



HAL
open science

CONTRIBUTION À L'ÉCHOCARDIOGRAPHIE MULTIDIMENSIONNELLE

Christophe Léger

► **To cite this version:**

Christophe Léger. CONTRIBUTION À L'ÉCHOCARDIOGRAPHIE MULTIDIMENSIONNELLE.
Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Université d'Orléans, 2004. tel-00607835

HAL Id: tel-00607835

<https://theses.hal.science/tel-00607835>

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.



Année 2004

HABILITATION À DIRIGER DES RECHERCHES

Préparée et présentée à l'Université d'Orléans
École Polytechnique de l'Université d'Orléans
Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images

Spécialité : Sciences pour l'Ingénieur

CONTRIBUTION À L'ÉCHOCARDIOGRAPHIE MULTIDIMENSIONNELLE

Christophe LÉGER

Soutenue le 28 juin 2004 devant le jury :

Rapporteurs :

Isabelle BLOCH
Professeur, ENST Paris
Philippe BOLON
Professeur, Université de Savoie
Gérard JACQUET
Professeur, Université Jean Monnet

Examineurs :

Maïtine BERGOUNIOUX
Professeur, Université d'Orléans
Gaétan HAINS
Professeur, Université d'Orléans
Léandre POURCELOT
Professeur, Université de Tours
Jacques THIEL
Professeur, Université d'Orléans

REMERCIEMENTS

En tout premier lieu, je remercie Isabelle Bloch, Philippe Bolon et Gérard Jacquet qui ont accepté d'être rapporteurs de cette Habilitation à Diriger des Recherches. Je les remercie pour l'aide qu'ils m'ont apportée dans la rédaction de ce document. Leurs précieux conseils m'ont donné une vision à la fois plus précise et plus synthétique de mon métier de chercheur.

Merci également aux membres du jury qui ont évalué mes travaux. Je leur suis très reconnaissant d'avoir pu se libérer pendant cette période chargée de l'année universitaire.

Je remercie tous mes collègues de Polytech'Orléans et du LESI, qui, à de multiples niveaux, m'ont aidé à préparer ce mémoire, dans un climat de travail que j'apprécie beaucoup pour son sérieux et sa rigueur, et dans une ambiance agréable.

Bien évidemment, je remercie aussi tous les étudiants et doctorants qui m'ont fait le plaisir de travailler avec moi, et sans l'aide desquels cette habilitation n'aurait pas de signification.

Enfin, je remercie tout particulièrement Jacques Thiel, qui m'a appris le métier d'enseignant chercheur et m'accompagne depuis quinze ans dans ce métier. Son aide, sa confiance, son soutien m'ont été sources de grandes satisfactions, tant professionnelles que personnelles.

PRÉAMBULE

Ce mémoire est divisé en quatre parties, suivies d'annexes. La première partie contient mon *curriculum vitæ*, présenté sous forme chronologique. La deuxième partie décrit mes travaux de recherche dans le domaine de l'échocardiographie multidimensionnelle. Après les avoir situés dans le contexte national et international, je mets l'accent sur l'évolution et les perspectives de ces travaux. La partie suivante présente les activités administratives que j'exerce, tant du point de vue de la recherche que de l'enseignement. La quatrième partie synthétise mes activités d'enseignement. Enfin, les annexes rassemblent les cinq articles les plus représentatifs de mes recherches, ainsi que le corpus des modules d'enseignement dont j'ai ou ai eu la responsabilité.

GLOSSAIRE

nD :	n-dimensionnel (1D : mono dimensionnel, 2D : bi dimensionnel, 3D : tri dimensionnel, 4D : quadri dimensionnel)
ANVAR :	Agence Nationale de Valorisation de la Recherche
ATER :	Allocataire Temporaire d'Enseignement et de Recherche
ATL :	Advanced Technology Laboratories, entreprise américaine fabriquant des échographes cardiaques, rachetée par Philips en 1998
CHR :	Centre Hospitalier Régional
CHU :	Centre Hospitalier Universitaire
CITU :	Centre Informatique et de Télématique de l'Université d'Orléans
CTI :	Commission des Titres d'Ingénieur
CNRS :	Centre National de la Recherche Scientifique
CRESITT :	Centre Régional en Électronique et Systèmes pour l'Innovation par les Transferts de Technologies dans l'Industrie
DRT :	Diplôme de Recherche Technologique
DEA :	Diplôme d'Études Approfondies
DESS :	Diplôme d'Études Supérieures Spécialisées
DESS IMOI :	DESS Ingénierie Mathématique et Outils Informatiques
DEUG :	Diplôme d'Études Universitaires Générales
ECG :	Électrocardiogramme
EEA :	Électronique, Électrotechnique, Automatique
ESEM :	École Supérieure de l'Énergie et des Matériaux
ESI :	Électronique, Signaux, Images (une des six filières de Polytech'Orléans)
ESPEO :	École Supérieure des Procédés Électroniques et Optiques
FOAD :	Formation Ouverte et À Distance
GDR :	Groupe de Recherche
Go :	Giga octet
GREMI :	Groupe de Recherches sur l'Énergétique des Milieux Ionisés
GT :	Groupe de Travail
GSW :	Graphisme Scientifique pour Windows
ISIS :	Information, Signal, Image et viSion
LEP :	Laboratoire d'Électronique Philips
LESI :	Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images
LIFO :	Laboratoire d'Informatique Fondamentale d'Orléans
MAPMO :	Laboratoire de Mathématiques et Applications, Physique Mathématique d'Orléans
NaBUCCO :	Nouvelle Approche BUdgetaire et COmptable
POO :	Programmation Orientée Objets
PRF :	Philips Research France (anciennement Laboratoire d'Électronique Philips)
QCM :	Questionnaire à Choix Multiple
SE :	Systèmes Embarqués (une des deux options de dernière année de la filière ESI de Polytech'Orléans)
SEFCO :	SERVICE de Formation COntinue de l'Université d'Orléans (nouvelle dénomination depuis 2001)
SFDP :	Série de Fourier du Développement Polaire
SI :	Système d'Information

SUFOC :	Service Universitaire de FOrmation Continue de l'Université d'Orléans (dénommé SEFCO à partir de 2001)
TI :	Traitement de l'Information (une des deux options de dernière année de la filière ESI de Polytech'Orléans)
TICE :	Technologies de l'Information et de la Communication pour l'Enseignement
VD :	Ventricule (cardiaque) Droit
VG :	Ventricule (cardiaque) Gauche
VG4D :	Ventricule Gauche en 4 Dimensions

SOMMAIRE

REMERCIEMENTS	2
PRÉAMBULE	3
GLOSSAIRE	4
SOMMAIRE	6
TABLE DES ILLUSTRATIONS	7
PARTIE 1 : CURRICULUM VITÆ	9
PARTIE 2 : ACTIVITÉS DE RECHERCHE	13
1 - Introduction	14
2 - Acquisition par capteur tournant rapide	21
3 - Segmentation du ventricule gauche	28
4 - Interpolations spatio-temporelles	39
5 - Résultats et validations	47
6 - Perspectives – conclusion	53
7 - Publications, contrats, encadrements, collaborations	59
8 - Bibliographie	67
PARTIE 3 : ACTIVITÉS ADMINISTRATIVES	73
1 - Responsabilités liées à la recherche	74
2 - Responsabilités liées à l'enseignement	76
3 - Autres responsabilités administratives	78
PARTIE 4 : ACTIVITÉS D'ENSEIGNEMENT	79
1 - Enseignements réalisés	80
2 - Autres activités d'enseignement	84
3 - Publications d'enseignement	85
PARTIE 5 : ANNEXES	87
1 - Publications significatives	88
2 - Fiches de modules enseignés	127
TABLE DES MATIÈRES	137

TABLE DES ILLUSTRATIONS

<i>Figure 1 : Échographe cardiaque classique à sonde bidimensionnelle.</i>	14
<i>Figure 2 : Exemple d'image échographique bidimensionnelle longitudinale trans-thoracique du ventricule gauche du cœur.</i>	14
<i>Figure 3 : Exemple de 8 reconstructions des surfaces du VG au cours d'un cycle cardiaque.</i>	17
<i>Figure 4 : Vue schématique complète du système d'acquisition et de traitement de la méthode VG4D.</i>	17
<i>Figure 5 : Exemple d'images échocardiographiques acquises par sonde tournante, pendant un cycle cardiaque (≈ 40 par cycle).</i>	19
<i>Figure 6 : Logiciel clinique VG4D (page finale de résultats).</i>	19
<i>Figure 7 : Méthodes d'exploration volumique du VG en ultrasons.</i>	22
<i>Figure 8 : Prototypes de sondes tournantes développés pour le LESI par la société Vermon.</i>	24
<i>Figure 9 : Principe de fonctionnement de la sonde VG4D.</i>	25
<i>Figure 10 : Exemple d'image acquise avec la sonde VG4D.</i>	25
<i>Figure 11 : Exemple de séquence d'images apicales deux cavités acquises avec le capteur VG4D pendant un cycle cardiaque.</i>	26
<i>Figure 12 : Exemple de détection des contours d'une image échocardiographique apicale deux cavités (a) par filtrage de Sobel (3×3) puis seuillage ($s=43$), (b) sans prétraitement, (c) avec préfiltrage moyenneur (7×7), (d) avec préfiltrage gaussien ($\sigma=3$).</i>	28
<i>Figure 13 : Modélisation de Fourier d'un contour synthétique $\rho(\theta)$. (a) : contour synthétique $\rho(\theta)$ et contours $\rho^4(\theta)$ et $\rho^8(\theta)$ obtenus par sous-échantillonnage de $\rho(\theta)$. (b) : développements polaires des contours $\rho(\theta)$, $\rho^4(\theta)$ et $\rho^8(\theta)$.</i>	32
<i>Figure 14 : Exemple de contours parasternaux du VG modélisés par modèle SFDP.</i>	33
<i>Figure 15 : Principe du suivi du contour du VG.</i>	35
<i>Figure 16 : Intercorrélation ((c), courbe du haut) des courbes de niveaux de gris ((c), courbes du bas) de deux contours successifs du VG (b), dans une direction donnée, pour une image typique (a).</i>	36
<i>Figure 17 : Exemple de contour du VG obtenu par évolution temporelle du modèle actif.</i>	37
<i>Figure 18 : Déplacement global du faisceau ultrasonore pendant l'acquisition d'une image échographique par sonde tournante rapide.</i>	40
<i>Figure 19 : Reconstruction d'une image 3D à partir de 8 images acquises par sonde tournante.</i>	41
<i>Figure 20 : Interpolation de la grille de données incomplète. Sur le graphe de gauche, les points correspondent aux échantillons des contours 3D, et le plan représente les données nécessaires à la reconstruction d'un volume du VG à un instant du cycle cardiaque.</i>	43
<i>Figure 21 : Reconstruction 4D de la surface du VG pendant un cycle cardiaque.</i>	44
<i>Figure 22 : Détail des deux membranes imbriquées qui simulent la cavité cardiaque.</i>	48
<i>Figure 23 : Fantôme cardiaque dynamique ; un piston entraîné par une pompe fait varier le volume de la cavité.</i>	48
<i>Figure 24 : Mesures des volumes d'un fantôme cardiaque reconstruits par VG4D</i>	49
<i>Figure 25 : Mesure des volumes cardiaques télédiastoliques et télésystoliques de sujets sains reconstruits par VG4D et estimés par écho 2D.</i>	49

- Figure 26 : Exemple de reconstruction tomographique d'un volume cardiaque par TSS : coupes sagittales (a), coupes transverses (b), coupes frontales (c). _____ 50*
- Figure 27 : Représentation 3D d'un volume du VG mesuré par TSS (gauche) et VG4D (droite). _____ 51*
- Figure 28 : Valeurs des volumes estimées par TSS (pointillés) et VG4D (traits pleins). _ 51*
- Figure 29 : Représentations de la surface d'un volume convexe ; (a) : surface fermée ; (b) : surface développée ; (c) : image en niveau de gris correspondante. _____ 57*

PARTIE 1 : CURRICULUM VITÆ

Christophe LÉGER

Né le 11 juin 1966 (37 ans), nationalité Française
Marié, 2 enfants

Adresse personnelle :

61 rue du Fresne
Quartier de Caillot
45160 OLIVET
☎ : 02 38 76 31 18
✉ : Christophe-Leger@worldonline.fr

Adresse professionnelle :

Université d'Orléans
Polytech'Orléans
Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images
12 rue de Blois – BP 6744
45067 Orléans cedex 02
☎ : 02 38 49 45 63
☎ : 02 38 41 72 45
✉ : Christophe.Leger@univ-orleans.fr

1.1. Formation

Toute ma formation universitaire s'est déroulée à l'Université d'Orléans.

- 1990 – 1993 : Doctorat : « Contribution à la restitution 3D et en temps réel du ventricule gauche par échocardiographie », mention Très Honorable. Jury : R. Di Paola, rapporteur, (Unité INSERM, La Salpêtrière, Paris), I.E. Magnin, rapporteur, (INSA Lyon), J. M. Chassery, président, (LIS, Grenoble), L. Pourcelot (CHU Tours), J. Souquet (ATL-Philips, USA), J. Thiel (Orléans).
- 1989 – 1990 : DESS E.E.A. *Systèmes Temps Réel, Acquisition et Traitement des Signaux et des Images*, mention Bien.
- 1986 – 1988 : Licence et Maîtrise E.E.A. option *Capteurs, Instrumentation et Mesures*.
- 1984 – 1986 : DEUG A, Sciences des Structures de la Matière, option *Electronique*.
- 1984 : Baccalauréat série C au Lycée Jean Zay à Orléans.

1.2. Expérience Professionnelle

- Depuis 1994 : Maître de Conférences en 61^{ème} section à l'Université d'Orléans (1^{ère} classe en 1997), Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images (LESI), Polytech'Orléans.
- 1993 – 1994 : Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche (ATER) à l'École Supérieure des Procédés Électroniques et Optiques (ESPEO), Université d'Orléans.
- 1991 – 1993 : Moniteur de l'Enseignement Supérieur à la Faculté des Sciences de l'Université d'Orléans, puis à l'ESPEO.
- 1990 – 1991 : Vacataire aux UFR Faculté des Sciences et Faculté des Lettres, Langues et Sciences Humaines de l'Université d'Orléans.
- 1988 – 1989 : Service National, Volontaire Formateur en Informatique au Service de Formation Continue de l'Université d'Orléans.

1.3. Synthèse de mes activités

Les trois tableaux suivants regroupent mes activités de recherche et d'enseignement les plus significatives, ainsi que mes engagements au sein de Polytech et de l'Université d'Orléans.

RECHERCHE	
Responsabilités scientifiques et administratives	<ul style="list-style-type: none"> • Responsable de l'équipe VG4D du LESI (7 personnes, dont 3 du laboratoire) • Membre du Conseil de Laboratoire du LESI • Responsable de la gestion financière du LESI
Publications	<ul style="list-style-type: none"> • 11 articles dans des revues à comité de lecture • 11 articles de congrès avec comité de lecture • 15 communications à des congrès • Membre des comités de lecture des revues <i>Traitement du Signal</i> et <i>Medical Image Analysis</i>
Encadrement doctoral	<ul style="list-style-type: none"> • 3 encadrements scientifiques de thèse (une soutenue en 1997, les deux autres en cours) • 1 encadrement de DRT (soutenu en 2001) • 8 encadrements de stages recherche d'étudiants de 3^{ème} cycle (DEA et école d'ingénieurs)
Collaborations	<ul style="list-style-type: none"> • CHR d'Orléans, Service de Cardiologie (L.D. Nguyen), Service de Médecine Nucléaire (F. Thérain, D. Debrun) • CHU de Tours, Service de Médecine Nucléaire <i>in vivo</i> et Ultrasons (J.M. Pottier, V. Eder) • GDR-PRC CNRS ISIS (Information, Signal, Images et viSion) » (resp. I.E. Magnin) : laboratoires du Groupe de Travail <i>Reconstruction et Modélisation 3D</i> • Laboratoire d'Informatique Fondamentale, Université d'Orléans (G. Hains, E. Melin) • Département de Mathématiques, Université de Caracas, Venezuela (I. Iribarren) • Academic Medical Centre d'Amsterdam, Pays Bas (E. Busemann-Sokole) • Université de Yale, USA (J. Duncan) séjour recherche de 6 mois en 1997 • Société Vermon (R. Dufait) • Philips Ultrasound, Bothell, USA (J. Souquet, R. Peterson) • Philips Research France, Suresnes (A. Collet-Billon) • Segami Corporation, Columbia, USA (P. Briandet)

ENSEIGNEMENT	
Responsabilités pédagogiques et administratives	<ul style="list-style-type: none"> • Responsable de la Filière Électronique – Signaux – Images de l'ESPEO puis de Polytech'Orléans depuis septembre 2002 • Responsable de 6 modules d'enseignement de 50 h, et de 2 modules de projets totalisant 12 semaines temps plein par étudiant • Responsable informatique de l'ESPEO pendant 10 ans, puis du Service SI (Systèmes d'Information), TICE (Technologies de l'Information et de la Communication pour l'Enseignement) et

	FOAD (Formation Ouverte et À Distance) de Polytech'Orléans depuis septembre 2003.
Publications	<ul style="list-style-type: none">• 1 ouvrage (informatique, 1^{er} et 2^{ème} cycles)• 6 polycopiés de cours et 3 fascicules de TD-TP (traitement de l'information, 1^{er}, 2^{ème} et 3^{ème} cycles)

AUTRES ENGAGEMENTS	
Polytech'Orléans	<ul style="list-style-type: none">• Membre élu du Conseil de Polytech'Orléans
Université	<ul style="list-style-type: none">• Membre élu du Conseil des Études et de la Vie Universitaire de l'Université d'Orléans depuis 2002• Membre élu du Conseil d'Administration de l'Université d'Orléans de 1998 à 2002• Membre de la commission de spécialistes de 27^{ème} section de 1996 à 1998• Membre du Comité d'Orientation de la politique informatique de l'Université d'Orléans depuis 1998

PARTIE 2 : ACTIVITÉS DE RECHERCHE

1 - Introduction

1.1. Contexte de l'échographie cardiaque

1.1.1 Une technique éprouvée

Aujourd'hui, l'échographie bidimensionnelle du ventricule gauche (VG) du cœur est un examen de routine incontournable pratiqué systématiquement par les cardiologues. Cet examen permet en effet de détecter, et même prévoir, de nombreuses pathologies cardiaques, en particulier les maladies cardio-vasculaires, première cause de mortalité dans les pays industrialisés.

L'échographie repose sur la réflexion des ultrasons sur les tissus du corps humain. Ce principe physique, combiné aux progrès technologiques les plus récents, confère à l'échographie de nombreux avantages spécifiques. Elle est ambulatoire (les échographes, dont un exemple¹ est représenté sur la Figure 1, peuvent être approchés au chevet de patients dont l'état ne supporte pas le déplacement), peu coûteuse, d'une innocuité totale, et permet de suivre le mouvement de structures anatomiques déformables en temps réel. Elle est donc particulièrement adaptée à l'analyse du cœur en mouvement, et donc, à ce titre, très utilisée par les cardiologues.



Figure 1 : Échographe¹ cardiaque classique à sonde bidimensionnelle.

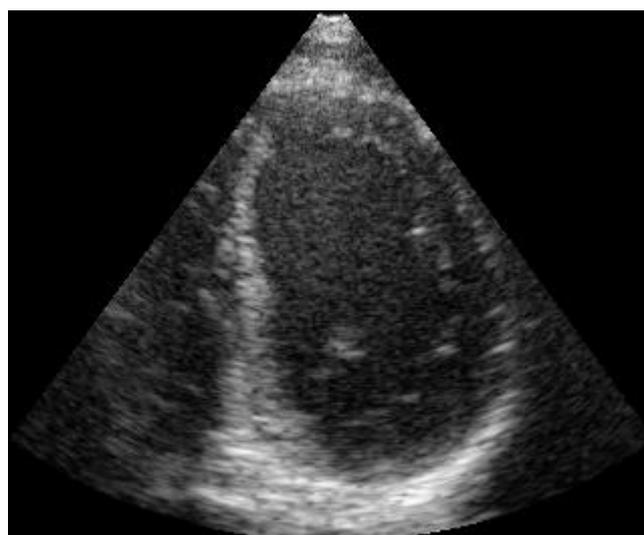


Figure 2 : Exemple d'image échographique bidimensionnelle longitudinale trans-thoracique du ventricule gauche du cœur.

1.1.2 Des images difficiles à interpréter

Encore aujourd'hui, les images ultrasonores restent de qualité bien inférieure à celles obtenues dans d'autres modalités d'imagerie médicale. En effet, elles sont souvent très altérées par la présence de bruit (speckle²) inhérent au principe d'acquisition (voir Figure 2). D'autre part, l'examen du VG est parfois délicat à réaliser, particulièrement dans les cas pathologiques ou chez les sujets âgés, à cause de problèmes liés à l'utilisation des ultrasons :

¹ Philips/ATL HDI 5000.

² Phénomène d'interférence des ondes ultrasonores diffusées à travers les tissus traversés.

- non détection des structures lorsque la direction des faisceaux ultrasonores est parallèle aux tissus (absence de réflexion, frontières virtuelles),
- mauvaise échogénéicité des patients qui induit des images très peu contrastées,
- faible distance intercostale qui réduit la fenêtre d'observation trans-thoracique,
- orientation inhabituelle du cœur qui rend difficile l'observation sous certaines incidences (artéfacts dûs à l'air présent dans les poumons),
- déplacement de la position sonde-cœur due à la respiration des patients.

Toutes ces raisons rendent les images ultrasonores difficiles à interpréter, même si des travaux sont réalisés pour améliorer leur qualité, indépendamment des progrès réalisés en permanence sur les échographes et les capteurs ultrasonores. Les développements majeurs concernent par exemple la réduction du speckle [1] [2] [3] [4], ou l'amélioration du contraste des images par injection de produits utilisés pour opacifier le muscle ou les cavités cardiaques [5] [6] [7]. En dépit d'avancées non négligeables, ces travaux ne modifient pas de manière significative les caractéristiques générales des images obtenues, d'autant plus que l'utilisation des produits de contraste est sujet à controverse et reste donc en phase de validation clinique.

1.1.3 Une dimension d'observation limitée au 2D

Depuis la mise au point de la tomographie au début des années 70, la majorité des modalités bidimensionnelles (2D) d'imagerie médicale ont été adaptées pour fournir des reconstructions tridimensionnelles (3D) du corps humain : scanner X, tomoscintigraphie, etc. Contrairement à ces modalités, l'échographie n'a pas bénéficié de développements comparables. Les raisons principales tiennent surtout à la difficulté de localiser avec précision dans l'espace les plans de coupe réalisés pendant l'examen échographique. Diverses techniques ont été développées pour déterminer la position des capteurs 2D, sans aboutir encore à un développement industriel majeur. L'examen cardiaque classique repose entièrement sur le savoir-faire du cardiologue échographiste. Il se compose d'une première étape, purement qualitative, complétée ensuite par des mesures quantitatives simples.

Tout d'abord, le cardiologue décrit le volume du VG qui se déforme, à travers l'observation d'un ensemble de coupes 2D. Pour cela, il manipule librement la sonde ultrasonore de manière à obtenir le plus grand nombre possible de coupes du VG. En même temps, il regroupe, – mentalement, mais le plus précisément possible –, toutes les coupes obtenues pour reconstruire l'anatomie de l'organe observé. En cas d'anomalie, détectée ou suspectée, il améliore la reconstruction en réalisant des coupes supplémentaires pour affiner son diagnostic. L'inconvénient principal de la méthode provient de la manipulation libre de la sonde, qui entraîne des difficultés pour localiser précisément dans l'espace une coupe particulière, ou pour reproduire des coupes identiques entre deux examens. L'examen cardiaque 2D repose donc sur des critères qui dépendent fortement du savoir-faire de l'opérateur qui le pratique :

- habileté à manipuler les sondes ultrasonores 2D, qui nécessite un apprentissage délicat,
- reconstruction mentale de volumes à partir de l'observation d'un ensemble d'images 2D.

En échographie 2D, la mesure de la fonction ventriculaire gauche repose principalement sur une évaluation de la fraction d'éjection³. Cette estimation reste cependant empirique car elle fait appel à une modélisation très sommaire du VG [8], qui ne permet pas de réaliser des quantifications volumiques précises. Il est en effet courant de modéliser le VG soit par un demi-ellipsoïde de révolution, modèle le plus simple, soit par un modèle plus élaboré dit « balle de fusil », composé d'un cylindre juxtaposé à un demi-ellipsoïde de révolution. Le cardiologue effectue des mesures sur les images 2D, utilisées ensuite pour estimer des grandeurs volumiques. Couramment, les mesures des volumes extrêmes du VG sont déduites de coupes supposées longitudinales et transverses en utilisant le modèle ellipsoïdal [9] [10]. Même pour un cœur de forme et de fonction homogènes, le choix des plans de coupes est donc crucial pour parvenir à une bonne fiabilité des mesures : il nécessite un savoir-faire d'expert [11] [12]. En tout état de cause, la modélisation n'est plus valable pour un cœur pathologique qui présente des anomalies de contractions spatiales (dyskinésies) ou temporelles (arythmies) [8]. Il semble donc assez naturel de proposer des méthodes d'exploration volumique du VG pour améliorer les résultats obtenus en échographie 2D.

1.1.4 Des reconstructions 3D et 4D capitales

Pour repousser les limites de l'échographie 2D, des travaux ont été menés en laboratoire depuis dix ans pour faire évoluer cette technique vers des dimensions supérieures :

- vers l'échographie 3D, pour obtenir des représentations graphiques d'un volume du VG, ou d'une séquence de volumes déterminés indépendamment les uns des autres,
- vers l'échographie 4D (volume + temps, puisque le cœur est un organe en mouvement) pour représenter des séquences de volumes du VG qui se déforment au cours du temps, tous les volumes étant estimés en même temps à des instants différents pour prendre en compte la continuité temporelle des séquences.

L'échographie 3D est aujourd'hui la technique la plus utilisée, en particulier grâce aux avancées réalisées dans les autres modalités d'imagerie médicale. A l'inverse, les développements autour de l'échographie 4D sont plus limités, même si cette technique reste la plus prometteuse puisqu'elle est la seule à intégrer toutes les informations temporelles disponibles pour reconstruire les volumes déformables d'une séquence.

Les avantages de l'échographie 3D et de l'échographie 4D sont multiples :

- l'apprentissage simplifié de la manipulation du capteur minimise l'influence du geste de l'examineur, et met l'exploration cardiaque à la portée d'un plus grand nombre de praticiens,
- la visualisation de volumes précise l'interprétation des images par le cardiologue [13], et affine le diagnostic des pathologies cardiaques,
- les mesures directement réalisées sur les représentations volumiques de l'organe observé (plutôt que sur des modèles simplifiés dont les paramètres sont ajustés avec des mesures 2D) améliorent les quantifications.

Ces deux techniques offrent des perspectives médicales prometteuses, car elles réduisent les limitations de l'échographie 2D, tout en généralisant l'utilisation de l'échographie pour l'observation du VG.

³ La fraction d'éjection est définie comme la différence entre les volumes télé-diastolique (volume maximum) et télé-systolique (volume minimum), normalisée relativement au volume télé-diastolique $Fe = \frac{V_D - V_S}{V_D}$.

1.2. Stratégie de recherche

Depuis 12 ans, mes travaux de recherche ont consisté à définir, mettre au point et valoriser une méthode originale, appelée **VG4D**, de restitution 4D (volume + temps) des déformations du ventricule gauche du cœur (VG) à partir d'images échocardiographiques acquises avec une sonde tournante pendant un seul cycle cardiaque. L'objectif principal de la méthode VG4D est de pallier plusieurs inconvénients de l'échographie bidimensionnelle classique, en développant un protocole capable de représenter automatiquement les surfaces du VG qui se déforment au cours du temps (Figure 3), à partir d'images acquises avec un échographe standard.



Figure 3 : Exemple de 8 reconstructions des surfaces du VG au cours d'un cycle cardiaque.

Ces travaux ont été menés au LESI (Laboratoire d'Electronique, Signaux, Images), dans l'équipe VG4D dont le Professeur Jacques THIEL (qui a dirigé ma thèse) m'a confié la responsabilité en 1998. Ils s'inscrivent dans un programme de recherche biomédicale qui vise à proposer une solution complète pour l'examen cardiaque multidimensionnel par ultrasons. Cet objectif ambitieux, qui a des implications médicales importantes, nécessite d'intervenir à la fois dans des domaines académiques théoriques et de transfert de technologies. L'ampleur de la tâche à accomplir explique la durée de mon engagement dans ces travaux.

1.2.1 Une approche globale

La caractéristique principale de mes travaux résulte sans doute de ma détermination à les situer dans une **démarche globale de restitution des déformations du ventricule gauche du cœur**. Pour répondre à l'objectif fixé, ils ont toujours porté sur l'ensemble des étapes de la chaîne de traitement, de l'acquisition à la production d'un compte-rendu à joindre au dossier médical du patient qui reçoit l'examen. La Figure 4 présente une vue schématique des éléments qui constituent la plateforme de consultation ultrasonore 4D développée.

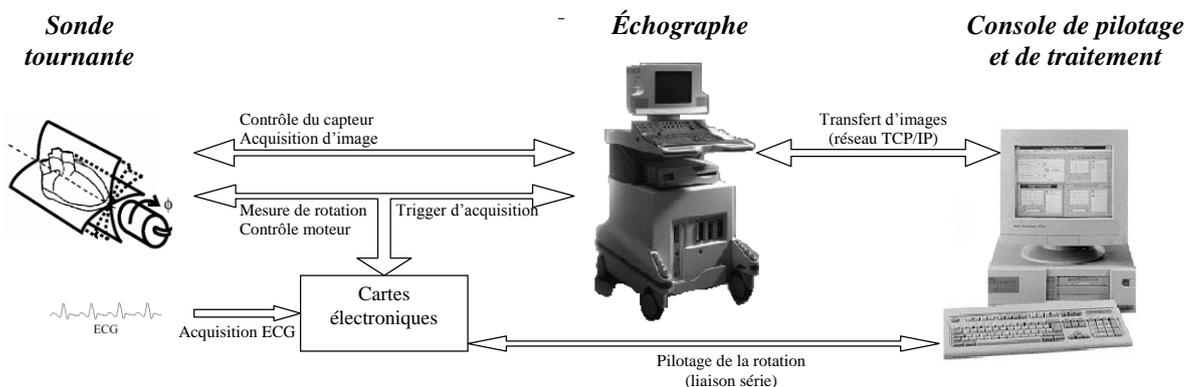


Figure 4 : Vue schématique complète du système d'acquisition et de traitement de la méthode VG4D.

En début de chaîne, l'utilisation d'un nouveau prototype de sonde associé à une électronique de pilotage simplifie l'acquisition des images sous différentes orientations, augmente le nombre de données collectées pour restituer les informations volumiques, et

supprime l'étape de reconstruction mentale nécessaire en échographie 2D conventionnelle. Au final, un protocole clinique aide le cardiologue à appréhender de manière plus objective la fonction ventriculaire gauche, ce que confirment les validations cliniques déjà réalisées au CHR d'Orléans. Entre ces deux extrémités, des méthodes liées aux contraintes de l'acquisition et des restitutions ont été développées dans deux domaines fondamentaux : le suivi de contours dans des séquences d'images et les modèles de déformations volumiques.

L'originalité des recherches que j'ai menées pour proposer des solutions nouvelles et résoudre le problème de la restitution 4D du VG dans sa globalité est la prise en compte de trois contraintes importantes qui répondent aux attentes des médecins :

Contrainte temps-réel : la restitution 4D doit être obtenue en un temps inférieur à celui d'une consultation médicale (soit environ 15 minutes).

Contrainte de robustesse : les algorithmes proposés doivent pouvoir être appliqués quelle que soit la qualité des images échographiques.

Contrainte d'interactivité : le médecin qui procède à l'examen doit pouvoir intervenir à tout moment pour valider ou infléchir les résultats.

Choisir de placer le temps-réel au sommet de la stratégie de reconstruction induit des conséquences importantes sur les deux problèmes majeurs qui doivent être résolus pour restituer les déformations volumiques du VG :

- suivi des contours du ventricule dans des séquences d'images échographiques,
- modèles déformables des contours ou des surfaces du VG.

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

1.2.2 Segmentation des contours du VG

La segmentation des images est sans doute le problème majeur de l'échocardiographie, auquel bien des équipes de recherche ont été confrontées. A ce jour, aucune méthode entièrement robuste et automatique de détection des contours du VG n'a pu s'imposer pour être implantée dans un système industriel. La piètre qualité des images échographiques en est la raison principale, puisque de nombreuses autres modalités d'imagerie médicale (IRM, scanner ou même médecine nucléaire) proposent en routine des algorithmes de segmentation des contours, tant du VG que d'organes à la forme plus complexe. Pour pallier le bruit présent dans les images échographiques qui rend inopérant les algorithmes classiques de segmentation, l'utilisation d'une modélisation des contours à rechercher s'impose rapidement. L'objectif poursuivi est d'utiliser le maximum d'informations connues *a priori* pour corriger ou compléter les informations disponibles dans les images. Les méthodes que j'ai développées s'inscrivent dans cette stratégie.

1.2.3 Interpolations spatio-temporelles

La majorité des techniques utilisées par les différentes modalités d'imagerie médicale pour reconstruire les déformations du VG consiste à regrouper sur un seul cycle cardiaque des données acquises sur plusieurs cycles. Cette accumulation d'informations est souvent nécessaire pour améliorer les reconstructions obtenues. Il faut en effet disposer d'un nombre suffisant de données à des instants différents du cycle cardiaque, car les surfaces du VG qui évoluent au cours du temps sont reconstruites indépendamment les unes des autres. L'originalité de la méthode VG4D est d'utiliser des données acquises par sonde tournante pendant un seul cycle cardiaque. On ne dispose pour les reconstructions que de coupes d'un organe qui se déforme, acquises successivement pendant des durées supposées négligeables au regard des variations du VG. Il n'est donc plus possible de reconstruire les surfaces du VG sans prendre en compte toutes les informations disponibles sur l'ensemble

du cycle cardiaque, car les données qui correspondent à un instant d'acquisition sont en nombre extrêmement limité (\approx une à deux coupes similaires à celles présentées Figure 5 par volume reconstruit). C'est la raison pour laquelle il a fallu développer des méthodes d'interpolation spatio-temporelles du VG, basées sur l'utilisation d'un modèle 4D de déformations, à partir de données lacunaires.

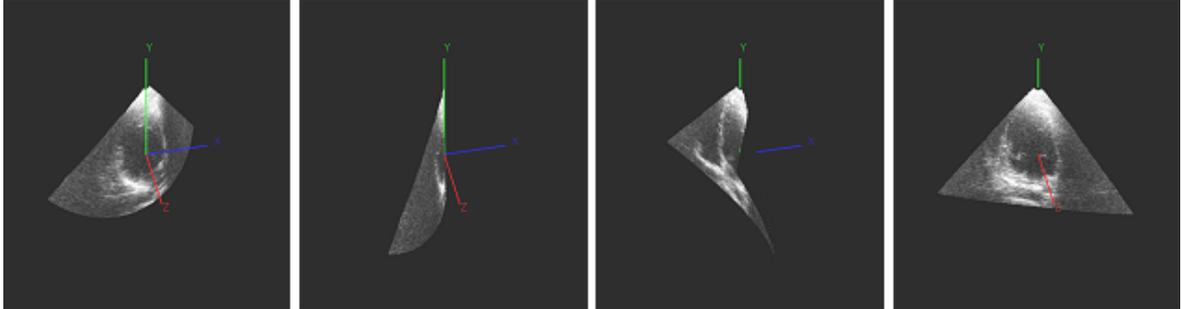


Figure 5 : Exemple d'images échocardiographiques acquises par sonde tournante, pendant un cycle cardiaque (\approx 40 par cycle).

1.2.4 Protocole VG4D

Tous les développements (méthodes, modèles et algorithmes) ont été intégrés dans un logiciel d'investigation clinique testé au CHR d'Orléans. On dispose ainsi d'une solution complète pour résoudre les différents problèmes rencontrés, de l'acquisition des données à la reconstruction finale du VG en 4D. Les échanges permanents avec les cardiologues ont permis de définir un protocole qui réunit les connaissances des praticiens et les hypothèses de modélisation du VG. Il a ainsi été possible de tester pratiquement les concepts théoriques dans des conditions normales d'investigation clinique.

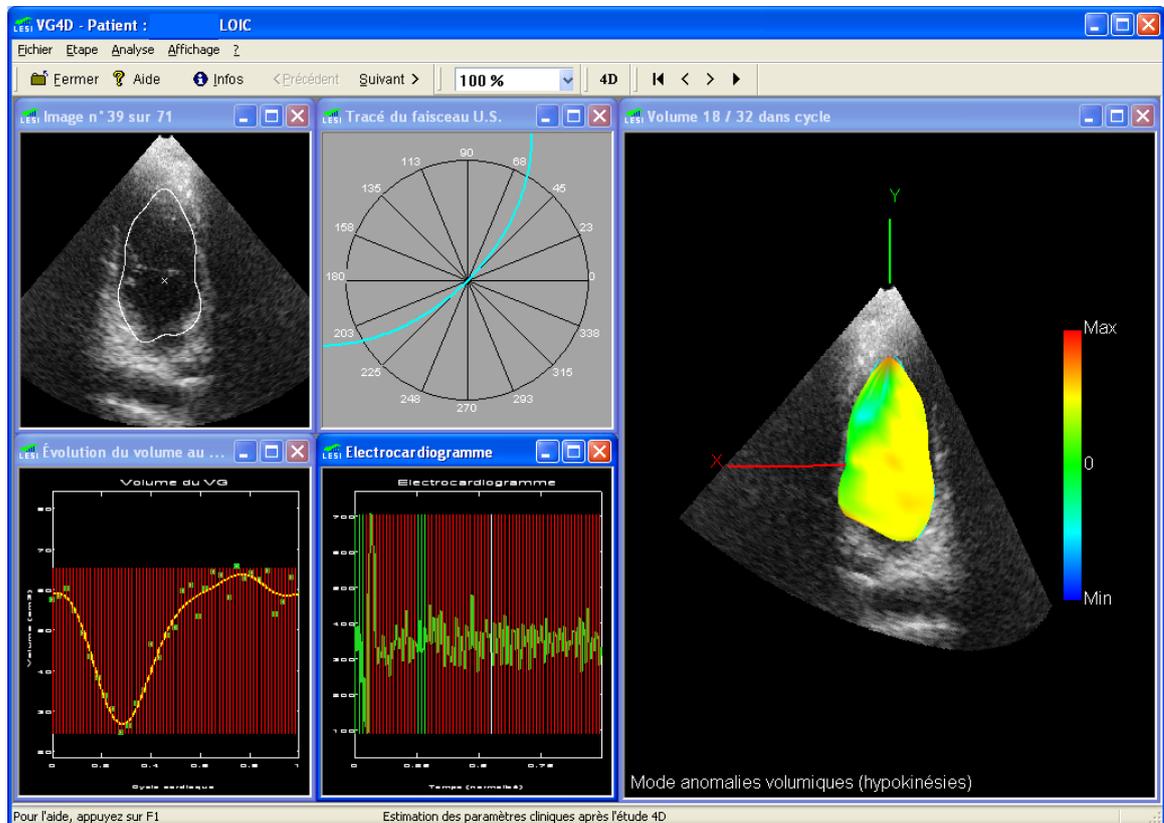


Figure 6 : Logiciel clinique VG4D (page finale de résultats).

1.3. Contexte de recherche

Les travaux que je mène sur la restitution des déformations volumiques du ventricule gauche à partir d'images échocardiographiques ont été suggérés par le Professeur Léandre Pourcelot de l'Université de Tours, référence internationale dans le domaine des ultrasons appliqués à la Médecine. Partout dans le monde, et particulièrement en France, de très nombreuses équipes de recherche, tant industrielles que publiques, travaillent dans le domaine de l'imagerie médicale. Moins nombreuses sont les équipes qui se consacrent au traitement et/ou à l'exploitation des images échographiques. Traditionnellement, la France est ou a été très présente dans ce domaine.

Du point de vue industriel, il n'est pas aisé de suivre les rachats et fusions qui conduisent au développement de groupes internationaux : les deux américains ATL et HP rachetés par Philips, les deux européens Vingmed (Norvège) et Kretz (Autriche) rachetés par General Electrics, Esaote (Italie) absorbé par Bracco, etc. Dans ce contexte, les développements concernant les capteurs, l'électronique de pilotage, ou encore les calculs et traitements ont lieu majoritairement en interne. Face à ces grands groupes, peu nombreuses sont les petites entreprises indépendantes ou de sous-traitance qui arrivent à subsister. Vermon à Tours fait exception à cette règle, puisqu'elle développe des capteurs ultrasonores spécifiques pour plusieurs de ces grands groupes (5 à 10 % du marché mondial). En parallèle, des équipes de recherche proposent des innovations (capteurs spécifiques, échographes portables, circuits électroniques dédiés) ou adaptent du matériel existant pour des applications particulières (échographie spatiale).

Côté méthodes et traitement, les équipementiers bénéficient des travaux considérables réalisés dans les laboratoires publics de recherche. Les dernières années ont ainsi vu émerger des travaux théoriques d'importance, ensuite appliqués à l'imagerie médicale en général puis plus particulièrement à l'échographie. En France, ces travaux sont coordonnés par le CNRS (GDR 134 ISIS). Par exemple, le projet « Cœur Battant » conduit par Isabelle Magnin fédère plusieurs équipes de recherche autour du développement d'un modèle anthropométrique réaliste de la géométrie et du comportement du cœur humain au cours de son mouvement. Dans le monde, de très nombreux laboratoires travaillent également sur la segmentation d'images bi ou multidimensionnelles, la modélisation, et le suivi d'objets dans des séquences d'images. Dans chacune des sections suivantes de ce document, je vais décrire mes travaux de recherche après les avoir situés dans l'environnement national et international (tant du point de vue scientifique qu'industriel ou clinique).

1.4. Organisation des sections suivantes

Les méthodes que j'ai développées sont très liées au principe retenu pour l'acquisition des images échographiques. Pour cette raison, je présenterai dans une première section le principe de fonctionnement ainsi que les caractéristiques du capteur VG4D développé. Dans les deux sections suivantes, je montrerai les travaux que j'ai menés sur la modélisation du ventricule gauche du cœur. Tout d'abord, je décrirai le modèle 2D de Fourier utilisé pour segmenter les contours du VG dans des images échographiques acquises avec la sonde tournante. Ensuite, je présenterai une méthode de reconstruction d'images échographiques 3D pendant un cycle cardiaque, ainsi que le modèle 4D utilisé pour reconstruire les surfaces du VG au cours du temps à partir de données lacunaires. La section suivante décrira les validations et les résultats cliniques obtenus en utilisant la chaîne de traitement VG4D dans son ensemble. Enfin, la dernière section présentera les perspectives que j'envisage de donner à mes travaux.

2 - Acquisition par capteur tournant rapide

2.1. Contexte et état de l'art

Voici une dizaine d'années que l'échocardiographie 4D a été présentée comme une alternative prometteuse aux modalités lourdes d'imagerie cardiaque que sont la médecine nucléaire, l'imagerie par résonance magnétique (IRM) ou les rayons X (scanner). De nombreux systémiers ont démarré à l'époque d'importants programmes de R&D basés sur des technologies différentes pour l'acquisition des données ultrasonores, et sur des méthodes également différentes pour la reconstruction multidimensionnelle du VG. Concernant les capteurs ultrasonores, une première approche a consisté à adapter les sondes 2D classiques pour en repérer la position, ou les rendre mobiles en contrôlant leurs déplacements. Parallèlement à ces études, de nouveaux capteurs 3D étaient développés.

2.1.1 Repérage externe des capteurs

Le repérage des coupes 2D dans l'espace étant un préalable nécessaire à toute reconstruction 3D, les premiers développements réalisés ont consisté à déterminer le plus précisément possible dans l'espace la position de sondes 2D classiques manipulées librement par les cardiologues. Diverses techniques de repérage externe ont été testées, par exemple à l'aide de bras articulé [14], par repérage acoustique [15] [16], optique [17] ou électromagnétique [18] [19] [20] [21]. L'avantage principal de ces approches est d'offrir à l'opérateur une manipulation comparable à celle utilisée en échographie 2D classique (pas d'apprentissage spécifique), et une liberté totale dans le choix des coupes réalisées. Les images, obtenues dans des plans quelconques, sont alors regroupées les unes avec les autres pour remonter à une information multidimensionnelle. Par contre, l'examen complet du VG peut être long, surtout lorsqu'une synchronisation de l'acquisition avec l'ECG est nécessaire. En outre, la qualité des reconstructions peut être altérée de manière significative par des discontinuités ou des artefacts du mouvement de la sonde pendant l'acquisition. Enfin, l'incertitude des mesures de repérage réalisées ne permet généralement pas d'obtenir des reconstructions précises du VG. C'est la raison pour laquelle la majorité des dispositifs utilisés aujourd'hui consistent à repérer la position du capteur ultrasonore en le déplaçant à l'intérieur de la tête de la sonde échographique selon des orientations contrôlées.

2.1.2 Mise en mouvement pas à pas de capteurs 2D

Différents mécanismes de mise en mouvement *pas à pas* de capteurs 2D ont été développés pour l'écho 3D [22] [23]. Les premières sondes, équipées de capteurs à balayage sectoriel (Figure 7.a), ont rapidement été remplacées par des sondes dont les capteurs fournissent des plans de coupes parallèles (Figure 7.b). L'avantage de ce type de capteur est de permettre un échantillonnage régulier de l'espace, contrairement aux capteurs à oscillations sectorielles. Aujourd'hui, de nombreuses sondes 3D cardiaques réalisent un balayage rotatif de l'espace, avec une mise en rotation du capteur selon l'axe principal de la sonde, pour des valeurs angulaires régulières (Figure 7.c). Des travaux significatifs sur ce type de capteur ont été réalisés en France à l'INRIA dans l'équipe de Marie-Odile Berger [24] (projet EchoCard 3D), et en Hollande à l'Hôpital de Rotterdam dans le laboratoire de Jos Roelandt [25].

Quel que soit le mode retenu pour déplacer le capteur, les acquisitions sont réalisées sur des durées longues, car les images sont acquises successivement sous des incidences

différentes pendant de nombreux cycles cardiaques ($\approx 20-30$ minutes). La méthode suppose une grande régularité des déformations et de la durée des cycles cardiaques [26]. Comme il est courant en Médecine Nucléaire, – examen de référence dans l'exploration 3D cardiaque –, les cycles utilisés pour la restitution sont sélectionnés et des corrections sont réalisées pour lisser les mouvements respiratoires ainsi que les irrégularités des battements cardiaques. Cette méthode ne permet donc pas d'observer les variations rapides de la fonction ventriculaire.

Les données étant acquises pendant plusieurs cycles cardiaques selon des orientations contrôlées du capteur, celui-ci est déplacé automatiquement à la fin de chaque cycle. De cette manière, on garantit une acquisition des images dans des conditions stables pendant chaque cycle cardiaque, sauf si la mise en mouvement et l'arrêt du déplacement du capteur introduisent des oscillations parasites (ce problème courant est souvent difficile à éviter, sauf à augmenter les durées de stabilisation des capteurs, et donc les durées d'acquisition, ce qui nuit aux hypothèses de reproductibilité des cycles cardiaques au cours du temps).

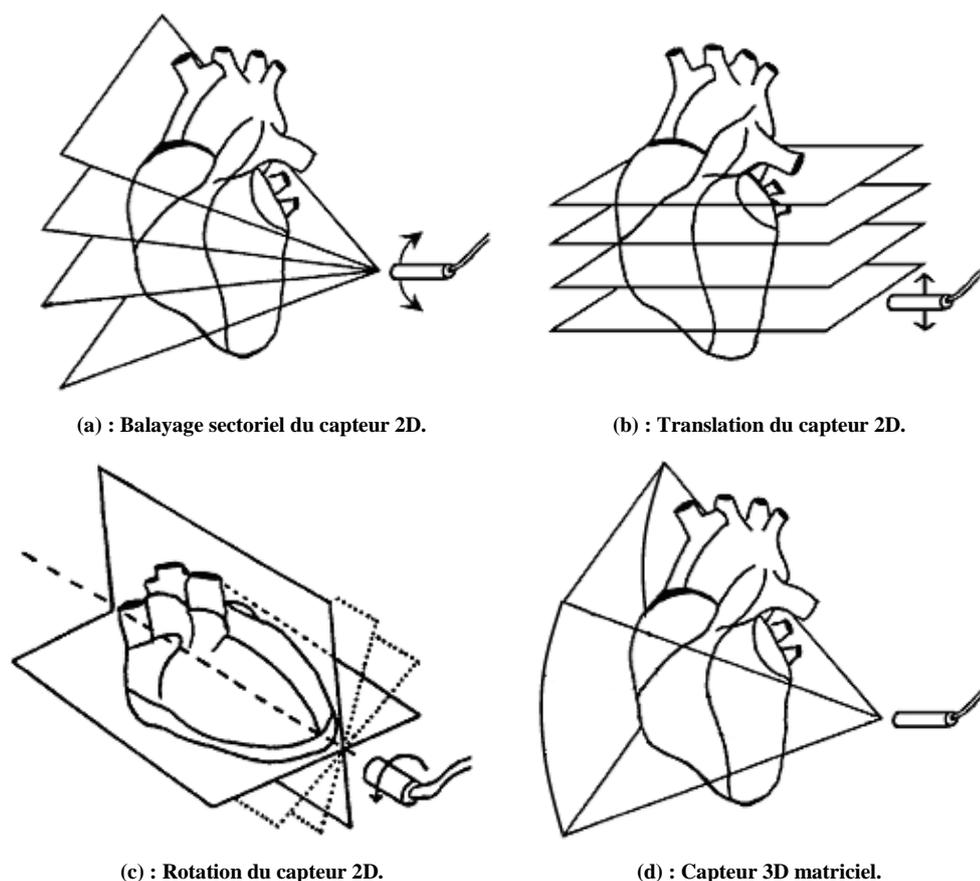


Figure 7 : Méthodes d'exploration volumique du VG en ultrasons.

Par accumulation d'images obtenues sous de multiples orientations, mais aux mêmes instants relatifs du cycle cardiaque, les volumes du VG sont reconstruits à chacun de ces instants. Comme en Médecine Nucléaire, l'ensemble des volumes correspond alors à une reconstruction en pseudo 4D (succession de reconstructions 3D à partir d'acquisitions à des instants différents). De tels dispositifs ont été développés par tous les grands constructeurs (Philips, Siemens, GE, Toshiba, ...). Ils sont principalement implantés dans des sondes trans-œsophagiennes, miniaturisées et insérées dans l'œsophage des patients pour fournir des coupes « petit axe » du VG (axe transverse du VG) [27] [28]. L'utilisation de telles

sondes limite les déplacements du capteur et garantit des mesures d'incidence plus précises qu'avec les sondes trans-thoraciques. La qualité des images produites est supérieure à celle obtenue avec les sondes trans-thoraciques parce que la distance entre le capteur et le cœur est réduite au minimum, et que l'acquisition n'est plus gênée par les côtes ou les poumons du patient. L'utilisation de ces sondes est cependant plus indiquée pour observer les structures cardiaques postérieures (valves et oreillettes) que pour visualiser le VG dans son ensemble, car celui-ci se trouve généralement éloigné de l'œsophage. Au final, ces sondes ne sont pas très utilisées en routine car leur manipulation (insertion dans l'œsophage des patients) est plus délicate que celle des sondes trans-thoraciques. De plus, les reconstructions ne sont pas toujours fiables en raison des moyennages réalisés.

2.1.3 Capteurs 3D matriciels

Les sondes 3D matricielles acquièrent des pyramides de données 3D quasi-simultanées (voxels) en un laps de temps très inférieur à la période cardiaque (Figure 7.d) [29] [30] [31]. Les voxels de chaque pyramide sont acquis à des instants différents d'un même cycle cardiaque, et constituent donc des données réellement 4D. Différents plans de coupe peuvent être visualisés, mais une reconstruction volumique doit être réalisée pour extraire l'enveloppe du VG des images 3D obtenues. On pourrait imaginer procéder en une seule étape pour reconstruire toutes les enveloppes du VG pendant le cycle à partir de l'ensemble des pyramides. Pourtant, ce problème est très difficile, et il n'est actuellement possible que de reconstruire des volumes du VG indépendamment à partir de chaque pyramide. On est donc ramené à un autre cas du pseudo 4D (succession de reconstructions 3D indépendantes), même si des mesures sur un seul cycle cardiaque suffisent.

L'inconvénient majeur de ces sondes matricielles est de nécessiter un échographe spécialisé, ce qui entraîne un surcoût important et conduit à l'utilisation d'appareils ne bénéficiant pas de toutes les améliorations des échographes cardiaques haut de gamme. Par exemple, la société 3D Ultrasound (filiale du groupe Hitachi) a commercialisé un échographe équipé d'une telle sonde matricielle, mais qui ne propose pas d'algorithme de reconstruction du VG. Cet équipement n'a pas reçu un accueil favorable du marché, en raison d'un rapport coût performances prohibitif (spécialisé, le système n'intégrait pas les caractéristiques minimum des échographes cardiaques classiques), et de la définition réduite des images obtenues (nombre de tirs écho obtenus avec la sonde matricielle du même ordre de grandeur qu'avec une sonde linéaire classique). Aujourd'hui, plusieurs constructeurs d'échographes (Philips-ATL-HP) ont annoncé la disponibilité de nouvelles sondes matricielles connectées à des échographes standard. Si ces capteurs existent, ils ne permettent pas de représenter le VG entier en temps réel. De plus, aucune mesure, segmentation ou représentation des surfaces du VG n'est à ce jour encore intégrée dans les échographes.

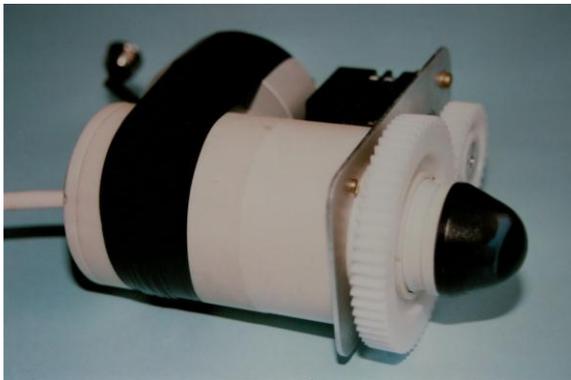
2.2. Capteur VG4D

L'originalité de la sonde 2D trans-thoracique, externe, développée pour les reconstructions VG4D est de faire tourner *continûment* et à *grande vitesse* le capteur ultrasonore pour l'exploiter en véritable capteur 4D pendant un seul cycle cardiaque.

2.2.1 Étapes de développement du capteur VG4D

La mise au point de la sonde tournante VG4D a été réalisée en 3 étapes dans le cadre d'un programme de R&D dont le coût total est supérieur à 1,5 M€⁴ :

- construction et essais d'un prototype laboratoire de 1991 à 1993, par mise en rotation externe d'une sonde existante d'un échographe ATL Ultramark 9 (Figure 8.a) : cette étude a permis de vérifier que la lumière costale de la majorité des patients examinés permet l'exploration cardiaque malgré la largeur du capteur utilisé en rotation,
- construction d'un premier prototype industriel unique, de 1994 à 1998, par intégration d'un moteur dans le corps de sonde, et essais avec un échographe Esaote AU4 (Figure 8.b) : ces travaux ont démontré la faisabilité de la réalisation industrielle d'une sonde tournante et de sa connexion à un échographe standard,
- construction en 2000 et 2001 d'un deuxième prototype industriel plus performant en vue de son utilisation sur un échographe haut de gamme ATL-Philips Ultrasons HDI 5000 (Figure 8.c) : l'objectif était de pouvoir bénéficier des toutes dernières innovations technologiques concernant l'exploration cardiaque par sonde tournante.



(a) : Prototype LESI-ATL (1993).



(b) : Prototype LESI-Vermon-Esaote (1998).



(c) : Prototype LESI-Vermon-Philips Ultrasons (2001).

Figure 8 : Prototypes de sondes tournantes développés pour le LESI par la société Vermon.

⁴ Co-financements ANVAR (aide au transfert) [F1], Conseil Régional du Centre (achats d'équipements [F4] et bourses de thèses [F3]), Ministère de l'Éducation Nationale (salaires, matériel [F7]), ATL-Philips Ultrasons (mise à disposition d'un échographe [F5]).

2.2.2 Caractéristiques du capteur VG4D

Construit par la société Vermon [H8], le prototype du LESI actuellement en service a été développé pour remplacer les sondes livrées en standard avec les échographes. La sonde, d'un poids de seulement 258 g, a la forme d'un cylindre de 14 cm de long et 3 cm de diamètre à l'intérieur duquel un micro-moteur permet de faire tourner à 500 tours/min un capteur piézo-électrique miniature à balayage électronique. Tous les deux tours (4π radians), le sens de rotation du capteur est inversé pour dérouler les fils qui le relient à la sonde. L'inversion du sens de rotation est très rapide car les fils agissent comme de véritables ressorts. Pendant un cycle cardiaque typique de 1 s, la sonde permet d'acquérir plus de 40.000 points de la paroi du VG. Contrairement à la plupart des autres sondes tournantes, elle ne nécessite aucune synchronisation sur l'ECG et, de ce fait, est indépendante de l'échographe.

Pendant l'acquisition, le faisceau ultrasonore balaye une surface conique où le contour apical (axe longitudinal) du VG est aussi visible que sur une image plane. De ce contour, on extrait à chaque instant ses intersections I_1 et I_2 avec le faisceau ultrasonore (représentation schématique Figure 9 et exemple d'image Figure 10). Ces intersections sont de vraies données 4D car chacune d'elles est définie par son instant d'acquisition et ses coordonnées dans le repère de la sonde. Pendant un cycle, on dispose donc d'un ensemble de points de la paroi déformable du VG à des instants différents. Les améliorations techniques successives du dispositif permettent aujourd'hui d'acquérir plusieurs milliers de telles données pour restituer la paroi, ce qui est suffisant au regard du niveau de détail utile pour le médecin. La Figure 11 page 26 présente un exemple de séquence d'image acquise par le capteur VG4D pendant un cycle cardiaque. La rotation de la sonde est pilotée par une plateforme informatique qui intègre également les traitements des données dans un protocole de restitution autonome.

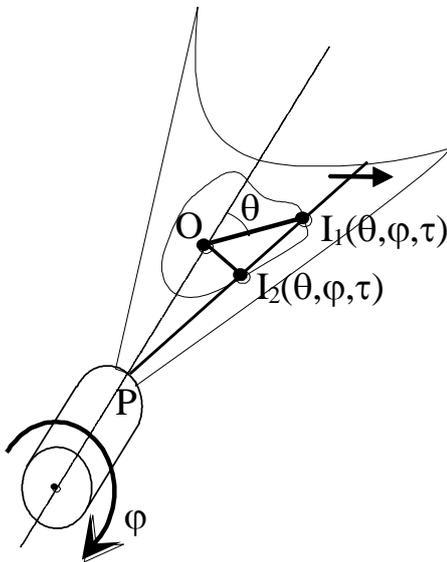


Figure 9 : Principe de fonctionnement de la sonde VG4D.

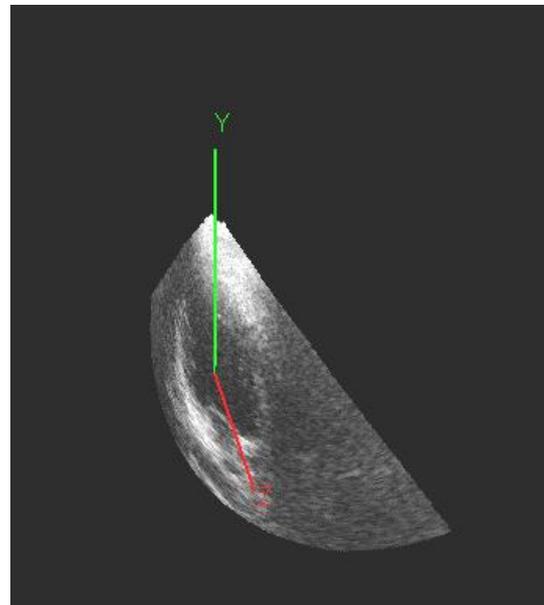


Figure 10 : Exemple d'image acquise avec la sonde VG4D.

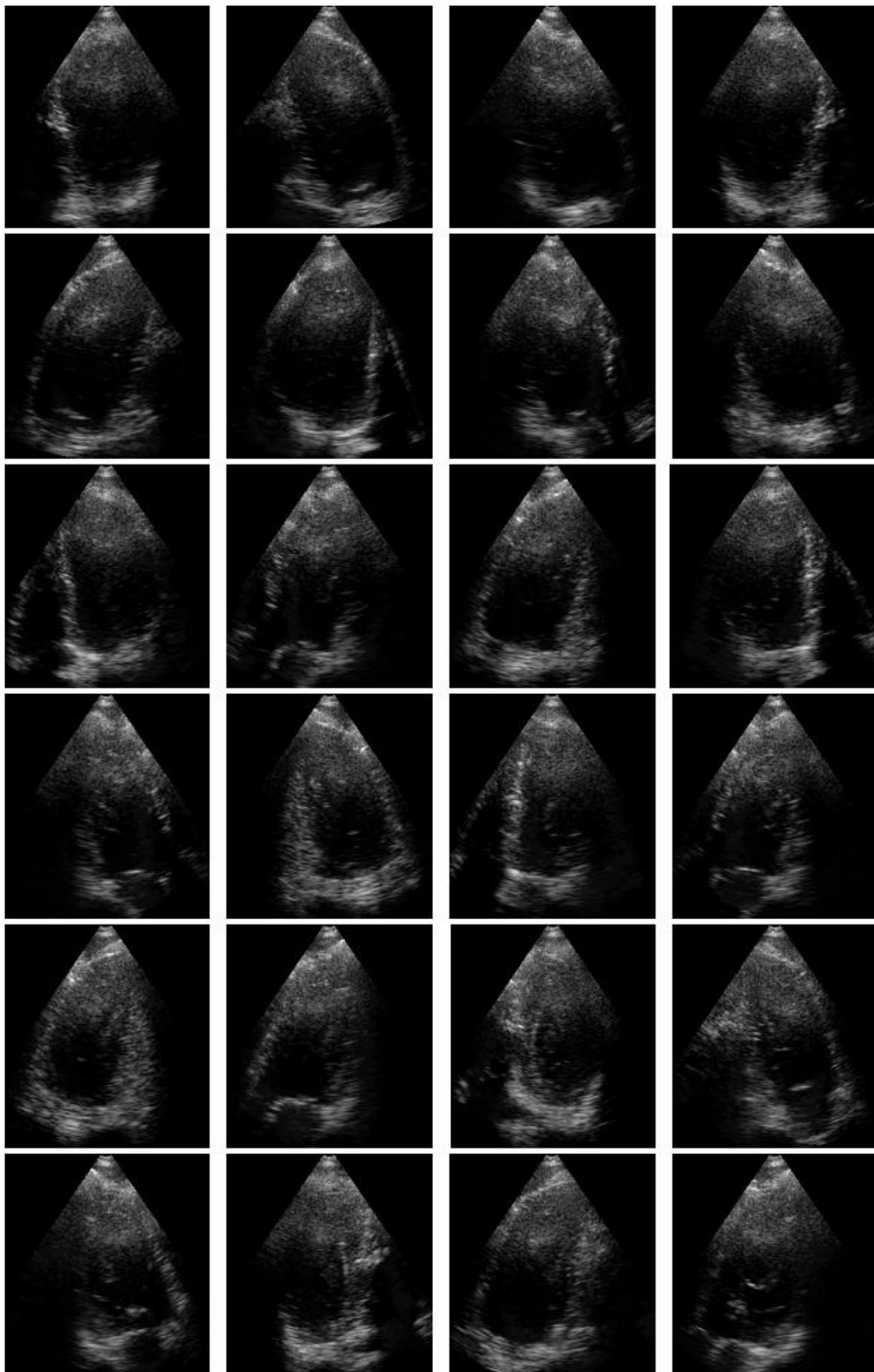


Figure 11 : Exemple de séquence d'images apicales deux cavités acquises avec le capteur VG4D pendant un cycle cardiaque.

2.2.3 Autres capteurs rotatifs rapides

Rares sont dans le monde les laboratoires de recherche qui développent et utilisent des capteurs échographiques rotatifs rapides. Seule l'équipe dirigée par le Professeur Roelandt de l'Université Erasmus de Rotterdam propose une sonde dont les caractéristiques approchent celles du capteur VG4D : sonde échographique trans-thoracique phased array à 64 éléments, 3,75 MHz, rotation de 4 à 8 tours par seconde, connexion à un échographe cardiaque haut de gamme (Vingmed) capable d'acquérir des séquences d'images numériques à la cadence de 200 images par seconde. Ce capteur tournant rapide a été présenté dans [32], puis précisément décrit dans [33]. La principale différence avec la sonde VG4D réside dans l'utilisation de contacts tournants pour relier le capteur piézoélectrique au corps de la sonde. L'absence de câbles autorise une rotation continue du capteur, sans inversion de sens. Par contre, la rotation des contacts ajoute inévitablement du bruit (difficile à contrôler) dans les images produites.

2.3. Conclusion

Deux types de capteurs différents s'opposent actuellement en échographie : les sondes matricielles et les sondes tournantes.

Les sondes matricielles disposent d'un attrait technologique et commercial qui leur confère un intérêt tout particulier : elles fournissent des images 3D temps réel du VG. Avec une résolution réduite, il est possible d'observer des volumes du VG à la volée, à la cadence de 25 images 3D par seconde, d'une manière aussi simple que l'échocardiographie 2D permet de visualiser des images 2D. En réalisant une acquisition sur quelques cycles (9 sur les tout derniers prototypes disponibles), et donc en temps légèrement différé, la résolution des images reconstruites s'approche de celle obtenue en échocardiographie 2D. Grâce aux améliorations dont vont assurément bénéficier ces capteurs dans les prochaines années, ils ouvrent donc de larges perspectives dans l'observation temps réel du VG. Par contre, ils nécessitent un matériel coûteux, requièrent une évolution technologique majeure des échographes cardiaques actuels, et demandent des développements logiciels spécifiques pour réaliser des mesures quantitatives précises du VG.

A l'inverse, les sondes rotatives rapides peuvent être connectées simplement à tout échographe quelle que soit sa marque, sans contrainte technique particulière puisqu'elles utilisent un capteur unidimensionnel classique qui acquiert des images 2D. Un tel système est de coût modéré (il repose essentiellement sur la motorisation d'un capteur standard), puisqu'il ne requiert ni capteur ni échographe spécifique, et bénéficie de tous les perfectionnements disponibles sur les échographes cardiaques « haut de gamme » actuels. Avec des vitesses de rotation des capteurs suffisantes, les acquisitions se réduisent à un seul cycle cardiaque (système VG4D), si des algorithmes réellement 4D sont utilisés pour remonter aux informations volumiques des séquences. En temps différé, mais réduit, des mesures quantitatives du VG sont alors disponibles simplement. Ces capteurs présentent donc une solution alternative d'intérêt aux capteurs matriciels. La société Philips Ultrasons a montré son intérêt pour VG4D en mettant gracieusement à disposition du LESI un échographe cardiaque haut de gamme (valeur d'environ 160 k€ [F5]). Connectées à cet échographe, les nouvelles sondes ont fourni des images échographiques de qualité bien supérieure aux prototypes précédents. Ces améliorations techniques ouvrent de nouvelles perspectives concernant la segmentation du VG dans des séquences d'images, qui reste le problème majeur de l'échocardiographie.

3 - Segmentation du ventricule gauche

3.1. Contexte et état de l'art

La qualité standard des images échocardiographiques ne permet pas d'utiliser les algorithmes classiques de segmentation pour déterminer le contour du VG dans une ou des séquences d'images. La Figure 12 montre un exemple de résultat couramment obtenu en utilisant un filtre dérivateur de Sobel (b) sur une image échocardiographique ordinaire (a). Le bruit de type speckle très présent dans l'image empêche de déterminer avec précision les contours du VG. Un pré-traitement par filtrage passe bas moyenneur (Figure 12c) ou gaussien (Figure 12d) améliore les résultats (sans toutefois les rendre exploitables), mais au détriment d'une localisation précise de la paroi du VG. De plus, un réglage fin des paramètres qui fournit les meilleurs résultats sur une image ne convient pas pour d'autres images, même si celles-ci proviennent d'une séquence identique. Des travaux visant à compléter les informations de gradient par une approche régions [34] n'ont pas donné d'amélioration très exploitable des résultats.

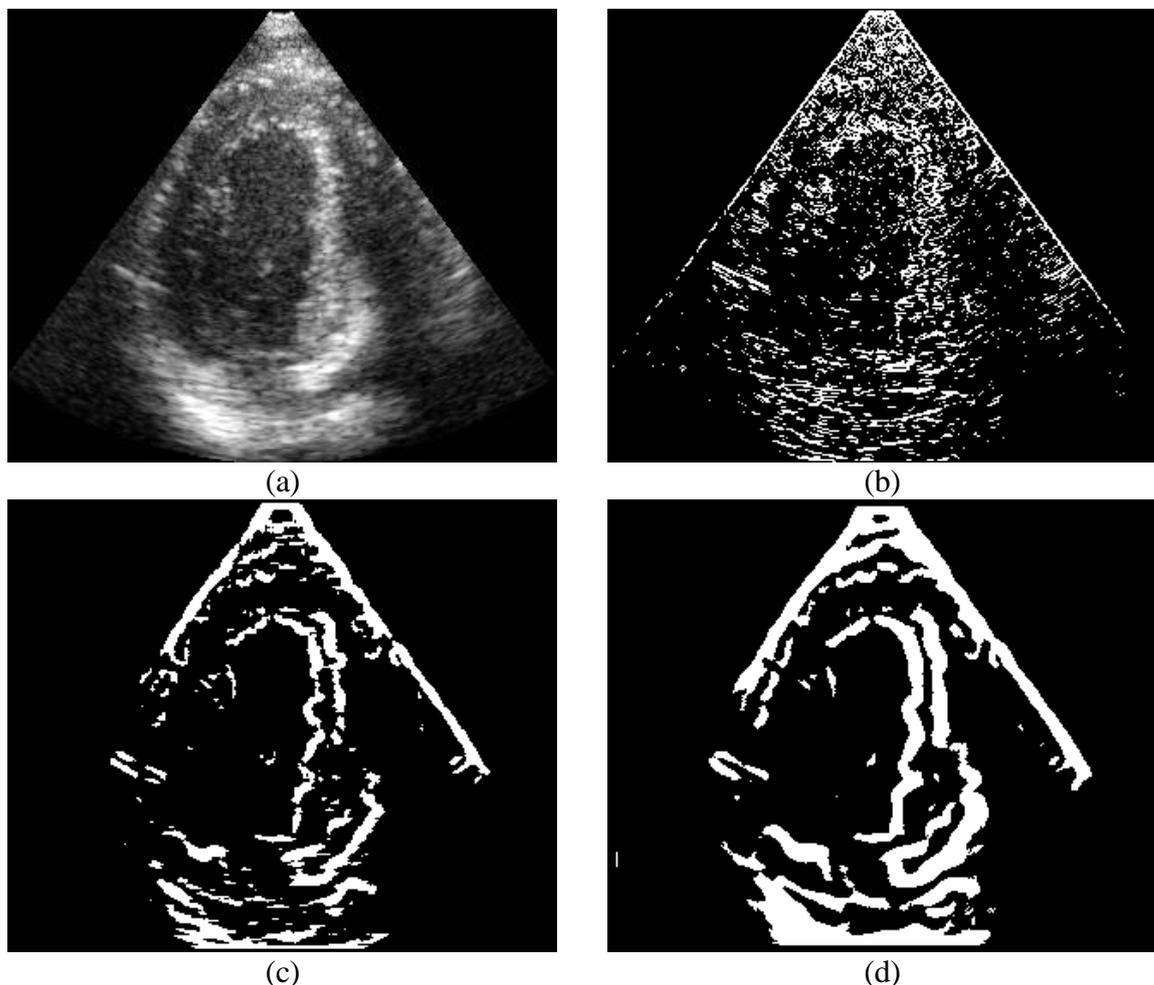


Figure 12 : Exemple de détection des contours d'une image échocardiographique apicale deux cavités (a) par filtrage de Sobel (3x3) puis seuillage ($s=43$), (b) sans prétraitement, (c) avec préfiltrage moyenneur (7x7), (d) avec préfiltrage gaussien ($\sigma=3$).

Les techniques basées sur des traitements locaux bas niveau ne peuvent donc pas suffire pour déterminer automatiquement les contours du VG. Ceci est d'autant plus vrai que plusieurs contours du VG intéressent les cardiologues : contours épicardiques (externe), contours

endocardiques (interne), prenant ou non en compte les muscles papillaires⁵. Devant ces difficultés, les premiers travaux en échographie 3D se limitaient généralement à des mesures des volumes du VG obtenus à partir de tracés manuels nombreux et fastidieux des parois cardiaques [35] [36].

3.1.1 Approches modèles

Pour faire face aux limites des techniques classiques de segmentation en échographie, il paraît indispensable d'utiliser le maximum d'informations *a priori* sur la structure des contours recherchés. A ce titre, tous les contours du VG répondent à des caractéristiques bien connues. Ils sont :

- de formes prévisibles : circulaires pour les contours transversaux (coupes parasternales), ellipsoïdales pour les contours longitudinaux (coupes apicales 2 ou 4 cavités),
- réguliers et sans discontinuité : même les cœurs les plus pathologiques restent de forme régulière, les différences s'exprimant principalement par des variations d'échelle,
- fermés : les frontières qui n'apparaissent pas du fait de l'incidence des faisceaux ultrasonores existent et doivent donc être complétées.

De plus, la position des contours est bien souvent connue dans l'image, les cardiologues ayant l'habitude de les placer au centre de l'image.

Toutes ces raisons font que les approches modèles ont été privilégiées tant dans les laboratoires que dans l'industrie pour déterminer les contours du VG dans les images échographiques. Parmi les nombreux modèles proposés dans la littérature, trois familles sont principalement utilisées en échocardiographie pour segmenter les images : les modèles paramétriques, les modèles élastiques et les modèles stochastiques. Plus anciens, les modèles rigides sont souvent délaissés en raison de leur grande sensibilité au bruit.

3.1.1.a Modèles paramétriques

Les modèles paramétriques, qui reposent sur la description des contours par des fonctions simples, ont été les premiers modèles utilisés en échocardiographie. En raison de leur simplicité, ils ont été appliqués dès le développement de l'échographie numérique pour déterminer les contours du VG dans des images bidimensionnelles, puis ils ont été étendus pour extraire les surfaces du VG dans des images tridimensionnelles.

En 2D, le VG est le plus souvent décrit par des cercles ou des ellipses, complets ou partiels [37]. En 3D, les modèles les plus simples sont sphériques, cylindriques ou ellipsoïdaux. Des modèles plus complexes mais plus proches de la réalité sont obtenus en combinant ces figures géométriques [38] ou bien encore en les déformant [39]. Paradoxalement, les modèles paramétriques issus des superquadriques [40], bien que très utilisés en imagerie médicale [41] [42], sont assez peu présents en échographie [43].

Les modèles paramétriques sont utilisés avec deux stratégies opposées. Lorsque les modèles sont simples, ils comportent peu de paramètres à estimer, mais ne sont pas assez complexes pour restituer les contours ou les volumes du VG avec toute la précision nécessaire. Pour mieux s'approcher des données, un ultime processus de déformation sans

⁵ Muscles qui relient à l'intérieur des ventricules cardiaques les valves mitrales (ventricule gauche) ou tricuspides (ventricule droit) à l'endocarde pour contrôler l'ouverture et la fermeture de ces valves et permettre le remplissage et l'expulsion du sang par les ventricules.

contrainte est appliqué au modèle, ce qui conduit parfois à des résultats peu conformes à la réalité. Inversement, des modèles plus complexes sont plus précis, mais nécessitent l'ajustement de nombreux paramètres (par exemple une centaine dans le cas des superquadriques), ce qui entraîne des temps de calcul incompatibles avec des analyses en temps réel.

3.1.1.b Modèles élastiques

Par rapport aux modèles paramétriques, les modèles élastiques permettent l'étude d'une plus grande variété de formes. Parmi les modèles élastiques, les contours actifs (continus [44] ou discrets [45]) présentent un atout majeur pour l'échographie [46]. En effet, les informations *a priori* sont intégrées très simplement dans le modèle. A partir d'une initialisation grossière, le contour actif est déformé itérativement dans l'image sous l'action de forces locales. A chaque itération, une énergie est associée au modèle ; le contour est déformé de manière à minimiser cette énergie. La segmentation correspond alors à un état d'équilibre du modèle.

En intégrant une connaissance *a priori* de la structure géométrique des objets, les contours actifs sont particulièrement efficaces pour segmenter des images très bruitées. Bien que très intéressants, ils présentent cependant deux inconvénients importants. Tout d'abord, les résultats obtenus dépendent de l'initialisation, et ne sont généralement satisfaisants que si celle-ci est assez proche de la solution (cet inconvénient est limité dans le cas du suivi d'un contour dans une séquence d'images, à condition que le contour recherché évolue peu d'une image à l'autre). De plus, le choix des paramètres du modèle reste souvent empirique et très fortement conditionné aux acquisitions : seule une série d'essais répétés permet de les fixer.

Des travaux importants ont été menés pour limiter les inconvénients des contours actifs appliqués aux images échocardiographiques. Il a par exemple été montré que l'association des contours actifs à des représentations multi échelle [47] permet de réduire la dépendance des contours actifs vis à vis de l'initialisation. D'autre part, la détermination automatique des paramètres du modèle a été étudiée pour résoudre le délicat problème de leur réglage [48], [49], [50]. De même, des forces supplémentaires ont été introduites pour éviter les instabilités numériques obtenues en l'absence de contours [51]. En dépit d'avancées très significatives, la robustesse et la complexité de ces traitements sont telles qu'il n'est pas encore envisageable de les utiliser en routine pour des examens cliniques.

3.1.1.c Modèles stochastiques

Les modèles stochastiques (analyse bayésienne) généralisent les approches précédentes. Ils ont montré leur capacité à modéliser des formes génériques puisqu'ils intègrent facilement des informations connues sur les formes à détecter. Ils sont donc très utilisés pour segmenter des images médicales [52] [53]. En échocardiographie, ces modèles ont quelquefois été utilisés pour déterminer la paroi du VG [54], et aussi pour limiter le bruit dans les images [55].

3.1.2 Autres approches

D'autres approches ont été adoptées pour déterminer les contours du VG dans des séquences échocardiographiques. On peut par exemple citer les approches à base de logique floue [56], de réseaux de neurones [57] [58] [59], de flot optique [60] [61] [62], etc.

3.2. Contribution au domaine

Inscrits dans la thématique des modèles dynamiques déformables, les travaux que j'ai menés sur la modélisation des contours du VG visent à restituer des portions absentes (frontières virtuelles) ou déformées de ces contours sur des images échocardiographiques 2D. Du point de vue médical, l'approche modèle répond parfaitement au cahier des charges défini par les cardiologues qui sont plus intéressés par une représentation 4D du VG qui rend compte du mouvement, même grossièrement, que par une représentation 2D qui fournit les détails précis des contours. Les périodicités spatiales (contour convexe fermé du VG) et temporelle (cycle cardiaque) du problème ont naturellement orienté mon choix vers les modèles de Fourier.

3.2.1 Modélisation paramétrique des contours du VG

3.2.1.a Paramètres du modèle

Soit un contour initial, continu et fermé, et son développement polaire $\rho(\theta)$ ($0 \leq \theta < 2\pi$) à partir d'une origine interne à celui-ci. Ce contour est complètement défini par l'échantillonnage $\{\rho_n = \rho(n\Delta\theta)\}$, avec $0 \leq n < N$ et $\Delta\theta = 2\pi/N$, lorsque N est choisi pour vérifier strictement le critère de Shannon-Nyquist. Il est aussi complètement défini par ses M coefficients de Fourier complexes $\{C_0, \dots, C_{M-1}\}$, avec $M = (N + \xi)/2$ où $\xi = 1$ si N est impair et $\xi = 2$ si N est pair. Ces M coefficients se déduisent directement des M premières valeurs $\{S_0, \dots, S_{M-1}\}$ de la transformée de Fourier de la séquence $\{\rho_n\}$, $0 \leq n < N$, par les relations simples :

$$\begin{cases} C_m = \frac{S_m}{N} & \text{pour } 0 \leq m < M-2 \\ C_m = \frac{1}{\xi} \frac{S_{M-1}}{N} & \text{pour } m = M-1 \end{cases}, \quad (1)$$

avec :

$$S_m = \sum_{n=0}^{N-1} \rho_n e^{-i2\pi \frac{nm}{N}}. \quad (2)$$

On montre que la partie réelle de la transformée de Fourier inverse de la séquence de dimension N définie par $\{C_0, 2C_1, \dots, 2C_{M-2}, 2C_{M-1}, 0, \dots, 0\}$ n'est rien d'autre que l'échantillonnage idéal $\{\rho_n\}$, $0 \leq n < N$, du contour :

$$\rho_n = C_0 + \sum_{m=1}^{M-1} 2C_m e^{+i2\pi \frac{nm}{N}}. \quad (3)$$

En tronquant la somme précédente aux K premiers coefficients de Fourier complexes, $0 < K < M-1$, on définit l'échantillonnage ρ_n^K d'un contour qui correspond à la meilleure approximation de ρ_n au sens des moindres carrés :

$$\rho_n^K = C_0 + \sum_{m=1}^{K-1} 2C_m e^{+i2\pi \frac{nm}{N}}. \quad (4)$$

Le développement polaire du contour dépend du choix de l'origine interne utilisée. Toutes choses étant égales par ailleurs, on obtient une compression des coefficients de Fourier

vers les basses fréquences lorsqu'on choisit pour origine le centre du plus grand cercle moindres carrés du contour. Le choix de cette origine centrale permet de diminuer le nombre des coefficients conservés, et donc de réduire au maximum le nombre de paramètres du modèle.

Ainsi, les K premiers coefficients de Fourier conservés sont les paramètres du modèle. La Figure 13 montre des résultats obtenus sur un contour de synthèse du VG, en conservant respectivement 4 et 8 coefficients de Fourier complexes.

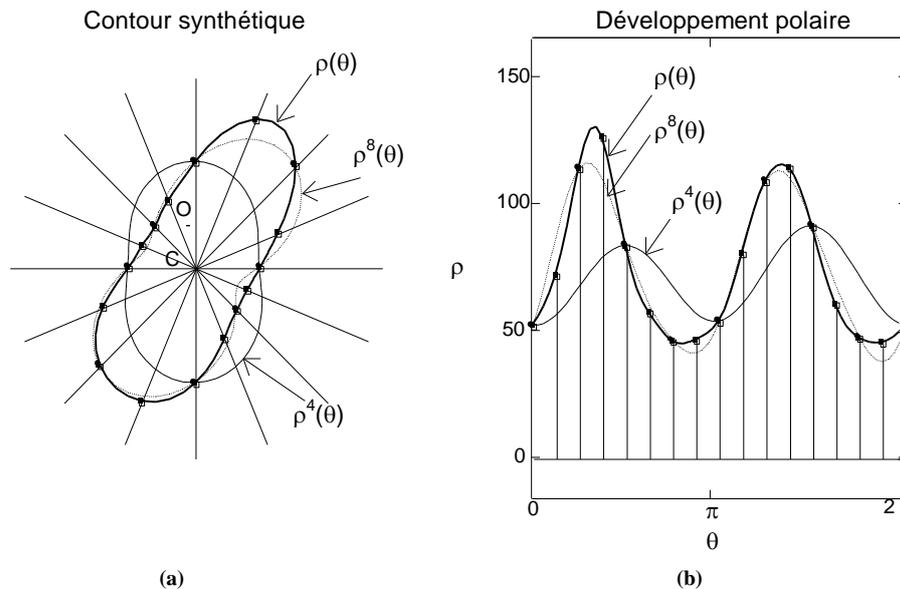


Figure 13 : Modélisation de Fourier d'un contour synthétique $\rho(\theta)$. (a) : contour synthétique $\rho(\theta)$ et contours $\rho^4(\theta)$ et $\rho^8(\theta)$ obtenus par sous-échantillonnage de $\rho(\theta)$. (b) : développements polaires des contours $\rho(\theta)$, $\rho^4(\theta)$ et $\rho^8(\theta)$.

On aboutit ainsi à une modélisation simple et robuste qui est économe en paramètres et présente quatre avantages essentiels pour la restitution 4D du VG :

- interprétation géométrique aisée des paramètres, utile pour le diagnostic : le centre du VG, son rayon moyen, 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 ligne de tir est tangente à la paroi du VG) ou lorsque l'image tomographique contient les valves mitrales (connexion auriculo-ventriculaire),
- possibilité de modéliser des parois qui n'apparaissent pas comme des contours au sens du traitement d'image (paroi externe du VG) ou, au contraire, de ne pas tenir compte d'éléments perturbateurs (piliers cardiaques) relativement à une analyse globale du VG,
- possibilité de choisir sans contrainte le nombre d'échantillons du contour recherché par interpolation de Shannon circulaire entre un nombre d'échantillons angulairement équirépartis qui n'est pas une puissance entière de deux.

Ces résultats ont fait l'objet de plusieurs communications à des congrès [A'1] [A'2] [A'3] [A'4] [C1] [C2]. Après avoir mesuré l'impact, auprès des médecins et des traiteurs d'images, de la proposition d'un nouveau modèle nommé SFDP [Série de Fourier du Développement Polaire] pour les contours du VG, il a été exposé peu après dans deux articles [A1] [A2].

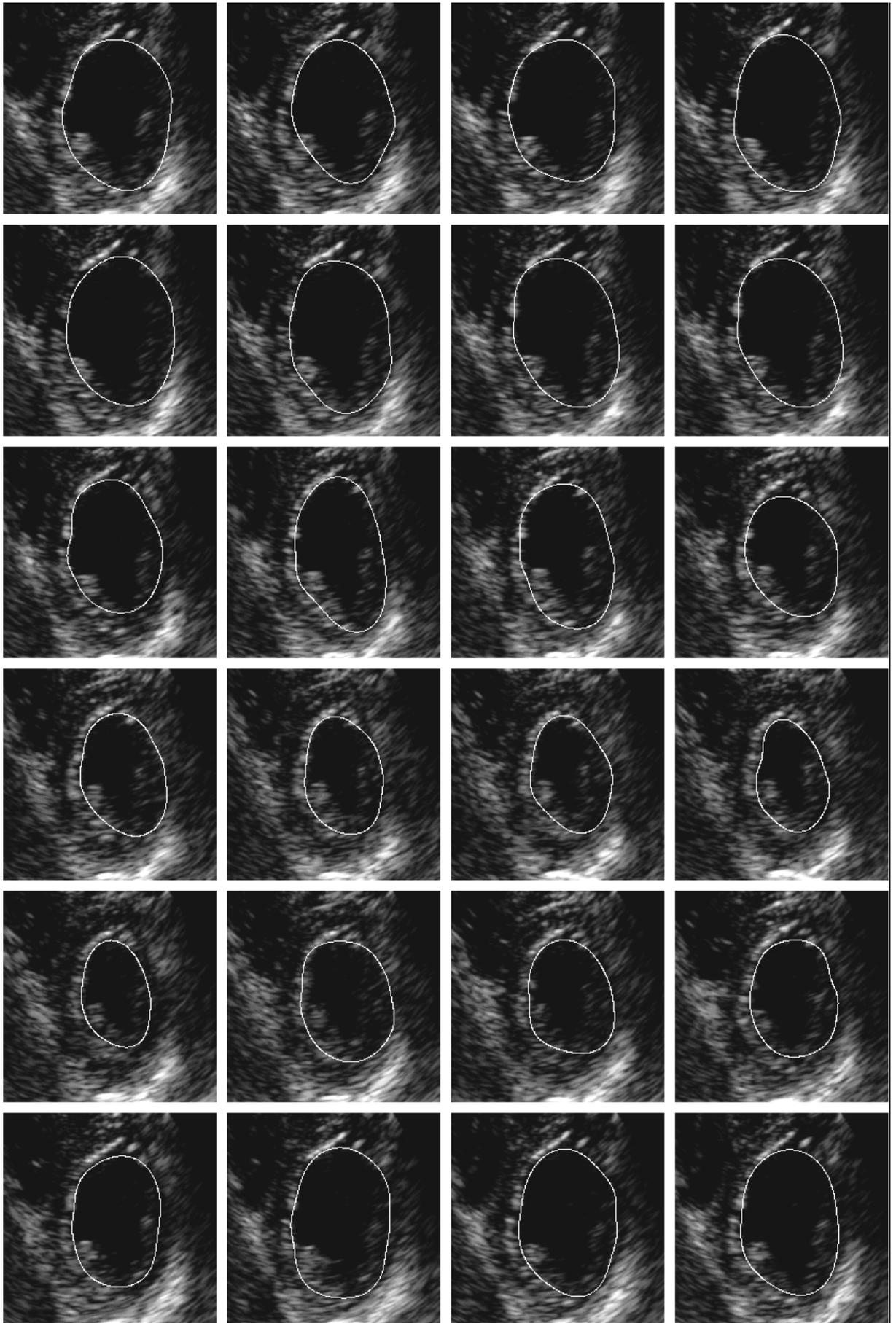


Figure 14 : Exemple de contours parasternaux du VG modélisés par modèle SFDP.

3.2.1.b Interpolation de Shannon

Un avantage du modèle SFDP est d'être bien adapté pour fournir par interpolation de Shannon autant d'échantillons du contour recherché que nécessaire. On a en effet la relation bien connue :

$$\rho(\theta) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \rho_n^\infty \omega^\infty(\theta, n, N), \quad (5)$$

avec
$$\omega^\infty(\theta, n, N) = \text{sinc} \left[N \left(\frac{\theta}{2} - \pi \frac{n}{N} \right) \right] \text{ où } \text{sinc}(\cdot) = \frac{\sin(\cdot)}{(\cdot)}, \quad (6)$$

où ρ_n^∞ représente l'infinité d'échantillons périodisés-N de $\rho(\theta)$, $\rho_n^\infty = \rho^\infty(n\Delta\theta)$ avec $-\infty < n < +\infty$, tels que $\rho_n^\infty = \rho_{n \bmod N}$. La reconstruction de $\rho(\theta)$ nécessite, pour chaque valeur de θ , avec $0 \leq \theta \leq 2\pi$, le calcul d'une somme infinie de valeurs $\{\rho_n^\infty\}$ pondérées par les classiques sinus cardinaux.

On montre que la reconstruction peut être simplifiée en ne considérant que les seuls N échantillons $\{\rho_n\}$ sur une période qui correspond à un tour de contour :

$$\rho(\theta) = \sum_{n=0}^{N-1} \rho_n \omega^N(\theta, n, N), \quad (7)$$

avec
$$\omega^N(\theta, n, N) = \frac{(-1)^n}{N} \sin \left(N \frac{\theta}{2} \right) \mathbf{F}_N \left(\frac{\theta}{2} - \pi \frac{n}{N} \right), \quad (8)$$

où $\mathbf{F}_N(\cdot) = \cotan(\cdot) = \tan^{-1}(\cdot)$ si N pair, et $\mathbf{F}_N(\cdot) = \text{cosec}(\cdot) = \sin^{-1}(\cdot)$ si N impair. L'interpolation de Shannon circulaire ainsi mise à jour consiste donc à remplacer la somme infinie des échantillons $\{\rho_n^\infty\}$ pondérés avec des sinus cardinaux, par une somme des seuls N échantillons $\{\rho_n\}$ pondérés par une nouvelle fonction.

D'un point de vue calculatoire, on peut rappeler que l'interpolation de Shannon circulaire peut se calculer au moyen de transformées de Fourier discrètes (TFD). En effet, l'équation (5) n'est rien d'autre que la convolution de l'échantillonnage avec une fonction sinus cardinal, ce qui correspond à une simple multiplication par une porte dans le domaine fréquentiel. Ainsi, en complétant les N valeurs $\{C_0, 2C_1, \dots, 2C_{M-2}, 2C_{M-1}, 0, \dots, 0\}$ par L échantillons nuls (zero-padding), on obtient simplement par transformée de Fourier inverse N+L valeurs du contour $\{\rho_n^K\}$, $0 \leq n < N+L$.

Lorsque les échantillons équidistants d'un signal sont déplacés autour de leur position d'origine, les formules de l'interpolation restent valables, sous certaines hypothèses : la limite du déplacement des échantillons ne doit pas dépasser $\pm 1/4$ du pas d'échantillonnage, autour de cette valeur. Chaque échantillon $\{\rho_n\}$ peut donc évoluer à une position θ_n , située dans l'intervalle $[\Delta\theta(n-1/4), \Delta\theta(n+1/4)]$. On aboutit alors aux équations suivantes :

$$\rho(\theta) = \sum_{n=0}^{N-1} \rho_n \omega_n^N(\theta, n, N), \quad (9)$$

$$\text{avec } \omega_n^N(\theta, n, N) = \begin{cases} \prod_{\substack{p=0 \\ p \neq n}}^{N-1} \frac{\sin[N(\theta/2 - \theta_p/2)]}{\sin[N(\theta_n/2 - \theta_p/2)]} \cdot \cos[N(\theta/2 - \theta_p/2)] & \text{si } N \text{ pair,} \\ \prod_{\substack{p=0 \\ p \neq n}}^{N-1} \frac{\sin[N(\theta/2 - \theta_p/2)]}{\sin[N(\theta_n/2 - \theta_p/2)]} & \text{si } N \text{ impair.} \end{cases} \quad (10)$$

Le fait de faire évoluer les échantillons autour d'une position d'origine permet de s'affranchir de la régularité des échantillonnages ; c'est particulièrement intéressant dans le cas de la modélisation et de l'interpolation des contours du VG.

3.2.2 Suivi du contour du VG dans des séquences d'images tournantes

Après avoir défini un modèle pour les contours du VG, son évolution pendant un cycle cardiaque a été étudiée pour déterminer automatiquement les contours de toutes les images d'un cycle à partir d'un contour initial. Parmi toutes les possibilités pour obtenir ce contour initial, celle qui consiste à demander un tracé manuel à un expert a été privilégiée. Bien qu'il soit possible d'imaginer des algorithmes entièrement automatiques, l'intervention du médecin permet d'introduire des informations *a priori* dans les algorithmes, en précisant la nature du contour à rechercher : paroi ventriculaire externe (épicarde) ou interne (endocarde), incluant ou non les piliers cardiaques (muscles papillaires).

La méthode proposée pour suivre l'évolution du premier contour tracé par le médecin est récurrente : pour chaque image dont il faut extraire le contour, le contour modélisé de l'image précédente est utilisé comme donnée initiale. D'une image à l'autre, le déplacement du contour est estimé le long de rayons $\{\rho_n\}$, $0 \leq n < N$, angulairement équidistants par comparaison des courbes de niveaux de gris des images précédente et courante au voisinage de ces rayons.

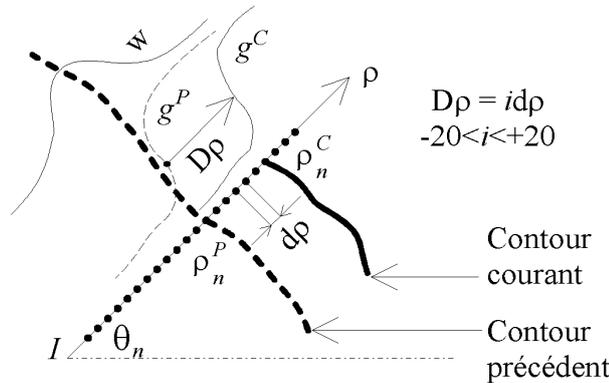


Figure 15 : Principe du suivi du contour du VG.

Pour chaque échantillon, on relève sur l'image précédente la distance ρ_n^P de l'échantillon au centre du contour, ainsi que la ligne de niveau de gris g_n^P dans une direction $\theta_n = n\Delta\theta = 2\pi n/N$. Sur l'image courante, la ligne de niveau de gris g_n^C correspondante est extraite dans la même direction et à partir du même centre. On se ramène ainsi à un problème classique de traitement du signal : estimer le décalage entre deux signaux unidimensionnels fortement bruités, comme en détection radar. Pour le résoudre, un algorithme basé sur l'intercorrélation des lignes de niveaux de gris lissées (Figure 16) a été utilisé [A'5] [C6]. Le maximum de la fonction d'intercorrélation :

$$\max(r_{k,n}) = \max\left(\sum_i \omega_i g_{i,n}^P g_{i-k,n}^C\right) \quad (11)$$

correspond à l'estimation du décalage du contour de l'image précédente, où $\{\omega_i\}$ représente une fenêtre de pondération centrée sur le contour de l'image précédente. Si le décalage du maximum de la fonction d'intercorrélation est de quelques unités (i.e. quelques distances inter-pixels), celui-ci est assimilé au déplacement radial du contour. Sinon, on considère que la recherche de ce déplacement a été infructueuse. Repris par la société Philips Ultrasons, ces travaux ont servi à enrichir un logiciel propriétaire de suivi de contour du VG (HDI Lab).

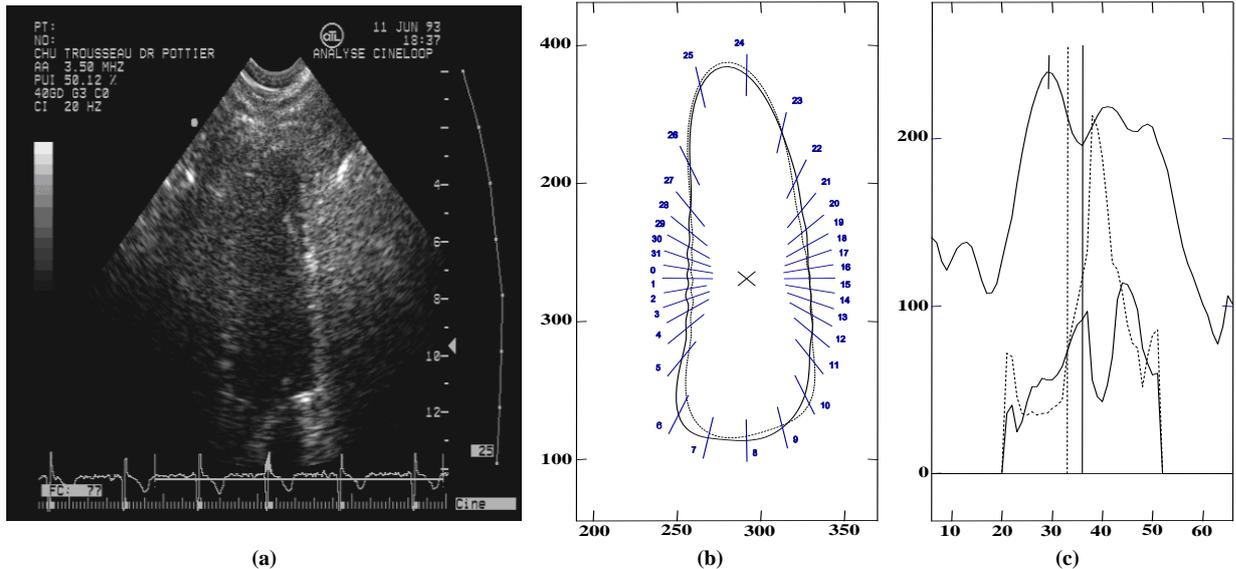


Figure 16 : Intercorrélation ((c), courbe du haut) des courbes de niveaux de gris ((c), courbes du bas) de deux contours successifs du VG (b), dans une direction donnée, pour une image typique (a).

Pour pouvoir fonctionner sur des images acquises à haute cadence d'acquisition, l'algorithme précédent a dû être adapté. En effet, avec une vitesse importante de rotation du capteur, la variation angulaire (environ 60° pour 8 tours par seconde et 40 images par cycle) entre deux images successives, conduit à des plans anatomiques peu corrélés. Des essais réalisés en utilisant une image sur trois n'ont pas été plus concluants. C'est pourquoi un modèle simple de déformation des contours du VG au cours du temps a été introduit. Basé sur une évolution périodique des contours (au cours du cycle cardiaque), il permet de garantir la convergence de l'algorithme de suivi en remplaçant un problème avec des conditions initiales (contour manuel de départ) par un problème avec des conditions aux limites (les contours du VG en début et en fin de cycle sont identiques). Dans le cas d'images extrêmement bruitées, il est même possible de demander à l'opérateur un tracé supplémentaire qui restreint l'espace d'évolution des contours.

3.2.3 Modèles dynamiques

Parallèlement à cette approche pragmatique, des travaux comparatifs ont été conduits dans le cadre de la thèse de Claudia Bonciu [G1] pour segmenter les contours du VG. Une détection automatique des contours a été obtenue sur des images 2D en composant un modèle harmonique et un modèle actif. Le modèle harmonique associe de manière équivalente des contours discrets et des contours continus du VG, en utilisant un nombre minimal de paramètres. Le modèle actif déforme les contours discrets, en fonction d'informations présentes dans les images échographiques et d'informations *a priori* sur la

forme et la régularité des contours qui doivent être obtenus (Figure 17). Une analyse des problèmes rencontrés dans la détection classique de contours a fait choisir une modélisation par contours actifs discrets plutôt que continus. Une extension du cas 2D aux dimensions 3D et 4D a même été envisagée par la suite, mais il ressort de ces travaux que les résultats obtenus n'étaient pas assez fiables pour un suivi en temps réel avec des données aussi bruitées que celles dont nous disposons.

La segmentation automatique en temps-réel des images échocardiographiques reste un problème encore ouvert, et une des conditions essentielles de succès consiste à disposer d'images d'excellente qualité. C'est une des raisons pour lesquelles j'ai renoué des contacts avec la Société ATL/Philips en 2000, afin de disposer d'images échographiques de qualité, acquises sur un échographe cardiaque haut de gamme. Actuellement, la méthode basée sur la modélisation de l'évolution des contours du VG a été implantée dans le logiciel utilisé par les médecins du CHR d'Orléans et du CHU Trousseau de Tours, pour procéder aux validations cliniques du protocole de restitution 4D du VG en utilisant le meilleur échographe cardiaque de cette société.

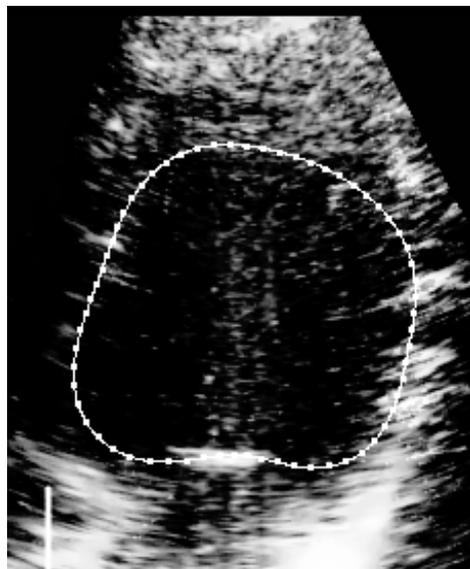


Figure 17 : Exemple de contour du VG obtenu par évolution temporelle du modèle actif.

3.3. Conclusion

J'ai choisi de ne présenter dans ce chapitre que des travaux consacrés à la segmentation et à la modélisation des contours du VG dans des images 2D. Cette présentation, qui décrit des travaux anciens (1990-1996), m'a semblé nécessaire pour insister sur l'intérêt de la modélisation 2D SFDP des contours du VG :

- implantation d'algorithmes rapides,
- volonté de proposer au praticien une visualisation habituelle « contour sur image 2D » pour valider des algorithmes de suivi,
- interprétation physique des coefficients du modèle.

En raison du grand nombre de données manquantes, les modèles 3D classiques sont difficiles à utiliser pour segmenter des images acquises par sonde tournante rapide pendant un seul cycle cardiaque. Le modèle SFDP a montré son intérêt en 2D puisqu'il a été implanté avec succès dans la chaîne de traitement VG4D. Bien évidemment, ces résultats obtenus en 2D m'ont été utiles pour développer des modèles 3D et 4D de surfaces statiques

ou dynamiques utilisables avec des données disponibles en quantité limitée. La section suivante présente les travaux que j'ai menés dans ce domaine.

4 - Interpolations spatio-temporelles

4.1. Contexte et état de l'art

La majorité des modèles 3D et même 4D du VG décrits dans la littérature permet d'estimer la position de ses parois en présence de données très bruitées. La précision des résultats obtenus dépend directement de la qualité et du nombre des données disponibles. Si les modèles fournissent des résultats même lorsque certaines données ne sont pas disponibles (frontières virtuelles), ils nécessitent une quantité minimale d'informations sur lesquelles ils peuvent s'appuyer. C'est la raison pour laquelle ces modèles sont principalement appliqués à des modalités d'imagerie médicale qui fournissent directement des images 3D.

En l'absence de données 3D acquises en temps réel, l'alternative retenue consiste à accumuler des données acquises sous des incidences différentes pendant des durées longues, puis à les regrouper (au prix d'hypothèses simplificatrices) dans un intervalle temporel réduit (un cycle cardiaque par exemple). En échocardiographie, les dispositifs de repérage spatial présentés dans la section 2 ouvrent la voie à de telles analyses. C'est ainsi que des méthodes semi-automatiques [63] [64] et même automatiques [65] [66] ont vu le jour pour extraire la surface du VG qui se déforme au cours du temps, à partir d'images échographiques acquises par sonde tournante lente synchronisée à l'électrocardiogramme du patient. Si la plupart des techniques utilisent des modèles 3D ajustés à des données 3D indépendantes, certaines proposent des modèles 4D qui prennent réellement en compte les informations temporelles des séquences [67] [68] [69].

Les travaux que je présente dans cette section, et sur lesquels repose principalement le protocole VG4D, ne peuvent être directement comparés aux travaux classiques réalisés sur les modèles 3D ou 4D. En effet, l'utilisation de données acquises avec une sonde tournante (non synchronisée à l'électrocardiogramme du patient) pendant un seul cycle cardiaque introduit des conditions très particulières. On ne dispose que de quelques coupes d'un organe dynamique acquises à des instants différents (puisque le cœur se déforme au cours du temps) pour réaliser les reconstructions. Cette acquisition sur un seul cycle est justifiée par tous les bénéfices médicaux qu'entraînent des acquisitions courtes (détaillés page 47), ainsi que par la possibilité de réaliser des traitements en temps réel (éventuellement légèrement différé) à partir de données acquises « à la volée », en continu (lorsque les performances des matériels de traitement le permettront).

Dans le cas d'acquisitions courtes, le problème à résoudre se ramène tout autant à un problème d'interpolation de surfaces à partir d'un nombre limité de données [70] qu'à un problème de modélisation. Des travaux ont déjà été menés sur l'étude de la forme et du mouvement du cœur à partir des données lacunaires [71] [72], mais ils se rapprochent plus du domaine des modèles globaux que des travaux présentés ici. C'est pourquoi j'ai préféré séparer ces travaux de ceux décrits dans la section précédente.

Dans la suite, je présenterai dans un premier temps une technique utilisée pour reconstruire une séquence d'images 3D à partir de l'accumulation de données acquises par sonde tournante pendant un cycle cardiaque. Puis je décrirai la méthode d'interpolation spatio-temporelle mise au point pour extraire la surface du VG qui se déforme au cours du temps, à partir des données lacunaires acquises par sonde tournante pendant un cycle cardiaque.

4.2. Reconstruction d'images échographiques 3D

L'objectif est d'utiliser les images acquises par sonde tournante pour reconstruire une séquence d'images 3D du VG pendant un cycle cardiaque. L'intérêt de ces travaux est triple :

- du point de vue industriel, ils fournissent des images comparables à celles obtenues avec les sondes matricielles, avec une technologie plus simple à mettre en œuvre et pour un coût réduit,
- du côté médical, ils permettent de repérer plus directement les structures anatomiques au voisinage des surfaces du VG reconstruites par le protocole VG4D en superposant celles-ci à des images 3D (plutôt qu'à des images 2D acquises avec la sonde tournante),
- enfin, sur le plan scientifique, ils permettent de tester les nombreux travaux réalisés en échocardiographie sur les modèles déformables multidimensionnels, et de comparer les reconstructions obtenues avec celles fournies par le protocole VG4D.

Avec des sondes tournant à 8 tours par seconde et des cadences d'acquisition d'images de 128 images par seconde, 8 images sont acquises pendant un demi-tour en $1/16^{\text{ème}}$ de seconde. En faisant l'hypothèse d'une fréquence cardiaque d'environ 60 battements par minute (soit un cycle cardiaque par seconde), on peut reconstruire 16 images volumiques du VG par cycle cardiaque en supposant que les 8 images d'un demi-tour sont acquises au même instant. Le problème revient alors à reconstruire par interpolation une image 3D à partir de 8 images acquises à des distances angulaires approximatives de $22^{\circ}5$, ce qui est compatible avec le niveau de précision des reconstructions requis par les médecins.

Pendant l'acquisition d'une image par sonde tournante rapide, le déplacement global du faisceau ultrasonore est composé d'un mouvement angulaire classique $\alpha(t)$ superposé à une rotation $\varphi(t)$. La trajectoire du faisceau décrit une surface réglée conique, comme indiqué à la Figure 18.

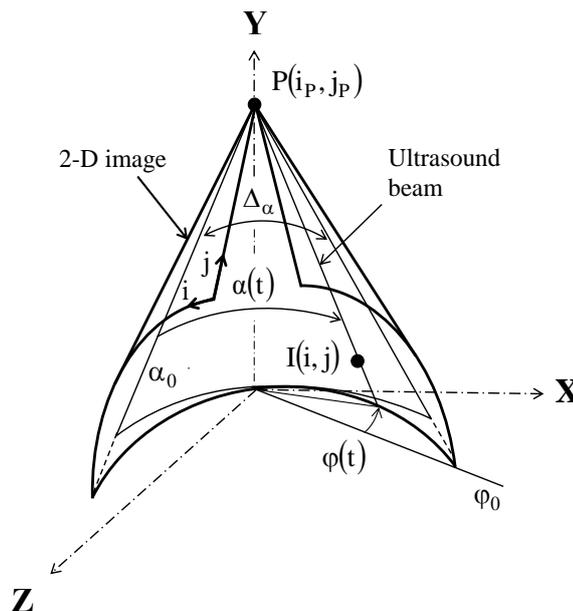


Figure 18 : Déplacement global du faisceau ultrasonore pendant l'acquisition d'une image échographique par sonde tournante rapide.

Le problème revient à exprimer les coordonnées des pixels $I(i, j)_{N^2}$ des images 2D acquises par l'échographe dans un espace 3D $I(x, y, z)_{\mathbb{R}^3}$ en utilisant l'équation :

$$(x, y, z) = f(i, j) \Leftrightarrow \begin{cases} x = (j_p - j) \cdot \cos[\varphi(t)] \\ y = i_p - i \\ z = (j_p - j) \cdot \sin[\varphi(t)] \end{cases}, \quad (12)$$

Dans cette équation, (i_p, j_p) représentent les coordonnées du capteur dans les images 2D, $\varphi(t)$ correspond à l'angle de rotation de la sonde (mesuré par codeur optique) pendant l'acquisition des images.

$$\varphi(t) = \frac{2\pi}{T_\varphi} \cdot t + \varphi_0, \quad (13)$$

où T_φ est la période de rotation de la sonde et φ_0 sa position angulaire au début de l'acquisition des images.

Une fois les pixels $I(i, j)_{N^2}$ localisés dans l'espace 3D $I(x, y, z)_{\mathbb{R}^3}$, un niveau de gris $\hat{I}(i, j, k)_{N^3}$ est affecté à chaque position entière (i, j, k) de l'image 3D par interpolation entre les K pixels connus les plus proches.

La Figure 19 présente une image 3D (b) reconstruite en regroupant 8 images (a) à un instant du cycle cardiaque. Avec cette méthode, jusqu'à 16 images 3D ($257 \times 320 \times 320$) peuvent être calculées en moins de 5 minutes sur un ordinateur PC classique. Une application a été développée pour visualiser l'évolution des images 3D reconstruites en fonction du temps. Des coupes particulières sont observées en déplaçant les plans parallèles aux faces du cube de données. Pour améliorer les précisions des reconstructions, il est possible de superposer des images acquises sur quelques cycles cardiaques.

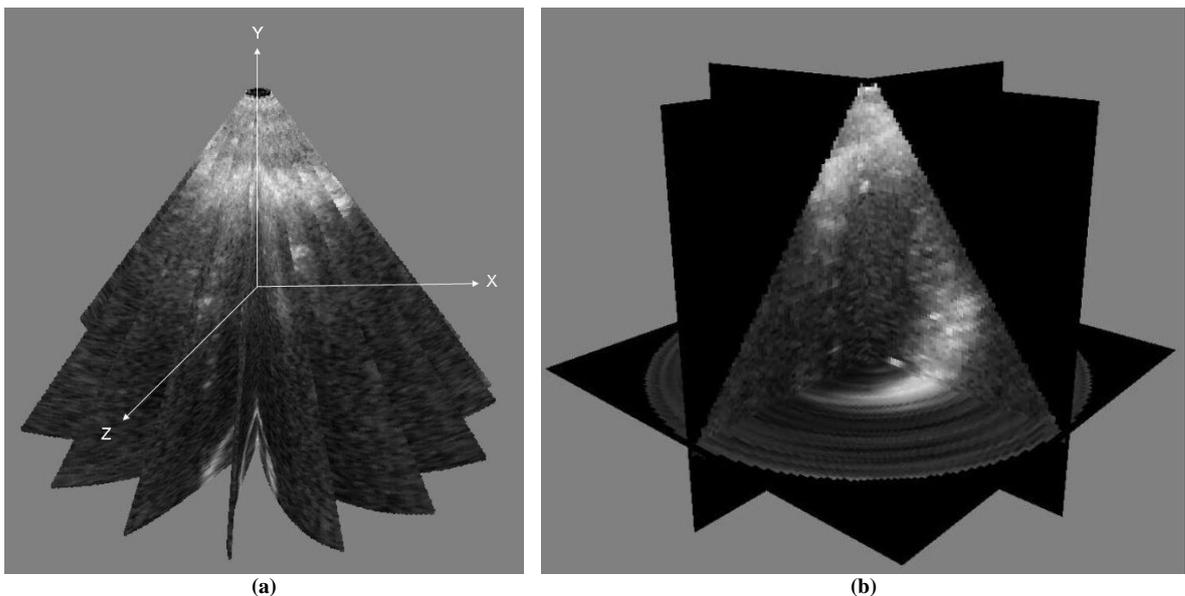


Figure 19 : Reconstruction d'une image 3D à partir de 8 images acquises par sonde tournante.

Ces travaux ont été initiés lors du séjour de 6 mois que j'ai effectué en 1997 dans l'équipe du Professeur James Duncan (Université de Yale) [H1], avec lequel j'ai travaillé sur des

algorithmes d'interpolation d'images obtenues avec des sondes échographiques trans-œsophagiennes à rotation lente et synchronisée à l'ECG. Ces travaux ont été repris et adaptés aux sondes tournantes rapides trans-thoraciques [G11]. Ils ont fait l'objet d'une publication [A10]. Il faut remarquer cependant que les images 3D sont reconstruites indépendamment les unes des autres, par accumulation de données 2D supposées acquises à des instants identiques. On se trouve donc dans le cas des reconstructions en pseudo 4D déjà mentionnées. Disposer d'images 3D du VG à différents instants d'un cycle cardiaque permet d'envisager d'appliquer les algorithmes et les modèles multidimensionnels développés pour déterminer l'enveloppe du VG. Il serait intéressant de tester ces méthodes sur les images 3D reconstruites à partir des sondes tournantes rapides VG4D. Des travaux devraient débiter dans cette direction.

4.3. Reconstruction 4D de surfaces du VG

Pour reconstruire l'enveloppe du VG à partir d'images obtenues avec une sonde tournante en un cycle cardiaque, il faut mettre au point des méthodes spécifiques puisqu'on ne dispose pas de toutes les informations nécessaires à une reconstruction directe (le cœur bat pendant que la sonde tourne). L'amélioration des performances des prototypes VG4D (qui atteignent maintenant des vitesses de rotation de plus de 8 tours par seconde), permet en revanche de restituer les déformations volumiques du VG en utilisant des données acquises pendant des durées de l'ordre de la seconde. Ces innovations placent aujourd'hui l'échographie comme concurrent direct des autres modalités qui nécessitent une synchronisation sur l'électrocardiogramme du patient. Pionnière dans la réalisation de sondes tournantes, l'équipe VG4D a développé un algorithme de reconstruction basé sur des techniques d'interpolation simples et rapides, robustes et éprouvées, par transformée de Fourier [A5] [A7] [A'6] [C7] [C9].

Du point de vue du traitement du signal, la réalisation d'acquisitions en nombre suffisant sur une période de signal (un cycle cardiaque) a permis de développer une modélisation harmonique quadri-dimensionnelle des déformations volumiques du VG. L'idée principale utilise les propriétés de l'interpolation de Fourier, en exploitant toutes les périodicités du problème : périodicité spatiale 2π pour le volume découpé en plans méridiens (coupes apicales), double périodicité temporelle provenant des battements cardiaques et de la rotation de la sonde tournante. En intégrant à la fois les informations spatiales et temporelles, ce modèle déformable est adapté à la reconstruction du VG, même lorsque la répartition spatiale des données 3D n'est pas uniforme ou qu'elle varie au cours du temps, ce qui est le cas pour les données acquises avec une sonde tournante non synchronisée à l'ECG.

Dans un repère 4D, la surface du VG à un instant τ est décrite en coordonnées sphériques par une fonction à trois variables $\rho(\theta, \varphi, \tau)$ (coordonnées sphériques et temps normalisé), relativement à une origine interne. Pour restituer les volumes du VG, les données $\rho(\theta_i, \varphi_i, \tau_i)$ ($0 \leq i < N_i$) extraites d'une séquence de contours obtenus avec la sonde tournante (i.e. les N_i échantillons des contours de la séquence, indiqués pour un contour sur la Figure 9 page 25) sont placées dans une grille 3D dont les côtés représentent les variables θ ($0 \leq \theta < 2\pi$), φ ($0 \leq \varphi < 2\pi$) et τ ($0 \leq \tau < 1$) (Figure 20.a). Cette grille $d(l, m, n)$ de dimension $L \times M \times N$, $0 \leq l < N_\theta$, $0 \leq m < N_\varphi$, $0 \leq n < N_\tau$, incomplète en raison de la rotation de la sonde pendant les mouvements du VG, est alors remplie au moyen d'un algorithme itératif basé sur la transformée de Fourier. A la première itération,

la transformée de Fourier 2D $D(u, v, w)$ de la grille (triplement périodique en θ , φ et τ) est calculée :

$$D(u, v, w) = \mathfrak{F}[d(l, m, n)] \quad (14)$$

Les données manquantes de la grille contribuant en grande partie aux fréquences élevées de la transformée de Fourier, un filtrage passe-bas est réalisé afin d'atténuer ces fréquences (Figure 20.b). Sa fonction de transfert est donnée par la relation :

$$H(u, v, w) = \begin{cases} 1 & \text{si } |u| < U_0, |v| < V_0 \text{ et } |w| < W_0 \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (15)$$

Une estimation des données manquantes est alors obtenue par transformée de Fourier inverse :

$$\hat{d}^0(l, m, n) = \mathfrak{F}^{-1}[H(u, v, w) \cdot D(u, v, w)] \quad (16)$$

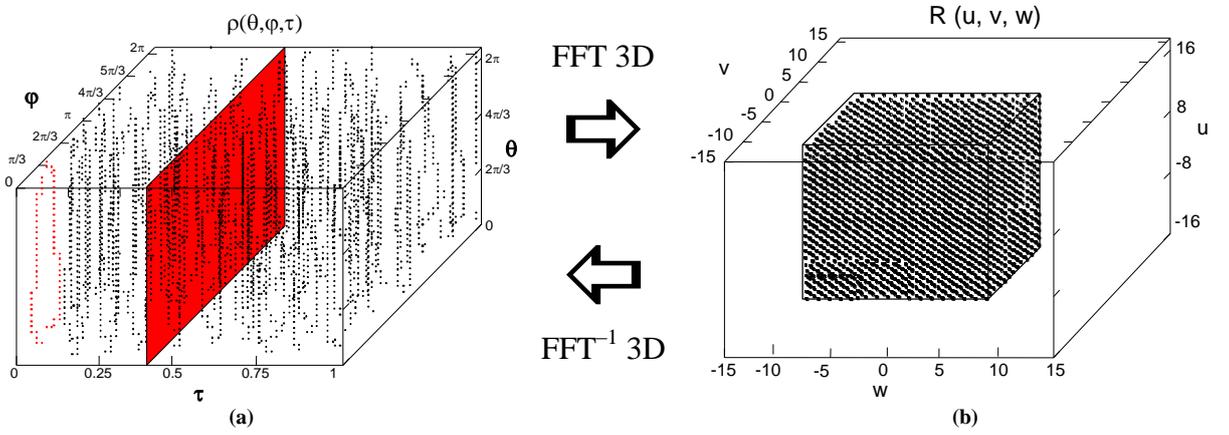


Figure 20 : Interpolation de la grille de données incomplète. Sur le graphe de gauche, les points correspondent aux échantillons des contours 3D, et le plan représente les données nécessaires à la reconstruction d'un volume du VG à un instant du cycle cardiaque.

Pour éviter le lissage des données initiales, les données de la grille d'origine sont replacées dans la grille obtenue par Transformée de Fourier. Ainsi, seules les données manquantes de la grille d'origine $d(l, m, n)$ sont modifiées. Le nouveau volume ainsi créé sert d'entrée pour l'itération suivante, et le processus est répété. L'algorithme est arrêté lorsque les valeurs estimées ne changent pratiquement plus d'une itération à l'autre, relativement à un seuil ξ fixé :

$$\frac{1}{N_\theta \cdot N_\varphi \cdot N_\tau} \sum_{l=0}^{N_\theta-1} \sum_{m=0}^{N_\varphi-1} \sum_{n=0}^{N_\tau-1} \left[\hat{d}^j(l, m, n) - \hat{d}^{j-1}(l, m, n) \right]^2 \leq \xi \quad (17)$$

Pour obtenir des surfaces régulières, les valeurs interpolées ne sont pas remplacées par les données initiales connues à la dernière itération. De même, une fois la grille complétée, il est possible d'augmenter le nombre d'échantillons interpolés par zero-padding afin de disposer de plus d'échantillons pour un rendu graphique ou des traitements supplémentaires.

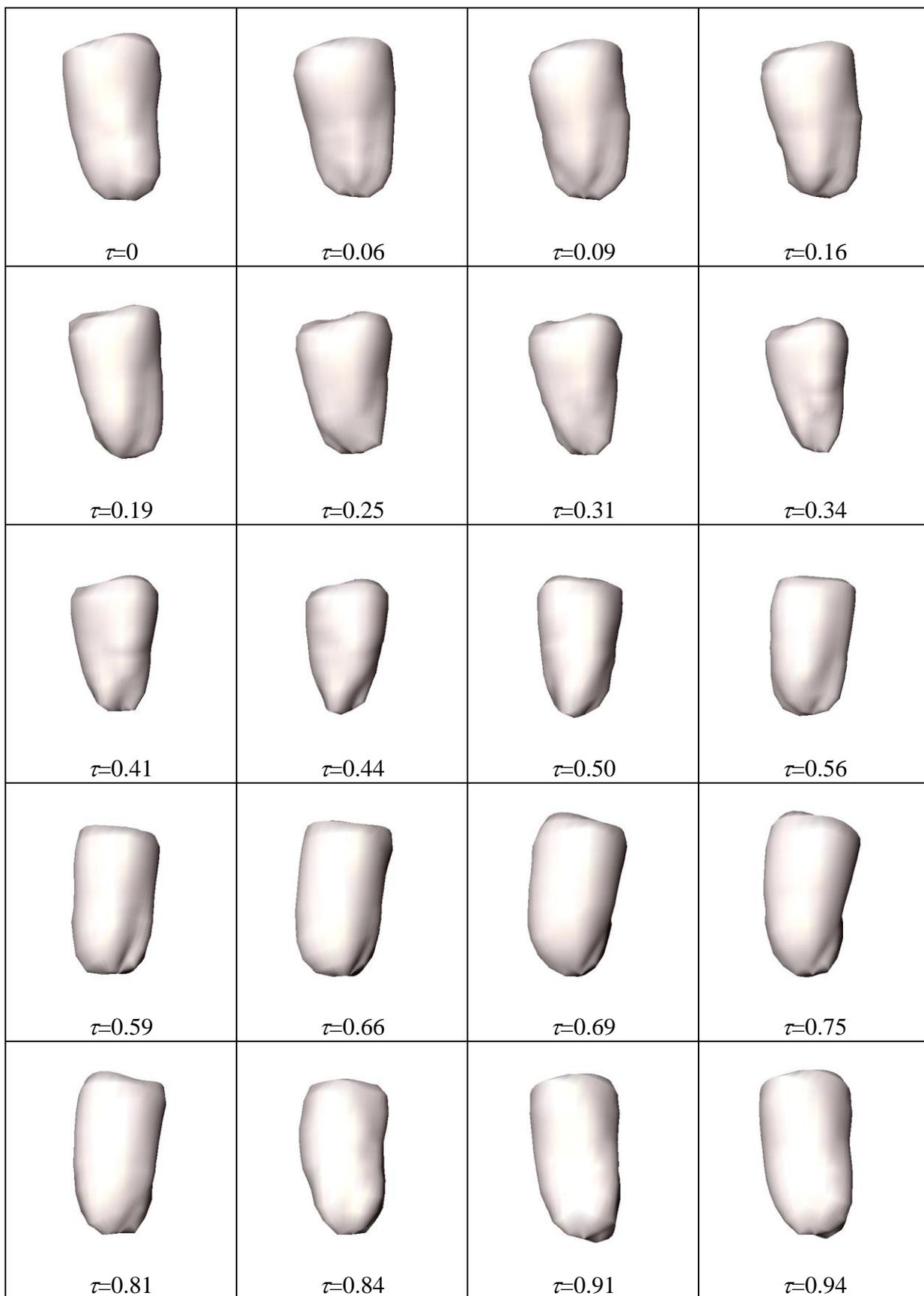


Figure 21 : Reconstruction 4D de la surface du VG pendant un cycle cardiaque.

Cet algorithme permet la diffusion des informations initiales sur toute la grille de données. Il revient à déterminer l'hyper surface 3D régulièrement échantillonnée qui interpole les données initiales, et permet d'obtenir un échantillonnage constant en θ , en φ et en τ d'un ensemble d'échantillons sans organisation particulière. Les surfaces du VG à différents instants du cycle cardiaque sont alors directement extraites de la grille complétée. Elles correspondent à une « tranche » $\rho(\theta, \varphi)$ de la grille pour $\tau = \tau_0$ (Figure 20.a). Cet algorithme, simple et robuste, constitue le cœur du logiciel de reconstruction des déformations volumiques du VG par le protocole VG4D. Simple à utiliser, les seuls paramètres à fixer sont la dimension du filtre basse fréquence dans le domaine de Fourier et l'erreur acceptée sur les échantillons initiaux. Itératif, il n'en est pas moins rapide et robuste, car les calculs peuvent être accélérés en utilisant un algorithme de transformée de Fourier rapide, à condition de choisir des valeurs puissances entières de 2 pour N_θ , N_φ et N_τ ($N_\theta = 2^L$, $N_\varphi = 2^M$ et $N_\tau = 2^N$ avec $L, M, N \in \mathbb{N}^3$). Même si la convergence de cet algorithme n'a pas été démontrée, on constate qu'une erreur sur les données inférieure à $\xi=1\%$ est obtenue couramment en moins d'une centaine d'itérations.

Si l'algorithme décrit répond en totalité aux contraintes temps-réel imposées par les médecins (une restitution 4D du VG semblable à celle présentée Figure 21 est obtenue en moins d'une minute), il n'en est pas moins itératif. D'un point de vue théorique, rien n'empêche pourtant d'envisager une méthode directe avec des données périodiques, qui permet de traiter après transformation le cas des volumes ou des séquences de volumes périodiques (développement polaire en 2D, passage en coordonnées sphériques en 3D, etc.). L'objectif poursuivi actuellement est donc de développer un algorithme direct d'interpolation de Shannon avec données manquantes, en étendant à des supports irréguliers les premiers résultats obtenus sur les supports réguliers imposés par l'utilisation d'algorithmes FFT. Les travaux d'exploration en 1D présentés page 34 ont montré que l'interpolation classique de Shannon reste optimale en utilisant des échantillons sélectionnés dans des intervalles successifs de même longueur plutôt qu'à des abscisses équidistantes. De même, il est possible de remplacer les sommes infinies des algorithmes par des sommes finies, tout en conservant un échantillonnage irrégulier. Après avoir quantifié en 1D les distorsions de reconstruction apportées par l'absence d'un ou plusieurs échantillons, il faut étendre ces résultats aux cas multidimensionnels.

4.4. Conclusion

Les travaux présentés dans cette section répondent à deux objectifs. D'une part, la méthode de reconstruction d'images 3D montre qu'il est possible d'utiliser des sondes tournantes pour obtenir à des instants réguliers d'un cycle cardiaque un ensemble d'images échographiques 3D comparables à celles obtenues avec des sondes matricielles. Dans ce cas, on se ramène à des méthodes classiques d'accumulation de données à des instants déterminés du cycle cardiaque pour reconstruire les images. D'autre part, l'utilisation d'un modèle harmonique 4D du VG prouve qu'il est possible de reconstruire les surfaces du VG à différents instants d'un cycle, en utilisant l'ensemble des données acquises avec une sonde tournante pendant ce cycle. Ces résultats ont été utilisés pour constituer le cœur du protocole VG4D proposé aux cardiologues en alternative à l'examen d'échographie 2D.

Prendre le parti d'associer étroitement application et recherche fondamentale impose des contraintes sur cette recherche. Pour répondre aux contraintes imposées par les médecins, il était essentiel de fournir des reconstructions 4D dans des temps inférieurs à la durée d'une consultation. C'est la raison pour laquelle les travaux menés ont visé à limiter les durées

d'exécution des algorithmes du protocole. De la même manière, les algorithmes développés tiennent compte des spécificités de l'acquisition (en particulier des périodicités introduites par la rotation de la sonde tournante et l'acquisition pendant un cycle cardiaque). Pourtant, la majorité des méthodes peut être adaptée à d'autres domaines d'applications. C'est ainsi qu'en supprimant la composante liée au temps, l'algorithme 4D d'interpolation spatio-temporelle a été utilisé par ailleurs pour ré-échantillonner des surfaces dont certains échantillons étaient manquants.

5 - Résultats et validations

5.1. Intérêt du protocole VG4D pour l'échographie

5.1.1 Nouveaux champs d'applications

L'échocardiographie quadri-dimensionnelle par la méthode VG4D réduit les inconvénients de l'échographie 2D et 3D car les acquisitions sont réalisées **pendant un seul cycle cardiaque** (c'est-à-dire pendant des durées de l'ordre de la seconde), **sans synchronisation avec l'électrocardiogramme (ECG)**. L'acquisition pendant un seul cycle cardiaque supprime l'hypothèse de régularité de durée et les moyennages des cycles cardiaques nécessaires aux autres techniques d'imagerie cardiaque 3D. L'absence de synchronisation avec l'ECG simplifie les examens, puisqu'il n'est plus nécessaire de vérifier la régularité de la durée des cycles cardiaques pour rejeter les cycles dont les durées trop différentes fausseraient les mesures. Grâce à des durées d'acquisition très courtes, la méthode VG4D ouvre de nouvelles perspectives diagnostiques en proposant des reconstructions 4D dans des cas jusqu'alors impossibles à traiter :

- acquisition en apnée,
- arythmie ou variation notable de la fréquence sinusale,
- immobilité difficile à obtenir pendant l'acquisition (enfants, personnes âgées),
- échographie de stress,
- épreuves pharmacologiques.

Bien évidemment, des études sur des périodes d'observation longues sont toujours possibles en intégrant les résultats obtenus sur plusieurs cycles successifs.

5.1.2 Nouvelles conditions d'utilisation

Par rapport à l'échographie 2D, le protocole VG4D ne fait plus appel à un modèle limité du VG du cœur et la variabilité intra- et inter- opérateur est considérablement réduite, même chez l'échographiste peu expérimenté. La reconstruction de l'enveloppe du VG à différents instants du cycle cardiaque apporte une mesure plus précise des volumes, et donc des fractions d'éjection. Elle permet également de visualiser l'influence des autres structures cardiaques, en particulier de la valve mitrale et des communications inter-auriculaires. Dans ces conditions, un de ses intérêts majeurs concerne l'évaluation de la cardiomyopathie ischémique, pathologie qui se traduit par une altération de la contraction cardiaque dans des zones mal ou peu irriguées du myocarde. La visualisation précise d'anomalies locales de contraction (analyse segmentaire) permet de diagnostiquer l'infarctus du myocarde et d'obtenir des indices pronostiques décisifs pour la prise en charge du patient (nécessité d'une revascularisation, rythme de surveillance, etc.). Ce diagnostic est un enjeu considérable de santé publique dans les pays industrialisés où les maladies cardio-vasculaires sont l'une des principales causes de décès.

5.2. Validation du protocole VG4D

La validation d'un protocole de reconstruction cardiaque est un processus délicat. Il est difficile en effet de vérifier que les mesures effectuées sont conformes à la réalité. Des cœurs d'animaux (cœurs porcins dont les caractéristiques anatomiques, morphologiques et dynamiques sont voisines de celles des cœurs humains) sont parfois utilisés pour valider des méthodes de reconstruction cardiaque. Cette approche présente l'avantage de pouvoir réaliser des tests sur des cœurs pathologiques. Il est en effet possible de sélectionner des

animaux qui présentent divers troubles de la fonction cardiaque, naturels ou provoqués artificiellement : par exemple, des infarctus du myocarde très localisés sont déclenchés par l'occlusion des artères qui alimentent le myocarde en oxygène. L'utilisation de cœurs d'animaux présente néanmoins des limitations qui ne permettent pas la validation complète des méthodes testées. Lorsque les animaux sont sacrifiés à la fin de l'étude, les mesures réalisées sur des cœurs dont les caractéristiques morphologiques *post mortem* sont parfaitement connues (les volumes des cavités cardiaques sont mesurés très précisément au moyen de moulages en plâtre), ne valident pas le fonctionnement dynamique des cœurs observés. S'il est possible, une fois l'étude réalisée, d'ouvrir la cage thoracique de l'animal « vivant » pour réaliser des mesures dynamiques du cœur, rien ne garantit que les mesures effectuées soient alors conformes à celles réalisées lorsque l'animal était intact. L'utilisation d'êtres vivants ne permet pas de réaliser **simultanément** des mesures des cavités cardiaques vraies et par un quelconque protocole. C'est la raison pour laquelle la méthode VG4D a été validée par trois expériences réalisées au CHR d'Orléans (Centre Hospitalier Régional d'Orléans), en collaboration avec les services de Cardiologie et de Médecine Nucléaire [H2]. Ces trois expériences ont permis de comparer les mesures des volumes reconstruits par VG4D avec, respectivement, les volumes connus d'un fantôme dynamique cardiaque, les volumes estimés par échographie 2D, les volumes reconstruits par tomoscintigraphie myocardique synchronisée (TSS), protocole de Médecine Nucléaire de référence reconnu par les cardiologues pour l'observation des volumes du VG.

5.2.1 Validation sur fantôme cardiaque dynamique

Pour valider les reconstructions fournies par VG4D, des acquisitions ont été réalisées sur un fantôme dynamique cardiaque [73] [74] développé à l'Academic Medical Center d'Amsterdam [H4]. Ce fantôme est composé de deux membranes en silicone, de forme ovoïde, placées l'une dans l'autre pour représenter l'endocarde et l'épicarde (Figure 22), puis insérées dans un torse anthropomorphique (Figure 23) qui présente l'avantage de simuler le fonctionnement du cœur dans un environnement réaliste (poumons, colonne vertébrale, etc.).

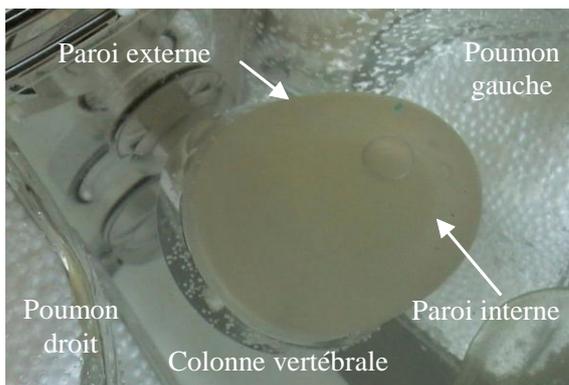


Figure 22 : Détail des deux membranes imbriquées qui simulent la cavité cardiaque.

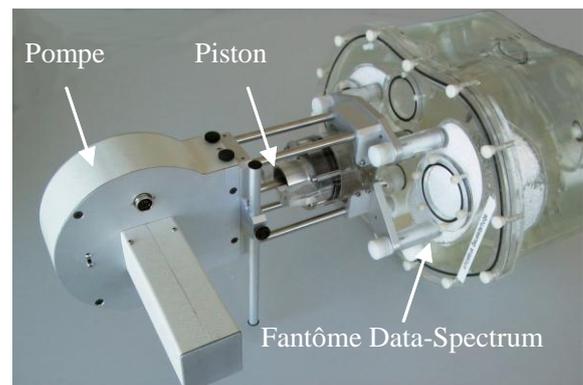


Figure 23 : Fantôme cardiaque dynamique ; un piston entraîné par une pompe fait varier le volume de la cavité.

Les deux membranes qui simulent la cavité cardiaque sont remplies d'eau ; une pompe fait varier le volume d'eau à l'intérieur de la membrane interne pour simuler le battement de la cavité cardiaque, avec des volumes systolique et diastolique connus. La came de la pompe a été dessinée pour reproduire fidèlement la variation du volume sanguin à l'intérieur d'un cœur humain. L'amplitude des volumes obtenus est grande (volumes systoliques de 50 à 130 cm³, volumes diastoliques de 120 à 200 cm³), et permet de simuler aussi bien des cas normaux que pathologiques. Bien que mécanique, ce fantôme imite avec précision les

battements du ventricule gauche d'un cœur humain. Un dispositif électronique contrôle la fréquence des battements, et délivre un signal ECG standard. Conçu à l'origine pour la calibration de caméras de Médecine Nucléaire, ce fantôme a pu être utilisé pour l'acquisition d'images échographiques, car les matériaux qui le composent (Plexiglas, matières plastiques) sont perméables aux ultrasons.

Le fantôme a été utilisé au CHR d'Orléans, dans le service de Cardiologie pour valider les reconstructions obtenues par le protocole VG4D. La Figure 24 montre la très bonne corrélation obtenue entre les volumes réels du fantôme et ceux mesurés par VG4D. Il a aussi été utilisé dans le service de Médecine Nucléaire pour calibrer l'examen de TSS. Cette calibration mutuelle des deux méthodes a été réalisée pour identifier d'éventuelles discordances entre les mesures, avant de procéder à des comparaisons cliniques conjointes. Des études [75] ont en effet montré des différences d'estimation des volumes cardiaques selon les modalités utilisées. Quantifier un examen d'imagerie, où la subjectivité de l'interprétation reste grande, reste un processus délicat, d'autant que les chaînes de traitement (acquisition – traitement du signal – restitution) deviennent de plus en plus complexe et impliquent des acteurs différents. L'utilisation d'un fantôme de référence dont les caractéristiques physiques et dynamiques sont parfaitement connues et reproductibles est une étape préalable à la réalisation de validations cliniques sur un grand nombre de patients.

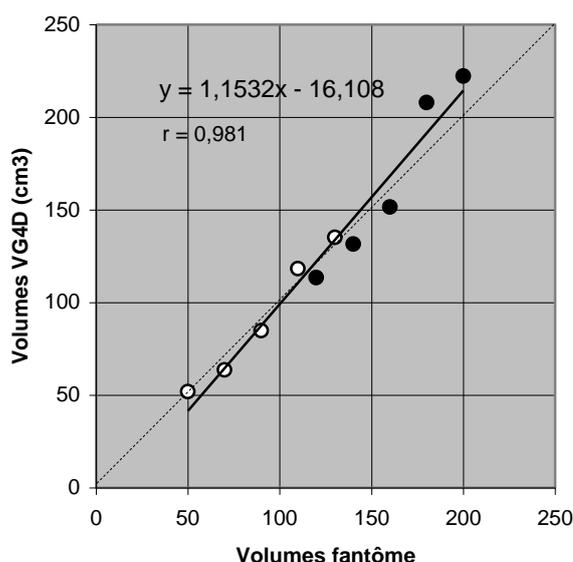


Figure 24 : Mesures des volumes d'un fantôme cardiaque reconstruits par VG4D

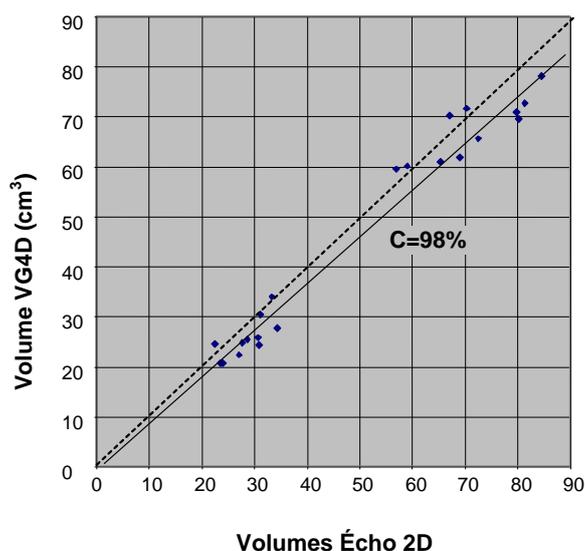


Figure 25 : Mesure des volumes cardiaques télédiastoliques et télésystoliques de sujets sains reconstruits par VG4D et estimés par écho 2D.

5.2.2 Comparaison avec l'échocardiographie 2D

La deuxième validation a consisté à comparer les fonctions ventriculaires obtenues par VG4D et par écho 2D classique [A8] [C11], comme il est courant de le faire [76]. Les mesures ont été réalisées par un expert sur un groupe de 15 sujets sains, ne présentant pas de trouble particulier de la fonction cardiaque. Chaque patient a été examiné plusieurs fois par écho 2D afin de réduire les erreurs de mesure (inversement, la précision de l'examen VG4D ne nécessite pas de moyennage). La Figure 25 représente les volumes

télédiastoliques et télésystoliques obtenus par les deux méthodes. La valeur élevée du coefficient de corrélation ($C=0,98$) prouve que VG4D fournit des estimations de la fonction ventriculaire comparables aux estimations 2D moyennées classiques, pour des sujets sains. Tout en bénéficiant des avantages de l'examen 2D (non invasif, rapide, peu coûteux), l'examen VG4D est donc plus précis que l'examen 2D, et il fournit de plus tous les volumes du VG pendant le cycle cardiaque observé.

5.2.3 Comparaison avec la tomoscintigraphie myocardique synchronisée

La troisième expérience a cherché à comparer précisément les volumes obtenus par VG4D relativement à des volumes reconstruits par TSS [A6], reconnu par les cardiologues comme un « gold standard » en matière de reconstruction cardiaque. Dans un premier temps, cette comparaison a été réalisée avec un patient muni d'un stimulateur cardiaque (*pacemaker*) pour rendre négligeables les variations des durées des cycles cardiaques inhérentes à la longueur du protocole TSS (environ une demi-heure). La précision des résultats de cet examen requiert en effet une très grande régularité de la durée des cycles cardiaques. Les 8 surfaces des volumes disponibles en TSS après moyennages (Figure 26) ont été comparées aux 8 surfaces des volumes correspondant obtenus par VG4D (parmi les 32 disponibles avec une acquisition pendant un cycle cardiaque).

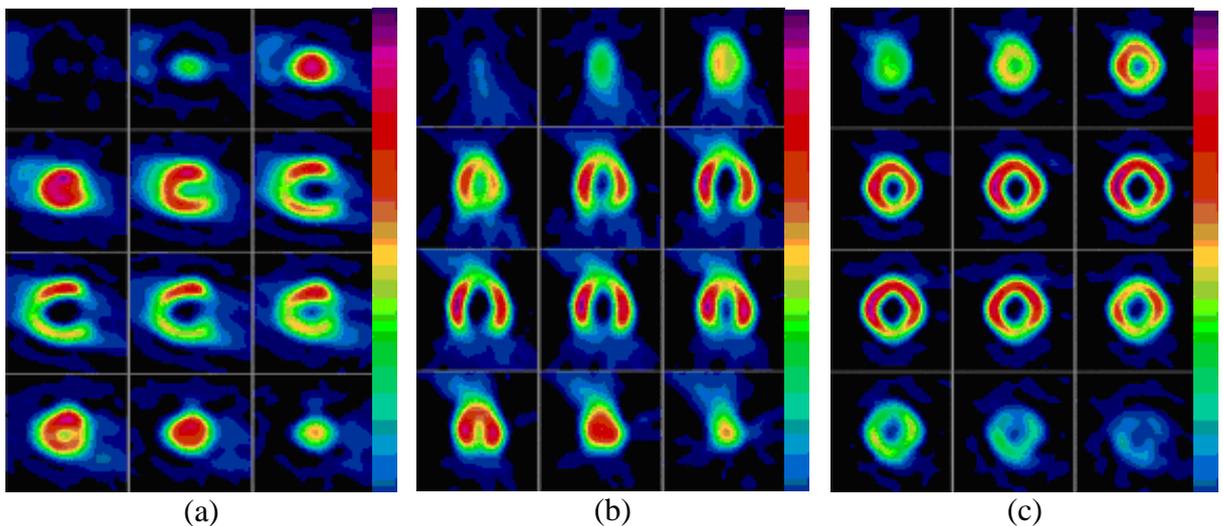


Figure 26 : Exemple de reconstruction tomographique d'un volume cardiaque par TSS : coupes sagittales (a), coupes transverses (b), coupes frontales (c).

L'étude a montré que les volumes obtenus dans les deux modalités d'image sont de mêmes formes (Figure 27) et de mêmes valeurs (Figure 28). Ce premier résultat prouve que VG4D fournit au médecin des volumes du VG de qualité équivalente aux volumes de référence de Médecine Nucléaire, après un examen strictement non invasif (pas d'injection de produits isotopiques), beaucoup plus rapide (acquisitions pendant quelques secondes), de meilleure précision (pas de moyennages temporels), et moins coûteux (d'un facteur 10).

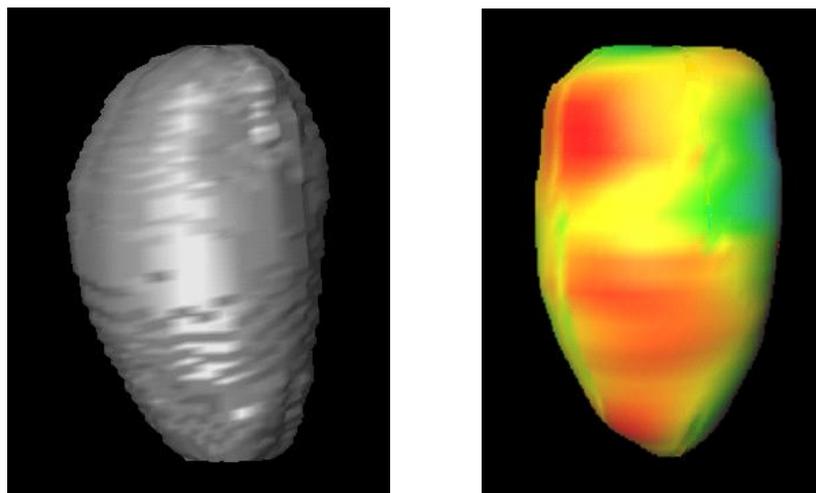


Figure 27 : Représentation 3D d'un volume du VG mesuré par TSS (gauche) et VG4D (droite).

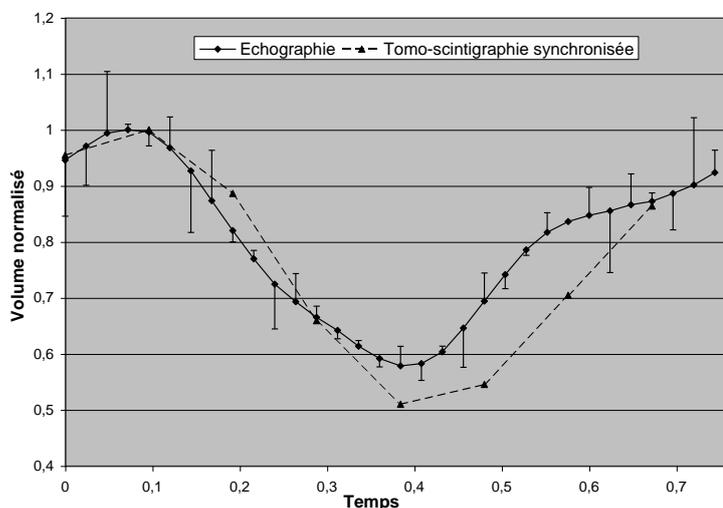


Figure 28 : Valeurs des volumes estimées par TSS (pointillés) et VG4D (traits pleins).

5.3. Conclusion

Les expérimentations accomplies ont permis de tester avec succès les premières reconstructions fournies par VG4D en les comparant aux volumes connus d'un fantôme dynamique cardiaque, et aux estimations réalisées couramment en 2D sur des sujets sains. Ces résultats ont été confirmés sur quelques patients en comparant les volumes reconstruits par VG4D à ceux obtenus avec un examen de Médecine Nucléaire de référence. L'étape suivante consiste à vérifier que VG4D permet de prévoir, identifier, suivre l'évolution ou la rémission de pathologies cardiaques déterminées. Il faut pour cela procéder à des validations cliniques plus spécifiques, afin d'accélérer l'intérêt du transfert de la nouvelle technologie VG4D vers l'industrie biomédicale.

Une campagne de validation clinique a démarré au CHR d'Orléans sur des patients présentant des troubles divers mais connus de la fonction cardiaque, sans appliquer de critères médicaux de sélection sur les sujets. L'étude est longue, car ne sont retenus que les patients fournissant des images de qualité acceptable dans les deux modalités, alors que l'examen isotopique est généralement prescrit par les cardiologues lorsque les sujets sont peu échogènes. Les premiers résultats de cette étude, encore en cours, montrent une bonne

corrélation entre les volumes cardiaques reconstruits par VG4D et par TSS. Ils prouvent l'intérêt de VG4D pour l'évaluation de la cardiomyopathie ischémique, pathologie qui se traduit par une altération de la contraction cardiaque dans des zones mal ou peu irriguées du myocarde.

Il est prévu de compléter l'ensemble des travaux mentionnés en comparant les reconstructions de VG4D avec celles obtenues en Imagerie par Résonance Magnétique et par scanner X. Les progrès technologiques réalisés dans ces deux modalités les placent aujourd'hui au même niveau de référence que l'imagerie isotopique concernant la représentation des déformations du VG au cours du temps. Une comparaison mutuelle précise des résultats fournis par toutes ces techniques et par VG4D est sans nul doute d'un grand intérêt médical.

Il est également possible et souhaitable d'étendre les travaux réalisés sur le ventricule gauche du cœur à la fois à l'exploration des autres cavités cardiaques (ventricule droit, oreillettes gauche et droite) mais aussi à d'autres organes (statiques) du corps humain (reins, vessie, prostate, etc.).

6 - Perspectives – conclusion

Les résultats obtenus par l'équipe VG4D placent le LESI parmi les leaders concernant la reconstruction 4D du VG par sonde échographique tournante. Mon objectif est de valoriser ces travaux, tant du point de vue théorique que du transfert de technologie. Au stade actuel du développement, il est envisagé de commercialiser l'ensemble matériel (sonde) – logiciel (protocole de restitution) pour les examens de routine en échocardiographie, avec l'objectif d'obtenir des résultats diagnostiques comparables à ceux des autres modalités beaucoup plus lourdes d'imagerie cardiaque. Depuis deux ans, des contacts ont été pris avec plusieurs constructeurs d'échographes (Esaote, General Electrics, Hewlett Packard, Philips Ultrasons) pour présenter les résultats apportés par le protocole VG4D. Des partenariats ont vu le jour ; ils seront amplifiés et d'autres développés pour aboutir à un transfert partiel ou total des innovations technologiques et de recherche de VG4D vers l'industrie.

Parallèlement, je souhaite développer de nouvelles recherches dans des directions scientifiques connexes qui ne soient pas limitées à la reconstruction des déformations volumiques du VG. Le but recherché est de diversifier les sujets étudiés, tout en continuant à contribuer au développement, à la validation ou à la confrontation d'applications industrielles et médicales nouvelles.

6.1. Acquisition par capteur tournant rapide

6.1.1 Améliorations de la mise en rotation du capteur

La poursuite des travaux sur les sondes tournantes passe naturellement par une augmentation de la vitesse de rotation des capteurs ultrasonores. Combinée à une cadence d'acquisition des images élevée, celle-ci conduirait à accroître le nombre de données disponibles, à améliorer leur répartition spatiale et temporelle, et donc au final à augmenter la précision des reconstructions 4D.

L'augmentation de la vitesse de rotation des capteurs reste cependant difficile à mettre en œuvre, à cause de la torsion des fils de liaison entre le capteur et la sonde, ainsi que de l'augmentation de l'inertie qui est directement liée à la vitesse. Une solution reviendrait à remplacer le mouvement mécanique de rotation par un balayage électronique. Des travaux pourraient être menés en ce sens en collaboration avec la société Vermon qui a réalisé les premiers prototypes de sondes tournantes du LESI. Bien évidemment, il faudrait prendre la précaution d'étudier l'influence de l'augmentation de vitesse de rotation sur les distorsions introduites dans les images, tant au niveau de leur reconstruction dans les échographes que de leur interprétation physique.

6.1.2 Renouvellement de l'électronique de pilotage

A moyen terme, il sera nécessaire de renouveler l'électronique utilisée actuellement pour le pilotage des sondes tournantes. Celle-ci est en effet vieillissante et encombrante, car elle correspond à un assemblage de cartes de développement plutôt qu'à une réalisation spécifique. A base de micro-contrôleurs d'ancienne génération, elle est aujourd'hui exploitée au maximum de ses possibilités et il n'est plus possible d'améliorer ses performances sans une reprise complète de sa conception.

De nouveaux développements seront entrepris pour remplacer les micro-contrôleurs par des circuits spécifiques à base de logique programmable (FPGA) ou par des processeurs spécialisés (DSP) qui permettront :

- d'augmenter le nombre et la précision des mesures de l'angle de rotation du capteur pendant l'acquisition des images, et donc la précision des reconstructions obtenues,
- d'améliorer l'asservissement de la rotation du capteur, principalement au moment des changements de sens de rotation, et donc la régularité de la répartition spatio-temporelle des images,
- de réduire l'encombrement des cartes de pilotage, afin de les intégrer directement dans les calculateurs de traitement.

Essentiellement électroniques, ces développements seront réalisés en coopération directe avec l'équipe TRSI (Temps-Réel pour les Signaux et les Images) du LESI.

6.2. Modèles dynamiques déformables

6.2.1 Imagerie 3D par sonde tournante

Les développements engagés sur la reconstruction d'images 3D à partir d'images obtenues avec des sondes tournantes devront être poursuivis. L'intérêt de ces travaux est triple :

- implanter de nouvelles méthodes d'interpolation basées sur l'utilisation de modèles liés à la problématique de l'échocardiographie,
- fusionner ces travaux avec ceux concernant la reconstruction des surfaces du VG pour proposer un ensemble complet d'imagerie 3D / segmentation 4D du VG,
- tester les principaux modèles multidimensionnels du VG décrits dans la littérature sur des images 3D obtenues à partir de sondes tournantes.

Ces travaux permettront de valoriser les acquis du LESI en comparant les résultats VG4D à ceux obtenus par ailleurs en segmentation automatique des images échographiques cardiaques [77]. Importants tant sur le plan de l'intérêt que de la tâche à accomplir, ils pourraient débiter rapidement car ils répondent à une demande de nos partenaires industriels, en particulier de PRF (Philips Research France) [H10] et Esaote [H11].

6.2.2 Modèle harmonique 4D

Les résultats encourageants déjà obtenus sur des signaux 1D doivent être étendus à des dimensions supérieures afin de remplacer par une méthode directe l'algorithme itératif multidimensionnel utilisé actuellement pour reconstruire chaque surface du VG à partir de l'ensemble des données disponibles pendant un cycle. L'intérêt de ces travaux serait d'améliorer le protocole VG4D en garantissant un résultat direct obtenu en un temps d'exécution fixé. Les problèmes théoriques soulevés par l'approche multidimensionnelle sont nombreux, surtout dans le cas de données échantillonnées irrégulièrement. J'ai démarré des travaux sur ce sujet avec le département de Mathématiques de l'université de Caracas [H6] (à l'occasion de l'accueil d'Iléana Iribarren au LESI), ainsi qu'avec le laboratoire de Mathématiques de l'université d'Orléans (MAPMO) [H7].

A échéance un peu plus longue, la parallélisation des algorithmes basés sur des transformées de Fourier multidimensionnelles pourrait être étudiée. Cette approche réduirait les temps de reconstruction en mélangeant les aspects logiciels et matériels. Elle viendrait en complément des méthodes directes décrites dans le paragraphe précédent. L'objectif est d'approcher le plus près possible d'une représentation temps réel des défor-

mations des surfaces du VG. Ce thème présenterait de plus l'avantage de renforcer les collaborations amorcées avec l'équipe « Environnements pour la Programmation Parallèle » du Laboratoire d'Informatique Fondamentale d'Orléans (LIFO) [H5].

Enfin, des travaux pourraient être menés pour adapter le modèle harmonique proposé dans VG4D afin qu'il puisse être directement utilisé pour segmenter des images 3D (voxels). L'objectif serait d'exploiter des images 3D acquises directement par des sondes échographiques matricielles, plutôt que des images 2D obtenues avec des sondes tournantes. Longtemps annoncée et repoussée, la disponibilité des sondes matricielles trans-thoraciques connectables à des échographes cardiaques classiques est maintenant effective. En fournissant directement des images 3D des organes observés, ces sondes proposent une approche prometteuse. Cette technologie doit être soigneusement étudiée et les résultats comparés à ceux obtenus par sonde tournante. En l'absence de certitude, il est nécessaire de montrer que les méthodes et les algorithmes utilisés avec des sondes tournantes peuvent également être utilisés avec des sondes matricielles.

6.3. Segmentation d'images médicales

6.3.1 Segmentation du VG

Les travaux engagés sur le suivi des contours du VG dans des séquences d'images doivent être poursuivis pour améliorer la détermination des contours dans des images particulièrement difficiles (rapport signal sur bruit très faible). Si l'utilisation d'un modèle de déformation garantit la convergence des algorithmes, c'est parfois au détriment de la prise en compte des informations utiles des images. En optimisant l'intégration de ces informations, on améliore directement la précision des reconstructions finales.

A très court terme, les travaux présentés par Cathy Klock à l'issue de son stage de DEA [G6], poursuivis par Iain Barrett [G12] puis plus récemment par Benjamin Albouy [G7], seront intégrés dans le protocole VG4D. A moyen terme, l'amélioration constante de la qualité des images échographiques permet d'envisager le développement et l'implantation de nouvelles méthodes de détermination des contours du VG, suffisamment rapides pour pouvoir être utilisées en routine clinique.

6.3.2 Détection d'embolies pulmonaires

Dans le domaine de la segmentation d'images médicales, je participe à de nouveaux travaux débutés en septembre 2003 à l'occasion de la thèse de Raphaël Sebbe [G4]. Cette thèse, réalisée en cotutelle avec Bernard Gosselin de l'Université Polytechnique de Mons en Belgique, vise à développer une méthode de détection automatique d'embolie (obstruction) dans l'artère pulmonaire et ses ramifications, à partir d'images radio HCT (Helicoidal Computed Tomography, X-Rays) en coupe millimétrique. Si on les compare aux images échographiques, les images radiologiques sont de bonne qualité, d'autant plus que les artères sont opacifiées par injection d'un produit de contraste. L'artère saine apparaît ainsi en clair tandis que l'embolie se présente sous la forme de taches sombres.

La méthode envisagée consiste à segmenter l'arborescence artérielle en utilisant une approche originale de croissance de région basée sur la méthode de Fast Marching de Sethian. Le problème est d'arriver à différencier les artères et les veines en contact direct qui apparaissent alors comme connectées. Pour résoudre ce problème difficile, il est prévu d'utiliser un modèle tridimensionnel de l'arborescence artérielle pour introduire des

connaissances anatomiques *a priori* et contraindre l'espace de recherche. Les premiers résultats obtenus, très encourageants, seront poursuivis.

6.4. Comparaison locale de volumes

De nombreuses études médicales qui ont pour but de comparer des reconstructions volumiques entre elles se limitent généralement à la comparaison des mesures absolues de ces volumes. Pourtant, la mesure du volume d'un objet ne suffit pas à évaluer la précision spatiale ou les distorsions introduites pendant l'acquisition ou la reconstruction de cet objet. Il est donc nécessaire de réaliser des comparaisons locales précises. C'est la raison pour laquelle j'ai souhaité démarrer en septembre 2003 des travaux de comparaison locale automatique de surfaces et de volumes, en encadrant la thèse d'Ahmad Almhdie [G3]. Outre leur intérêt scientifique, ces travaux correspondent à un double objectif.

- Ils répondent tout d'abord à un enjeu de santé publique : la comparaison des surfaces ou des volumes d'un même organe acquis à des instants différents permet en effet de suivre l'évolution ou la rémission d'une maladie, ou bien encore de mesurer l'impact d'un traitement au cours du temps.
- Ils ont également un intérêt industriel important : l'estimation des écarts entre les surfaces ou les volumes d'un même organe acquis simultanément ou à des instants très proches par des techniques différentes permet de comparer des modalités d'images entre elles.

Naturellement utilisés pour valider avec précision les reconstructions fournies par VG4D, ces travaux peuvent être étendus à d'autres modalités d'imagerie médicale pour valider le développement de nouvelles techniques.

6.4.1 Analyse cinétique segmentaire

Le démarrage des travaux de comparaison locale de volumes fait suite aux premiers résultats obtenus pendant le DRT de François Bernis [G5]. Une méthode d'analyse régionale des volumes du VG (reconstruits à partir d'une séquence d'images de tomoscintigraphie cavitaire) avait été développée pour étudier le comportement dynamique des zones d'intérêt particulier pour les cardiologues. L'évolution du volume au cours du temps était estimée pour chacun des segments afin de fournir un indicateur quantitatif de la contractilité myocardique régionale, et la fraction d'éjection régionale ainsi que les instants télé-diastoliques et télé-systoliques étaient estimés. Conduits en collaboration avec le CHU Trousseau de Tours [H3] grâce à un financement public [F2], ces travaux avaient été ensuite transférés à la société SEGAMI [F6] pour être intégrés à un logiciel d'analyse de la cinétique segmentaire cardiaque.

J'ai l'ambition de poursuivre la collaboration amorcée avec l'hôpital de Tours et la société SEGAMI car elle s'inscrit complètement dans le thème de la comparaison locale de volumes. Si les travaux initiaux étaient simples dans la mesure où les volumes à comparer étaient issus de la même modalité et acquis sur le même patient pendant une durée aussi courte que possible, ils doivent maintenant être adaptés de manière à comparer avec précision les volumes obtenus dans des conditions d'acquisition quelconques ou inconnues. Pour mener cette tâche à bien, le principal problème à résoudre consiste à vérifier et éventuellement corriger l'orientation des différents volumes entre eux avant de pouvoir les comparer.

6.4.2 Recalage de surfaces ou de volumes

Préalablement à la comparaison locale de surfaces ou de volumes, il faut recalcr ceux-ci les uns par rapport aux autres. En effet, il est bien souvent difficile de garantir que les données aient été acquises dans un même repère et avec les mêmes orientations, soit parce que les modalités d'images utilisées imposent des acquisitions dans des orientations différentes (les incidences d'une modalité ne sont pas forcément disponibles dans une autre), soit parce que les acquisitions n'ont pu être réalisées dans des conditions identiques (mouvements du patient, absence de repérage de la position du patient entre les examens). Quel que soit le soin apporté pendant l'acquisition, il est indispensable de vérifier *a posteriori* l'orientation des reconstructions, puis de réaliser éventuellement des corrections avant d'effectuer les comparaisons. Des techniques de recalage de volumes ont déjà été développées, même pour l'échographie [78] [79], mais des travaux complémentaires sont nécessaires.

Concernant les surfaces, il est possible d'aborder le problème du recalage sous trois aspects complémentaires. Le premier consisterait à recalcr des surfaces fermées dont un exemple est donné par la Figure 29.a. Le second aurait pour but de recalcr des surfaces développées, obtenues en transformant les coordonnées cartésiennes des échantillons des surfaces fermées en coordonnées cylindriques, après avoir choisi une origine interne pour réaliser le développement (Figure 29.b). Enfin, le troisième aborderait le problème du recalage par les approches classiques de mise en correspondance d'image, en considérant les surfaces à comparer comme des images à niveaux de gris (Figure 29.c). Si les nombreux résultats scientifiques déjà obtenus dans ces domaines peuvent être utilisés avec profit [80], de nouveaux développements liés aux contraintes spécifiques de l'application (périodicité spatiale des images à recalcr, valeurs des rayons identiques aux sommets des volumes, etc.) méritent d'être entrepris.

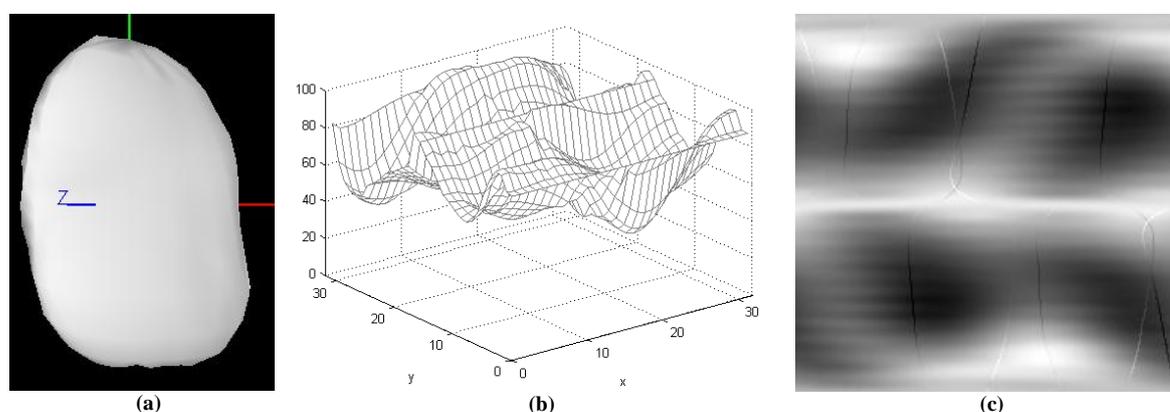


Figure 29 : Représentations de la surface d'un volume convexe ; (a) : surface fermée ; (b) : surface développée ; (c) : image en niveaux de gris correspondante.

6.4.3 Mise en correspondance d'images médicales

Outre l'intérêt principal des comparaisons de surfaces ou de volumes, travailler sur le recalage de surfaces me permettrait de renouer avec des travaux anciens menés en collaboration avec le CHR d'Orléans pour mettre en correspondance des images isotopiques et radiologiques. L'objectif recherché est d'améliorer l'interprétation des images fonctionnelles de médecine nucléaire en leur superposant les informations anatomiques apportées par les images X, afin d'affiner le diagnostic des praticiens. De la même manière, ces travaux s'intègrent dans un domaine de recherche spécifique lié à la fusion d'images réalisées sur le petit animal. De plus en plus, l'industrie pharmaceutique et

la recherche médicale réalisent des images multiples d'animaux de laboratoire pour étudier des pathologies, valider des traitements ou établir des protocoles. La mise en correspondance d'images acquises de différentes manières correspond à un besoin médical et industriel réel. Le domaine du traitement des images présente l'avantage d'être en constante évolution. Cela conduit à l'expression continuelle de nouveaux besoins, et donc de sujets de recherche très nombreux.

6.5. Représentation de données

La représentation des données prend de plus en plus d'importance dans le domaine de l'imagerie médicale. Le problème principal vient de l'augmentation de la quantité d'informations mises à disposition des opérateurs, qui ne doit pas se faire au détriment de l'interprétation de ces informations. Il est en effet aujourd'hui très courant de produire, manipuler et archiver des séquences temporelles d'images tridimensionnelles dont la taille dépasse plusieurs Go. Pour l'utilisateur, des progrès doivent être réalisés pour mieux appréhender et synthétiser les informations qui lui sont destinées. Pour le développeur, des travaux doivent être menés pour gérer cette masse considérable d'informations.

L'ergonomie de la visualisation de volumes de données constitue un domaine d'investigation passionnant, surtout lorsqu'il s'agit de mettre en correspondance des informations provenant de multiples sources : images médicales fusionnées sur lesquelles peuvent être superposées mesures (courbes, surfaces, etc.) et images complémentaires (schémas, appareillages, instruments, etc.). Les applications possibles sont multiples : formation, simulation d'interventions, interventions robotisées et assistées, interventions à distance, interventions multiples (plusieurs chirurgiens pouvant opérer simultanément à distance au moyen de robots alors que l'espace disponible autour du patient ne le permettrait pas).

Les progrès technologiques récents ouvrent des perspectives extraordinaires de développements pour la représentation des données médicales. De nombreux outils de réalité virtuelle sont déjà disponibles pour placer l'opérateur au cœur des représentations : écrans miniatures intégrés à des dispositifs de vision, casques stéréoscopiques, etc. Combinés à des capteurs (tactiles, rétroactifs, etc.) et à des actionneurs de toutes sortes, ils constituent une source fascinante de sujets d'étude. Les représentations les plus complexes peuvent être envisagées, à condition dans le même temps de veiller à proposer aux opérateurs une utilisation qui soit la plus simple et la plus naturelle. J'espère poursuivre et amplifier les collaborations déjà établies dans ces domaines entre le LESI et l'équipe « Réalité Virtuelle » du LIFO [H5].

6.6. En guise de conclusion

Certaines équipes font progresser la théorie ; c'est essentiel. D'autres se concentrent sur les applications ; c'est nécessaire, et de plus en plus demandé par les partenaires, organismes, ou collectivités qui financent la recherche. Acquisition, traitement et résultat me semblent indissociables, particulièrement dans le domaine du traitement des images : l'application justifie les méthodes ; les méthodes nourrissent l'application. Par goût, j'ai toujours eu à cœur de concilier ces aspects, pour fournir des solutions concrètes utilisables directement. Je compte bien poursuivre dans cette voie, tout en ayant la chance de pouvoir transmettre à d'autres la passion qui m'anime tous les jours dans mon travail.

7 - Publications, contrats, encadrements, collaborations

7.1. Publications

7.1.1 Articles dans des revues à comité de lecture

- [A1] C. Léger, J. Thiel, R. Lédée, F. Patat, L. Pourcelot, *Modélisation de Fourier du contour parasternal du ventricule gauche*, Traitement du Signal, Vol. 11, N°2, pp 155-169, 1994.
- [A2] R. Lédée, C. Léger, J. Thiel, J. Fantini, G. Lamarque, C. Bonciu, J. M. Pottier, C. Marchal, *Restitution volumique du ventricule gauche par sonde 2D tournante*, ITBM, Innovation et Technologie en Biologie et Médecine, Vol. 15, N° 4, pp 403-418, 1994.
- [A3] Cl. Bonciu, C. Léger, G. Lamarque, R. Weber, *4D visualization of the left ventricle, using a rotating ultrasound probe during 4 cardiac cycles*, Journal of Computing and Information Technology, Special Issue on Biomedical Image Processing and Analysis, Vol. 6, N°4, pp 463-476, 1998.
- [A4] Cl. Bonciu, C. Léger, G. Lamarque, L. D. Nguyen, *4D reconstruction of the left ventricle using two successive cardiac cycles*, ITBM (Innovation and Technology in Biology and Medicine), Vol. 19, N°4, pp 249-263, 1998.
- [A5] Cl. Bonciu, C. Léger, J. Thiel, *A Fourier-Shannon approach to closed contours modelling*, Bioimaging (Institute of Physics Publishing), Vol. 6, pp 111-125, 1998.
- [A6] D. Debrun, F. Thérain, C. Léger, *Mesures des volumes du ventricule gauche du cœur par échocardiographie 4D : résultats préliminaires sur la comparaison à la tomo-scintigraphie myocardique synchronisée*, Médecine Nucléaire - Imagerie fonctionnelle et métabolique, Vol. 23, N°2, pp77-80, 1999.
- [A7] Cl. Bonciu, R. Weber, C. Léger, *4D reconstruction of the left ventricle during a single heart beat, from ultrasound imaging*, Image and Vision Computing, Elsevier Eds, Vol. 19, N°6, pp 401-412, April 2001.
- [A8] L. D. Nguyen, C. Léger, *Four-dimensional reconstruction of left ventricle using a fast rotating echocardiographic scan head: preliminary results*, Journal of the American Society of Echocardiography, Vol. 15, pp 593-600, 2002.
- [A9] L. D. Nguyen, C. Léger, D. Debrun, F. Thérain, J. Visser, E. Busemann-Sokole, *Validation of two dynamic reconstructions in 4D echocardiography and gated SPECT using a dynamic cardiac phantom*, Ultrasound in Medicine and Biology, Vol. 29, n°7, 2003.

- [A10] J. Blancher, **C. Léger**, L. D. Nguyen, *Time varying 3D-echocardiography using a fast rotating probe*, à paraître dans IEEE Transactions Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control.
- [A11] V. Eder, F. Bernis, M. Drumm, M. I. Diarra, F. Baulieu, **C. Léger**, *3D analysis of left ventricle regional wall motion by gated blood pool tomography*, à paraître dans Nuclear Medicine Communications.

Articles soumis

D. Debrun, F. Thérain, L. D. Nguyen, **C. Léger**, J. Visser, E. Busemann Sokole, *Validation of two volume measurements in nuclear medicine gated SPECT and 4D echocardiography using a dynamic cardiac phantom*, soumis à Journal of Nuclear Cardiology.

F. Bernis, **C. Léger**, V. Eder, *Regional analysis of the left ventricle of the heart*, soumis à Journal of Computing and Information Technology.

7.1.2 Articles de congrès (avec actes et comité de sélection)

- [A'1] **C. Léger**, J. Thiel, R. Lédée, F. Patat, L. Pourcelot : *Left ventricle modeling by discrete polar Fourier transform using echocardiographic images*, 14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp 410-411, Vol 2, 29 octobre - 1^{er} novembre 1992, Paris.
- [A'2] **C. Léger**, J. Thiel, R. Lédée, F. Patat, L. Pourcelot : *Restitution complète d'un contour non fermé du VG par le modèle SFDP*, Symposium Echocardiographie et Analyse d'Images Ventriculaires, pp 21-29, 25-26 mars 1993, Dijon.
- [A'3] **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*, Colloque AGI'93, pp 46-51, 6-7 mai 1993, La Rochelle.
- [A'4] **C. Léger**, J. Thiel, R. Lédée, *Caractérisation d'une surface fermée convexe par interpolation de Shannon circulaire*, 4^{èmes} Journées Orasis, pp178-181, 11-14 octobre 1993, Mulhouse.
- [A'5] **C. Léger** et J. Thiel, *Suivi du contour du ventricule gauche du coeur dans une séquence d'images échocardiographiques*, Colloque AGI'94, pp 401-404, 2-3 juin 1994, Poitiers.
- [A'6] Cl. Bonciu, R. Canals, R. Lédée, **C. Léger**, G. Lamarque, J. Thiel, S. Treuillet, *Restitution 4D de solides de révolution périodiquement déformables à partir de sections tournantes*, GDR-PRC ISIS, GT N°3, Mouvement 3D d'objets non rigides, pp 13-16, 4-5 mai 1995, Lille.
- [A'7] Cl. Bonciu, J. Thiel, et **C. Léger**, *Modélisation interactive d'un contour fermé déformable*, Colloque AGI'96, pp 321-324, 6-7 juin 1996, Tours.
- [A'8] **C. Léger**, R. Canals, G. Lamarque, *Visualization in four dimensions of the left ventricle of the heart on a healthy patient*, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, pp 748, 1997, September 14-19, Nice.

- [A'9] F. Bernis, V. Eder, M. Drumm, **C. Léger**, *Modélisation de la cinétique segmentaire du ventricule gauche*, X^{ème} Forum des Jeunes Chercheurs en Génie Biologique et Médical, pp 189, Juin 2000, Tours.
- [A'10] **C. Léger**, *Le Cœur en 4D*, Revue Covalence, CCSTI de la Région Centre, N°46, pp 11-13, Hiver 2002-2003.
- [A'11] J. Blancher, **C. Léger**, L.D. Nguyen, *Échographie 3D avec une sonde tournante rapide*, soumis à 12^{ème} Forum des Jeunes Chercheurs en Génie Biologique et médical, Nantes, 21-23 mai 2003.

7.1.3 Communications à des congrès

- [C1] **C. Léger**, J. Thiel, R. Lédée, *Modèle SFDP pour un contour fermé*, Colloque AGI'93, 6-7 mai 1993, La Rochelle.
- [C2] R. Lédée, **C. Léger**, J. Thiel, M.N. Allaglo, *Modèle SFDP pour un contour non fermé*, Colloque AGI'93, 6-7 mai 1993, La Rochelle.
- [C3] Cl. Bonciu, **C. Léger**, G. Lamarque, J. Fantini, *Restitution Volumique du ventricule gauche*, Colloque AGI'93, 6-7 mai 1993, La Rochelle.
- [C4] M.N. Allaglo, Cl. 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*, GDR-PRC ISIS du CNRS, GT N°3, Reconstruction et Modélisation 3D, Juin 1993, Paris.
- [C5] J. Thiel, J. Fantini, G. Lamarque, R. Lédée, **C. Léger**, Cl. Bonciu, *Réseaux neuronaux et échocardiographie*, Intelligence artificielle : réseaux neuronaux, 2 mai 1994, Orléans.
- [C6] **C. Léger**, *Suivi volumique en temps réel du ventricule gauche du cœur par échocardiographie*, Journées Images du Centre, 7-8 novembre 1994, Orléans.
- [C7] Cl. Bonciu, R. Lédée, **C. Léger**, *Modèle harmonique déformable en échocardiographie*, GDR-PRC ISIS, GT N°3, Reconstruction et Modélisation, 13 juin 1996, Paris.
- [C8] **C. Léger**, J. Thiel, *Ventricule Gauche en 4 dimensions*, Journées internationales du film médical, présentation vidéo, mai 1997.
- [C9] Cl. Bonciu, R. Lédée, **C. Léger**, *Modèles harmoniques multi-dimensionnels, application à l'échocardiographie*, GDR-PRC ISIS du CNRS, GT N°3, Reconstruction et Modélisation, 2 avril 1998, Paris.
- [C10] L. D. Nguyen, **C. Léger**, *Visualization of the left ventricle volume deformations using ultrasound images acquired during a single cardiac cycle*, 13th Rotterdam Symposium on Echocardiology, June 23-25, 1999.

- [C11] L. D. Nguyen, **C. Léger**, *Reconstruction quadridimensionnelle du ventricule gauche par sonde rotative rapide : résultats préliminaires*, 14^{ème} Congrès International d'Échographie, Paris, juin 2001.
- [C12] V. Eder, F. Bernis, **C. Léger**, F. Tranquart, M. Drumm, F. Baulieu, D. Casset-Senon, J.M. Pottier, *Analyse 3D de la cinétique du ventricule gauche par tomographie cavitaire*, 39^{ème} Colloque de Médecine Nucléaire, Saint Denis de la Réunion, 10-15 novembre 2001.
- [C13] **C. Léger**, *Comparaison de la reconstruction des déformations volumiques du ventricule gauche du cœur par une nouvelle technique d'échographie quadri-dimensionnelle et par médecine nucléaire*, Colloque Technologique pour la Santé, Paris, 10 juin 2002.
- [C14] **C. Léger**, *Echographie en 4 dimensions*, Fête de la Science, 19-20 octobre 2002.
- [C15] **C. Léger**, L. D. Nguyen, F. Thérain, *Le ventricule en 4 dimensions*, 8^{ème} Journée Innovations du CHR d'Orléans, Orléans, 20 mars 2003.
- [C16] J. Blancher, **C. Léger**, L.D. Nguyen, *Echocardiographie tridimensionnelle (3D) utilisant une sonde tournante rapide : premiers résultats*, 15^{ème} Congrès International d'échocardiographie, Paris, 11-13 juin 2003.

7.1.4 Autres Publications de Recherche

- [D1] **C. Léger**, *Contribution à la restitution 3D et en temps réel du ventricule gauche par échocardiographie*, thèse de l'Université d'Orléans, Décembre 1993, jury : J.M. Chassery (Président), R. Di Paola, I. Magnin (Rapporteurs), J. Souquet, L. Pourcelot, J. Thiel (Examineurs).

7.2. Contrats

- [F1] Contrat ANVAR n° A 94 09 129 F 00.
Objet : Développement d'un système de restitution d'images d'échographie du ventricule gauche en 3D, en temps réel, à partir de l'utilisation d'une sonde tournante.
Montant : subvention de 381 K€, pour un montant total du projet de 916 K€.
Co-pilotage de l'exécution avec Jacques Thiel jusqu'en 1998.
- [F2] Contrat ACI (Action Concertée Incitative) n° 66 du MRT.
Objet : Comparaison de la reconstruction des déformations volumiques du ventricule gauche du cœur par une nouvelle technique d'échographie quadri-dimensionnelle et par médecine nucléaire.
Montant : 76,2 K€.
Durée : 3 ans (1999 - 2001).
- [F3] Contrat Région Centre n° 99.298.032.
Objet : Financement d'une thèse.
Montant : 66,3 K€.
Durée : 3 ans (septembre 1999 – septembre 2002).

- [F4] Contrat Région Centre n° 200002540007.
Objet : développement de deux sondes échocardiographiques tournantes et de leur système électronique de pilotage.
Montant : 21,3 K€, pour un montant total de dépenses de 42,7 K€.
Durée : 1 an (2000).
- [F5] Contrat Industriel Philips Ultrasons.
Objet : prêt au LESI d'un échographe cardiaque HDI 5000.
Montant : 160 K€.
Durée : 3 ans (septembre 2000 – septembre 2003).
- [F6] Contrat Industriel SEGAMI.
Objet : transfert d'un logiciel d'analyse dynamique et de visualisation paramétrique du ventricule gauche du cœur.
Montant : 15,5 k€.
Durée : 18 mois (janvier 2001 – juin 2002).
- [F7] Bonus Qualité Recherche, Université d'Orléans.
Objet : acquisition de deux ordinateurs portables avec lecteur de disque optique et tablette graphique pour l'acquisition de données par sonde tournante.
Montant : 5,5 k€.
Durée : un an (2002).
- [F8] Contrat Région Centre (demandé).
Objet : système de visualisation 3D temps réel (casque stéréo, gant tactile, carte de restitution).
Montant : 15 K€, pour un montant total de dépenses de 30 K€.
Durée : 1 an (2003).

7.3. Encadrements

7.3.1 Thèses

- [G1] Claudia Bonciu : thèse en Sciences pour l'Ingénieur soutenue le 15 déc. 1997.
Encadrement scientifique : Jacques Thiel (Directeur de thèse, 50%) et Christophe Léger (50%).
Restitution 4D du ventricule gauche du cœur par échocardiographie.
Jury : Président : A. Bonami,
Rapporteurs : I. E. Magnin, H. N. Teodorescu,
Examineurs : L. D. Cohen, A. Flesch, J. Thiel.
- [G2] Mohammed Nadifi : thèse en Sciences pour l'Ingénieur, septembre 1999 – mars 2001, arrêtée pour cause de grave maladie.
Encadrement scientifique : Christophe Léger (100 %).
Amélioration et validation du protocole de reconstruction 4D du volume du ventricule gauche du cœur.
- [G3] Ahmad Almhdie : thèse en Sciences pour l'Ingénieur, débutée en septembre 2003.
Encadrement scientifique : Christophe Léger (100 %).
Analyse locale de surfaces et de volumes : application à l'imagerie médicale.

- [G4] Raphaël Sebbe : thèse en cotutelle avec l'Université Catholique de Mons, débutée en septembre 2003.
Encadrement scientifique : Bernard Gosselin (50 %), Rachid Harba (25 %), Christophe Léger (25%).
Détection automatique d'embolie pulmonaire à partir d'images CT.

7.3.2 DRT

- [G5] François Bernis : DRT en Sciences pour l'Ingénieur soutenu le 3 août 2001.
Encadrement scientifique : Christophe Léger.
Analyse de la cinétique segmentaire du ventricule gauche du cœur.
Jury : Président : G. Jacquet,
Rapporteurs : P. Briandet, G. Hains,
Examineurs : V. Eder, R. Harba, C. Léger.

7.3.3 DEA

- [G6] Cathy Klock : DEA Signaux et Images en Biologie et Médecine soutenu le 20 mars 2001.
Encadrement scientifique : Christophe Léger.
Adaptation d'un logiciel de reconstruction 4D du ventricule gauche du cœur.
- [G7] Benjamin Albouy : DEA Signaux et Images en Biologie et Médecine (stage de mars à septembre 2003).
Encadrement scientifique : Christophe Léger.
Modélisation et détection des contours du ventricule gauche du cœur dans des séquences d'images échographiques.

7.3.4 Stages Recherche d'Élèves Ingénieurs

- [G8] Marc Drumm, ESPEO, mars – août 1999.
Encadrement scientifique : Christophe Léger (50 %) et Véronique Eder (50 %).
Quantification de la cinétique segmentaire du ventricule gauche.
- [G9] Jean-Luc Viallet, ESPEO, juin – août 1999.
Encadrement scientifique : Christophe Léger.
Amélioration du programme VG4D de reconstruction 4D volumique du cœur par échographie.
- [G10] Olivier Douvenot, ESPEO, juin – août 1999.
Encadrement scientifique : Christophe Léger.
Recalage de volumes cardiaques obtenus par tomographie-synchronisée en vue de leur comparaison avec des volumes obtenus par échographie 4D.
- [G11] Jérôme Blancher, ESPEO, mars – août 2002.
Encadrement scientifique : Christophe Léger.
Imagerie 3D du ventricule gauche du cœur par sonde échographique tournante.
- [G12] Iain Barrett, Université de Glasgow, Écosse, juillet – décembre 2002.
Encadrement scientifique : Christophe Léger.
Detection of left ventricle contours for reconstruction in 4D.

- [G13] Julien Lasne, DESS Ingénierie Mathématiques et Outils Informatiques, Option Traitement du Signal, Université d'Orléans, mai – août 2003.
Encadrement scientifique : Christophe Léger.
Interpolation de surfaces : comparaison des algorithmes de Szeliski et MH3D.

7.4. Collaborations

7.4.1 Collaborations Scientifiques

- [H1] De mars à septembre 1997, détachement dans l'équipe du Professeur James S. Duncan de l'École de Médecine de l'Université de Yale (USA), pour collaborer dans le cadre du programme VG4D.
- [H2] Services de Cardiologie et de Médecine Nucléaire du Centre Hospitalier d'Orléans (Long-Dang Nguyen, Fabienne Thérain, Dominique Debrun).
- [H3] Service de Médecine Nucléaire in vivo et d'Ultrasons du Centre Hospitalier Universitaire Trousseau de Tours (Jean-Marie Pottier, Véronique Eder).
- [H4] Service de Médecine Nucléaire de l'Academic Medical Centre, Amsterdam, Pays Bas (Ellinor Busemann-Sokole, Jacco Visser).
- [H5] Laboratoire d'Informatique Fondamentale d'Orléans de l'Université d'Orléans (Gaétan Hains, Emmanuel Melin).
- [H6] Département de Mathématiques, Université de Caracas, Vénézuéla (Iléana Iribarren).
- [H7] Laboratoire de Mathématiques et Applications, Physique Mathématique d'Orléans (Maïtine Bergounioux).

7.4.2 Collaborations Industrielles

- [H8] Société Vermon de Tours, constructeur de sondes ultrasonores (Rémi Dufait, Pascal Chatain, Stéphane Mailait, Pascal Mauchamp).
- [H9] Philips Ultrasons (Advanced Technology Laboratories) Seattle, USA, (Jacques Souquet, Helen Routh, Roy Peterson).
- [H10] Philips Research France, Suresnes (Antoine Collet-Billon, Olivier Gérard, Marie Jacob).
- [H11] Esaote France, Le Perreux (Lucinao Schiavini), Esaote Italie, Gênes et Florence (Marco Brusacà).
- [H12] Société Segami (Paris), développeur d'une plate-forme logicielle de reconstruction et de traitement d'images de Médecine Nucléaire (Philippe Briandet, Jean-Yves Roul).

7.4.3 Affiliations Scientifiques

[H13] Membre du GDR PRC-ISIS (Information, Signal, Image et viSion) du CNRS, et plus particulièrement du GT3 « Reconstruction et Modélisation 3D ».

[H14] Membre IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineering).

[H15] Membre de la Société Française de Génie Biologique et Médical.

8 - Bibliographie

- [1] J. C. Bamber, C. Daft, "Adaptative filtering for reduction of speckle in ultrasound pulse echo images", *Ultrasonics*, pp. 41-44, Jan 1986.
- [2] K. Z. Abd-Elmoniem, A. M. Youssef, Y. M. Kadah, "Real-time speckle reduction and coherence enhancement in ultrasound imaging via nonlinear anisotropic diffusion", *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 49(9):997-1014, Sept 2002.
- [3] M. P. Wachowiak, R. Smolikova, A. S. Elmaghraby, J. M. Zurada, "Classification and estimation of ultrasound speckle noise with neural networks", *Proceedings of the IEEE International Symposium on Bio-Informatics and Biomedical Engineering (BIBE'00)*, 2000.
- [4] X. Hao, S. Gao, X. Gao, "A novel multiscale nonlinear thresholding method for ultrasonic speckle suppressing", *IEEE Trans. on Medical Imaging*, 18(9):787-794, Sept. 1999.
- [5] L. Gergault, C. Cachard, G. Gimenez, "Simulation of echographic image of contrast agent", *Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium*, 2:1815-18, Oct. 1998.
- [6] L. J. Crouse, J. Cheirif, D. E. Hanley, J. A. Kisslo, A. J. Labowitz, J. S. Raichlen, R. W. Schutz, P. M. Shah, M. D. Smith, "Opacification and border delineation improvement in patients with suboptimal endocardial border definition in routine echocardiography: results of the phase III Alunex multicenter trial", *J AM Coll Cardiol*, 22:1494-1500, 1993.
- [7] J. L. Cohen, J. Cheirif, D. Segar, L. D. Gillam, J. S. Gottdiener, E. Hausnerova, D. E. Bruns, "Improved left ventricular endocardial border delineation and opacification with Optison (FS069), a new echocardiographic contrast agent – Results of phase III multicenter trial", *J Am Coll Cardiol*, 32:746-752, 1998.
- [8] T. L. Force, E. D. Folland, N. Aebischer, S. Sharma, A. F. Parisi, "Echocardiography assessment of ventricular function", *Cardiac Imaging*, M. L. Marcus, R. H. Schelbert, D. J. Skorton, G. L. Wolf, WB Saunders Company 374-401, 1991.
- [9] R. B. Devereux, N. Reichek, "Echocardiographic determination of left ventricular mass in man. Anatomic validation of the method", *Circulation*, 55(4):613-8, April 1977.
- [10] L. E. Teichholz, T. Kreulen, M. V. Herman, R. Gorlin, "Problems in echocardiographic volume determinations: echocardiographic-angiographic correlations in the presence of absence of asynergy", *American Journal of Cardiology*, Jan;37(1):7-11, 1976.
- [11] M. L. Chuang, R. A. Beaudin, M. F. Riley, M. G. Mooney, W. J. Mannin, P. S. Douglas, M. G. Hibberd, "Three-dimensional echocardiographic measurement of left ventricular mass: comparison with magnetic resonance imaging and two-dimensional echocardiographic determinations in man", *International Journal of Cardiac Imaging*, 16(5):347-57, October 2000.
- [12] M. A. Quinones et Al., "ACC/AHA clinical competence statement on echocardiography", *J Am Coll Cardiol*, 41:687-708, 2003.
- [13] M. L. Chuang, R. A. Parker, M. F. Riley, M. A. Reilly, "Three-dimensional echocardiography improves accuracy and compensates for sonographer

- inexperience in assessment of left ventricular ejection fraction”, *J Am Soc Echocardiogr* 12(5):290-9, May 1999.
- [14] E. A. Geiser, L. G. Christie, D. A. Connetta, C. R. Conti, G. S. Gossman, “A mechanical arm for spatial registration of two-dimensional echocardiographic sections”, *Catheretization and Cardiovascular Diagnosis*, 8:89-101, 1982.
- [15] D. L. King, M. Y. Shao, “Evaluation of *in vitro* measurement accuracy of a three dimensional ultrasound scanner”, *Journal of Ultrasound Medicine*, 10:77-82, 1991.
- [16] R. A. Levine, A. E. Weyman, M. D. Handschumacher, “Three-dimensional echocardiography: techniques and applications”, *American Journal of Cardiology*, 69:121-130, 1992.
- [17] I. Pratikakis, C. Barillot, P. Darnault, “Towards free-hand 3D Ultrasound”, *Rapport interne INRIA*, N°4399, 18 pages, 2002.
- [18] T. R. Nelson, T. T. Elvins, “Visualization of 3D ultrasound data”, *IEEE Computer Graphics and Applications*, 13(6):50-57, 1993.
- [19] T. C. Hodges, P. R. Detmer, D. H. Burns, K. W. Beach, “Ultrasonic three-dimensional reconstruction: *in vitro* and *in vivo* volume and area measurements”, *Ultrasound in Med. and Biol.*, 20:719-729, 1994.
- [20] M. E. Legget, D. F. Leotta, E. L. Bolson, J. A. McDonald, R. W. Martin, X.-N. Li, C. M. Otto, F. H. Sheehan, “System for quantitative three-dimensional echocardiography of the left ventricle based on magnetic-field position and orientation sensing system”, *IEEE Trans. Bio. Eng.*, 45:494-504, 1998.
- [21] F. Rousseau, C. Barillot, “Quality assessment of electromagnetic localizers in the context of 3D Ultrasound”, *Rapport interne INRIA*, N°4408, Septembre 2002.
- [22] A. Salustri, J. R. T. C. Roelandt, “Ultrasonic three-dimensional reconstruction of the heart”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, 21(3):281-93, 1995.
- [23] N. Bruining, C. Lancée, J. R. T. C. Roelandt, N. Bom, “Three-dimensional echocardiography paves the way towards virtual reality”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, 26(7):1065-74, 2000.
- [24] JP. Lethor, G. Winterfeldt, M. Berger, M. Handschuhmacher, I. Marcon, “A new and fast automated System for Four Dimensional Reconstruction of the left Ventricle Using Transthoracic Echographic Images”, *Computers in Cardiology*, Sept. 1997, Lund.
- [25] J. Roelandt, A. Salustri, B. Mumm, W. Vletter, “Precordial three-dimensional echocardiography with a rotational imaging probe: methods and initial clinical experience”, *Echocardiography*, 1995 May;12(3):243-52.
- [26] F. H. Sheehan, “Three dimensional echocardiography, approaches and applications” in: C. M. Otto, *Practice of clinical echocardiography*, Philadelphia: WB Saunders, p. 202-235, 2002.
- [27] H. Wollschläger, A. M. Zeiner, H. P. Klein, A. Geibel, S. Wollschläger, “Transesophageal echo computer tomography (ECHO-CT): a new method for perspective views of the beating heart”, *Circulation*, 82(suppl.3):III-670, 1990.
- [28] J. R. T. C. Roelandt, F. J. Ten Cate, W. B. Vletter, M. A. Taams, “Ultrasonic dynamic three-dimensional of the heart with a multiplane transesophageal imaging transducer”, *Journal of American Society of Echocardiography*, 7:217-29, 1994.
- [29] O. T. von Ramm, “Real-time volumetric ultrasound imaging system”, *Journal of Digital Imaging*, 3:261-6, 1990.

- [30] K. H. Sheikh, S. W. Smith, O. T. von Ramm, J. Kisslo, "Real-time, three-dimensional echocardiography: feasibility and initial use", *Echocardiography*, 8:119-25, 1991.
- [31] J. R. T. C. Roelandt, "Three-dimensional echocardiography: the future today!", *Computers & Graphics*, 24:715-29, 2000.
- [32] C. T. Lancée, N. de Jong, F. C. van Egmond, N. Bom, J. R. T. C. Roelandt, "Three-dimensional echo acquisition by a fast-rotating phased array probe", *Symposium on Echocardiology*, Rotterdam, June 23-25, 1999.
- [33] K. K. Djoa, N. De Jong, F. C. van Egmond, J. D. Kasprzak, W. B. Vletter, C. T. Lancée, A. F. W. Van Der Steen, N. Bom, J. R. T. C. Roelandt, "A fast rotating scanning unit for real-time three-dimensional echo data acquisition", *Ultrasound in Medicine and Biology*, 26(5):863-869, 2000.
- [34] A. Chakraborty, L. H. Staib, J. Duncan, "Deformable boundary finding in medical images by integrating gradient and region information", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 15:859-70, 1996.
- [35] M. Ariet, E. A. Geiser, S. M. Lupkiewicz, D. A. Cornetta, C. R. Conti, "Evaluation of a three-dimensional reconstruction to compute left ventricular volume and mass", *American Journal of Cardiology*, 54:415-20, 1984.
- [36] J. S. Raichlen, S. S. Trivedi, G. T. Herman, M. G. St John Sutton, N. Reichek, "Dynamic three dimensional reconstruction of the left ventricle from two-dimensional echocardiograms", *Journal of American College of Cardiology*, 8:364-70, 1986.
- [37] D. C. Wilson, E.A. Geiser J. H. Li, "Feature extraction in two-dimensional short-axis echocardiographic images", *Journal of Math. and Image Vision*, 3: 285-298, 1993.
- [38] G. D. Stetten, S. M. Pizer, "Medial-node models to identify and measure objects in real-time 3D-echocardiography", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 18:1025-34, 1999.
- [39] J. F. Brinkley, "Knowledge driven ultrasonic three-dimensional organ modelling", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 7:431-41, 1985.
- [40] A. Pentland, "Recognition by parts". *IEEE International Conference in Computer Vision*, 612-20, 1987.
- [41] J. Park, D. Metaxas, L. Axel, "Analysis of left ventricular wall motion based on volumetric deformable models and MRI-SPAMM", *Medical Image Analysis*, 1(1): 53-71, 1996.
- [42] E. Bardinet, L. D. Cohen, N. Ayache, "Tracking and motion analysis of the left ventricle with deformable superquadrics", *Medical Image Analysis*, 1(2): 129-149, 1996.
- [43] P. Linares, L. Rodriguez, G. Montilla, "Genetic algorithm fitting of deformable superquadrics applied to left ventricle visualization", *Computers in Cardiology*, 657-660, September 13-16 1998.
- [44] M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos, "Snakes: Active contour models", *International Journal of Computer Vision*, 1:312-31, 1988.
- [45] S. Lobregt, M. A. Viergever, "A Discrete Dynamic Contour Model", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 14(1):12-24, 1995.
- [46] V. Chalana, D. Linker, D. Haynor, Y. Kim, "A multiple active contour model for cardiac boundary detection on echocardiographic sequences", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 15(3): 290-8, 1996.

- [47] P. L. Bossart, D. David, J. M. Dinten, J. M. Chassery, "Detection of regular boundaries in noisy and textured images: a multiscale active contour approach", *Traitement du Signal*, 14(2):209-25, 1997.
- [48] D. Terzopoulos, "Matching deformable models to images: direct and iterative solutions", *Topical Meeting on Machine Vision Technical Digest Series*, 12:164-67, 1987.
- [49] F. Leymarie, M. D. Levine, "Tracking deformable objects in the plane using an active contour model", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 15(6): 617-34, 1993.
- [50] V. Courboulay, R. Lédée, "Automatic adjustment of active contour model parameters for echocardiographic sequences", *13th Symposium on Echocardiology*, Rotterdam, June 23-25, 1999.
- [51] L. D. Cohen, "On active contour models and balloons", *CVGIP: Image Understanding*, 53(2): 211-8, 1991.
- [52] L. H. Satib, J. S. Duncan, "Boundary finding with parametrically deformable models", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14(11):1061-75, 1992.
- [53] L. H. Satib, J. S. Duncan, "Model-based deformable surface finding for medical images", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 15(5): 720-31, 1992.
- [54] M. Song, R. Haralick, F. Sheehan, R. Johnson, "Integrated surface model optimization for freehand three-dimensional echocardiography", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(9):1077-90, 2002.
- [55] J. H. Hokland, P. A. Kelly, "Markov models of specular and diffuse scattering in restoration of medical ultrasound images", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 43(4):660-9, 1996.
- [56] J. Feng, W. Lin, C. Chen, "Epicardial boundary detection using fuzzy reasoning", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 10(2):187-99, 1991.
- [57] G. Coppini, R. Poli, G. Valli, "Recovery of the 3D shape of the left ventricle from echocardiographic images", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 14(2):301-317, 1995.
- [58] M. Breji, M. Sonka, "Automated design of optimal border detection criteria: learning from image segmentation examples", *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE*, 2:542-5, 10 Oct-2 Nov, 1997.
- [59] L. Kahl, R. Orglmeister, K. J. G. Schmailzl, "A neural network based classifier for ultrasonic raw data of the myocardium", *Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium*, 2:1173-76, 5-8 Oct, 1997.
- [60] N. Friedland, D. Adam, "Automatic ventricular cavity boundary detection from sequential ultrasound images using simulated annealing", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 8:344-53, 1989.
- [61] A. Ghiachetti, "On-line analysis of echocardiographic image sequence", *Medical Image Analysis*, 2(3):261-84, 1998.
- [62] D. P. V. Moreau, "Estimation and analysis of the deformation of the cardiac wall using Doppler tissue imaging", *International Conference on Pattern Recognition*, 2002.
- [63] I. Wolf, M. Hastenteufel, R. De Simone, M. Vetter, G. Glombitza, S. Mottl-Link, C. Vahl, H.-P. Meinzer, "ROPES: a semi-automated segmentation method for accelerated analysis of three-dimensional echocardiographic data", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(9):1091-104, 2002.

- [64] J. Montagnat, M. Sermesant, H. Delingette, G. Malandain, N. Ayache, "Anisotropic filtering for model-based segmentation of 4D cylindrical echocardiographic images", *Pattern Recognition Letters*, 24:815-28, 2003.
- [65] X. Ye, J. A. Noble and D. Atkinson, "3-D freehand echocardiography for automatic left ventricle reconstruction and analysis based on multiple acoustic windows", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(9):1051-8, 2002.
- [66] G. I. Sanchez-Ortiz, G. J. T. Wright, N. Clarke, J. Declerck, A. P. Banning and J. A. Noble, "Automated 3-D echocardiography analysis compared with manual delineations and SPECT MUGA", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(9):1069-76, 2002.
- [67] O. Gérard, A. C. Billon, J. M. Rouet, M. Jacob, M. Fradkin and C. Allouche, "Efficient model-based quantification of left ventricular function in 3-D echocardiography", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(9):1059-68, 2002.
- [68] E. D. Angelini, A. F. Laine, S. Takuma, J. W. Holmes, S. Homma, "LV Volume quantification via spatiotemporal analysis of real-time 3-D echocardiography", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20(6):457-69, 2001.
- [69] A. Sarti, K. Mikula, F. Sgallari, "Nonlinear multiscale analysis of three-dimensional echocardiographic sequences", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 18(6):453:66, 1999.
- [70] R. Szeliski, "Fast interpolation using hierarchical basis functions", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 12(6):513-28, 1990.
- [71] A. Robert, "Modélisation du ventricule gauche et de ses déformations par les superquadriques et les hyperquadriques", *Innovation et Technologie en Biologie et Médecine (ITBM)*, 16(3):258-276, 1995.
- [72] A. Robert, "Etude de la forme et du mouvement du cœur à partir de données lacunaires", thèse soutenue le 2 février 1996, Paris XII-Créteil.
- [73] J. J. N. Visser, E. Busemann Sokole, H. van de Stadt, M. C. Shehata, J. Jaspers, W. Scheurs, S. P. Anroedh, B. van Eck-Smit, "A new 3-D gated dynamic cardiac phantom: quality control of volume and ejection fraction in gated myocardial SPECT", *5th International Conference of Nuclear Cardiology*, May 2-5, 2001 Vienna, Austria.
- [74] J. J. N. Visser, E. Busemann Sokole, H. Verberne, J. Habraken, H. van de Stadt, J. Jaspers, M. Shehata, P. Heeman, B. van Eck-Smit, "A realistic 3-D gated cardiac phantom for quality control of gated myocardial perfusion SPET: the Amsterdam gated (AGATE) cardiac phantom", *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 19: November 2003.
- [75] K. Nichols, D. Lefkowitz, T. Faber, R. Folks, D. Cooke, E. Garcia, S. Yao, E. Gordon De Puey, A. Rozanski, "Echocardiographic validation of gated SPECT ventricular function measurements", *The Journal of Nuclear Medicine*, 2000, 41(8):1308-1313.
- [76] A. S. Gopal, A. M. Keller, Z. Shen, P. M. Sapin, K. M. Schroeder D. L. King Jr, D. L. King, "Three-dimensional echocardiography: *in vitro* and *in vivo* validations of the left ventricular mass and comparison with conventional echocardiographic methods", *Journal of American College of Cardiology*, 24:504-13, 1994.
- [77] A. F. Frangi, W. J. Niessen, M. A. Viergever, "Three-dimensional modeling for functional analysis of cardiac images: a review (invited paper)", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20(1):2-25, 2001.

- [78] R. N. Rohling, A. H. Gee, L. Berman, "Automatic registration of 3-D ultrasound images", *Ultrasound in Medicine and Biology*, 24:841-54, 1998.
- [79] R. Shekhar, V. Zagrodsky, "Mutual information-based rigid and nonrigid registration of ultrasound volumes", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(1):9-22, 2002.
- [80] T. Mäkelä, P. Clarysse, O. Sipilä, N. Pauna, Q. C. Pham, T. Katila, I. Magnin, "A review of cardiac image registration", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(9):1011-21, 2002.

PARTIE 3 : ACTIVITÉS ADMINISTRATIVES

1 - Responsabilités liées à la recherche

Mes activités de recherche ont débuté en septembre 1990, dès l'obtention de mon DESS EEA, lorsque j'ai choisi de compléter ma formation plutôt « industrielle et professionnelle » par une approche « recherche ». J'ai intégré l'équipe « Électronique » (4 personnes) du GREMI (Groupe de Recherches sur l'Énergétique des Milieux Ionisés, laboratoire de l'Université d'Orléans) pour préparer une thèse sous la direction de Jacques Thiel. A partir de 1992, cette équipe du GREMI s'est constituée en un nouveau laboratoire : le LESI (Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images), reconnu Équipe d'Accueil n°1715 par le Ministère de l'Éducation Nationale, de la Recherche et de la Technologie en janvier 1993. J'ai participé activement à la création et au développement du LESI. Dans une structure jeune comprenant peu de personnel, il est à la fois nécessaire et extrêmement motivant de s'impliquer directement dans des activités collectives. C'est ainsi que parallèlement à mes travaux scientifiques, j'ai assuré diverses tâches liées à l'animation du laboratoire ou de la communauté scientifique à laquelle j'appartiens.

1.1. Responsabilité de l'équipe VG4D du LESI (depuis 1998)

Après une période de deux ans de co-direction avec Jacques Thiel, j'ai accepté en janvier 1998 la responsabilité de l'animation scientifique de l'équipe VG4D du LESI, une des trois équipes de recherche du laboratoire. L'équipe VG4D est composée de 7 permanents (3 enseignants-chercheurs du LESI, 2 médecins et 1 chimiste du CHR d'Orléans, 1 médecin du CHU Trousseau de Tours), et des doctorants ou stagiaires (DEA). Outre la coordination quotidienne des activités de l'équipe, j'anime depuis 6 ans des réunions mensuelles où sont définies la stratégie du groupe, les activités de l'équipe de recherche, les collaborations médicales et industrielles, etc.

1.2. Membre du Conseil de Laboratoire du LESI (depuis 1996)

Depuis 1996, je suis membre du Conseil de Laboratoire du LESI. Cette instance, composée du Directeur du Laboratoire (Rachid Harba), des responsables des axes de recherche (Rachid Harba, Guy Lamarque, et moi-même), ainsi que du Directeur de CRESITT Industrie (Centre Régional en Électronique et Systèmes pour l'Innovation par les Transferts de Technologies dans l'Industrie, organisme de Transferts de Technologies adossé à Polytech'Orléans et au LESI, dirigé par Serge Gasnier) se réunit une fois par semaine pour suivre les activités scientifiques et veiller au bon fonctionnement du laboratoire.

1.3. Responsabilité de la gestion financière du LESI (de 1999 à 2003)

En 1999, la gestion financière des laboratoires rattachés à la composante ESPEO leur ayant été directement confiée, j'ai pris en charge celle du LESI, en particulier à travers l'utilisation du logiciel de comptabilité NABuCo (Nouvelle Approche BUdgétaire et COMptable). Cette tâche m'a permis de m'initier aux règles (complexes) de la comptabilité publique, ainsi qu'aux procédures administratives (nombreuses) qui l'accompagnent.

1.4. Responsabilité informatique du LESI (de 1992 à 2000)

De 1992 à 2000, j'ai été responsable de l'informatique du LESI. De cette activité très consommatrice en temps, je ne conserve aujourd'hui que le développement et la mise à

jour des pages Web du laboratoire, consultables à l'adresse <http://www.univ-orleans.fr/polytech/LESI>.

1.5. Membre de la Commission de Spécialistes de 27^{ème} section (1996-1998)

De février 1996 à juin 1998, j'ai été membre de la Commission de Spécialistes de 27^{ème} section (Informatique) de l'Université d'Orléans. J'ai ainsi pu participer avec intérêt aux travaux d'une commission de spécialistes différente, mais néanmoins proche, de celle à laquelle j'appartiens (61^{ème} section, Automatique, Génie Informatique et Traitement du Signal), et renforcer les liens privilégiés que j'entretiens avec les enseignants - chercheurs du Laboratoire d'Informatique Fondamentale d'Orléans (LIFO).

1.6. Expertises

A plusieurs reprises, j'ai été contacté par les revues « Traitement du Signal » et « Medical Image Analysis » pour expertiser des articles aux thèmes proches de mon domaine de recherche.

En 1996, j'ai été sollicité par l'ANVAR (Agence Nationale de Valorisation de la Recherche) pour réaliser l'expertise d'une société informatique. Cette nouvelle expérience a été pour moi l'occasion de mettre en pratique mon savoir-faire informatique dans des environnements différents de l'enseignement ou de la recherche.

2 - Responsabilités liées à l'enseignement

2.1. Responsabilité administrative du DESS EEA (1994-1995)

En 1994-1995, j'ai assuré la responsabilité du DESS EEA « Systèmes temps-réel, Acquisition et Traitement du Signal et des Images ». J'ai à ce titre participé à la sélection des candidats, à la gestion des emplois du temps et des intervenants extérieurs, à la collecte et la préparation des résultats pour le jury d'examen, etc... J'ai également suivi, en liaison avec les ingénieurs responsables, les stages d'étudiants en entreprise (quatre mois). Cette première expérience très profitable m'a enthousiasmé, même si elle a été de courte durée puisqu'elle a correspondu à l'extinction du DESS, remplacé dès septembre 1995 par la dernière année d'école ESPEO.

2.2. Responsabilité de l'option « Traitement de l'information » de l'ESPEO (1994-1998)

Dès 1991-1992, j'ai participé à l'élaboration du dossier de demande de création de l'ESPEO, en m'impliquant plus particulièrement dans la discipline informatique. Lorsque j'ai été nommé Maître de Conférences à l'ESPEO en septembre 1994, j'ai assuré la responsabilité de l'option *Traitement de l'Information*, une des quatre options de dernière année de l'ESPEO. Ma tâche principale a été de veiller à la cohérence de tous les enseignements du secteur en troisième et quatrième années d'école (après deux années de tronc commun, la troisième année correspond aux premières différenciations des enseignements). Par ailleurs, il fallait adapter le contenu des enseignements pour éviter les redondances ou les lacunes, et animer l'équipe enseignante.

2.3. Responsabilité du secteur « Informatique-Signaux-Images » de l'ESPEO (1998-2002)

En 1998, l'ensemble de la structure pédagogique complète de l'ESPEO a été modifiée, afin de supprimer la césure entre le tronc commun (première et deuxième années) et les spécialisations (troisième et dernière années). Une nouvelle organisation « verticale » a été mise en place, pour permettre une meilleure cohérence des enseignements, par discipline, pendant les quatre années d'école, et améliorer la formation des ingénieurs. A l'occasion de cette réorganisation, la responsabilité de tout le secteur pédagogique *Informatique - Signaux - Images* de l'ESPEO m'a été confiée.

2.4. Responsabilité de la filière « Electronique-Signaux-Images » de Polytech'Orléans (depuis 2002)

En avril 2002, Polytech'Orléans a été créé pour regrouper les deux écoles d'ingénieurs universitaires ESPEO et ESEM (École Supérieure de l'Énergie et des Matériaux). Cette création s'est accompagnée de nombreuses actions visant à rapprocher les deux écoles. C'est ainsi que j'ai participé (en 1999 et 2000) aux travaux d'un groupe technique de six enseignants chercheurs, nommés par le Président de l'Université pour élaborer un projet de programme pédagogique et d'organisation du cycle préparatoire commun aux deux écoles. D'autre part, la création effective de Polytech'Orléans a entraîné une réorganisation des activités administratives et pédagogiques de l'ESPEO. J'ai été nommé responsable de la filière ESI (Électronique-Signaux-Images) qui regroupe les deux anciens secteurs pédagogiques *Electronique* et *Informatique - Signaux - Images* de l'ESPEO. Je remplis la

mission de définition, de coordination et d'organisation des enseignements, en concertation avec les enseignants, pour fixer les objectifs et les contenus pédagogiques de la formation. A ce titre, je participe au Comité des Formations de Polytech'Orléans (2 réunions par mois).

2.5. Responsabilité du Service SI, TICE et FOAD

L'intérêt et le goût que je porte à l'informatique, l'utilisation que j'en ai tant en enseignement qu'en recherche, m'ont conduit à accepter la responsabilité de la gestion du parc informatique de l'ESPEO, de 1994 à 2003, puis du Service SI (Système d'Information), TICE (Technologies de l'Information et de la Communication pour l'Enseignement) et FOAD (Formation Ouverte et À Distance) de Polytech'Orléans depuis septembre 2003. Ce service, composé de 8 enseignants-chercheurs et de 4 personnels techniques, permet de coordonner toutes les actions développées autour des technologies numériques. Il est en charge de la politique d'orientation commune aux deux sites de l'école, dans les domaines de l'information, la formation, l'informatique, l'audiovisuel et la reprographie. Il travaille en cohérence avec le Réseau Polytech et l'Université d'Orléans. Après validation par le Comité de Direction, il procède à la mise en œuvre des actions retenues. L'activité du service s'étend à l'ensemble de Polytech'Orléans, du CIP aux filières.

3 - Autres responsabilités administratives

Outre les responsabilités liées directement à la recherche et à l'enseignement, je me suis également impliqué avec enthousiasme dans plusieurs autres activités collectives.

3.1. Membre du Conseil d'Administration de l'Université d'Orléans (1998-2002)

En 1998, j'ai été élu pour quatre ans au Conseil d'Administration de l'Université. La participation à cette instance m'a permis de mieux appréhender l'importance et la difficulté de la gestion d'une université.

3.2. Membre du Conseil des Études et de la Vie Universitaire (CEVU) (depuis 2002)

En 2002, à l'occasion du renouvellement des trois conseils de l'Université, j'ai souhaité me présenter au Conseil des Études et de la Vie Universitaire (CEVU). Si le Conseil d'Administration apporte une vision complète de la gestion de l'Université, mon engagement au CEVU correspond à une contribution personnelle plus concrète et active à la vie de l'Université.

3.3. Membre du Conseil de Polytech'Orléans (depuis 2003)

Dès la création de Polytech'Orléans, j'ai souhaité contribuer à la mise en place de l'école en faisant partie de son Conseil. Élu au printemps 2003, j'ai participé à plusieurs temps forts de l'école : élection du Directeur, définition des orientations stratégiques, rédaction du dossier de demande d'habilitation de Polytech'Orléans à la Commission des titres d'ingénieur (CTI).

3.4. Membre du Comité d'Orientation du CITU (depuis 1998)

Dans le domaine de l'informatique, j'ai participé, dès sa création, au Comité d'Orientation de la politique informatique de l'Université d'Orléans. Composé de quatre membres désignés par le Président de l'Université, ce comité consultatif a pour mission de définir la stratégie globale de l'Université dans les domaines des Technologies de l'Information et de la Communication. Parallèlement, je fais également partie de la commission Web de l'Université, dont le travail a récemment consisté à la refonte du site web de l'établissement.

PARTIE 4 : ACTIVITÉS D'ENSEIGNEMENT

1 - Enseignements réalisés

Après une formation initiale classique en génie électrique (Licence, Maîtrise et DESS en Électronique, Électrotechnique et Automatique, EEA), je me suis très rapidement passionné pour l'informatique. C'est la raison pour laquelle j'enseigne aujourd'hui cette discipline, principalement dans les domaines situés à la frontière de l'électronique et de l'informatique :

- Informatique industrielle
- Langages de Programmation évolués
- Systèmes et Réseaux Informatiques
- Traitement du signal et de l'image

1.1. Filière EEA (1990-1994)

Comme vacataire en 1990-1991, puis pendant ma deuxième année de monitorat de l'Enseignement Supérieur en 1992-1993, et enfin en tant qu'Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche (ATER) en 1993-1994, j'ai assuré des cours, travaux dirigés et travaux pratiques d'informatique [E1]⁶ et d'électronique qui s'adressaient à des étudiants de Licence, Maîtrise et DESS en Électronique, Électrotechnique et Automatique (EEA). En 1993, pour répondre à l'évolution de l'environnement professionnel en informatique industrielle, j'ai introduit un module de langage C++ dans le DESS « Systèmes temps-réel, Acquisition de Traitement du Signal et des Images ».

C++/X11/PHIGS DESS EEA	CM : 27h00 TD : 27h00	Éléments du langage, objets et classes, constructeurs, polymorphisme, fonctions et d'opérateurs, flux, bibliothèques graphiques
C/Unix/Stations DESS EEA	CM : 12h00	Éléments du langage C, instructions conditionnelles et itératives, tableaux, pointeurs, fonctions, fichiers, système Unix
Pascal Licence EEA	TD : 6h00	Éléments du langage, instructions conditionnelles et itératives, tableaux, fichiers
Électronique Licence EEA	TP : 40h00	transistor à effet de champ, amplificateur différentiel, circuits logiques, VCO, convertisseur fréquence – tension

1.2. École Supérieure des Procédés Électroniques et Optiques (1994-2002), puis Polytech'Orléans (depuis 2002)

Depuis le remplacement de la filière EEA par l'ESPEO puis par Polytech'Orléans, j'ai assumé la responsabilité de plusieurs modules d'enseignement et de projet, dont les plus significatifs sont présentés par année d'études dans les tableaux suivants.

2^{ème} année		
Système Unix	TP : 10h00	Commandes de base d'Unix, principales applications, environnement réseau, gestion d'un projet : make, fichier de chaînage, fichiers *.lib, utilitaires de développement :

⁶ La liste de mes publications d'enseignement est présentée à la page 85.

		x1C, dbx, make, lint,...
Langage C++ [E2], [E10]	CM : 24h00 TP : 26h00	Éléments du langage, boucles, instructions conditionnelles, branchements, préprocesseur et directives de compilation, tableaux et pointeurs, méthodes, constructeurs et destructeurs, polymorphisme et héritage flux, généricité, exceptions
Programmation Windows [E3]	CM : 24h00 TP : 26h00	Architecture document / vue, sérialisation, boîtes de dialogue, DLL
Signaux Déterministes [E9]	CM : 20h00 TD : 4h00	Dualité temps-fréquence pour les signaux électroniques et optiques, présentation des méthodes calculatoires analytiques et numériques

3 ^{ème} année		
Systèmes Informatiques [E5]	CM : 10h00	Architecture générale d'un ordinateur : étude à partir du PC, microprocesseurs, mémoires, périphériques
Méthodologie Objet [E4], [E11]	CM : 20h00 TD : 10h00 TP : 20h00	Abstraction des données, gestion mémoire, construction – destruction - redéfinition, héritage et polymorphisme, règles de codage

4 ^{ème} année		
Traitement des Images [E8], [E14] (cours suivi par les élèves du DESS IMO de la Faculté des Sciences)	CM : 12h00 TD : 4h00 TP : 10h00	Traitements de base : traitements par points, filtrage, morphologie mathématique, segmentation, traitements globaux, introduction à l'imagerie médicale
Projet « Systèmes Industriels en ESI » [E15]		Coordination (16 projets), encadrement scientifique et informatique (2 à 3 projets pendant quatre semaines). Exemples de sujets encadrés : sélection et zoom automatique de zones d'intérêt dans des images médicales, rendu réaliste d'imagerie cardiaque 3D, générateur automatique de fichier d'alias, ...

5 ^{ème} année		
Génie Logiciel	CM : 2h00 TP : 16h00	Programmation événementielle, compléments de programmation Windows : threads, outils de développement, aide intégrée, technologie COM, interfaçage d'applications avec des bases de données
Réseaux-Télécoms [E7], [E13]	CM : 10h00 TP : 10h00	Partie réseaux informatiques : modèles de communication, ISO / IEEE, exemple de l'Internet, constitution physique des réseaux locaux, administration réseau (sous Linux)
Visionique [E6], [E12]	CM : 6h00 TP : 10h00	Extraction de primitives, mise en correspondance, contours et surfaces actives

Projets « Innovation Industrielle en TI » [E16]		Coordination (16 projets), encadrement scientifique et informatique (2 projets pendant huit semaines). Exemples de sujets encadrés : extraction de contours endocardiques dans des images échocardiographiques petit axe, intégration d'une application MFC dans un logiciel industriel, quantification de la cinétique segmentaire du ventricule gauche du cœur par imagerie nucléaire, comparaison locale de volumes cardiaques obtenus en échographie et en tomo-scintigraphie synchronisée, ...
---	--	---

Parallèlement à ces enseignements, j'encadre tous les ans (depuis 1994) une dizaine de stages d'élèves en entreprise. C'est pour moi l'occasion de suivre le travail réalisé par les élèves (entretiens avant le démarrage du stage, comptes-rendus hebdomadaires par courrier électronique, bilan de fin de stage, etc.), de prendre contact (téléphone ou visite) avec l'industriel de l'entreprise pour recueillir son avis sur le stagiaire, puis d'évaluer le travail réalisé (correction du rapport, exposé de soutenance du stage) [E17].

Comme tous les enseignants de l'école, j'assure également le tutorat d'élèves (quatre à six élèves par an). Plusieurs entretiens annuels permettent de faire le point sur tous les problèmes pédagogiques, administratifs, et parfois personnels rencontrés. Ces discussions directes et informelles avec les élèves, dans un cadre totalement différent de celui de l'enseignement, m'apportent beaucoup en termes de relations humaines. Il est également toujours très instructif (et souvent très étonnant) de prendre conscience de la manière dont les étudiants perçoivent la formation, les enseignants, l'administration de l'école ou l'université.

1.3. Perspectives

A travers les matières que j'enseigne et les responsabilités que j'exerce, j'ai été convaincu de l'intérêt, à la fois pour les étudiants mais aussi pour moi-même, d'enseigner une discipline liée aux travaux de recherche. Ces heures consacrées à l'enseignement m'ont permis bien souvent de prendre du recul quant aux questions posées en recherche, en les laissant reposer puis évoluer favorablement. Et même si j'ai dû apprendre, parfois avec difficulté, à concilier le temps passé pour enseigner avec celui nécessaire à mes activités de recherche, rien ne saurait me faire oublier le réel plaisir que j'éprouve aussi bien en préparant cours et travaux dirigés ou pratiques qu'au contact des étudiants. C'est pourquoi je souhaite poursuivre pleinement mon investissement personnel dans l'enseignement de l'informatique en général, et plus particulièrement du traitement du signal et de l'image au sein de Polytech'Orléans, et de l'Université.

Depuis que j'enseigne, je me suis efforcé d'utiliser des outils, en particulier l'outil informatique, pour accélérer et améliorer l'apprentissage des notions nouvelles par les étudiants. J'essaie ainsi d'illustrer le plus souvent possible les notions théoriques développées pendant mes cours par des programmes pédagogiques qui présentent des résultats graphiques. Dans ce domaine, l'évolution des technologies de l'information et de la communication ouvre de nouvelles perspectives pour l'auto apprentissage et l'auto évaluation par les étudiants. Les technologies XML et services WEB permettent

aujourd'hui de développer des outils complets de télé enseignement. Il serait dommage de ne pas tirer profit de l'enthousiasme des étudiants pour les technologies construites autour d'Internet pour compléter l'enseignement traditionnel, ou même développer de nouvelles formes d'enseignement. Même si le contact direct entre les étudiants et l'enseignant reste une étape essentielle de l'apprentissage, de nombreuses tâches répétitives de l'enseignement peuvent ainsi être réduites. Par exemple, je compte m'investir pour introduire à très court terme dans mes enseignements des méthodes d'auto évaluation. Associés à chaque cours, des questionnaires sous forme de QCM permettront aux élèves de vérifier le niveau de leurs connaissances. Parallèlement, je souhaite développer la mise à disposition « en ligne » des documents électroniques d'enseignement (polycopiés, logiciels, etc.), pour étendre les initiatives personnelles isolées déjà en cours. Enfin, je souhaite proposer de développer le télé-enseignement au sein de Polytech'Orléans, dans le cadre du programme d'enseignement à distance initié sur l'Université d'Orléans.

2 - Autres activités d'enseignement

2.1. Collaborations d'Enseignement

Mes activités d'enseignement m'ont conduit à développer deux types de collaborations pédagogiques.

- Collaborations liées à l'industrie avec une quarantaine d'entreprises régionales, nationales et internationales à travers les projets *Systèmes Industriels en ESI (informatique)* en troisième année et *Innovation Industrielle en TI* en dernière année Polytech'Orléans,
- Collaboration avec des enseignants d'autres universités : Gérard Jacquet, ISTASE, Université Jean Monnet de Saint Étienne, dans les deux disciplines traitement d'image et réseaux informatiques.

2.2. Logiciels pédagogiques

Pour répondre à des critères pédagogiques spécifiques, j'ai été amené à développer un logiciel de traitement d'images⁷. Écrit en C++, il est composé de classes et de méthodes rassemblées dans une bibliothèque. L'interface utilisateur a été définie pour une utilisation très simple par les élèves, même débutants. Les classes de la bibliothèque sont très facilement importables dans d'autres programmes, afin de pouvoir résoudre rapidement des problèmes spécifiques de traitement des images. Par ailleurs, les utilisateurs ont un accès total aux programmes sources, qui sont en diffusion libre. Ce logiciel est utilisé par de nombreux enseignants et anciens élèves.

J'ai également participé au développement d'une bibliothèque graphique⁸ de tracé de courbes et de surfaces (représentation 2D par grillage, niveaux de gris ou courbes de niveaux). Écrit à l'origine en Pascal, j'ai traduit en C ce logiciel, avant qu'il ne soit réécrit en POO (Programmation Orientée Objets). Également libre de droit, ce logiciel est utilisé dans de nombreux modules et projets Polytech'Orléans, ainsi que dans l'industrie où il se diffuse régulièrement grâce aux anciens élèves.

⁷ Appelé IMA.

⁸ Dénommée GET (Graphisme, Écran, Traceur) à l'origine, puis GSW (Graphisme Scientifique pour Windows) lors de sa réécriture en POO.

3 - Publications d'enseignement

3.1.1 Livre

- [E1] J. Thiel, **C. Léger**, G. Jacquet : *Turbo Initiation à la Programmation en Pascal*, 385 pages, Editions Masson, Paris, 1992.

3.1.2 Polycopiés de Cours

Tous les polycopiés de cours suivants sont disponibles « en ligne » à l'adresse :

<http://www.univ-orleans.fr/polytech/LESI/personnel/leger>

- [E2] **C. Léger**, *Cours de C++*, 98 pages, 1^{ère} année Polytech'Orléans, 1996.
- [E3] **C. Léger**, *Cours de programmation Windows*, 115 pages, 2^{ème} année Polytech'Orléans, 1998.
- [E4] **C. Léger**, *Cours de Méthodologie Objet*, 105 pages, 3^{ème} année Polytech'Orléans, 1998.
- [E5] **C. Léger**, *Cours de Systèmes Informatiques*, 33 pages, 3^{ème} année Polytech'Orléans, 1998.
- [E6] **C. Léger**, *Cours de Visionique*, 47 pages, dernière année Polytech'Orléans, 1998.
- [E7] G. Jacquet, **C. Léger**, *Cours de Réseaux Informatiques*, 138 pages, dernière année Polytech'Orléans, 1998.
- [E8] **C. Léger**, *Cours de Traitement d'Image*, 170 pages, 4^{ème} année Polytech'Orléans, 1999.
- [E9] J. Thiel, **C. Léger**, *Cours de Signaux Déterministes*, 81 pages, 2^{ème} année Polytech'Orléans, 2002.

3.1.3 Polycopiés de Travaux Dirigés et de Travaux Pratiques

- [E10] **C. Léger**, *Recueil de 16 sujets de TD et TP de C++*, 1^{ère} année Polytech'Orléans, 1996.
- [E11] **C. Léger**, *Recueil de 8 sujets de TD et TP de Méthodologie Objet*, 2^{ème} année Polytech'Orléans, 1998.
- [E12] **C. Léger**, *Recueil de 3 sujets de TP de Visionique*, dernière année Polytech'Orléans, 1998.
- [E13] **C. Léger**, *Recueil de 5 sujets de TP Réseaux Informatiques*, dernière année Polytech'Orléans, 1998.
- [E14] **C. Léger**, *Recueil de 8 sujets de TD et TP de Traitement d'Image*, 4^{ème} année Polytech'Orléans, 1999.

3.1.4 Fascicules de Projets

- [E15] **C. Léger**, *Organisation des TP-Projets Systèmes Industriels en ESI*, (4^{ème} année Polytech'Orléans).
- [E16] **C. Léger**, *Organisation des TP-Projets Innovation Industrielle en TI*, (dernière année Polytech'Orléans).
- [E17] F. Danin, **C. Léger**, *La présentation et la rédaction d'un rapport de stage*, (1^{ère} année Polytech'Orléans).

PARTIE 5 : ANNEXES

1 - Publications significatives

- [A1] **C. Léger**, J. Thiel, R. Lédée, F. Patat, L. Pourcelot, *Modélisation de Fourier du contour parasternal du ventricule gauche*, *Traitement du Signal*, Vol. 11, N°2, pp 155-169, 1994.
- [A3] Cl. Bonciu, **C. Léger**, G. Lamarque, R. Weber, *4D visualization of the left ventricle, using a rotating ultrasound probe during 4 cardiac cycles*, *Journal of Computing and Information Technology, Special Issue on Biomedical Image Processing and Analysis*, Vol. 6, N°4, pp 463-476, 1998.
- [A5] Cl. Bonciu, **C. Léger**, J. Thiel, *A Fourier-Shannon approach to closed contours modelling*, *Bioimaging (Institute of Physics Publishing)*, Vol. 6, pp 111-125, 1998.
- [A7] Cl. Bonciu, R. Weber, **C. Léger**, *4D reconstruction of the left ventricle during a single heart beat, from ultrasound imaging*, *Image and Vision Computing, Elsevier Eds*, Vol. 19, N°6, pp 401-412, April 2001.
- [A8] L. D. Nguyen, **C. Léger**, *Four-dimensional reconstruction of left ventricle using a fast rotating echocardiographic scan head: preliminary results*, *Journal of the American Society of Echocardiography*, Vol. 15, pp 593-600, 2002.

- [A1] **C. Léger**, J. Thiel, R. Lédée, F. Patat, L. Pourcelot, *Modélisation de Fourier du contour parasternal du ventricule gauche*, *Traitement du Signal*, Vol. 11, N°2, pp 155-169, 1994.

- [A3] Cl. Bonciu, **C. Léger**, G. Lamarque, R. Weber, *4D visualization of the left ventricle, using a rotating ultrasound probe during 4 cardiac cycles*, Journal of Computing and Information Technology, Special Issue on Biomedical Image Processing and Analysis, Vol. 6, N°4, pp 463-476, 1998.

- [A5] Cl. Bonciu, **C. Léger**, J. Thiel, *A Fourier-Shannon approach to closed contours modelling*, Bioimaging (Institute of Physics Publishing), Vol. 6, pp 111-125, 1998.

- [A7] Cl. Bonciu, R. Weber, **C. Léger**, *4D reconstruction of the left ventricle during a single heart beat, from ultrasound imaging*, Image and Vision Computing, Elsevier Eds, Vol. 19, N°6, pp 401-412, April 2001.

- [A8] L. D. Nguyen, **C. Léger**, *Four-dimensional reconstruction of left ventricle using a fast rotating echocardiographic scan head: preliminary results*, Journal of the American Society of Echocardiography, Vol. 15, pp 593-600, 2002.

2 - Fiches de modules enseignés

Signaux Déterministes (1^{ère} année ESPEO)

C++ sur Stations (1^{ère} année ESPEO)

Méthodologie Objet (2^{ème} année ESPEO)

Traitement des Images (3^{ème} année ESPEO)

Systèmes Industriels en ESI (3^{ème} année ESPEO)

Génie Logiciel (4^{ème} année ESPEO)

Réseaux et Télécommunications (4^{ème} année ESPEO)

Visionique (4^{ème} année ESPEO)

Innovation Industrielle en TI (4^{ème} année ESPEO)

SIGNAUX DÉTERMINISTES

CIP

2^{ème} année 2002–2003 – 1^{er} semestre S3

OBJECTIFS :

- *Scientifique* : Bonne compréhension mathématique et physique de la dualité temps-fréquence pour les fonctions et signaux utilisés en électronique et optique. Présentation de méthodes calculatoires analytiques et numériques avec illustrations graphiques.
- *Pédagogique* : Pour les Sup et DEUG, illustration de notions mathématiques déjà acquises, pour valoriser leur sens physique. Pour les DUT-BTS, présentation mathématique des outils de technicien déjà utilisés, en s'appuyant sur leur sens physique.

PROGRAMME :

1. **Rappels et/ou Compléments** (Denis AUCOUTURIER : 8 h TDT, 2 h TDE ; Rachid JENNANE : 2 h TDT, 4 h TDE ; Christophe LÉGER : 4 h CM, 2 h TDT) : Nombres complexes et fonctions complexes d'une variable complexe. Dérivation et développements limités. Intégration. Matrices. Espaces vectoriels, exemple des polynômes.
2. **Signaux discrets bornés** (Rachid JENNANE : 2 h TDT ; Christophe LÉGER : 2 h CM) : EV complexe $D^2(\mathbb{N})$ et son dual. TFD et représentations temps-fréquence d'un signal complexe. Transformée en z. Analyse énergétique d'un signal. Cas d'un signal réel.
3. **Signaux tempérés** (Denis AUCOUTURIER : 2 h TDE, Christophe LÉGER : 2 h CM) : EV complexe $L^2(\mathbb{T})$ et son dual. TF et représentations temps-fréquence d'un signal complexe. Transformée de Laplace. Convolution et corrélation. Cas d'un signal réel.
4. **Signaux généralisés** (Christophe LÉGER : 4 h CM, 2 h TDT) : EV des distributions et signaux généralisés. Dérivées et intégrales généralisées. TF généralisée. Convolution et corrélation généralisées. Impulsion de Dirac et peigne. Echelon de Heaviside et porte.
5. **Signaux à durée illimitée** (Denis AUCOUTURIER : 2 h TDT ; Christophe LÉGER 2h CM) : EV $S(\infty)$ des signaux généralisés. Signaux périodiques et décomposition en série de Fourier. Signaux causaux. Signaux à bande limitée. Phénomène de Gibbs.
6. **Signaux échantillonnés** (Rachid JENNANE : 2 h TDT, 2 h TDE, Christophe LÉGER 6h CM) : Echantillonnage temporel régulier, aliasing et leakage. Théorème d'échantillonnage. Echantillonnage fréquentiel régulier, périodisation temporelle. Interpolation-lissage harmonique. Echantillonnage irrégulier, interpolation-lissage polynomial.

ORGANISATION PÉDAGOGIQUE :

- 20 h. CM : 10 séances de 2 h, essentiellement sur signaux déterministes.
- 20 h. TDT : 10 séances de 2 h, moitié sur rappels, moitié sur signaux déterministes.
- 10 h. TDE : 5 séances de 2 h en salle PC-Windows, introduites par une séance de TDT.
- 11 problèmes à résoudre, sont 6 de préparation aux séances de TDE.

INTERVENANTS :

Christophe LÉGER (responsable du module), Denis AUCOUTURIER, Rachid JENNANE.

C++ SUR STATIONS

CIP

2^{ème} année 1999–2000 – 1^{er} semestre S3

OBJECTIFS :

Apprendre le langage C++ en tant que langage de programmation scientifique et orientée objet, en environnement UNIX, sur station de travail.

PROGRAMME :

1. Contexte de travail : (6 h TP)
 - Présentation d'UNIX, XWindows et compilateur C++.
2. Langage C++ : (20 h CM et 24h TP)
 - Classes, membres, instances (2 h CM, 2 h TP),
 - Programme, instructions (4 h CM, 4 h TP),
 - Pointeurs, tableaux (2 h CM, 4 h TP),
 - Fonctions (2 h CM, 2 h TP),
 - constructeurs et destructeurs (2 h CM, 2 h TP),
 - Surcharge des fonctions et opérateurs (2 h CM, 2 h TP),
 - Héritage, polymorphisme (2 h CM, 4 h TP),
 - Flux (4 h CM, 4 h TP),

ORGANISATION PÉDAGOGIQUE :

- 20 h CM : 10 séances de 2 h.
- 30 h TP : 15 séances de 2 h.

INTERVENANTS :

CM : Christophe LÉGER (responsable module) et Denis AUCOUTURIER.

TP : Denis AUCOUTURIER, Christophe LÉGER, Emmanuel PERRIN, Philippe Ravier

CONTRÔLE CONTINU ET NOTATION :

4 Interrogations "surprise" en CM (dont au moins deux QCM),
2 contrôles de TP.

TRAVAIL PERSONNEL HEBDOMADAIRE POUR L'ÉLÈVE :

Assimilation des cours et TD : 2 h / séance.

Préparation des TP et assimilation en libre-service : 3,5 h / séance.

Total : 62,5 h, soit en moyenne 4,5 h / semaine pendant les 14 semaines du semestre.

MÉTHODOLOGIE OBJET

SPÉ1

3^{ème} année 2002–2003 – 2^{ème} semestre S6

OBJECTIFS :

Développer des programmes scientifiques en Programmation Orientée Objet, dont le codage réponde à des critères de qualité professionnelle stricte.

- en créant des programmes modulaires,
- en utilisant des bibliothèques scientifiques et graphiques,
- en optimisant l'utilisation du processeur, de la mémoire et de l'espace disque,
- en assurant une convivialité maximale.

PROGRAMME :

- Objets : classes / encapsulation / abstraction des données,
- Initialisation vs affectation, constructeurs, destructeurs, affectation,
- Mémoire : pointeurs / tableaux / optimisation,
- Redéfinition de fonctions et d'opérateurs,
- Préprocesseur et directives de compilation,
- Généricité,
- Exceptions,
- Procédures de test,
- Normes de programmation.

ORGANISATION PÉDAGOGIQUE :

- 16 h CM : 8 séances de 2 h.
- 12 h TD : 6 séances de 2 h. (2 groupes),
- 22 h TP : 11 séances de 2 h. (3 groupes, en salle machine).

INTERVENANTS :

- CM : **Christophe LÉGER** (responsable module).
- TD : Denis AUCOUTURIER, Rachid JENNANE, Gérald LEMINEUR.
- TP : Denis AUCOUTURIER, Rachid JENNANE, Gérald LEMINEUR.

CONTRÔLE CONTINU ET NOTATION :

- 2 contrôles de cours,
- 2 contrôles de TD-TP.

TRAVAIL PERSONNEL HEBDOMADAIRE POUR L'ÉLÈVE :

- Assimilation des cours et TD : 2 h / séance.
- Préparation des TP et assimilation en libre-service : 2 h / séance.

Total : 52 h, soit en moyenne 4 h / semaine pendant les 14 semaines du semestre.

TRAITEMENT DES IMAGES

Filière ESI

4^{ème} année 2002–2003 – 1^{er} semestre S7

OBJECTIFS :

Initiation aux problèmes de traitement des images en milieu industriel. Matériel d'acquisition et algorithmes standards.

PROGRAMME :

- 1. Acquisition** (Sylvie TREUILLET : 6 h CM, 2 h. TDT, 4 h. TDE) : Grandeurs photométriques, vision humaine et critères psycho-visuels. Colorimétrie, capteurs. Acquisition, visualisation, traitements, restitution.
- 2. Traitements de base** (Christophe LÉGER : 10 h. CM ; Rachid HARBA : 8 h TDT, 4 h. TDE) : Traitements par points : fonction de transfert, modification d'histogramme, fausse couleur, seuillage. Filtrage : linéaire non récursif et récursif, non linéaire, médian. Morphologie mathématique. Segmentation : approche contours, approche régions (division/fusion, croissance de régions). Traitements globaux : transformée de Fourier 2D, transformations géométriques.
- 3. Applications** (Christophe LÉGER : 2 h CM ; Rachid HARBA : 2 h. TDT, 6 h. TDE ; Sylvie TREUILLET : 8 h CM) : Comptage, contrôle qualité. Reconnaissance de formes. Analyse de texture. Imagerie médicale : échographie, X, IRM, scintigraphie, PET, SPECT... Codage (d'images binaires et à niveaux de gris) et compression.

ORGANISATION PÉDAGOGIQUE :

- 24 h CM : 12 séances de 2 H.
- 12 h TDT : 6 séances de 2 h.
- 14 h TDE : 7 séances de 2 h.

INTERVENANTS :

Christophe LÉGER (responsable du module), Rachid, JENNANE, Christophe LÉGER, Sylvie TREUILLET.

CONTRÔLE CONTINU ET NOTATION :

Plusieurs contrôles « surprise » de cours + 2 contrôles de TDT-TDE.

TRAVAIL PERSONNEL HEBDOMADAIRE POUR L'ÉLÈVE :

- Assimilation des CM et TDT : 2 h / séance.
- Préparation des TDE : 0 h / séance.
- Assimilation des TDE en libre-service : 4 h / séance.

Total : 60 h, soit en moyenne 4 h / semaine pendant les 14 semaines du semestre.

SYSTÈMES INDUSTRIELS Informatique

Filière ESI

4^{ème} année 2002–2003 – 2^{ème} semestre S8

OBJECTIFS :

Introduction au TP-Projet *Innovation Industrielle - TI* de 4^{ème} année : gestion du temps, démarche qualité.

PROGRAMME :

Ce travail personnel s'effectue en monômes, sur 4 semaines bloquées. Deux présentations orales du travail sont organisées : en fin de 1^{ère} semaine, en fin de 4^{ème} semaine. Une démonstration clôture le TP-Projet.

Le travail exigé consistera à réaliser un programme répondant à un cahier des charges précis qui aura été préalablement défini par le responsable scientifique du projet :

1. Choix des composants logiciels : recherche de documentation technique sur bases de données et Internet,
2. Conception d'un programme en intégrant les coûts de développement ; validation de la STBL (Spécification Technique du Besoin Logiciel) et du DAL (Document d'Architecture Logicielle),
3. Rédaction du DCD (Document de Conception Détaillée), du PGCE (Procédé de Génération du Code Exécutable). Implémentation du code en suivant strictement une norme de programmation et en rédigeant le DVL (dossier de validation logicielle).
4. Tests et documentation du programme : Définition des tests unitaires et d'intégration, sélection de vecteurs de tests représentatifs, rapport de tests. Rédaction du MU (Manuel d'Utilisation) et de la FV (Fiche de Version). Réalisation d'une aide intégrée.

Communication et gestion du temps :

- Tenue d'un journal de projet, suivi linguistique,
- Documentation complète, travaux à réaliser par d'éventuels successeurs.

ORGANISATION PÉDAGOGIQUE :

- Tous les projets sont coordonnés par le responsable du module.
- Les exposés et rapports sont suivis par deux enseignants pour l'ensemble des projets.
- Chaque projet, de durée 1 mois temps plein, est suivi par un enseignant ; il appartient à l'élève de le solliciter autant que de besoin mais un entretien hebdomadaire d'une heure est obligatoire (inscription à l'emploi du temps).

INTERVENANTS :

Christophe LÉGER (*responsable du module*), Denis AUCOUTURIER, Karin CHOLLET, Francine DANIN, Rachid HARBA, Rachid JENNANE, Roger LEDEE, Gérald LEMINEUR, Philippe RAVIER.

CONTRÔLE CONTINU ET NOTATION :

- Travail réalisé (/12) : réalisation (/4), compétences (/4), initiative personnelle (/4),
- Rapport (/4) : contenu scientifique (/2), expression écrite (/2),
- Exposés (/4) : contenu scientifique (/2), expression anglaise (/2).

TRAVAIL PERSONNEL HEBDOMADAIRE POUR L'ÉLÈVE :

- 50 h. pour entretiens avec enseignants, rédaction documents, préparation exposés,
- 150 h. de réalisation proprement dite.

Total : 50 h. / semaine de projet.

GÉNIE LOGICIEL

Filière ESI

5^{ème} année 2002–2003 – 1^{er} semestre S9

OBJECTIFS :

Savoir gérer la réalisation d'un projet informatique d'envergure à travers les aspects suivants : définition du cahier des charges avec les utilisateurs, organisation complète du projet, utilisation d'environnements de développement, documentation, tests et maintenance.

PROGRAMME :

1. **Environnement de développement** (*Christophe LEGER : 2 h CM, Gérald LEMINEUR 4 h TDE*) : éditeurs, compilateurs, débogueurs, analyseurs, contrôleurs de version, étude pratique : Visual Studio .NET
2. **Qualité industrielle** (*Jean-Pierre LEGRAS : 12 h CM*) : Impératifs de qualité, normes de qualité, qualité de processus, qualité des produits, exigence qualité, gestion de configuration, modèles de maturité. Exemple de l'avionique : SNECMA.
3. **Qualité logicielle** (*Christian CHICAUD : 4 h CM*) : Application au cas concret d'une PME.
4. **Technologies Web** (*Cendrine LABORDE : 4 h CM, 2 h TDE*) : Programmation XML / Web.
5. **UML** (*Emmanuel Perrin, 10 h CM*) : présentation d'UML.
6. **Compléments de programmation** (*Gérald LEMINEUR : 8 h TDE*) : programmation événementielle, DLL, sérialisation, threads, aide intégrée.
7. **Concepts supplémentaires de programmation** (*Christophe LEGER : 4h TDE*) : Technologie COM. Interfaçage d'applications avec des bases de données.

ORGANISATION PÉDAGOGIQUE :

- 32 h CM : 16 séances de 2 h, éventuellement groupées deux par deux.
- 18 h TDE : 9 séances de 2 h.

INTERVENANTS :

Christophe LÉGER (*responsable du module*), Christian CHICAUD (Nasci), Cendrine LABORDE (Hôpital Européen Georges Pompidou), Gérald LEMINEUR, Jean-Pierre LEGRAS (SNECMA).

CONTRÔLE CONTINU ET NOTATION :

- 2 évaluations écrites,
- Contrôle(s) aléatoire(s).

TRAVAIL PERSONNEL HEBDOMADAIRE POUR L'ÉLÈVE :

- Assimilation des cours : 4h / séance.
 - Préparation des TP et assimilation en libre libre-service : 2h / séance.
- Total** : 52 h, soit en moyenne 7 h / semaine pendant la durée du module.

RÉSEAUX ET TÉLÉCOMMUNICATIONS

Filière ESI

5^{ème} année 2002–2003 – 1^{er} semestre S9

OBJECTIFS :

Les réseaux informatiques : modèles et normalisation, constitution physique des réseaux locaux : architecture et câblage, couche physique : caractéristiques et codages, sous-couche d'accès au médium et liaison logique, couches réseau et transport. application à TCP/IP.

PROGRAMME :

Réseaux informatiques

1. Les modèles de communication (*Christophe LÉGER : 10 h CM*) : modèle de l'ISO. Modèle de l'internet. Applications : X25, Frame Relay, ATM.
2. Constitution physique des réseaux locaux (*Christophe LÉGER : 2 h CM, R. GARNIER : 6h TDE*) : architecture, câblage, éléments actifs et passifs, installation d'un réseau de machines unix.
3. Administration de réseau (*Christophe LÉGER : 8 h TDE*) : Fichiers de configuration, Network File System, Network Information System, Domain Name Service, Routage.

Réseaux de télécommunication

1. Réseau téléphonique commuté (*Jean-Louis Fucellaro : 4 h CM*) : Réseau RTC, Réseaux intelligents.
2. Réseau GSM (*Jean-Louis FUCCELLARO : 8 h CM*) : principe du GSM, Administration de réseaux. Modèles de conception. Comparatif CMIS / SNMP. Opérateurs et administration.
3. Réseau UMTS (*Jean-Louis Fucellaro : 8 h CM*) : Principe de l'UMTS.
4. Interconnexion réseaux téléphonique/informatique (*Jean-François TIPAKA : 4 h CM*) : NAS (network access server), Volp, réseau multiservice, opérateurs, ISP, réseaux voix-données.

ORGANISATION PÉDAGOGIQUE :

- 36 h CM : 8 séances de 2 h et 5 séances de 4 h,
- 14 h TDE : 7 séances de 2 h.

INTERVENANTS :

Christophe LÉGER (*responsable module*), Jean-Louis FUCCELLARO (France Télécom), Roland GARNIER (IUT Orléans), Jean-François TIPAKA

CONTRÔLE CONTINU ET NOTATION :

- Trois évaluations écrites,
- Contrôle(s) aléatoire(s).

TRAVAIL PERSONNEL HEBDOMADAIRE POUR L'ÉLÈVE :

- Assimilation des cours : 4h / séance.
- Préparation des TP et assimilation en libre libre-service : 2h / séance.

Total : 60 h soit en moyenne 12 h / semaine pendant les 5 semaines du module.

VISIONIQUE

Filière ESI, option TI

5^{ème} année 2002–2003 – 1^{er} semestre S9

OBJECTIFS :

Ce module, orienté vers la vision industrielle et ses applications, notamment en productique, est destiné à donner aux élèves un panorama du marché aussi bien en termes de besoins et contraintes qu'en termes de solutions, matérielles et logicielles.

PROGRAMME :

- 1. Compléments logiciels** (*Christophe LÉGER : 6 h CM, 10 h TDE, Roger Lédée : 4 h CM*) : Extraction de primitives, mise en correspondance, contours et surfaces actives.
- 2. Métrologie par vision** (*Guy LAMARQUE : 2 h CM, 4 h TDE ; Sylvie TREUILLET : 4 h TDE*) : Étalonnage d'une chaîne de mesure.
- 3. Signaux Vidéo** (*Guy LAMARQUE : 4 h TDE*).
- 4. Conception d'un capteur d'image** (*Guy LAMARQUE : 2 h CM*) : Technologie des capteurs CCD et mise en œuvre (horloges, conditionnement du signal,...). Intensificateurs.
- 5. Perception 3D** (*Sylvie TREUILLET : 4 h CM, 2 h TDE*) : Capteurs actifs (télémètres, triangulation active, interférométrie holographique). Capteurs passifs (stéréovision, vision dynamique monoculaire, mise en correspondance). Analyse de données 3D.
- 6. Normes et compression d'images** (*Cendrine Laborde : 4 h CM, Sylvie TREUILLET : 2 h CM*) : TCD, JPEG, MPEG, TV numérique. Imagerie médicale et norme DICOM.
- 7. Vision Industrielle** (*Sylvie TREUILLET : 2 h CM*) : Marché de la vision, solutions matérielles, adéquation algorithmique/architecture, méthodologie de développement d'une application, présentation d'applications, acteurs du marché de la vision industrielle, le métier de l'ingénieur en vision.

ORGANISATION PÉDAGOGIQUE :

- 26 h CM : 11 séances de 2 h et 1 séance de 4 h,
- 24 h TDE : 12 séances de 2 h.

INTERVENANTS :

Christophe LÉGER (*responsable module*), Cendrine LABORDE (Hôpital HEGP, Paris), Guy LAMARQUE, Roger LÉDÉE, Sylvie TREUILLET.

CONTRÔLE CONTINU ET NOTATION :

- Trois évaluations écrites,
- contrôle(s) aléatoire(s).

TRAVAIL PERSONNEL HEBDOMADAIRE POUR L'ÉLÈVE :

- Assimilation des CM : 2 h / séance.
- Préparation des TDE et assimilation en libre-service : 3 h / TDE.

Total : 60 h, soit une moyenne 8,5 h / semaine pendant les 7 semaines du module.

INNOVATION INDUSTRIELLE EN TI

Filière ESI, option TI

5^{ème} année 2002–2003 – 1^{er} semestre S9

OBJECTIFS :

Dans le cadre d'un projet informatique industriel d'envergure, développement en C++ d'applications objet largement commentées sous environnement Windows, en appliquant une démarche qualité.

PROGRAMME :

Les projets sont sélectionnés parmi plusieurs propositions suite à un appel d'offres aux entreprises et laboratoires partenaires. Ils peuvent prolonger un stage réalisé ou introduire un stage à réaliser.

Une convention de projet expose qu'il s'agit d'une prestation avec certaines contraintes pédagogiques, scientifiques, matérielles et financières. Elle précise le calendrier de réalisation de cette prestation et nomme l'enseignant et l'industriel qui suivront le travail. Il lui est annexé un cahier des charges, rédigé conjointement par l'enseignant et l'industriel, qui indique notamment les spécifications à respecter et les documents qualité à fournir.

Les conditions de travail constituent une simulation de celles qu'on rencontre dans une entreprise, en respectant strictement les contraintes de qualité logicielle :

Avant toute ligne de code, rédaction de la STBL (Spécification Technique de Besoin Logiciel), du DAL (Dossier d'Architecture Logicielle), du DCD (Document de Conception Détaillée), et des tests unitaires et d'intégration.

Pendant la programmation : suivi strict d'une norme de programmation et mise à jour du DCD,

Après la programmation : finalisation du DCD ; rédaction du DVL (Dossier de Validation Logicielle), du PGCE (Procédé de Génération du Code Exécutable), du MU (Manuel d'Utilisation) et de la FV (Fiche de Version).

Les élèves doivent tenir un cahier de manipulation (incluant les compte rendus de réunions avec l'enseignant et l'industriel) et un journal de projet, rédiger le rapport de projet au fur et à mesure de l'avancement du travail, faire 3 exposés puis une démonstration. A tout moment, ils doivent être capables de présenter sommairement leur projet en français ou en anglais.

ORGANISATION PÉDAGOGIQUE :

Coordonnés par l'enseignant responsable du module, les projets sont réalisés pendant 8 semaines bloquées, entre octobre et mars. Le travail s'effectue en monômes. Un suivi linguistique en anglais est réalisé dans le cadre du module *Langues et Management* ; il concerne aussi bien l'oral (communications téléphoniques, entretiens, exposés, ...) que l'écrit (posters, mails, mémos, courriers, rapports, ...).

Chaque semaine bloquée de projet est ordinairement organisée comme suit :

- début et fin de la semaine le lundi midi,
- 36 heures de présence en salle Laplace, selon les horaires de l'emploi du temps,
- entretien bi-hebdomadaire obligatoire avec l'enseignant responsable du projet.

Pendant les 7 premières semaines, chaque élève ingénieur réalise son propre projet et suit un autre projet d'élève ingénieur dans la même thématique. En fin de 7^{ème} semaine, après exposé, il remet le rapport définitif et l'ensemble logiciel-matériel de son propre projet.

En 8^{ème} semaine, l'élève ingénieur teste le second projet qu'il a suivi pendant les 7 premières semaines, à partir du rapport et de l'ensemble logiciel-matériel fourni. En fin de cette 8^{ème} semaine, il réalise une démonstration et remet un rapport de test du second projet.

ÉVALUATION CONTINUE :

Une fiche d'évaluation ECTS [*European Credit Transfer System*] est renseignée par l'enseignant avant les congés de Noël, en fin de 7^{ème} semaine, et avant le départ en stage.

TRAVAIL PERSONNEL POUR L'ÉLÈVE :

360 heures de présence obligatoire incluant exposés et démonstrations (voir emploi du temps) et au moins 5 h hebdomadaires de travaux complémentaires.

Total : 400 h, soit en moyenne 50 h / semaine pendant les 8 semaines du module.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	2
PRÉAMBULE	3
GLOSSAIRE	4
SOMMAIRE	6
TABLE DES ILLUSTRATIONS	7
PARTIE 1 : CURRICULUM VITÆ	9
1.1. Formation	10
1.2. Expérience Professionnelle	10
1.3. Synthèse de mes activités	11
PARTIE 2 : ACTIVITÉS DE RECHERCHE	13
1 - Introduction	14
1.1. Contexte de l'échographie cardiaque	14
1.1.1 Une technique éprouvée	14
1.1.2 Des images difficiles à interpréter	14
1.1.3 Une dimension d'observation limitée au 2D	15
1.1.4 Des reconstructions 3D et 4D capitales	16
1.2. Stratégie de recherche	17
1.2.1 Une approche globale	17
1.2.2 Segmentation des contours du VG	18
1.2.3 Interpolations spatio-temporelles	18
1.2.4 Protocole VG4D	19
1.3. Contexte de recherche	20
1.4. Organisation des sections suivantes	20
2 - Acquisition par capteur tournant rapide	21
2.1. Contexte et état de l'art	21
2.1.1 Repérage externe des capteurs	21
2.1.2 Mise en mouvement pas à pas de capteurs 2D	21
2.1.3 Capteurs 3D matriciels	23
2.2. Capteur VG4D	23
2.2.1 Étapes de développement du capteur VG4D	24
2.2.2 Caractéristiques du capteur VG4D	25
2.2.3 Autres capteurs rotatifs rapides	27
2.3. Conclusion	27
3 - Segmentation du ventricule gauche	28
3.1. Contexte et état de l'art	28
3.1.1 Approches modèles	29
3.1.2 Autres approches	30
3.2. Contribution au domaine	31
3.2.1 Modélisation paramétrique des contours du VG	31
3.2.2 Suivi du contour du VG dans des séquences d'images tournantes	35
3.2.3 Modèles dynamiques	36
3.3. Conclusion	37
4 - Interpolations spatio-temporelles	39
4.1. Contexte et état de l'art	39

4.2.	Reconstruction d'images échographiques 3D	40
4.3.	Reconstruction 4D de surfaces du VG	42
4.4.	Conclusion	45
5 - Résultats et validations		47
5.1.	Intérêt du protocole VG4D pour l'échographie	47
5.1.1	Nouveaux champs d'applications	47
5.1.2	Nouvelles conditions d'utilisation	47
5.2.	Validation du protocole VG4D	47
5.2.1	Validation sur fantôme cardiaque dynamique	48
5.2.2	Comparaison avec l'échocardiographie 2D	49
5.2.3	Comparaison avec la tomoscintigraphie myocardique synchronisée	50
5.3.	Conclusion	51
6 - Perspectives – conclusion		53
6.1.	Acquisition par capteur tournant rapide	53
6.1.1	Améliorations de la mise en rotation du capteur	53
6.1.2	Renouvellement de l'électronique de pilotage	53
6.2.	Modèles dynamiques déformables	54
6.2.1	Imagerie 3D par sonde tournante	54
6.2.2	Modèle harmonique 4D	54
6.3.	Segmentation d'images médicales	55
6.3.1	Segmentation du VG	55
6.3.2	Détection d'embolies pulmonaires	55
6.4.	Comparaison locale de volumes	56
6.4.1	Analyse cinétique segmentaire	56
6.4.2	Recalage de surfaces ou de volumes	57
6.4.3	Mise en correspondance d'images médicales	57
6.5.	Représentation de données	58
6.6.	En guise de conclusion	58
7 - Publications, contrats, encadrements, collaborations		59
7.1.	Publications	59
7.1.1	Articles dans des revues à comité de lecture	59
7.1.2	Articles de congrès (avec actes et comité de sélection)	60
7.1.3	Communications à des congrès	61
7.1.4	Autres Publications de Recherche	62
7.2.	Contrats	62
7.3.	Encadrements	63
7.3.1	Thèses	63
7.3.2	DRT	64
7.3.3	DEA	64
7.3.4	Stages Recherche d'Élèves Ingénieurs	64
7.4.	Collaborations	65
7.4.1	Collaborations Scientifiques	65
7.4.2	Collaborations Industrielles	65
7.4.3	Affiliations Scientifiques	66
8 - Bibliographie		67
PARTIE 3 : ACTIVITÉS ADMINISTRATIVES		73
1 - Responsabilités liées à la recherche		74
1.1.	Responsabilité de l'équipe VG4D du LESI (depuis 1998)	74
1.2.	Membre du Conseil de Laboratoire du LESI (depuis 1996)	74
1.3.	Responsabilité de la gestion financière du LESI (de 1999 à 2003)	74
1.4.	Responsabilité informatique du LESI (de 1992 à 2000)	74

1.5.	Membre de la Commission de Spécialistes de 27 ^{ème} section (1996-1998)	75
1.6.	Expertises	75
2 - Responsabilités liées à l'enseignement		76
2.1.	Responsabilité administrative du DESS EEA (1994-1995)	76
2.2.	Responsabilité de l'option « Traitement de l'information » de l'ESPEO (1994-1998)	76
2.3.	Responsabilité du secteur « Informatique-Signaux-Images » de l'ESPEO (1998-2002)	76
2.4.	Responsabilité de la filière « Electronique-Signaux-Images » de Polytech'Orléans (depuis 2002)	76
2.5.	Responsabilité du Service SI, TICE et FOAD	77
3 - Autres responsabilités administratives		78
3.1.	Membre du Conseil d'Administration de l'Université d'Orléans (1998-2002)	78
3.2.	Membre du Conseil des Études et de la Vie Universitaire (CEVU) (depuis 2002)	78
3.3.	Membre du Conseil de Polytech'Orléans (depuis 2003)	78
3.4.	Membre du Comité d'Orientation du CITU (depuis 1998)	78
PARTIE 4 : ACTIVITÉS D'ENSEIGNEMENT		79
1 - Enseignements réalisés		80
1.1.	Filière EEA (1990-1994)	80
1.2.	École Supérieure des Procédés Électroniques et Optiques (1994-2002), puis Polytech'Orléans (depuis 2002)	80
1.3.	Perspectives	82
2 - Autres activités d'enseignement		84
2.1.	Collaborations d'Enseignement	84
2.2.	Logiciels pédagogiques	84
3 - Publications d'enseignement		85
3.1.1	Livre	85
3.1.2	Polycopiés de Cours	85
3.1.3	Polycopiés de Travaux Dirigés et de Travaux Pratiques	85
3.1.4	Fascicules de Projets	86
PARTIE 5 : ANNEXES		87
1 - Publications significatives		88
2 - Fiches de modules enseignés		127
TABLE DES MATIÈRES		137