, et à nommer les différentes parties du coeur. Ce stage m'a aussi permis de me familiariser avec le fonctionnement général d'un échographe, et d'étudier différentes méthodes de digitalisation qui pouvaient être mises en oeuvre sans trop détériorer la qualité des images fournies par l'appareil. Ce dernier point a d'ailleurs donné bien souvent des sueurs froides aux cardiologues qui s'inquiétaient de me voir penché, notice en main, sur les entrailles de leur plus bel outil de travail. Mais cela m'a conduit à imaginer une méthode plus performante que celle alors utilisée pour digitaliser les images écho. Après plusieurs contacts avec ATL (Advanced Technology Laboratories), constructeur de l'échographe, j'ai finalement utilisé un micro-ordinateur de type PC équipé d'une carte de digitalisation rapide pour récupérer les images. Directement placée à la sortie vidéo de l'appareil, cette chaîne

d'acquisition a permis de sauvegarder sur disque des images de relativement bonne qualité.

Dès que le nombre d'images acquises par cycle cardiaque a été suffisant, mon travail a été d'animer ces images sur le moniteur d'un ordinateur, afin de simuler les battements du VG. Cette étape m'a pris un peu plus de temps que prévu initialement car, à cette époque, le LESI s'est doté de matériel informatique nouveau, deux stations de travail SUN équipées de cartes graphiques 3D. En tant que premier utilisateur de ces stations, il a fallu que je m'initie à leur fonctionnement, pour pouvoir les exploiter au maximum de leur capacité : utilisation du système UNIX, administration des utilisateurs, partage des ressources, environnement XWindows, langage de programmation C/C++, bibliothèques graphiques 2D X11 et 3D Phigs, etc... Pour cette première phase d'adaptation de l'outil informatique, j'ai essayé de porter sur station SUN un logiciel de restitution 3D développé sur PC au Laboratoire d'Automatique et Mesures (LAM, Lille), ce qui m'a permis de mieux appréhender les possibilités graphiques des stations. Ensuite, beaucoup par goût et un peu par obligation, je suis resté pendant toute la durée de ma thèse administrateur système du réseau de stations du LESI.

Après avoir visualisé les images en mouvement, j'ai essayé de leur superposer des contours du VG tracés manuellement à la souris en prenant soin de respecter les critères que m'avaient indiqués les cardiologues de l'hôpital Trousseau. Parfois incapable d'identifier un contour fermé et continu sur certaines images, j'ai fait appel à Léandre Pourcelot en lui demandant de tracer à la main les contours du VG sur des images imprimées jugées de bonne qualité. A ma grande surprise, il lui a fallu faire appel à ses connaissances sur la forme du ventricule et observer longuement les images avant de tracer certaines portions des contours par interpolation, en utilisant la position des coupes tomographiques dans la séquence et leur calage dans l'électrocardiogramme. Il a pu ainsi me fournir des contours probables, mais non certains du VG. Une question, à la fois angoissante et passionnante, s'est alors de suite imposée : comment résoudre automatiquement un problème que les spécialistes eux-mêmes ne savent traiter qu'au prix d'interprétations subjectives ? Pour relever le défi, il m'a semblé indispensable d'adopter une démarche qui prenne pleinement en compte l'incertitude de position des contours. Cela m'a amené à rejeter les techniques habituelles du traitement d'images, et à proposer une approche modélisation pour tenter de suivre les contours des images échocardiographiques d'une séquence, à partir d'une initialisation manuelle.

La modélisation des contours du VG devait permettre de restituer simplement des portions absentes (frontières virtuelles) ou déformées du contour du VG sur des images échocardiographiques 2D. Afin de valider cette idée, nous avons pris contact avec Isabelle Magnin qui, avec un enthousiasme certain, nous a encouragés à poursuivre dans cette voie. D'un point de vue médical, une approche modèle répond parfaitement aux attentes des cardiologues qui sont autant intéressés par une représentation 3D du VG rendant compte du mouvement, même grossièrement, que par une représentation 2D fournissant précisément tous les détails des contours. La direction de mes recherches étant ainsi balisée, il me fallait maintenant choisir un modèle qui caractérise le VG par un jeu de paramètres aussi restreint que possible. Les périodicités spatiale (contour convexe fermé du VG) et temporelle (cycle cardiaque) du problème ont naturellement orienté mon choix vers un modèle de Fourier. A partir du tracé manuel d'un contour, on calcule tout d'abord la série de Fourier de son développement polaire autour du centre d'inertie. Ce contour est alors approché au sens des moindres carrés par transformée inverse de la série tronquée, le nombre de coefficients retenus fixant la rigidité du modèle. Toutes choses égales par ailleurs, ce nombre est minimum avec l'origine choisie car le développement polaire autour du centre d'inertie occasionne une compression d'information sur les premiers termes de la série. On aboutit ainsi à une modélisation simple et robuste du contour qui est économe en paramètres et présente trois avantages essentiels pour la restitution 3D du VG :

- interprétation géométrique aisée des paramètres ce qui est utile pour le diagnostic : le centre du VG, sa taille moyenne, son ellipticité et d'autres facteurs de forme sont directement fournis par les paramètres du modèle,
- possibilité de modéliser par interpolation un contour non fermé par suite d'absence d'écho ultrasonore, lorsque la paroi du VG n'est pas assez réfléchissante ou lorsque l'image tomographique contient les valves mitrales,
- possibilité de modéliser des parois qui n'apparaissent pas comme des contours au sens usuel (paroi externe du VG) ou, au contraire, de ne pas tenir compte d'éléments perturbateurs (piliers cardiaques, par exemple) relativement à une analyse globale.

Ces résultats ont fait l'objet de communications à des congrès [83][84][85][86][87][88][89][90] pendant lesquels j'ai pu mesurer l'impact, auprès des médecins et des traiteurs d'images, de ma proposition de modèle de Fourier pour le VG. En particulier, au symposium "Echocardiographie et Analyse d'Images Ventriculaires", qui a rassemblé à Dijon en mars 1993 une grande partie de la communauté française de recherche

en échocardiographie, j'ai pu apprécier combien le pari que j'avais engagé sur la modélisation du VG était devenu d'actualité. Plusieurs exposés, dont ceux de Benoît Diébold et d'Isabelle Magnin m'ont en tout état de cause conforté dans mon approche qui est maintenant exposée dans deux articles à paraître prochainement [91][92].

Après avoir choisi un modèle pour le contour du VG, il a fallu étudier son évolution pendant un cycle cardiaque. Un objectif d'étape a donc été de déterminer automatiquement les contours de toutes les images d'un cycle à partir d'un contour initial tracé à la main. Pour l'initialisation, en effet, il est préférable de laisser au médecin le soin de préciser la nature du contour qu'il recherche : paroi ventriculaire externe ou interne, incluant ou non les piliers cardiaques. La méthode de suivi que je propose est récurrente dans le sens où, pour chaque image dont il faut extraire le contour, on utilise le contour modélisé de l'image précédente comme donnée initiale. D'une image à l'autre, le déplacement du contour est estimé le long de rayons par comparaison des courbes de niveaux de gris des images précédente et courante le long de ces rayons. Nous sommes ainsi ramenés à un problème classique de traitement du signal : estimer le décalage entre deux signaux unidimensionnels fortement bruités, comme en détection radar. Pour le résoudre, nous avons mis en oeuvre un algorithme d'intercorrélation des lignes de niveaux de gris, après lissage au voisinage du rayon, mais il s'est avéré que les résultats n'étaient pas assez fiables pour un suivi en temps réel avec des données aussi bruitées que les nôtres. Pour limiter les divergences, j'ai utilisé de nouveau le modèle de Fourier, mais cette fois sur les déplacements du contour le long des différents rayons sélectionnés, afin de lier entre eux ces déplacements. Les résultats ainsi corrigés par continuité spatiale, avec un paramètre de rigidité fixé par l'ordre choisi pour la modélisation des déplacements, sont satisfaisants dans le cadre d'une étude de faisabilité. Mais ils demandent à être de nouveau corrigés par continuité temporelle et, pourquoi pas, en tenant compte d'autres données expérimentales (électrocardiogramme) ou théoriques (formules de mécanique qui régissent les mouvements du VG). L'ensemble devient très complexe et doit s'appuyer sur l'expérience ; il devra être mis en oeuvre en temps réel après un apprentissage supervisé. C'est pourquoi nous nous orientons actuellement vers une technique de suivi du contour par réseau de neurones, en considérant en même temps les aspects logiciels et matériels. Alléchante mais pleine de risques, cette technique devrait permettre d'estimer quasi simultanément tous les décalages radiaux du contour du VG d'une image à la suivante en tenant compte de tous les paramètres utiles, qu'ils soient introduits *a priori* par apprentissage

ou au fur et à mesure par adaptation. Nous avons eu à ce sujet de multiples discussions avec plusieurs spécialistes, contacts qui ont été initialisés au LE Philips par un prêt de données statiques (foie et rein humains) acquises avec une sonde 3D prototype. A l'issue de cette étude de faisabilité, nous sommes aujourd'hui en mesure de proposer un cahier des charges mentionnant les entrées et sorties d'un réseau de neurones capable de résoudre notre problème. Ce réseau, ainsi que les interpolations spatio-temporelles nécessaires à la restitution en temps réel du volume du VG, feront l'objet de travaux prochains au LESI.

Les recherches sur la visualisation quasi instantanée des déformations volumiques du VG par échocardiographie seront poursuivies dans le cadre d'une sonde 2D tournante. Ce choix stratégique a été naturellement guidé par notre approche de Fourier qui privilégie la rotation à tout autre mouvement ; il s'appuie sur plusieurs expériences préliminaires, matérielles et logicielles, dont les résultats sont présentés dans cette thèse. Un mécanisme rudimentaire de mise en rotation d'une sonde 2D classique a tout d'abord été construit au LESI puis testé à l'hôpital Trousseau. Malgré les piètres performances de ce prototype (la sonde n'a tourné que d'un peu plus d'un quart de tour par cycle cardiaque), une séquence de 62 images obtenue sur 4 cycles a constitué pour moi une mine d'informations qui m'ont permis de franchir concrètement le pas du 2D au 3D. Appliquant mes algorithmes de restitution 3D d'une part, et d'analyse d'images 2D avec sonde fixe d'autre part, j'ai tout d'abord obtenu une représentation volumique du VG supposé immobile en ne considérant que les acquisitions en phase diastolique mais avec des positions différentes de la sonde. Pour cette reconstruction 3D statique, la troisième périodicité (spatiale) introduite par les positions angulaires de la sonde tournante pouvait être parfaitement prise en compte par une nouvelle analyse de Fourier. C'est ainsi que notre modèle spatial des contours plans a été étendu en un modèle 3D très efficace pour l'étude du volume du VG. Le traitement de la quatrième périodicité (temporelle) introduite par la vitesse de rotation de la sonde a également été amorcé avec un modèle de Fourier pour étudier les variations temporelles des premiers paramètres du modèle volumique. Il nous est alors vite apparu que l'enveloppe complexe et la phase instantanée du signal analytique associé aux variations périodiques sont deux grandeurs qui rendent compte de l'évolution spatio-temporelle du paramètre considéré. Il semble ainsi possible de restituer l'évolution spatio-temporelle d'un VG modélisé très sommairement, ce qui peut servir de base à une restitution plus complète. Nous présentons ici cette nouvelle approche en nous appuyant sur des calculs préliminaires qui permettent

d'interpréter les mesures acquises avec notre sonde tournante prototype en termes de modèle volumique évolutif, aussi bien dans l'espace qu'au cours du temps. Il s'avère donc que notre modèle 2D pour les contours plans du VG peut être étendu sans problème au cas 3D mobile dont il simplifie très notablement la problématique. Il nous permettrait de respecter la contrainte temps-réel de notre projet avec une sonde à haute cadence d'acquisition (de l'ordre de 50 images par seconde) qui tournerait d'environ 5 tours par cycle cardiaque, à la limite des possibilités technologiques (électronique, mécanique) actuelles.

Parallèlement à mes travaux de recherche, j'ai effectué des heures d'enseignement comme vacataire pendant la première année de ma thèse, puis en tant que moniteur durant les deux dernières années. Cette expérience avec les étudiants fut pour moi la formidable occasion de percevoir les multiples facettes du métier d'enseignant-chercheur. J'ai dû apprendre, parfois avec difficulté, à concilier le temps passé pour enseigner avec celui nécessaire à mes activités de recherche. Mais rien ne saura me faire oublier le réel plaisir que j'ai éprouvé aussi bien en préparant mes travaux dirigés qu'au contact des étudiants. Concrètement, cet engagement sans réserve s'est matérialisé lorsque, en collaboration avec Jacques Thiel et Gérard Jacquet, nous avons publié un livre d'apprentissage à la programmation en Pascal [93]. Ces quelques heures investies dans l'enseignement m'ont permis bien souvent de prendre du recul quant à mes problèmes de recherche, en les laissant reposer puis évoluer favorablement.



## CONTRIBUTION AU SUIVI VOLUMIQUE EN TEMPS RÉEL DU VENTRICULE GAUCHE PAR ÉCHOCARDIOGRAPHIE

Un des objectifs des recherches actuelles en échocardiographie est la visualisation des déformations volumiques de certaines cavités du cœur à partir de séquences d'images. Dans le cadre d'une stratégie globale de restitution tri-dimensionnelle en temps réel, cette thèse propose de modéliser les évolutions spatiale et temporelle du ventricule gauche, à toutes les étapes de la chaîne de traitement : échantillonnage d'un contour initial sur une image de la séquence ; fermeture éventuelle et suivi de ce contour échantillonné sur les autres images de la séquence ; modélisation de tous les contours puis du volume du ventricule ; visualisation du ventricule reconstruit à partir des paramètres du modèle. Toutes les propositions théoriques ont été validées sur des images échocardiographiques acquises avec une sonde tournante prototype. L'idée de base consiste à utiliser les propriétés de l'interpolation circulaire de Shannon et du lissage orthogonal de Fourier, en exploitant les quatre périodicités du problème : double périodicité spatiale  $2\pi$  pour le volume découpé en plans méridiens (coupes apicales) et parallèles (coupes parasternales), double périodicité temporelle provenant des battements cardiaques et de la rotation de la sonde tournante. Les algorithmes sont appliqués sur des contours tracés manuellement sur les images tomographiques de la séquence, mais nous proposons une méthode de suivi automatique d'un contour à partir d'un seul tracé initial. Pour les périodicités spatiales, la méthode d'interpolation-lissage est mise en oeuvre sur le développement polaire d'un contour du ventricule, autour du centre d'inertie de ses échantillons. Ceci permet, à précision égale, d'économiser les paramètres du modèle. Pour les périodicités temporelles, cette méthode est appliquée sur les paramètres restitués en attitude dans un repère lié au ventricule, par une technique qui utilise les propriétés du signal analytique. Dans le cadre d'une étude de faisabilité, les résultats obtenus indiquent que la stratégie de modélisation proposée est bien adaptée au problème.

**Mots clefs :** Échographie, Ventricule gauche, Modélisation, Interpolation-lissage, Reconstruction 3D, Suivi de contour, Temps réel.

## CONTRIBUTION TO VOLUMIC AND REAL TIME TRACKING OF THE LEFT VENTRICLE BY ECHOCARDIOGRAPHY

One of the objectives of current research in echocardiography relates to the visualization of the volumic deformations of some heart cavities using image sequences. As part of a global strategy in three-dimensional and real-time restitution, this thesis proposes to model the spatial and temporal ventricle evolution, at every step of the processing line : sampling of an initial boundary on one image of a sequence ; if need be, closing then tracking of this sampled boundary through all the other images of the sequence ; modeling of every boundary, and then of ventricle volume ; visualisation of the ventricle, reconstructed from the model parameters. All the theoretical proposals were validated on echocardiographic images acquired with a prototype rotating probe. The basic idea consists in using the properties of Shannon circular interpolation and Fourier orthogonal smoothing, by taking advantage of the four problem periodicities : double  $2\pi$  spatial periodicity for the volume divided into meridian (apical sections) and parallel planes (parasternal sections), double temporal periodicity issuing from the heartbeats and from the revolution of the rotating probe. The algorithms are applied on boundaries drawn manually on the tomographic images of the sequence, but we propose an automatic tracking method that works from a single initial hand-drawn boundary. Concerning the spatial periodicities, the smoothing-interpolation method is used on the polar developments of a ventricle boundary, around the inertia center of its samples. This allows, without loss of accuracy, to reduce model parameters. Relating to the temporal periodicities, this method is applied on the parameters, restored in attitude in a referential bound to the ventricle, by a technique that uses the properties of the analytic signal. As part of a feasibility study, the results obtained show that the proposed modeling strategy is well suited to the problem.

**Key words :** Echography, Left ventricle, Modeling, Smoothing-interpolation, 3D reconstruction, Boundary tracking, Real-time.