HAL
open science

Extraction et caractérisation du mouvement cardiaque en imagerie scanner multibarrette.

Antoine Simon

To cite this version:

Antoine Simon. Extraction et caractérisation du mouvement cardiaque en imagerie scanner multibarrette.. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Université Rennes 1, 2005. Français. NNT : . tel-00284654

HAL Id: tel-00284654

https://theses.hal.science/tel-00284654v1

Submitted on 3 Jun 2008

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.

N° d'ordre: 3341

THÈSE

Présentée devant

devant l'Université de Rennes 1

pour obtenir

le grade de : DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE RENNES 1
Mention TRAITEMENT DU SIGNAL ET TÉLÉCOMMUNICATIONS

par

Antoine SIMON

Équipe d'accueil : Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image, RENNES
École Doctorale : Matisse
Composante universitaire : UFR STRUCTURE ET PROPRIÉTÉS DE LA MATIÈRE

Titre de la thèse :

Extraction et caractérisation du mouvement cardiaque en imagerie scanner multibarrette

soutenue le 12 décembre 2005 devant la commission d'examen

MM. :	Marinette	REVENU	Rapporteurs
	Laurent	SARRY	
MM. :	Chafiaâ	HAMITOUCHE-DJABOU	Examinateurs
	Jean-Louis	COATRIEUX	
	Dominique	BOULMIER	
	Mireille	GARREAU	

«Mais l'or du temps est englouti bien loin des pioches et des sondes.»
Michel Quesnel,
Baudelaire, solaire et clandestin, Puf

Remerciements

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à mon directeur de thèse, Mireille Garreau, grâce à qui ces trois années de thèse furent passionnantes. Sa compétence, son investissement, son énergie et sa bienveillance ont été pour moi un moteur décisif.

Je remercie Jean-Louis Coatrieux et Lotfi Senhadji, directeurs succesifs du LTSI, pour m'y avoir accueilli et pour leurs conseils, ainsi que pour avoir favorisé la formidable atmosphère qui caractérise le laboratoire.

Je remercie aussi Marinette Revenu et Laurent Sarry pour avoir accepté la lourde tâche de rapporter sur ce travail et pour la richesse de leurs remarques et questions. J'exprime également mes remerciements à Chafiaâ Hamitouche-Djabou pour avoir présidé mon jury de soutenance. Merci aussi à Dominique Boulmier pour avoir éclairé mon travail de son expertise clinique, lors de la soutenance mais aussi tout au long de la thèse. J'associe à ces remerciements Hervé Le Breton, chef du service d'Hémodynamique et de Cardiologie Interventielle de l'Hôpital de Pontchaillou, avec lequel l'équipe mène une collaboration fructueuse, et Erwan Donal pour l'intérêt qu'il a porté à ce travail. Merci également à Jean-Claude Nunes et Jean-Jacques Bellanger pour leurs conseils avisés.

Un grand merci à tous les membres du laboratoire grâce à qui il aura toujours été un plaisir de venir travailler.

Merci à la joyeuse troupe du laboratoire : Antoine, Amar et Karim pour nos encouragements mutuels lors de la dernière ligne droite, Marie et Delphine pour leur aide si précieuse, Fabienne, Virginie, Vincent, Cemil, Jérôme, les deux Manu, Oscar, et tous les autres (que je n'oublie pas) pour leur amitié et leur soutien.

Merci aussi aux fines équipes rennaise, angevine et quimpéroise pour leur amitié.

Merci enfin à ma famille pour m'avoir soutenu, fait confiance et pas trop reproché mes absences prolongées.

Que tous ceux qui m'ont entouré soient chaleureusement remerciés !

Table des matières

Table des matières **1**

Introduction **7**

1 Contexte clinique **13**
Introduction 13
1.1 Système cardiovasculaire 14
1.1.1 Anatomie du cœur 14
1.1.2 Muscle cardiaque 17
1.1.2.1 Physiologie 17
1.1.2.2 Schéma d'activation électrique 18
1.1.2.3 Vascularisation : circulation coronarienne 20
1.1.3 Cycle cardiaque : Phénomènes mécaniques 22
1.1.4 Mouvement cardiaque 25
1.2 Pathologies cardio-vasculaires 26
1.3 Éléments de diagnostic 29
1.3.1 Informations anatomiques 31
1.3.2 Fonction ventriculaire 34
1.3.2.1 Indicateurs globaux 34
1.3.2.2 Indicateurs locaux 37
1.3.3 Perfusion myocardique 40
1.3.4 Viabilité myocardique 42
Conclusion 42

2 Modalités d'imagerie cardiaque **45**
Introduction 45
2.1 Imagerie projective par rayons X 46
2.1.1 Radiographie cardiaque 47
2.1.2 Angiographie 47
2.1.2.1 Coronarographie 48
2.1.2.2 Ventriculographie 49
2.2 Imagerie par ultrasons 52
2.2.1 Principes 52
2.2.2 Modes échographiques 52

2.3 Imagerie isotopique 57
2.3.1 Gammatomographie 58
2.3.2 Tomographie d'émission de positon (TEP) 60
2.4 Imagerie par résonance magnétique 62
2.4.1 Ciné IRM 62
2.4.2 IRM de marquage tissulaire 63
2.4.3 Angiographie par résonance magnétique (ARM) 63
2.4.4 Vélocimétrie en IRM par contraste de phase 64
2.4.5 IRM de diffusion 64
2.5 Imagerie tomodensitométrique 65
2.5.1 Principes et évolutions technologiques 65
2.5.2 Acquisition séquentielle et acquisition hélicoïdale monobarrette . 67
2.5.3 Acquisition multicoupe ou multibarrette 68
2.5.3.1 Principes technologiques 68
2.5.3.2 Synchronisation cardiaque et algorithmes de reconstruction 71
2.5.4 Applications en cardiologie 74
2.5.4.1 Détermination du score calcique 75
2.5.4.2 Angiographie des coronaires 75
2.5.4.3 Analyse de la fonction cardiaque 76
2.5.4.4 Perspectives 77
Conclusion 78

3 Estimation de mouvement non rigide : État de l'art 79
Introduction 79
3.1 Flot optique 81
3.1.1 Méthodes différentielles 82
3.1.1.1 Contraintes de lissage globales 83
3.1.1.2 Contraintes de lissage locales 84
3.1.2 Méthodes spatio-temporelles (ou reposant sur une analyse fréquentielle) 85
3.1.3 Méthodes de similarité 85
3.2 Modèles déformables 86
3.2.1 Modèles paramétriques ou modèles continus 86
3.2.1.1 Superellipsoïdes 86
3.2.1.2 Décomposition suivant des bases de fonctions 89
3.2.2 Modèles déformables à bases physiques 90
3.3 Techniques de mise en correspondance de primitives 95
3.3.1 Méthodes reposant sur la modélisation du mouvement 96
3.3.2 Méthodes sans modélisation paramétrique du mouvement 99
Conclusion 102

4 Méthodes proposées : approches surface-surface et surface-volume 105
Introduction et schéma global des deux approches 105
4.1 Entités mises en correspondance 109
4.1.1 Choix des entités et des paramètres descriptifs associés 110
4.1.1.1 Approche surface-surface 110
4.1.1.2 Approche surface-volume 113
4.1.2 Extraction des entités et des paramètres descriptifs 115
4.1.2.1 Segmentation 116
4.1.2.2 Reconstruction de surface 119
4.1.2.3 Régularisation du maillage 120
4.1.2.4 Estimation de surface 121
4.1.2.5 Détection de contour 121
4.2 Processus de mise en correspondance : Approches markoviennes 122
4.2.1 Cadre bayesien 123
4.2.2 Champs de Markov et applications 124
4.2.2.1 Champs aléatoires de Markov et champs aléatoires de Gibbs 125
4.2.2.2 Applications en traitement d'images 127
4.2.2.3 Optimisation du champ des étiquettes 130
4.2.3 Méthodes proposées et choix effectués 133
4.2.3.1 Distribution de probabilité des étiquettes : définition du modèle markovien 133
4.2.3.2 Distribution de probabilité conditionnelle de l'observation 136
4.2.3.3 Distribution de probabilité conditionnelle *a posteriori* . 137
4.2.3.4 Optimisation du champ des étiquettes 137
4.3 Cadre multirésolution 138
4.3.1 Champs de Markov et multirésolution 139
4.3.2 Maillages hiérarchiques 144
4.3.3 Approche proposée et choix effectués 145
4.3.3.1 Maillages hiérarchiques 146
4.3.3.2 Configurations hiérarchiques 148
4.3.3.3 Initialisation des correspondances 149
4.3.3.4 Propagation des correspondances 149
4.3.3.5 Mise en correspondance 149
Conclusion 151

5 Résultats 153
Introduction 153
5.1 Évaluation sur données simulées 154
5.1.1 Génération des données simulées 154
5.1.1.1 Données simulées pour l'approche surface-surface 154
5.1.1.2 Données simulées pour l'approche surface-volume 158
5.1.2 Sélection des paramètres du modèle 160
5.1.3 Résultats 163

5.1.3.1 Mouvements appliquées individuellement 163
5.1.3.2 Mouvements combinés 165
5.2 Résultats sur données réelles 167
5.2.1 Description des bases de données 167
5.2.2 Segmentation 171
5.2.3 Données multirésolution et paramètres descriptifs 172
5.2.4 Mouvements estimés 175
5.2.4.1 Base $B1$ 178
5.2.4.2 Base $B2$ 180
5.2.4.3 Approche surface-volume : évaluation de la segmentation 182
5.2.5 Représentation du mouvement et extraction de paramètres cliniques 184
5.2.5.1 Courbes de variation du volume ventriculaire 185
5.2.5.2 Paramètres cliniques locaux 187
5.2.5.3 Représentation en «œil de bœuf» 190
Conclusion 192

Conclusion et perspectives **193**

A Courbures moyenne et gaussienne **201**
A.1 Notion de courbure 201
A.2 Calcul des courbures d'un maillage 203

B Méthodes de segmentation **205**
B.1 Méthode de segmentation par croissance de région 3D 205
B.1.1 Calcul et affichage de la cartographie des contours 205
B.1.2 Suivi et fermeture du contour 3D 206
B.1.3 Croissance de région 3D 207
B.2 Méthode de segmentation par connectivité floue 208
B.2.1 Définition de la fonction d'affinité 210
B.2.2 Définition de la carte de connectivité 211
B.2.3 Illustration des résultats 212

C Liste de publications associées **215**

Bibliographie **238**

Introduction

En terme de santé publique, les maladies cardio-vasculaires représentent aujourd'hui, dans les pays industrialisés, 40% des examens pathologiques réalisés et constituent la première cause de mortalité. Les cardiopathies ischémiques sont à l'origine de plus de 80% des cas d'insuffisance cardiaque et ont le plus souvent pour cause initiale l'athérosclérose, principale maladie artérielle caractérisée par des lésions pariétales artérielles ou plaques d'athérome. L'athérosclérose entraîne une ischémie myocardique induite par les apports déficients de sang et d'oxygène aux cellules cardiaques et avec pour conséquences une modification du métabolisme et de la fonction contractile, un état d'insuffisance cardiaque, voire une nécrose tissulaire ou infarctus du myocarde. Problème majeur de santé publique, la pathologie de l'athérosclérose conduit à un nombre de décès important et un coût élevé en terme de soins (en 2001, 300000 hospitalisations pour syndrome coronarien aigü, 10000 infarctus, 120000 revascularisations). Par ailleurs, toute myocardiopathie, quelle que soit son origine, qu'elle soit dilatée, hypertrophique ou restrictive, entraîne une modification de la structure pariétale ventriculaire et une diminution de la fonctionnalité myocardique. De même les pathologies fréquentes liées aux troubles du rythme et de la conduction ou encore aux atteintes valvulaires peuvent conduire à une altération de la fonction contractile qu'il est indispensable de diagnostiquer et de quantifier.

Le diagnostic de l'ischémie est établi à partir de l'évaluation de la perméabilité vasculaire, la caractérisation de la plaque athéromateuse, l'étude de la perfusion et de la viabilité myocardique, mais également l'évaluation de la fonction contractile qui constitue un élément incontournable du diagnostic de toute maladie cardio-vasculaire.

Nous nous intéressons dans ce travail à l'étude de la cinétique cardiaque à partir de l'observation d'images quadridimensionnelles (ou 3D+T, c'est-à-dire tridimensionnelles et intégrant une composante temporelle).

En imagerie cardio-vasculaire, l'analyse de la cinétique ventriculaire (étude des cavités et de la paroi du myocarde) est conduite en deux étapes : l'analyse de la fonction contractile globale est menée par la mesure de volumes ventriculaires et de la fraction d'éjection, celle-ci permettant de discriminer les patients sujets à développer de l'insuffisance cardiaque ; l'étude de la cinétique ventriculaire segmentaire est ensuite réalisée, permettant de quantifier les déplacements des parois endocardique et épicardique par la mesure de mouvements locaux reliés aux segments anatomiques (mesures d'amplitude et de vitesse de déplacement des parois, de fraction de raccourcissement).

L'extraction de ces index cinétiques doit ainsi conduire à l'identification d'état des territoires myocardiques (de type normal, hypokinétique, akinétique, ...) ou encore à la détection d'asynchronismes mécaniques ventriculaires (ou perte de synchronie de contraction pariétale) par la mesure de délais de contraction segmentaire.

De manière plus générale, l'objectif en imagerie cardiaque est de mettre en évidence les anomalies fonctionnelles et morphologiques du cœur, de les caractériser, pour en évaluer la localisation et le degré et définir au mieux les solutions thérapeutiques et interventionnelles à envisager. Plusieurs techniques d'imagerie invasives (angiographie RX) et non invasives (imagerie nucléaire, échocardiographie, Imagerie par Résonance Magnétique (IRM), imagerie scanner multibarrette) permettent, pour chacune, d'explorer de manière séparée ou parfois couplée, la vascularisation coronaire, la perfusion tissulaire du myocarde et la résultante contractile.

Nous assistons toujours à une évolution de ces modalités d'imagerie anatomiques et/ou fonctionnelles, du fait de la diversité des spécialités des groupes industriels, de l'intégration des nouvelles technologies (informatique, détecteurs, ...) dans les plates-formes des appareils, de la pluridisciplinarité médicale nécessaire à la prise en charge de la pathologie et créant de nouveaux liens entre radiologues et cardiologues. Les avancées technologiques considérables de ces dernières années, en Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) et en imagerie scanner, mais aussi en imagerie ultrasonore, permettent d'envisager de réelles perspectives en imagerie cardiaque non invasive.

Parallèlement au travail qui doit être mené dans les hôpitaux sur l'association de la maîtrise cardiologique des indications à la maîtrise radiologique des techniques et de leur interprétation, la mise en place de ces nouveaux appareils d'imagerie non invasifs et de leur évaluation, pour le plus grand bénéfice des patients, doit s'accompagner également du développement de nouveaux outils de traitement (automatique ou semi-automatique) et d'interprétation de ces données. C'est dans ce cadre que se situe cette étude.

L'Imagerie par Résonance Magnétique est une des approches non invasives les plus attractives puisqu'elle n'expose pas aux radiations ionisantes. Elle présente de grandes potentialités dans le domaine cardio-vasculaire tant du point de vue morphologique que fonctionnel, tout en restant encore de résolution spatiale limitée pour l'examen des artères coronaires. L'échocardiographie, examen réalisé au repos et à l'effort, contribue largement au diagnostic de l'ischémie myocardique. Son caractère non invasif, son faible coût, son utilisation rapide et aisée en routine clinique, en font un outil couramment utilisé pour analyser le mouvement de la paroi du ventricule gauche. Elle connaît également depuis ces dernières années un nouvel essor avec l'émergence de transducteurs 3D. Cependant, aucune méthode n'est encore capable de fournir des cartes denses de déformations 3D comparables à celles accessibles en IRM de marquage tissulaire.

En imagerie scanner, l'apparition récente des systèmes multibarrette (*MultiSlice Computed Tomography*, MSCT) (multi-détection, amélioration des résolutions spatiale et temporelle), permet aujourd'hui l'acquisition de structures en mouvement et ouvre une nouvelle voie en ce qui concerne l'imagerie non invasive vasculaire et cardiaque. Ces

nouveaux appareils permettent la reconstruction de volumes images à différentes phases du cycle cardiaque, par post-synchronisation sur l'ECG. La résolution temporelle offerte est au minimum de 105 ms et la reconstruction de volumes images post-acquisition est possible à différents pourcentages du cycle, ceci laissant prévoir avec réalisme l'étude de la dynamique cardiaque. Les avancées technologiques de ces nouveaux Scanner X multi-barrette ont pour conséquence directe une amélioration du confort du patient au cours de l'examen. En raison de son faible coût et de sa large diffusion, le scanner multibarrette émerge actuellement parmi les techniques d'imagerie non invasive des coronaires. Son champ d'application est étendu, permettant l'étude de la lumière vasculaire, de la paroi des vaisseaux et de l'environnement périvasculaire (cavités cardiaques, myocarde) lors d'un examen unique.

Ces nouvelles capacités de détection des anomalies cardio-vasculaires doivent cependant encore s'accompagner de méthodes robustes et automatiques de caractérisation et de quantification, permettant d'atteindre un diagnostic fiable et reproductible. Malgré les progrès récents des traitements d'image, la complexité des structures myocardiques et des mouvements non-rigides mis en jeu, la précision nécessaire dans les mesures, rendent cette tâche d'analyse difficile, d'autant plus que les images sont bruitées et potentiellement porteuses de distorsions et d'artefact. De telles acquisitions scanner conduisent à des séquences dynamiques de plusieurs volumes de données de l'ordre de 350 Moctets chacun. Elles introduisent donc de nouvelles contraintes pour l'extraction de l'information où une quantification précise des structures et des mouvements est recherchée et dans des temps compatibles avec la pratique radiologique.

L'objectif principal de ce travail de thèse est de montrer les potentialités de l'imagerie scanner multibarrette en ce qui concerne l'étude de la forme et de la fonction du myocarde avec pour perspectives de pouvoir ensuite coupler ces informations fonctionnelles aux informations anatomiques des réseaux coronaires (artériels et veineux) déjà accessibles par cette modalité.

La plupart des systèmes de traitement d'images et de visualisation 3D installés sur les plateformes d'acquisition d'images scanner proposent des outils interactifs pour faciliter l'analyse visuelle des bases de données 3D, mais les outils de quantification font largement appel à des tracés manuels et sont donc loin de répondre aux besoins ciblés des utilisateurs. Leur emploi demande un effort important pour tenter d'extraire une structure dans un environnement non différencié c'est-à-dire lorsque les structures environnantes se situent dans des intervalles de densité avec recouvrement (c'est en particulier le cas des structures coronaires et ventriculaires). De même, les mesures de cinétique accessibles sont le plus souvent limitées à des mesures extraites de plans images reconstitués et recherchées à partir de deux instants caractéristiques du cycle. Le développement de méthodes de quantification automatiques ou semi-automatiques, apportant aux cliniciens l'information recherchée quant à la caractérisation morphologique et fonctionnelle du cœur, répond à un besoin réel.

Ces travaux de thèse ont pour but le développement de méthodes d'extraction et de caractérisation 3D de mouvement cardiaque et leur validation sur données réelles,

en imagerie scanner multibarrette. À partir d'hypothèses (mouvement localement homogène, déplacement cohérent entre structures solidaires), d'une segmentation semi-automatique, les points forts de l'étude portent sur l'estimation des mouvements 3D des structures et leur caractérisation physique pour l'interprétation.

Nous proposons deux approches d'estimation de mouvement non-rigide, relevant chacune de méthodes de mise en correspondance d'entités. Pour chaque approche, la mise en correspondance est réalisée suivant un modèle markovien, permettant d'imposer des contraintes de régularité du mouvement estimé, et suivant une description topologique des surfaces et volumes étudiés. Ces méthodes sont également appliquées dans un cadre multirésolution afin de tirer au mieux parti de l'information accessible à des niveaux de détails croissants, tout en permettant de limiter les temps de calcul par une focalisation plus rapide de l'estimation.

Le mouvement estimé, représenté par un champ de vecteurs de déplacement, est calculé pour tous les instants successifs de la séquence analysée. Il permet alors d'extraire des indices cliniques globaux des déformations du ventricule analysé, mais aussi locaux par l'analyse segmentaire des régions myocardiques.
Les deux méthodes proposées sont validées sur données simulées et sur données réelles.

Ce document est organisé de la façon suivante :

Le chapitre 1 fournit le contexte clinique de cette étude. Il rappelle les différentes composantes du système cardio-vasculaire en séparant les aspects liés à l'anatomie du cœur, au schéma d'activation électrique, aux phénomènes mécaniques et au mouvement cardiaque. Les différentes pathologies cardio-vasculaires rencontrées et pour lesquelles il est primordial de caractériser la cinétique cardiaque sont présentées, tout en mettant en évidence les éléments de diagnostic utilisés par les cliniciens. Ce chapitre permet de poser la nature des structures et des mouvements mis en jeu et que l'on cherche à extraire, de même que les différents indices cliniques qui doivent être recherchés par les méthodes de traitement.

Le chapitre 2 décrit l'environnement technologique actuel des modalités d'exploration en imagerie cardio-vasculaire en mettant l'accent sur les récentes évolutions des appareils d'acquisition en imagerie non invasive et leur complémentarité. Les principes techniques de l'imagerie scanner multibarrette, modalité retenue dans cette étude, et les attentes cliniques de cette technologie sont présentés. Les contraintes qu'impose cette imagerie pour le traitement des données sont également précisées.

Le chapitre 3 présente une revue bibliographique des différents travaux menés dans le cadre méthodologique de l'estimation de mouvement, et particulièrement appliquée à l'imagerie cardiaque. Les différentes familles de méthodes rencontrées sont présentées et discutées et permettent de positionner les choix méthodologiques de ce travail.

Le chapitre 4 décrit les deux approches proposées qui relèvent de la mise en correspondance d'entités. La première méthode développée, dite «surface-surface» nécessite la segmentation et la reconstruction de la surface étudiée sur l'ensemble de la séquence temporelle. Elle repose sur la mise en correspondance de nœuds des maillages de surface pré-extraits aux instants étudiés de la séquence. Cette méthode a comme avantage

de se limiter aux structures d'intérêt, mais reste très dépendante de la cohérence temporelle des entités pré-extraites par la segmentation. La seconde méthode développée, dite «surface-volume», est une méthode, originale, d'estimation conjointe de forme et de mouvement à partir de séquences temporelles 3D. Elle repose sur la mise en correspondance de noeuds de maillage surfacique extrait à un instant et de voxels appartenant au volume image original à l'instant suivant. Cette méthode a comme avantage important de ne nécessiter la segmentation que d'un seul volume de la séquence. Ainsi, l'estimation du mouvement et la segmentation sont réalisés au cours d'un unique processus.

Le chapitre 5 présente les résultats obtenus sur données simulées et données réelles qui permettent de fournir de premiers éléments d'évaluation de nos méthodes.

Finalement, les conclusions générales de cette étude ainsi que les perspectives de travail sont dégagées.

Ce travail de thèse est réalisé en collaboration avec la société Siemens, Division Médicale, France. Il est également réalisé en étroite collaboration avec le Département de Cardiologie, Service d'Hémodynamique et de Cardiologie Interventionnelle du CHU de Rennes (H. Le Breton). Ce travail est soutenu financièrement par la Région Bretagne et par l'Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale (INSERM).

Chapitre 1

Contexte clinique

Introduction

Le système cardiovasculaire, permettant l'irrigation des différents organes du corps humain, et donc le maintien de leur fonction, a un rôle physiologique fondamental. Les maladies qui atteignent ce système, les maladies cardiovasculaires, ont donc des conséquences particulièrement néfastes. Ces maladies représentent ainsi la première cause de mortalité dans les pays industrialisés et causent, chaque année, 1.9 millions de morts dans l'Union Européenne[1], soit plus de quatre décès sur dix (42%). Les maladies des artères coronaires, les artères irriguant le muscle cardiaque, représentant à elles seules 744000 morts, entraînent le décès d'environ une personne sur six (17% des hommes et 16% des femmes).

Le coût économique total des maladies cardiovasculaires est de 169 milliards d'euros, dont 62% en frais de santé, 21% en pertes de productivité et 17% en coûts de prévention. Leur charge totale sur le système de santé est de 105 milliards d'euros, représentant 230 euros par habitant et par année.

L'émission d'un diagnostic le plus précis et le plus précoce possible de ses pathologies est recherché, avec pour objectif d'évaluer au mieux l'impact de ces anomalies sur le comportement fonctionnel du myocarde, mais également de diriger le choix d'une action thérapeutique ou le choix et la réalisation d'un geste interventionnel. Les cardiologues disposent en clinique d'un ensemble de procédures d'examen, de moyens d'observation du coeur et d'outils de diagnostic associés, mais le développement de méthodes d'aide au diagnostic de ces pathologies cardiaque relève toujours d'un enjeu clinique majeur. Avant de montrer les potentialités de ces différents outils cliniques et leurs besoins, ce chapitre se propose de décrire le fonctionnement du système cardiovasculaire, et notamment du cœur, afin de préciser la nature des structures et du mouvement impliqués et donc à caractériser. Ce chapitre a également pour but de présenter les différentes pathologies pour lesquelles nous souhaitons apporter des outils de détection, tout en mettant en

[1] Toutes les données chiffrées de cette introduction sont données pour l'Union Européenne (à 25 membres) et extraites de [Petersen et al. 2005].

évidence les indices ou mesures cliniques qui doivent être rendus accessibles par nos méthodes de traitement.

1.1 Système cardiovasculaire : le cœur

Le système cardiovasculaire a pour objectif d'assurer :
- l'apport des substrats (acides gras et glucose) et de l'oxygène à tous les tissus de l'organisme ;
- le transport du dioxyde de carbone et de tous les déchets produits afin qu'ils soient éliminés.

Le système est décomposé en deux fonctions, la *fonction vasculaire* et la *fonction cardiaque*, qui assurent la circulation sanguine et sa régulation.

La *fonction vasculaire* permet la circulation du sang au sein de l'organisme. Elle est réalisée grâce à deux réseaux : le *réseau artériel* et le *réseau veineux*. Le réseau artériel est composé des artères qui apportent le sang riche en oxygène et en nutriments aux tissus. Le réseau veineux, composé des veines, rapporte le sang appauvri en oxygène vers le cœur puis les poumons (voir figure 1.1).

La circulation sanguine dans les réseaux artériel et veineux est réalisée grâce à deux pompes propulsives disposées en série, le *cœur gauche* et le *cœur droit*, remplissant la *fonction cardiaque*. Le cœur gauche emprunte la *circulation systémique* pour propulser le sang riche en oxygène et ainsi assurer l'irrigation fonctionnelle des tissus pour ensuite rapporter le sang riche en gaz carbonique au cœur droit. Celui-ci envoie le sang appauvri en oxygène dans la *circulation pulmonaire*, c'est-à-dire vers les poumons, afin que le sang soit réoxygéné.

1.1.1 Anatomie du cœur

Le cœur se situe dans la cavité thoracique, dans une zone appelée médiastin, entre les deux poumons et le diaphragme, ce dernier le séparant du foie.

Le poids moyen d'un cœur humain adulte normal est compris entre 250 et 300 g. C'est un organe creux constitué d'un muscle qui délimite quatre cavités couplées deux à deux (voir figure 1.2) : l'oreillette droite (OD) et le ventricule droit (VD), formant le cœur droit, l'oreillette gauche (OG) et le ventricule gauche (VG), formant le cœur gauche. La séparation entre cœur gauche et cœur droit est réalisée par des cloisons internes étanches, ou septum : le septum interauriculaire entre les deux oreillettes, et le septum interventriculaire entre les deux ventricules.

Les oreillettes, aux parois musculaires fines (1 mm) reçoivent le sang par les veines (veines caves pour l'OD et veines pulmonaires pour l'OG) avant de le transmettre au ventricule associé grâce à l'ouverture des valvules auriculo-ventriculaires (valvule tricuspide pour les cavités droites, valvule bicuspide ou mitrale pour les cavités gauches) (voir figure 1.3). Ces valvules empêcheront ensuite, par leur fermeture, le retour du sang dans les oreillettes.

Les ventricules, assurant la fonction d'éjection, ont des parois beaucoup plus épaisses, notamment le VG (10 mm) qui chasse le sang dans la circulation systémique alors que

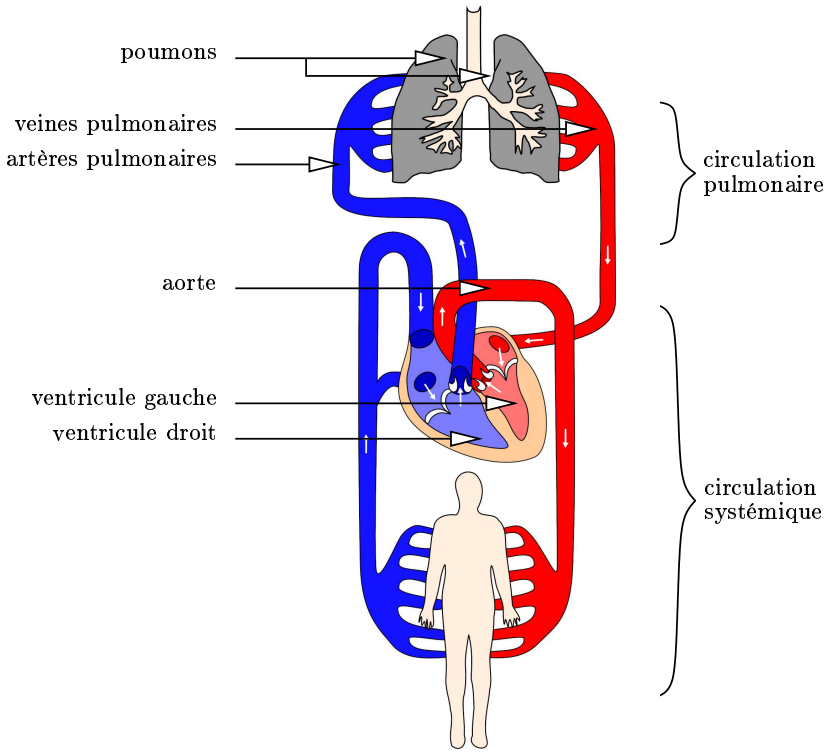


Figure 1.1 – Circulation sanguine.

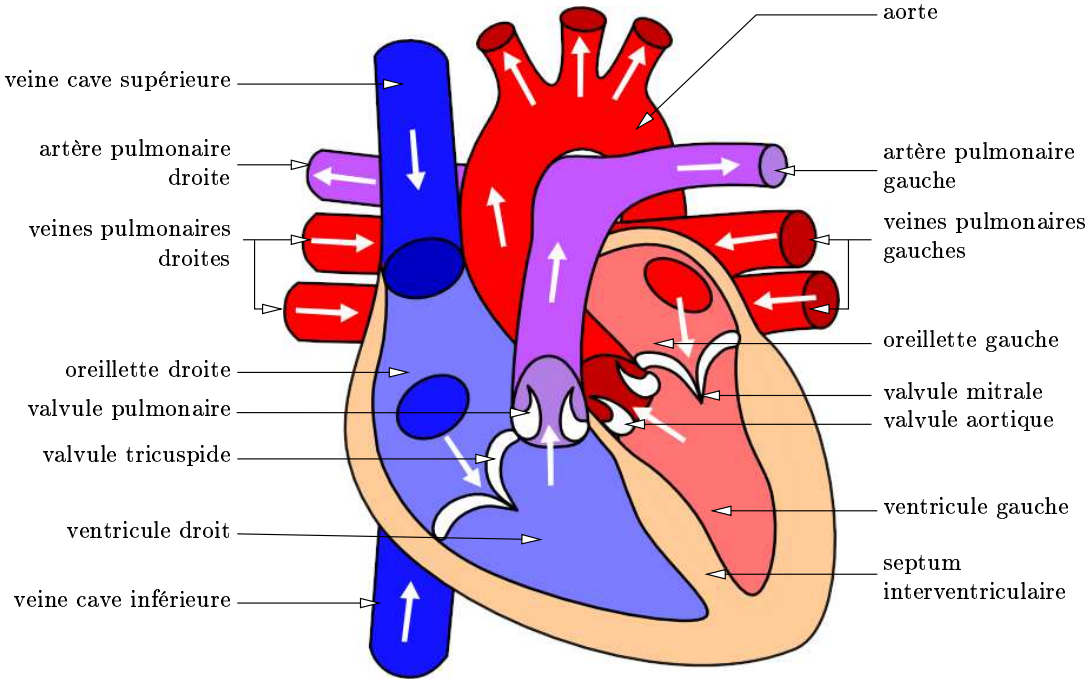


Figure 1.2 – Anatomie du cœur.

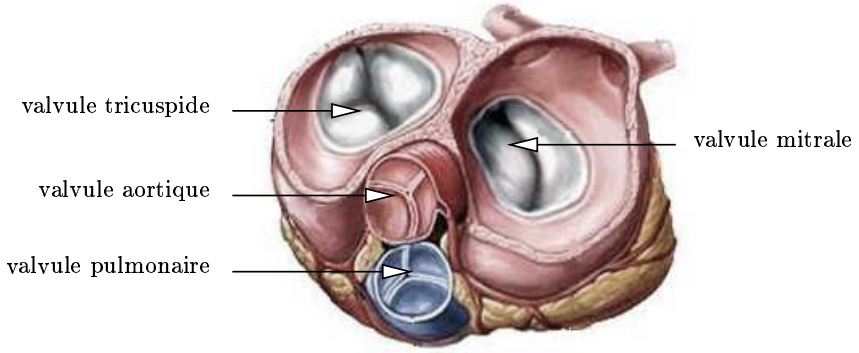


Figure 1.3 – Valvules (d'après *A.D.A.M. Medical Encyclopedia*).

le VD (5 mm) éjecte le sang dans la circulation pulmonaire. La communication entre ventricules et artères (artère pulmonaire pour le VD, aorte pour le VG) s'effectue grâce aux valvules sigmoïdes : la valvule pulmonaire et la valvule aortique.

La paroi interne des ventricules est très irrégulière car parcourue par de très nombreuses saillies musculaires : les colonnes, ou trabécules, charnues. Ces colonnes charnues sont de trois ordres (voir figure 1.4) :

- les colonnes charnues de premier ordre, appelées piliers du cœur ou muscles papillaires, qui ont une forme de cône et dont la base est unie à la paroi ventriculaire. De leur sommet partent des cordages tendineux qui les relient aux valvules auriculo-ventriculaires. Les cordages empêchent le basculement des valvules vers les oreillettes ;
- les colonnes charnues de deuxième ordre, avec un aspect d'anse, sont unies au ventricule par leurs deux extrémités ;
- les colonnes charnues de troisième ordre, de forme allongée, sont de simples saillies.

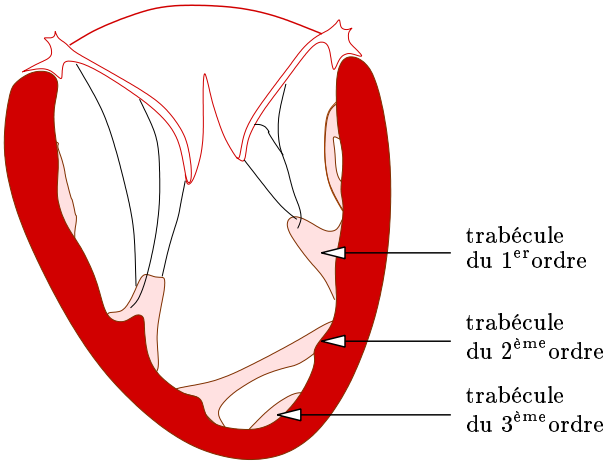


Figure 1.4 – Ventricule gauche avec trabécules charnues.

Si l'on excepte ces irrégularités locales, le ventricule gauche peut être assimilé à un cône légèrement aplati dont la base correspond aux orifices auriculo-ventriculaire et aortique. Le sommet du cône correspond ainsi à la pointe du ventricule, aussi appelée «apex». L'axe base-apex est alors appelé «grand axe». Par extension, pour l'imagerie en coupe, les coupes représentant le myocarde suivant cet axe sont dites «coupes grand axe», et les coupes le représentant suivant un axe orthogonal au grand axe sont dites «coupes petit axe» (voir figure 1.5).

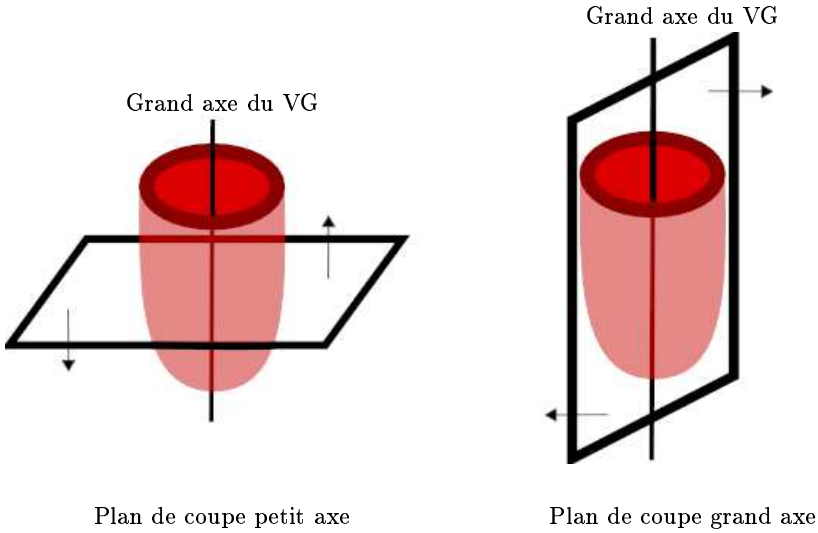


Figure 1.5 – Principaux axes du ventricule gauche.

1.1.2 Muscle cardiaque

1.1.2.1 Physiologie

Le muscle cardiaque est composé de trois tuniques qui sont, successivement et à partir de la cavité :

- l'endocarde, qui tapisse la face interne des cavités cardiaques et la surface des valvules ;
- le myocarde, constitué de fibres musculaires striées ;
- l'épicarde, tunique externe du cœur qui correspond au feuillet interne, ou viscéral, du péricarde, sac qui contient le cœur.

Les protéines contractiles (filaments d'actine et de myosine) sont les effecteurs qui permettent au myocarde de se contracter, et donc au cœur de jouer son rôle de pompe. Ces filaments sont regroupés, à travers différents niveaux d'associations, en fibres cardiaques (cardiomyocytes). Leur glissement entraîne le raccourcissement des fibres, l'énergie nécessaire étant fournie grâce à la conversion par les mitochondries des acides gras libres en ATP (adénosine triphosphate, directement utilisable par les cellules). Cette transformation est alimentée en substrat et en oxygène par les artères coronaires (voir section 1.1.2.3).

L'ensemble des filaments élémentaires d'actine et de myosine, pouvant se raccourcir de 1 à 1.5 µm, génère la contraction du VG grâce à un phénomène d'amplification. Cette amplification est produite grâce à l'arrangement spatial des fibres cardiaques, organisés en faisceaux spiralés et circulaires (voir figure 1.6).

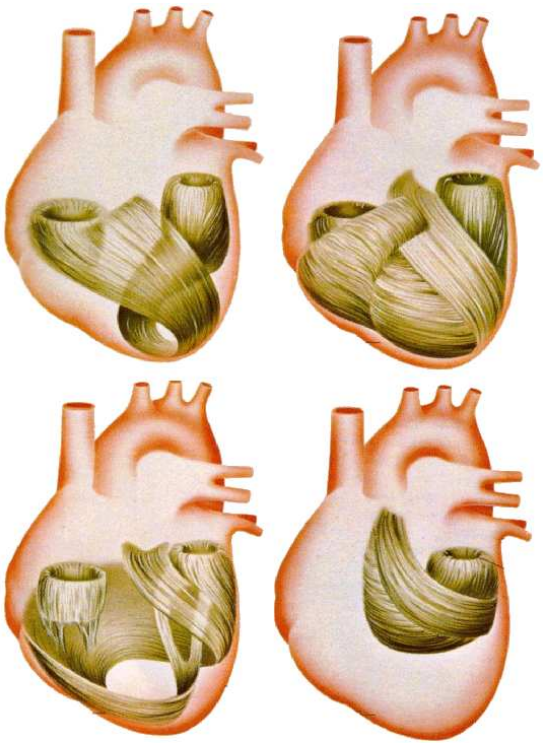


Figure 1.6 – Disposition des fibres cardiaques (d'après [Malmivuo et Plonsey 1995]).

1.1.2.2 Schéma d'activation électrique

L'activation des protéines contractiles, et donc la contraction du muscle cardiaque, sont réalisées par la réception d'un influx électrique. Cet influx entraîne le passage des cardiomyocytes d'un état de repos, où ils sont polarisés, à un état de dépolarisation. Cette dépolarisation génère, grâce au phénomène appelé «couplage excitation-contraction», la contraction de la fibre. Le retour à l'état de repos s'effectue ensuite par la repolarisation des cardiomyocytes.

La propagation de l'influx électrique est effectuée par un réseau nerveux, le tissu nodal, ou système cardionecteur, organisé en nœuds et en faisceaux (voir figure 1.7). L'influx naît dans le nœud sinusal, ou nœud sino-auriculaire, situé dans l'oreillette droite. Il est ensuite propagé de proche en proche par les cardiomyocytes des oreillettes avant d'être bloqué par le tissu conjonctif de l'anneau fibreux (au niveau des valvules). Le passage de l'influx vers les ventricules est réalisé par le tronc du faisceau de His. Celui-ci, issu du nœud auriculo-ventriculaire, se divise ensuite rapidement en deux branches prin-

cipales puis, vers la pointe du cœur, se ramifie dans l'ensemble des parois ventriculaires en réseau de Purkinje.

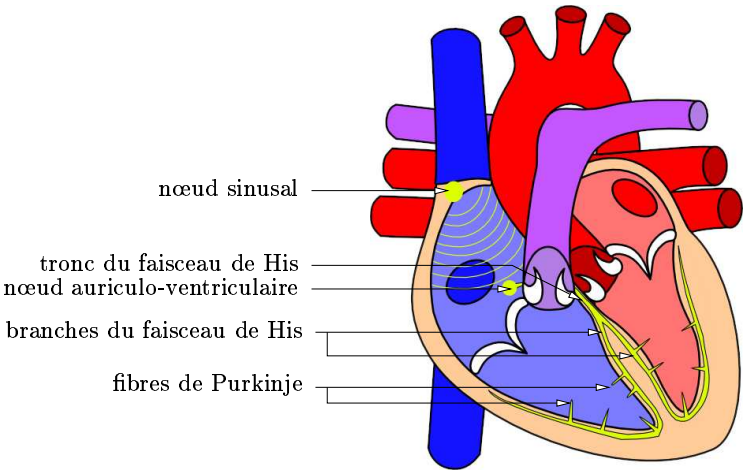


Figure 1.7 – Système cardionecteur.

L'activité électrique globale du cœur peut être enregistrée sur un électrocardiogramme (ECG) grâce à l'application d'électrodes au niveau des membres et du thorax. Un électrocardiogramme typique est composé des ondes caractéristiques suivantes (voir figure 1.8) :

- l'onde P, qui résulte de la dépolarisation des oreillettes engendrée par le nœud sino-auriculaire ; les oreillettes se contractent environ 0,1 s après le début de l'onde ;
- le complexe QRS, formé des ondes Q, R et S ; il est lié à la dépolarisation ventriculaire (propagation de l'influx nerveux par le faisceau de His) et précède la contraction des ventricules ;
- l'onde T, causée par la repolarisation ventriculaire.

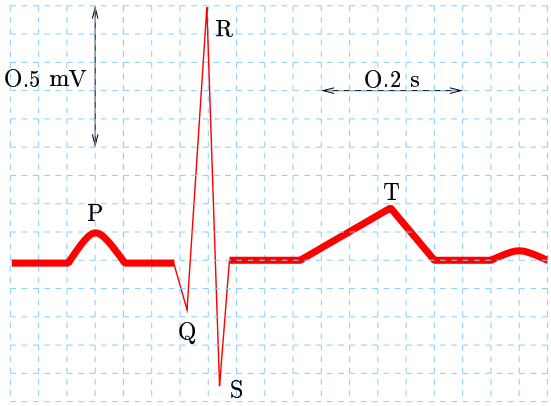


Figure 1.8 – Électrocardiogramme.

1.1.2.3 Vascularisation : circulation coronarienne

Le muscle myocardique est irrigué par les artères coronaires qui prennent naissance à la racine de l'aorte et assurent la circulation coronarienne (voir figure 1.9). Le réseau artériel coronaire est constitué de deux artères principales : l'artère coronaire gauche et l'artère coronaire droite qui irriguent respectivement les parties gauche et droite du myocarde. L'artère coronaire gauche se dirige du côté gauche du cœur puis se divise pour donner le rameau interventriculaire antérieur et le rameau circonflexe de l'artère coronaire gauche. L'artère coronaire droite s'étend vers le côté droit, donne naissance au rameau marginal droit, puis se divise en rameaux interventriculaire postérieur et rétroventriculaire postérieur.

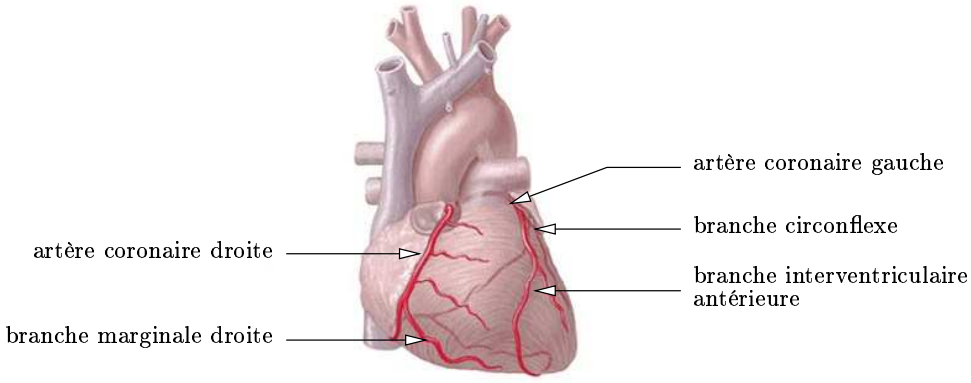


Figure 1.9 – Réseau coronarien (d'après *A.D.A.M. Medical Encyclopedia*).

Chacune de ces artères irrigue des territoires myocardiques spécifiques. Afin d'identifier ces territoires et de décrire le muscle cardiaque, un découpage du myocarde en segments géométriques simples est utilisé. Différentes méthodes de découpages sont utilisées, aboutissant à un nombre plus ou moins importants de segments anatomiques. Cependant, la plupart des découpages sont réalisés suivant les deux axes principaux du ventricule et divisent le myocarde, pour les descriptions les plus utilisées, en seize ou dix-sept segments. De la base du ventricule à l'apex, suivant le grand axe, le ventricule est ainsi divisé en trois zones (basale, médium et apicale), auxquelles il faut ajouter, pour la description en dix-sept segments, un segment apical. Ces zones sont ensuite divisées en segments angulaires suivant le petit axe du ventricule.

Ces segments peuvent être représentés suivant différentes vues, les plus répandues étant les trois vues «petit axe» (vues basale, mi-cavité et apicale), la vue «horizontal grand axe quatre cavités» (visualisant les parois septale et latérale des ventricules droit et gauche) et la vue «vertical grand axe deux cavités» (visualisant les parois antérieure et postérieure du VG) (voir figure 1.10). Une vue, dite «en œil de bœuf», représente de façon synthétique les différents segments (voir figure 1.11) en donnant une vue des segments angulaires dans un plan perpendiculaire à un axe allant de la pointe vers la base du coeur. Il est également possible d'associer chaque segment avec l'artère coronaire correspondante (voir figure 1.12).

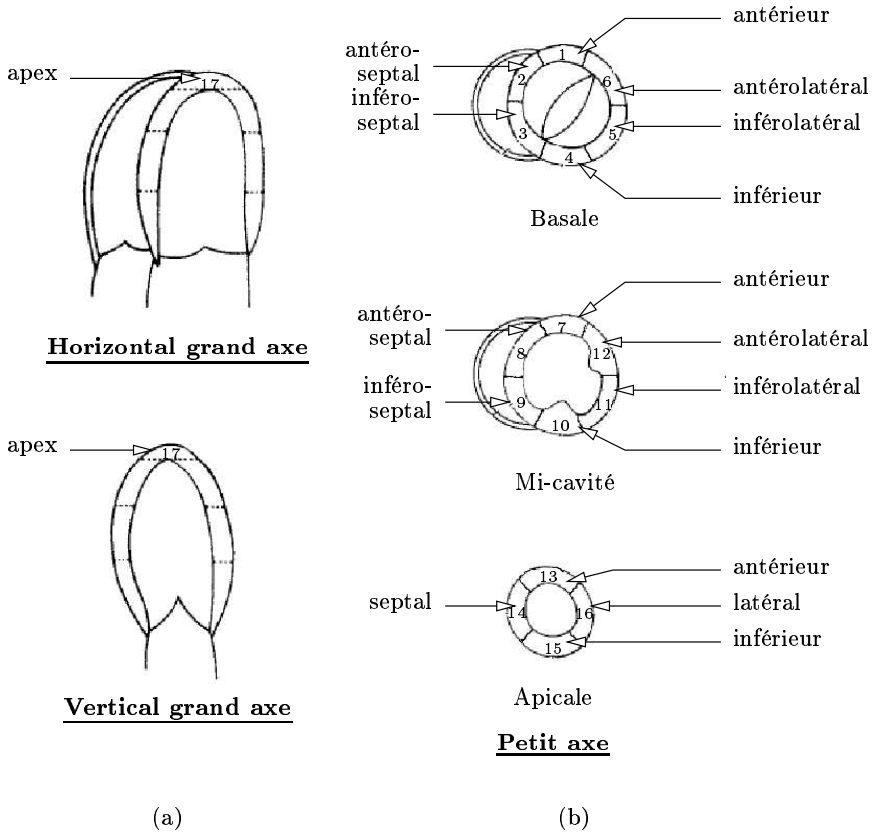


Figure 1.10 – Différentes vues de la segmentation myocardique en dix-sept segments ((a) vues grand axe (horizontal grand axe (quatre cavités) en haut, vertical grand axe (deux cavités) en bas) ; (b) vues petit axe (de haut en bas : basale, mi-cavité, apicale)) (d'après [Cerqueira et al. 2002]).

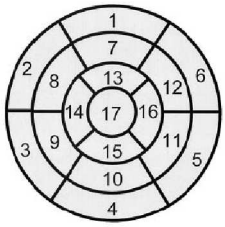


Figure 1.11 – Représentation «en œil de bœuf» de la segmentation en dix-sept segments anatomiques (d'après [Cerqueira et al. 2002]).

L'irrigation du myocarde s'effectue de l'extérieur (épicarde) vers l'intérieur (endocarde), à travers un réseau constitué des artères, puis d'artérioles, et enfin de capillaires. Le passage des globules rouges des artérioles aux capillaires est contrôlé par des sphincters précapillaires qui agissent comme des valvules, contrôlant ainsi l'extraction d'oxygène suivant les besoins du myocarde. Au repos, ces besoins sont en moyenne de 1 ml de

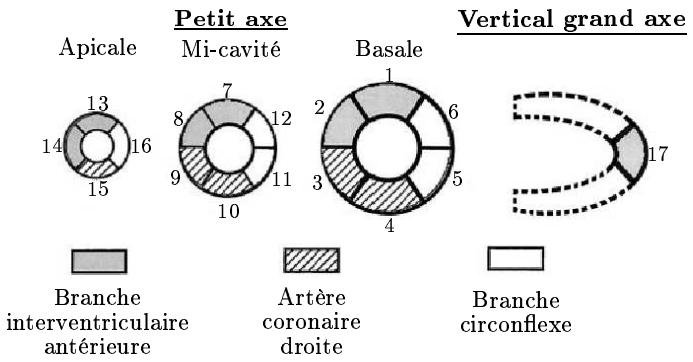


Figure 1.12 – Territoires d'irrigation des coronaires (segmentation en dix-sept segments) (d'après [Cerqueira et al. 2002]).

sang par gramme de myocarde et par minute, les couches internes (sub-endocardiques) ayant une demande en O_2 supérieure aux couches externes. Une augmentation de la demande en O_2, en réponse à un effort ou à une émotion, se traduit par une augmentation du débit cardiaque et de l'extraction de l'O_2, la perfusion de base pouvant être multipliée par 3 (par 6 sous stimulation pharmacologique par vasodilatateurs).

Après son passage dans les capillaires, le sang est recueilli par les veines coronaires. Ces veines se réunissent en un gros vaisseau, le sinus coronaire, qui déverse le sang dans l'oreillette droite.

1.1.3 Cycle cardiaque : Phénomènes mécaniques

Le cœur connaît un mode périodique de battements appelés «cycles cardiaques». Chaque cycle correspond à une phase de remplissage suivie d'une phase d'expulsion du sang, appelées respectivement «diastole» et «systole». Par défaut les termes de diastole et de systole sont relatifs aux ventricules. Ils peuvent cependant aussi être appliqués aux oreillettes (diastole et systole auriculaires). Les deux oreillettes, tout comme les deux ventricules, se contractent simultanément, la contraction des oreillettes précédant celle des ventricules.

Le cycle cardiaque est marqué par d'importantes variations de pression et volume sanguins intracavitaires liées aux différentes phases du cycle cardiaque (voir figures 1.13 et 1.14).

La diastole ventriculaire se déroule en deux phases : la phase de relaxation isovolumétrique et la phase de remplissage ventriculaire (voir figure 1.13). Ces phases sont caractérisées par leur dépendance vis-à-vis des conditions de charge du ventricule. La systole ventriculaire se déroule aussi en deux phases : la phase de contraction isovolumétrique et la phase d'éjection.

Phase de remplissage ventriculaire Après l'ouverture des valvules auriculo-ventriculaires, le remplissage du ventricule débute (phase 1 de la courbe pression/volume). La pression à l'intérieur des cavités ventriculaires est basse et le sang

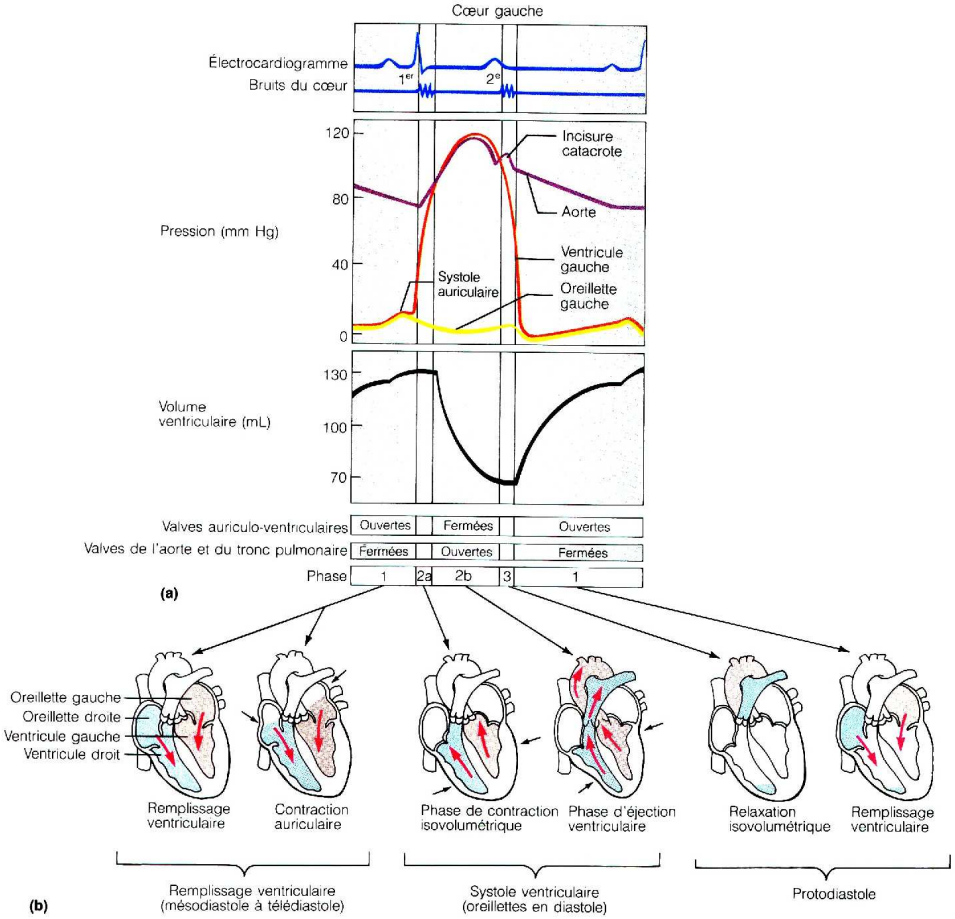


Figure 1.13 – Cycle cardiaque : événements (ECG, pressions, volumes) survenant dans le côté gauche du cœur (d'après [Marieb 1999]).

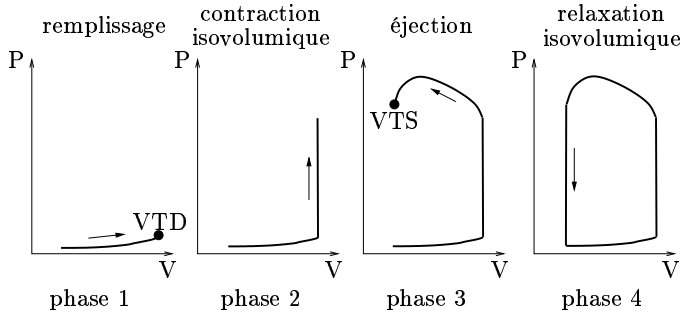


Figure 1.14 – Courbe pression/volume (VTD=volume télédiastolique, VTS=volume télésystolique, VS=volume systolique).

provenant de la circulation s'écoule passivement dans les oreillettes puis dans les ventricules. Cet écoulement est tout d'abord rapide (remplissage rapide) puis, les pressions auriculaire et ventriculaire étant presque à l'équilibre, le remplissage diminue de façon importante (remplissage lent). Le remplissage rapide dépend notamment de la qualité de la relaxation ventriculaire (cf intra), qui est consommatrice d'énergie. Le remplissage lent dépend quant à lui de la compliance ventriculaire, phénomène passif dépendant des propriétés viscoélastiques du myocarde. Durant ces deux périodes, le ventricule se remplit à environ 70%. Suit la dépolarisation des parois auriculaires (onde P de l'ECG) entraînant la contraction des oreillettes et l'éjection des 30% de sang résiduel dans les ventricules. La pression intracavitaire devient supérieure à la pression intra-auriculaire : les valvules auriculo-ventriculaires se ferment.

Phase de contraction isovolumétrique Le début de la phase de contraction isovolumétrique coïncide avec l'onde R de l'ECG. Il met fin à la diastole et survient lorsque les ventricules sont remplis de sang. Cette phase initiale de la contraction ventriculaire élève la pression intraventriculaire (phase 2 de la courbe pression/volume), achevant ainsi la fermeture des valvules auriculo-ventriculaires. Tant qu'elle reste inférieure à la pression artérielle correspondante, la pression intraventriculaire est augmentée sans changement de volume de la cavité (contraction isovolumétrique). Sous tension, le ventricule change de forme. La fin de la contraction isovolumétrique correspond à l'ouverture des valvules sigmoïdes (aortique et pulmonaire) : ventricules et artères forment alors une chambre commune et la vidange ventriculaire peut commencer.

Phase d'éjection ou contraction isotonique Le sang contenu dans les ventricules est chassé, d'abord rapidement, puis à vitesse décroissante lorsque la quantité de sang à éjecter se réduit (phase 3 de la courbe pression/volume). Le volume total de sang éjecté correspond au volume systolique, défini comme la différence entre le volume avant l'éjection et le volume après l'éjection. Ce volume dépend principalement de trois facteurs : la précharge, c'est-à-dire le degré d'étirement que présentent les cellules myocardiques juste avant leur contraction, la contractilité (ou inotropisme), correspondant à une intensification de la force de contraction du myocarde, et la postcharge, c'est-à-dire la pression aortique s'opposant à l'éjection du sang et liée notamment aux valvules.

Phase de relaxation isovolumétrique Dès avant la fermeture des valvules sigmoïdes, et jusqu'à l'ouverture des valvules auriculo-ventriculaires, les fibres musculaires du ventricule connaissent la relaxation ventriculaire. Cette phase est très courte (60 à 80 ms) et correspond à une chute de la pression intracavitaire alors que le volume ventriculaire reste stable (phase 4 de la courbe pression/volume). Quand cette pression devient inférieure à la pression auriculaire, les valvules auriculo-ventriculaires s'ouvrent. Un nouveau cycle commence.

L'instant où les ventricules sont de volume maximal, c'est-à-dire en fin de diastole, est appelé «télédiastole». De même, la fin de la systole est appelée «télésystole».

1.1.4 Mouvement cardiaque

Le cycle cardiaque décrit précédemment est généré par le jeu des différentes valvules et par les mouvements du muscle myocardique.

Les mouvements ventriculaires ne sont pas homogènes. Cette inhomogénéité est due à la variabilité du temps d'activation des fibres contractiles, l'orientation de ces fibres, la variabilité du flux sanguin, l'épaisseur de la cloison ventriculaire et différentes forces externes telles que celles exercées par la pression intrathoracique. De même, les différentes couches de la paroi myocardique ne connaissent pas la même amplitude de mouvement, celle-ci allant en décroissant de l'épicarde à l'endocarde [Maier et al. 1992].

La circulation systémique étant générée par le mouvement du ventricule gauche, celui-ci peut être considéré comme étant le plus important.

Le mouvement du ventricule gauche est généralement étudié suivant trois composantes (voir figure 1.15) : le mouvement de contraction radiale, ou transversale (suivant le petit axe du ventricule), le mouvement de contraction longitudinale (suivant le grand axe) et le mouvement de rotation.

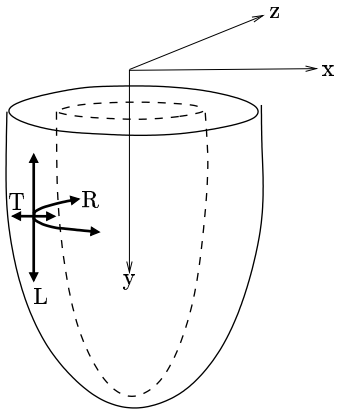


Figure 1.15 – Composantes du mouvement ventriculaire (T : axe du mouvement transverse ; L : axe de la contraction longitudinale ; R : axe du mouvement de rotation) (d'après [Stoylen 2001]).

Mouvement de contraction longitudinale Le mouvement systolique de contraction longitudinale, ou mouvement «en accordéon», est dirigé suivant le grand axe du ventricule. Il a ainsi été montré que la base du cœur descend vers l'apex pendant la systole, l'amplitude du mouvement étant de l'ordre de 12 à 15 mm [Simonson et Schiller 1989, Young et al. 1994]. L'apex est quant à lui peu mobile, bougeant seulement de quelques millimètres (2±1 mm [Young et al. 1994]) dans la même direction que la base. Durant les phases diastoliques de remplissage rapide et de systole auriculaire, la base revient à sa position originale.

Mouvement de contraction radiale Le mouvement systolique de contraction radiale correspond au déplacement de l'endocarde vers le grand axe du ventricule. Il est

relativement homogène sur tout le ventricule, avec des amplitudes comprises entre 4 et 8 mm [Young et al. 1994].

Mouvement de rotation Ce mouvement correspond à une rotation autour du grand axe du ventricule. Le mouvement de rotation normal correspond, durant la systole, à une rotation de la base dans le sens horaire (en regardant de l'apex vers la base), et à une rotation de l'apex, supérieure en angulation, dans le sens anti-horaire [Maier et al. 1992, Nagel et al. 2000, Young et al. 1994]. Ce mouvement est particulièrement remarquable lors des phases de contraction isovolumétrique durant lesquelles les fibres myocardiques se contractent ou se relâchent sans modification du volume ventriculaire. Le mouvement inverse est observé durant la phase de remplissage rapide [Nagel et al. 2000].

Étant donné que les mouvements, notamment les mouvements de rotation et de contraction longitudinale, ne sont pas homogènes sur tout le ventricule, ils conduisent à des mouvements non rigides. Ainsi, la rotation, qui connaît des angulations et des sens de rotation différents selon les territoires du myocarde, entraîne un mouvement de torsion.

À ces mouvements non rigides, il faut ajouter un mouvement rigide correspondant à la translation du cœur liée aux phénomènes respiratoires.

Le myocarde étant de nature incompressible, il connaît aussi un épaississement pariétal lors de la phase systolique et un amincissement pariétal lors de la phase diastolique. Dans le cas normal, l'épaississement entraîne une modification de l'épaisseur myocardique, de l'ordre de 50%, relativement homogène sur l'ensemble du ventricule [Dong et al. 1994].

Il faut enfin noter que les mouvements locaux, ou liés aux segments myocardiques, ne sont pas spatialement indépendants. Ainsi, le mouvement d'une zone du myocarde est influencé par les mouvements des zones voisines. Il est ainsi possible de différencier les mouvements actifs, directement liés à la contraction des fibres de la zone considérée, des mouvements passifs, ou induits, résultant de son voisinage. Nous remarquerons ici que la seule façon de différencier ces deux types de mouvements réside dans la prise en compte de l'épaisseur de la paroi qui est modifiée par la contraction des fibres musculaires.

1.2 Pathologies cardio-vasculaires

Toutes les fonctions précédemment citées, de l'irrigation du muscle myocardique à son activation mécanique, sont susceptibles d'être altérées par la présence de pathologies. Nous citerons ici les principales pathologies rencontrées :

Ischémie La pathologie cardio-vasculaire la plus fréquente, l'athérosclérose, entraîne un déficit d'irrigation du myocarde par l'obstruction, partielle ou totale, d'une ou plusieurs artères coronaires. L'obstruction est due à la formation, dans l'intima (paroi interne) des artères, d'une plaque athéromateuse composée de diverses substances, essentiellement lipidiques, et recouverte d'une chape fibreuse (voir figure 1.16), souvent

calcifiée. Cette chape peut subir une rupture, mettant alors en contact le sang et des éléments coagulants de la plaque et entraînant la formation d'un caillot (thrombus). L'occlusion résultant de cette obstruction artérielle, partielle ou globale, entraîne une ischémie myocardique régionale (inadéquation entre apports et besoins en oxygène).

L'ischémie a des impacts fonctionnels importants sur le myocarde, appelés «cascade ischémique». Ainsi, par ordre chronologique, surviennent :

- une diminution de la perfusion myocardique ;
- des troubles de la relaxation ;
- une altération de la contractilité du segment myocardique concerné, entraînant une modification de la cinétique ventriculaire [Dortimer et al. 1976, Derumeaux et al. 1998] ;
- des modifications de l'électrogénèse cellulaire responsable des signes électrocardiographiques de l'ischémie ;
- la douleur angineuse, qui ne survient que quelques dizaines de secondes à quelques minutes après le début de l'ischémie ; elle peut être totalement absente ; l'ischémie est totalement indolore chez environ 20% des coronariens et jusqu'à 40% chez les coronariens diabétiques.

L'ischémie peut donc se traduire par un angor (angine de poitrine) et, au stade plus avancé, par la nécrose des tissus myocardiques, progressant du sous-endocarde vers l'épicarde et entraînant un infarctus du myocarde.

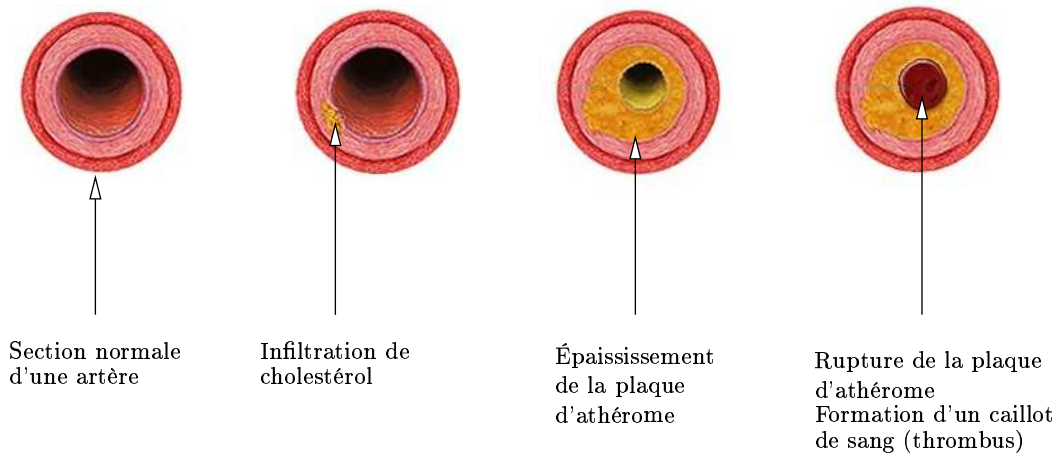


Figure 1.16 – Évolution de l'athérosclérose (d'après *A.D.A.M. Medical Encyclopedia*).

Outre l'athérosclérose, d'autres pathologies peuvent entraîner une ischémie myocardique. Certaines touchent aussi les coronaires comme la compression extrinsèque (pénétration d'un segment de l'artère dans la paroi ventriculaire (pont ventriculaire)) et le vasospasme (trouble de la vasomotricité (capacité qu'ont les vaisseaux d'augmenter ou de diminuer leur diamètre) entraînant une constriction dynamique, complète ou limitée, de l'artère).

Des mécanismes non coronariens peuvent aussi entraîner des ischémies (ischémies myocardiques fonctionnelles). Ils sont liés soit à une augmentation des besoins en oxygène (hypertension, tachycardie), soit à une diminution des apports (baisse de la concentration en oxygène du sang (anémies et hypoxies) ou obstacle à l'éjection du VG (rétrécissement aortique serré ou myocardiopathie hypertrophique obstructive (cf. infra))).

Troubles du rythme et de la conduction Différents troubles peuvent atteindre le rythme cardiaque, que ce soit dans sa fréquence ou sa régularité :

- la bradycardie : rythme cardiaque lent (inférieur à 60 bpm (ou battements par minute)) ;
- la tachycardie : rythme cardiaque rapide (supérieur à 100 bpm) ;
- l'arythmie : rythme cardiaque irrégulier ;
- la bradyarythmie : rythme cardiaque lent et irrégulier ;
- la tachyarythmie : rythme cardiaque rapide et irrégulier ;
- l'extrasystole : excitation auriculaire ou ventriculaire prématurée.

Les origines de ces troubles sont, entre autres, la fibrillation (désynchronisation totale entre les cellules musculaires), les automatismes anormaux (modification des propriétés automatiques des cellules) ou les réentrées (établissement d'un circuit électrique anormal). Certaines de ces arythmies favorisent la formation de thrombose intracavitaire, en particulier intra-auriculaire.

Myocardiopathies (ou cardiomyopathies) Les myocardiopathies sont caractérisées par une atteinte de la fibre myocardique. Elles sont soit primitives (familiales, ou idiopathiques) soit secondaires, d'origine ischémique, métabolique, infectieuse, auto-immune, endocrinienne, toxique, cathécholergique ou dysrythmique. On distingue trois formes de myocardiopathies :

- la myocardiopathie dilatée : dilatation de l'un des deux ventricules ;
- la myocardiopathie hypertrophique non obstructive et obstructive, c'est-à-dire faisant obstacle ou non au libre passage du sang dans la cavité ventriculaire durant la systole (elle peut notamment être liée à une hypertension artérielle) ;
- la myocardiopathie restrictive entraînant une gêne au remplissage liée à une diminution de la compliance myocardique.

Toutes ces anomalies entraînent une modification de la structure pariétale ventriculaire et une diminution de la fonctionnalité myocardique se traduisant par une baisse de la capacité d'éjection du ventricule.

Valvulopathies Les différentes valvules peuvent subir des atteintes organiques, congénitales ou acquises, d'origine infectieuse, inflammatoire, dégénérative (souvent avec calcifications), dystrophique, ou traumatique. Ces atteintes entraînent un rétrécissement de l'orifice (ex. : rétrécissement aortique) ou, au contraire, l'impossibilité de la fermeture valvulaire (ex. : insuffisance mitrale). Ces pathologies, en stade avancé, entraînent une modification de l'hémodynamique, comme un reflux sanguin lors de la systole pour les

insuffisances. Cette altération de l'hémodynamique, se traduisant par une modification des pressions intracavitaires, a des répercussions sur le mouvement myocardique.

Cardiopathies congénitales Les cardiopathies congénitales (malformations du cœur présentes à la naissance) consistent principalement en la présence soit de communications entre cavités gauche et droite (*shunt* gauche-droit ou droit-gauche), soit d'obstacle à la circulation (ex. : rétrécissement pulmonaire). Elles entraînent une altération de l'hémodynamique.

Péricardites Le péricarde peut subir des atteintes soit aiguës, d'origine infectieuse, néoplasique, traumatique, iatrogénique, idiopathique, ou liée à un infarctus du myocarde ou à une collagénose, soit chroniques, d'origine infectieuse, traumatique, ou liée à une tuberculose ou à une radiothérapie. Ces atteintes peuvent être suivies d'épanchements de liquide dans la cavité péricardique. En raison du caractère distensible du péricarde, l'impact de la péricardite sur la fonction cardiaque est généralement nul. Cependant, en cas d'épanchement important, ou si le péricarde a perdu son caractère déformable, la péricardite peut entraîner une constriction du myocarde, et donc une gêne au remplissage diastolique.

Dissection aortique Une dissection aortique est le résultat d'un clivage longitudinal plus ou moins étendu de la média (tunique moyenne de la paroi artérielle), dû à la déchirure de la paroi interne de l'aorte (intima). Ce clivage résulte en la création, pour la circulation sanguine, d'un second chenal à l'intérieur même de la paroi artérielle (chenal de dissection). Suivant l'emplacement et l'extension du clivage, la valvule aortique peut être affectée et subir une insuffisance.

Tumeurs cardiaques Comme tout organe, le cœur peut être atteint de tumeurs bénignes et malignes et être le siège de métastases. Parmi ces pathologies, la plus fréquente est le myxome de l'oreillette gauche, qui obstrue plus ou moins l'orifice mitral, entraînant donc des altérations hémodynamiques importantes.

1.3 Éléments de diagnostic

Les pathologies décrites ci-dessus font intervenir des mécanismes physiologiques complexes et présentent des signes cliniques divers. Leur diagnostic implique donc une démarche praticienne commençant par des examens établissant la présence d'une pathologie pour aller vers des examens permettant, le cas échéant, de la caractériser précisément.

Ainsi, tout examen d'un patient susceptible d'être atteint de pathologie cardiaque commence par l'interrogatoire portant sur les signes fonctionnels (symptômes), les antécédents pathologiques, les habitudes de vie et les traitements en cours.

L'examen physique (inspection, palpation, auscultation, prise de tension) permet, dans certains cas, d'identifier une cardiopathie.

L'électrocardiogramme (ECG) est utile pour le diagnostic de la quasi-totalité des pathologies cardiovasculaires et permet l'identification de certains troubles du rythmes et de la conduction.

L'examen radiologique standard fournit une évaluation du volume du cœur, augmenté dans de nombreuses cardiopathies. La forme de la silhouette cardiaque est aussi un indicateur de certaines pathologies (insuffisance aortique, rétrécissement mitral, etc.). Enfin, cet examen permet la recherche de calcifications valvulaires ou péricardiques.

Ces quatre examens permettent très souvent de déclarer un patient indemne de toute cardiopathie. Dans le cas contraire, des examens complémentaires peuvent s'avérer nécessaires. Parmi ceux-ci, on peut différencier les examens de première intention, simples, peu coûteux et souvent non invasifs, des examens de seconde intention, demandés par le cardiologue selon le contexte.

Les examens non invasifs sont :
- le test de marche de 6 minutes ;
- le test d'effort avec mesure de consommation d'oxygène ;
- l'échocardiographie transthoracique ;
- le Holter ECG, le Holter tensoriel (MAPA, mesure ambulatoire de la pression artérielle) ;
- l'ECG de haute amplification ;
- le test d'inclinaison ;
- les explorations isotopiques, l'imagerie scanner, l'imagerie par résonance magnétique ;
- l'échographie Doppler tissulaire ;
- l'échographie de stress, l'échographie d'effort.

Les examens invasifs sont :
- le cathétérisme droit et gauche, l'angiographie coronaire, l'artériographie ;
- l'étude électrophysiologique endocavitaire.

Les examens d'imagerie apportent différents types d'informations, portant soit sur des aspects anatomiques, soit sur le comportement fonctionnel du myocarde, ou encore sur la perfusion et la viabilité myocardiques. Ces différents types d'informations sont complémentaires et permettent d'envisager la description précise des pathologies et de leur impact fonctionnel.

De plus, les informations anatomiques, aussi précises soient-elles, ne permettent pas de diagnostiquer toutes les pathologies. Ainsi, les pathologies liées à l'athérosclérose, évaluées le plus souvent à partir d'une angiographie coronaire RX, nécessitent souvent un diagnostic complémentaire portant sur l'étude de leur impact sur la fonctionnalité cardiaque ou sur la perfusion myocardique. Ces analyses complémentaires nécessitent le recours à des examens de nature différente (échocardiographie, imagerie IRM ou imagerie isotopique).

Le couplage entre informations anatomiques, fonctionnelles et informations relatives à la perfusion et la viabilité, est ainsi nécessaire pour décrire précisément la pathologie présente et son impact sur la fonctionnalité cardiaque mais aussi pour renseigner sur la démarche thérapeutique ou interventionnelle la plus favorable.

Dans le cas du diagnostic de l'ischémie myocardique par exemple, en supplément de l'analyse de la perméabilité vasculaire et de la fonction cardiaque, l'étude de la capacité du tissu à retrouver sa contractilité, c'est-à-dire l'évaluation de la viabilité myocardique, relève également d'un enjeu majeur puisqu'elle fournit une indication sur l'intérêt potentiel d'une revascularisation.

1.3.1 Informations anatomiques

Les différentes modalités d'imagerie médicale fournissent une description morphologique et structurelle du système cardio-vasculaire. La qualité de ces descriptions est alors intimement liée à la précision des images (résolution spatiale), à leur contraste et à leur nature plus ou mois bruitée (voir chapitre 2).

Un ensemble de descriptions, accessibles visuellement, portent principalement sur les structures suivantes (des exemples de pathologies concernées étant indiquées entre parenthèses) :

- les limites endo- et épicardiques (anévrisme et thrombus ventriculaires, anomalies congénitales) ;
- les limites auriculaires (thrombus auriculaire) ;
- les limites péricardiques (péricardite) ;
- la structure et la morphologie aortique (dissection aortique, anévrisme) ;
- la structure et la morphologie des valvules (valvulopathies) ;
- la structure du réseau artériel des coronaires (athérosclérose).

Un ensemble de paramètres objectifs permettant de quantifier et de caractériser l'anatomie cardiaque est accessible en routine clinique au moyen d'outils de traitement installés sur les stations d'acquisition d'images. Ils sont obtenus par les mesures suivantes :

Mesures de volumes La mesure du volume endocavitaire du VG peut être réalisée grâce à tous les types d'imagerie. Si les modalités d'acquisition d'images tridimensionnelles fournissent des résultats relativement précis, cette mesure est en pratique souvent réalisée grâce à des modalités fournissant des images bidimensionnelles, telles que l'échographie bidimensionnelle ou la ventriculographie monoplan ou biplan (voir chapitre 2). L'ensemble de la géométrie cavitaire n'étant alors pas accessible, des méthodes d'approximation sont utilisées.

Ainsi, la méthode de Dodge-Sandler [Sandler et Dodge 1963], dite de la surface-longueur, modélise le ventricule par un ellipsoïde de révolution dont le volume V est donné par :

$$V = \frac{\pi}{6} \times a \times b \times c \,, \tag{1.1}$$

où a, b et c sont les longueurs des trois axes principaux de l'ellipsoïde (voir figure 1.17). Les erreurs commises dans la mesure du volume sont d'autant plus importantes que la forme du VG s'éloigne de l'ellipsoïde et que l'on n'a pas accès aux valeurs de a, b et c. Ainsi, si l'on ne dispose que de la valeur d'un des petits diamètres (a), comme c'est le cas en échographie temps-mouvement (voir chapitre 2), deux nouvelles approximations

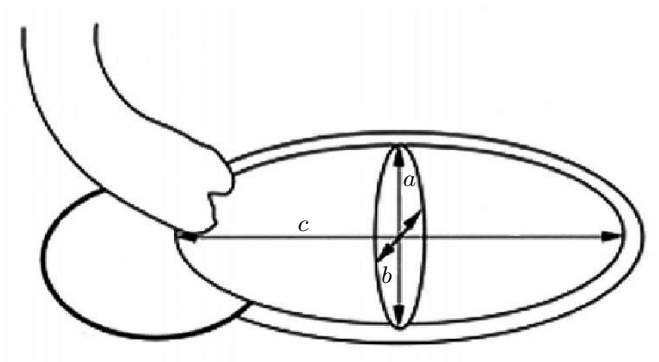


Figure 1.17 – Approximation du VG par un ellipsoïde d'axes a, b et c (d'après [Jondeau et Bourdarias 1998]).

sont faites :

$$b = a \text{ et } c = 2 \times a \ , \tag{1.2}$$

ce qui permet d'obtenir le volume :

$$V = \frac{\pi}{3} \times a^3 \ . \tag{1.3}$$

Les imageurs réalisant des plans de coupes (échographie 2D) ou des projections du ventricule (ventriculographie) fournissent plus d'informations sur les valeurs des principaux axes.

Le volume V ainsi calculé est généralement une surestimation du volume ventriculaire réel. Une correction est donc réalisée pour obtenir le volume ventriculaire. Par exemple, en ventriculographie biplan, le volume corrigé V_c est obtenu par :

$$V_c = 0.928 \times V - 3.8 \text{ mL} \ . \tag{1.4}$$

La méthode de Chapman [Chapman et al. 1958] repose quant à elle sur la règle de Simpson selon laquelle le volume d'un objet peut être déterminé en découpant l'objet en coupes et en sommant les volumes élémentaires de toutes les coupes. La méthode assimile le ventricule à une série de tranches de 1 mm d'épaisseur et de section soit circulaire si l'on n'a accès qu'à un rayon mesuré sur une seule image de projection (ventriculographie monoplan), soit elliptique si l'on a accès à deux directions mesurées dans deux incidences de projection simultanées (ventriculographie biplan)(voir figure 1.18). Cette méthode est particulièrement adaptée à l'étude des ventricules irréguliers, par exemple en présence de myocardiopathie.

Les valeurs normales de volume du VG sont : 50–84 ml.m^{-2} de surface corporelle en télédiastole et 17–37 ml.m^{-2} de surface corporelle en télésystole.

Masse ventriculaire La masse du VG peut être calculée à partir du volume myocardique et de sa masse volumique (1.05 g.cm^{-3}). Le volume myocardique est généralement estimé par la différence entre volume épicardique et volume cavitaire. Quand le volume

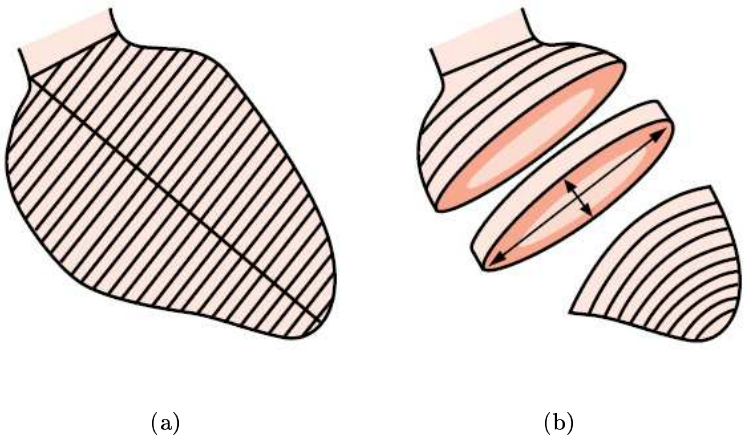


Figure 1.18 – Approximation du VG par la méthode de Chapman (assimilation du ventricule à une série de tranches circulaires (a) ou elliptiques (b)) (d'après [Fernandez et al. 1998]).

épicardique n'est pas accessible, il est estimé en augmentant le diamètre endocardique. En imagerie bidimensionnelle, la formule suivante est souvent utilisée :

$$M = 1.04 \times [(DDVG + SIV + PPVG)^3 - DDVG^3] - 13.6 \ , \tag{1.5}$$

avec : M : la masse ventriculaire gauche ;
$DDVG$: le diamètre diastolique ventriculaire gauche ;
SIV : l'épaisseur du septum interventriculaire ;
$PPVG$: l'épaisseur de la paroi postérieure.

En imagerie tridimensionnelle, le volume myocardique peut être évalué précisément à partir de la segmentation des parois endo- et épicardiques. Les outils actuellement installés sur les stations d'acquisition restent cependant limitées à une segmentation le plus souvent fortement interactive, très consommatrice du temps utilisateur et non toujours reproductible.

Mesure de rétrécissement artériel L'étude d'une plaque athéromateuse repose sur différents paramètres géométriques permettant l'évaluation de l'importance de la plaque et de son impact sur la circulation sanguine. Le principal de ces paramètres est le rétrécissement artériel engendré par la plaque, ou pourcentage de sténose. Celui-ci peut être mesuré par rapport aux diamètres (voir figure 1.19(a)) :

$$\frac{D-d}{D} \times 100\% \ , \tag{1.6}$$

où D représente le diamètre artériel mesuré en amont de la sténose et d le diamètre artériel mesuré au niveau le plus serré. Il peut être aussi mesuré par rapport aux surfaces

(voir figure 1.19(b)) :

$$\frac{S-s}{S} \times 100\% \ . \tag{1.7}$$

où S correspond à la surface de la paroi endoluminale de référence et s la surface mesurée au niveau du rétrécissement artériel maximal.

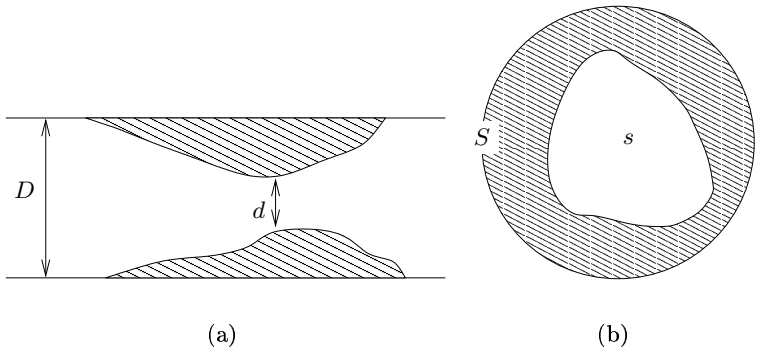


Figure 1.19 – Mesures de pourcentage de sténose (vues de l'artère (a) en coupe longitudinale (b) en coupe axiale).

Score calcique La chape des plaques athéromateuses peut contenir du calcium. On parle alors de «calcifications». Un indice, le score calcique, est une mesure correspondant à la présence de calcium au sein des coronaires [Agatston et al. 1990]. Il est calculé pour chacune des coronaires et, s'il ne constitue pas un facteur de prédiction des sténoses coronaires, il permet, grâce à une très bonne valeur prédictive négative, d'exclure la coronaropathie du diagnostic [O'Rourke et al. 2000].

1.3.2 Fonction ventriculaire

Les paramètres cliniques caractérisant la fonction cardiaque se concentrent généralement sur la phase systolique du VG, celle-ci étant génératrice de la circulation systémique. Ces paramètres peuvent être classés en deux catégories principales : indicateurs globaux et locaux, suivant qu'ils considèrent le VG dans sa globalité ou qu'ils décrivent le ventricule par segments anatomiques.

1.3.2.1 Indicateurs globaux

Mesures hémodynamiques Les mesures hémodynamiques sont effectuées par cathétérisme (introduction d'une sonde dans les cavités cardiaques et les vaisseaux proches (voir chapitre 2)). Cette technique permet d'introduire des capteurs, notamment des microcapteurs de pression, ou de prélever des échantillons (sang, tissu) que ce soit au sein des cavités ou des artères.

Pressions Les pressions au sein des ventricules, des oreillettes et des artères sont surtout le résultat de la contraction cardiaque et varient tout le long du cycle. Elles sont donc un indicateur du fonctionnement du cœur. L'analyse du niveau des pressions et de leur dynamique ainsi que l'étude des gradients de pression permettent en effet souvent de diagnostiquer et d'évaluer des lésions. Différents indicateurs de la fonction ventriculaire gauche sont issus de l'étude de la pression. Ainsi, la vitesse maximale de développement de la pression ventriculaire ($\frac{dp}{dt}_{max}$) lors de la contraction isovolumétrique est un indicateur de la fonction contractile.

Oxymétrie Le cathétérisme cardiaque permet le prélèvement d'échantillons de sang dans les différentes cavités cardiaques et la mesure de leur teneur en oxygène. Les résultats obtenus permettent de détecter et d'évaluer les shunts gauche-droit. Ainsi, une communication interventriculaire sera caractérisée par une concentration anormalement élevée en oxygène dans le VD.

Débit cardiaque Le débit cardiaque correspond à la quantité de sang expulsé, par unité de temps, par le VG vers la périphérie ou par le VD vers les poumons. Il est calculé soit à partir de la mesure des taux d'oxygène et de sa consommation (principe de Fick direct), soit grâce à l'injection d'un indicateur (colorant, indicateur thermique, radioisotope) (principe de Stewart Hamilton), soit à partir de la mesure de la vitesse du flux sanguin [Fernandez et al. 1998]. Les débits mesurés sont des indicateurs supplémentaires dans la détection et l'évaluation des shunts.

Volume systolique et fraction d'éjection Des indicateurs classiques de la fonctionnalité globale ventriculaire, dérivés de la courbe d'évolution temporelle du volume ventriculaire (voir figure 1.20), sont le volume systolique et la fraction d'éjection. Le volume d'éjection systolique est défini comme la différence entre volume télédiastolique et volume télésystolique. La fraction d'éjection correspond à la fraction de sang éjecté par

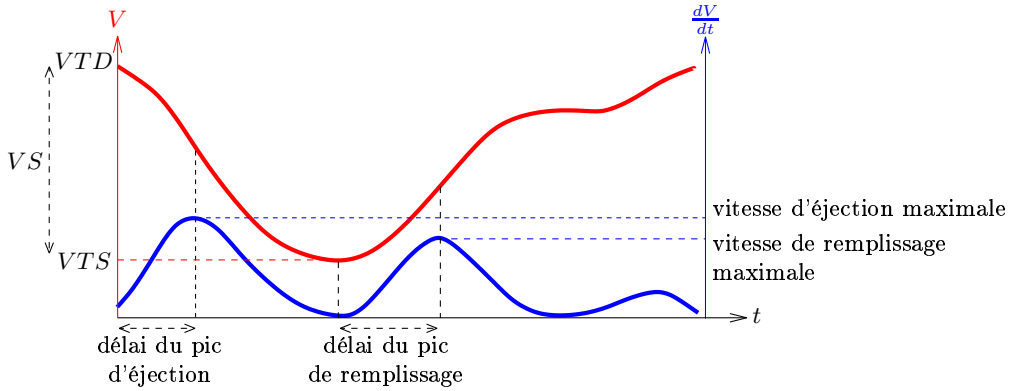


Figure 1.20 – Courbe de volume ventriculaire et sa dérivée (VTD : volume télédiastolique ; VTS : volume télésystolique ; VS : volume systolique).

le ventricule par rapport à son volume télédiastolique. A partir des mesures de volumes,

elle est calculée par :

$$FE = \frac{VTD - VTS}{VTD} \times 100\% = \frac{VES}{VTD} \times 100\% \tag{1.8}$$

avec : FE : la fraction d'éjection ventriculaire ;
VTD : le volume télédiastolique ventriculaire ;
VTS : le volume télésystolique ventriculaire ;
VTS : le volume d'éjection systolique

On considère qu'une fraction d'éjection du ventricule gauche normale est comprise entre 60 et 75%, tandis qu'une valeur inférieure à 40% traduit une diminution importante de la contractilité et une valeur inférieure à 20% une altération sévère de la fonction cardiaque. Cependant, certaines pathologies peuvent ne pas dégrader la fraction d'éjection. C'est notamment le cas de certaines valvulopathies ou des communications interventriculaires.

D'autres mesures, caractérisant les fonctions diastolique et systolique, sont issues de l'étude de la courbe d'évolution du volume : la vitesse d'éjection maximale, la vitesse de remplissage maximale, le délai du pic de remplissage (mesuré par rapport à l'instant de télésystole) et le délai du pic d'éjection (mesuré par rapport à l'instant de télédiastole) (voir figure 1.20).

Fraction de raccourcissement La fraction, ou pourcentage, de raccourcissement du VG quantifie la capacité globale du cœur à se contracter. Elle est calculée par :

$$RVG = \frac{DTD - DTS}{DTD} \times 100\% \ , \tag{1.9}$$

avec : RVG : la fraction de raccourcissement du VG ;
DTD : le diamètre télédiastolique ventriculaire gauche ;
DTS : le diamètre télésystolique ventriculaire gauche.

Ces diamètres, généralement évalués en échographie temps-mouvement, sont mesurés en orientation petit axe, au niveau de la base des piliers mitraux. La valeur normale de la fraction de raccourcissement du VG est de 36±6%.

Vitesse de raccourcissement des fibres La vitesse moyenne de raccourcissement des fibres (VCF) est un autre indice de la performance du VG. Elle est donnée par :

$$VCF = \frac{RVG}{TE} \ , \tag{1.10}$$

où RVG est le pourcentage de raccourcissement du VG et TE est le temps d'éjection. La vitesse de raccourcissement normale est de 1.2±0.1 circonf/sec.

Courbes pression/volume Une mesure simultanée des pressions et des volumes permet de tracer la courbe pression/volume. Au cours du cycle cardiaque, cette courbe prend, dans le cas normal, une forme de boucle caractéristique (voir figure 1.14). Différents indicateurs sont issus de cette courbe, tels que la rigidité ($\frac{dp}{dV}$) ou la compliance ($\frac{dV}{dp}$) du ventricule. Cette dernière est diminuée dans les cardiopathies ischémiques et hypertrophiques.

Seuls les indicateurs de la fonction globale les plus utilisés ont été ici cités. Pour plus de détails, le lecteur pourra se référer à [Jondeau et Bourdarias 1998, Fernandez et al. 1998]. Ces paramètres, s'ils ont l'avantage de pouvoir indiquer de façon synthétique la capacité globale du cœur à remplir sa fonction, ne permettent pas de la décrire de façon précise et locale. Certaines pathologies, comme l'ischémie, ont un impact local avant d'avoir une influence globale. Les paramètres globaux apportent donc de premiers éléments de diagnostic mais doivent être complétés par un ensemble d'indicateurs locaux. Ces derniers sont adaptés au diagnostic de ces pathologies à un stade relativement précoce. Différentes méthodes de description locale de la fonction cardiaque sont alors utilisées et servent également au suivi de l'évolution des pathologies dans le cadre d'un traitement thérapeutique.

1.3.2.2 Indicateurs locaux

La fraction d'éjection régionale La fraction d'éjection régionale correspond à la fraction d'éjection calculée non plus sur l'ensemble de la cavité mais, individuellement, sur des régions anatomiques préalablement segmentées (voir figure 1.21).

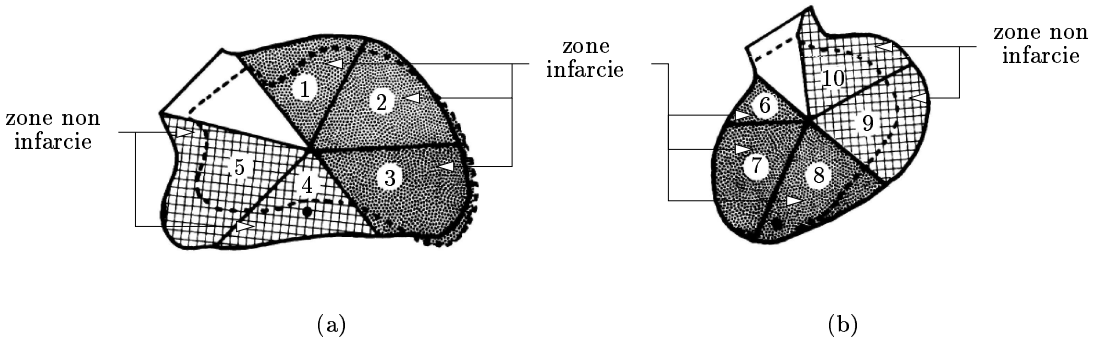


Figure 1.21 – Illustration de la fraction d'éjection régionale d'un patient ayant subi un infarctus : contours endocardiques télédiastolique (traits pleins) et télésystolique (pointillés) selon un découpage anatomique adapté à l'imagerie de projection ; (a) vue oblique antérieure droite, (b) vue oblique antérieure gauche ; fraction d'éjection moyenne des zones infarcies : 5%, fraction d'éjection moyenne des zones non infarcies : 50%, fraction d'éjection globale : 37%. (d'après [Rogers et al. 1984])

L'épaississement myocardique L'épaississement myocardique est un indicateur de la capacité du muscle myocardique à s'épaissir et à se contracter. Il est généralement

estimé de façon locale par la différence d'épaisseur (donnée par la distance entre parois épi- et endocardique) entre la télédiastole et la télésystole. Un épaississement est considéré comme normal s'il est supérieur à 2 mm, hypokinétique s'il est inférieur à 2 mm, akinétique s'il est nul et dyskinétique si le myocarde subit un amincissement durant la systole [Perrone-Filardi et al. 1992]. Ces anomalies traduisent généralement des segments infarcis ou un défaut de perfusion [Sechtem et al. 1992] ou encore une myocardiopathie [Dong et al. 1994].

Le mouvement cardiaque Le mouvement cardiaque étant intimement lié à la fonction du cœur, la plupart des pathologies cardiovasculaires le dégrade. Ainsi, des anomalies généralisées du mouvement cardiaque sont présentes dans le cas de cardiomyopathies dilatées, de valvulopathies avancées et de péricardite. Par exemple, les mouvements du VG et de l'aorte augmentent en cas d'insuffisance aortique (mouvement de sonnette : vigoureuse contraction systolique du ventricule gauche avec expansion synchrone de la crosse aortique). Par contre, en cas de péricardite, les mouvements du cœur diminuent. L'ischémie et la nécrose myocardiques se traduisent quant à eux par une perturbation localisée de la cinétique ventriculaire [Dortimer et al. 1976, Derumeaux et al. 1998].

L'amplitude de la descente de la base vers l'apex, c'est-à-dire l'amplitude du mouvement longitudinal de l'anneau mitral, est utilisée comme une mesure du raccourcissement systolique du ventricule. Il a ainsi été montré que l'amplitude du mouvement de l'anneau mitral, ainsi que son pic de vitesse, sont un bon indicateur de la fonction ventriculaire [Gulati et al. 1996, Simonson et Schiller 1989]. De plus, cette mesure a une très bonne corrélation (bien meilleure que la fraction d'éjection) avec la présence de sténose aortique [Rydberg et al. 2004]. L'athérosclérose et les cardiomyopathies hypertrophiques ont un impact important sur le mouvement longitudinal [Young et al. 1994, Arshad et al. 2005] tout comme les cardiomyopathies dilatées [Keren et al. 1988]. De plus, une corrélation entre cette mesure et la mortalité liée à une insuffisance cardiaque gauche a été montrée [Willenheimer et al. 1997].

Il en est de même pour les mouvements de contraction radiale : il a été montré que les cardiomyopathies hypertrophiques [Maier et al. 1992, Young et al. 1994] entraînent leur altération.

Pour ce qui est du mouvement de torsion, la présence d'une sténose de la valvule aortique [Stuber et al. 1999, Nagel et al. 2000] ou d'une cardiomyopathie hypertrophique [Maier et al. 1992] entraîne son altération. De plus, des études ont montré le lien entre ce mouvement de torsion, durant la phase de diastole, et l'éventuel rejet d'une greffe du cœur [Yun et al. 1991].

Certaines modalités d'imagerie, comme la ventriculographie (imagerie de projection) (voir chapitre 2), ne permettent cependant pas l'analyse de la cinétique ventriculaire suivant ces différentes composantes. L'analyse du mouvement porte alors principalement sur l'estimation de la contraction radiale (estimation de la «contractilité») et permet de détecter certaines anomalies (voir figure 1.22) :

- une diminution du mouvement centripète (hypokinésie) ;
- une absence de mouvement systolique centripète (akinésie) ;
- un déplacement paradoxal vers l'extérieur lors de la systole (dyskinésie).

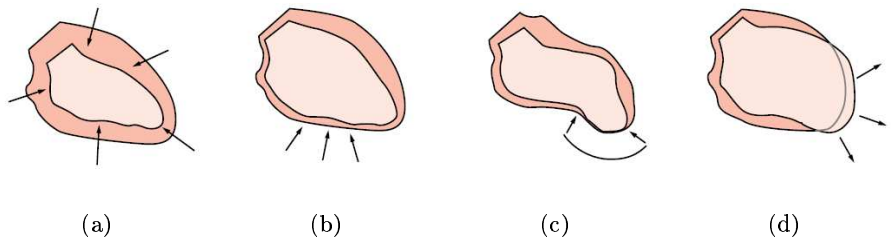


Figure 1.22 – Différents types d'anomalies du mouvement ((a) mouvement normal, (b) hypokinésie, (c) akinésie, (d) dyskinésie) (d'après [Fernandez et al. 1998]).

L'étude de la cinétique ventriculaire n'est pas limitée au ventricule gauche mais porte aussi sur la fonction ventriculaire droite. Ainsi, le mouvement longitudinal de l'anneau tricuspide est un bon indicateur de la fonction ventriculaire du VD [Meluzin et al. 2001]. On peut aussi noter que le mouvement diastolique du VD est un indicateur de la fonction ventriculaire : il a été montré que ce mouvement débute de façon retardée en cas d'ischémie ou d'hypertrophie [Vignon et al. 1998].

Les estimations du mouvement cardiaque peuvent porter sur différentes structures. Il est ainsi possible d'étudier le mouvement de l'endocarde et/ou de l'épicarde, le mouvement du myocarde, le mouvement artériel des coronaires ou plusieurs de ces mouvements combinés. Cependant, le mouvement de l'endocarde, générant directement la circulation sanguine, est en pratique le mouvement ayant la plus grande importance.

L'estimation de la cinétique ventriculaire est le plus souvent réalisée entre les deux instants caractéristiques du cycle cardiaque, les instants de télédiastole et de télésystole. Mais elle peut également être menée sur une séquence temporelle contenant plusieurs instants successifs et donnant ainsi accès à des paramètres cinétiques complémentaires.

L'information de mouvement peut alors être étudiée par l'intermédiaire de différents types de paramètres. Ces paramètres peuvent porter sur le déplacement estimé entre deux instants, sur la vitesse et/ou l'accélération instantanées d'un point ou d'une région, ou sur la description des déformations (*strain*) de la paroi myocardique :

Déplacements Les déplacements peuvent être estimés entre deux instants. Ils sont alors caractérisés par leur amplitude et leur direction et peuvent être décomposés suivant une base de coordonnées permettant de distinguer mouvements de rotation et mouvements de contraction longitudinale et radiale. À partir de ces informations, et suivant la résolution temporelle considérée, la vitesse et l'accélération des différents points de mesure considérés peuvent être évaluées.

Vitesses Les méthodes de mesure fondées sur l'effet Doppler fournissent directement la vitesse instantanée des parois myocardiques (voir chapitre 2). L'étude de l'évolution de la vitesse des parois myocardiques au cours du cycle cardiaque est très largement utilisée pour la caractérisation locale de la fonction cardiaque.

Déformations À partir des mesures de vitesse, il est possible d'obtenir une information sur la déformation de la paroi. Ainsi, si la vitesse v est connue en deux points x et $x + \Delta x$ (voir figure 1.23), le taux de déformation est calculé par :

$$\dot{\varepsilon} = \frac{v(x) - v(x + \Delta x)}{\Delta x} \tag{1.11}$$

Enfin, en intégrant ces taux de déformations le long du temps, il est possible d'obtenir l'information de déformation instantanée.

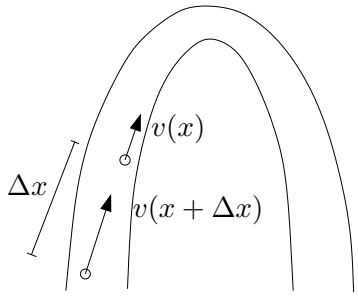


Figure 1.23 – Calcul des déformations (VG en coupe grand axe) (d'après [Stoylen 2001]).

Différents modes de représentation des valeurs estimées sont utilisés. On distinguera les représentations permettant d'analyser la répartition spatiale des valeurs estimées entre deux instants des représentations mettant en évidence l'évolution temporelle des valeurs au niveau de régions myocardiques présélectionnées. Dans la première catégorie on retrouve, par exemple, les représentations en «œil de bœuf» (voir figure 1.24) ou les graphiques représentant l'évolution spatiale des valeurs suivant un axe donné (voir figure 1.25). Il est aussi possible de représenter les valeurs sur un maillage tridimensionnel représentant le VG (voir figure 1.26). Ce type de représentations permet de localiser les anomalies.

Les représentations temporelles de l'évolution des mesures permettent quant à elles l'analyse fine du comportement dynamique des différentes régions myocardiques (voir figure 1.27).

1.3.3 Perfusion myocardique

La perfusion tissulaire est définie comme le débit sanguin par unité de masse de tissu. Le paramètre clinique généralement estimé lors de l'étude de la perfusion myocardique est la réserve coronaire. Celle-ci correspond au rapport entre le débit coronaire durant la phase de vasodilatation maximale et le débit mesuré dans des conditions de repos. Le débit à l'état de vasodilatation étant bien plus altéré par la présence de sténose que le débit à l'état de repos, la réserve coronaire est un bon indicateur du degré de sévérité des sténoses [Gould et Lipscomb 1974]. Son estimation est réalisée grâce à l'utilisation d'agents pharmacologiques de stress et est accessible à partir de plusieurs modalités (voir chapitre 2).

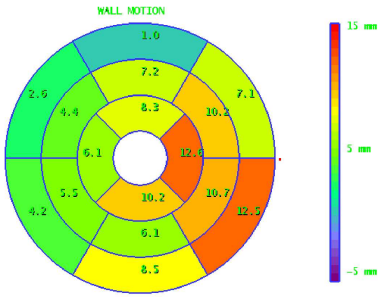


Figure 1.24 – Représentation en «œil de bœuf» de l'amplitude du mouvement estimé.

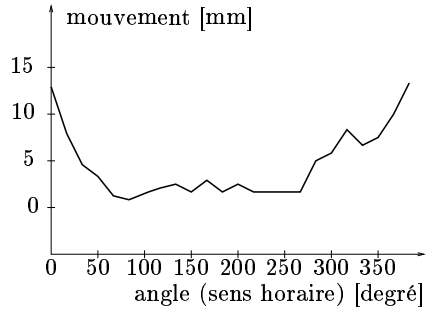


Figure 1.25 – Représentation du mouvement estimé suivant le petit axe du VG, à un niveau du ventricule présélectionné.

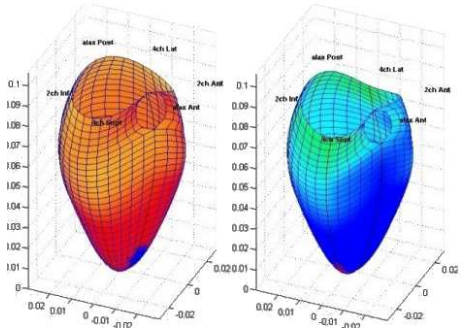


Figure 1.26 – Représentation tridimensionnelle du mouvement estimé (d'après [Stoylen et al. 2003]).

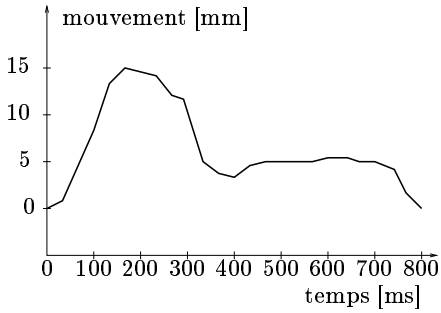


Figure 1.27 – Évolution temporelle du mouvement estimé en une région présélectionnée.

Il est également utile de visualiser les zones myocardiques subissant un défaut de perfusion. Différents examens paracliniques fournissent cette visualisation, notamment la scintigraphie myocardique, l'échographie de contraste, ou encore l'imagerie par résonance magnétique (IRM) de premier passage (voir chapitre 2). Quelle que soit la modalité d'imagerie utilisée, cette analyse est réalisée grâce à l'injection par voie veineuse de produits de contraste qui permettent de mettre en évidence le trajet du sang et la concentration sanguine au sein des tissus. Ce produit de contraste est choisi en fonction des phénomènes physiques qui régissent l'acquisition des observations. Il ne doit pas modifier le système, ne doit pas avoir d'effet nuisible, et doit avoir une réponse linéaire au signal mesuré par l'imageur. Il permettra ainsi, pour chaque région d'intérêt, d'obtenir la cinétique de la concentration sanguine (dépendant de la durée de l'injection) que ce soit au premier ou au deuxième passage. Le premier passage correspond à l'arrivée directe, à concentration élevée, du produit de contraste dans le cœur. Le sang est alors envoyé dans l'ensemble de l'organisme avant de revenir, avec une concentration plus faible de produit de contraste, dans le cœur (second passage ou recirculation). Afin de pouvoir évaluer la cinétique sanguine lors du premier passage du produit de contraste dans les ventricules, informative sur la perfusion, les modalités utilisées doivent permettre une acquisition dynamique avec une résolution temporelle élevée.

1.3.4 Viabilité myocardique

La viabilité cellulaire correspond à la capacité d'une cellule à conserver un métabolisme minimal capable d'entretenir l'intégrité membranaire. Par extension, un tissu viable est composé de cellules viables. En cardiologie, une région myocardique atteinte d'une altération fonctionnelle est dite viable si le tissu myocardique est capable de recouvrer sa fonction contractile après revascularisation.

D'après cette définition, la viabilité myocardique ne peut être connue qu'après intervention. Différentes techniques permettent cependant d'en réaliser une estimation.

Ces techniques sont particulièrement importantes lors de l'appréciation du bénéfice potentiel d'une opération de revascularisation. Elles permettent en effet l'évaluation de la réversibilité d'une ischémie myocardique par la détection des régions myocardiques en hibernation c'est-à-dire des zones insuffisamment perfusées et peu ou pas contractiles dès le repos, mais au moins partiellement viables.

Ces techniques sont principalement fondées sur l'étude conjointe de la perfusion et du métabolisme glucidique en tomographie d'émission de positon (TEP) [Klocke et al. 2003], sur l'estimation de l'extension de la nécrose étudiée (notamment en termes de transmuralité (extension du sous-endocarde vers le sous-épicarde) en IRM [Kim et al. 2000]) ou encore sur l'étude, en échocardiographie, de la fonction ventriculaire aux états de repos et de stress [Cigarroa et al. 1993, Cheitlin et al. 2003] (voir chapitre 2).

Conclusion

Ce chapitre a mis en évidence combien il est nécessaire pour le clinicien de pouvoir accéder à plusieurs types d'informations, relevant à la fois d'aspects anatomiques, électrophysiologiques, fonctionnels et métaboliques, que ce soit pour le diagnostic, le choix de thérapie ou de gestes interventionnels et le suivi des patients.

Nous nous intéressons dans ce travail aux structures ventriculaires et à la fonction cinétique cardiaque à un niveau organique. Ce chapitre a montré les nombreuses structures anatomiques impliquées dans le processus de contractilité musculaire, allant de la fibre à la paroi musculaire (avec une paroi interne du VG très irrégulière par la présence de trabécules notamment) et incluant les valvules. La description de la cinétique cardiaque a aussi permis de mettre en évidence les différentes composantes du mouvement (rotation et torsion, contraction radiale et longitudinale), mouvement non rigide ne s'exprimant pas de manière homogène sur le muscle cardiaque, et dont l'analyse doit être menée globalement, mais également localement par territoire myocardique. Les principales pathologies cardio-vasculaires citées, et notamment l'ischémie myocardique entraînent une altération de la fonction que l'on cherche ici à caractériser.

Nous avons par ailleurs présenté dans ce chapitre les différents indices cliniques recherchés pour caractériser la cinétique ventriculaire globale et locale. Nos estimateurs de mouvement devront donc permetter d'avoir accès à un certain nombre de ces paramètres. Nous avons également montré qu'il existe différents outils de diagnostic, mais que les méthodes de mesure le plus souvent mises à la disposition des cliniciens sur les

stations d'acquisition d'images demandent toujours une grande part d'interactivité et restent le plus souvent des mesures subjectives et/ou quantitatives bidimensionnelles. Un réel besoin est présent dans l'élaboration d'outils d'aide au diagnostic avec pour objectif de fournir les moyens d'accéder à des paramètres descriptifs des structures et des mouvements observés, qui soient de nature parfois qualitative mais surtout quantitative et reflétant la dimension tridimensionnelle qui est celle des organes analysés et qui est aujourd'hui offerte par les appareils d'imagerie.

Le travail de cette thèse a pour objectif de fournir de nouveaux moyens de mesure de la cinétique cardiaque permettant une description locale du mouvement ventriculaire et l'estimation de paramètres fonctionnels globaux.

Il se place dans un contexte technologique en plein essor où les modalités d'imagerie cardio-vasculaires ouvrent de nouvelles perspectives. Ces modalités sont présentées et comparées dans le chapitre suivant en se focalisant ensuite sur l'imagerie scanner multibarrette, modalité retenue dans cette étude.

Chapitre 2

Modalités d'imagerie cardiaque

Introduction

Les différentes méthodes d'imagerie (radiographie, angiographie, échocardiographie, imagerie isotopique, imagerie par résonance magnétique, imagerie scanner) permettent d'obtenir des informations sur les différentes composantes liées au coeur. Cependant, toutes ces modalités diffèrent considérablement sur un certain nombre de points.

La nature même de l'objet étudié et visualisé peut différer. Si certaines modalités, comme la coronarographie, représentent exclusivement les coronaires, d'autres, comme l'échographie transthoracique, se focalisent sur le myocarde. Ceci est lié à différents facteurs, comme la nature de l'information physique représentée (atténuation des rayons X, concentration en isotope, ...) ou la précision spatiale des images (résolution spatiale). La dimension de la représentation est aussi fondamentale, avec des images pouvant être bi- ou tri-dimensionnelles. Certaines modalités fournissent de plus des représentations dynamiques, capitales pour l'étude de la cinétique ventriculaire. La résolution temporelle des images est alors un facteur décisif.

D'autres caractéristiques, plus particulièrement liées aux protocoles d'acquisition peuvent être importantes. Ainsi, les différentes modalités d'imagerie diffèrent dans leur durée d'acquisition, leur caractère invasif ou non invasif, irradiant ou non irradiant, leur contre-indications éventuelles ou encore leur coût.

Ainsi, afin de démontrer l'apport de l'imagerie scanner multibarrette pour l'estimation de la cinétique cardiaque, ce chapitre se propose tout d'abord de la situer dans le contexte de l'imagerie cardiologique, en montrant les apports, avantages et inconvénients de chaque modalité, en particulier en imagerie non invasive. Ce chapitre présente ensuite les caractéristiques technologiques de l'imagerie scanner multibarrette et ses applications cliniques, en mettant en évidence les nouvelles contraintes et difficultés posées pour le traitement de ces images.

2.1 Imagerie projective par rayons X

L'imagerie projective par rayons X, ou radiographie, est fondée sur l'enregistrement de l'image formée par des rayons X après absorption par un objet. Les rayons X, créés par la collision d'électrons sur des atomes de matière, sont des ondes électromagnétiques, semblables à la lumière, de longueur d'onde très courte (comprise entre 10^{-7} et 10^{-11} mètres). Ces longueurs d'onde sont proches des distances inter-atomiques, permettant le passage du rayonnement à travers la matière, alors qu'un rayonnement de plus grande longueur d'onde sera réfléchi par la surface du matériau étudié. L'absorption des rayons X par une substance dépend de son épaisseur et des atomes qui la composent. Les rayons X ont de plus la propriété d'imprimer les émulsions photographiques.

Ainsi, les différences de densité au sein d'un tissu ou d'un organe peuvent être visualisées en le plaçant entre une source de rayons X et un film radiographique. Un système de radiographie est constitué d'un générateur de rayons X et d'un détecteur, entre lesquels sera placé l'objet étudié.

Générateur de rayons X L'enveloppe externe d'un générateur de rayons X est en général une ampoule de verre dans laquelle le vide a été fait. Une cathode, constituée d'un filament métallique chauffé par le passage d'un courant, fournit des électrons. Ces électrons sont accélérés par la haute tension établie entre anode et cathode et vont heurter l'anode. À ce moment, une partie de leur énergie est libérée sous forme de photons X, le reste étant absorbé par la surface de l'anode sous forme de chaleur. Un faisceau de rayons X, constitué de photons, est alors émis.

Détecteur de rayons X La radiologie numérique tendant à remplacer la radiologie analogique, différents types de détecteurs sensibles aux rayons X prennent la place des films radiographiques. Ces détecteurs, selon la technologie utilisée, fournissent l'information à l'ordinateur qui générera l'image finale. Les principales technologies sont l'amplificateur de brillance, utilisé notamment en angiographie, les plaques photostimulables, utilisées pour les radiographies thoraciques, et enfin les détecteurs plats matriciels qui permettent aujourd'hui une meilleure quantification de l'image.

Atténuation des rayons X La visualisation des différences de densité à l'intérieur du corps est liée à l'atténuation des rayons X, c'est-à-dire à la réduction de l'intensité photonique par absorption ou par diffusion des photons hors du faisceau. L'absorption est due à l'effet photoélectrique par lequel un photon entrant en collision avec un atome de l'objet transfère son énergie à un électron. L'atome considéré est alors ionisé puis, pour revenir à un état d'équilibre, émet un rayonnement fluorescent. La diffusion est due aux effets Compton (déviation et changement d'énergie du photon après interaction avec un électron) et Thomson-Rayleigh (entraînant une déviation moins importante du photon et sans perte d'énergie).

2.1.1 Radiographie cardiaque

La radiographie du cœur se fait sous amplificateur de luminance, selon quatre incidences de référence : face, profil gauche, oblique antérieur droit (OAD) et oblique antérieur gauche (OAG) (voir figure 2.1).

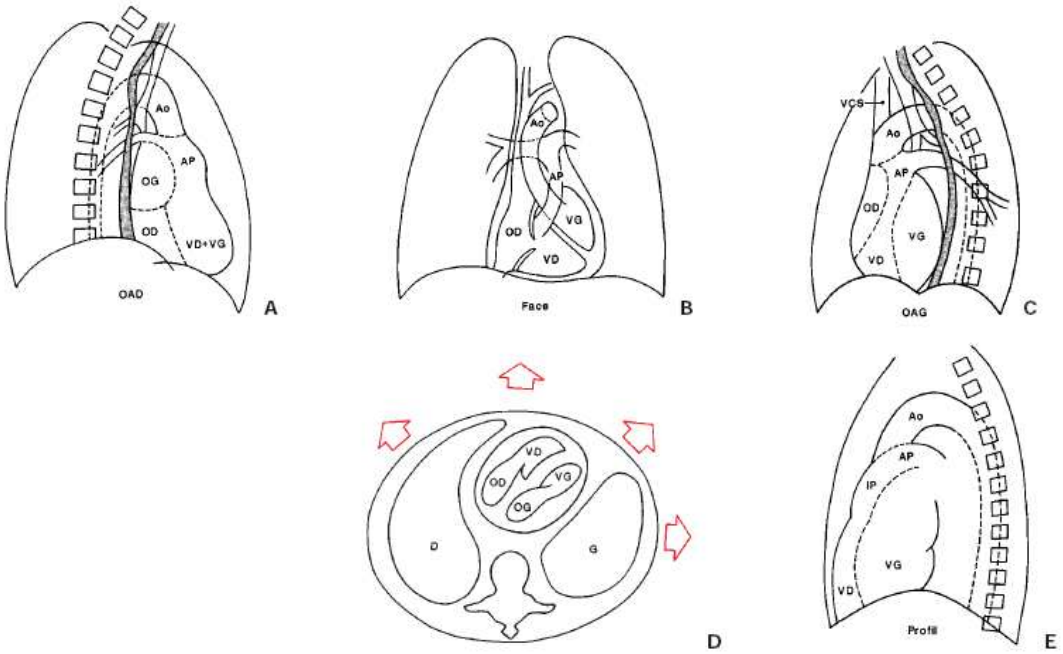


Figure 2.1 – Incidences de référence en radiographie cardiaque (d'après [Coussement 1999]).

La radiographie, bien que limitée de par sa nature d'image de projection, fournit une première visualisation de l'anatomie cardiaque, notamment grâce à la combinaison des différentes incidences. Elle permet ainsi la détection des myocardiopathies dilatées et des valvulopathies (insuffisances et rétrécissements mitrals et aortiques). Par contre, une péricardite, si elle liée à un faible épanchement, ne sera pas détectable.

La radioscopie (étude dynamique) permet la recherche de calcifications mitrales et aortiques ainsi que la visualisation de la cinétique globale du cœur.

Différentes mesures sont utilisées pour guider le diagnostic :

- le rapport cardiothoracique : rapport entre le diamètre cardiaque transverse et le diamètre thoracique transverse maximal (voir figure 2.2). Il est généralement inférieur à 45% ;
- le volume du cœur, calculé par approximation ellipsoïdale (voir section 1.3.1) ;
- différentes mesures liées à l'aorte et à l'oreillette gauche.

2.1.2 Angiographie

Les vaisseaux sanguins ayant un facteur d'absorption des rayons X comparable à celui de leur voisinage, ils ne peuvent être visualisés en radiographie classique. Leur

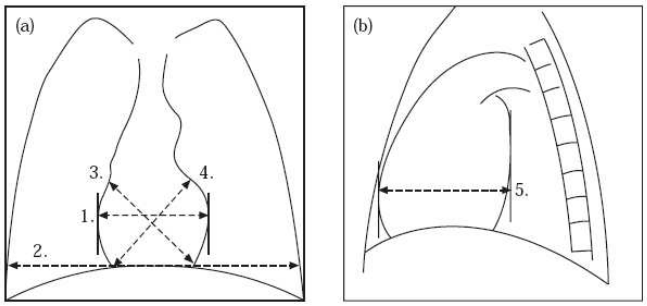


Figure 2.2 – Mesures radiologiques de la taille du cœur ((a)incidence postéro-antérieure, (b)vue latérale, (1)diamètre du cœur, (2)diamètre thoracique transverse, (3,4,5)axes du cœur) (d'après [Hemingway et al. 1998]).

étude nécessite donc l'utilisation d'un produit de contraste, généralement un composé contenant autour de 300–350 g d'iode par litre. Ce produit est injecté par l'intermédiaire d'une sonde, le cathéter, introduit dans les cavités cardiaques et les vaisseaux proches. Le cathéter est tout d'abord inséré dans une des artères périphériques (artère fémorale ou artère branchiale droite) puis est guidé par le praticien jusqu'à l'intérieur de la structure cible. Pour visualiser un ventricule (ventriculographie), la sonde sera placée à l'intérieur de la cavité ventriculaire. Dans le cas des artères coronaires (coronarographie), elle sera guidée vers l'artère coronaire en amont de la zone à visualiser. Ce guidage est réalisé à l'aide des images vidéo de radioscopie, nécessitant donc l'utilisation d'un système adapté d'émission et de détection des rayons X et de visualisation des images résultantes. Le détecteur utilisé est souvent un amplificateur de brillance couplé à une caméra numérique, système qui tend aujourd'hui à être remplacé par un détecteur plat matriciel.

Deux systèmes d'angiographie sont utilisés : le système monoplan et le système biplan. Le système monoplan, plus fréquent en pratique clinique, comporte un seul ensemble source-détecteur. Le système biplan, plus coûteux et plus encombrant mais plus performant techniquement, fournit simultanément des images sous deux incidences grâce au couplage de deux ensembles source-détecteur.

Les séquences d'images sont acquises en temps réel sur deux ou trois cycles cardiaques à une fréquence de 25 à 50 images par seconde selon le système utilisé.

Enfin, les systèmes d'angiographie rotationnelle 3D, grâce à la rotation de l'arceau couplant l'émetteur et le récepteur (*C-arm*), fournit un nombre élevé de projections, sous des incidences différentes. Des méthodes de reconstruction adaptées permettent alors d'envisager la reconstruction tridimensionnelle de l'arbre vasculaire.

2.1.2.1 Coronarographie

Réalisée généralement sous deux à trois incidences classiques, la coronarographie permet d'étudier la morphologie et la structure de l'arbre coronaire, de détecter la présence de sténoses, de les quantifier et de juger de leur lit d'aval. Elle reste ainsi la modalité de référence pour le diagnostic de l'athérosclérose. Mais elle reste surtout la

modalité utilisée pour le contrôle et la réalisation de gestes interventionnels tels que la pose de stents coronaires. La coronarographie permet au cours du même examen, d'émettre un diagnostic, de planifier le choix de matériel interventionnel et de réaliser le geste opératoire. Son intérêt est d'autant plus renforcé par l'arrivée des systèmes d'angiographie 3D rotationnelle, laissant prévoir de nouvelles perspectives quant à la reconstruction 3D des réseaux coronaires.

La coronarographie permet par ailleurs la détection :
- des anomalies de naissance des coronaires ;
- des fistules coronaires (communication anormale entre artère et ventricule) ;
- des anévrismes coronaires ;
- des ponts musculaires myocardiques.

2.1.2.2 Ventriculographie

Le but de la ventriculographie, généralement appliquée au VG, est d'estimer la taille, la forme, la fonction globale et segmentaire du ventricule ainsi que la forme et la mobilité des structures associées aux valvules. Elle est réalisée dans un premier temps en incidence OAD (voir figure 2.3) avant d'être complétée, si besoin, en incidence OAG.

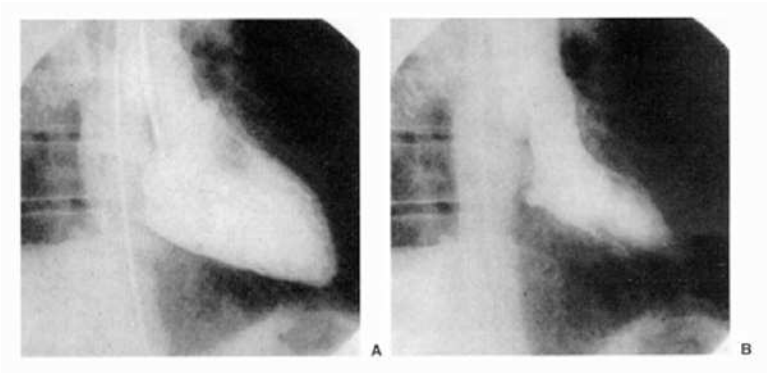
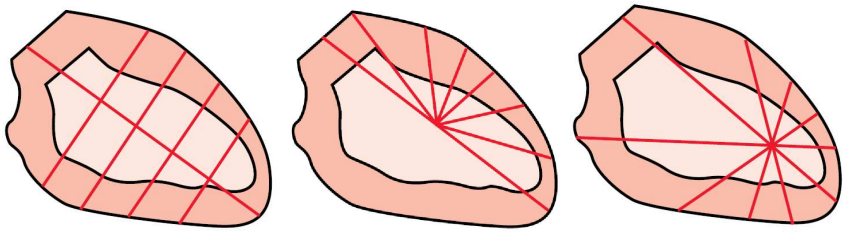


Figure 2.3 – Ventriculographie normale en incidence OAD (A : diastole, B : systole).

Le volume ventriculaire est généralement estimé grâce à la méthode «surface-longueur» (voir section 1.3.1). À partir des estimations de volumes, la fraction d'éjection est estimée, ainsi que la masse ventriculaire. Pour cette dernière, le contour épicardique est segmenté manuellement sur une zone du myocarde (généralement la partie supérieure droite du myocarde visualisé en OAD), puis l'épaisseur de la paroi est mesurée et étendue au reste du myocarde, supposé d'épaisseur constante.

De nombreuses méthodes ont été proposées pour étudier la contraction régionale, reposant généralement sur les images acquises en OAD [Fernandez et al. 1998, Jondeau et Bourdarias 1998, Fifer et Grossman 2000]. Pour cela, le ventricule est divisé en régions par l'une des deux méthodes :

- des lignes sont tracées perpendiculairement au grand axe de l'ellipsoïde (modélisant le ventricule en télédiastole) de manière à le diviser en segments égaux (voir figure 2.4(a)) :
- des lignes sont tracées, à un intervalle correspondant à une angulation fixée, à partir d'un point du grand axe (soit le centre du grand axe (voir figure 2.4(b)) , soit un point situé à 69/100es de l'aorte (voir figure 2.4(c)).

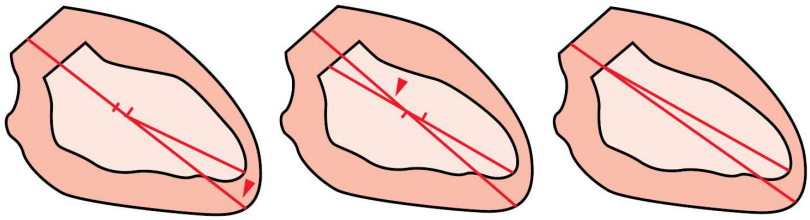


(a) (b) (c)

Figure 2.4 – Différents types de segmentation (d'après [Fernandez et al. 1998]).

Une correction des mouvements globaux (translation, rotation) peut être réalisée suivant différentes techniques :

- superposition du centre géométrique ou du centre de masse des deux contours puis rotation autour de ce centre jusqu'à l'alignement des deux apex (voir figure 2.5(a)) ;
- traçage de deux axes, systolique et diastolique, du point moyen de l'orifice aortique jusqu'à l'apex, puis rotation du contour systolique autour du point d'intersection des deux axes jusqu'à l'alignement des deux apex (voir figure 2.5(b)) ;
- traçage d'un axe diastolique, partant de l'apex et divisant l'ombre diastolique en deux moitiés ; traçage d'un axe systolique allant de l'apex à l'intersection de l'axe diastolique avec la racine aortique ; rotation du contour systolique autour de ce point d'intersection jusqu'à superposition des deux axes (voir figure 2.5(c)).



(a) (b) (c)

Figure 2.5 – Différents types de correction du mouvement rigide (d'après [Fernandez et al. 1998]).

Cependant, certains auteurs pensent que les erreurs apportées par les corrections sont supérieures aux bénéfices qu'elles apportent [Jondeau et Bourdarias 1998].

Ensuite, la contraction est estimée. Suivant le cas considéré, elle est généralement considérée comme étant dirigée selon le point central ou l'axe de symétrie. Chaque segment de rayon joignant les deux silhouettes correspond alors à une estimation de la contraction régionale (voir figure 2.6(a)). Une autre méthode consiste à tracer la ligne centrale entre les deux contours et à considérer la contraction orthogonale à cette ligne (voir figure 2.6(b)). D'autres méthodes, au lieu de mesurer la longueur des segments, es-

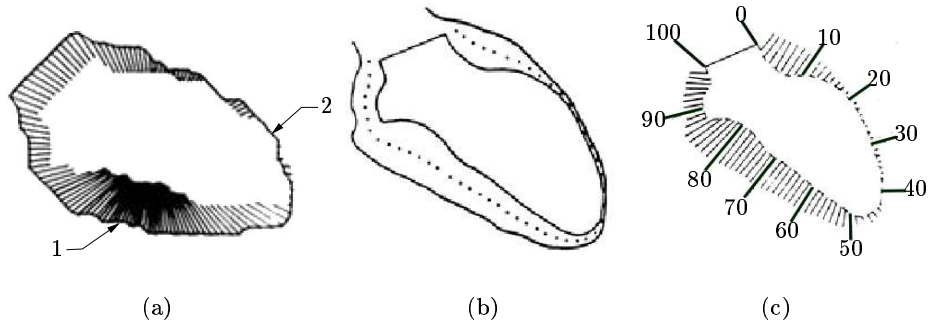


Figure 2.6 – Estimation du mouvement régional en angiocardiographie ; (a) suivant le point central ((1) région normalement perfusée ; (2) région hypoperfusée (athérosclérose) (d'après [Fifer et Grossman 2000])) ; (b,c) par la méthode de la ligne centrale ((b) estimation de la ligne centrale ; (c) estimation du mouvement en différents emplacements, identifiés par les indices indiqués) (d'après [Fifer et Grossman 2000]).

timent les surfaces limitées par deux segments. Ces différentes méthodes sont comparées dans [Gelberg et al. 1979].

Les valeur de contraction estimées peuvent être comparées aux valeurs normales moyennes et à leur écart-type (voir figure 2.7(a)). La différence par rapport à la normale peut alors être tracée afin de mettre en valeur les zones anormales (voir figure 2.7(b)).

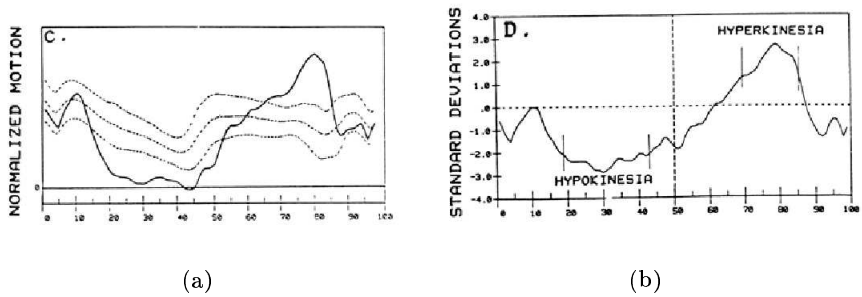


Figure 2.7 – Graphes représentant, pour les différents segments myocardiques, (a) la contraction estimée (ligne pleine), la contraction normale et son écart-type (lignes pointillées), ainsi que (b) la différence à la normale (d'après [Fifer et Grossman 2000]).

2.2 Imagerie par ultrasons

2.2.1 Principes

L'échographie est une technique d'imagerie par ultrasons reposant sur la détection les frontières entre organes ayant des impédances acoustiques différentes. Elle repose sur l'émission d'un faisceau ultrasonore dirigé vers la zone à étudier, puis sur l'analyse du faisceau réfléchi. L'émetteur est un transducteur produisant un faisceau ultrasonore composé de trains d'impulsions de quelques mégahertz.

Le faisceau ultrasonore interagit avec la matière suivant différents phénomènes : absorption dans les milieux homogènes, réflexion, réfraction et diffusion aux interfaces correspondant à des changements de milieux. Lorsque l'interface n'est pas fixe, l'onde réfléchie n'aura pas la même fréquence que l'onde incidente, cette nouvelle fréquence dépendant de la vitesse de l'interface : c'est l'effet Doppler. L'analyse des différences de fréquence entre ondes émise et reçue, c'est-à-dire réfléchie, permet donc de déduire la vitesse de la cible dans l'axe du faisceau. La principale limite de l'analyse Doppler reste que les vitesses calculées sont les vitesses rapportées à l'axe du faisceau. Ainsi, une interface se déplaçant orthogonalement au faisceau sera détectée comme ayant une vitesse nulle.

Les impulsions, après avoir été réfléchies par les interfaces entre deux milieux, sont détectées par un récepteur. Celui-ci peut être soit le même transducteur que lors de l'émission, jouant alors alternativement le rôle d'émetteur et de récepteur, soit un autre récepteur.

Les transducteurs sont constitués d'un élément actif, d'un amortisseur et d'un adaptateur d'impédance. L'élément actif (généralement une céramique) transforme, grâce à l'effet piézo-électrique, l'énergie électrique en ultrasons et inversement. Il est caractérisé par une fréquence de résonance conditionnée par la nature du matériau et par son épaisseur. L'amortisseur est placé en arrière de la céramique afin d'absorber les ultrasons émis vers l'arrière et d'amortir les vibrations de la céramique après l'impulsion électrique. L'adaptateur d'impédance, grâce à une impédance intermédiaire entre celle de la céramique et celle de la peau, évite une trop grande réflexion des ultrasons entre les deux éléments.

Les sondes échographiques sont classées en fonction du procédé utilisé pour lire le plan de coupe (afin d'obtenir une image bidimensionnelle) : le balayage de la coupe par le faisceau ultra-sonore peut être réalisé soit mécaniquement, soit électroniquement. Les sondes intégrant la mesure de l'effet Doppler, particulièrement utiles en échocardiographie, sont des sondes électroniques dites «barrette à balayage linéaire» et «barrette radiale à balayage de phase».

2.2.2 Modes échographiques

L'échographie temps-mouvement (TM) fournit une représentation temporelle de l'écho suivant une incidence unique (voir figure 2.8). Celle-ci fournit la mesure des dimensions cavitaires, la masse ventriculaire, le diamètre de l'aorte et l'ouverture valvulaire. Les diamètres des cavités (oreillettes et ventricules) et les épaisseurs des parois peuvent

Indice	Cinétique
1	normale
2	hypokinétique
3	akinétique
4	dyskinétique

TAB. 2.1 – Indices qualitatifs de cinétique locale.

être mesurés dynamiquement, donnant accès aux volumes cavitaires (modélisation du ventricule par un ellipsoïde de révolution, voir section 1.3.1), à la fraction d'éjection, au pourcentage et à la vitesse de raccourcissement.

L'échographie bidimensionnelle dynamique (voir figure 2.9) permet aussi d'estimer les volumes ventriculaires, suivant une incidence unique ou en combinant plusieurs vues. La modélisation par un ellipsoïde de révolution est encore utilisée. Les autres in-

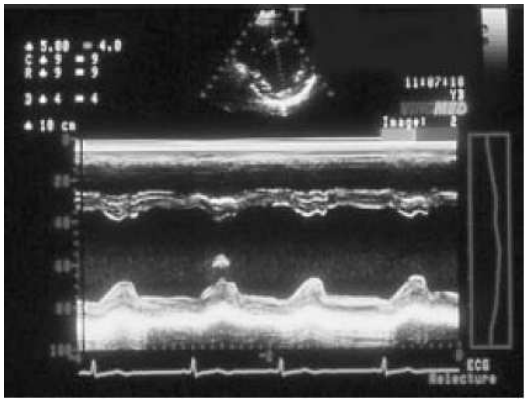


Figure 2.8 – Coupe du VG en échographie TM ; de haut en bas de la figure sont visualisés : la paroi antérieure du VD, le VD, le septum interventriculaire, la cavité du VG et la paroi postérieure du VG. Le repérage du plan de coupe se fait sur l'écho 2D (en haut de la figure) (d'après [Bernard 2002]).

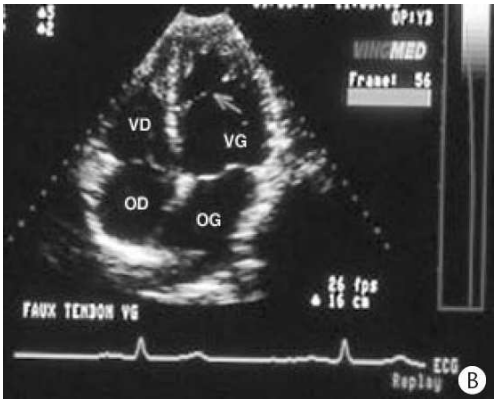


Figure 2.9 – Coupe «4 cavités» en échographie bidimensionnelle (d'après [Bernard 2002]).

dices globaux peuvent aussi être estimés. L'échographie bidimensionnelle dynamique, grâce à ses résolutions spatiale et temporelle élevées, permet aussi l'analyse de la cinétique segmentaire des ventricules (notamment le ventricule gauche). Pour cela, la paroi myocardique est découpée en 16 segments (voir chapitre 1). À chacun de ces segments est associé un indice correspondant à l'évaluation de sa cinétique (voir tableau 2.1).

À partir des indices attribuées, l'index de cinétique pariétale est calculé :

$$\text{Index de cinétique pariétale} = \frac{\text{Somme des scores de chaque segment}}{\text{Nombre de segments}}. \tag{2.1}$$

Cependant l'attribution des indices de cinétique à partir d'images échographiques bidimensionnelles dynamiques est difficile, demande une expérience importante et reste très «opérateur dépendant», d'où le développement des techniques de suivi de tissus par Doppler («Doppler Tissue Imaging (DTI)») et de «color kinesis» qui, dans une certaine mesure, remédient à ces inconvénients.

L'échographie Doppler peut être décomposée en trois modes principaux : le Doppler continu, qui réalise une analyse Doppler avec une émission en continu, donc sans résolution spatiale ; le Doppler pulsé, qui utilise des émissions constituées de trains d'ondes, permettant une localisation spatiale (voir figure 2.10) mais générant une limitation des vitesses analysables au-delà desquelles apparaît le phénomène de repliement (*aliasing*) (le Doppler continu et le Doppler pulsé sont parfois regroupés sous le terme de «Doppler spectral») ; le Doppler à codage couleur, qui repose sur le même principe que le Doppler pulsé mais, à l'affichage, les flux sont colorés en fonction de leur vitesse et de leur direction (tons chauds pour les flux se rapprochant du détecteur, froids pour les flux s'en éloignant) (voir figure 2.11).

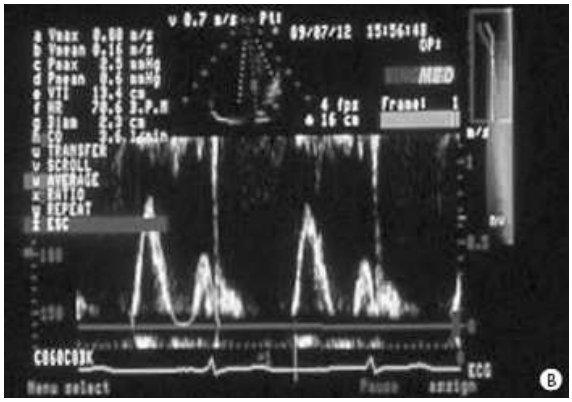


Figure 2.10 – Flux transmitral au Doppler pulsé (d'après [Bernard 2002]).

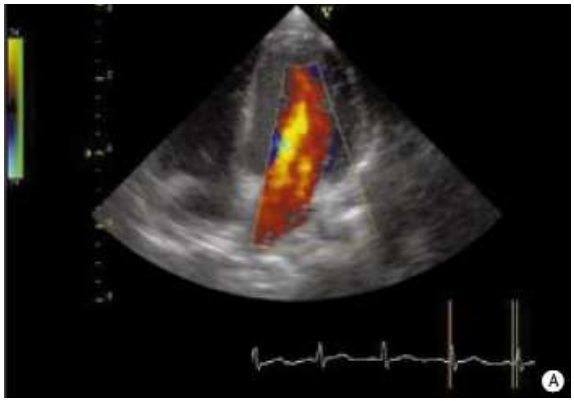


Figure 2.11 – Flux transmitral au Doppler couleur (d'après [Bernard 2002]).

Les flux de remplissage ventriculaire, mitral et tricuspidien, tout comme les flux d'éjection ventriculaire, les flux aortiques et pulmonaires sont étudiés en analyse Doppler. Leur basse vélocité permet l'utilisation du Doppler pulsé et du Doppler à codage couleur.

Le débit cardiaque au niveau des quatre valvules peut être calculé en combinant échographie bidimensionnelle et échographie Doppler selon l'équation suivante :

$$D = (\pi \times \frac{d^2}{4}) \times VTI \times F \tag{2.2}$$

avec : D : débit cardiaque ;
d : diamètre de la chambre de chasse, mesuré quelques millimètres en dessous des valvules ;

VTI	:	intervalle temps-vitesse, ou distance parcourue pendant la durée de l'éjection ;
F	:	fréquence cardiaque.

De même, l'étude de la cinétique pariétale est possible en analyse Doppler («Doppler Tissue Imaging (DTI)»). Cette technique permet, par l'analyse du signal Doppler renvoyé par la paroi cardiaque, d'estimer sa vitesse de déplacement dans l'axe du faisceau ultrasonore. Le mouvement estimé correspond ainsi principalement à la contraction longitudinale du myocarde. À partir des vecteurs vitesses estimés, l'amplitude des déplacements est calculée, tout comme celle des déformations locales (*strain*). Cependant, les intensités et les fréquences des signaux émis par les parois sont différentes de celles obtenues sur les flux auxquels la technique Doppler a été originellement dédiée. Si cette technique est encore relativement peu utilisée [Cheitlin et al. 2003], des travaux récents en ont démontré tout l'intérêt [Donal et al. 2005].

Afin d'estimer les déplacements radiaux, l'étude DTI peut être couplée à une analyse du mouvement par «speckle tracking». Celle-ci repose sur la sélection interactive puis le suivi dynamique automatique de la paroi myocardique grâce à des méthodes d'analyse de séquences d'image (voir section 3.1.3).

L'échographie tridimensionnelle est accessible grâce à deux techniques différentes : l'échographie synchronisée sur l'ECG qui fournit, grâce à la rotation de la sonde, une image tridimensionnelle (voir figure 2.12) ; l'échographie tridimensionnelle temps réel (RT3D) qui utilise une matrice de transducteurs afin d'obtenir une image tridimensionnelle (voir figure 2.13). Ces méthodes d'imagerie, si elles sont prometteuses pour l'évaluation de la fonction cardiaque, ne sont pas encore utilisées en routine clinique.

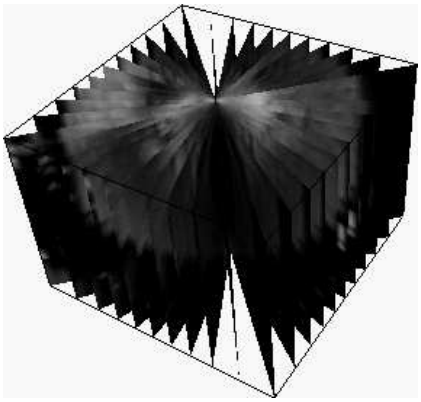


Figure 2.12 – Échographie synchronisée (d'après [Sanchez-Ortiz et al. 1999])

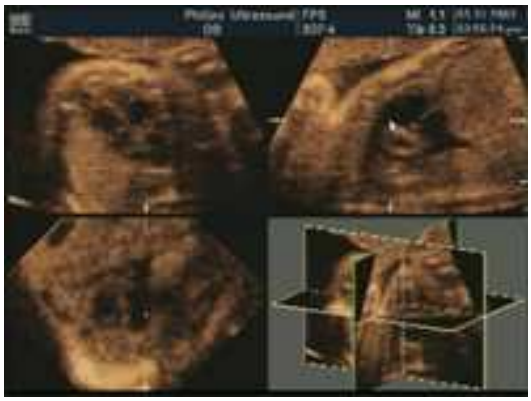


Figure 2.13 – Échographie 3D temps réel.

L'échographie transœsophagienne (TEE) utilise un transducteur monté sur un endoscope, permettant d'enregistrer l'examen à différents niveaux de l'œsophage et notamment à la hauteur du cœur, en arrière de l'oreillette gauche (voir figure 2.14). Les applications de l'échographie transœsophagienne sont les mêmes qu'en échographie réalisée en transthoracique. Elle a cependant sur cette dernière l'avantage de ne pas être gênée par les structures thoraciques, d'être plus proche du cœur et donc d'être moins bruitée. Son principal inconvénient reste son caractère invasif.

L'échographie endo-vasculaire repose sur un transducteur placé à l'intérieur d'un cathéter, et permet d'étudier, sur une coupe transversale, en temps réel, la paroi et la lumière des vaisseaux. Elle fournit ainsi la caractérisation de la plaque athéromateuse (voir figure 2.15).

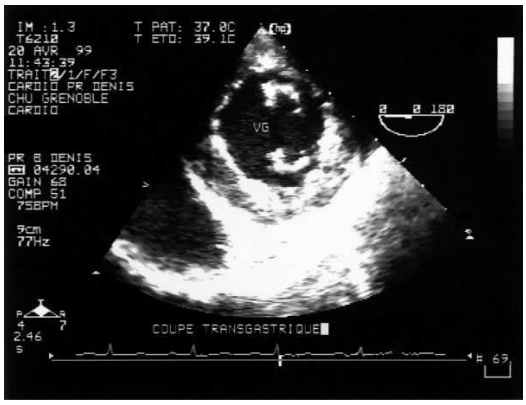


Figure 2.14 – Échographie transœsophagienne normale (incidence transgastrique 0°, vue transverse du ventricule gauche au niveau des piliers de la mitrale).

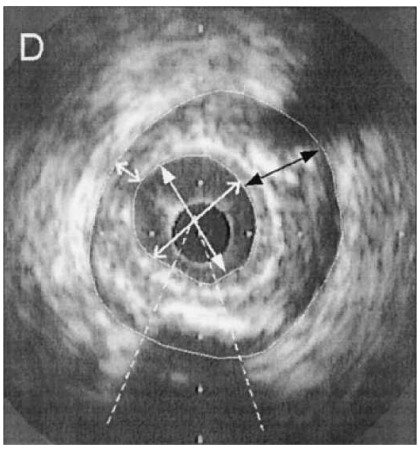
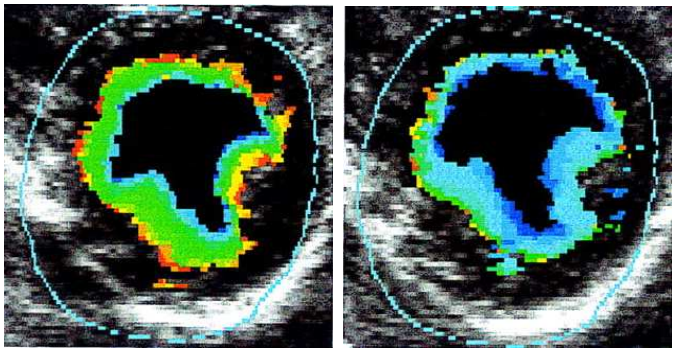


Figure 2.15 – Échographie endo-vasculaire en présence de plaque athéromateuse (la double flèche blanche centrale correspond aux diamètres maximum et minimum de la lumière ; les épaisseurs minimum et maximum de la plaque athéromateuse sont indiquées par les flèches blanche et noire ; la lumière et la paroi externe sont tracées, ainsi que l'arc de calcification ; la région circulaire centrale correspond à la sonde) (d'après [Mintz et al. 2001]).

Le «color kinesis» est un mode dédié à l'analyse du mouvement endocardique [Mor-Avi et al. 1997] reposant sur la détection des pixels correspondant à une transition entre sang et tissu myocardique. Ces pixels sont ensuite colorés suivant l'instant de détection ce qui apporte, par l'affichage de l'image correspondant à la télédiastole ou à la télésystole combinée à ce codage couleur, une représentation synthétique de la cinétique cardiaque (voir figure 2.16).

L'échographie de contraste myocardique vise à analyser la perfusion myocardique après injection d'un produit de contraste constitué de micro-bulles de très petites



(a) (b)

Figure 2.16 – Exemples d'images petit axe acquises en «color kinesis» (d'après [Mor-Avi et al. 1997]).

tailles (4 à 5 microns). Des technologies spécifiques, comme l'imagerie harmonique et l'imagerie intermittente, sont nécessaires pour permettre une opacification myocardique après injection du produit de contraste. Les applications de cette technique concernent principalement l'analyse de la perfusion myocardique et le degré d'extension en phase aiguë de l'infarctus du myocarde.

Le tableau 2.2 représente un comparatif des différentes informations accessibles par les modalités ultra-sonores les plus utilisées.

De façon globale, l'échocardiographie possède de nombreux avantages, dont son coût peu élevé et donc sa grande disponibilité, son caractère généralement non invasif, ses résolutions spatiale et temporelle élevées ainsi que l'ampleur des informations accessibles.

Cependant, les images acquises sont très bruitées et connaissent souvent une résolution en contraste faible. Les techniques d'acquisition tridimensionnelle en plein essor restent encore marginales en utilisation clinique, mais laissent entrevoir de nouveaux enjeux.

2.3 Imagerie isotopique

L'exploration isotopique vise à déterminer la distribution d'un traceur radioactif introduit dans l'organisme. Elle fournit des informations principalement fonctionnelles aux niveaux de l'organe et du tissu étudiés, mettant en valeur la fonction relative au traceur employé. Deux types de traceurs sont utilisés : les émetteurs gamma et les émetteurs de positons, pour lesquels la modalité d'imagerie diffère. Les émetteurs gamma sont utilisés en gammatomographie et les émetteurs de positons en Tomographie par Émission de Positons (TEP).

	TM	2D	Doppler spectral	Doppler couleur	TEE
Anatomie,pathologie					
volume ventriculaire	++++	++++	-	-	++
épaisseur myocardique	++++	+++	-	-	+++
relation des cavités	+	++++	-	-	+++
fermeture précoce de la VM	++++	+	-	-	+
mouvement antérieur systolique de la VM	++++	+++	-	-	+++
masse du VG	++++	++++	-	-	-
masses du VG (tumeur, caillot, végétation)	+	+++	-	-	++++
masses dans l'OD et le VD	+	++	-	-	++++
pathologies anatomiques valvulaires	++	++++	-	-	++++
anomalies septales	+	++++	++	++++	++++
épanchement péricardique	++	++++	-	-	++
Fonction					
fraction d'éjection	++	++++	++	-	+++
cinétique régionale	+	+++	-	-	++++
importance des sténoses valvulaires	+	++	++++	+++	++
importance d'une régurgitation valvulaire	+	+	+++	+++	+++
emplacement d'un shunt	-	+++	+++	+++	+++
pression du VD et de l'artère pulmonaire	-	-	++++	-	-
pression de remplissage du VG	-	-	++	-	-
volume systolique, débit cardiaque	+	++	+++	-	-
fonction diastolique du VG	+	+	+++	-	-
identification d'une ischémie et viabilité sous stress	-	+++	-	-	-
pathologies aortiques	-	++	-	++	++++
évaluation d'une prothèse valvulaire	+	++	++++	+++	++++

TAB. 2.2 – Synthèse des applications des différents mode d'échographie (++++ : le plus utile ; + : le moins utile ; - : inutile ; TM : analyse temps-mouvement ; TEE : échographie transœsophagienne) (d'après [Cheitlin et al. 2003]).

2.3.1 Gammatomographie

La gammatomographie repose sur la détection des rayons émis par des émetteurs gamma. La détection est réalisée grâce à des gamma-caméras, elles-mêmes composées de deux ou trois têtes de détections. Ces détecteurs sont constitués par :

- un collimateur, plaque de plomb percée de trous qui ne laisse passer que les photons émis dans l'axe des trous ;

- un cristal avec lequel les photons gamma interagissent en provoquant une cascade de réactions, aboutissant à l'émission d'un nombre important de photons de fluorescence (scintillation) ;
- plusieurs dizaines de photomultiplicateurs qui détectent la scintillation et permettent la formation des images grâce à l'acquisition simultanée des signaux en plusieurs points.

Ces systèmes d'acquisition permettent de réaliser soit des acquisitions planaires, ou bidimensionnelles, pour lesquelles la caméra est statique, soit des acquisitions tomographiques, ou tridimensionnelles, pour lesquelles la caméra est en rotation autour du patient (TEMP : tomographie d'émission monophotonique ou *SPECT : single-photon emission computed tomography*). Dans ce dernier cas, des méthodes de reconstruction tomographiques par rétroprojection filtrée sont utilisées pour reconstruire le volume [Grangeat 2002].

Il est aussi possible de réaliser des acquisitions dynamiques, non synchronisées (uniquement en planaire), ou synchronisées sur l'ECG. Ainsi, l'acquisition tridimensionnelle synchronisée sur l'ECG (*gated-SPECT*), fournit une séquence de 8 ou 16 volumes représentant un cycle cardiaque.

Deux protocoles sont principalement utilisés :

Scintigraphie myocardique La scintigraphie myocardique, généralement réalisée au repos puis à l'état de stress, repose sur l'utilisation d'agents contenant du Thallium 201 ou du Technétium 99m et se fixant sur les muscles. Son principal objectif est l'étude de la perfusion myocardique, établissant ainsi notamment la présence et l'impact de pathologies coronaires (voir figure 2.17). L'étude de la redistribution du Thallium 201 permet de plus d'évaluer la viabilité myocardique. En effet, lorsque la cellule n'est pas viable, c'est-à-dire en cas de nécrose myocardique, la captation du Thallium est nulle. Plus récemment, les méthodes de synchronisation ont permis l'étude de la fonction ventriculaire globale et locale [Germano et al. 1997, Sharir et al. 2001]. Elles permettent ainsi le calcul de la fraction d'éjection, de la masse ventriculaire, de l'épaississement et de la cinétique régionale (voir figure 2.18).

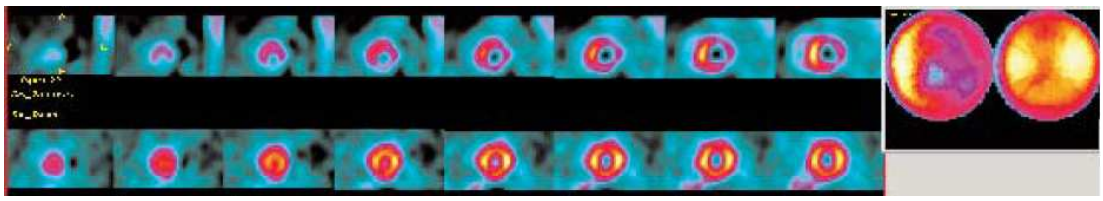


Figure 2.17 – Images de perfusion, en petit axe, réalisées en TEMP, en présence d'ischémie myocardique. La première ligne correspond à une acquisition réalisée en état de stress avec du Technétium 99m ; la seconde ligne correspond à une acquisition au repos avec du Thallium 201. À droite est affichée la représentation en «œil de bœuf» (d'après [Klocke et al. 2003]).

Angioscintigraphie L'angioscintigraphie repose sur l'utilisation de Technétium 99m fixé à des macro-éléments (sérum albumine ou hématies) qui, restant dans le secteur

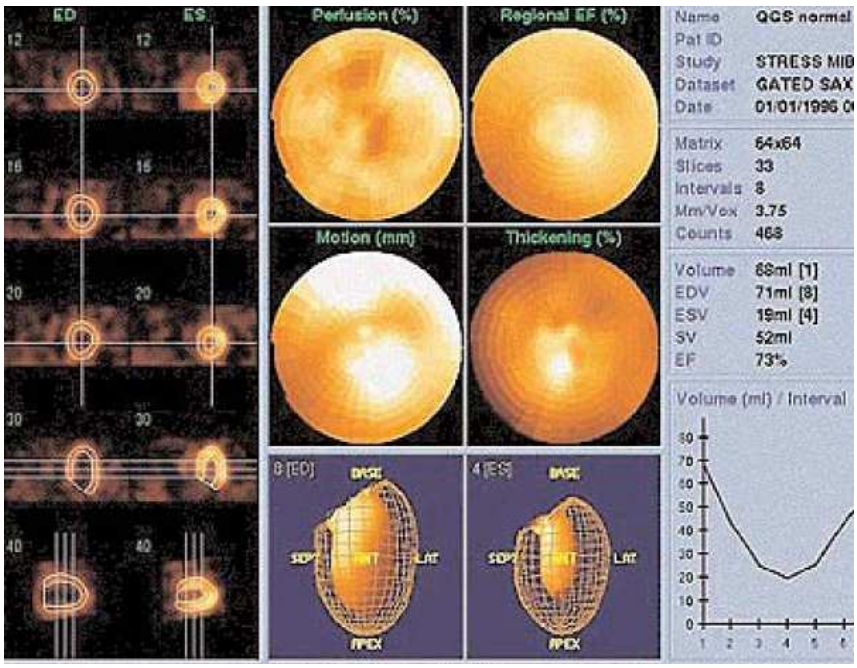


Figure 2.18 – Images acquises en TEMP synchronisée (à gauche). Représentations «en œil de bœuf» (au centre, de gauche à droite et de haut en bas) : perfusion, fraction d'éjection régionale, mouvement et épaississement régionaux. En bas à droite : variation temporelle du volume (estimation de la fraction d'éjection) (d'après [Klocke et al. 2003]).

vasculaire, ne marquent pas le myocarde, mais la cavité ventriculaire. L'acquisition est réalisée, au repos ou à l'effort, au premier passage, c'est-à-dire lors du premier passage du marqueur dans le ventricule (en planaire uniquement), ou à l'équilibre (en planaire ou en reconstruction tomographique) (voir figure 2.19). Tous ces types d'acquisition permettent l'évaluation de la fontion régionale et globale, bien que seule la reconstruction tomographique (en acquisition à l'équilibre), fournissant une visualisation tridimensionnelle, puisse apporter une analyse fonctionnelle précise des différents segments myocardiques.

Les principaux inconvénients de ces modes d'imagerie sont dus à la présence de différents types d'artefacts (atténuation dans les tissus, mouvement) et surtout à la faiblesse de la résolution spatiale, qui ne permet pas l'obtention d'informations anatomiques précises.

2.3.2 Tomographie d'émission de positon (TEP)

La tomographie d'émission de positon utilise comme marqueurs non plus des émetteurs de rayons gamma mais des émetteurs de positons. Une fois émis, les positons ont un parcours très réduit dans la matière, avant de s'annihiler avec un électron en émettant deux photons gamma dans des directions opposées. Le système de détection tire

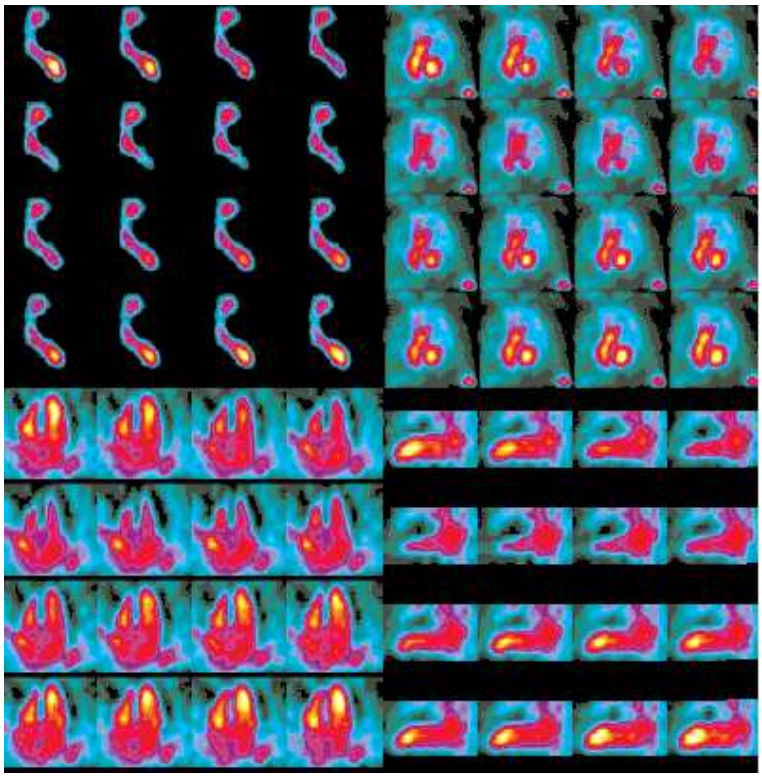


Figure 2.19 – Angioscintigraphie de premier passage et à l'équilibre. De gauche à droite et de haut en bas : projection antérieure en imagerie de premier passage ; projection oblique antérieure gauche en acquisition synchronisée planaire à l'équilibre ; représentations verticale et horizontale suivant le grand axe en reconstruction tomographique à l'équilibre (d'après [Klocke et al. 2003]).

avantage de cette double émission en plaçant deux récepteurs face à face ce qui permet, par la détection simultanée, ou en coïncidence, de localiser la provenance des photons (collimation électronique). La TEP n'a ainsi pas besoin de collimateurs physiques, améliorant la sensibilité d'environ un facteur 100 par rapport à la gammatomographie. La reconstruction de l'image, analogue à celle de la tomographie classique, est effectuée par rétroprojection filtrée.

En cardiologie, deux protocoles sont utilisés :

- l'imagerie de perfusion myocardique par l'utilisation d'agents contenant de l'Oxygène 15 ou de l'Azote 13 ;
- l'imagerie du métabolisme glucidique grâce à l'utilisation du Fluorodeoxyglucose.

La combinaison de ces deux protocoles permet l'évaluation de la viabilité myocardique : les régions où la captation du glucose est plus importante que la perfusion sont considérées comme des régions viables (voir figure 2.20), c'est-à-dire dont la fonction contractile sera améliorée par une opération de revascularisation.

Enfin, l'acquisition synchronisée sur l'ECG permet d'envisager une estimation de la cinétique pariétale [Miller et al. 1994, Yamashita et al. 1989].

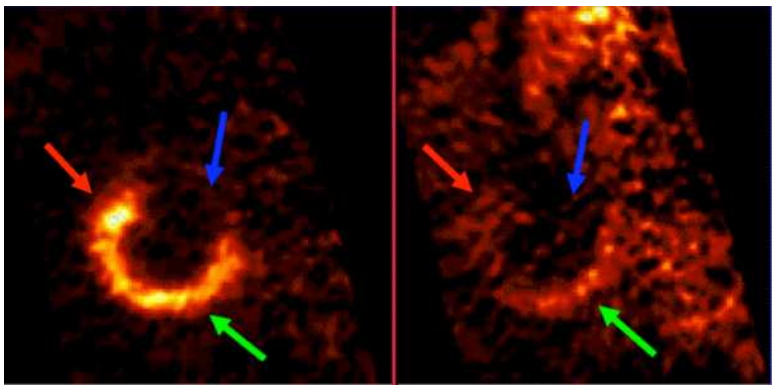


Figure 2.20 – Images petit axe de métabolisme glucidique (à gauche) et de perfusion (à droite) réalisées en TEP. Les régions indiquant une diminution à la fois du métabolisme glucidique et de la perfusion sont considérées comme nécrosées (flèche bleue), alors que les zones hypoperfusées mais captant le glucose sont en hibernation (flèche rouge) et que les zones ayant une captation du glucose et une perfusion normales sont considérées comme normales (flèche verte) (d'après [Mazzadi 2003]).

Cependant, malgré l'intérêt des informations de perfusion et de viabilité, la TEP, notamment de par son coût, reste peu implantée. De plus, tout comme pour la TEMP, sa résolution spatiale est faible.

2.4 Imagerie par résonance magnétique (IRM)

L'imagerie par résonance magnétique repose sur l'action d'un champ magnétique et d'une radiofréquence sur l'orientation des atomes d'hydrogènes (protons) (phénomène de résonance magnétique nucléaire (RMN)). Une acquisition est réalisée en trois temps : un aimant crée un champ magnétique qui oriente tous les protons dans une même direction ; les protons sont écartés de cette direction par une radiofréquence générée par une antenne ; l'émission de l'antenne s'interrompant, les protons reprennent leur position d'équilibre dans le champ magnétique (relaxation) en cédant de l'énergie qui sera captée par la même antenne. L'énergie redistribuée peut être décomposée suivant un axe parallèle au champ magnétique (relaxation longitudinale ou T1) ou un axe perpendiculaire au champ magnétique (relaxation transversale ou T2). Les relaxations T1 et T2 des protons dépendant des tissus, cette technique fournit deux images tridimensionnelles de contrastes différents. Ces images sont appelées images pondérées T1 et T2.

2.4.1 Ciné IRM

Le ciné IRM utilise des séquences d'acquisition très rapides, les séquences en écho de gradient balancé, qui, répétées, permettent de réaliser des acquisitions séquentielles et donc d'obtenir une représentation d'un organe en mouvement. En imagerie cardiaque, une synchronisation rétrospective sur l'ECG est réalisée, permettant la représentation cinématique tridimensionnelle d'un cycle cardiaque avec une résolution temporelle d'environ 30 ms, une résolution spatiale d'environ 1.5 mm et une épaisseur de coupe d'envi-

ron 8 mm (voir figure 2.21). Ce type d'acquisitions est particulièrement adapté à l'étude de la fonction ventriculaire globale et régionale [Petitjean 2003, Garot 2005].

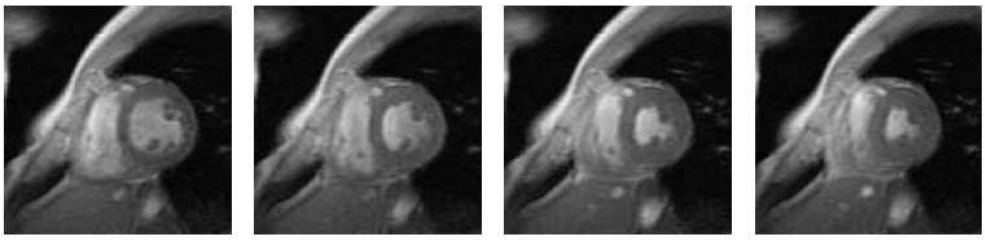


Figure 2.21 – Ciné IRM petit axe (d'après [Petitjean 2003]).

L'étude de la perfusion myocardique peut être réalisée en IRM grâce à un produit de contraste, le gadolinium, dont la distribution au sein du ventricule est directement liée à sa perfusion. Ainsi, l'utilisation d'un protocole reposant sur l'acquisition continue, après l'injection du gadolinium, de six à huit niveaux de coupe tous les deux battements cardiaques, permet de visualiser la distribution myocardique de gadolinium, et donc d'évaluer la perfusion myocardique [Kwong et al. 2003].

De plus, durant les 10 à 15 minutes suivant son injection, le gadolinium s'accumule dans les zones ayant subi un infarctus. Une acquisition utilisant ce phénomène, dite de «rehaussement tardif», permet de visualiser, avec une résolution spatiale élevée, les zones nécrosées et d'évaluer l'extension de la nécrose du sous-endocarde vers le sous-épicarde. Cette extension est classée en cinq catégories : 0%, 1-25%, 26-50%, 51-75% et 76-100%. Il a été montré que, pour une région myocardique donnée, la probabilité de récupération fonctionnelle est étroitement corrélée à cet indice d'extension transmurale de la nécrose [Kim et al. 2000].

2.4.2 IRM de marquage tissulaire

L'IRM de marquage tissulaire repose sur l'utilisation, avant la séquence d'acquisition, d'une impulsion RF, dite sélective, entraînant la présaturation des protons appartenant à certains plans [Zerhouni et al. 1988]. Ces protons présaturés apparaîtront par la suite en noir sur les images acquises, ce qui permettra, grâce une acquisition dynamique, de suivre les déformations du myocarde (voir figure 2.22). Cette technique permet ainsi une analyse de la fonction ventriculaire gauche en termes de cinétique et de déformations. Cependant, la durée d'acquisition (environ 40 minutes), et le fait que ce protocole soit uniquement dédié à l'analyse fonctionnelle (et qu'il est donc systématiquement nécessaire de réaliser en sus une acquisition non marquée) font que cette technique d'acquisition est encore peu utilisée en pratique clinique.

2.4.3 Angiographie par résonance magnétique (ARM)

La visualisation des coronaires est une tâche difficile en IRM, de par la difficulté de combiner résolution spatiale élevée (pour la description des vaisseaux de taille inférieure

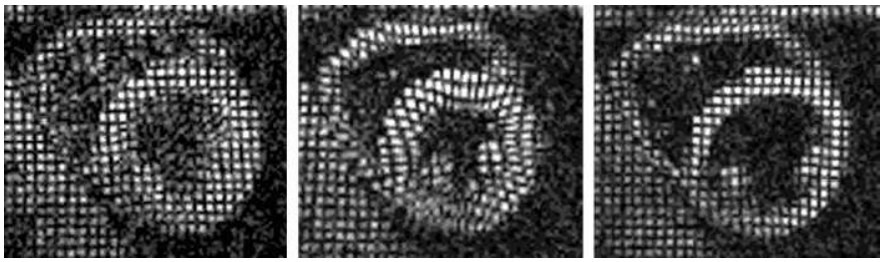


Figure 2.22 – IRM marquée (début de la systole, télésystole, télédiastole) (d'après [Castillo et al. 2003]).

à 2 mm) et résolution temporelle suffisante pour éviter les artefacts dus aux mouvements cardiaques. Toutefois, une séquence dédiée («true-fisp 3D»), grâce à une synchronisation à la fois sur le mouvement cardiaque et sur le mouvement respiratoire, fournit, avec une respiration libre du patient, des coupes de 1 mm d'épaisseur et de résolution spatiale d'environ 0.8×0.8 mm. Cependant, une étude a montré que l'ARM échoue à détecter 17% des sténoses significatives, et qu'elle ne peut donc pas encore être utilisée pour la quantification de sténoses chez des patients à risque moyen ou élevé [Kim et al. 2001].

2.4.4 Vélocimétrie en IRM par contraste de phase

L'IRM par contraste de phase repose sur le fait que les spins des tissus en mouvement ont une phase différente de celle des spins des tissus statiques. La vitesse des tissus (de même que l'accélération) peut alors être estimée en mesurant le déphasage entre deux acquisitions acquises avec des gradients bipolaires ou tripolaires. Ainsi, des séquences d'acquisition dédiées fournissent un champ de vitesse (ou un champ d'accélération) défini en chaque voxel de l'image. Bien que la nature bruitée des images et les temps d'acquisition élevés limitent l'utilisation clinique de cette technique et impliquent l'utilisation de méthodes de lissage [Meyer et al. 1996, Zhu et Pelc 1999], plusieurs travaux de recherche ont montré l'intérêt de ce type de séquences pour caractériser la fonction cardiovasculaire sur le plan hémodynamique et compléter l'exploration fonctionnelle cardiaque [Balleux et al. 2003, Buyens et al. 2005, Bittoun et al. 2000].

2.4.5 IRM de diffusion

L'IRM de diffusion repose sur les propriétés de diffusion des molécules d'eau dans les tissus. Cette méthode permet ainsi d'estimer de manière non invasive la direction des fibres dans les tissus. Des études ont montré la concordance entre données histologiques et données d'IRM de diffusion concernant les fibres myocardiques. Cette technique n'est cependant pas utilisée en routine clinique.

2.5 Imagerie tomodensitométrique

2.5.1 Principes et évolutions technologiques

La tomodensitométrie (TDM) repose sur le même principe que la radiographie, à savoir l'absorption des rayons X par les tissus suivant leur densité radiologique. Cependant, contrairement à la radiographie qui effectue l'acquisition suivant une incidence unique, la tomographie utilise une multitude d'incidences afin, grâce à un processus de reconstruction, d'obtenir la valeur du coefficient d'absorption des volumes élémentaires (*voxels*) du volume acquis. Ainsi, un volume tridimensionnel, représentant ces coefficients d'absorption, peut être reconstruit à partir des projections multiples. Ce coefficient d'absorption, exprimé en unités Hounsfield (H), dépend du tissu considéré (l'eau est associée à la valeur 0 et l'air à la valeur -1000). Il est donc possible de représenter les différents organes à partir du contraste induit par les différences de coefficients d'absorption.

Un scanographe comporte :

- un système source-détecteur, animé d'un mouvement de rotation autour de la table sur laquelle se trouve le patient ;
- un système de traitement des données réalisant la reconstruction des coupes ;
- une console gérant l'affichage, le traitement et l'archivage des images.

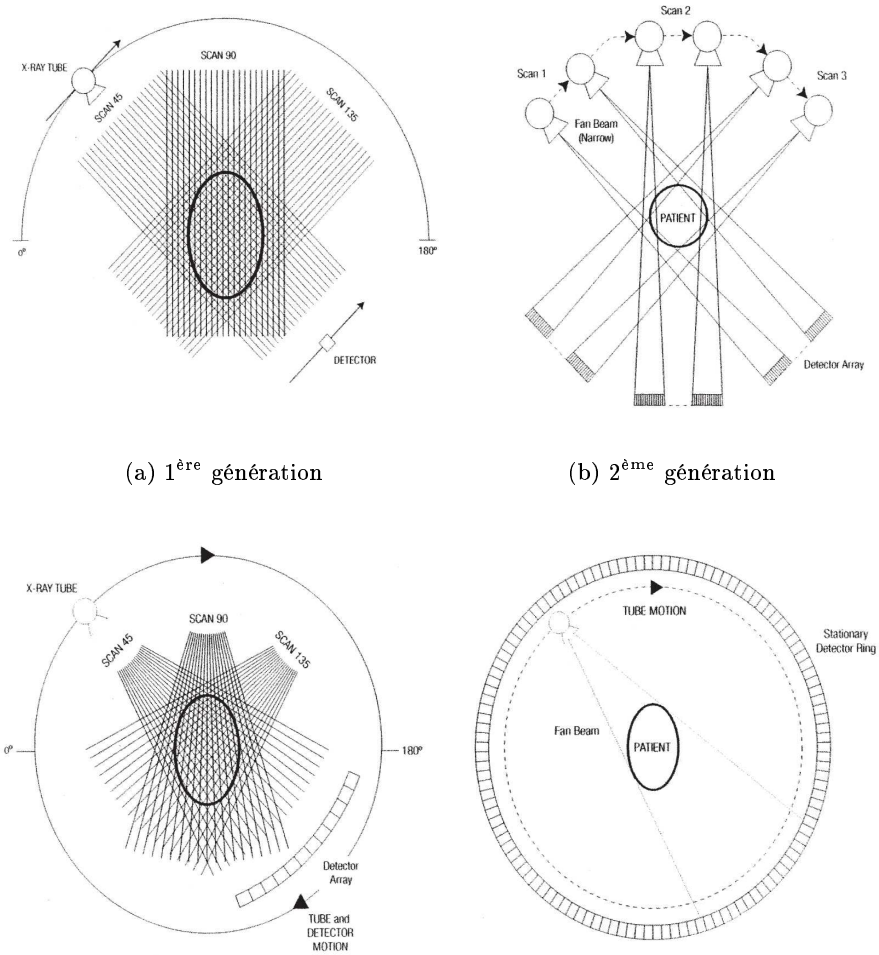
Différentes générations de scanners ont marqué l'histoire de la tomographie, tendant vers des appareils toujours plus performants et plus rapides.

Première génération Le scanner de première génération, conçu en 1968 par Hounsfield pour la société EMI, utilise un faisceau de rayons X fin et unique. Le détecteur, lui aussi unique, est mécaniquement lié à l'émetteur. Pour l'acquisition d'une coupe, l'ensemble émetteur-récepteur parcourt tout d'abord une largeur de coupe grâce à une translation ; une image de projection est acquise. Puis, une rotation de 1 degré l'amène au début d'une nouvelle translation. L'ensemble tourne ainsi sur 180 degrés en 20 minutes (voir figure 2.23(a)).

Deuxième génération Les appareils de deuxième génération ont été commercialisés vers 1974. Un faisceau en pinceau large est détecté par une série limitée de détecteurs et permet d'étudier une zone plus large (voir figure 2.23(b)). Les déplacements restent identiques à ceux des appareils de première génération, mais le temps d'acquisition passe à 20 ou 40 secondes par coupe.

Troisième génération Par opposition aux générations précédentes qui ne couvraient que la tête, les scanners de troisième génération sont dits «corps entier». Une série de détecteurs correspond à la largeur de la région étudiée. Une seule émission de rayons X couvre la largeur du sujet (voir figure 2.23(c)). Seul le mouvement circulaire est utilisé. 180 ou 360 émissions successives sont faites et détectées en 2 à 7 secondes par coupe.

Quatrième génération Des détecteurs, plusieurs milliers, ne sont plus mobiles, mais fixes. Ils sont organisés en une couronne complète autour de l'anneau (voir fi-



(a) 1ère génération

(b) 2ème génération

(c) 3ème génération

(d) 4ème génération

Figure 2.23 – Quatre générations de scanners (d'après [Dawson et Lees 2001]).

gure 2.23(d)). L'émission est réalisée par l'interaction de cibles en tungstène et d'un faisceau d'électrons focalisé grâce à un ensemble d'électro-aimants. Cette technologie permet une vitesse de rotation du faisceau X extrêmement rapide. Ces scanners sont dits «à faisceau d'électrons» (*Electron Beam Computed Tomography* (EBCT)) et permettent des acquisitions avec une résolution temporelle élevée mais une résolution spatiale faible. Cependant, de par le coût engendré par le nombre de détecteurs et l'entretien de l'appareil, ces systèmes n'ont pas rencontré de réel succès.

Malgré l'arrivée des scanners de quatrième génération, deux avancées technologiques majeures ont relancé l'intérêt des scanners de troisième génération : l'acquisition hélicoïdale et l'acquisition multicoupe.

2.5.2 Acquisition séquentielle et acquisition hélicoïdale monobarrette

Acquisition séquentielle L'acquisition séquentielle, ou acquisition conventionnelle, se déroule suivant trois phases :

- rotation du tube générateur de rayons X et acquisition ;
- calcul de l'image (reconstruction) ;
- déplacement de la table (sur laquelle est placé le patient) de quelques millimètres (en fonction de l'épaisseur de coupe choisie) ;

Ces étapes sont répétées jusqu'à couverture de la totalité du volume d'intérêt (voir figure 2.24). Cette technique d'acquisition a plusieurs défauts, notamment une durée d'acquisition élevée et, puisque l'acquisition est réalisée de façon discontinue, le risque d'obtenir des coupes faussement jointives (par exemple dans le cas où le patient ne retient pas sa respiration de façon uniforme).

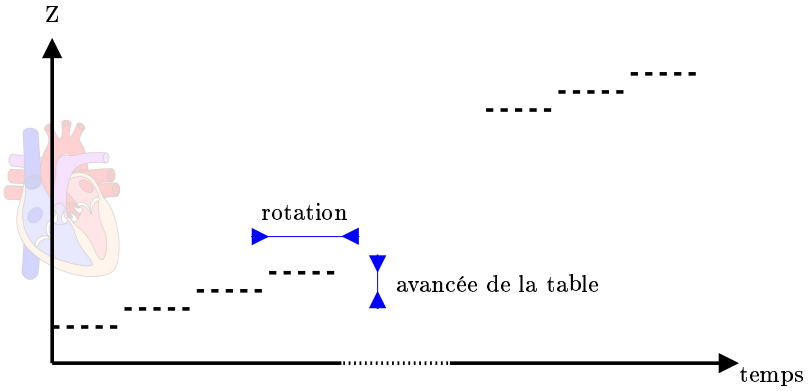


Figure 2.24 – Acquisition séquentielle monobarrette.

Acquisition hélicoïdale L'acquisition hélicoïdale, ou spiralée, est apparue en 1989. La table avance durant toute l'acquisition tandis que le couple émetteur-récepteur ne cesse de tourner (voir figure 2.25(a)). Le tube décrit donc autour du patient une figure géométrique à type d'hélice (voir figure 2.25(b)). Le développement de cette technologie a été rendu possible grâce à des progrès techniques portant notamment sur les contacteurs qui, sans câblage, transfèrent l'énergie électrique nécessaire à l'alimentation du tube pendant sa rotation.

La plupart des appareils actuels utilisent la rotation hélicoïdale, les plus performants ayant des vitesses de rotation allant jusqu'à 0.33 seconde par tour.

Les avantages de la TDM hélicoïdale sur la TDM séquentielle sont nombreux et pour la plupart liés à la rapidité d'acquisition (quelques dizaines de secondes contre quelques minutes en acquisition séquentielle) :

- il est généralement possible de réaliser toute l'acquisition durant une seule apnée ;
- l'opacification des structures vasculaires est meilleure tout en utilisant moins de produit de contraste ;
- l'étude dynamique de la prise de contraste de certaines structures est possible ;

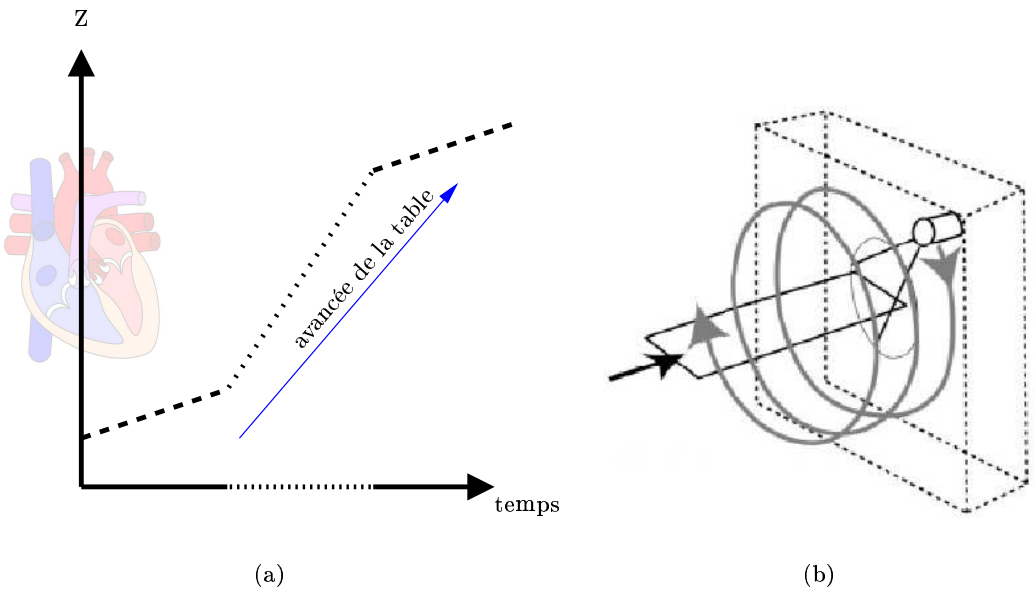


Figure 2.25 – Acquisition hélicoïdale monobarrette.

- les coupes obtenues sont réellement jointives ;
- l'irradiation est moindre (la qualité d'opacification permet d'utiliser moins de rayons ; il n'est pas nécessaire de refaire des acquisitions pour passer dans une lésion précédemment non imagée ; il est souvent possible d'augmenter le pitch (rapport du pas de l'hélice sur la collimation du faisceau) sans réelle perte de qualité d'image).

2.5.3 Acquisition multicoupe ou multibarrette

Les scanners monocoupes possèdent une seule couronne de détecteurs, composée de 500 à 900 éléments, selon l'axe transversal. Durant une rotation, une seule coupe est donc acquise.

Au contraire, le scanner multicoupe comporte plusieurs couronnes de détecteurs, ce qui permet d'acquérir un nombre plus élevé de coupes (actuellement jusqu'à 64) lors d'une seule rotation (voir figure 2.26).

2.5.3.1 Principes technologiques

Effet de cône Sur les scanners multibarrettes, la projection du faisceau de rayons X représente, sur l'axe Z, un cône (voir figure 2.27). Les rangées centrales de détecteurs sont donc atteintes perpendiculairement à l'axe de rotation tandis que les rangées externes sont atteintes obliquement. La largeur du volume traversé par le faisceau de rayons (X_1) peut alors devenir plus importante que l'épaisseur de coupe (Y_1), entraînant une dégradation de la qualité de l'image. Il peut donc être nécessaire d'associer plusieurs

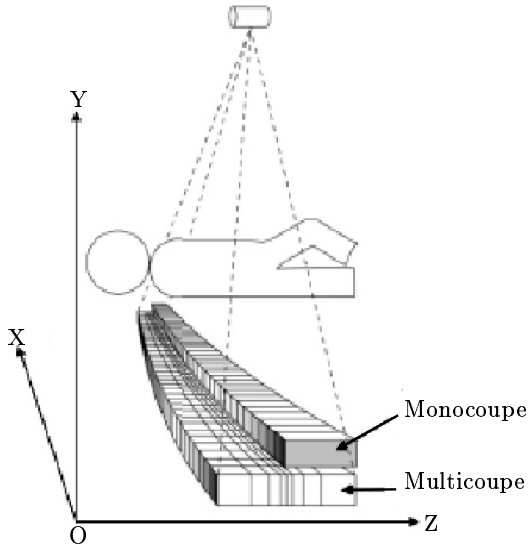


Figure 2.26 – Comparaison du système de détection en scanner monocoupe et multicoupe (d'après [Solacroup et al. 2001]).

détecteurs (partie gauche du schéma) ou d'utiliser des détecteurs externes plus larges pour que la largeur du volume pris en compte (X_2) soit proche de l'épaisseur de coupe (Y_2).

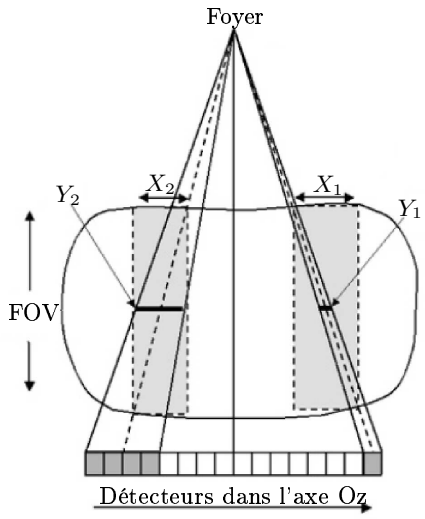
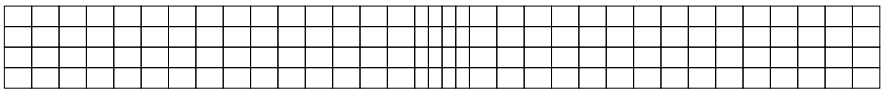


Figure 2.27 – Effet de cône (d'après [Solacroup et al. 2001]).

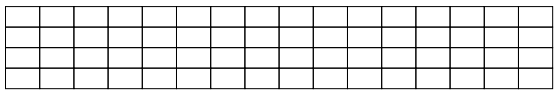
Systèmes de détection Les systèmes de détection diffèrent suivant les constructeurs et les modèles considérés (voir figure 2.28).

Les scanners matriciels, dits à détection symétrique, utilisent un système de détection constitué de capteurs de petite taille ayant tous la même largeur. D'autres scanners, dits hybrides, utilisent aussi une matrice, mais comportant des capteurs de deux tailles différentes. Les barrettes centrales contiennent des capteurs de petite taille alors que les barrettes extérieures ont une largeur plus importante. Enfin, les scanners à réseau de détection modulable, dits à détection asymétrique, comportent des détecteurs dont la largeur croît au fur et à mesure qu'ils sont éloignés du centre. Cette technique compense les phénomènes liés à l'effet de cône.

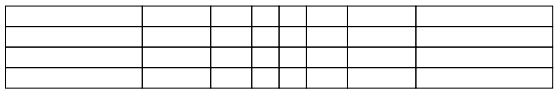
Pour leurs scanners 4 barrettes, General Electrics utilise un scanner matriciel, Philips, Siemens et Marconi un scanner dit «à réseau de détection modulable» (RDM) et Toshiba un système hybride. Par contre, tous les scanners 16 barrettes sont architecturés autour d'un système hybride.



Détecteur matriciel type hybride



Détecteur matriciel



Réseau de détection modulable ou type asymétrique

Figure 2.28 – Types de détecteurs multicoupes.

Quelle que soit la technologie utilisée, il est possible de combiner des barrettes voisines afin de déterminer l'épaisseur de coupe.

Paramètres d'acquisition et de reconstruction Différents paramètres influencent la formation de l'image finale, que ce soit lors de l'acquisition ou de l'étape de reconstruction.

La collimation primaire, définie par la largeur de collimation du faisceau de rayons X à la sortie du tube, varie en fonction du nombre de coupes et de leur épaisseur.

Le temps de rotation de l'ensemble tube-détecteurs conditionne la durée d'acquisition totale et la résolution temporelle. Ainsi le système Siemens SOMATOM Sensation 16, avec une rotation du tube en 0.37 s, permet, grâce à des algorithmes spécifiques (cf. infra), l'acquisition d'une image en 100 ms, rivalisant avec les temps d'acquisition de la tomodensitométrie par faisceau d'électrons (compris entre 50 et 100 ms). Cette vitesse de rotation élevée limite l'apparition d'artefacts cinétiques. Il est alors possible, grâce à une synchronisation sur l'ECG, d'avoir accès à l'imagerie cardiaque.

Le pitch est défini comme le rapport entre le pas de l'hélice (distance parcourue par la table pendant une rotation de 360 ° du tube) et la collimation du faisceau de rayons X. Si en acquisition monocoupe, la collimation correspond à l'épaisseur de coupe, ce n'est plus le cas en multicoupe. Certains constructeurs (Siemens, Toshiba et GE) considèrent alors que la collimation correspond à la largeur d'une barrette de réception (pitch de détection), tandis que, pour Marconi et Philips, et selon la définition officielle, la collimation est représentée par la largeur totale du système de détection et donc du faisceau de rayons X (pitch de collimation).

La matrice de reconstruction est généralement une matrice 512×512. En fonction du champ de reconstruction (field of view, FOV), elle fixe la taille du pixel.

2.5.3.2 Synchronisation cardiaque et algorithmes de reconstruction

L'imagerie cardiaque est une application très exigeante. Pour parvenir à «figer» le cœur, et donc éviter les artefacts de mouvement, une très haute résolution temporelle est nécessaire. De plus, une haute résolution spatiale et une faible distance inter-coupes sont requises pour représenter les coronaires de petite taille. Enfin, pour limiter les artefacts liés à la respiration, le temps d'acquisition doit être limité à une seule apnée.

Comme les limites techniques des systèmes scanners ne permettent pas encore d'imager la totalité du cœur en un seul cycle cardiaque, les images doivent être reconstruites à partir de projections acquises à des cycles cardiaques différents et à des positions en Z successives. Il est donc nécessaire de synchroniser la reconstruction sur les mouvements du cœur, accessibles par l'intermédiaire de l'ECG. Deux types de synchronisations sont utilisés : la synchronisation prospective en acquisition séquentielle et la synchronisation rétrospective en acquisition hélicoïdale.

Synchronisation prospective en acquisition séquentielle En acquisition séquentielle, la synchronisation prospective permet, grâce à l'enregistrement de l'ECG, de lancer toutes les acquisitions avec un certain délai après l'onde R (voir figure 2.29). Ce délai, choisi par l'opérateur, est donné en fonction d'un paramètre de phase défini pour chaque cycle cardiaque (par exemple un pourcentage de l'intervalle R-R) et est estimé individuellement en fonction d'une évaluation prospective des intervalles R-R. Il est généralement choisi de telle sorte que les acquisitions soient réalisées pendant la diastole ventriculaire, phase durant laquelle le cœur connaît les mouvements les moins importants.

Synchronisation rétrospective en acquisition hélicoïdale La technique de synchronisation rétrospective en acquisition hélicoïdale permet l'acquisition d'une séquence d'images tridimensionnelles quasi-isotropes correspondant au volume cardiaque complet et représentant dynamiquement un cycle cardiaque. La synchronisation rétrospective consiste en la réalisation d'une acquisition continue en mode hélicoïdal combinée avec l'enregistrement du signal ECG. De même qu'en synchronisation prospective l'onde R est considérée comme point de repère pour la reconstruction de l'image. Les données acquises sont sélectionnées pour la reconstruction pendant la phase cardiaque souhaitée

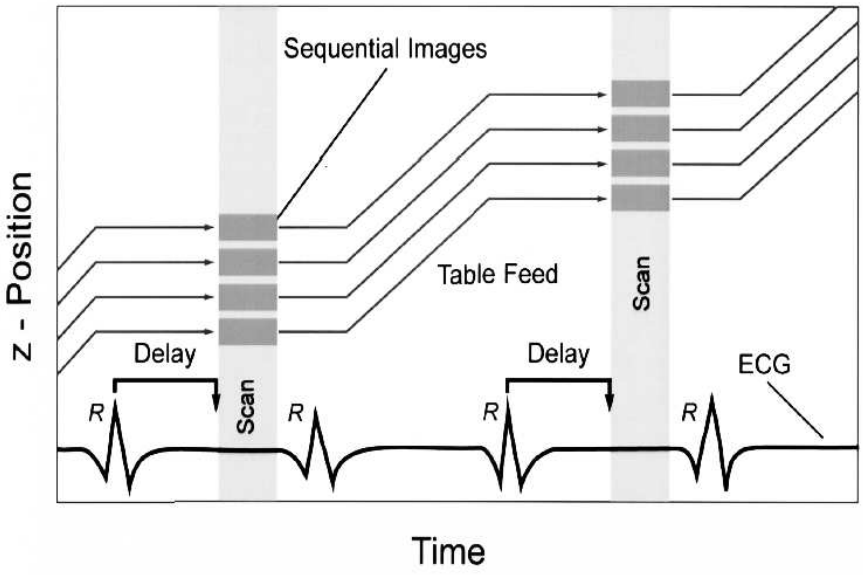


Figure 2.29 – Synchronisation prospective (d'après [Mahnken et al. 2005c]).

(voir figure 2.30). Afin que la couverture du volume soit continue, c'est-à-dire que les piles d'images reconstruites au cours des cycles cardiaques successifs balaient toutes les positions en Z, le pitch sélectionné ne doit pas être trop élevé. Ainsi la figure 2.30 montre le cas limite où les différentes piles acquises sont justes adjacentes. En cas de ralentissement du rythme cardiaque, cette continuité ne serait plus alors assurée.

Différentes techniques sont utilisées pour la reconstruction des images. La reconstruction partielle, ou «scan partiel» permet de doubler la résolution temporelle par la reconstruction des images à partir de projections parallèles couvrant une portion angulaire de 240 ° . Cette technique repose sur la redondance des données acquises lors d'une rotation complète : les données résultant d'une projection réalisée avec un angle opposé à celui d'une projection déjà réalisée n'apportent pas d'information supplémentaire. Ainsi, la résolution temporelle peut égaler la moitié du temps de rotation.

Par ailleurs, les méthodes de reconstruction permettent la reconstruction d'images chevauchées, c'est-à-dire avec une distance inter-coupes inférieure à l'épaisseur de coupe, à n'importe quelle phase du cycle cardiaque et pour des positions quelconques suivant l'axe Z. Ces méthodes comprennent deux étapes principales. La première est une étape d'interpolation qui, pour un z donné et pour chaque angle de projection, utilise les données des barrettes se trouvant à proximité pour calculer la projection désirée (voir figure 2.31). La seconde étape des algorithmes consiste à réaliser la reconstruction à partir des données interpolées, généralement en utilisant la technique du scan partiel.

Ainsi, ces algorithmes permettent l'acquisition, avec une résolution temporelle égale à $T_{rot}/2$, de volumes cardiaques tridimensionnels à partir des coupes acquises à différents

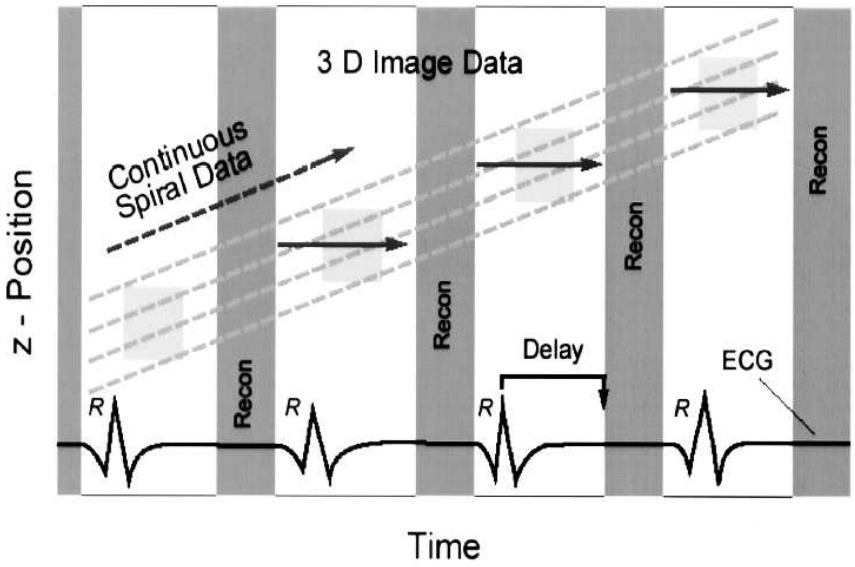


Figure 2.30 – Synchronisation rétrospective (d'après [Mahnken et al. 2005c]).

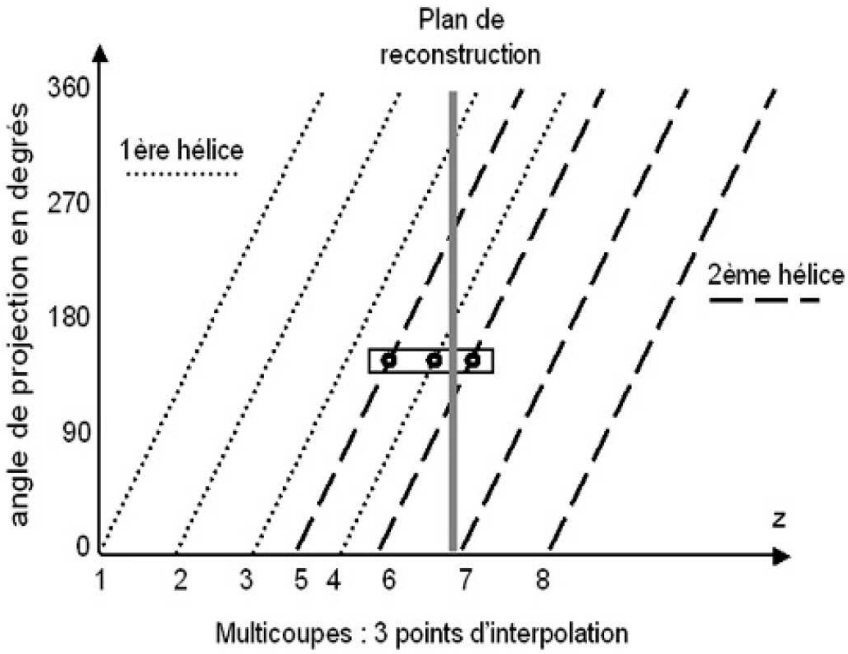


Figure 2.31 – Interpolation (d'après [Solacroup et al. 2001]).

cycles. Une reconstruction multi-phases du cœur en mouvement est alors envisageable en incrémentant le délai de reconstruction dans les cycles cardiaques.

La résolution temporelle peut être encore améliorée en utilisant des jeux de données provenant de plusieurs cycles cardiaques, non plus uniquement pour les différentes coupes d'un volume correspondant à un instant du cycle, mais pour la reconstruction même des coupes le constituant («reconstruction segmentée», voir figure 2.32). Le jeu de données pour la reconstruction d'une coupe se compose alors de M secteurs de projections correspondant à la même phase de différents cycles cardiaques mais obtenues avec les différents détecteurs. En fonction de la fréquence cardiaque du patient, on obtient alors une résolution temporelle comprise entre $T_{rot}/2$ et $T_{rot}/(2M)$. Cependant l'utilisation de cette méthode impose l'utilisation d'un pitch inférieur pour maintenir la continuité de la couverture du volume d'intérêt. L'augmentation résultante de la durée d'acquisition peut cependant être limitée par l'utilisation d'une collimation de coupe plus large et donc une réduction de la résolution spatiale suivant l'axe Z.

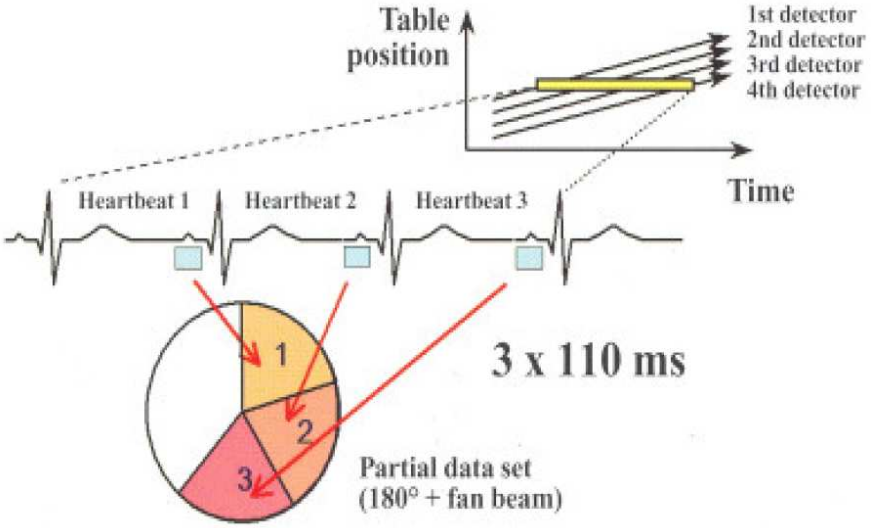


Figure 2.32 – Reconstruction segmentée (d'après [Lembcke et al. 2002]).

2.5.4 Applications en cardiologie

Les techniques de synchronisation sur l'ECG décrites précédemment permettent de réaliser des acquisitions de volumes cardiaques, que ce soit avec un scanner multibarrette ou avec un scanner à faisceau d'électrons.

Le principal avantage du scanner à faisceau d'électrons est d'être peu irradiant (1 mSv pour la réalisation d'un score calcique, de 1 à 2 mSv pour une angiographie scanner [Morin et al. 2003, Hunold et al. 2003]). Les acquisitions réalisées en scanner multibarrette avec synchronisation prospective entraînent une irradiation comparable, contrairement aux acquisitions avec synchronisation rétrospective qui, émettant des

rayons X tout au long de l'acquisition, peuvent entraîner, suivant les protocoles utilisés, jusqu'à 13 mSv d'irradiation [Hunold et al. 2003]).

Le principal inconvénient du scanner à faisceau d'électrons reste son coût, bien supérieur à celui du scanner multibarrette.

Les acquisitions en synchronisation prospective, outre le fait qu'elles ne permettent pas d'étude dynamique (et donc pas d'analyse de la fonction cardiaque), sont hautement dépendantes de la régularité du rythme cardiaque du patient, et donc très sujettes aux artefacts de mouvements.

Les résolutions temporelles accessibles aujourd'hui en tomodensitométrie multibarrette avec synchronisation rétrospective sont de l'ordre de 100 ms, avec la possibilité d'obtenir des coupes jointives ayant une résolution spatiale d'environ 0.3×0.3 mm et une épaisseur de 0.6 mm. Les acquisitions réalisées en synchronisation rétrospective restent cependant sensibles aux variations du rythme cardiaque qui peuvent entraîner des reconstructions avec artefact.

Les principales applications cardiaques de ces acquisitions scanner sont : la détermination du score calcique, l'angiographie des coronaires et l'analyse de la fonction cardiaque.

2.5.4.1 Détermination du score calcique

Pour la détermination du score calcique, le scanner à faisceau d'électron est la référence [Agatston et al. 1990], avec laquelle les scanners multibarrettes ont obtenu une bonne corrélation [Carr et al. 2000].

Les acquisitions se font sans injection de produit de contraste. La synchronisation peut être prospective ou rétrospective, cette dernière étant plus fiable, au prix cependant d'une irradiation supérieure. Les images sont reconstruites à 60% de l'intervalle RR, afin de limiter au maximum les artefacts de mouvement. La méthode d'Agatston est utilisée pour le calcul du score calcique [Agatston et al. 1990], même si le calcul de la masse de calcium peut être privilégié [Mahnken et al. 2005c].

2.5.4.2 Angiographie des coronaires

L'angiographie des coronaires peut être réalisée en synchronisation prospective ou rétrospective, avec injection de produit de contraste. L'objectif est alors de visualiser la lumière des artères coronaires pour évaluer la présence de sténoses. De nombreuses études ont porté sur la confrontation du scanner multibarrette à la référence, la coronarographie. En moyenne, ces études, totalisant 388 patients, ont montré, pour la détection des sténoses des artères coronaires en scanner 16 barrettes, une sensibilité de 93.2%, une spécificité de 94%, une valeur prédictive positive de 81.6% et une valeur prédictive négative de 97.9% [Mahnken et al. 2005c].

Un des intérêts de la tomodensitométrie multibarrette est la visualisation des vaisseaux suivant leur section, permettant l'étude de leur paroi. La coronarographie, décrivant uniquement la lumière des vaisseaux, n'a pas cette possibilité.

L'étude de la plaque athéromateuse en imagerie scanner devient ainsi envisageable [Achenbach et al. 2004] en laissant la place à des modalités plus invasives, telles l'échographie intravasculaire, seulement en cas d'intervention.

L'évaluation de la composition de la plaque athéromateuse, avec potentiellement la différenciation entre plaque stable et plaque vulnérable, est dans ce contexte une application prometteuse [Inoue et al. 2004].

L'estimation du phénomène de resténose intra-stents, problème délicat en cardiologie vasculaire, serait, dans certains cas, envisageable en scanner multibarrette [Schuijf et al. 2004]. La visualisation de la lumière des stents dépend cependant fortement de leur diamètre et du matériau les constituant.

Les indications établies des scanners multibarrettes sont la visualisation des pontages coronariens et l'évaluation de l'anatomie des artères coronaires.

2.5.4.3 Analyse de la fonction cardiaque

En reconstruction rétrospective, des images tridimensionnelles peuvent être reconstruites à n'importe quel instant du cycle cardiaque, sans augmentation de l'irradiation ou de la durée d'acquisition. À partir d'une angiographie scanner réalisée en acquisition rétrospective, il est ainsi possible de reconstruire une séquence d'images représentant un cycle cardiaque. Il est ici à noter que, du fait même des principes de reconstruction (reconstruction à partir de données acquises sur plusieurs cycles cardiaques) et de la diffusion du produit de contraste durant l'acquisition, de fortes variations d'intensité des différents éléments représentés (sang, muscle) peuvent être rencontées le long de la séquence dynamique.

Cependant, ces séquences dynamiques permettent d'effectuer une analyse de la fonction ventriculaire.

Pour les calculs de la masse et des volumes ventriculaires, les données utilisées sont des images reconstruites aux instants de télédiastole et de télésystole et reformatées en vue petit axe (voir figure 2.33). La principale difficulté, due à la résolution temporelle limitée, est la sélection de l'instant de reconstruction de l'image en télésystole. Les techniques de mesure de volume disponibles sur les systèmes d'acquisition reposent généralement sur la règle de Simpson (sommation des volumes élémentaires estimés sur les différentes coupes).

Plusieurs études ont montré une bonne corrélation de ces mesures entre, d'une part, scanner multibarrette et, d'autre part, ventriculographie, échographie et IRM (voir [Mahnken et al. 2005c] pour une synthèse de ces travaux).

Donnant accès à l'évolution temporelle des parois endo- et épicardiques, les séquences acquises permettent aussi l'estimation régionale de la fraction d'éjection, de la cinétique et de l'épaississement myocardique. Les mesures de mouvement et d'épaississement peuvent être réalisées sur des séquences contenant seulement deux images, représentatives de la télésystole et de la télédiastole. Cependant, que ce soit pour l'estimation des paramètres ou leur interprétation, l'utilisation d'un nombre plus important d'instants apporte des informations et précisions supplémentaires.

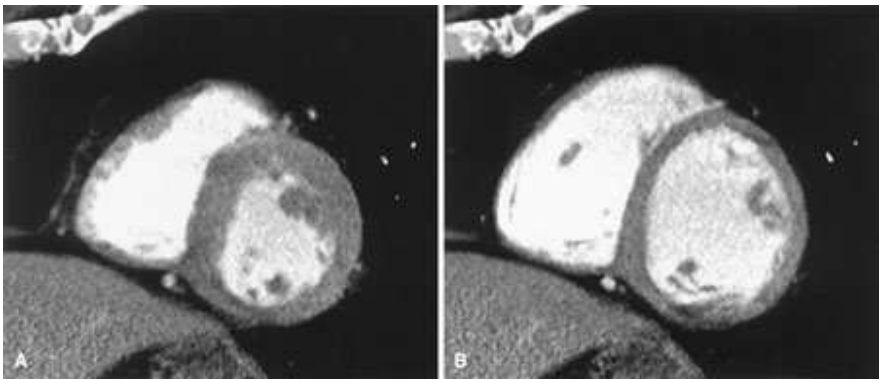


Figure 2.33 – Images acquises en scanner multibarrette, en synchronisation rétrospective, reformatées en vue petit axe ((a) télésystole (b)télédiastole) (d'après [Mahnken et al. 2005c]).

Sur les systèmes d'acquisition des constructeurs, l'estimation du mouvement régional est généralement proposée suivant un découpage du myocarde en 17 segments anatomiques (voir chapitre 1) et en attribuant à chaque segment, selon la méthode utilisée en échographie, un indice qualitatif de sa cinétique (voir tableau 2.1). Des études ont montré une bonne corrélation de ces mesures entre scanner multibarrette et IRM [Mahnken et al. 2005a] et entre scanner et échographie [Dirksen et al. 2002].

Par contre, la mesure de paramètres plus sensibles à la résolution temporelle (vitesses de remplissage et d'éjection maximales, temps entre télédiastole et pic d'éjection, temps entre télésystole et pic de remplissage) est plus complexe, de par la difficulté de détecter de façon précise les instants de télédiastole et de télésystole [Mahnken et al. 2005a].

2.5.4.4 Perspectives

La viabilité myocardique peut être évaluée en scanner multibarrette, bien que cette mesure soit encore à valider [Mahnken et al. 2005b]. Celle-ci est réalisée, comme en IRM, par injection de produit de contraste puis par étude du myocarde, soit au premier passage, soit en phase tardive (15 minutes après injection). Les mesures réalisées en phase tardive, comparées aux mesures obtenues en IRM, ont montré une bonne corrélation (voir figure 2.34), au prix cependant d'une nouvelle irradiation du patient.

La résolution temporelle est aujourd'hui le facteur limitant les études fonctionnelles ventriculaires. Cependant, les évolutions techniques des scanners multibarrettes devraient permettre d'améliorer cette résolution temporelle ainsi que la durée d'acquisition. Ces améliorations techniques devraient notamment porter sur l'augmentation du nombre de détecteurs (aujourd'hui au nombre de 64, voire 128), sur la diminution de leur taille et sur l'augmentation des vitesses de rotation. Cependant, ces améliorations techniques devraient aller de pair avec une augmentation de la dose d'irradiation reçue par le patient. De nouvelles méthodes de réduction de dose devront donc être développées [Boyer et al. 2002].

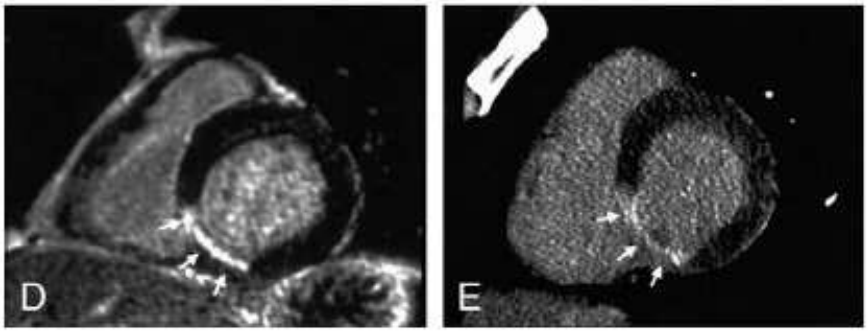


Figure 2.34 – Études de viabilité myocardique, représentées en petit axe, réalisées en IRM (à gauche) et en scanner multibarrette avec acquisition en phase tardive (à droite) d'un patient ayant subi un infarctus du myocarde lié à une occlusion de l'artère coronaire droite (d'après [Mahnken et al. 2005b].

Conclusion

La coronarographie, bien qu'invasive et ne permettant pas l'étude qualitative de la plaque, reste la référence pour la détection de l'athérosclérose.

L'échographie, non invasive et ayant une résolution temporelle élevée, constitue quant à elle la référence pour l'analyse de la fonction ventriculaire. De même, l'IRM, de résolution temporelle également élevée représente une modalité de choix pour l'analyse de la fonction et de la perfusion. La résolution spatiale encore limitée de l'IRM limite cependant ses performances pour l'étude des artères coronaires.

Le scanner multibarrette, permettant à la fois l'étude des coronaires et de la fonction ventriculaire, est une modalité donnant accès à une description à la fois anatomique et fonctionnelle du système cardiaque. Il devrait donc devenir une modalité utilisée en routine clinique pour l'évaluation de patients suspectés de coronaropathies et plus généralement de cardiomyopathies. De plus, ses évolutions techniques devraient permettre de lever les réserves liées à la résolution temporelle, aujourd'hui facteur limitant de l'analyse fonctionnelle. Cependant, irradiante, elle ne devrait pas être utilisée si l'estimation de la fonction ventriculaire n'est pas combinée avec la recherche d'une pathologie coronarienne.

En tomodensitométrie multibarrette, l'estimation de la cinétique ventriculaire est réalisée, aujourd'hui, en routine clinique, de manière qualitative. Des outils automatiques d'analyse quantitative doivent donc être développés et validés, en comparant les mesures obtenues avec l'analyse qualitative mais aussi avec les mesures obtenues grâce à d'autres modalité (notamment l'IRM et l'échographie).

Par rapport aux autres modalités, l'imagerie scanner multicoupe permet, à moindre coût, dans un temps d'examen limité, tout en laissant un confort au patient, de visualiser avec de hautes résolutions spatiale et temporelle l'ensemble des structures cardiaques en une seule acquisition. Nous avons donc choisi de développer de nouveaux outils d'estimation et de caractérisation de mouvement appliqués à cette imagerie scanner, cette modalité représentant un enjeu fort pour l'imagerie cardiaque.

Chapitre 3

Estimation de mouvement non rigide : État de l'art

Introduction

Les dimensions des données acquises en scanner multibarrette rendent impossible une estimation manuelle précise du mouvement cardiaque. Par conséquent, l'utilisation de méthodes automatiques s'avère nécessaire.

D'une façon très générale, les méthodes proposées pour estimer le mouvement myocardique peuvent être classées en trois grandes catégories :

- les méthodes reposant sur l'implantation de sonomicromètres [Gallagher et al. 1985] ou de marqueurs [Meier et al. 1980, Beyar et al. 1989] ; leur caractère invasif limite ces techniques au domaine de la recherche ;
- les méthodes reposant sur des techniques d'acquisition dédiées (IRM marquée, IRM à contraste de phase) (voir chapitre 2) ;
- les méthodes estimant le mouvement à partir de séquences dynamiques d'images anatomiques bi- ou tridimensionnelles.

La problématique de cette dernière catégorie, dans laquelle se situe notre travail, est l'estimation des déformations d'un objet représenté dans plusieurs images.

Comme décrit chapitre 1, le myocarde connaît des mouvements non rigides élastiques. De plus, bien qu'ayant, de par les caractéristiques mécaniques du muscle myocardique, un caractère localement régulier, ces mouvements sont non homogènes sur l'ensemble de la cavité cardiaque.

Pour caractériser le mouvement cardiaque dans sa diversité, les méthodes utilisées doivent donc fournir une estimation locale de mouvements non rigides.

Un grand nombre de méthodes ont été proposées estimant de façon explicite une information de mouvement ou de déformation dans des séquences d'images, notamment médicales. Ces méthodes regroupent ainsi les approches dédiées à l'estimation de mouvement mais aussi les approches liées au recalage d'images.

La typologie de ces méthodes repose en partie sur la nature des mouvements étudiés (rigide, affine, non rigide). Or, comme décrit précédemment, les mouvements cardiaques sont non rigides. Les méthodes estimant des déformations globales rigides ou affines ne seront donc pas ici considérées. De même, les méthodes de recalage mettant en œuvre des techniques spécifiquement dédiées à la multimodalité ne seront pas présentées. Pour un état de l'art général des méthodes de recalage, le lecteur pourra se référer à [Maintz et Viergever 1998, Mäkelä et al. 2002, Zitová et Flusser 2003].

Les méthodes de recalage et les méthodes d'estimation de mouvement peuvent par ailleurs être regroupées en deux grandes classes : les méthodes iconiques et les méthodes géométriques. Les méthodes iconiques reposent directement sur l'information d'intensité des pixels et fournissent un champ de déplacement dense, c'est-à-dire défini sur l'ensemble de l'image dont les déformations sont étudiées. Les méthodes géométriques effectuent la sélection puis l'appariement d'entités (points, lignes, surfaces) et fournissent un champ épars.

Si les méthodes de recalage et d'estimation de mouvement suivent globalement cette typologie, les techniques mises en œuvre peuvent différer.

Approches iconiques Les approches iconiques utilisées en estimation de mouvement correspondent aux méthodes de flot optique. Celles-ci, afin d'estimer les déplacements de chaque pixel de l'image, reposent généralement sur une contrainte de conservation d'intensité. Ces méthodes seront décrites dans la section 3.1 de ce chapitre.

En recalage, les approches iconiques passent par la maximisation d'un critère de similarité suivant l'application de déformations. Les principaux critères de similarité utilisés sont des mesures de différence d'intensité, de corrélation et notamment d'information mutuelle. Ces mesures peuvent être appliquées soit globalement, soit localement. Une mesure globale implique l'utilisation d'un modèle de déformations défini suivant des paramètres déterminés. Ce type d'approches ne permet pas de fournir une estimation locale du champ de déformation. L'utilisation d'une mesure de similarité plus localisée est cependant possible, même si les calculs de corrélation et d'information mutuelle nécessitent d'avoir comme support des éléments de taille relativement importante. Cette approche locale, pouvant être considérée comme correspondant à une estimation du flot optique, sera évoquée dans la première section de ce chapitre.

Approches géométriques Les approches géométriques regroupent des méthodes estimant les déformations de primitives préalablement extraites (points, lignes, surfaces). Que ce soit en estimation de mouvement ou en recalage, une nuance peut être faite entre les méthodes reposant sur un modèle déformable, paramétrique ou non, et celles effectuant explicitement un suivi de primitives individuelles ou méthodes de mise en correspondance. Ces deux familles d'approches seront décrites dans les sections 3.2 et 3.3.

Ces catégories ne sont pas à prendre dans un sens restrictif, certaines méthodes combinant les caractéristiques propres à différents types de méthodes. Par exemple,

l'estimation du flot optique peut être utilisée pour faire évoluer un modèle déformable [Kervrann et Heitz 1999].

Enfin, un point commun à la plupart de ces méthodes est l'utilisation d'un cadre multirésolution, reposant sur la description des données suivant différents niveaux de détails, afin de prendre en compte les déplacements d'amplitude importante [Bajcsy et Kovacic 1989].

3.1 Flot optique

Certains auteurs considèrent les méthodes d'estimation du flot optique comme uniquement les méthodes de Horn [Horn et Schunck. 1981]. Nous considérerons, suivant Beauchemin [Beauchemin et Barron 1995], les méthodes calculant potentiellement un champ dense.

Le flot optique désigne le champ des vitesses, défini en chaque pixel d'une image bidimensionnelle et mesuré à partir des variations d'intensité. Cette notion peut directement être étendue au domaine tridimensionnel.

Un grand nombre de méthodes ont été proposées pour l'estimation du flot de vitesse, parmi lesquelles nous n'aborderons ici que les principales. Pour plus de détails, le lecteur pourra se référer à [Beauchemin et Barron 1995, Mitiche et Bouthemy 1996, Mémin 2003].

La plupart de ces méthodes se situent dans des problématiques d'estimation de mouvement ou de recalage appliquées à des séquences d'images bidimensionnelles (2D). Cependant, quelques méthodes ont été étendues à l'estimation tridimensionnelle (3D).

Les méthodes d'estimation du flot optique reposent sur certaines contraintes, notamment des contraintes de conservation d'intensité et de lissage du mouvement.

La contrainte de conservation d'intensité [Horn et Schunck. 1981] repose sur l'hypothèse qu'un «élément» de la scène étudiée ne change pas d'intensité d'une image à l'autre :

$$I(x, y, t) = I(x + \delta x, y + \delta y, t + \delta t), \tag{3.1}$$

où $I(x, y, t)$ est l'intensité, à l'instant t, du pixel de coordonnées (x, y) ; pixel qui, entre t et δt, connaît un déplacement de $(\delta x, \delta y)$. En décomposant $I(x, y, t)$ en une série de Taylor, on obtient :

$$I(x + \delta x, y + \delta y, t + \delta t) = I(x, y, t) + \frac{\partial I}{\partial x}\delta x + \frac{\partial I}{\partial y}\delta y + \frac{\partial I}{\partial t}\delta t + O^2, \tag{3.2}$$

où O^2 correspond aux termes d'ordres supérieurs, supposés faibles, et donc ignorés. En intégrant l'équation 3.2 à l'équation 3.1, on obtient :

$$\begin{aligned} \frac{\partial I}{\partial x}\delta x + \frac{\partial I}{\partial y}\delta y + \frac{\partial I}{\partial t}\delta t = 0 \quad & \text{ou} \\ \frac{\partial I}{\partial x}\frac{\delta x}{\delta t} + \frac{\partial I}{\partial y}\frac{\delta y}{\delta t} + \frac{\partial I}{\partial t}\frac{\delta t}{\delta t} = 0 \quad & \text{et donc :} \\ \frac{\partial I}{\partial x}v_x + \frac{\partial I}{\partial y}v_y + \frac{\partial I}{\partial t} = 0, & \end{aligned}$$

où $v_x = \frac{\delta x}{\delta t}$ et $v_y = \frac{\delta y}{\delta t}$ sont les composantes de la vitesse en (x, y, t). En notant $\nabla I = (\frac{\partial I}{\partial x}, \frac{\partial I}{\partial y})$, $\overrightarrow{v} = (v_x, v_y)$ et $I_t = \frac{\partial I}{\partial t}$, on obtient :

$$I_t + \nabla I \cdot \overrightarrow{v} = 0. \tag{3.3}$$

Cette équation, dite «équation du flot optique» ou «équation de contrainte du mouvement apparent» (ECMA), n'est pas suffisante pour calculer v (problème mal posé). Équation à deux inconnues, elle ne permet en effet d'estimer que la composante du mouvement ($v_\perp$) dirigée suivant la direction du gradient local de la fonction d'intensité de l'image :

$$v_\perp = \frac{-I_t \nabla I}{||\nabla I||^2}. \tag{3.4}$$

Ce phénomène est connu sous le nom de «problème d'ouverture» (voir figure 3.1).

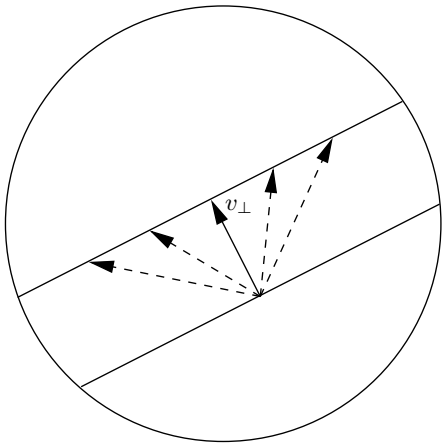


Figure 3.1 – Problème d'ouverture : seule la composante du mouvement suivant la direction de la normale ($v_\perp$) peut être estimée.

Pour lever ce problème, des contraintes supplémentaires doivent être utilisées. Suivant les contraintes posées et les techniques d'obtention de la solution, les différentes méthodes proposées peuvent être classées en trois catégories principales : les méthodes différentielles, les méthodes spatio-temporelles et les méthodes de corrélation. Ces trois types d'approches sont détaillés dans la suite de cette section.

3.1.1 Méthodes différentielles

La plupart des méthodes proposées sont des méthodes différentielles, directement fondées sur l'équation du flot optique, et utilisant donc les dérivées de la fonction d'intensité des images. Afin de rendre le problème bien posé, la contrainte ajoutée est généralement une contrainte de régularisation ou de lissage, reposant sur un *a priori* contextuel. Cette régularisation doit permettre la prise en compte du voisinage et étendre la mesure de flot optique aux zones d'intensité uniforme. En effet, le flot optique de ces régions, où le gradient d'intensité est nul, ne peut être estimé par l'ECMA.

Cette contrainte de lissage peut être introduite soit globalement soit localement, c'est-à-dire sur un voisinage limité.

3.1.1.1 Contraintes de lissage globales

Ces méthodes reposent sur la combinaison de l'ECMA et d'un terme de lissage pour obtenir une fonctionnelle (fonction d'erreur ou fonction de coût) qui sera minimisée sur l'ensemble de l'image. Par exemple, la fonction d'erreur de [Horn et Schunck. 1981] est :

$$\int_D (I_t + \nabla I \cdot \overrightarrow{v})^2 + \lambda^2[(\frac{\partial v_x}{\partial x})^2 + (\frac{\partial v_x}{\partial y})^2 + (\frac{\partial v_y}{\partial x})^2 + (\frac{\partial v_y}{\partial y})^2]dxdy, \tag{3.5}$$

définie sur le domaine de l'image D et avec λ pondérant l'influence des deux contraintes. La solution est obtenue par la résolution itérative d'un ensemble d'équations de Gauss-Seidel.

Cette formulation a deux inconvénients principaux. D'une part, l'utilisation directe de l'ECMA ne prend pas en compte la présence de bruit ou encore de variations d'illumination. D'autre part, la fonction de régularisation ne permet pas d'appréhender d'éventuelles discontinuités spatiales du champ des vitesses.

L'utilisation d'une fontion de coût robuste permet de limiter l'influence des données aberrantes [Black et Anandan 1996]. Lorsqu'elle est possible, la modélisation de la variation temporelle d'intensité peut aussi être une solution. C'est notamment le cas en imagerie médicale par IRM marquée où l'effacement des lignes de marquages peut être modélisé suivant les paramètres d'acquisition et les caractéristiques des tissus étudiés [Prince et McVeigh 1992, Gupta et Prince 1995]. Par ailleurs, des processus de prétraitement peuvent être utilisés afin de limiter la variation d'intensité. Cette approche a, par exemple, été exploitée pour l'estimation du mouvement cardiaque en IRM marquée [Dougherty et al. 1999].

De même, la préservation des discontinuités peut être réalisée par la pondération du terme de régularisation en fonction du gradient de l'intensité [Nagel et Enkelmann 1986].

Afin d'améliorer le processus d'estimation, une autre possibilité est d'ajouter des hypothèses sur le mouvement estimé, en considérant par exemple que le mouvement est de type fluide ou élastique. Il est alors possible de modifier les deux termes de la fonctionnelle, l'équation de continuité et la fonction de régularisation, pour qu'elles soient adaptées au contexte [Schunck 1986]. Ainsi, la fonctionnelle estimant des mouvements fluides n'est pas fondée sur l'ECMA mais sur l'équation de conservation de la masse de la mécanique des fluides. Elle doit alors conserver la divergence et le rotationnel de la solution. Cette approche a été utilisée pour des mesures de flux sanguin en angiographie [Amini 1994] et en imagerie scanner [Song et al. 1994] et IRM [Oumsis et al. 2003]. Corpetti a par ailleurs proposé d'utiliser cette régularisation liée à la divergence et au rotationnel (régularisation *div-curl*) non plus avec l'ECMA mais avec une équation traduisant la conservation de masse dans un problème de transport [Corpetti et al. 2002]. Cette approche, combinée à un suivi du myocarde par ensembles de niveau (voir section 3.2.2), a été adaptée à l'estimation des déformations myocardiques en échographie

[Tilmant et al. 2005]. L'estimation des mouvements élastiques peut quant à elle reposer sur l'utilisation d'un opérateur d'élasticité [Christensen et al. 1996].

Afin d'estimer des mouvements de grande amplitude, un schéma multirésolution est souvent privilégié. Celui-ci repose sur la construction d'une pyramide d'images par filtrages passe-bas et sous-échantillonnage successifs. Le flot optique est d'abord estimé au niveau de résolution la plus faible avant d'être affiné aux résolutions supérieures [Bergen et al. 1992]. Ce schéma peut être combiné avec une approche multigrille consistant à réaliser l'estimation, à résolution constante, à travers des sous-espaces emboîtés [Corpetti et al. 2002].

Ce type d'approches a trouvé des applications, par exemple, en recalage d'images IRM de cerveau [Hata et al. 2000]. L'analyse du mouvement cardiaque a été réalisée à partir d'images échographiques bidimensionnelles [Mailloux et al. 1987, Lamberti et al. 1991], d'images scanner tridimensionnelles [Song et Leahy 1991, Gorce et al. 1997] ou encore d'images acquises en tomographie par émission de positons synchronisée [Klein et Huesman 1997].

3.1.1.2 Contraintes de lissage locales

Les méthodes utilisant une contrainte de lissage local reposent sur l'estimation du flot optique par l'application de l'ECMA sur des fenêtres spatiales en considérant le champ comme localement paramétrique. Ce champ peut alors être estimé suivant un modèle de mouvement constant [Lucas et Kanade 1981] ou de mouvement affine [Bergen et al. 1992, Odobez et Bouthemy 1995] ; un point de coordonnées (x, y) connaît alors un mouvement (u, v) tel que :

$$\begin{aligned} u(x,y) &= a_1 + a_2 x + a_3 y \\ v(x,y) &= a_4 + a_5 x + a_6 y, \end{aligned}$$

où $a_1, \ldots, a_6$ sont les paramètres à estimer. Ce type d'approches a été utilisé pour l'estimation du mouvement cardiaque en imageries bidimensionnelles échographique [Mailloux et al. 1989, Sühling et al. 2002] et IRM [Amartur SC 1993] ainsi qu'en recalage d'angiographies rétiniennes (après application d'un prétraitement compensant les variations d'intensité) [Nunes et al. 2004]. Le modèle affine est aussi utilisé en trois dimensions, notamment pour le recalage d'images d'IRM cérébrales. Le modèle comporte alors douze paramètres estimés suivant une approche combinant approches multirésolution et multigrille [Hellier et al. 2001]. Dans [Hellier et Barillot 2004], un schéma comparable est utilisé pour le recalage non-rigide multimodalité, un critère global d'information mutuelle, préalablement utilisé dans un cadre de recalage rigide [Viola et Wells III 1997], étant à minimiser.

Un autre modèle, le modèle quadratique, modélise des surfaces localement planes connaissant un mouvement rigide [Bergen et al. 1992]. Dans ce dernier cas, le mouvement s'exprime par :

$$\begin{aligned} u(x,y) &= a_1 + a_2 x + a_3 y + a_7 x^2 + a_8 xy \\ v(x,y) &= a_4 + a_5 x + a_6 y + a_7 xy + a_8 y^2. \end{aligned}$$

3.1.2 Méthodes spatio-temporelles (ou reposant sur une analyse fréquentielle)

Les méthodes spatio-temporelles réalisent l'estimation de mouvement dans le domaine fréquentiel.

La séquence temporelle d'images bidimensionnelles est considérée dans un espace tridimensionnel de dimensions x, y et t. Les méthodes reposent sur le fait qu'une translation d'un élément de l'image correspond alors à un plan dans l'espace de Fourier, l'orientation de ces plans dépendant directement des caractéristiques de la translation. L'objectif est alors d'identifier ces plans. Différentes méthodes permettent d'extraire les directions privilégiées, la plus répandue étant d'utiliser des filtres, dits «filtres de vitesse». Ces filtres évaluent localement le spectre de puissance suivant une direction donnée et donc détectent les orientations prédominantes dans le spectre de puissance de la séquence étudiée. Des filtres de Gabor (une gaussienne multipliée par un sinus ou un cosinus) sont ainsi utilisés afin d'extraire différentes composantes de l'énergie spatio-temporelle [Adelson et Bergen 1985].

Reposant sur la relative insensibilité de l'information de phase aux changements d'illumination des scènes étudiées, l'utilisation de l'information de phase du signal issu des filtres de vitesse de Gabor a aussi été proposée [Fleet et Jepson 1990].

Le principal inconvénient de ce type de méthodes est qu'il nécessite d'avoir accès à un nombre relativement important d'images et qu'il n'est directement applicable qu'à des mouvements de faible amplitude.

3.1.3 Méthodes de similarité

Dans les cas où le nombre d'instants n'est pas assez important pour utiliser les méthodes spatio-temporelles et où les méthodes différentielles ne peuvent être appliquées, notamment de par la présence de bruit, des méthodes reposant sur des mesures de similarité peuvent être utilisées. Celles-ci consistent à mettre en correspondance des zones des images aux différents instants afin de maximiser la mesure de similarité. Cette mesure est généralement fondée sur des paramètres statistiques appliqués aux intensités des zones considérées (moyenne, variance, covariance, somme des différences au carré, corrélation, information mutuelle). La mesure d'information mutuelle est un paramètre très fréquemment utilisé en recalage, notamment multimodal [Pluim et al. 2003]. Nécessitant généralement un support de taille important, elle est difficilement applicable à l'estimation de déformations de faible amplitude. Elle nécessite alors l'incorporation de mesures locales [Rueckert et al. 2000, Likar et Pernus 2001].

La mise en correspondance est généralement réalisée par une recherche exhaustive à l'intérieur d'une fenêtre donnée. Ainsi, si la fenêtre de recherche est de taille suffisante, ces méthodes permettent d'estimer des mouvements d'amplitudes importantes. Une implémentation hiérarchique optimise la recherche [Anandan 1989, Singh 1990].

Cette approche est particulièrement adaptée à l'imagerie médicale échographique car il est alors possible, grâce à une mesure de corrélation, d'effectuer le suivi de structures en tenant compte de la granularité (*speckle*) caractéristique de cette

modalité. Ces méthodes ont ainsi été très largement appliquées en échocardiographie, que ce soit en bidimensionnel [Yeung et al. 1998, Bohs et al. 2000] ou en tridimensionnel [Meunier 1998, Morsy et von Ramm 1999, Yu et al. 2003, Chen et al. 2005]. Elles ont aussi été appliquées à la détection de mouvement en imagerie nucléaire [Pellot-Barakat et al. 2001].

De façon générale, le principal avantage de ces méthodes de flot optique est qu'elles ne nécessitent pas l'utilisation d'une segmentation préalable. Cependant, lorsque l'objectif est la caractérisation du mouvement d'un objet spécifique, la focalisation de l'étude doit être réalisée, que ce soit avant ou après l'estimation du mouvement.

Les approches décrites dans les section suivantes (méthodes reposant sur des modèles déformables puis méthodes de mise en correspondance) limitent au préalable l'estimation du mouvement à des primitives pré-extraites.

3.2 Modèles déformables

Les méthodes d'estimation de mouvement reposant sur la déformation d'un modèle peuvent être classées en deux catégories principales : les modèles paramétriques dont les déformations sont liées à des variations de valeur des paramètres ; les modèles déformables à bases physiques dont la dynamique est liée à l'application de forces. Ces deux approches sont détaillées dans la suite de cette section.

Il est à noter que la définition de ces modèles, notamment des modèles paramétriques de forme, est directement liée à la forme étudiée et donc à l'application considérée. Une des applications principales de ces méthodes étant l'estimation du mouvement du cœur, cette section sera plus focalisée que la précédente sur les applications cardiaques.

3.2.1 Modèles paramétriques ou modèles continus

L'objectif est ici de modéliser, par un modèle paramétrique, l'objet dans sa globalité. Sa description est alors réalisée par les paramètres du modèle et l'évolution de ces paramètres le long d'une séquence temporelle fournit une description de son mouvement global. Différents types de modèles paramétriques sont utilisés. Si le plus fréquemment rencontré est le superellipsoïde, une décomposition suivant une base de fonctions peut permettre plus de degrés de liberté. Ces deux types de modèles paramétriques sont décrits dans la suite de cette section.

Enfin, si l'utilisation de ce type de méthodes est très répandue, il n'en reste pas moins que ces approches globales ne permettent de décrire précisément ni la surface ventriculaire ni son mouvement. La plupart des auteurs proposent donc d'affiner le modèle global par des méthodes de déformations globales ou locales.

3.2.1.1 Superellipsoïdes

Comme il a été évoqué dans le chapitre 1, en pratique clinique, le ventricule est souvent modélisé par un ellipsoïde de révolution défini par ses trois axes principaux.

Cependant, si cette méthode est utile pour obtenir une approximation du volume cavitaire, elle ne permet en aucun cas d'obtenir ni une description précise de sa forme ni une estimation de son mouvement.

Afin de prendre en compte plus de degrés de liberté, mais tout en conservant comme *a priori* les propriétés de symétrie du ventricule, de nombreuses méthodes reposent sur l'utilisation des superellipsoïdes. Celles-ci sont définies par :

$$e(\theta,\phi) = \begin{bmatrix} e_x \\ e_y \\ e_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_1 cos^{\epsilon_1}(\theta) cos^{\epsilon_2}(\phi) \\ a_2 cos^{\epsilon_1}(\theta) sin^{\epsilon_2}(\phi) \\ a_3 sin^{\epsilon_1}(\theta) \end{bmatrix} , \tag{3.6}$$

où θ et ϕ correspondent respectivement aux angles de latitude et de longitude exprimées dans un système de coordonnées sphériques centré sur l'objet ($-\frac{\pi}{2} \leq \theta \leq \frac{-\pi}{2}$, $-\pi \leq \phi \leq \pi$), a_1, a_2 et a_3 sont des paramètres d'échelle suivant les trois principaux axes, ϵ_1 et ϵ_2 déterminent la forme du superellipsoïde suivant, respectivement, l'axe des z (grand axe du superellipsoïde) et le plan (x, y) (plan du petit axe du superellipsoïde). Faire varier ces deux derniers paramètres permet d'obtenir différents types de formes (voir figure 3.2).

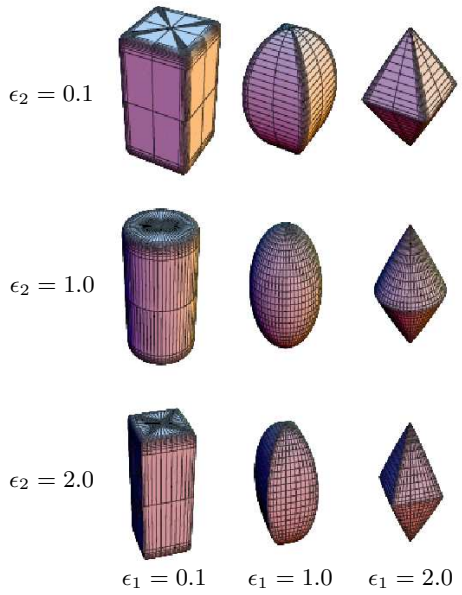


Figure 3.2 – Superellipsoïdes pour différentes valeurs de ϵ_1 et ϵ_2. Les valeurs de a_1, a_2 et a_3 sont constantes (d'après [Jaklic et al. 2000]).

Les superellipsoïdes font partie d'une famille plus générale, les superquadriques, comprenant en sus les superhyperboloïdes et les supertores. En modélisation du ventricule, bien que le terme de superquadrique soit rencontré, la pratique se limite souvent à l'utilisation des superellipsoïdes.

Dans ce cadre, une fonction importante est celle déterminant si un point de l'espace est à l'intérieur ou à l'extérieur d'un superellipsoïde (*inside-outside function*) :

$$f(x,y,z) = \left(\left(\frac{x}{a_1} \right)^{\frac{2}{\epsilon_2}} + \left(\frac{y}{a_2} \right)^{\frac{2}{\epsilon_2}} \right)^{\frac{\epsilon_2}{\epsilon_1}} + \left(\frac{z}{a_3} \right)^{\frac{2}{\epsilon_1}} , \tag{3.7}$$

ce qui donne :

$$f(x,y,z) \begin{cases} = 1 & \text{si } (x,y,z) \text{ appartient à la surface du superellipsoïde ;} \\ < 1 & \text{si } (x,y,z) \text{ est à l'intérieur du superellipsoïde ;} \\ > 1 & \text{si } (x,y,z) \text{ est à l'extérieur du superellipsoïde.} \end{cases} \tag{3.8}$$

Ainsi, la modélisation de la surface du ventricule gauche peut être réalisée à partir de n points épars (appartenant au ventricule et obtenus manuellement ou automatiquement) grâce à la minimisation de la fonction d'erreur suivante [Chen et al. 1995, Bardinet et al. 1996] :

$$\sum_{i=1}^{n} |f(x_i, y_i, z_i) - 1|^2 . \tag{3.9}$$

Cependant, la définition du superellipsoïde laissant toujours peu de degrés de liberté, des déformations supplémentaires sont souvent ajoutées. Ces déformations peuvent être soit directement intégrées à la formulation du superellipsoïde [Chen et al. 1995, Park et al. 1996b], soit appliquées après son estimation, le superellipsoïde jouant alors le rôle d'initialisation [Bardinet et al. 1996]. Il est aussi possible de combiner ces deux méthodes dans le cadre d'approches hiérarchiques [Terzopoulos et Metaxas 1990, Metaxas et Terzopoulos 1993, Chen et al. 1994, O'Donnell et al. 1995].

Par exemple, l'ajout de paramètres à la formulation du superellipsoïde permet de contrôler son pincement et/ou sa flexion. Ainsi, un point x, y, z est transformé en X, Y, Z par une déformation de type pincement (effectué suivant l'axe des z) suivant :

$$\begin{aligned} X &= f_x(z)x \\ X &= f_y(z)y \\ Z &= z , \end{aligned}$$

où $f_x(z)$ et $f_y(z)$ sont les fonctions déterminant le pincement.

Park propose d'utiliser des fonctions paramétriques pour modéliser les contractions radiale et longitudinale ainsi que la torsion et le recourbement le long du grand axe [Park et al. 1996b]. Les fonctions régissant ces déformations sont linéaires par morceaux de l'apex à la base, constantes suivant le petit axe, et permettent ainsi d'estimer et de décrire localement le mouvement. Cette méthode a tout d'abord été appliquée au suivi de la surface ventriculaire (*mid-wall*) en IRM marquée puis a été étendue à un modèle volumique [Park et al. 1996a]. Toujours en IRM marquée, O'Donnel utilise aussi un superellipsoïde comme modèle volumique, en ajoutant un paramètre d'épaisseur [O'Donnell et al. 1995]. Pour calculer les différents paramètres du modèle (régissant le

superellipsoïde et ses déformations), celui-ci est déformé suivant la méthode des modèles déformables à bases physiques (cf. infra).

Le superellipsoïde peut aussi servir d'initialisation à un processus de déformations. Bardinet propose ainsi d'affiner le modèle par des FFDs (*Free-Form Deformations* [Sederberg et Parry 1986]), qui permettent de modéliser le mouvement entre deux instants consécutifs [Bardinet et al. 1996, Bardinet et al. 1998]. Après un calcul de correspondances entre le modèle et la surface pré-segmentée (par la sélection du point le plus proche), le modèle est placé dans une boîte dans laquelle une grille volumétrique de points de contrôle, liant la boîte et le modèle, est insérée. Ces points de contrôle sont ensuite déplacés, suivant une méthode s'apparentant aux snakes B-spline, afin que les déformations appliquées au modèle soient les plus proches des mouvements estimés par la mise en correspondance. Cette méthode modélise la surface endocardique par 11 paramètres (définissant la superquadrique) et environ 125 points (correspondant aux points de contrôle de la FFD). La décomposition des trajectoires des points du modèle en coordonnées cylindriques permet ensuite d'évaluer le mouvement de torsion et la variation d'épaississement du myocarde. Ces modèles de déformation par FFD ont par ailleurs été exploités pour la simulation de formes dynamiques cardiaques à partir de connaissances *a priori* sur les composantes du mouvement réel du ventricule gauche [Bravo et al. 2005].

3.2.1.2 Décomposition suivant des bases de fonctions

Une autre méthode de modélisation est la décomposition de la surface ventriculaire suivant des bases de fonctions ayant un support global. Les harmoniques sphériques sont les fonctions les plus utilisées [Mishra et Goldgof 1991, Chen et al. 1994, Tu et al. 1995, Coppini et al. 1995, Haigron et al. 1998]. Ces fonctions, correspondant aux solutions de l'équation de Laplace en coordonnées sphériques, sont données par :

$$Y_l^m(\theta,\phi) = \sqrt{\frac{2l+1}{4\pi}\frac{(l-m)!}{(l+m)!}}P_l^m(\cos(\theta))\exp^{im\phi} \quad , \tag{3.10}$$

où l est l'ordre de l'harmonique, m est donné par $m = -l, -(l-1), \ldots, 0, \ldots, l-1, l$ et les P_l^m sont les polynômes de Legendre associés. Une représentation du module au carré des premiers ordres des harmoniques sphériques est donnée figure 3.3.

La dimension temporelle peut être considérée, les harmoniques étant alors les solutions de l'équation de propagation des ondes.

Le principal inconvénient de cette technique est qu'elle est limitée à la description de surfaces pouvant correspondre à des déformations radiales d'une sphère (surfaces ayant des points «en étoile»).

Il peut alors être intéressant d'utiliser, en étendant le principe des harmoniques sphériques à d'autres systèmes de coordonnées, des harmoniques de surfaces. Ainsi, pour la description du ventricule, les harmoniques sphéroïdales quadridimensionnelles ont été exploitées [Matheny et Goldgof 1995].

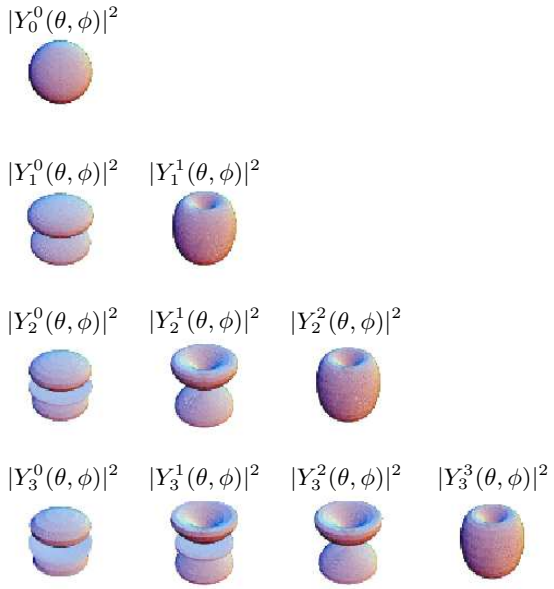


Figure 3.3 – Modules au carré des premiers ordres des harmoniques sphériques (d'après [Weisstein 1999]).

L'utilisation d'une paramétrisation de Fourier a aussi été proposée pour modéliser la surface endocardique [Staib et Duncan 1996]. Cette méthode décompose la surface en une somme pondérée de fonctions sinusoïdales. Limiter le nombre de paramètres utilisés, en diminuant le nombre d'harmoniques, revient alors à lisser la surface.

De façon générale, pour définir les coefficients correspondant aux différentes fonctions choisies, c'est-à-dire pour estimer les paramètres du modèle, une fonction d'erreur est définie (par exemple une distance entre des points pré-segmentés et le modèle) puis minimisée.

Le principal avantage des méthodes paramétriques globales est qu'elles permettent d'estimer à la fois la forme et le mouvement ventriculaire à partir de données éparses. Elles sont ainsi particulièrement utiles en angiographie bi-plan ou en échographie.

Seul un ensemble limité de formes peut cependant être décrit : les axes de symétrie imposés par la formulation des superellipsoïdes et le support global des bases de fonctions, qui ne permet pas de modification strictement locale du modèle, n'autorisent pas la modélisation précise de surfaces de complexité et de variabilité importantes.

3.2.2 Modèles déformables à bases physiques

Les modèles déformables à bases physiques (*physics-based models*) représentent une classe de méthodes très largement utilisée en analyse d'image, que ce soit pour des applications de segmentation ou de suivi dans des espaces bi- ou tridimensionnels. N'étant

pas limités à la représentation paramétrique d'une forme spécifique, ils sont plus généraux que les modèles précédemment évoqués et risquent donc moins d'être mis en défaut par des formes de complexité élevée.

Le modèle à bases physiques ayant rencontré le plus de succès est le contour actif [Kass et al. 1988], spline évoluant sous l'influence d'une énergie externe et dont la déformation est contrainte par une énergie interne. Grâce à l'utilisation de la mécanique lagrangienne, leur évolution peut de plus suivre un comportement physiquement cohérent [Terzopoulos 1987]. Ce modèle bidimensionnel a été largement utilisé en imagerie cardiaque pour la segmentation et le suivi de contour, notamment de paroi ventriculaire et de grilles de marquage tissulaire en IRM (voir [McInerney et Terzopoulos 1996, Aggarwal et al. 1998, Mignotte et al. 2001, Jacob et al. 2002] pour des exemples).

L'équivalent tridimensionnel du contour actif, la surface active, ou ballon (*balloon*) a d'abord été utilisé pour la segmentation d'images IRM [Cohen et Cohen 1992] puis pour l'estimation de mouvements non rigides [McInerney et Terzopoulos 1993, McInerney et Terzopoulos 1995].

Nous en décrivons ici les principes généraux.

Soit une surface paramétrique $\mathbf{x}(u,v) = [x(u,v), y(u,v), z(u,v)]^\top$ où le vecteur $\mathbf{x}$ représente dans un repère euclidien la position des points (u,v) représentés dans le domaine paramétrique de la surface. La déformation de la surface, assimilée à une spline plaque-mince (*thin-plate spline*), est donnée par la fonctionnelle :

$$\mathcal{E}_p(\mathbf{x}) = \iint \alpha_{10} \left|\frac{\partial \mathbf{x}}{\partial u}\right|^2 + \alpha_{01} \left|\frac{\partial \mathbf{x}}{\partial v}\right|^2 + \beta_{20} \left|\frac{\partial^2 \mathbf{x}}{\partial u^2}\right|^2 + \beta_{11} \left|\frac{\partial^2 \mathbf{x}}{\partial u \partial v}\right|^2 + \beta_{02} \left|\frac{\partial^2 \mathbf{x}}{\partial v^2}\right|^2 \mathrm{d}u\,\mathrm{d}v \ . \tag{3.11}$$

Cette fonctionnelle correspond à l'énergie interne de la surface, les paramètres (positifs ou nuls) $\alpha_{ij}(u,v)$ et $\beta_{ij}(u,v)$ contrôlant l'élasticité de la surface. Les fonctions α_{10} et α_{01} contrôlent les tensions dans les directions, respectivement, u et v, tandis que β_{02} et β_{20} contrôlent la courbure et β_{11} la torsion. Augmenter les $\alpha_{ij}(u,v)$ tend à diminuer l'aire de la surface, tandis qu'augmenter les $\beta_{ij}(u,v)$ diminue sa flexibilité. Une variation spatiale de ces paramètres permet de modéliser des discontinuités dans le matériau considéré. Pour des raisons de simplicité, ils sont cependant généralement constants sur toute la surface.

Afin de déformer le modèle suivant des données variant temporellement, ce modèle est transformé en modèle dynamique en lui imposant une continuité temporelle. Ainsi, la fonction $\mathbf{x}(u,v)$ devient $\mathbf{x}(u,v,t)$ et le matériau composant la surface est supposé avoir des densités de masse $(\mu(u,v))$ et d'amortissement $(\gamma(u,v))$. Le comportement dynamique de la surface est alors donné par :

$$\mu \frac{\partial^2 \mathbf{x}}{\partial t^2} + \gamma \frac{\partial \mathbf{x}}{\partial t} + \delta_x \mathcal{E}_p = \mathbf{f} \ , \tag{3.12}$$

où le premier terme représente les forces inertielles dues à la densité de masse, le second terme les forces d'amortissement dues à la densité d'amortissement, le troisième terme les forces élastiques s'opposant à la déformation et $\mathbf{f}(u,v)$ les forces externes issues des données de l'image. Ces forces externes peuvent être formalisées comme provenant d'une

fonctionnelle :

$$\mathcal{E}_d(\mathbf{x}) = -\iint \mathbf{x}^\top \mathbf{f} \mathrm{d}u \, \mathrm{d}v \ . \tag{3.13}$$

Afin de trouver une solution numérique à $\mathbf{x}(u, v, t)$, il est nécessaire de discrétiser le problème. Pour ce faire, la méthode la plus utilisée est la méthode des éléments finis, consistant à approximer la fonction $\mathbf{x}$ par une combinaison de fonctions locales [Cohen et Cohen 1992, McInerney et Terzopoulos 1993].

L'équation 3.12 devient alors :

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{K}\mathbf{q} = \mathbf{f}_q \ , \tag{3.14}$$

où $\mathbf{q}$ correspond aux variables du modèle (définies suivant la base de fonctions utilisée pour la discrétisation), $\mathbf{M}$ et $\mathbf{K}$ sont les matrices correspondant, respectivement, à la masse et à la rigidité du modèle et $\mathbf{f}_q$ représente les forces issues des données de l'image et appliquées au modèle. Pour éliminer les risques de vibrations lors de l'optimisation du modèle, la masse est souvent choisie comme étant nulle. Le problème se résume alors à l'équation de la dynamique du premier ordre :

$$\mathbf{C}\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{K}\mathbf{q} = \mathbf{f}_q \ . \tag{3.15}$$

Parmi les méthodes de modèles déformables à bases physiques, la formulation globale, présentée ci-dessus, varie peu. Différents types de splines sont utilisés, aboutissant à des ordres de régularisation plus ou moins élevés [Suter et Chen 2000]. Les principales différences viennent de l'initialisation utilisée, de la formulation des forces appliquées et des méthodes de résolution utilisées.

Ainsi, McInerney et Terzopoulos, pour le suivi de la surface endocardique, initialisent le modèle à un maillage sphérique (ballon), puis le déforment suivant des forces issues de l'image et des contraintes appliquées interactivement [McInerney et Terzopoulos 1995]. Afin d'attirer le modèle vers les frontières contenues dans l'image, la force image est donnée en fonction du potentiel $P(x, y, z)$ défini pour une image $I(x, y, z)$:

$$P(x, y, z) = \lambda_1 \left\| \nabla (G_\sigma * I) \right\| + \lambda_2 \left\| \nabla (O_{md} * I) \right\| \ , \tag{3.16}$$

où G_σ correspond à un filtre de lissage gaussien de largeur σ et O_{md} à un opérateur tridimensionnel de Monga-Deriche (détecteur de contour). La combinaison des deux détecteurs de contours permet d'obtenir une représentation des contours sous forme de vallées à la fois larges et profondes. À partir de cette fonction de potentiels, la force appliquée sur le modèle est donnée par :

$$\mathbf{f_1}(\mathbf{x}) = k \frac{\nabla P(\mathbf{x})}{\left\| \nabla P(\mathbf{x}) \right\|} \ , \tag{3.17}$$

où k contrôle l'importance de la force. L'initialisation du modèle étant réalisée à l'intérieur du ventricule, une force d'inflation du ballon est ajoutée :

$$\mathbf{f_2}(u, v) = k_1 \mathbf{n}(u, v) \ , \tag{3.18}$$

où $\mathbf{n}(u, v)$ est le vecteur unitaire normal à la surface. Enfin, l'utilisateur peut interagir avec le modèle en sélectionnant des points vers lesquels le modèle sera attiré :

$$\mathbf{f_3}(u, v) = k \left\| \mathbf{p} - \mathbf{x}(u_p, v_p) \right\| \ , \tag{3.19}$$

avec $\mathbf{p}$ le point vers lequel le nœud (u_p, v_p) sera attiré. Ce dernier type de forces, souvent comparé à une force ressort, peut être utilisé pour contraindre le mouvement suivant les déplacements des lignes de marquage en IRM marquée [Park et al. 1996a, Haber et al. 2000]. De même, des forces liées à une estimation du flot optique peuvent être utilisées [Pentland et Horowitz 1991, DeCarlo et Metaxas 2002]. Finalement, l'équation 3.15 est résolue en appliquant les différentes forces externes, par exemple grâce à la méthode itérative d'Euler.

Une autre implémentation du modèle déformable est liée à l'utilisation de systèmes masse-ressort [Huang et Goldgof 1993, Nastar et Ayache 1996]. Huang initialise le modèle à un maillage sphérique dont les nœuds sont soumis à des forces modélisées par des ressorts. La force interne au modèle g_i s'appliquant sur le nœud i est donnée par :

$$g_i = \sum_j \frac{c_{ij} \left(\|x_j - x_i\| - l_{ij} \right)}{\|x_j - x_i\|} \times (x_j - x_i) \ , \tag{3.20}$$

où l_{ij} correspond à la longueur de repos du ressort entre les nœuds i et j et la sommation est réalisée sur l'ensemble des voisins j du nœud i. Les forces externes sont appliquées sur les nœuds du modèle par des points de données pré-extraits. Huang utilise de plus un maillage de taille adaptative, auquel des nœuds sont ajoutés en cas d'expansion du modèle et supprimés en cas de contraction.

L'inconvénient de ce type d'approches est, qu'en l'absence de forces externes importantes, les forces internes des modèles les poussent à se contracter.

Afin de pallier ce problème, différentes solutions existent. Rueckert propose une fonction d'erreur pénalisant, à partir d'un état de repos donné, les déformations non affines du modèle [Rueckert et Burger 1997]. Nastar ajoute une force interne, constante, correspondant à l'inverse de la force élastique à l'état de repos, et permettant donc de la compenser [Nastar et Ayache 1993, Nastar et Ayache 1996].

D'autres types de maillages peuvent par ailleurs être utilisés, avec notamment les maillages triangulaires et les maillages simplexes. Ces derniers, proposés par Delingette [Delingette 1999], permettent de décrire une surface de façon régulière (chaque sommet possède trois voisins). Montagnat les a exploités afin de segmenter des séquences d'images tridimensionnelles cardiaques [Montagnat et Delingette 2005].

De façon générale, le modèle est souvent d'abord utilisé pour segmenter la première image d'une séquence temporelle, puis la surface résultante est utilisée pour l'initialisation du processus d'estimation à l'instant suivant. Cette procédure est appliquée jusqu'à ce que l'ensemble de la séquence ait été traitée. Le suivi des éléments utilisés pour la discrétisation du modèle fournit alors des informations sur le mouvement de

l'objet étudié.

Si ces approches reposent principalement sur des attributs liés à une information de contour, il peut être utile d'intégrer des termes d'énergie issus d'autres types d'information.

L'utilisation d'attributs stochastiques de région permet ainsi de tenir compte des caractéristiques des régions étudiées, notamment en termes d'intensité ou de texture [Ronfard 1994, Montagnat et Delingette 2005]. Cette approche est particulièrement adaptée à l'étude d'images fortement texturées, comme celles acquises en échographie.

D'autre part, l'incorporation d'un *a priori* de forme permet de garantir la compatibilité du modèle avec des informations préalable portant sur la forme de l'objet étudié.

Enfin, des contraintes temporelles peuvent aussi être utilisées, reposant sur un *a priori* portant sur le mouvement étudié. Ainsi, Montagnat propose deux contraintes, la première liée à un lissage des trajectoires, la seconde à un *a priori* portant sur le déplacement des nœuds du maillage considéré et défini en termes de longueur d'arc, de courbure et de torsion [Montagnat et Delingette 2005].

Par ailleurs, la méthode des ensembles de niveau (*level-set*) peut aussi être utilisée. Elle repose sur la représentation de la surface considérée comme l'isovaleur de niveau 0 d'une fonction d'ordre supérieur [Osher et Sethian 1988, Malladi et al. 1995]. Le principal avantage de cette approche est la gestion automatique des changements de topologie, comme la division de la surface étudiée en deux objets connexes. Si ces méthodes ont été très utilisées en segmentation d'images [Tsai et Osher 2003], leur application en estimation de mouvement est plus récente. Ainsi, Paragios propose de combiner des attributs de contour, de région, un *a priori* de forme ainsi qu'une déformation rigide afin de segmenter et suivre la paroi endocardique dans une séquence temporelle [Paragios 2003].

Tseng utilise un réseau de neurones pour, à partir d'une fraction de contours tracés manuellement, estimer une fonction de distance aux contours endo- et épicardiques et ainsi segmenter les surfaces cardiaques [Tseng et Hwang 1998]. Un modèle global de déformation affine est ensuite utilisé et optimisé, toujours grâce au réseau de neurones, afin d'estimer des paramètres de mouvement global.

Afin d'obtenir une analyse du mouvement, Pentland, puis Nastar, ont utilisé l'analyse modale [Pentland et Horowitz 1991, Pentland et Sclaroff 1991, Nastar et Ayache 1993, Nastar et Ayache 1996]. Celle-ci fournit une décomposition du mouvement en modes de déformation formant une base orthogonale ordonnée en fréquences. Les modes de fréquences les plus basses correspondent aux mouvements rigides de translation et de rotation, tandis que les modes suivant correspondent à des transformations non rigides. Plus la fréquence augmente, plus la transformation considérée est locale. Cette technique fournit donc un spectre de déformation décrivant le mouvement par quelques paramètres. Pentland l'utilise pour limiter le nombre de

degrés de liberté de son modèle puis effectue le suivi du ventricule par un filtre de Kalman.

Benayoun utilise aussi l'analyse modale pour limiter le mouvement estimé aux modes de basse fréquence [Benayoun et Ayache 1998]. L'estimation du mouvement est réalisée sur un maillage tridimensionnel défini sur tout le volume, la déformation du modèle étant liée à l'information de gradient et de courbure de la surface d'iso-intensité.

Cootes identifie des modes statistiques de déformation grâce à une analyse en composantes principales appliquée sur les coordonnées de points de ventricules extraits d'un ensemble d'images [Cootes et al. 1994]. Le modèle statistique sert ensuite au suivi du ventricule.

À des fins d'analyse du mouvement cardiaque, Declerck propose un modèle exprimé en coordonnées planisphériques (une combinaison de coordonnées sphériques, privilégiées au niveau de l'apex, et de coordonnées cylindriques, privilégiées au niveau de la base) [Declerck et al. 1998]. Les surfaces ventriculaires sont d'abord segmentées, puis une adaptation de l'algorithme ICP (voir section 3.3) fournit des paires de points correspondants. À partir de ces correspondances, le modèle, décomposant le mouvement en contractions radiale et longitudinale et en mouvement de torsion, est optimisé par les moindres carrés. Ainsi, à partir des correspondances pré-établies, le modèle fournit un mouvement lisse et périodique.

De façon générale, les principales difficultés dans l'élaboration de ces modèles à bases physiques sont l'initialisation du modèle et la définition des forces externes. En effet, les détecteurs de contours n'ont généralement qu'une influence locale, même si la technique du *Gradient Vector Flow* [Xu et Prince 1998] permet de l'étendre grâce à l'utilisation d'un processus de diffusion. L'estimation de mouvements de grande amplitude peut alors passer par l'utilisation d'un schéma multirésolution ou par la pré-détermination de points ou de surfaces d'intérêt pouvant attirer le modèle. Ces données peuvent être, par exemple, des points du myocarde sélectionnés interactivement, les intersections de lignes de marquage sur des images IRM marquées ou encore la surface segmentée aux différents instants. Les méthodes reposant sur des attributs région permettent aussi d'aider à détecter des mouvements d'amplitude importante.

D'autre part, ces différentes approches souffent d'une difficulté à assurer la convergence des méthodes qui sont souvent sensibles à des phénomènes de minima locaux.

Dans la section suivante, nous nous intéressons aux méthodes de mise en correspondance de primitives. Ces méthodes nécessitent aussi la pré-segmentation des données étudiées mais étudient ensuite leurs appariements de façon plus individuelle.

3.3 Techniques de mise en correspondance de primitives

Les méthodes de mise en correspondance reposent sur la sélection de primitives et leur appariement entre deux instants (voir figure 3.4). Ces méthodes diffèrent des modèles déformables dans le sens où elles ne nécessitent pas de modèle explicite de

forme et où leur déformation n'est pas liée à l'application de forces faisant évoluer dynamiquement les entités considérées.

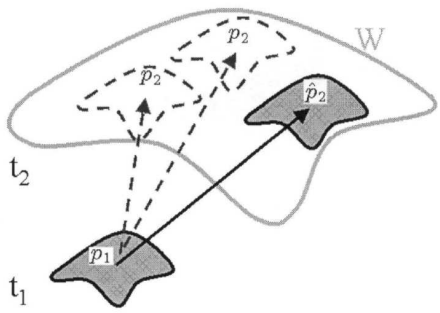


Figure 3.4 – Mise en correspondance d'éléments correspondant à deux instants (t_1 et t_2) ; la meilleure correspondance de p_1 est recherchée dans l'ensemble W ; différentes possibilités (p_2) sont testées, aboutissant au choix de $\hat{p}_2$ (d'après [Papademetris et al. 2001]).

Ces méthodes reposent sur l'hypothèse que le suivi de repères anatomiques de petite taille permet d'estimer le mouvement cardiaque. Slager a validé expérimentalement cet *a priori* en montrant que le mouvement de petits éléments anatomiques, repérables sur des ventriculographies, reflète le mouvement de la paroi endocardique [Slager et al. 1986]. Cette validation a été réalisée par l'implantation de marqueurs métalliques dont le déplacement a montré une bonne corrélation ($r = 0.86$) avec la dynamique et des repères endocardiques.

L'application des méthodes de mise en correspondance implique généralement trois étapes :

- le choix des primitives à mettre en correspondance ;
- la définition d'une mesure d'erreur modélisant la qualité de la correspondance entre deux primitives ;
- le calcul des correspondances de toutes les primitives.

Ces méthodes peuvent par ailleurs être classées en deux familles : les méthodes reposant sur un modèle de mouvement et les méthodes n'effectuant pas de supposition forte sur le mouvement estimé. Ces deux approches sont décrites dans la suite de cette section.

3.3.1 Méthodes reposant sur la modélisation du mouvement

Ces méthodes reposent sur des hypothèses quant à la nature du mouvement estimé afin de formuler des mesures de correspondance adaptées.

Ainsi, Kambhamettu estime les correspondances entre les points de deux surfaces suivant des hypothèses de mouvement homothétique[1] ou conforme[2]

[1] mouvement homothétique : mouvement de compression/expansion uniforme.

[2] mouvement conforme : mouvement préservant les angles entre les courbes de la surface mais pas les distances.

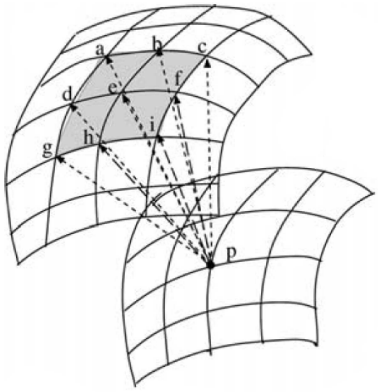


Figure 3.5 – Hypothèses de correspondances suivant une fenêtre d'intérêt (d'après [Kambhamettu et Goldgof 1992]).

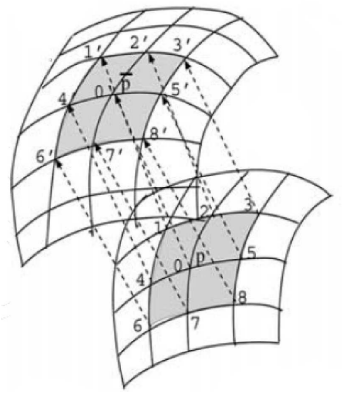


Figure 3.6 – Voisinages utilisés pour le calcul du paramètre d'extension (d'après [Kambhamettu et Goldgof 1992]).

[Kambhamettu et Goldgof 1992]. Pour estimer la correspondance d'un point de la surface, tous les points situés dans une fenêtre d'intérêt sont testés (voir figure 3.5). Pour chaque candidat, un paramètre d'extension (*stretching*) t est calculé suivant le voisinage des deux points considérés (voir figure 3.6). Par exemple, dans le cas du mouvement homothétique :

$$t = \sqrt{\frac{\sum_{i\in\eta} \overline{K_i} K_i}{\sum_{i\in\eta} \overline{K_i}^2}} \ , \tag{3.21}$$

où η correspond au voisinage du point considéré et K_i et $\overline{K_i}$ à la courbure gaussienne au point i respectivement avant et après le mouvement[3]. Ensuite, une erreur entre observations et paramètre estimé est calculée. Toujours dans le cas du mouvement homothétique, celle-ci prend la forme suivante :

$$\sum_{i\in\eta} \left(K_i - t^2 \overline{K_i}^2 \right) \tag{3.22}$$

Finalement, la correspondance minimisant cette erreur est choisie. Ainsi la restriction à un type de mouvement est ici très sélective, puisque les appariements ne correspondant pas au type de mouvement sont systématiquement écartés.

Suivant ce même schéma général, dans le cas de petites déformations, il est possible d'utiliser la modification de la normale à la surface [Kambhamettu et al. 1994] :

$$\overline{n} = n \times \text{rot } s \ , \tag{3.23}$$

où rot s correspond au rotationnel de la fonction de mouvement et n et $\overline{n}$ aux normales à la surface avant et après le mouvement. Cette méthode nécessite, afin de formuler

[3]Dans cette section, les variables surmontées d'une barre correspondent à des mesures effectuées au deuxième instant considéré.

la fonctionnelle d'erreur, de modéliser le mouvement, par exemple par un mouvement affine [Laskov et Kambhamettu 2001].

Ce principe a été étendu à deux autres mesures, dans le cadre de petites déformations et toujours en considérant un mouvement localement affine [Kambhamettu et al. 2003]. Tout d'abord, la méthode des discriminants de surface estime la dilatation de la surface :

$$\theta = \frac{\sum_{i\in\eta} D_i\overline{D_i} - D_i^2}{\sum_{i\in\eta} D_i^2} \ , \tag{3.24}$$

où $D = \sqrt{EG - F^2}$ est le discriminant de surface avant le mouvement (E, F et G sont les coefficients de la première forme fondamentale issus de la géométrie différentielle) et $\overline{D}$ la même mesure après le mouvement. La deuxième méthode, utilisant la mesure de courbure gaussienne, repose sur la modification de courbure avant (K) et après ($\overline{K}$) déformation :

$$\overline{K} = \frac{1}{(1+\theta^2)}K + f(u,v,s) \ , \tag{3.25}$$

où $f(u,v,s)$ est une mesure dépendant de la valeur des coefficients de première forme fondamentale aux points étudiés.

Une méthode comparable à ces dernières est l'ICP (*Iterative closest point*, méthode itérative du point le plus proche) introduite par Besl [Besl 1992] et très souvent utilisée, notamment en recalage. Elle repose sur une estimation itérative des paramètres de mouvement rigide. À chaque itération, les points les plus proches (au sens de la distance euclidienne) sont sélectionnés, puis la déformation minimisant la distance entre points appariés est calculée et appliquée. Le critère de coût utilisé originellement ne permettant d'estimer que des mouvements rigides et ne tenant pas explicitement compte des caractéristiques topologiques, la méthode a été étendue à l'estimation de mouvements non rigides en utilisant comme fonction de coût [Feldmar et Ayache 1996] :

$$\begin{aligned} d(M,N) = (&\alpha_1(x-\overline{x})^2 + \alpha_2(y-\overline{y})^2 + \alpha_3(z-\overline{z})^2 \\ &+ \alpha_4(n_x-\overline{n_x})^2 + \alpha_5(n_y-\overline{n_y})^2 + \alpha_6(n_z-\overline{n_z})^2 \\ &+ \alpha_7(k_1-\overline{k_1})^2 + \alpha_8(k_2-\overline{k_2})^2)^{\frac{1}{2}} \ , \end{aligned} \tag{3.26}$$

où (x,y,z) sont les coordonnées du point considéré, (n_x,n_y,n_z) la normale calculée en ce point et k_1 et k_2 les courbures principales. Les mouvements alors considérés sont des mouvements affines ou localement affines. Dans [Feldmar et al. 1997], le principe est le même si ce n'est, qu'appliqué au recalage tridimensionnel, il utilise une fonction de coût reposant non plus sur la normale et la courbure mais sur l'intensité des points considérés.

Dans le cadre du recalage d'un cerveau sur un atlas, Declerck utilise l'ICP pour mettre en correspondance des lignes de crête [Declerck et al. 1995]. La méthode met d'abord les points des lignes en correspondance, suivant leur distance euclidienne, puis des contraintes topologiques permettent de supprimer les appariements non valides. Une transformation non rigide, modélisée par un polynôme de second ordre, est ensuite

estimée par l'ICP. Enfin les déformations estimées sont interpolées à l'ensemble du volume image.

D'autres méthodes, reposant sur la modélisation du mouvement, cherchent à minimiser les distances euclidiennes entre les points de surfaces, notamment dans des problématiques de recalage. Par exemple, un mouvement affine peut être combiné avec des déformations splines (B-splines ou splines plaques minces) [Szeliski et Lavallee 1996, Chui et Rangarajan 2000].

Ces différentes méthodes, n'utilisant que des mesures issues de la géométrie différentielle, ont comme principal intérêt de ne nécessiter aucune modélisation physique des objets étudiés. Elle fournissent de plus l'estimation de paramètres quantitatifs de mouvement, comme des mesures de dilatation. Si les premières méthodes introduites reposaient sur des hypothèses très fortes quant à la nature du mouvement, les dernières méthodes présentées, supposant que le mouvement est localement affine, sont moins restrictives.

3.3.2 Méthodes sans modélisation paramétrique du mouvement

Ces méthodes, contrairement aux précédentes, n'utilisent pas de modélisation paramétrique du mouvement à estimer. L'accent est généralement porté sur les techniques permettant l'obtention d'un champ régulier.

À partir de l'hypothèse que le mouvement cardiaque est un mouvement homothétique, Goldgof propose d'utiliser l'information de courbure gaussienne pour mettre en correspondance des points appartenant à la surface ventriculaire [Goldgof et al. 1988].

Pour rechercher les correspondances entre deux contours extraits d'images bidimensionnelles, la modélisation du contour par une tige déformable a été utilisée [Duncan et al. 1991, McEachen et Duncan 1997]. La mesure de correspondance repose sur l'énergie nécessaire pour courber la tige, et donc donnée par la différence de courbure entre point étudié et point candidat. Pour chaque point une fenêtre de recherche, correspondant aux points les plus proches, est déterminée. Le point minimisant l'énergie de déformation est sélectionné. Une mesure de confiance est associée à chaque correspondance suivant la différence de courbure entre les deux points, mesurant la qualité de l'appariement, et l'écart-type des différentes mesures d'erreur obtenues sur la fenêtre, mesurant l'unicité de l'appariement.

Supposant que les mouvements de deux points voisins sont proches, et donc que le champ de déplacements calculé doit être homogène, les correspondances estimées et les mesures de confiance associées sont ensuite utilisées pour lisser le champ de déplacements. Les correspondances ayant une bonne mesure de confiance sont alors conservées, tandis que celles dont la mesure de confiance est plus faible (correspondances ambiguës) sont lissées en fonction de leur voisinage.

Pour ce faire, McEachen propose deux techniques [McEachen et Duncan 1997]. La première représente les correspondances comme des vecteurs de déplacements dans l'espace euclidien et utilise sur les composantes normale et tangentielle de ces vecteurs pour obtenir un champ lisse. Les vecteurs de déplacement résultants n'étant pas contraints de correspondre au deuxième contour, chaque vecteur est finalement étendu jusqu'au

point de contour le plus proche. La seconde méthode contraint les solutions au deuxième contour en représentant la mise en correspondance comme une fonction monotone mettant en rapport les abscisses curvilignes du premier contour vers celles du deuxième contour.

Pour l'obtention d'un champ régulier, Cohen propose de minimiser une énergie globale, composée d'un terme de différence de courbure et d'un terme de régularisation [Cohen et al. 1992] :

$$E(f) = \int_{C_p} (K_Q(f(s)) - K_P(s))^2 + R(s) \int_{C_p} \left\| \frac{\partial \left(Q(f(s)) - P(s)\right)}{\partial s} \right\|^2 \mathrm{d}s \ , \tag{3.27}$$

où $Q(f(s)) - P(s)$ correspond au vecteur de déplacement estimé au point d'abscisse curviligne s. Afin de privilégier les points de forte courbure, R est inversement proportionnel à la courbure du point considéré. Ainsi, les points de faible courbure seront plus influencés par leur voisinage que les points de forte courbure. La méthode de résolution proposée étant une descente de gradient, l'initialisation des correspondances doit être proche du résultat optimal.

Dans le même contexte, et toujours pour le lissage du champ estimé, McEachen propose d'utiliser un système de filtrage adaptatif fondé sur des modèles de lissage temporel et de périodicité, produisant une décomposition sinusoïdale pouvant être transformée en paramètres quantitatifs de mouvement [McEachen et al. 2000]. Cette approche est remarquable car c'est l'une des seules à prendre explicitement en compte plusieurs instants, la plupart des autres méthodes n'estimant le mouvement qu'entre deux instants consécutifs.

Amini a étendu ce principe de mise en correspondance à l'espace tridimensionnel [Amini et Duncan 1992]. Les surfaces sont alors modélisées par des plaques minces élastiques idéales (*thin-plate spline*). La mesure d'appariement est composée de deux termes. Le premier terme repose sur l'énergie nécessaire pour courber la plaque :

$$\epsilon_1 = (\kappa_1(p_1) - \kappa_1(p_2))^2 + (\kappa_2(p_1) - \kappa_2(p_2))^2 \ , \tag{3.28}$$

où p_1 et p_2 correspondent aux deux points des surfaces considérées (respectivement au premier et au deuxième instant) et κ_1 et κ_2 aux courbures principales. Le deuxième terme permet de favoriser des mouvements proches d'un mouvement conforme :

$$\epsilon_2 = \left(\frac{E}{\overline{E}} - \frac{F}{\overline{F}}\right)^2 + \left(\frac{F}{\overline{F}} - \frac{G}{\overline{G}}\right)^2 + \left(\frac{E}{\overline{E}} - \frac{G}{\overline{G}}\right)^2 \ , \tag{3.29}$$

où E, F et G sont les coefficients de la première forme fondamentale issus de la géométrie différentielle. De même que dans [Duncan et al. 1991], après une première phase de mise en correspondance reposant uniquement sur cette mesure d'appariement, une mesure de confiance est associée à chaque appariement puis utilisée pour l'obtention d'un champ de déplacements homogène.

Shi utilise le même type de méthodes, mais en se limitant à la première énergie (ϵ_1) [Shi et al. 1994, Shi et al. 1995]. Dans [Shi et al. 1995], un modèle volumique est créé

à partir des surfaces endo- et épicardique, ainsi que de points appartenant à la paroi, extraits à partir d'images d'IRM marquée ou d'IRM à vélocité de phase. Les surfaces endo- et épicardiques sont suivies, indépendemment, grâce à la méthode précédemment décrite. L'intérêt du couplage entre informations issues du suivi des parois et informations sur la dynamique pariétale, permettant l'estimation de paramètres de déformation (*strain*), est ensuite démontré. Dans [Shi et al. 2000], la méthode de suivi est validée par l'implantation de marqueurs, en IRM et en imagerie scanner (DSR). Enfin, dans [Shi et Liu 2003], Shi couple, dans l'espace bidimensionnel, cette technique de suivi avec un modèle biomécanique stochastique du myocarde. Les propriétés matérielles du myocarde et les informations issues des images (mouvement des parois, vélocité du myocarde obtenue en IRM à contraste de phase) sont considérées comme des variables aléatoires. Un filtre de Kalman estime à la fois la dynamique du ventricule et ses propriétés mécaniques.

Ce couplage entre méthode de mise en correspondance et modèle biomécanique du myocarde a aussi réalisé par Papademetris [Papademetris et al. 2002]. Inspirée du travail de Tagare [Tagare 1999], l'initialisation des correspondances y est réalisée suivant la technique du plus proche voisin symétrique. Pour tout point p_1 de la première surface S_1 :

- le point le plus proche (p_2) sur la deuxième surface (S_2) est sélectionné ; si p_1 est lui-même le point le plus proche de p_2 (voisins symétriques), p_2 est conservé ;
- si p_1 n'est pas le plus proche voisin de p_2, un nouveau point p_2 est sélectionné en interpolant les voisins symétriques les plus proches de p_1 ;
- un lissage est finalement effectué.

Plutôt que d'estimer des correspondances entre points, Clarysse suit des patchs de surfaces [Clarysse et al. 1997]. Ces patchs sont déterminés par des zones d'index de forme comparables, cette mesure étant donnée par :

$$s = \frac{2}{\pi} \arctan \frac{k_2 + k_1}{k_2 - k_1} \ , \tag{3.30}$$

où k_1 et k_2 sont les courbures principales du point considéré. La méthode de suivi de ces patchs, n'étant pas le sujet de l'étude, est relativement sommaire. Après une correction du mouvement rigide de translation par recalage des centres de gravité, la normale au patch considéré est estimée, et son intersection avec la surface correspondant à l'instant suivant est sélectionnée comme patch correspondant.

L'estimation de mouvement et la reconstruction 3D conjointes de réseaux artériels coronaires a également été proposée dans le cadre de séquences angiographiques RX bi-plan [Ruan et al. 1994]. Ces travaux reposent sur une estimation de mouvement par mise en correspondance de courbes 2D (lignes centrales des vaisseaux extraites des images) et maintien de contrainte d'épipolarité. La seule contrainte est de disposer d'une première reconstruction à partir d'une paire d'images (ce qui signifie implicitement que les branches et les points les décrivant ont un appariement connu et invariant dans le temps). La reconstruction est possible sur toute la séquence et contient intrinsèquement toutes les propriétés dynamiques des vaisseaux [Coatrieux et al. 1994].

Dans [Cohen et Herlin 1998a, Cohen et Herlin 1998b], la mise en correspondance de courbes 2D est fondée sur des calculs de chemins géodésiques sur une surface 3D mettant les deux courbes en relation. Cette surface est par exemple générée, pour chacun de ses points, par le calcul de la distance minimale entre le point concerné et les deux courbes. Les paramètres de courbures peuvent aussi être utilisés, notamment pour des déplacements de faible amplitude. Le chemin géodésique allant d'un point de la première courbe à un point de la seconde mesure alors la similarité entre les deux points. Cette méthode a été étendue à la mise en correspondance de surfaces 3D dans [Yahia et al. 2000]. Si elle a l'avantage de permettre l'estimation de larges déplacements, la méthode proposée, estimant les correspondances des points indépendamment, n'assure pas l'homogénéité du champ estimé.

Conclusion

Les trois types d'approches décrites dans ce chapitre ont toutes leurs avantages et leurs inconvénients.

Les méthodes de flot optique ne nécessitent pas de segmentation préalable et fournissent un champ de déplacement dense. Ceux-ci sont d'un grand intérêt en estimation du mouvement cardiaque car ils permettent d'effectuer des mesures de déformation intra-myocardique, comparables aux mesures de *strain* obtenues en imagerie échographique de Doppler tissulaire. Cependant, ces méthodes reposent le plus souvent sur la conservation de l'intensité au cours du temps. Or, les acquisitions cardiaques en imagerie scanner impliquent l'injection d'un produit de contraste qui subit un phénomène de diffusion durant l'acquisition (l'acquisition est réalisée sur plusieurs cycles cardiaques) et rend non valide la contrainte de conservation d'intensité. Ainsi, le choix a été fait de limiter l'estimation du mouvement au muscle cardiaque par l'utilisation de méthodes géométriques.

Les méthodes géométriques reposant sur un modèle déformable paramétrique, si elles ont l'avantage de décrire la forme et son mouvement suivant quelques paramètres (n'ayant d'ailleurs pas de signification physiologique précise), ne permettent pas de les appréhender dans leurs détails. Or, le mouvement du myocarde est fortement non homogène sur l'ensemble du ventricule gauche. Ces approches ne peuvent donc être utilisées pour restituer la complexité du mouvement cardiaque. Elles sont cependant particulièrement intéressantes pour l'estimation d'un mouvement global, par exemple afin d'initialiser une estimation de mouvement plus locale.

Les modèles déformables à bases physiques ont l'avantage de reposer sur une modélisation mécanique précise. La principale difficulté dans leur mise en œuvre reste la définition des forces externes et la difficulté d'appréhender des mouvements de grande amplitude ainsi que leur sensibilité à l'initialisation.

Nous avons donc concentré notre travail sur les méthodes de mise en correspondance. Elles ne nécessitent ni de modèle de forme ni nécessairement de modèle de mouvement et surtout permettent, si les primitives et la mesure d'erreur choisies sont bien adaptées au problème, de tirer parti des détails topologiques de l'objet étudié. Or, comme évoqué

chapitre 2, un des intérêts des images acquises avec un scanner multibarrette est leur résolution spatiale élevée permettant de représenter la surface ventriculaire avec une haute précision. Ainsi, les détails de cette surface, et notamment les différentes trabéculations (voir chapitre 1), sont accessibles et peuvent servir d'amers qu'il est possible de suivre le long de la séquence et ainsi effectuer l'étape de mise en correspondance. Cependant, ces méthodes nécessitent l'extraction, tout le long de la séquence étudiée, des différentes primitives à faire correspondre.

Ces méthodes de mise en correspondance, et particulièrement celles qui ne reposent pas sur un modèle de mouvement spécifique, ont donc été privilégiées dans ce travail.

Dans le chapitre suivant, les différents choix réalisés pour effectuer cette mise en correspondance, suivant deux approches différentes, seront explicités et les méthodes détaillées.

Chapitre 4

Méthodes proposées : approches surface-surface et surface-volume

Introduction et schéma global des deux approches

Le problème posé est l'estimation du mouvement cardiaque à partir d'une séquence temporelle dynamique acquise en imagerie scanner multibarrette. Une des structures cardiaques les plus importantes dans cette estimation de mouvement est la surface endocardique (c'est-à-dire la paroi interne du cœur) car elle est représentative de la cavité ventriculaire dont les variations de volume et de forme génèrent la circulation sanguine. Les méthodes développées porteront sur l'étude de cette surface. Elles sont cependant applicables à toute autre surface et notamment à la surface épicardique, donnant des informations complémentaires relatives à la paroi musculaire.

Dans le chapitre précédent, le choix du type de méthodes à privilégier s'est porté sur les méthodes de mise en correspondance. Celles-ci permettent de concentrer l'étude sur l'objet d'intérêt et n'impliquent pas nécessairement de modélisation, que ce soit de la forme étudiée ou du mouvement à estimer. L'estimation de mouvement étant limitée à la cible analysée, elle nécessite cependant l'extraction préalable de l'objet d'intérêt.

Deux méthodes de mise en correspondance ont été développées :

- une mise en correspondance de deux surfaces, préalablement extraites (voir figure 4.1(a)) ; cette approche sera dite «surface-surface» [Garreau et al. 2004, Simon et al. 2004, Simon et al. 2005a] ;
- une mise en correspondance d'une surface pré-extraite avec un volume original (voir figure 4.1(b)) ; cette approche sera dite «surface-volume» [Simon et al. 2005b, Simon et al. 2005c, Simon et al. 2005d].

Avant une présentation du contenu de ce chapitre, les deux approches sont résumées ci-dessous, en considérant une séquence temporelle, constituée de T volumes tridimensionnels $\{V_t,\, t = 0, \ldots, T-1\}$ correspondant à T instants successifs.

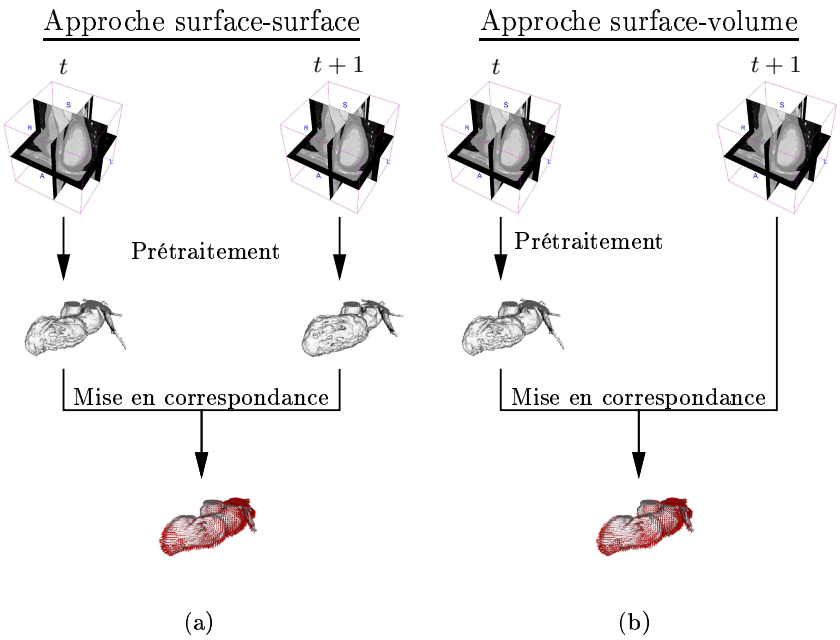


Figure 4.1 – Approches proposées illustrées sur deux instants successifs : (a) approche surface-surface ; (b) approche surface-volume.

Approche surface-surface Cette approche estime les correspondances entre deux surfaces, S_t et S_{t+1}, extraites des volumes images V_t et V_{t+1} par un processus de prétraitement et correspondant à deux instants consécutifs t et $t+1$. Chaque surface est représentée par un maillage tridimensionnel composé de nœuds et d'arêtes établissant la connexité entre ces nœuds. Les entités mises en correspondance sont les nœuds des deux maillages. L'objectif est alors, pour chaque nœud de S_t, de trouver le nœud lui correspondant dans S_{t+1}. Ceci est réalisé grâce à la définition d'une énergie de correspondance locale permettant de comparer deux nœuds. Cette énergie repose sur l'utilisation de paramètres descriptifs fournissant des informations quantitatives sur la topologie locale des maillages.

Par ailleurs, les caractéristiques mécaniques du muscle myocardique impliquent une cohérence spatio-temporelle locale des déplacements de la paroi cardiaque. Un modèle markovien, permettant de favoriser l'obtention de champs réguliers, est défini. L'estimation des correspondances entre les nœuds est alors réalisée dans un cadre bayesien en intégrant la mesure de correspondance locale à ce modèle de Markov.

L'approche surface-surface, estimant les correspondances entre deux surfaces consécutives, nécessite de les segmenter au préalable. Ainsi, afin d'estimer le mouvement de la surface endocardique sur toute la séquence temporelle, la segmentation doit avoir été réalisée sur chaque instant de cette séquence.

Cette approche est donc dépendante de la cohérence temporelle des surfaces segmentées sur toute la séquence. Or cette cohérence ne peut être considérée comme acquise

a priori. En effet, si les différentes étapes de segmentation sont appliquées indépendemment, les objets segmentés peuvent localement ne pas correspondre aux mêmes structures, ou des structures supplémentaires peuvent être détectées.

Ainsi, une deuxième méthode, dite «surface-volume», moins dépendante du processus de segmentation, est proposée.

Approche surface-volume Cette approche estime les correspondances entre le maillage de surface S_t (obtenu grâce au processus de prétraitement appliqué au volume de données V_t) et le volume de données original V_{t+1} correspondant à l'instant suivant. Les entités mises en correspondance sont alors les nœuds du maillage S_t et les voxels du volume V_{t+1}. L'objectif est donc de trouver, pour chaque nœud de S_t, le voxel de V_{t+1} lui correspondant. Tout comme pour l'approche surface-surface, ceci est réalisé, dans un cadre bayesien, grâce à la définition d'un champ de Markov et d'une mesure de correspondance locale reposant sur des paramètres descriptifs. Pour ce qui est du volume V_{t+1}, ces paramètres descriptifs sont principalement issus d'une information de contour, obtenue par l'application d'un opérateur de détection de frontières.

Afin de pouvoir itérer cette méthode sur la paire d'instants suivante (les instants $t+1$ et $t+2$), il est nécessaire de reconstruire le maillage de surface S_{t+1}. Un processus d'estimation de surface, reposant sur la surface S_t et sur les correspondances estimées entre les instants t et $t+1$, a été développé. Ce processus, correspondant à la déformation de la surface S_t, garantit la cohérence temporelle des surfaces extraites. L'application itérative de ces deux étapes (mise en correspondance et estimation de surface) fournit l'estimation du mouvement sur toute la séquence en n'ayant à appliquer qu'une seule fois l'étape de segmentation (voir figure 4.2). Ainsi, cette approche couple estimation de mouvement et détection de surface.

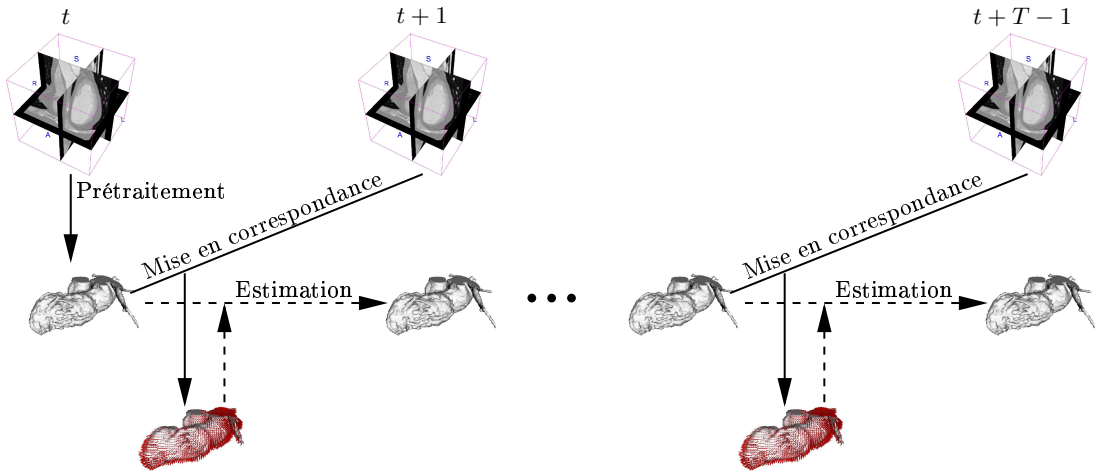


Figure 4.2 – Application de l'approche surface-volume à l'ensemble d'une séquence. L'étape de prétraitement n'est appliquée qu'au premier instant.

La figure 4.3 résume les différentes étapes impliquées dans les approches surface-surface et surface-volume.

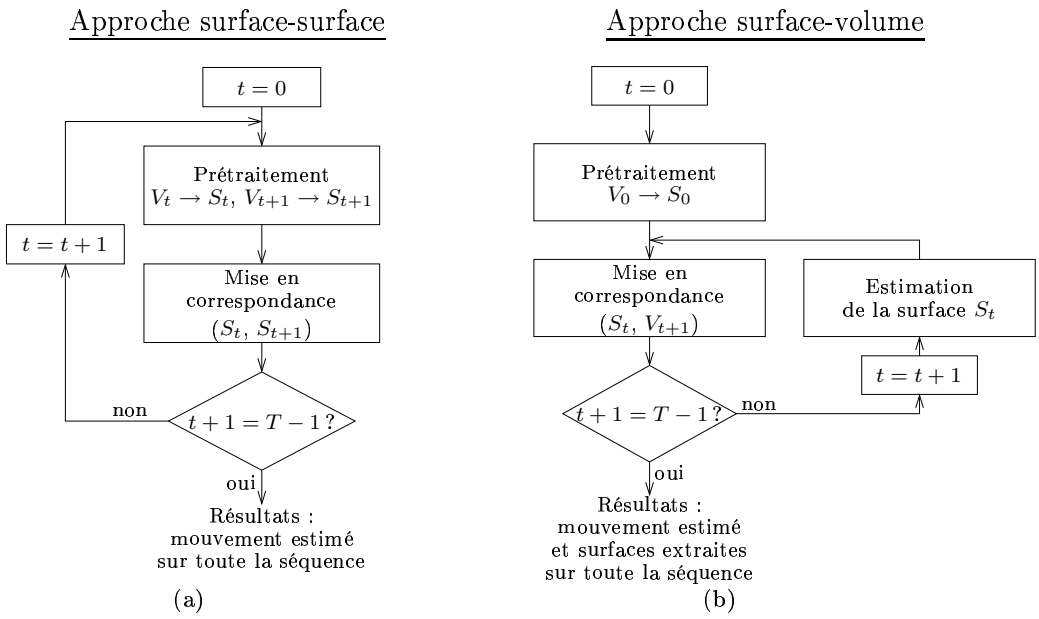


Figure 4.3 – Schémas résumant les étapes impliquées dans les approches surface-surface (a) et surface-volume (b).

Afin de limiter le temps de calcul et de faciliter la prise en compte de mouvements de grande amplitude, ces deux approches sont incorporées dans un schéma multirésolution de type «grossier à fin» (*coarse-to-fine*) : après diminution de résolution des données concernées (S_t et S_{t+1} pour l'approche surface-surface, S_t et V_{t+1} pour l'approche surface-volume), l'estimation est réalisée à la résolution la plus faible ; puis les correspondances estimées sont interpolées pour servir d'initialisation au processus de mise en correspondance à la résolution supérieure. Ce principe est illustré, pour l'approche surface-surface, par la figure 4.4.

Dans ce chapitre, le choix des entités mises en correspondance sera tout d'abord explicité et justifié (section 4.1.1). Les paramètres descriptifs accessibles et ceux ayant été utilisés seront décrits. Les conséquences de ces choix sur les processus de prétraitement, d'estimation de surface et d'estimation de contour seront détaillées, et ces processus décrits (section 4.1.2).

Puis l'approche méthodologique développée pour résoudre le problème de mise en correspondance (à résolution fixe) sera décrite (section 4.2). Le cadre méthodologique des approches markoviennes sera donné en citant les principales applications rencontrées en traitement d'images, puis les modèles développés pour les deux approches seront détaillés.

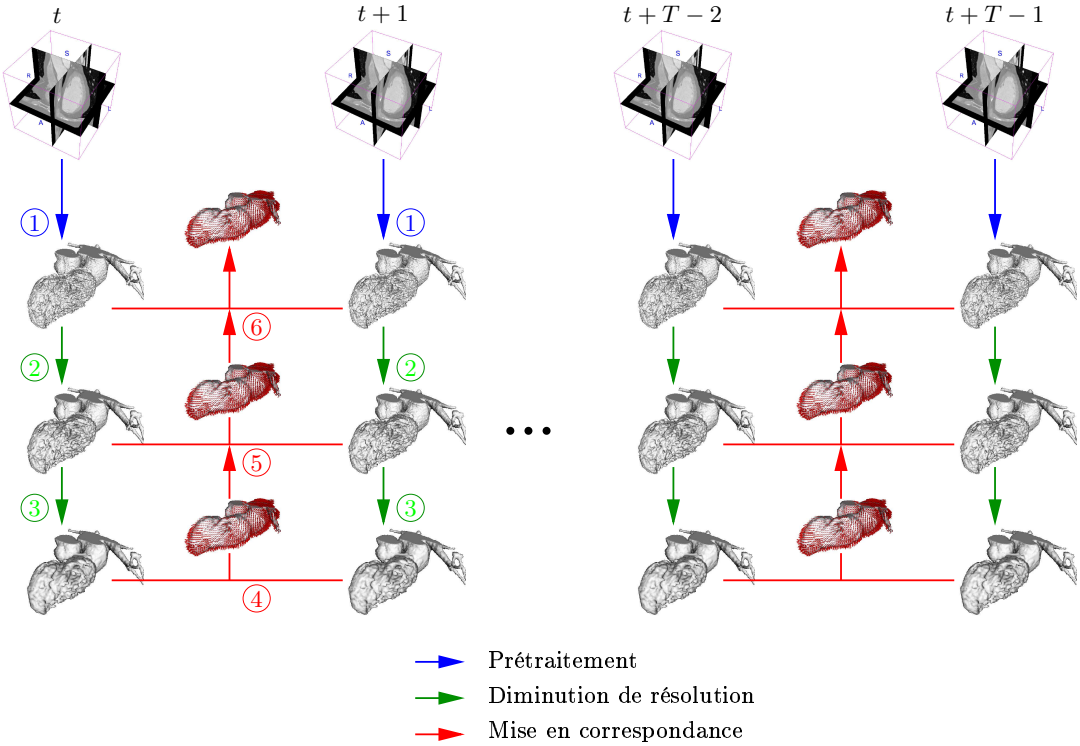


Figure 4.4 – Application de l'approche surface-surface à l'ensemble d'une séquence suivant un schéma multirésolution (les numéros correspondent à l'ordre d'exécution des procédures pour l'estimation de mouvement entre les instants t et $t+1$).

Enfin, l'approche multirésolution sera présentée (section 4.3). Une présentation des modèles markoviens utilisés dans un cadre multirésolution sera effectué. Puis les spécificités des approches développées seront décrites, avec notamment l'application de la multirésolution sur des maillages. Les modalités d'application de la multirésolution seront finalement exposées.

4.1 Entités mises en correspondance

Nous nous attacherons dans cette section à décrire, pour les deux approches proposées, les différents types d'entités pouvant être mises en correspondance ainsi que les paramètres descriptifs associés. Après avoir justifié nos choix, nous exposerons ensuite leurs conséquences sur les processus de prétraitement, d'estimation de surface, et de détection de contour.

4.1.1 Choix des entités et des paramètres descriptifs associés

4.1.1.1 Approche surface-surface

Différents types d'entités, issus de la méthode de modélisation des surfaces, peuvent être utilisés pour la mise en correspondance de surfaces.

La modélisation de surface est, de façon classique, réalisée par un maillage constitué de nœuds et de cellules établissant la connexité entre les nœuds. Les entités choisies peuvent alors soit être directement composées de ces éléments (entités de «bas niveau»), soit résulter de processus de regroupement afin de former des entités de plus «haut niveau», telles des rubans de surface ou des lignes de crête.

Entités de haut niveau Les entités de haut niveau peuvent décrire les surfaces soit de manière dense, c'est-à-dire que l'ensemble des entités représente la surface dans sa globalité, soit en utilisant des entités spécifiques. Cette deuxième approche limite l'étude à des régions supposées caractéristiques, telles les lignes de crête. Ces régions, généralement choisies suivant des mesures de courbure importante, sont moins sensibles que des régions planes au phénomène d'ouverture. Elles sont donc moins susceptibles d'être soumises à des erreurs de mise en correspondance. De plus, ne sélectionner que quelques entités caractéristiques permet de limiter la charge calculatoire. Cependant, afin d'obtenir un champ de déplacement défini sur l'ensemble de la surface, une interpolation du champ estimé doit ensuite être réalisée.

À l'opposé, l'utilisation d'entités définies sur l'ensemble de la surface, telle des plages circulaires (*patchs* de surface) ou des rubans de surface, fournit un champ de déplacement directement défini sur l'ensemble de la surface. Ce champ ne peut cependant pas systématiquement être considéré comme étant dense, son échantillonnage (un vecteur de déplacement par entité) dépendant directement de la taille des entités. Tenant compte de la surface dans son ensemble, cette approche ne nécessite pas de faire de choix préalable sur le type d'éléments caractéristiques à mettre en correspondance. Cette prise en compte de la surface dans sa globalité peut être particulièrement bénéfique si celle-ci est fortement non uniforme. En effet, si l'on considère le phénomène d'ouverture, le choix des éléments de courbure élevé est le plus approprié. Cependant, considérant une surface non uniforme, l'information fournie par une région plane peut être vue comme étant tout au moins aussi importante que celle fournie par les régions de courbure élevée.

De façon générale, un intérêt majeur de ces entités de haut niveau, outre qu'elles permettent la description de la surface avec un faible nombre d'entités, est qu'elles tiennent directement compte de la continuité spatio-temporelle de la surface et de ses caractéristiques topologiques. Un inconvénient est leur sensibilité à la cohérence temporelle des surfaces étudiées. En effet, la description topologique du maillage étant à la base même de la définition des entités, celle-ci ne doit pas être soumise à d'importantes variations au cours du temps. Ceci implique tout d'abord que les mouvements non-rigides doivent rester d'amplitude modérée. Ainsi, ce type d'entités a principalement été utilisé pour l'estimation de mouvement rigide. D'autre part, la cohérence temporelle des surfaces étudiées doit être garantie. Or, comme il a été évoqué précédemment, cette cohérence ne peut pas toujours être assurée comme étant un préalable.

Entités de bas niveau Plus fréquemment utilisées que les entités de haut niveau, les entités de bas niveau sont les éléments constituant directement la surface, c'est-à-dire les nœuds ou les cellules (constituées, pour les maillages triangulaires, de trois nœuds formant un triangle). Tout comme pour les entités de haut niveau, l'ensemble des entités peut être constitué d'éléments caractéristiques (par exemple les points correspondant à une courbure élevée), impliquant l'utilisation de techniques d'interpolation pour obtenir un champ dense. L'ensemble de ces entités peut aussi décrire la surface dans sa globalité.

La nature des entités, nœuds ou cellules, doit être sélectionnée selon les paramètres descriptifs accessibles permettant de les caractériser et de les exploiter. Cette sélection doit donner accès à des paramètres utilisés dans la formulation d'une mesure de correspondance locale entre deux entités.

De nombreuses mesures peuvent être calculées en chaque nœud d'un maillage et sont susceptibles de fournir une information synthétique quant à la surface locale décrite (voir infra).

Pour ce qui est des cellules, exceptées par exemple la valeur de la normale et l'aire de la surface, les paramètres accessibles et exploitables sont généralement issus des mesures effectuées sur chacun des nœuds les constituant.

Par rapport aux entités de haut niveau, le principal inconvénient de ces entités de bas niveau est de ne pas tirer explicitement parti de la cohérence spatio-temporelle des surfaces étudiées.

Choix des entités Les différentes natures d'entités envisageables ont toutes leurs intérêts et leurs inconvénients. Cependant, la difficulté d'assurer la cohérence dans la définition même des entités de haut niveau fait que ces dernières n'ont pas été privilégiées dans ce travail. Les entités de bas niveau, directement définies par le maillage de surface et donnant aisément accès à un ensemble de descripteurs topologiques synthétiques (voir infra) ont été favorisées. Si la définition de ces entités ne prend pas en compte la cohérence spatio-temporelle des surfaces, cette propriété peut être intégrée au processus de mise en correspondance par l'utilisation de méthodes de régularisation.

Le choix entre nœuds et cellules est moins immédiat. Les mesures topologiques supplémentaires rendues accessibles par l'utilisation des cellules apparaissent cependant relativement limitées. De plus, la variabilité de configuration des cellules, pour une surface donnée, étant importante (c'est-à-dire qu'une même surface peut être décrite suivant différents ordonnancements de cellules), la cohérence temporelle des paramètres descriptifs utilisés n'est pas assurée.

Les entités utilisées pour l'approche surface-surface seront donc ici restreintes aux nœuds des maillages de surface. Cependant, une part importante des méthodes décrites dans ce chapitre est applicable, moyennant quelques adaptations, à d'autres types d'entités comme les cellules des maillages.

Afin de pouvoir être mis en correspondance, les deux ensembles d'entités, extraits à deux instants successifs, doivent représenter l'objet étudié avec une même échelle d'observation et le décrire avec une précision comparable, donc suivant le même pas d'échantillonnage. Ainsi, à la résolution initiale, les coordonnées des nœuds du maillage sont considérées comme ayant des valeurs entières. De même, les arêtes, de taille norma-

lisée, doivent avoir une longueur appartenant au triplet de valeurs $\{1, \sqrt{2}, \sqrt{3}\}$ (soit les différentes distances entre les sommets d'un cube d'arêtes de longueur 1). Des méthodes permettant d'obtenir des maillages remplissant ces conditions ont donc été développées (voir section 4.1.2). Il est à noter que cette contrainte de normalisation de longueur des arêtes est aussi rencontrée, en analyse de maillages de surface, notamment dans le cadre de problématiques de recalage, d'établissement de points de contrôle pour des surfaces de type spline ou encore pour des calculs de descripteurs de surface [Zhang et al. 1998].

Paramètres descriptifs associés aux nœuds des maillages Les coordonnées des nœuds sont directement accessibles et permettent d'évaluer l'amplitude des déplacements estimés. Elles fournissent cependant une information limitée dans le sens où, étudiées individuellement, elles ne fournissent pas d'indication sur la topologie de la surface et, plus généralement, sur le voisinage du nœud considéré.

Des descripteurs prenant en compte le voisinage des nœuds permettent de décrire leur topologie locale. Ainsi, les courbures moyenne et gaussienne fournissent une information topologique précise, indépendante de l'orientation de la surface (voir l'annexe A.2 pour une description du calcul de ces courbures). Dans notre problématique, afin d'évaluer l'intérêt de ces descripteurs pour effectuer le suivi temporel des entités, des tests ont été réalisés sur formes réelles permettant d'appréhender visuellement la pertinence de tel ou tel paramètre. Ainsi, le calcul des courbures moyenne et gaussienne a été appliqué à des surfaces segmentées le long d'une séquence dynamique réelle. Ces mesures ont alors montré une bonne représentativité dans la description des caractéristiques topologiques locales du maillage (voir chapitre 5). Or, ces caractéristiques sont elles-mêmes directement liées aux éléments anatomiques de la surface endocardique. Ces éléments présentant une cohérence spatiale mais également temporelle, ces mesures de courbure présentent une continuité dans l'espace et dans le temps. Par conséquent, ces mesures permettent d'aider au suivi des éléments anatomiques et, par conséquent, à la mise en correspondance des entités considérées.

La valeur de la normale à la surface décrit l'orientation de la surface au niveau des nœuds étudiés. Cette mesure peut être informative, par exemple, dans le cadre d'estimation de mouvements de translation ou de contraction. Il est cependant important de noter que l'information de normale n'est pas conservée en cas de rotation de l'objet étudié.

Il est enfin possible d'utiliser des informations, non plus extraites du maillage, mais du volume original. L'intensité du voxel ayant des coordonnées proches de celles d'un nœud étudié, tout comme l'intensité des voxels voisins, peuvent en effet fournir des mesures significatives. Elles donnent ainsi accès à des informations de différence d'intensité entre deux nœuds ou à des paramètres liés, par exemple, à l'analyse de texture. Cependant, comme nous l'avons souligné au chapitre 2, l'importance de la diffusion du produit de contraste lors des acquisitions scanner peut entraîner d'importantes variations d'intensité, que ce soit dans un même volume ou le long de la séquence temporelle.

En résumé, dans le cadre de l'approche surface-surface, les entités choisies pour la mise en correspondance sont les nœuds des maillages, les mesures descriptives retenues

étant les coordonnées des nœuds et les valeurs de courbures moyenne et gaussienne. Cependant, suivant le type de mouvement estimé ou les évolutions technologiques des méthodes d'acquisition, d'autres descripteurs peuvent être intégrés.

4.1.1.2 Approche surface-volume

Types d'entités et choix Contrairement à l'approche surface-surface, les entités sélectionnées pour effectuer la mise en correspondance entre une surface et un volume ne peuvent être de même nature.

Afin que cette mise en correspondance puisse être réalisée, deux contraintes doivent être respectées. D'une part, les entités mises en correspondance doivent être du même ordre d'échelle, c'est-à-dire qu'elles doivent être représentatives d'éléments de tailles comparables. D'autre part, elles doivent donner accès à des paramètres descriptifs permettant de les comparer.

L'élément de base constituant un volume est le voxel, entité élémentaire décrivant le volume, directement accessible et support initial de tout descripteur. Les voxels appartiennent à une grille régulière, échantillonnée (après transformation du volume image en volume isotrope) suivant un pas uniforme, considéré égal à 1.

Comme évoqué pour l'approche surface-surface, il est possible de ré-échantillonner les maillages représentant les surfaces suivant un même pas unitaire. La mise en correspondance des nœuds du maillage et des voxels du volume est donc possible, tout au moins au regard de la contrainte d'échelle évoquée ci-dessus.

Les conditions du respect de la deuxième contrainte, c'est-à-dire l'accès à des paramètres descriptifs comparables, sont détaillées ci-dessous.

Paramètres descriptifs associant nœuds et voxels Pour l'approche surface-volume, les natures des entités mises en correspondance étant différentes, la sélection des paramètres descriptifs utilisés est moins immédiate que pour l'approche surface-surface. Des fonctions, reliant les valeurs des voxels au maillage et à son mouvement, doivent être élaborées.

Tout comme pour l'approche surface-surface, les coordonnées des nœuds et des voxels sont utiles afin d'évaluer l'amplitude des mouvements estimés.

Les intensités des voxels (que ce soit des voxels considérés à l'instant $t+1$ ou des voxels ayant les mêmes coordonnées que les nœuds étudiés à l'instant t) donnent accès à un ensemble d'informations. Ainsi, la différence d'intensité ou des gradients d'intensité peuvent être exploités, des informations de type contour, des paramètres de texture ou des descripteurs issus de la géométrie différentielle peuvent être extraits.

En ce qui concerne l'extraction de descripteurs topologiques, des méthodes ont été proposées pour estimer des valeurs de courbure associées aux voxels d'un volume image. Ces méthodes reposent généralement soit sur les dérivées partielles de l'image [Thirion et Gourdon 1995, Rieger et al. 2004], soit sur une modélisation paramétrique locale de la surface d'iso-intensité [Horaud et Monga 1995, van de Weijer et al. 2001]. Les méthodes reposant sur une modélisation paramétrique sont sensibles à la présence

de bruit et limitées par la définition du modèle. Les méthodes utilisant les dérivées partielles de l'image sont elles aussi généralement sensibles au bruit et peuvent être mises en défaut par certaines configurations topologiques [Rieger et al. 2004]. De plus, les temps de calcul nécessaires sont généralement élevés (de l'ordre d'une dizaine de minutes pour des images de grande taille [Rieger 2004]). Enfin, les différentes méthodes de calcul des courbures peuvent ne pas fournir, pour les mêmes données, des plages de valeurs numériques identiques. Ceci n'a pas d'influence lorsque la même méthode peut être utilisée sur les deux ensembles d'entités (comme c'est le cas pour l'approche surface-surface). Par contre, lorsque des méthodes différentes sont appliquées, les courbures estimées ne peuvent être directement comparées avant d'avoir évalué précisément la similitude de résultat des méthodes et, éventuellement, d'avoir réalisé une renormalisation.

Dans cette approche, des paramètres descriptifs plus simples, directement accessibles et ne nécessitant pas de temps de calcul élevé, ont ainsi été tout d'abord privilégiés.

Une première fonction est définie afin de favoriser la sélection de voxels ayant une probabilité assez élevée d'appartenir à un contour. Elle repose sur l'application d'un opérateur de détection de contour à l'ensemble du volume V_{t+1}.

Une deuxième fonction, reposant aussi sur la détection de contour, est utilisée afin d'effectuer une comparaison de topologie entre un nœud et un voxel en prenant en compte leur voisinage. Pour ce faire, les différences de coordonnées entre le nœud considéré et ses nœuds voisins sont évaluées. Ces différences de coordonnées sont ensuite transposées dans le volume au niveau du voxel examiné. L'appartenance à un contour de ces voxels voisins est estimée en fonction du résultat donné par le détecteur de contour. La configuration pour laquelle le maximum de voxels ont été identifiés comme éléments de contour peut alors être favorisée. La figure 4.5 illustre, en deux dimensions, le calcul de ce paramètre. Trois voxels (v_1, v_2 et v_3) sont testés pour une correspondance avec le nœud n. Le voxel v_3, pour lequel tous les voisins évalués sont détectés comme appartenant à un contour, sera privilégié. Ce terme, normalisé par le nombre de voisins considérés, est donné par :

$$T(n,v) = \frac{1}{|\mathcal{N}_n|} \sum_{i \in \mathcal{N}_n} C\left((v_x, v_y, v_z)^t + (n_x, n_y, n_z)^t - (i_x, i_y, i_z)^t\right) \ , \tag{4.1}$$

avec :
- n : le nœud considéré (de coordonnées $(n_x, n_y, n_z)^t$) ;
- v : le voxel considéré (de coordonnées $(v_x, v_y, v_z)^t$) ;
- $\mathcal{N}_n$: le voisinage du nœud n ;
- i : un nœud du voisinage de n (de coordonnées $(i_x, i_y, i_z)^t$) ;
- $C()$: la fonction associant aux coordonnées d'un voxel la probabilité qu'il appartienne à un contour.

La différence calculée entre les coordonnées du nœud n et de son voisin i permet d'estimer l'emplacement du nœud i relativement à n. En ajoutant cette différence aux coordonnées du voxel v, le voxel voisin de v correspondant à une topologie comparable à celle du maillage est considéré.

Cette méthode donne donc accès à un critère de similitude topologique entre le voisinage d'un nœud et celui d'un voxel. Le principal défaut de ce paramètre est qu'il est dépendant de l'orientation de la surface. Il pourra donc être mis en défaut dans les cas de rotations importantes. Une solution à ce problème est d'ajouter le test de configurations supplémentaires obtenues après une phase de rotation de la configuration originale. Cela revient à ajouter, lors du test de chaque correspondance, un certain nombre de configurations à évaluer, celle obtenant le score le plus élevé étant conservée. Le nombre de nouvelles configurations à tester dépend alors de l'amplitude maximale de rotation prise en compte. Dans un premier temps, une seule configuration a été prise en compte.

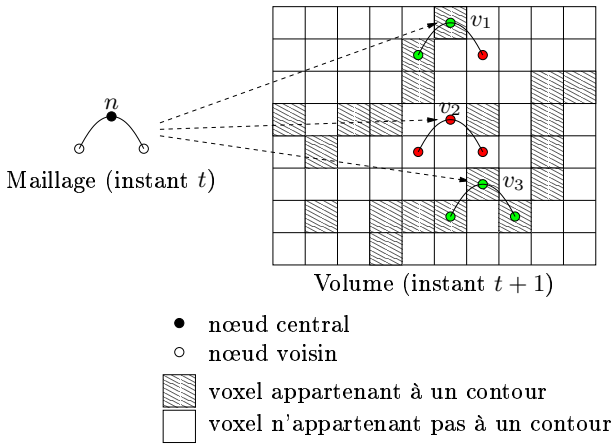


Figure 4.5 – Illustration, en deux dimensions, du calcul du paramètre topologique entre un nœud et un voxel (trois cas différents sont représentés, pour trois correspondances évaluées (v_1, v_2 et v_3) ; le voxel v_3 obtient le meilleur score de comparaison topologique).

En résumé, dans le cadre de l'approche surface-volume, la mise en correspondance est réalisée entre les nœuds d'un maillage de surface et les voxels d'un volume. Les mesures descriptives utilisées sont les coordonnées des nœuds et des voxels, l'appartenance des voxels à un contour et le terme topologique décrit ci-dessus. Cependant, d'autres paramètres (information de courbure 3D, différence d'intensité, ...) pourraient être incorporés.

4.1.2 Extraction des entités et des paramètres descriptifs

Que ce soit pour l'approche surface-surface ou pour l'approche surface-volume, différents traitements doivent être réalisés afin de donner accès aux entités mises en correspondance.

L'approche surface-surface nécessite l'extraction préalable, à tous les instants de la séquence, des maillages représentant la surface endocardique. Un processus de prétraitement est donc appliqué sur chaque volume V_t afin d'obtenir le maillage de surface correspondant S_t. Ce processus de prétraitement, résumé figure 4.6, commence par une étape de segmentation de la surface endocardique. Puis, afin d'obtenir une représenta-

tion de l'endocarde sous forme de maillage de surface, une étape de reconstruction de surface est mise en œuvre. Enfin, pour que tous les maillages décrivent la surface endocardique suivant une même précision, leur pas d'échantillonnage doit être identique. Une méthode de régularisation de maillage est donc appliquée sur les maillages reconstruits.

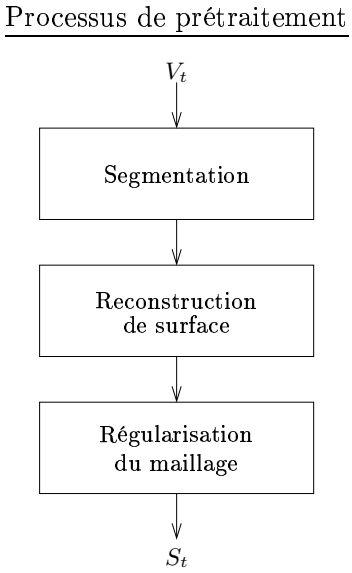


Figure 4.6 – Étapes du processus de prétraitement.

Pour ce qui est de l'approche surface-volume, ce processus de prétraitement est aussi utilisé, mais uniquement sur le premier instant de la séquence temporelle analysée. En effet, selon cette approche, les surfaces correspondant aux instants suivants sont obtenues par l'application d'un processus d'estimation de surface, reposant sur le mouvement estimé à l'instant précédent.

Comme décrit précédemment, les paramètres descriptifs associés aux voxels des volumes utilisent une information de contour. Une phase de détection d'éléments de contours est donc réalisée préalablement à la mise en correspondance d'une surface avec un volume.

Le schéma 4.7 résume ces différents traitements impliqués dans l'approche surface-volume.

Ces différents traitements sont détaillés dans les sections suivantes. Tout d'abord, les étapes incluses dans le processus de prétraitement, utilisé pour les deux approches, sont décrites : segmentation, reconstruction de surface puis régularisation du maillage. Ensuite, les étapes spécifiques à l'approche surface-volume, détection de contour et estimation de surface seront détaillées.

4.1.2.1 Segmentation

Deux méthodes de segmentation ont été exploitées dans cette étude. Ces méthodes ont été développées au sein du laboratoire lors de la réalisation de stages de Master

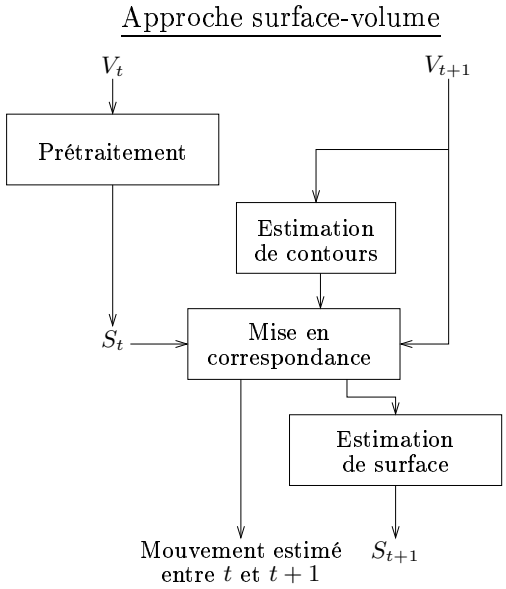


Figure 4.7 – Traitements impliqués dans l'approche surface-volume.

de recherche [Guillaume et Garreau 2003, Hachemani 2005]. Nous donnerons une présentation résumée de ces méthodes en laissant pour l'annexe B leur description plus détaillée. La première méthode utilisée est construite sur la croissance de régions 3D tandis que la deuxième est fondée sur l'extraction d'une carte de connectivité floue.

Méthode 1 : Segmentation par croissance de région 3D Une première étude statistique sur les caractéristiques des bases d'images cardiaques scanner avait permis de mettre en évidence les propriétés des volumes images, ainsi que les difficultés de mise en œuvre d'une technique de segmentation adaptée aux caractéristiques de ces volumes. La segmentation avait, dans le cadre de ces développements, pour but de proposer une ou plusieurs solution(s) permettant de différencier les structures présentes dans le même environnement 3D avec des densités parfois voisines, puis d'extraire les structures cardiaques recherchées, tout en se focalisant en premier lieu sur le ventricule gauche. Plus particulièrement, à partir de plusieurs bases de données, la répartition en densité homogène observée au sein de la cavité ventriculaire gauche a conduit à développer une technique de croissance de région 3D, reposant sur une classification des pixels, et contrainte par des informations de frontières.

La méthode procède de manière séquentielle de la façon suivante :

- les frontières des structures cardiaques sont d'abord détectées par le passage d'un filtre de type gradient sur chaque coupe de la base ;
- un suivi de contour permet leur fermeture (cette étape assure la séparation des cavités droites et gauches dans l'image) ;
- la croissance de région 3D est alors appliquée sur le ventricule gauche en tenant compte de cette cartographie des frontières ;

– enfin, les contours ayant été épaissis et la croissance de région sous-estimant donc les structures détectées, une série de dilatations 3D est réalisée avant de fournir la région finale segmentée.

La croissance de régions 3D opère selon les principes suivants : un point germe appartenant à la structure recherchée est sélectionné, chaque voxel considéré est ensuite agrégé s'il appartient à la même classe que le voxel germe et s'il n'est pas étiqueté contour. La classification est réalisée à partir de différents seuils (fixés par l'utilisateur) identifiant les modes de l'histogramme 3D des densités de niveau de gris. Les résultats obtenus par cette première approche se sont montrés satisfaisants. Même si cette méthode ne permet pas la séparation de l'oreillette gauche et du ventricule gauche, les contours correspondant à la zone ventriculaire obtenus par cette technique de segmentation se sont montrés très proches des contours tracés manuellement par un expert. Ces constatations ont d'ailleurs été confirmées par une étude comparative des surfaces et des périmètres des contours manuels et automatiques.

Méthode 2 : Segmentation par connectivité floue Cette deuxième méthode a été développée pour répondre aux limites apportées par la première méthode quand il s'agit d'extraire des structures cardiaques complémentaires (muscle cardiaque et ventricule droit) qui s'avèrent de densité moins uniforme et de différentiation plus difficile. Face à ces limites, en particulier liées au caractère local du critère de décision choisi, une deuxième méthode a été développée, prenant en compte un critère local (notion d'affinité définie sur un voisinage) mais aussi global (notion de connectivité à l'objet) [Hachemani 2005]. Cette méthode s'inspire de la théorie des ensembles flous et exploite des techniques de programmation dynamique. Elle relève plus particulièrement des approches fondées sur la segmentation par connectivité floue développées par Udupa [Udupa et Samarasekera 1996] permettant de mieux répondre à la segmentation d'objets dans des images entachées d'incertitude.

La méthode repose sur la construction d'une carte de connectivité floue 3D calculée en chaque voxel du volume image considéré, et indicatrice d'un degré d'appartenance de chaque voxel à l'objet d'intérêt.

La description d'un objet dans une image repose sur les critères de variation graduelle d'intensité et de localisation spatiale relative. Ces deux types d'informations liées respectivement aux propriétés d'homogénéité et d'adjacence sont représentés par des relations floues qui sont exploitées pour le calcul de connectivité en chaque point de la carte. Les deux concepts liés à l'homogénéité et à l'adjacence sont regroupés dans une même relation floue appelée «affinité» qui opère à un niveau local. Plus les points de la grille de voxels sont adjacents et similaires en intensité et plus leur affinité est grande. L'affinité entre deux éléments (voxels) est formée de deux composantes, l'une représentant l'affinité liée au voisinage du voxel traité (adjacence et terme d'homogénéité d'intensité), l'autre relative à une information plus globale supposée représentative de l'objet recherché. Cette dernière composante est ici également définie en terme d'homogénéité, par rapport à un point germe de référence (voxel), sélectionné interactivement sur l'objet d'intérêt, et de densité devant être représentative du mode de l'objet. Le mode

(ou classe de densités représentative de l'objet) est extrait de l'analyse de l'histogramme 3D des densités calculé sur le volume image entier.

La connectivité floue permet d'affecter, à chaque paire de voxels du volume, une force de connectivité reliant ces deux points. La connectivité retenue entre deux points a pour valeur la connectivité du chemin reliant ces points, correspondant à la connectivité la plus forte calculée sur l'ensemble des chemins possibles. Un chemin est formé d'une suite de liens reliant directement deux points. Le long de chaque chemin, on retient le lien (l'affinité) la plus faible pour définir la valeur de la connectivité de ce chemin.

Cette définition de connectivité est exploitée pour construire la «carte de connectivité». On affecte, à chaque site de la carte, la valeur de la connectivité calculée entre le site considéré et l'élément pris pour référence (origine) dans le volume exploré. Cette origine est définie à l'intérieur de l'objet d'intérêt pour en représenter les caractéristiques.

Le traitement d'une image 3D consiste à parcourir tous les voxels du volume et à calculer la connectivité entre chaque voxel considéré et le voxel germe en ne retenant que la connectivité la plus grande. Le parcours des voxels du volume s'effectue de proche en proche par extension de voisinage à partir du point germe sélectionné. L'utilisation de la programmation dynamique dans le calcul de la connectivité des chemins possibles permet d'optimiser le traitement et de réduire la complexité combinatoire liée à la combinaison élevée des chemins possibles.

Cette méthode a permis d'obtenir, dans des temps de calcul limités, des résultats intéressants pour la détection des différentes structures. Les résultats obtenus, particulièrement sur le ventricule gauche, ont été évalués visuellement par un expert.

4.1.2.2 Reconstruction de surface

Les processus de segmentation décrits ci-dessus fournissent un masque binaire représentant l'objet extrait. Afin de représenter cet objet sous forme de surface, une étape de reconstruction de surface a dû être mise en œuvre. Celle-ci est réalisée grâce à un outil de génération de surface d'iso-intensité, ou iso-surface.

Les méthodes de génération d'iso-surface se classent en deux familles principales : les méthodes de type «cuberille» et les méthodes dite de «surfaces biseautées» (*beveled surface*) [Gelder et Wilhelms. 1994].

Les méthodes de type cuberille [Herman et Liu 1979] considèrent les subdivisions de l'espace créées par les points d'échantillonnage (c'est-à-dire les voxels) et représentent les régions ayant une valeur appartenant à un intervalle d'intérêt par des polyèdres (généralement des cubes). Le principal inconvénient de cette famille de méthodes est que les éléments de surfaces ainsi estimés sont toujours orthogonaux à l'un des axes des coordonnées.

À l'opposé, les méthode de «surfaces biseautées» génèrent des surfaces ayant des orientations plus variées. Dans cette famille de méthodes, l'algorithme des *Marching Cubes*, introduit par Lorensen et Cline [Lorensen et Cline 1987], est considéré comme une référence.

Cet algorithme repose sur le balayage du volume en considérant des blocs de huit voxels voisins dont les centres sont considérés comme les sommets d'un cube. Chaque voxel peut être classé, suivant son niveau de gris et la valeur de l'iso-surface à générer, comme appartenant, ou pas, à l'objet. Les cubes correspondant à l'iso-surface, c'est-à-dire les cubes ayant au mois un sommet appartenant à l'objet et un sommet ne lui appartenant pas, sont sélectionnés. Pour tout cube appartenant à l'iso-surface, il existe 256 configurations possibles. En considérant diverses symétries, ces configurations peuvent être réduites à 14 cas (voir figure 4.8) qui permettent de générer directement les polygones, ou cellules, constituant le maillage de surface.

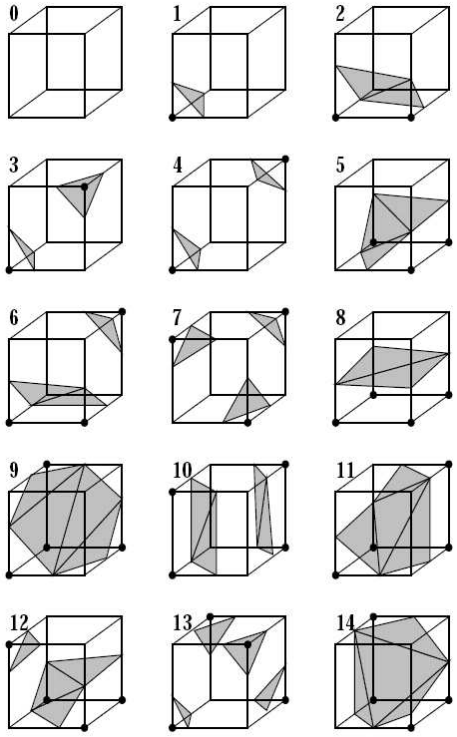


Figure 4.8 – Configuration-types utilisées par l'algorithme des *Marching Cubes* (d'après [Chernyaev 1995]).

Cette implémentation de l'algorithme des *Marching Cubes* ne détecte pas certaines ambiguïtés pouvant entraîner des discontinuités entre cellules voisines. Celles-ci sont traitées par l'utilisation de nouvelles combinaisons type, plus complexes, faisant par exemple intervenir plus de huit voxels (voir [Gelder et Wilhelms. 1994]).

Cette méthode des *Marching Cubes* est ici utilisée pour la génération des maillages.

4.1.2.3 Régularisation du maillage

Afin de pouvoir mettre en application les méthodes de mise de correspondance, les maillages extraits sont soumis à un processus de régularisation. En effet, l'approche

surface-surface, qui met en correspondance les nœuds de deux maillages, nécessite d'avoir un échantillonnage spatial régulier des nœuds. Pour ce qui est de l'approche surface-volume, les nœuds du maillage sont mis en correspondance avec les voxels du volume correspondant à l'instant suivant. Il est alors utile d'avoir un échantillonnage spatial des données qui corresponde à la résolution spatiale du volume. Or, les maillages issus de l'algorithme des *Marching Cubes* sont sur-échantillonnés par rapport à ce pas d'échantillonnage constant. En effet, ces maillages sont composés d'un nombre de nœuds plus important que le nombre de voxels considérés (voir figure 4.8).

Pour effectuer la régularisation, chaque nœud du maillage est traité : ses coordonnées sont ajustées de façon à qu'elles correspondent à un voxel. En pratique, le pas d'échantillonnage du volume étant considéré égal à 1, les coordonnées des nœuds sont modifiées pour correspondre à l'entier le plus proche. Cette étape pouvant engendrer une superposition de certains nœuds, une recherche de ces superpositions est effectuée, les nœuds impliqués sont fusionnés et les cellules correspondantes reformatées. Les arêtes du maillage ainsi généré ont bien alors des longueurs appartenant au triplet de valeurs $\{1, \sqrt{2}, \sqrt{3}\}$.

4.1.2.4 Estimation de surface

L'estimation de surface est utilisée par l'approche surface-volume afin d'obtenir, à partir de la surface S_t, correspondant à l'instant t, et du mouvement estimé entre les instants t et $t+1$, une description de la surface S_{t+1} correspondant à l'instant $t+1$.

Pour ce faire, les coordonnées des nœuds de S_t sont modifiées en y ajoutant le mouvement estimé entre les instants t et $t+1$. Ainsi, l'emplacement de ces nœuds correspond à la surface étudiée à l'instant $t+1$.

Cependant, des mouvements d'expansion et de contraction pouvant avoir été estimés, les arêtes du maillage ainsi déformé ne sont plus normalisées : des zones sous- ou sur-échantillonnées peuvent apparaître. Il est donc nécessaire d'effectuer une régularisation du maillage. Ceci est réalisé grâce au processus décrit dans la section précédente.

Ce processus ne prenant pas en compte les arêtes de longueur excessive, il est nécessaire d'effectuer au préalable une détection des zones sous-échantillonnées et de les ré-échantillonner. Ceci est réalisé par la détection des arêtes de longueur supérieure à la longueur maximale autorisée ($\sqrt{3}$ pour un pas d'échantillonage de 1). Un nœud est alors ajouté afin de diviser ces arêtes en deux et les cellules correspondantes sont reformatées. Ce processus est appliqué itérativement jusqu'à ce qu'il n'y ait plus de zones sous-échantillonnées. Il sera décrit de façon plus détaillée dans la section 4.3.

4.1.2.5 Détection de contour

Dans le cadre de l'approche surface-volume, une information portant sur la probabilité des voxels d'appartenir à un contour est utilisée. Afin de réaliser cette étape de détection d'éléments de contours, différents opérateurs classiques ont été testés. Étant donné que la non détection comme contour des structures d'intérêt limiterait de façon importante la capacité de la méthode proposée à estimer les déplacements réels, des

opérateurs de détection de contours fournissant des faux-positifs ont été préférés à ceux favorisant des faux-négatifs.

Les opérateurs de type gradient, laplacien, Sobel et Canny ont ainsi été testés sur des données réelles. Le détecteur de Canny ayant fourni les résultats les plus satisfaisants, ce détecteur a été utilisé.

4.2 Processus de mise en correspondance : Approches markoviennes

Après avoir détaillé, pour les approches surface-surface et surface-volume, le choix des entités, leurs paramètres descriptifs ainsi que les traitements y donnant accès, nous nous attacherons dans cette section à décrire le processus développé pour réaliser la mise en correspondance des entités à une résolution donnée. Le processus de mise en correspondance étendu au schéma multirésolution sera détaillé dans la section suivante.

Comme évoqué en introduction, l'étape de mise en correspondance est réalisée dans un cadre bayesien, par la formulation d'un modèle markovien auquel est joint une énergie de correspondance locale entre deux entités considérées.

Après quelques remarques préliminaires et définitions, nous nous attacherons dans cette section, à replacer la problématique de la mise en correspondace dans un cadre bayesien. Les champs markoviens seront ensuite introduits et illustrés par quelques approches markoviennes utilisées en traitement d'images. Les méthodes d'optimisation les plus utilisées en modélisation markovienne seront ensuite décrites. Puis le modèle de Markov défini dans les approches surface-surface et surface-volume, incluant les différents termes énergétiques impliqués, sera détaillé.

Considérons deux ensembles d'entités correspondant aux instants t et $t+1$. Le premier ensemble est noté $\mathcal{S}$ et le deuxième ensemble, qui sera mis en correspondance avec $\mathcal{S}$, Λ. Les entités de Λ peuvent être de nature différente de celle de $\mathcal{S}$. Ces ensembles sont constitués de $|\mathcal{S}|$ et $|\Lambda|$ entités. Chaque entité de $\mathcal{S}$ est aussi appelée «site». Chaque entité de Λ est aussi appelée «étiquette». Effectuer une mise en correspondance entre $\mathcal{S}$ et Λ revient alors à attribuer à chaque site de $\mathcal{S}$ une des $|\Lambda|$ étiquettes de Λ.

Ceci est réalisé en considérant $|\mathcal{S}|$ variables aléatoires F_s qui, au site $s \in \mathcal{S}$, attribuent une étiquette $f_s \in \Lambda$:

$$\begin{array}{rcccl} F_s & : & \mathcal{S} & \rightarrow & \Lambda \\ & & s & \mapsto & f_s \end{array} . \tag{4.2}$$

L'ensemble de ces variables aléatoires définit un champ aléatoire F :

$$F = \{F_s, s \in \mathcal{S}\} \ . \tag{4.3}$$

Une configuration f ($f = \{f_s, s \in \mathcal{S}\}$) de ce champ aléatoire F correspond à une réalisation du champ. f équivaut alors à un champ de correspondances entre entités de $\mathcal{S}$ et entités de Λ.

La probabilité que la variable F_s prenne la valeur f_s est notée $\mathrm{P}(f_s)$ ($\mathrm{P}(f_s) = \mathrm{P}(F_s = f_s)$) et la probabilité de l'événement conjoint est notée $\mathrm{P}(f)$ ($\mathrm{P}(f) = \mathrm{P}(F = f) = \mathrm{P}(F_1 = f_1, \ldots, F_{|\mathcal{S}|} = f_{|\mathcal{S}|})$).

Ω est défini comme l'espace des configurations possibles (dépendant de la taille du champ $|\mathcal{S}|$ et de la norme de l'ensemble des étiquettes $|\Lambda|$).

L'objectif est donc d'estimer la réalisation f la plus probable. Cette estimation est réalisée conditionnellement à l'observation d réunissant l'ensemble des informations accessibles sur les entités des ensembles $\mathcal{S}$ et Λ.

4.2.1 Cadre bayesien

L'obtention de la réalisation la plus probable est généralement effectuée dans un cadre bayesien. Connaissant l'observation d, l'objectif est d'obtenir la réalisation f^* qui maximise la distribution conditionnelle *a posteriori* $\mathrm{P}(f|d)$.

D'après la règle de Bayes, $\mathrm{P}(f|d)$ est donnée par :

$$\mathrm{P}(f|d) = \frac{\mathrm{P}(d|f)\,\mathrm{P}(f)}{\mathrm{P}(d)} \ , \tag{4.4}$$

où :

- $\mathrm{P}(f)$ est la distribution de probabilité du champ des étiquettes F ;
- $\mathrm{P}(d|f)$ est la distribution de probabilité conditionnelle de l'observation d ;
- $\mathrm{P}(d)$ est la distribution de probabilité des données d'entrée d, constante lorsque l'observation d est connue.

Afin d'obtenir f^*, différents estimateurs peuvent être considérés :

- l'estimateur de variance minimale (estimateur de champ moyen) obtenu avec :

$$f^* = \int_{f \in \Omega} f\,\mathrm{P}(f|d)df \ ; \tag{4.5}$$

- l'estimateur Maximum *a Posteriori* (MAP) s'exprimant par :

$$f^* = \underset{f \in \Omega}{\operatorname{argmax}} \{\mathrm{P}(f|d)\} \ ; \tag{4.6}$$

- l'estimateur Mode de la Marginale a Posteriori (MPM) pour lequel l'estimateur MAP n'est plus estimé de façon globale mais suivant chaque site :

$$f_n^* = \underset{f_n \in \Lambda}{\operatorname{argmax}} \{\mathrm{P}(f_n|d)\} \ . \tag{4.7}$$

Pour les problèmes dont la norme de l'espace des configurations possibles Ω ($|\Omega| = |\mathcal{S}|^{|\Lambda|}$) est élevée, l'estimateur de variance minimale n'est pas adapté car il nécessite l'intégration de la probabilité conditionnelle sur tout cet espace.

Par contre, le MAP et son pendant local, le MPM, permettant, par l'utilisation de méthodes d'optimisation, de ne tester qu'un nombre restreint de configurations, sont plus appropriés à ce type de situations.

Afin d'appliquer la règle du MAP, la distribution conditionnelle *a posteriori* $\mathrm{P}(f|d)$ doit être développée. Si $\mathrm{P}(d)$ reste constante pendant la procédure d'estimation, l'équation (4.4) donne :

$$\mathrm{P}(f|d) \propto \mathrm{P}(f)\,\mathrm{P}(d|f) \tag{4.8}$$

Pour utiliser le MPM, $\mathrm{P}(f_n|d)$ doit être estimée à partir de $\mathrm{P}(f|d)$.

Dans ces deux cas, une première étape correspond à la modélisation des distributions de probabilités $\mathrm{P}(f)$ et $\mathrm{P}(d|f)$.

Contrairement au cadre théorique général présenté ci-dessus, ces distributions de probabilités sont intimement liées à la problématique considérée. Cependant, certaines grandes lignes peuvent être mises en avant.

La définition de la distribution de probabilité conditionnelle $\mathrm{P}(d|f)$ établit l'influence des observations. Cette probabilité, fonction de ressemblance entre observations et étiquettes, repose sur une modélisation du lien unissant les observations aux étiquettes attribuées aux sites.

Cependant, cette probabilité liant les observations au champ aléatoire n'est généralement pas suffisante pour obtenir une solution unique. L'ajout de contraintes supplémentaires sur le champ aléatoire est alors nécessaire afin de rendre le problème bien posé. Ceci est réalisé par l'intermédiaire de la distribution de probabilité du champ des étiquettes $\mathrm{P}(f)$. La formulation de $\mathrm{P}(f)$ permet d'imposer des contraintes contextuelles issues d'une connaissance *a priori* du phénomène étudié. Dans de nombreuses problématiques, elle revient à imposer une dépendance entre sites suivant une notion de voisinage.

Ainsi, pour le problème considéré, le mouvement global de la surface étudiée est directement lié aux mouvements élémentaires des sites la constituant. Il est possible d'établir un lien de causalité spatio-temporelle entre le mouvement d'un site et le mouvement des sites l'environnant. Ce lien de causalité est ici défini en considérant le champ des étiquettes comme un champ markovien par lequel les contraintes de régularité portant sur le mouvement estimé peuvent être modélisées.

Dans la suite de ce chapitre, une présentation des champs markoviens et de leurs principales applications en traitement d'images sera d'abord réalisée. Puis leur formulation dans la problématique considérée sera explicitée.

4.2.2 Champs de Markov et applications

La théorie des champs de Markov permet la modélisation de processus aléatoires pour lesquels la description statistique globale est liée à la description statistique locale. Cette description locale est déterminée par la définition d'interactions entre sites, regroupés sous forme de cliques selon la définition d'un système de voisinage. La formulation des champs de Markov peut donc être réalisée, sans perte de généralité, suivant des structures de type graphe.

L'utilisation de la théorie markovienne en traitement d'images (qui peuvent être considérées comme des cas particuliers de graphes) a d'abord été présentée dans un cadre de restauration d'images par Geman [Geman et Geman 1984], avant d'être utilisée pour de nombreuses autres applications.

4.2.2.1 Champs aléatoires de Markov et champs aléatoires de Gibbs

Graphes Les champs de Markov reposant sur la définition d'un ensemble de sites et d'un système de voisinage, ils peuvent être considérés comme étant appliqués à des graphes finis non orientés [Pérez et Heitz 1996].

Un graphe fini non orienté G est défini par un ensemble de nœuds $\mathcal{S}$ et un ensemble $\mathcal{U}$ d'arêtes, chacune constituée d'une paire de nœuds distincts. Deux nœuds formant une arête sont dits voisins.

Le graphe G peut également être défini par l'ensemble $\mathcal{S}$ de ses nœuds et la fonction $\mathcal{N}$ qui à chaque nœud associe son voisinage, c'est-à-dire l'ensemble de ses nœuds voisins :

$$\begin{array}{rccl} \mathcal{N} : & \mathcal{S} & \rightarrow & \mathcal{P}(\mathcal{S}) \\ & s & \mapsto & \mathcal{N}_s = \{t \in \mathcal{S} \mid \{s,t\} \in \mathcal{U}\} \end{array} , \tag{4.9}$$

où $\mathcal{P}(\mathcal{S})$ représente l'ensemble des sous-ensembles de $\mathcal{S}$. $\mathcal{N}$ est appelé système de voisinage du graphe G.

De par la définition de l'ensemble des arêtes $\mathcal{U}$, ce système de voisinage a deux propriétés :

$$\begin{array}{rl} (i) & \forall s \in \mathcal{S}, s \notin \mathcal{N}_s \\ (ii) & \forall \{s,r\} \subset \mathcal{S}, r \in \mathcal{N}_s \Leftrightarrow s \in \mathcal{N}_r \ . \end{array} \tag{4.10}$$

Le degré d'un site s est le nombre d'arêtes qui contiennent s, c'est-à-dire le nombre de ses voisins. Si tous les sites d'un graphe ont un même degré, le graphe est dit régulier.

Une clique est un sous-ensemble c de $\mathcal{S}$ tel que :

$$\left\{ \begin{array}{l} \exists s \in \mathcal{S} : c = s \\ \text{ou} \\ \forall \{s,t\} \subset c,\ t \in \mathcal{N}_s \ , \end{array} \right. \tag{4.11}$$

c'est-à-dire que soit c est un singleton, soit toute paire de sites appartenant à c est constituée de deux sites voisins (la clique c est alors constituée de x sites voisins deux à deux). L'ensemble de toutes les cliques est noté $\mathcal{C}$.

Champ aléatoire de Markov Considérons toujours les variables aléatoires $\{F_s, s \in \mathcal{S}\}$ (prenant leurs valeurs dans l'ensemble Λ) constituant le champ aléatoire F. Ω est l'ensemble des configurations possibles.

F est un champ de Markov suivant le système de voisinage $\mathcal{N}$ si et seulement si les deux conditions suivantes sont respectées :

- positivité :

$$\mathrm{P}(f) > 0 \quad \forall\, f \in \Omega \ , \tag{4.12}$$

- propriété markovienne :

$$\mathrm{P}(f_s | f_{\mathcal{S}-\{s\}}) = \mathrm{P}(f_s | f_{\mathcal{N}_s}) \quad \forall\, s \in \mathcal{S} \ , \tag{4.13}$$

où $\mathcal{S} - \{s\}$ est l'ensemble contenant les éléments de $\mathcal{S}$ excepté l'élément s et $f_{\mathcal{S}-\{s\}}$ est le champ d'étiquettes pour cet ensemble. De plus,

$$f_{\mathcal{N}_s} = \{f_k | k \in \mathcal{N}_s\} \tag{4.14}$$

est l'ensemble des étiquettes des sites inclus dans le voisinage du site s.

La positivité est considérée pour des raisons techniques et peut généralement être assurée. La propriété markovienne exprime les caractéristiques locales de F : la dépendance contextuelle agissant sur l'étiquette du site s est définie sur le voisinage de s ; l'influence de l'ensemble des sites sur le site s est donc limitée à l'influence du voisinage du site s. Un voisinage assez important pour que cette propriété soit valide peut toujours être défini, jusqu'à sélectionner comme voisinage d'un site l'ensemble des autres sites.

Ces champs de Markov sont une généralisation des chaînes de Markov, très répandues en analyse de processus monodimensionnels et généralement définies dans le domaine temporel plutôt que dans le domaine spatial.

La définition d'un champ de Markov est communément liée à la définition d'un champ de Gibbs qui, grâce à l'équivalence Gibbs-Markov, permet de définir la distribution globale ou probabilité conjointe $\mathrm{P}(f)$.

Champ aléatoire de Gibbs Un champ de variables aléatoires F est un champ aléatoire de Gibbs dans $\mathcal{S}$ suivant un voisinage $\mathcal{N}$ si et seulement si ses configurations sont générées selon une distribution de Gibbs :

$$\mathrm{P}(f) = \frac{1}{Z} \exp\{-U(f)\} \ , \tag{4.15}$$

où

$$Z = \sum_{f \in \Omega} \exp\left\{-\frac{1}{T} U(f)\right\} \tag{4.16}$$

est une constante de normalisation appelée fonction de partition et $U(f)$ est une fonction d'énergie globale. Cette fonction est définie par la somme de potentiels élémentaires de clique $(V_c(f))$ sur un ensemble de cliques C :

$$U(f) = \sum_{c \in C} V_c(f) \ . \tag{4.17}$$

La valeur de $V_c(f)$ dépend de l'interaction locale des éléments du voisinage considéré. Cette interaction locale entre sites voisins est déterminée sur l'ensemble des cliques et établit les influences mutuelles des sites.

Un champ de Gibbs est dit homogène si $V_c(f)$ est indépendant de la position de la clique c. Il est dit isotropique si $V_c(f)$ est indépendant de l'orientation de la clique c.

Équivalence Gibbs-Markov Un champ de Markov est caractérisé par sa propriété locale (propriété markovienne) alors qu'un champs de Gibbs est caractérisé par sa propriété globale (la distribution de Gibbs).

Le théorème de Hammersley et Clifford [Hammersley et Clifford 1971] établit une équivalence entre ces deux caractéristiques. Ainsi, F est un champ de Markov dans $\mathcal{S}$ suivant un voisinage $\mathcal{N}$ si et seulement si F est un champ de Gibbs dans $\mathcal{S}$ suivant $\mathcal{N}$.

Ce théorème est fondamental dans l'application des champs de Markov. Il permet en effet de formuler la probabilité de l'événement conjoint $\mathrm{P}(f)$ à partir de la dépendance contextuelle locale d'un champ de Markov et introduite par la spécification de l'ensemble des cliques C et des potentiels associés $V_c(f)$.

Par exemple, si les cliques considérées sont de taille maximale égale à deux, la fonction d'énergie peut s'exprimer comme :

$$U(f) = \sum_{s \in S} V_1(f_s) + \sum_{s \in S} \sum_{t \in \mathcal{N}_s} V_2(f_s, f_t) \tag{4.18}$$

où V_1 est le potentiel des cliques n'incluant qu'un site et V_2 le potentiel établissant l'interaction entre deux sites d'une clique formée de deux éléments. La probabilité conditionnelle locale associée au site s est alors donnée par :

$$\mathrm{P}(f_s | f_{\mathcal{N}_s}) = \frac{\exp\left\{-V_1(f_s) - \sum_{t \in \mathcal{N}_S} V_2(f_s, f_t)\right\}}{\sum_{f_s \in \Lambda} \exp\left\{-V_1(f_s) - \sum_{t \in \mathcal{N}_S} V_2(f_s, f_t)\right\}} \,. \tag{4.19}$$

4.2.2.2 Applications en traitement d'images

En traitement d'images, les champs de Markov ont été utilisés dans le cadre de diverses problématiques telles que la restauration d'image, la modélisation et la segmentation de textures, la détection de contour, la reconstruction de surface ou encore l'estimation de flot optique [Li 1995, Pérez 1998].

Les images, qu'elles soient bi- ou tridimensionnelles, peuvent être considérées comme un cas particulier des graphes précédemment pris en compte. Les sites du champ markovien correspondent alors généralement aux pixels de l'image mais peuvent être aussi associés à d'autres entités, comme des régions de l'image (voir figure 4.9) [Sarkar et al. 2005] ou les transitions entre pixels. Cette dernière approche est notamment utilisée, pour la détection de contours, par la définition d'une «grille duale», ou processus de ligne, (voir figure 4.10) associant une étiquette à chaque transition entre pixels [Geman et Geman 1984].

Dans le cas où les sites correspondent aux pixels de l'image, l'image est considérée comme un graphe régulier, ses pixels correspondant aux nœuds du graphe. Différents types de voisinage sont rencontrés suivant la distance utilisée (distance de Manhattan, distance euclidienne, ...), définissant l'ordre de connexité, et l'ordre du voisinage considéré. Les voisinages les plus utilisés sont les premiers ordres de voisinage associés à la distance euclidienne (voir figure 4.11).

Les arêtes du graphe peuvent alors être déterminées suivant le voisinage considéré (voir figure 4.12).

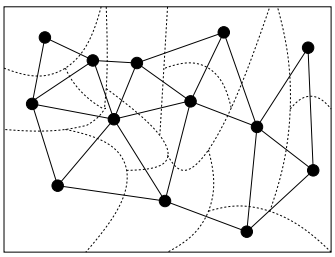


Figure 4.9 – Définition d'un graphe suivant les régions d'une image.

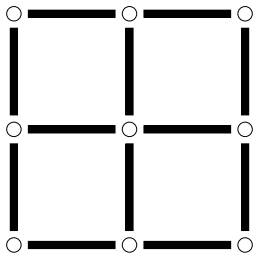


Figure 4.10 – Sites définis sur les transitions (traits noirs) entre pixels.

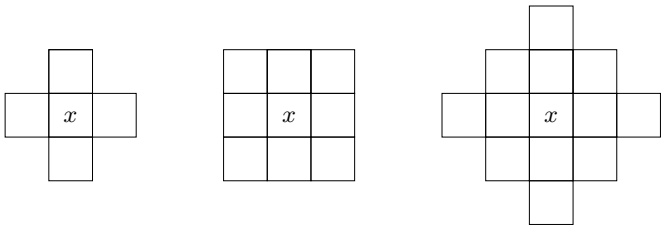


Figure 4.11 – Trois premiers ordres de voisinage (voisinage associé à la distance euclidienne) du pixel x sur une image bidimensionnelle.

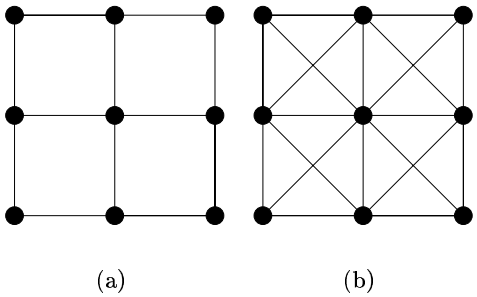


Figure 4.12 – Détails de graphes correspondant à une image bidimensionnelle associée à un voisinage d'ordre (a) un (b) deux.

À partir du voisinage utilisé, un ensemble de cliques, respectant l'équation (4.11), est défini. La figure 4.13 illustre les configurations de cliques possibles pour les voisinages d'ordre un et deux dans une image bidimensionnelle.

L'ensemble des étiquettes associées aux sites, discret ou continu, dépend directement de la problématique considérée.

Pour des problématiques de détection, par exemple de contours, où les étiquettes peuvent être binaires ($\Lambda = \{-1, 1\}$), le modèle d'Ising est utilisé [Descombes et al. 1996, Mignotte et al. 2000]. Selon ce modèle, les cliques font intervenir deux sites voisins et

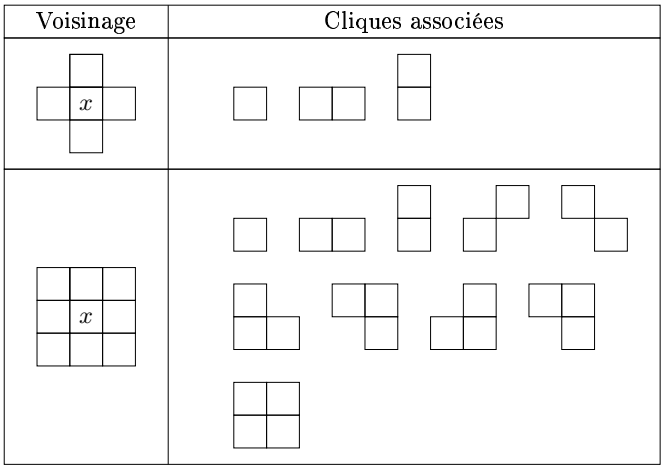


Figure 4.13 – Cliques associées aux voisinages de premier et de deuxième ordre.

la fonction d'énergie globale est donnée par :

$$U(f) = -\beta \sum_{\{s,t\} \in C} f_s f_t \ . \tag{4.20}$$

Choisir pour β une valeur positive revient alors à favoriser l'obtention d'étiquettes identiques sur des sites voisins. La probabilité conditionnelle au site s est alors donnée par :

$$\mathrm{P}(f_s | f_{\mathcal{N}_s}) = \frac{\exp\left\{ \ \beta f_s \sum_{t \in \mathcal{N}_s} f_t \right\}}{2\cosh(\beta \sum_{t \in \mathcal{N}_s} f_t)} \ . \tag{4.21}$$

Le modèle de Potts (ou modèle logistique multi-niveaux) fournit une extension du modèle d'Ising à des cas où l'ensemble des étiquettes n'est pas binaire mais correspond à un nombre plus élevé, fini, d'états. La fonction d'énergie globale est alors donnée par :

$$U(f) = -\beta \sum_{\{s,t\} \in C} \{2\delta(f_s, f_t) - 1\} \tag{4.22}$$

où δ est la fonction delta Kronecker. Ce dernier modèle a été utilisé notamment pour la modélisation de régions et de textures [Geman et Geman 1984, Bouman et Shapiro 1994, Lorette et al. 2000, Laferté et al. 2000, Mignotte et al. 2001].

Dans le cas où l'ensemble des étiquettes est continu (par exemple avec $\Lambda = \mathbb{R}$), le modèle de champ de Markov gaussien, ou modèle auto-normal, peut être utilisé. Celui-ci a ainsi trouvé ses principales applications en modélisation de texture [Chellappa et Chatterjee 1985, Zerubia et Chellappa 1993, Descombes et al. 1999, Deng et Clausi 2004]. Des champs de Markov flous, permettant de réaliser des classifications floues, ont aussi été utilisés [Salzenstein et Pieczynski 1997, Ruan et al. 2001].

Les champs de Markov ont aussi été très largement utilisés en analyse de séquences temporelles, notamment pour l'estimation de flot optique. Par exemple, Heitz réalise une analyse multimodale en combinant une estimation classique du flot optique, réalisée sur

les pixels de l'image, et une estimation des discontinuités de mouvements, réalisée sur des sites correspondant aux transitions entre pixels (champ dual) [Heitz et Bouthemy 1993]. Le champ de Markov utilisé combine ces deux familles de sites, les potentiels de cliques associés établissant le lien entre les deux types d'information. Cette combinaison du champ correspondant aux pixels et du champ dual a aussi été utilisée par Konrad [Konrad et Dubois 1992]. Permettant la détection d'occlusions, elle a notamment été appliquée pour l'analyse de séquences vidéo.

Une autre application de la théorie markovienne à l'estimation de mouvement est la prise en compte d'interactions non plus spatiales mais temporelles. Ainsi, Fablet utilise des chaînes de Markov pour modéliser le comportement causal du mouvement dans des séquences vidéo [Fablet et Bouthemy 2003].

Des interactions spatio-temporelles ont également été introduites pour la reconstruction tridimensionnelle de structures cardiaques en stéréovision [Medina et al. 1997].

Les modèles de Markov ont aussi été utilisés pour imposer des contraintes de lissage à des modèles déformables dans le cadre de segmentation et de suivi d'objets. Ainsi, Kervrann utilise un modèle de Markov afin de modéliser les déformations locales (δ) d'un modèle de forme bidimensionnel [Kervrann et Heitz 1998]. Un modèle de Gauss-Markov, est utilisé suivant un voisinage du premier ordre. La probabilité d'une réalisation δ est donnée par :

$$\mathrm{P}(\delta) = \frac{1}{Z_p} \exp\left\{ -\frac{1}{2} \sum_{i=1}^{n} \left\{ \frac{1}{\epsilon_i^2} \|\delta_i - \delta_{i-1}\|^2 + \frac{1}{\sigma_i^2} \|\delta_i\|^2 \right\} \right\} , \tag{4.23}$$

où δ_i correspond au vecteur de déplacement estimé au site i et les paramètres ϵ_i^2 et σ_i^2 peuvent être interprétés comme des paramètres de variance. ϵ_i^2 contrôle ainsi le lissage des déformations locales alors que σ_i^2 contrôle leur amplitude.

Friedland modélise le contour ventriculaire par un champ monodimensionnel dont les étiquettes correspondent à la longueur du rayon entre le centre de gravité de l'objet et le point contour [Friedland et Adam 1989]. La modélisation markovienne est alors utilisée pour imposer la régularité du contour étudié. Cette méthode a été par la suite reprise et augmentée de modèles liés à la modalité d'acquisition échographique [Martín-Fernández et Alberola-López 2005].

4.2.2.3 Optimisation du champ des étiquettes

Différents algorithmes d'optimisation peuvent être envisagés afin d'optimiser le champ des étiquettes en maximisant $\mathrm{P}(f|d)$. Ils sont généralement classés en algorithmes stochastiques et déterministes.

Les algorithmes stochastiques permettent d'atteindre une valeur représentative du minimum global de la fonction d'énergie. Cette optimalité est atteinte au prix d'un temps de convergence élevé.

Par contre, les algorithmes déterministes ont pour inconvénient de pouvoir converger vers un minimum local. Ils sont donc très dépendants de la réalisation utilisée comme initialisation Ils ont cependant un temps de convergence très inférieur à celui des algorithmes stochastiques.

Dans la littérature, les méthodes ayant reçu le plus d'attention pour l'optimisation dans un cadre markovien sont, pour les algorithmes stochastiques, la recherche aléatoire combinée à un recuit simulé et, pour les algorithmes déterministes, les modes conditionnels itérés (ICM, *Iterative Conditional Mode*).

Les méthodes de recherche aléatoire réalisent un échantillonnage de la distribution $\mathrm{P}(f|d)$ suivant une chaîne de Markov. Deux principales méthodes sont utilisées, l'algorithme de Metropolis et l'échantillonneur de Gibbs, toutes deux souvent combinées à un recuit simulé afin d'atteindre le minimum global.

Algorithme de Metropolis L'algorithme de Metropolis [Metropolis et al. 1953] génère une séquence de configurations, de type chaîne de Markov, suivant une procédure de Monte Carlo. D'abord proposé pour simuler le comportement d'un système de particules en équilibre thermique à la température T, il s'applique en visitant aléatoirement et itérativement les sites du champ de Markov considéré et en modifiant les étiquettes associées. Ainsi, si le site s est visité à l'itération $i+1$, la procédure suivante est appliquée :

- une étiquette à tester f_s^{i+1} est sélectionnée parmi l'ensemble des étiquettes Λ ; Cette sélection est réalisée aléatoirement suivant une distribution uniforme ;
- la variation d'énergie ΔU, résultant du changement possible d'étiquette du site s (de f_s^t à f_s^{t+1}), est calculée ;
- si la variation d'énergie est négative ou nulle, l'étiquette testée est acceptée ; dans le cas contraire, une variable a est tirée aléatoirement selon une loi uniforme sur $[0,1]$; si $a < \exp\left\{-\frac{\Delta U}{T}\right\}$, l'étiquette testée est acceptée ; elle est rejetée dans le cas contraire.

Calculer la variation d'énergie revient à estimer $\frac{\mathrm{P}(f^{t+1})}{\mathrm{P}(f^t)}$, ce qui évite d'avoir à évaluer la fonction de partition Z.

Échantillonneur de Gibbs Pour l'échantillonneur de Gibbs, l'acceptation ou le rejet d'une étiquette ne repose plus sur un calcul de variation d'énergie mais sur l'estimation d'une probabilité conditionnelle [Geman et Geman 1984]. Celle-ci évalue la probabilité que le site s soit associé à l'étiquette λ :

$$p_\lambda = \mathrm{P}(f_s = \lambda | f_{\mathcal{N}_s}) \; \forall \lambda \in \Lambda \; , \tag{4.24}$$

où $f_{\mathcal{N}_s}$ représente les étiquettes des sites voisins du site s. L'étiquette λ est alors sélectionnée avec la probabilité p_λ.

Recuit simulé Afin d'améliorer le résultat de la convergence face à la présence de minima locaux, le recuit simulé est souvent considéré dans l'implémentation des méthodes de recherche aléatoire, ce qui engendre cependant une augmentation importante du temps de convergence.

La recherche aléatoire est alors liée à une valeur de température qui décroît le long des itérations. En début de processus, lorsque la température est élevée, même les confi-

gurations testées faisant croître l'énergie peuvent être acceptées. Ensuite, plus la température diminue, moins les configurations de ce type sont acceptées, jusqu'à ce que, pour une température proche de zéro, elles soient toutes refusées. Cette procédure de décroissance de la température permet de sortir des minima locaux et d'aller vers un minimum global.

La méthode du recuit simulé est décrite par l'algorithme 1.

Algorithme 1 – Recuit simulé

```
système_courant := système_de_départ
 T :=T0
tant que système_évolue
  nombre_essais_à_T :=0
  tant que nombre_essais_à_T < nombre_essais_max
    système_testé :=transformation_élémentaire(système_courant)
    nombre_essais_à_T := nombre_essais_à_T + 1
     ΔE := coût(système_testé) - coût(système_courant)
    si ΔE ≤ 0 alors
      système_courant := système_testé
    sinon
      a :=aléatoire(0,1)
      si a ≤ exp{-ΔE/T} alors
        système_courant := système_testé
      fin si
    fin si
  fin tant que
   T :=diminution(T)
fin tant que
```

La loi de décroissance de la température joue un rôle important : elle ne doit pas être trop rapide, sous peine de converger vers un minimum local et plus elle est lente, plus le temps de convergence sera important. Geman [Geman et Geman 1984] propose d'utiliser la loi :

$$T(i) = \frac{C}{\ln(1+i)} \ , \tag{4.25}$$

où $T(i)$ est la température à l'itération i et C est une constante de faible valeur (Geman utilise, dans le cadre de la restauration d'images, une valeur de 3.0 ou 4.0).

Kirkpatrick [Kirkpatrick et al. 1983] propose la loi suivante :

$$T(i) = \beta^i \times T(0) \ . \tag{4.26}$$

Le paramètre β, généralement de valeur choisie entre 0.8 et 0.99, établit alors une loi de décroissance exponentielle. La valeur de la température initiale $T(0)$ est choisie relativement élevée pour que le pourcentage de configurations acceptées soit important en début de processus.

Modes Conditionnels Itérés L'algorithme déterministe des Modes Conditionnels Itérés [Besag 1986] consiste à chercher, pour chaque site du champ, l'étiquette qui maximise la probabilité conditionnelle *a posteriori* $\mathrm{P}(f_s|d, f_{\mathcal{S}-\{s\}})$. Deux hypothèses sont alors considérées. Selon la première, les composantes de l'observation sont conditionnellement indépendantes étant donnée l'étiquette f_s et chaque composante de l'observation a la même distribution de probabilité conditionnelle $\mathrm{P}(d_s|f_s)$ dépendant uniquement de f_s. La distribution de probabilité conditionnelle de l'observation est alors donnée par :

$$\mathrm{P}(d|f) = \prod_s \mathrm{P}(d_s|f_s) \ . \tag{4.27}$$

La deuxième hypothèse est que f_s ne dépend que des étiquettes associées aux sites du voisinage de s, ce qui correspond à la propriété markovienne du champ considéré.

D'après ces deux hypothèses et le théorème de Bayes, la probabilité conditionnelle *a posteriori* est donnée par :

$$\mathrm{P}(f_s|d, f_{\mathcal{S}-\{s\}}) \propto \mathrm{P}(d_s|f_s)\,\mathrm{P}(f_s|f_{\mathcal{N}_s}) \ , \tag{4.28}$$

ce qui permet d'effectuer la maximisation locale de $\mathrm{P}(f_s|d, f_{\mathcal{S}-\{s\}})$, assurant la convergence vers le premier minimum local. Cette méthode est donc très dépendante de la réalisation utilisée comme initialisation.

4.2.3 Méthodes proposées et choix effectués

Les deux approches proposées, surface-surface et surface-volume, sont toutes deux articulées autour d'une mise en correspondance formulée dans un cadre bayesien et faisant appel à une modélisation markovienne.

Suivant l'équation 4.8, deux probabilités sont à modéliser : la distribution de probabilité des étiquettes $\mathrm{P}(f)$, permettant d'intégrer une connaissance *a priori* du champ à estimer et la distribution de probabilité conditionnelle $\mathrm{P}(d|f)$ effectuant le lien entre observations et champ à estimer.

4.2.3.1 Distribution de probabilité des étiquettes : définition du modèle markovien

Les caractéristiques mécaniques du muscle myocardique, bien qu'entraînant des déformations non-rigides, impliquent une cohérence spatio-temporelle locale des déplacements de la paroi cardiaque. Cette cohérence est ici modélisée par un champ markovien qui fournit, par la définition locale de cliques et de leurs potentiels d'interaction, une fonction de probabilité globale $\mathrm{P}(f)$ associée à chaque réalisation du champ de déplacement f.

Définition des sites et de leur voisinage Que ce soit pour la méthode surface-surface ou surface-volume, le champ de déplacement est estimé sur les nœuds du maillage représentant l'objet étudié (l'endocarde) à l'instant t. Pour les deux méthodes, l'ensemble $\mathcal{S}$ des sites du champ de Markov considéré est alors constitué des nœuds de ce

maillage. Celui-ci, constitué de nœuds et de cellules, elles-mêmes constituées d'arêtes, peut être considéré comme étant un graphe $G = \{\mathcal{S},\mathcal{U}\}$, $\mathcal{U}$ étant l'ensemble des arêtes. Suivant la définition 4.9, $\mathcal{U}$ définit une fonction de voisinage $\mathcal{N}$ qui, à chaque site s, associe son voisinage $\mathcal{N}_s$. Ce voisinage $\mathcal{N}_s$ est limité aux nœuds directement connectés à s et est considéré comme étant le voisinage de premier ordre du site s ($\mathcal{N}_s^1$). Des voisinages d'ordres supérieurs peuvent être considérés en y ajoutant récursivement le voisinage du premier ordre des sites appartenant au voisinage d'ordre immédiatement inférieur (voir figure 4.2.3.1). Ainsi, si le voisinage d'ordre n du site s est noté $\mathcal{N}_s^n$, on a alors :

$$\mathcal{N}_s^1 = \{t \in \mathcal{S} | \{s,t\} \in \mathcal{U}\} \ , \tag{4.29}$$

$$\mathcal{N}_s^2 = \mathcal{N}_s^1 \cup \left\{t \in \mathcal{S} | \mathcal{N}_t^1 \cap \mathcal{N}_s^1 \neq \emptyset\right\} \tag{4.30}$$

et de façon générale :

$$\mathcal{N}_s^n = \mathcal{N}_s^1 \cup \mathcal{N}_s^2 \cup \cdots \cup \mathcal{N}_s^{n-1} \cup \left\{t \in \mathcal{S} | \mathcal{N}_t^1 \cap \mathcal{N}_s^{n-1} \neq \emptyset\right\} \ . \tag{4.31}$$

L'ordre N_{markov} utilisé dans l'établissement des voisinages est un paramètre du modèle markovien. L'approche utilisée pour le sélectionner sera décrite au chapitre 5. On considérera dans la suite de ce chapitre que cette sélection a été faite et, afin d'alléger les notations, le voisinage du site s sera noté $\mathcal{N}_s$.

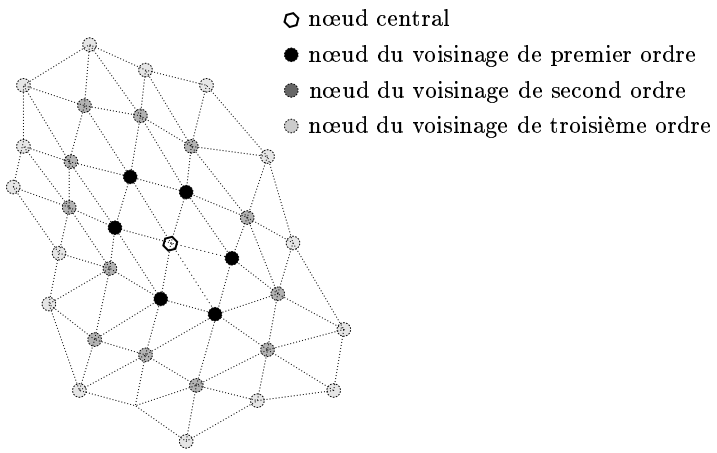


Figure 4.14 – Différents ordres de voisinage d'un maillage.

Définition des cliques L'ensemble $\mathcal{C}$ des cliques est défini comme :

$$\mathcal{C} = \mathcal{S} \cup \{\{s,t\} | s \in \mathcal{S}, t \in \mathcal{N}_s\} \ , \tag{4.32}$$

c'est-à-dire que $\mathcal{C}$ regroupe l'ensemble des singletons de $\mathcal{S}$ et l'ensemble des paires de sites voisins. On notera $\mathcal{C}_1$ l'ensemble des cliques contenant un seul site et $\mathcal{C}_2$ l'ensemble des cliques contenant deux sites.

Définition des étiquettes Pour l'approche surface-surface, la mise en correspondance est réalisée entre les nœuds du maillage correspondant à l'instant t (S_t) et les nœuds du maillage correspondant à l'instant suivant $t+1$ (S_{t+1}). L'ensemble Λ des étiquettes est donc considéré comme étant l'ensemble des nœuds de ce second maillage.

Pour l'approche surface-volume, la mise en correspondance est effectuée entre les nœuds du maillage S_t et les voxels du volume correspondant à l'instant suivant $t+1$ (V_{t+1}). L'ensemble Λ est considéré comme étant l'ensemble des voxels de ce volume.

Quelle que soit l'approche considérée, il est possible d'associer le mouvement correspondant à chaque couple site-étiquette ($\{s, f_s\}$). Dans la suite, ce mouvement sera noté $\overrightarrow{f_s}$.

Définition des potentiels de clique Deux potentiels de cliques V_1 et V_2 sont définis, suivant qu'ils portent sur l'ensemble de cliques $\mathcal{C}_1$ ou $\mathcal{C}_2$. Suivant l'équation 4.17, la fonction d'énergie globale $U(f)$ est alors définie par :

$$U(f) = \sum_{c \in \mathcal{C}_1} V_1(c) + \sum_{c \in \mathcal{C}_2} V_2(c) \ , \tag{4.33}$$

soit :

$$U(f) = \sum_{s \in \mathcal{S}} V_1(f_s) + \sum_{s \in \mathcal{S}} \sum_{t \in \mathcal{N}_s} V_2(f_s, f_t) \ . \tag{4.34}$$

De par la résolution temporelle des séquences dynamiques utilisées, le mouvement estimé entre deux instants consécutifs peut être considéré comme étant d'amplitude modérée. Cette connaissance sur le champ à estimer peut être intégrée dans le modèle markovien, avec un poids plus ou moins fort, par l'intermédiaire de la définition du terme V_1. En effet, celui-ci modélise un *a priori* sur la probabilité des différentes étiquettes appartenant à Λ. Ainsi,

$$V_1(f_s) = \alpha_{dist} \|\overrightarrow{f_s}\| \ , \tag{4.35}$$

avec α_{dist} un facteur pondérant l'influence de ce terme.

Le potentiel V_2 permet quant à lui de favoriser l'obtention de champs spatialement cohérents, c'est-à-dire relativement lisses. Ce potentiel est ainsi défini par :

$$V_2(f_s, f_t) = \alpha_{reg} \frac{\|\overrightarrow{f_s} - \overrightarrow{f_t}\|}{\mathrm{dist}\,(s,t)} \ , \tag{4.36}$$

où α_{reg} est un facteur de poids indépendant de la clique considérée et $\mathrm{dist}(s,t)$ correspond à la distance euclidienne entre les sites s et t.

Distribution de probabilité des étiquettes D'après ces définitions, et suivant la théorie markovienne, la distribution de probabilité des étiquettes est donnée suivant une énergie globale $U(f)$:

$$\mathrm{P}(f) = \frac{1}{Z} \exp\{-U(f)\} = \frac{1}{Z} \exp\left\{ -\alpha_{dist} \sum_{s \in \mathcal{S}} \|\overrightarrow{f_s}\| - \alpha_{reg} \sum_{s \in \mathcal{S}} \sum_{t \in \mathcal{N}_s} \frac{\|\overrightarrow{f_s} - \overrightarrow{f_t}\|}{\mathrm{dist}\,(s,t)} \right\} \ , \tag{4.37}$$

où Z est la constante de normalisation donnée par :

$$Z = \sum_{f \in \Omega} U(f) \ . \tag{4.38}$$

4.2.3.2 Distribution de probabilité conditionnelle de l'observation

La définition de la distribution de probabilité conditionnelle des observations $\mathrm{P}(d|f)$ établit le lien entre champ de mouvements estimés et observations. Elle repose sur la mise en regard, suivant la réalisation estimée, des observations issues des représentations de l'objet aux instants t et $t+1$.

L'objectif est donc ici d'estimer les caractéristiques de l'objet à l'instant $t+1$ suivant la réalisation f. Ces caractéristiques doivent être quantitatives et permettre de comparer deux entités, issues des deux instants, par l'apport d'une mesure de correspondance locale.

La mesure de correspondance locale repose sur les paramètres descriptifs, décrits section 4.1.1, et diffère selon l'approche considérée.

Approche surface-surface La mesure de correspondance locale entre deux nœuds, n_1 et n_2, est donnée par :

$$V_D(n_1, n_2) = \alpha_{courbM} \left(|H(n_1) - H(n_2)|\right) + \alpha_{courbG} \left(|K(n_1) - K(n_2)|\right) \ , \tag{4.39}$$

où $H(x)$ représente la courbure moyenne du nœud x, $K(x)$ sa courbure gaussienne et α_{courbM} et α_{courbG} sont des facteurs de poids.

Approche surface-volume La mesure de correspondance locale entre un nœud n un voxel v est donnée par :

$$V_D(n, v) = \alpha_{contour} \left(C(v)\right) + \alpha_{topo} \left(T(n, v)\right) \ , \tag{4.40}$$

où $C()$ est la fonction associant à un voxel la probabilité qu'il appartienne à un contour (voir section 4.1.1.2), $T(n, v)$ est le terme de correspondance topologique entre le nœud n et le voxel v et $\alpha_{contour}$ et α_{topo} sont des facteurs de pondération.

Quelle que soit l'approche considérée, d'autres paramètres descriptifs peuvent être ajoutés à ces mesures de correspondance locale (voir section 4.1.1).

À partir de ces mesures, une énergie globale, à minimiser, est définie. Cette énergie globale est évaluée sur l'ensemble des sites à partir de la mesure de correspondance locale établie pour chaque site s (correspondant à un nœud) et l'étiquette qui lui est attribuée f_s (correspondant à un voxel) :

$$U_D(f, d) = \sum_{s \in S} V_D(s, f_s) \ . \tag{4.41}$$

La distribution de probabilité conditionnelle est alors modélisée par :

$$\mathrm{P}(d|f) = \exp\left\{-U_D(f, d)\right\} \ . \tag{4.42}$$

4.2.3.3 Distribution de probabilité conditionnelle *a posteriori*

La distribution de probabilité conditionnelle *a posteriori* $\mathrm{P}(f|d)$ est finalement donnée par :

$$\mathrm{P}(f|d) \propto \mathrm{P}(f)\,\mathrm{P}(d|f) = \frac{1}{Z}\exp\{U(f,d)\} \tag{4.43}$$

avec :

$$U(f,d) = U(f) + U_D(f,d)\ . \tag{4.44}$$

4.2.3.4 Optimisation du champ des étiquettes

Afin d'obtenir les correspondances, et donc le mouvement, les plus probables au sens du modèle utilisé, le champ des étiquettes doit être optimisé. Ceci est réalisé par l'intermédiaire de la minimisation de l'énergie globale $U(f,d)$.

Comme il sera décrit en détails dans la section 4.3, cette optimisation est accélérée par l'utilisation d'un schéma multirésolution qui permet de n'appliquer une méthode stochastique qu'à la résolution la plus basse, l'optimisation aux résolutions supérieures étant réalisée par une approche déterministe.

Ainsi, les deux approches décrites précédemment, recuit simulé et ICM, seront utilisées. Nous en décrivons ici les modalités d'application, à une résolution fixée.

Recuit simulé

Initialisation de la température La température initiale du recuit simulé (T_0) est choisie de telle sorte qu'en début d'exécution de l'algorithme, des solutions moins bonnes que la solution courante soient acceptées. La température T_0 peut ainsi être calculée suivant un taux d'acceptation initial moyen des solutions entraînant une augmentation d'énergie [Teghem et Pirlot 2002]. Pour calculer T_0, une simulation doit être réalisée afin de déterminer la détérioration moyenne $\overline{\Delta E}$ de l'énergie E en partant de la solution initiale fixe. Si le taux d'acceptation initial est noté P_{init}, on doit alors avoir :

$$\exp\left\{-\frac{\overline{\Delta E}}{T_0}\right\} = P_{init}\ , \tag{4.45}$$

soit :

$$T_0 = -\frac{\overline{\Delta E}}{\ln\left(P_{init}\right)}\ . \tag{4.46}$$

Pour estimer $\overline{\Delta E}$, un premier parcours des sites est réalisé. Pour chaque site s, une correspondance à tester est sélectionnée dans le voisinage de la correspondance courante et la variation d'énergie ΔE_s est calculée. $\overline{\Delta E}$ est finalement estimée par :

$$\overline{\Delta E} = \sum_{s\in\mathcal{S}/\Delta E_s>0} \Delta E_s\ . \tag{4.47}$$

Loi de décroissance de la température La loi de décroissance de la température du recuit simulé est donnée par :

$$T_i = (\beta_T)^i T_0 \ , \tag{4.48}$$

où β_T est un paramètre, compris entre 0 et 1, déterminant la rapidité de décroissance de la température.

Critère d'arrêt L'optimisation est itérée tant que le système ne vérifie pas un critère de stabilité déterminé en fonction du nombre de correspondances testées puis refusées.

Modes conditionnels itérés

Tout comme pour le recuit simulé, le critère d'arrêt de l'ICM est déterminé en fonction du nombre de correspondances testées et refusées. Ainsi, lorsqu'un nombre P_{stab} de correspondances ont été refusées, le système est considéré comme étant stabilisé et l'algorithme est arrêté. P_{stab} est défini comme un pourcentage du nombre de sites du champ aléatoire.

Correspondances testées

Que ce soit pour l'utilisation du recuit simulé ou de l'ICM, afin d'accélérer le processus d'optimisation, l'ensemble des étiquettes pouvant être attribué à chaque site ne regroupe pas toutes les étiquettes de Λ. Suivant les propriétés de cohérence spatio-temporelle de l'objet étudié, tester des étiquettes spatialement très éloignées est inutile. En effet, de par la formulation des termes énergétiques privilégiant des champs réguliers et des amplitudes de mouvement modérées, ces étiquettes seraient refusées.

L'ensemble des étiquettes attribuables à un site s est ainsi constitué des étiquettes voisines de l'étiquette courante. Par exemple, pour l'approche surface-volume, seuls les voxels appartenant au voisinage du voxel correspondant courant peuvent être testés.

L'ordre de ce voisinage, noté N_{test}, est paramétrable.

4.3 Cadre multirésolution

Plusieurs raisons plaident pour l'utilisation d'un schéma multirésolution.

D'une part, à résolution maximale, les images (issues du processus d'acquisition) représentent un volume de données élevé. Les séquences acquises contiennent ainsi jusqu'à 20 volume images composés d'environ 300 coupes de 512×512 voxels. Les maillages, résultant des prétraitements décrits précédemment et représentant la surface endocardique gauche sont alors composés d'environ 300000 nœuds. Que ce soit pour l'approche surface-surface ou pour l'approche surface-volume, l'utilisation d'un algorithme de minimisation stochastique, tel que le recuit simulé, est alors, de par le temps de calcul nécessaire, inenvisageable.

Une approche hiérarchique permet d'obtenir l'estimation du mouvement à une résolution inférieure. Le temps de calcul est alors considérablement réduit, et la présence

de minima locaux limitée. De plus, ce type d'approche permet l'estimation de mouvements d'amplitude plus importante. En effet, plus la résolution est basse, plus le pas d'échantillonnage des données est important. Un déplacement de forte amplitude à une résolution donnée correspond alors à un déplacement d'amplitude moindre à résolution inférieure. À l'opposé, des mouvements de très faible amplitude ne pourront être détectés à basse résolution.

Le résultat de cette estimation à résolution inférieure peut servir d'initialisation au processus d'estimation réalisé à la résolution supérieure. Cette initialisation pouvant être considérée comme étant relativement proche du minimum global, les méthodes d'optimisation déterministes peuvent alors être utilisées.

D'autre part, la mise en correspondance des entités est réalisée suivant, entre autres, des critères topologiques. Ces critères topologiques, prenant en compte un voisinage limité, sont hautement dépendants de la résolution suivant laquelle les surfaces sont décrites. Ainsi, les appliquer selon un schéma hiérarchique favorise la prise en compte de différents niveaux de détails anatomiques (voir figure 4.15), permettant une focalisation plus rapide de l'estimateur.

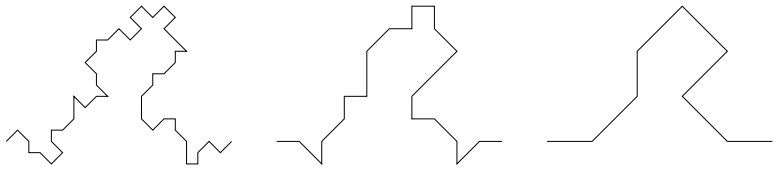


Figure 4.15 – Différents niveaux de détails suivant trois résolutions successives.

L'application des champs de Markov dans un cadre multirésolution n'est pas immédiate. En effet, puisque la propriété markovienne décrit le comportement local du modèle, il est légitime de se demander si elle est préservée lorsque la résolution du modèle est diminuée. Ainsi, dans cette section, nous exposerons tout d'abord les différentes solutions avancées dans la littérature. Puis, les champs de Markov considérés dans les approches surface-surface et surface-volume étant définis sur des maillages de surface, nous évoquerons les différentes solutions envisageables pour en diminuer la résolution. Nous expliciterons alors les méthodes proposées et leurs conséquences sur la définition du champ markovien et de l'espace des configurations.

4.3.1 Champs de Markov et multirésolution

L'application des champs de Markov dans un contexte de multirésolution a été réalisée dans plusieurs des problématiques évoquées précédemment (reconstruction de surface, estimation de contours, segmentation, estimation de mouvement, ...). Nous nous limitons ici à des approches de type «grossier-à-fin» (*coarse-to-fine*) pour lesquelles les données, accessibles à une résolution élevée unique, sont sous-échantillonnées afin d'optimiser et de simplifier la résolution du problème posé. Les méthodes reposant

sur l'utilisation de données acquises à différentes résolutions ne seront pas ici traitées (voir [Willsky 2002] pour un état de l'art sur cette thématique).

La principale difficulté de l'application de la théorie markovienne dans un cadre de multirésolution est le choix des paramètres du modèle aux différentes résolutions.

Ainsi, si des auteurs ont considéré le même modèle à chaque résolution (voir par exemple [Konrad et Dubois 1992]), des études ont porté sur la validité de la propriété markovienne aux différentes résolutions.

Évoquons tout d'abord, même si elle ne correspond pas à une représentation multirésolution, une première approche qui consiste à considérer une décomposition multi-échelle. Le problème représenté à l'échelle inférieure n'est alors pas une approximation du problème mais correspond exactement au problème initial. Seul l'ensemble des solutions est réduit en considérant que la solution est constante par morceau sur des blocs de tailles décroissantes, ce qui revient à attribuer une étiquette par bloc [Bouman et Liu 1991, Heitz et al. 1994]. La figure 4.16 illustre cette approche dans une problématique d'estimation de mouvement : à l'échelle la plus basse, tous les sites sont considérés comme ayant un mouvement identique ; ensuite, plus l'échelle augmente, plus la taille des blocs sur lesquels la solution est constante diminue.

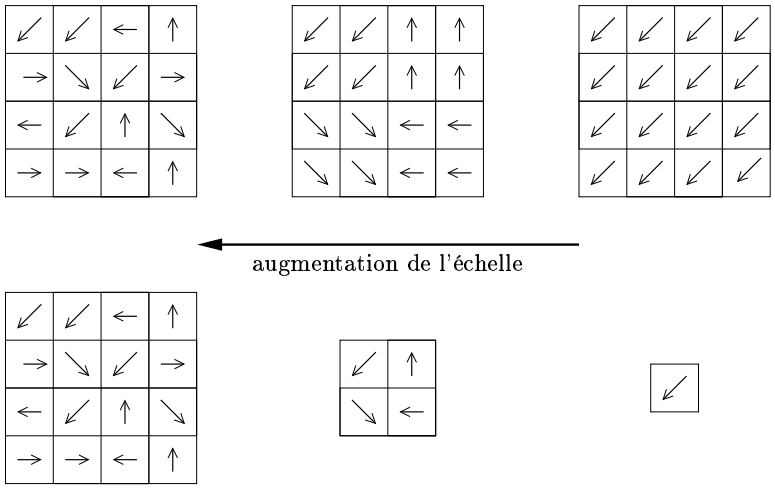


Figure 4.16 – Solutions constantes par morceau (haut de la figure) et sites associés (bas de la figure) à trois échelles.

Une autre approche, la multirésolution, considère que la résolution inférieure fournit une approximation du problème initial. Parmi ce type de méthodes, les techniques dite «de renormalisation» ont connu un certain succès [Gidas 1989, Nicholls et Petrou 1992, Geiger et Kogler 1993, Descombes et al. 1999]. À partir d'un champ de Markov formalisé à la résolution maximale, ces approches reposent sur la re-formulation de la loi marginale (déterminant les interactions locales) sur un nouvel ensemble de sites correspondant à une résolution inférieure. Deux méthodes sont utilisées afin de générer ce nouvel ensemble de sites : le regroupement en blocs et la décimation. Le regroupement en blocs consiste à générer des nouveaux sites en considérant le centre de blocs réguliers et

disjoints, composés d'ensembles de sites originaux (voir figure 4.17) [Gidas 1989]. La décimation consiste en la suppression régulière de sites, différents schémas de suppression pouvant être utilisés (voir figure 4.18) [Geiger et Kogler 1993, Descombes et al. 1999].

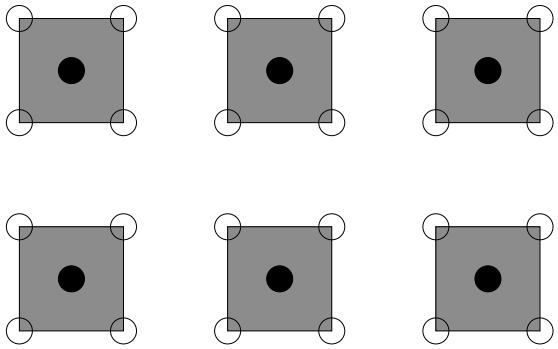


Figure 4.17 – Renormalisation par blocs : un bloc de quatre sites originaux (disques blancs) est composé ; le nouveau site sera le centre de cet ensemble (disques noirs)).

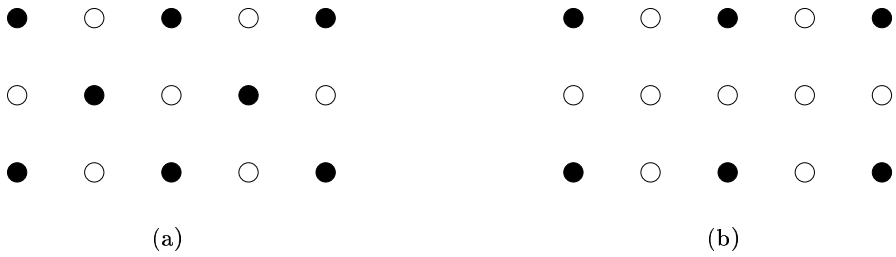


Figure 4.18 – Deux schémas de renormalisation par décimation (les sites représentés par des disques blancs sont supprimés ; les sites représentés par des disques noirs sont conservés.).

La propagation de la loi marginale, initialement formulée à la résolution maximale, doit ensuite être réalisée en prenant en compte les interactions associant des sites supprimés. La taille du voisinage considéré est donc alors augmentée. La re-formulation de la loi marginale est, pour la plupart des modèles, trop complexe pour être mise en œuvre. Seul le modèle gaussien, utilisé par la plupart des auteurs, permet d'envisager une propagation. Par exemple, Descombes [Descombes et al. 1999] considère un modèle de Markov gaussien à quatre voisins, renormalisé à la résolution inférieure à un modèle gaussien à huit voisins (voir figure 4.19).

De façon plus générale, Pérez a étudié la restriction d'un champ de Markov à un sous-ensemble (correspondant ici à la résolution inférieure) de l'ensemble des sites originaux [Pérez et Heitz 1996]. Deux sites sont alors considérés comme étant voisins s'ils sont voisins dans l'ensemble original ou s'il existe un chemin les joignant ne passant pas, à l'exception des sites terminaux, par le sous-ensemble considéré. Par exemple, dans le cas d'un graphe bidimensionnel régulier associé à un voisinage d'ordre 1, le voisinage correspond à celui présenté figure 4.19. Suivant cette figure, à résolution

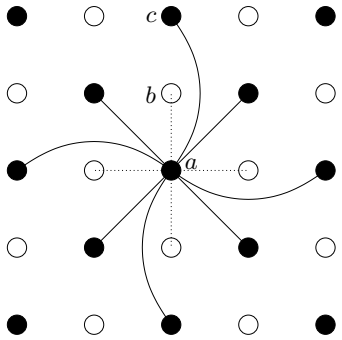


Figure 4.19 – Voisinage issu d'une renormalisation par décimation (en blanc sont représentés les sites décimés, en noir les sites conservés ; les interactions locales sont représentées par des traits discontinus pour la résolution supérieure et par des traits continus pour la résolution inférieure).

inférieure, le nœud c est considéré comme appartenant au voisinage du nœud a. En effet, il existe un chemin $(a - b - c)$ reliant a à c et ne passant pas par le sous-ensemble considéré (en l'occurrence passant par le nœud b).

Le lien entre les différentes résolutions peut être réalisé de diverses manières.

Il peut ainsi être modélisé par l'utilisation d'arbres quaternaires selon lesquels les lois marginales ne dépendent que du site père du site considéré (voir figure 4.20) [Bouman et Shapiro 1994, Laferté et al. 2000, Provost et al. 2004].

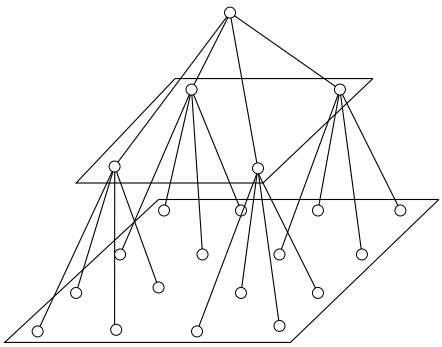


Figure 4.20 – Arbre quaternaire modélisant les relations entre résolutions.

À l'opposé, de nombreuses méthodes considèrent chaque résolution indépendamment, le passage d'une résolution à l'autre étant réalisé par l'interpolation du résultat obtenu à une résolution pour l'initialisation du processus d'optimisation à la résolution supérieure.

Certains auteurs ont, quant à eux, ajouté au modèle statistique un lien entre résolutions, modélisé par des cliques associant des sites à différentes résolutions (voir figure 4.21) [Kato et al. 1996, Comer et Delp 1999, Cheng et Bouman 2001].

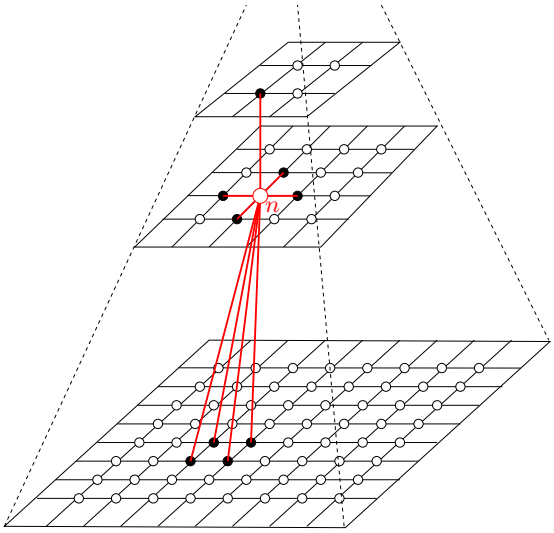


Figure 4.21 – Lien entre résolutions modélisé par la définition des cliques (exemple des cliques associées au nœud n) (d'après [Kato et al. 1996]).

L'utilisation de la multirésolution entraîne, aux faibles résolutions, un lissage de la fonction d'énergie. L'influence des minima locaux étant alors moindre qu'aux résolutions supérieures, les méthodes d'optimisation déterministes, telles l'ICM, sont le plus souvent utilisées. Cependant, Kato propose une méthode d'optimisation dédiée à la multirésolution : le recuit multi-température reposant sur une méthode de recuit pour laquelle la température de départ est de plus en plus basse lors du traitement des données à résolution croissante [Kato et al. 1996].

Ces différentes méthodes, appliquées pour la plupart à des images bidimensionnelles, utilisent des graphes réguliers correspondant à des grilles. Ainsi, pour le passage d'une résolution à la résolution inférieure, des schémas simples faisant intervenir une étape de sous-échantillonnage, généralement précédée d'une étape de filtrage, peuvent être utilisés. Ces méthodes de diminution de résolution ne sont pas directement applicables dans la problématique considérée.

En effet, que ce soit pour l'approche surface-surface ou surface-volume, les champs markoviens sont définis sur des maillages de surface. Des méthodes spécifiques, permettant l'analyse multirésolution de ces structures, doivent donc être utilisées. Les principales méthodes de diminution de maillage sont décrites dans la section suivante.

Les différentes approches décrites ci-dessus donnent cependant des indications importantes sur la définition des voisinages considérés à chaque résolution. Il faut ainsi remarquer que la diminution de résolution entraîne une augmentation de la taille du voisinage considéré dans le champ markovien. Ainsi, lorsque l'on considère une grille régulière, un sous-échantillonnage suivant un pas de deux entraîne une augmentation d'un facteur deux de la distance maximale entre deux sites.

Ce paramètre devra être pris en compte lors de la définition des voisinages des champs markoviens à chaque résolution.

4.3.2 Maillages hiérarchiques

Différentes techniques ont été proposées pour diminuer la résolution de maillages tridimensionnels (voir [Heckbert et Garland 1997, Garland 1999] pour des états de l'art). Les principales méthodes sont présentées ci-dessous.

Agrégation de nœuds Les méthodes d'agrégation (*clustering*) divisent l'espace suivant une grille régulière [Rossignac et Borrel 1993]. Tous les nœuds situés dans la même subdivision de l'espace sont unifiés en un nœud unique (voir figure 4.22). Cependant cette technique, ne tenant pas compte de la topologie de la surface, unifie des nœuds qui peuvent appartenir à des objets différents. Les altérations de la topologie peuvent donc être importantes.

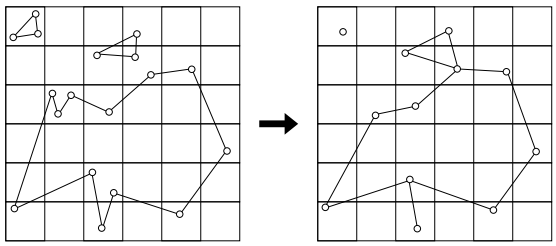


Figure 4.22 – Agrégation des nœuds d'un maillage en deux dimensions (d'après [Garland 1999]).

Décimation des nœuds À chaque étape d'un processus de décimation, un nœud à supprimer est sélectionné, toutes les cellules qui lui sont adjacentes sont supprimées et l'espace vide résultant est re-triangulé [Schroeder et al. 1992] (voir figure 4.23).

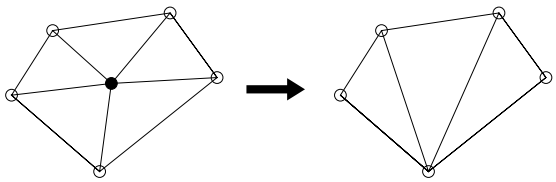


Figure 4.23 – Décimation du nœud central (d'après [Garland 1999]).

Contraction d'arêtes Cette méthode, assez proche de la précédente, est plus robuste [Algorri et Schmitt 1996]. Elle consiste à unifier deux nœuds voisins en un nœud unique puis à supprimer les cellules dégénérées (qui n'ont plus trois arêtes distinctes) (voir figure 4.24)

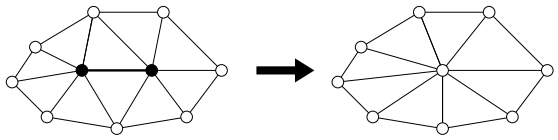


Figure 4.24 – Contraction d'arête (d'après [Garland 1999]).

Décomposition en ondelettes L'application de la décomposition en ondelettes à des maillages a été réalisée dans des problématiques d'affinage de surface [Stollnitz et al. 1995] et de compression multirésolution [Lounsbery et al. 1997, Valette et Prost 2004]. L'objectif est alors de regénérer le maillage à résolution élevée à partir de son approximation à faible résolution et des coefficients d'ondelettes. Ceux-ci correspondent en la différence entre maillage souhaité et maillage issu d'une subdivision des cellules du maillage. Ces approches, pour la diminution de résolution, reposent par ailleurs sur des méthodes comparables à celles décrites précédemment.

Dans le cadre des méthodes considérées, l'objectif est de générer un ensemble de maillages hiérarchiques respectant les contraintes établies préalablement sur les pas d'échantillonnage des coordonnées des nœuds. Les méthodes de contraction d'arête apparaissent appropriées pour réaliser une telle diminution de résolution. Elles permettent en effet, par le choix des arêtes à contracter, de contrôler la conservation des nœuds ou leur suppression suivant les coordonnées de ceux-ci. Cela nous permettra de conserver les nœuds correspondant au pas d'échantillonnage souhaité et de fusionner les autres. Cette méthode est décrite plus précisément dans la suite de cette section. Les caractéristiques du champ markovien à chaque résolution, déterminées suivant les conclusions tirées précédemment, y seront par ailleurs détaillées.

4.3.3 Approche proposée et choix effectués

Dans cette section, nous décrivons les modalités d'application de la mise en correspondance dans un cadre multirésolution.

Pour ce faire, considérons le champ de Markov, défini à l'instant t. Les sites de ce champ sont les nœuds du maillage S_t^0, à la résolution initiale (résolution 0). L'ensemble des étiquettes (décrivant l'espace des configurations) est lui aussi à la résolution initiale ; il est noté Λ_{t+1}^0. L'application de la multirésolution à ce champ de Markov comprend trois étapes :

- la diminution de résolution de S_t^0 jusqu'à $S_t^{i_n}$, avec i_n la résolution la plus basse considérée ;
- la diminution de résolution de Λ_{t+1}^0 jusqu'à $\Lambda_{t+1}^{i_n}$;
- la mise en correspondance, appliquée itérativement suivant les résolutions i croissantes, entre S_t^i et Λ_{t+1}^i.

Cette étape de mise en correspondance itérative passe elle-même par plusieurs processus, décrits par la figure 4.25. À la résolution la plus basse i_n, le processus de mise

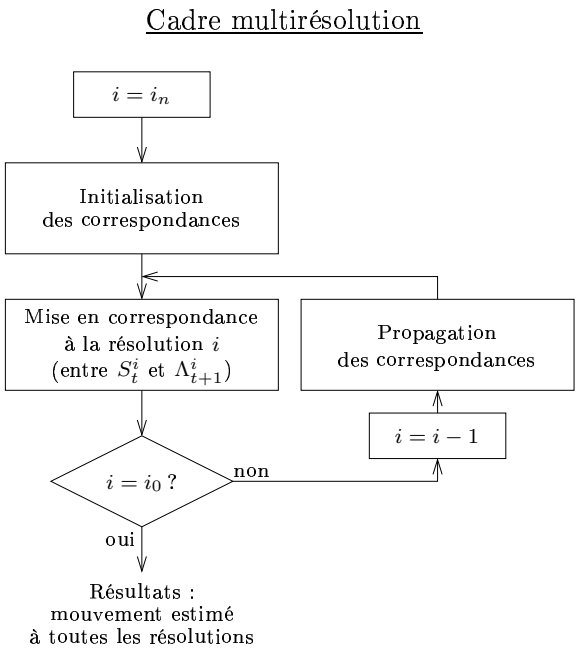


Figure 4.25 – Schéma résumant la mise en correspondance multirésolution.

en correspondance doit être initialisé. Puis, une fois les correspondances estimées, une étape de propagation transmet l'information de mouvement à la résolution supérieure. La transmission d'information d'une résolution à la résolution supérieure est réalisée par un processus de propagation des correspondances. L'application itérative de ces deux étapes (estimation des correspondances à la résolution i, transmission des résultats à la résolution $i-1$) permet finalement d'obtenir les correspondances à la résolution maximale souhaitée.

Cette section s'attache à décrire ces différents processus dans le cadre des approches surface-surface et surface-volume. Tout d'abord, les contraintes appliquées à la génération des maillages hiérarchiques, ainsi que les solutions apportées sont décrites. Les méthodes de diminution de résolution de l'espace des configurations (Λ_{t+1}^0) sont ensuite détaillées. Puis, les choix réalisés pour l'initialisation et la propagation des correspondances sont explicités. Enfin, les modalités d'application de la mise en correspondance à chaque résolution sont détaillées avec notamment la définition du champ markovien à chaque résolution et les procédures d'optimisation utilisées.

4.3.3.1 Maillages hiérarchiques

Rappelons que, quelle que soit l'approche considérée (surface-surface ou surface-volume), le champ de Markov étudié est défini sur les nœuds d'un maillage tridimensionnel. Afin de pouvoir réaliser la mise en correspondance, deux contraintes sont imposées. D'une part, les coordonnées des nœuds doivent être échantillonnées suivant un pas fixe (1 à la résolution originale). D'autre part, une contrainte de régularité des arêtes

du maillage est imposée. Par exemple, les arêtes du maillage ont comme longueur, à la résolution originale, une valeur appartenant à $\{1, \sqrt{2}, \sqrt{3}\}$.

Afin que la mise en correspondance puisse être réalisée à chaque résolution, ces contraintes doivent être propagées par le processus de diminution de résolution. L'objectif est donc ici, à partir du maillage original, correspondant à la résolution 0, d'obtenir une série de maillages sous-échantillonnés suivant des pas multipliés par 2 à chaque itération.

Ainsi, le maillage correspondant à la résolution i devra être composé de nœuds dont les coordonnées seront multiples de 2^i et dont les arêtes auront comme longueur un élément de $\{i, \sqrt{2}i, \sqrt{3}i\}$.

La méthode la plus appropriée à la problématique considérée est la contraction d'arêtes (principe présenté au paragraphe 4.3.2). Elle a en effet plusieurs avantages en plus de sa simplicité et de sa rapidité. D'une part, elle ne génère pas d'altération importante de la topologie du maillage. D'autre part, elle permet de contrôler l'emplacement des nœuds conservés, autorisant ainsi l'obtention du pas d'échantillonnage adéquat.

Un processus itératif, reposant sur cette technique, a été développé afin de transformer un maillage avec un pas d'échantillonnage de 2^i en un maillage avec un pas d'échantillonnage de 2^{i+1}.

Chacune des itérations est réalisée de la manière suivante : l'ensemble de nœuds est visité ; si le nœud visité n_1 correspond au pas d'échantillonnage 2^{i+1}, il est conservé ; sinon, l'ensemble des nœuds qui lui sont directement connectés sont examinés ; si l'un d'eux, noté n_2, correspond au pas d'échantillonnage 2^{i+1}, les deux nœuds sont contractés vers le nœud n_2 et les cellules dégénérées sont supprimées (voir figure 4.26 pour une illustration, en deux dimensions, de ce processus) ; dans le cas contraire le nœud n_1 n'est pas modifié durant cette itération.

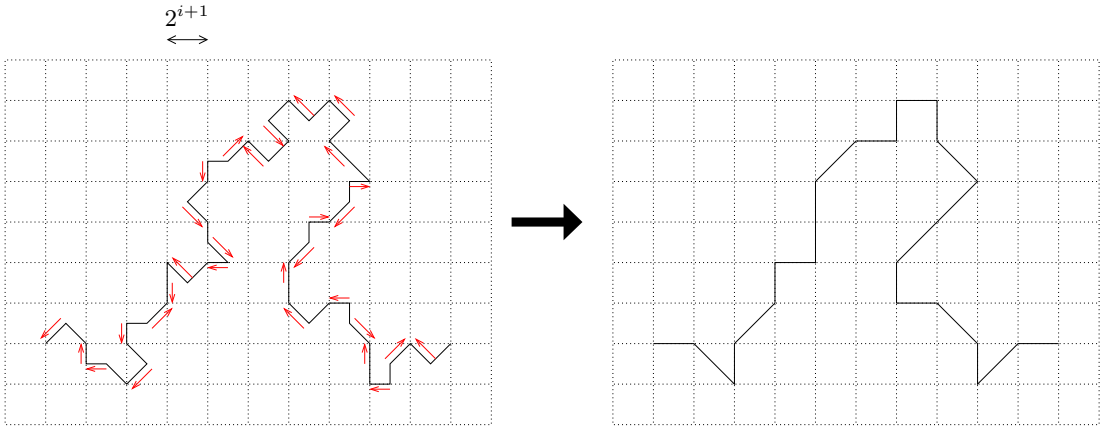


Figure 4.26 – Illustration, en deux dimensions, des contractions des nœuds ne correspondant pas au pas d'échantillonnage 2^{i+1} (les flèches correspondent aux contractions).

Comme le maillage original est un maillage régulier, c'est-à-dire qu'il ne comporte pas d'arête de longueur supérieure à $\sqrt{3}i$, cette procédure converge vers un état pour

lequel tous les nœuds correspondent au pas d'échantillonnage 2^{i+1}. Il n'est cependant pas théoriquement impossible qu'une surface n'ait que très peu de nœuds, voire même aucun, correspondant au pas d'échantillonnage souhaité. Une limite au nombre d'itérations doit donc être fixée.

Les arêtes du maillage issu de la procédure précédente ne sont pas normalisées. Cette procédure peut en effet entraîner la formation de cellules de taille importante, notamment au niveau de zones planes de la surface. Il est, dans notre approche, nécessaire d'effectuer une subdivision de ces cellules.

Un processus de subdivisions itératives, fournissant un maillage ayant un pas d'échantillonnage de 2^i, a été développé. À chaque itération, les cellules sont examinées. Dans le cas où les longueurs des arêtes ne correspondent pas aux valeurs admissibles, la cellule est subdivisée. Trois cas peuvent alors être rencontrés, suivant le nombre d'arêtes de longueur non admise (une, deux ou trois arêtes). Ces cas, et les subdivisions appliquées, sont résumés figure 4.27. Les coordonnées des nœuds ajoutés ne correspondant

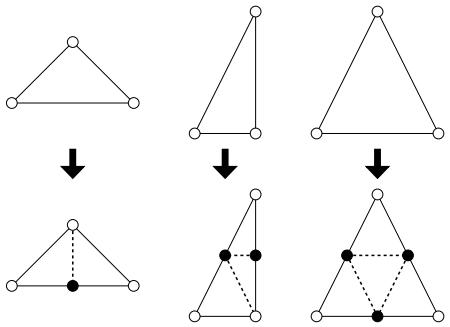


Figure 4.27 – Trois cas de subdivision de cellule (les traits discontinus et les points noirs correspondent aux arêtes et aux nœuds ajoutés).

pas au pas d'échantillonnage voulu, une étape de quantification des coordonnées, suivie d'une fusion des nœuds superposés et d'une suppression des cellules dégénérées, est finalement réalisée.

4.3.3.2 Configurations hiérarchiques

Afin de conserver une unité d'échelle de représentation des entités mises en correspondances, l'ensemble des configurations est aussi représenté suivant une procédure hiérarchique. Un ensemble d'espaces des configurations imbriqués est créé. Si l'espace des configurations à la résolution i est noté Λ^i, alors :

$$\Lambda^i \subset \Lambda^{i-1} \subset \cdots \subset \Lambda^2 \subset \Lambda^1 \subset \Lambda^0 \ . \tag{4.49}$$

Approche surface-surface Pour l'approche surface-surface, le maillage correspondant à l'instant $t+1$ (représentant l'ensemble des étiquettes) est traité par le même processus que le maillage correspondant à l'instant t (représentant l'ensemble des sites).

Approche surface-volume Pour l'approche surface-volume, le volume correspondant à l'instant $t+1$ doit être traité suivant un processus fournissant un volume ayant le même pas d'échantillonnage que les maillages associés, soit un pas de 2^i à la résolution i.

Pour ce faire, nous avons utilisé une pyramide gaussienne, reposant, pour passer d'une résolution à la résolution inférieure, sur l'application d'un filtrage gaussien (de variance 2^i) suivie d'un sous-échantillonnage de facteur 2.

4.3.3.3 Initialisation des correspondances

À la résolution la plus faible i_n, aucune approximation du champ de déplacement n'étant accessible, l'initialisation est réalisée, pour l'approche surface-volume, par la sélection, pour chaque nœud, du voxel le plus proche (correspondant donc à un mouvement nul). Pour l'approche surface-surface, chaque nœud à l'instant t est initialement mis en correspondance avec le nœud, à l'instant $t+1$, le plus proche également.

4.3.3.4 Propagation des correspondances

Le lien entre résolutions est réalisé par l'initialisation du processus de mise en correspondance.

Aux résolutions $i, i < i_n$, c'est-à-dire à toutes les résolutions sauf à la plus basse, une approximation du champ de déplacement est disponible, résultant de l'estimation réalisée à la résolution inférieure $(i+1)$. Cette estimation ayant été réalisée suivant un échantillonnage des sites de 2^{i+1}, une étape d'interpolation doit être réalisée.

Pour ce faire, différentes méthodes peuvent être utilisées. Le nombre de nœuds, à la résolution inférieure $i+1$, servant à initialiser le mouvement d'un nœud à la résolution i peut soit être fixe, soit dépendre de l'emplacement de ce nœud et de la configuration du maillage à la résolution $i+1$.

Dans un souci de simplicité, la première approche a été choisie : pour chaque nœud n à la résolution i, les quatre nœuds les plus proches à la résolution inférieure $i+1$ sont sélectionnés, leur mouvement estimé moyenné puis affecté au nœud n. L'utilisation de la moyenne réalisée sur les données de quatre nœuds permet d'obtenir un champ ayant des propriétés de régularité satisfaisantes.

L'étiquette initiale affectée au nœud n est alors, pour l'approche surface-volume, le voxel (à l'instant $t+1$) correspondant au mieux au mouvement moyenné. De même pour l'approche surface-surface, le nœud sélectionné à l'instant $t+1$ est celui ayant les coordonnées les plus proches des coordonnées de n augmentées des composantes du mouvement moyen.

4.3.3.5 Mise en correspondance

L'application de la mise en correspondance à une résolution donnée a été décrite dans la section précédente. La transposition de cette procédure dans un cadre multirésolution passe par deux points : la détermination de l'ordre du voisinage (impliqué dans la

modélisation markovienne) utilisé aux différentes résolutions ; le choix de la méthode d'optimisation à appliquer à chaque résolution.

Voisinage du champ markovien aux différentes résolutions L'état de l'art des approches markovienne en multirésolution (section 4.3.1) a mis en avant l'augmentation de la taille du voisinage impliqué dans une modélisation markovienne lorsque que le champ considéré subit une procédure de diminution de résolution. Il a ainsi été montré qu'un sous-échantillonnage de facteur deux du champ va de paire avec une augmentation de la distance maximale entre deux sites voisins. Les approches qui y sont décrites ne peuvent cependant être directement appliquées ici. En effet, lors de la diminution de résolution, la modification des coordonnées de certains nœuds entraîne l'absence de correspondance immédiate entre les entités des différentes résolutions.

Cependant, conserver un ordre de voisinage constant aux différentes résolutions entraîne, du fait même de la diminution de la résolution, la prise en compte d'une surface de taille plus importante. En effet, des contraintes portant sur la longueur des arêtes des maillages ont été établies. Ainsi, à une résolution i donnée, les arêtes ont une longueur appartenant au triplet de valeurs $\{i, \sqrt{2}i, \sqrt{3}i\}$. La diminution de la résolution entraîne alors une augmentation d'un facteur deux des longueurs des arêtes et donc l'augmentation d'un même facteur de la distance maximale séparant deux nœuds voisins.

Ainsi, l'ordre du voisinage est conservé lors du passage d'une résolution donnée à la résolution inférieure.

Optimisation L'estimation des correspondances à résolution réduite i permet de fournir une initialisation fiable au processus d'estimation à la résolution supérieure $i-1$. Une méthode d'optimisation déterministe, telle l'ICM, peut alors être utilisée à la résolution $i-1$.

Pour ce qui est de l'estimation à la résolution la plus basse, deux approches sont envisageables.

Il est tout d'abord possible de considérer que le lissage de la fonction énergétique globale, généré par la diminution de résolution, a été suffisamment important pour qu'il n'y ait plus de minima locaux. L'utilisation d'une méthode déterministe est alors possible.

Cependant, cette supposition ne pouvant être certifiée, il est plus sûr d'utiliser une méthode stochastique. De plus, comme le nombre d'entités est, à la résolution la plus basse, limité, le surcoût calculatoire engendré par ce choix est relativement faible.

Ainsi, la méthode de recuit simulé ne sera appliquée qu'à la résolution la plus basse. L'optimisation aux autres résolutions sera réalisée grâce à l'algorithme des Modes Conditionnels Itérés.

Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté deux approches pour l'estimation du mouvement cardiaque à partir de séquences dynamiques de volumes tridimensionnels acquises en imagerie scanner multibarrette.

Partant de la précision topologique de la surface endocardique représentée par ces données, des méthodes de mise en correspondance, permettant d'effectuer un suivi des structures suivant des critères de forme, ont été privilégiées.

La première de ces approches, l'approche surface-surface, repose sur une mise en correspondance des nœuds de maillages pré-extraits à tous les instants considérés. Nécessitant au préalable l'extraction des maillages à tous les instants étudiés, elle est donc dépendante de la cohérence temporelle de ceux-ci.

Partant de ce constat, une seconde approche, moins dépendante du processus de segmentation, a été proposée. Celle-ci effectue la mise en correspondance de primitives de nature différente : au premier instant les nœuds du maillage pré-extrait sont considérés ; à l'instant suivant, les voxels des volumes originaux sont utilisés. Afin d'effectuer la mise en correspondance de ces entités, des paramètres descriptifs permettant de modéliser la qualité de l'appariement d'un nœud avec un voxel ont été formulés.

Cette deuxième approche est novatrice dans le sens où elle combine, à travers un processus de mise en correspondance, l'estimation de mouvement et l'extraction de forme. Ne nécessitant la segmentation que du premier instant considéré, elle n'est donc pas tributaire d'une éventuelle incohérence temporelle de surfaces segmentées. Au contraire, en prenant comme référence une première surface et en l'extrayant sur l'ensemble de la séquence grâce à l'estimation de son mouvement, la méthode surface-volume garantit la cohérence temporelle des surfaces extraites.

Afin de prendre en compte les caractéristiques mécaniques du muscle cardiaque, les processus de mise en correspondance ont été intégrés dans un cadre markovien. Celui-ci permet d'optimiser les correspondances à travers la minimisation d'une énergie globale, elle-même définie par la modélisation d'interactions locales entre entités favorisant l'obtention de champs de mouvement réguliers.

Enfin, pour tirer parti de différents niveaux de détails dans la description topologique des formes, ainsi que pour pouvoir estimer des grands déplacements et pour accélérer le processus d'optimisation, un schéma multirésolution a été défini pour chaque approche.

Une procédure de test et de validation a été employée afin d'évaluer l'efficacité de ces deux approches et de comparer leurs intérêts respectifs. Elle repose sur l'application des méthodes sur des données simulées et des données réelles. Cette procédure fait l'objet du prochain chapitre.

Chapitre 5

Résultats

Introduction

Après la description des approches proposées, se posent les questions du choix des paramètres inclus dans les méthodes et de l'évaluation de ces méthodes. L'évaluation des méthodes a été réalisée suivant deux étapes : une évaluation sur données simulées puis une évaluation sur données réelles.

Évaluation sur données simulées L'évaluation sur données simulées repose sur la génération d'un ensemble de données supposées représentatives des données réelles. Dans le cas considéré (l'estimation de mouvement), il s'agit donc de générer deux ensembles de données, dont le second correspond au premier après application d'une déformation. La déformation étant connue, elle peut être comparée au mouvement estimé. Cette étape permet par ailleurs l'optimisation du choix des paramètres impliqués dans les méthodes.

Évaluation sur données réelles L'évaluation sur données réelles a été réalisée à plusieurs niveaux. Les résultats obtenus par les deux approches sont dans un premier temps analysés de manière subjective en les comparant aux différentes phases du mouvement physiologique cardiaque. Concernant l'approche surface-volume, les résultats de détection de la forme au cours de la séquence sont comparés aux résultats de segmentation obtenus par application du processus de segmentation à chaque instant de la séquence. Enfin, la comparaison des informations extraites avec les données cliniques et la validation croisée, avec d'autres modalités, de ces informations sont recherchées. Cette dernière étape d'évaluation ne peut cependant être suffisante. En effet, comme il a été évoqué dans le premier chapitre, les paramètres cliniques utilisés, quand ils sont disponibles, sont généralement très globaux. Ainsi, seule la fraction d'éjection ventriculaire est un indice quasi-systématiquement accessible.

Ces deux étapes d'évaluation sont considérées pour les méthodes surface-surface et surface-volume. La première section de ce chapitre est consacrée à la présentation des résultats sur données simulées. Dans un premier temps dera présenté le mode de

génération des données simulées pour les deux méthodes, données qui permettent de calculer précisément l'erreur d'estimation de mouvement. Ensuite, l'approche utilisée pour déterminer le choix des différents paramètres impliqués dans les modèles sera détaillée. Enfin, des résultats permettant de mesurer l'efficacité des méthodes seront décrits, d'abord selon l'application de différents types de mouvements puis pour des mouvements combinés.

La deuxième section de ce chapitre présentera les résultats obtenus par les deux méthodes sur données réelles. Les bases de données utilisées seront d'abord décrites, puis les résultats obtenus par les méthodes de segmentation, ainsi que les données multirésolution issues de cette segmentation, seront présentés. Ensuite, les mouvements estimés par les deux méthodes seront détaillés. Une méthode permettant de fournir une indication quant à la précision des surfaces estimées par la méthode surface-volume sera par ailleurs décrite.

Enfin, des méthodes de représentation des champs de déplacement estimés seront proposées, ainsi que des méthodes d'estimation de paramètres cliniques locaux et globaux. Ses paramètres seront comparés avec les données cliniques, quand ces dernières sont disponibles.

5.1 Évaluation sur données simulées

Dans cette section, l'évaluation sur données simulées des méthodes surface-surface et surface-volume est décrite. Nous aborderons tout d'abord la génération de ces données, pour les deux approches, avec notamment les différents types de mouvement utilisés. Puis la sélection des paramètres impliqués dans les deux méthodes sera explicitée. Nous présenterons enfin quelques résultats, obtenus soit en réponse à l'application d'un mouvement unique, soit de mouvements combinés.

5.1.1 Génération des données simulées

Afin d'évaluer le mouvement estimé par les deux méthodes proposées, un ensemble de données simulées a été généré. Les méthodes de génération de ces données sont décrites ci-dessous, avec les données permettant d'évaluer tout d'abord l'approche surface-surface, puis l'approche surface-volume.

5.1.1.1 Données simulées pour l'approche surface-surface

Pour l'approche surface-surface, les données simulées doivent comprendre :
- un maillage S_t correspondant à l'instant t ;
- un maillage S_{t+1} correspondant à l'instant $t+1$ et résultant de l'application de déformations au maillage S_t.

Afin d'être le plus proche possible des conditions réelles, le maillage S_t est issu d'un volume de données réelles du cœur acquis par un appareil scanner multibarrette. Ce maillage résulte de la phase de prétraitement, telle qu'elle a été décrite section 4.1.2 : après application du processus de segmentation, le maillage est généré par l'algorithme

des *Marching Cubes* avant d'être régularisé. Un exemple de maillage de surface résultant (représenté à la résolution 2, c'est-à-dire après deux étapes de diminution de résolution appliquées à la résolution originale) est représenté figure 5.1.

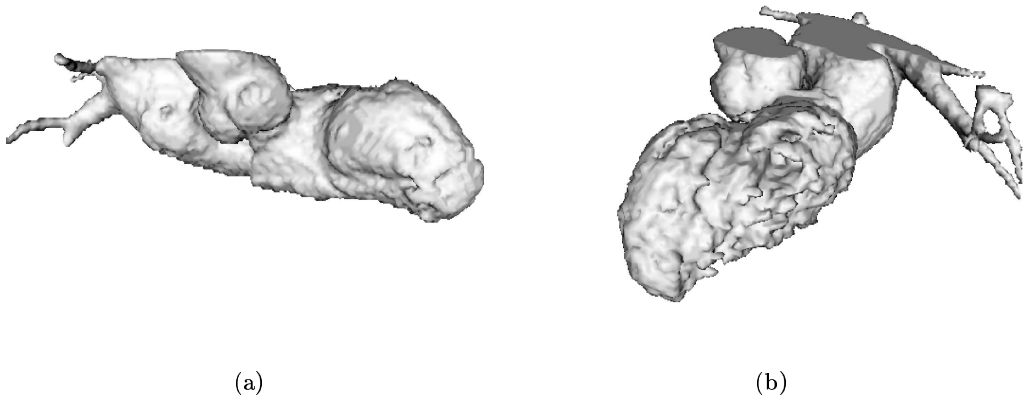


Figure 5.1 – Exemple de maillage issu de données réelles (résolution 2), visualisé sous deux incidences ((a) oblique antérieure droite 30 ° ; (b) oblique antérieure gauche 45 ° caudale 25 °) ; le ventricule gauche, ainsi que l'oreillette gauche et le début de l'aorte sont ici présents.

Afin d'obtenir le maillage S_{t+1}, le maillage S_t est soumis à des mouvements simulés. Toujours dans le but de simuler des mouvements les plus réalistes possibles, les mouvements appliqués correspondent aux principaux mouvements subis par la surface endocardique durant un cycle cardiaque (voir chapitre 1). Ces mouvements sont décomposés en :

- contraction/expansion radiale ;
- contraction/expansion longitudinale ;
- torsion longitudinale ;
- déformation locale.

Avant de détailler la méthode de génération de la déformation locale, les procédés permettant la simulation des trois premiers types de mouvement sont décrits.

L'application des mouvements de torsion et de contraction/expansion radiale et longitudinale est réalisée suivant la définition du grand axe du ventricule. Celui-ci est déterminé préalablement comme étant la droite passant par l'apex du ventricule (sélectionné interactivement) et par son centre géométrique. Puis, en chaque nœud n du maillage, un repère local est défini suivant trois vecteurs (voir figure 5.2) :

- un vecteur radial $\overrightarrow{R_n}$, reliant le point n à son projeté sur le grand axe (p_n^{GA}), et dont la norme fournit la distance entre n et le grand axe ;
- un vecteur longitudinal $\overrightarrow{L_n}$, parallèle au grand axe et dont la norme est déterminée par la distance entre le point p_n^{GA} et l'apex ;
- un vecteur tangent $\overrightarrow{T_n}$, déterminé comme étant le résultat du produit vectoriel des vecteurs $\overrightarrow{R_n}$ et $\overrightarrow{L_n}$.

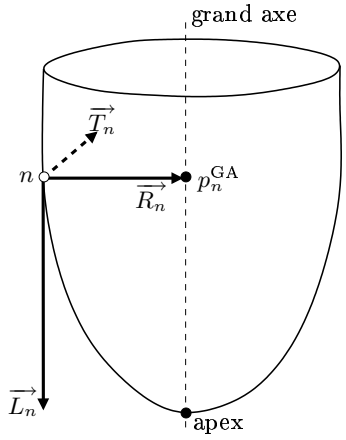


Figure 5.2 – Repère local lié au nœud n.

Les mouvements de torsion et de contractions/expansions radiale et longitudinale sont appliqués de façon globale par la modification des coordonnées de chaque nœud du maillage. Les paragraphes suivants décrivent les méthodes utilisées pour réaliser, en un nœud n_t donné, cette modification des coordonnées.

Contraction/expansion radiale Le mouvement de contraction radiale correspond au déplacement de l'endocarde vers le grand axe du ventricule. Le mouvement d'expansion est un mouvement inverse, correspondant à l'éloignement de l'endocarde par rapport au grand axe. Le nouvel emplacement n_{t+1} de chaque nœud n_t du maillage S_t est alors donné par :

$$n_{t+1} = n_t + \overrightarrow{R_{n_t}} \times P_{radiale} \ , \tag{5.1}$$

où $P_{radiale}$ est le pourcentage de contraction radiale de la surface (négatif pour une expansion) et $\overrightarrow{R_{n_t}}$ est le vecteur radial déterminé au nœud n_t. La norme du vecteur $\overrightarrow{R_{n_t}}$ dépendant de la distance de n_t au grand axe, plus n_t sera éloigné du grand axe, plus l'amplitude du mouvement radial sera important.

Contraction/expansion longitudinale Ce mouvement correspond à la déformation du ventricule suivant son grand axe. En théorie, l'apex du ventricule pouvant être considéré comme quasiment statique, la contraction longitudinale correspond à une contraction de la base du ventricule vers sa pointe. Ainsi, le nouvel emplacement du nœud n_t est donné par :

$$n_{t+1} = n_t + \overrightarrow{L_{n_t}} \times P_{longitudinale} \ , \tag{5.2}$$

où $P_{longitudinale}$ correspond au pourcentage de contraction longitudinale de la surface (négatif pour une expansion) et $\overrightarrow{L_{n_t}}$ est le vecteur longitudinal déterminé au nœud n_t. Étant donné que la norme de $\overrightarrow{L_{n_t}}$ dépend de la distance entre le projeté de n_t sur le grand axe et l'apex, l'amplitude de cette contraction longitudinale sera d'autant plus importante que n_t sera éloigné de l'apex.

Torsion La torsion est réalisée autour du grand axe du ventricule. La zone apicale subissant une torsion d'angle supérieur à celle de la base et de sens contraire, le centre de torsion C (pour lequel la torsion est nulle) est sélectionné comme étant le long du grand axe, entre le centre géométrique et la base du ventricule. Le nouvel emplacement du nœud n_t est alors donné par (voir figure 5.3) :

$$n_{t+1} = n_t + \frac{\overrightarrow{T_n}}{\|\overrightarrow{T_n}\|} \times \|\overrightarrow{R_n}\| \times \sin(\alpha) + \overrightarrow{R_n} \times (1 - \cos(\alpha)) \tag{5.3}$$

avec :

$$\alpha = \text{signe}\left(\overrightarrow{p_{n_t}^{\text{GA}} C}.\overrightarrow{L_n}\right) \times \sqrt{\|\overrightarrow{p_{n_t}^{\text{GA}} C}\|} \times P_{torsion} \ , \tag{5.4}$$

où $p_{n_t}^{\text{GA}}$ est le projeté de n_t sur le grand axe du ventricule et C est le point du grand axe au niveau duquel le sens de la rotation est inversé. L'amplitude de la torsion est linéairement dépendante (suivant le facteur $P_{torsion}$) de la racine carrée de la distance de n_t au point C.

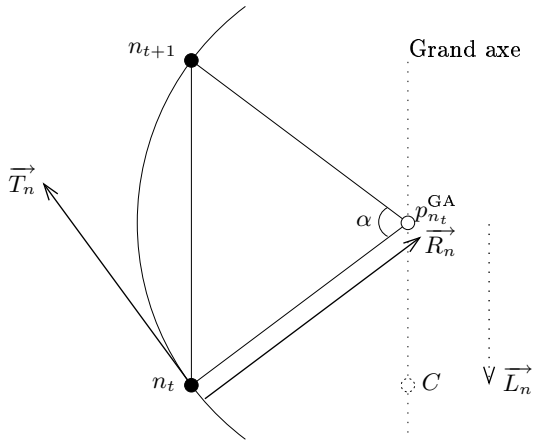


Figure 5.3 – Notations associées au calcul du mouvement de torsion (schéma correspondant à un plan radial du ventricule ; le grand axe et C sont dans un plan orthogonal à ce plan radial).

Déformation locale La déformation locale n'est pas une déformation «physiologique». Elle permet cependant de modéliser des variations locales du mouvement induit par des déformations globales introduites ci-dessus. Ainsi, une anomalie locale du mouvement peut être simulée. Contrairement aux déformations décrites précédemment, cette déformation n'est pas appliquée sur l'ensemble des nœuds du maillage. Elle repose en effet sur le choix d'un nœud n_t et de son emplacement après mouvement n_{t+1}. Cependant, afin de conserver une certaine cohérence de la surface, ce mouvement a une influence sur le voisinage du nœud n_t. Ainsi, les nœuds (n_t^v) du voisinage de n_t connaîtront le mouvement donné par :

$$n_{t+1}^v = n_t^v + \overrightarrow{n_t n_{t+1}} \times \exp\left(-\frac{3 \times \text{dist}(n_t, n_t^v)^2}{\|\overrightarrow{n_t n_{t+1}}\|}\right) \ . \tag{5.5}$$

Tout comme l'amplitude et la direction du mouvement appliqué au nœud n_t, l'étendue du voisinage affecté par ce mouvement est un paramètre de la déformation. Il est ainsi possible de modéliser des déformations de support plus ou moins important.

Ces différents mouvements sont appliqués à la surface S_t, soit globalement (torsion et expansion/contraction radiale et longitudinale), soit localement (déformation locale). La surface S_{t+1} est alors obtenue.

Cette surface doit être ensuite traitée de telle sorte qu'elle puisse correspondre à une surface issue du processus de prétraitement. Les coordonnées de ses nœuds sont donc ré-échantillonnées suivant le même pas que la surface S_t et ses arêtes sont régularisées suivant le processus décrit dans la section 4.3.2.

Enfin, un ensemble hiérarchique de données simulées est généré. Celui-ci est obtenu par application du processus de diminution de résolution aux surfaces S_t et S_{t+1}. Ce processus, décrit section 4.3.3, repose sur une méthode de contraction d'arêtes suivie d'une étape de régularisation.

De par le processus de simulation de déformations, le mouvement et les correspondances réels sont connus. L'erreur d'estimation du mouvement obtenue par la méthode surface-surface peut donc être calculée. De même, l'impact du choix des différents paramètres impliqués dans les calculs d'énergie et dans les méthodes d'optimisation peut être évalué. Les données simulées correspondant à des résolutions différentes seront par ailleurs exploitées pour évaluer l'application de notre processus de mise en correspondance multirésolution.

5.1.1.2 Données simulées pour l'approche surface-volume

La génération de données simulées pour l'approche surface-volume est moins aisée que pour l'approche surface-surface. Il s'agit en effet de simuler un volume image V_{t+1} à partir de la surface de référence S_t et de ses déformations simulées.

Cependant, modéliser un volume image initial implique de tenir compte des différentes structures potentiellement présentes, de l'information liée à l'intensité de niveaux de gris ou encore d'une information de texture. Or ces éléments sont, à ce niveau, difficilement contrôlables.

Les paramètres descriptifs des voxels du volume, utilisés dans l'énergie de correspondance locale entre un nœud et un voxel, étant liés à une information de contour préalablement extraite, un choix a été pris de ne pas générer un volume image original mais un volume binaire résultant de l'application de l'opérateur d'estimation de contours.

Bien que limitée à une description binaire, la génération d'une telle image tridimensionnelle est toujours complexe. L'objectif est d'obtenir un volume binaire représentant au mieux les différentes structures présentes dans l'environnement de l'endocarde du ventricule gauche (ventricule droit, épicarde, aorte, ...). Pour ce faire, ce volume est généré à partir d'un volume image réel duquel la représentation de l'endocarde a été préalablement soustraite.

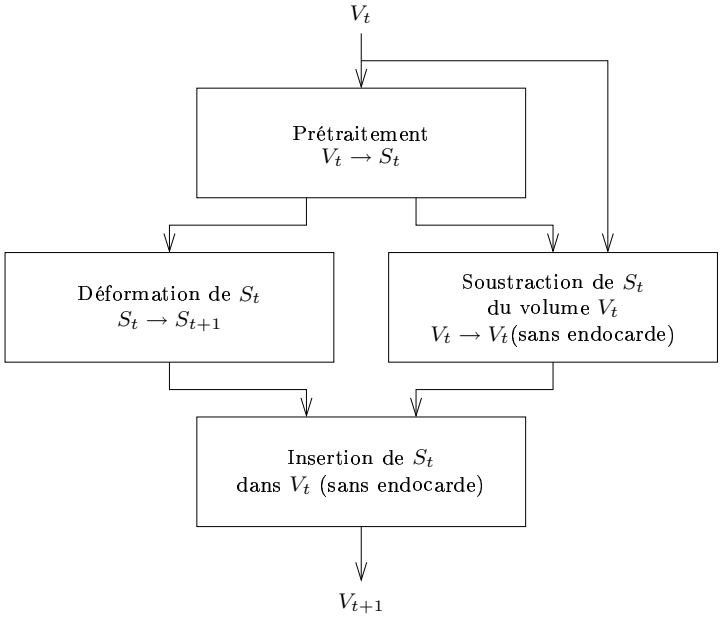


Figure 5.4 – Étapes impliquées dans la génération des données simulées pour l'approche surface-volume.

De façon synthétique, la génération des données simulées pour l'approche surface-volume implique quatre étapes, décrites par la figure 5.1.1.2 :

(1) génération de la surface S_t à partir du volume V_t grâce à la procédure de pré-traitement (segmentation, reconstruction de surface, renormalisation) ;
(2) soustraction de la surface S_t du volume V_t ;
(3) application de déformations sur la surface S_t pour obtenir S_{t+1} ; les déformations ici utilisées sont les mêmes que pour l'approche surface-surface (torsion, expansion/contraction longitudinale et radiale et déformation locale) ;
(4) insertion de la surface S_{t+1} dans le volume V_t duquel l'endocarde a été soustrait ; ainsi le volume V_{t+1} est généré.

Les étapes (1) et (3) correspondent à des processus décrits précédemment. Nous nous limiterons donc ici à la description des étapes (2) et (4).

Soustraction de la surface endocardique La soustraction de la surface S_t du volume V_t est réalisée par la ré-initialisation des voxels correspondant aux nœuds du maillage S_t. Pour ce faire, les coordonnées de chaque nœud sont reportées dans le volume et le voxel correspondant, ainsi que les voxels voisins du même plan de coupe (en connexité 8) sont ré-initialisés suivant un bruit binaire de moyenne $m_{suppression}$. Si l'on considère une coupe d'un volume image original, représentée par la figure 5.5, le résultat de l'application de l'opérateur de Canny est représenté par la figure 5.6. La figure 5.7 représente cette même coupe après suppression de la surface endocardique.

Insertion de la surface déformée L'insertion de la surface déformée S_{t+1} dans le volume V_t soustrait passe elle-même par deux étapes : une étape de ré-initialisation du

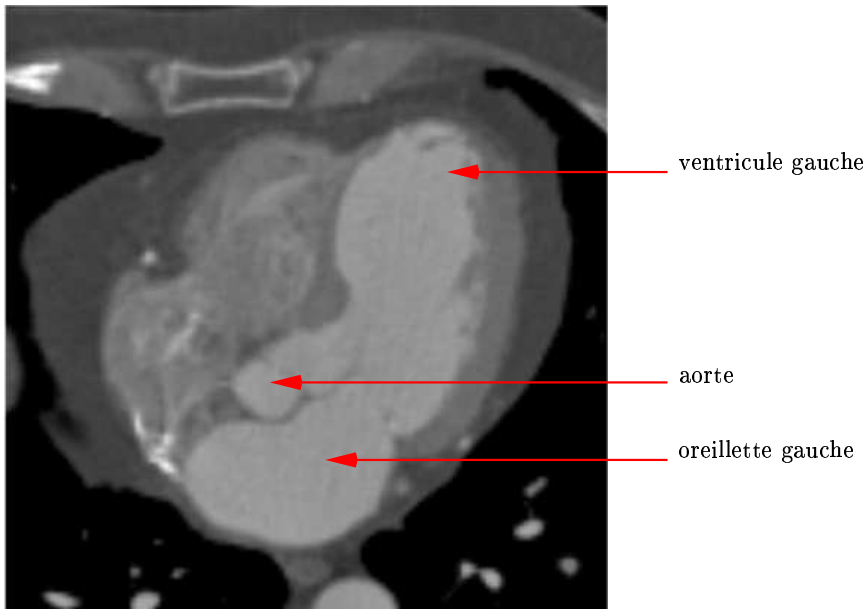


Figure 5.5 – Coupe issue d'un volume image original (résolution 2).

voisinage de la surface à insérer puis l'étape d'insertion en tant que telle. Tout d'abord, afin de simuler l'absence d'autres contours dans le voisinage immédiat de la surface endocardique (voir, par exemple, la figure 5.6 où les voxels voisins de surface endocardique sont tous représentés en noir), les voxels de coordonnées voisines de celles des nœuds du maillage S_{t+1} sont ré-initialisés suivant la probabilité $p_{voisinage}$. La figure 5.8 représente le résultat de cette étape. Ensuite, les voxels de mêmes coordonnées que les nœuds de S_{t+1} prennent la valeur correspondant à un contour suivant la probabilité $p_{insertion}$. La figure 5.8 représente une coupe du volume issu de cette étape, c'est-à-dire une coupe du volume final V_{t+1}.

Pour ces deux processus, les probabilités $p_{voisinage}$ et $p_{insertion}$ peuvent simuler la présence de bruit.

Dans la suite de cette section, l'utilisation de ces données simulées sera détaillée. Ainsi, la sélection des paramètres des méthodes surface-surface et surface-volume, réalisée suivant ces données simulées, sera explicitée. Ensuite, des résultats d'estimation de mouvement réalisée sur données simulées seront exposés.

5.1.2 Sélection des paramètres du modèle

La sélection des paramètres d'un modèle est toujours une tâche difficile. Il est alors utile d'avoir des références par rapport auxquelles ils peuvent être étalonnés. Ainsi, les données simulées décrites ci-dessus permettent de guider la sélection des différents paramètres influant le comportement des méthodes surface-surface et surface-volume. Ces

Figure 5.6 – Coupe issue d'un volume après application de l'estimateur de contours (résolution 2).

Figure 5.7 – Même coupe, après suppression de la surface endocardique (S_t) ($m_{suppression} = 0.5$).

Figure 5.8 – Même coupe, après initialisation du voisinage de la surface S_{t+1} ($p_{voisinage} = 1.0$).

Figure 5.9 – Même coupe, après insertion de la surface S_{t+1} ($p_{insertion} = 1.0$).

paramètres, impliqués dans les calculs énergétiques et dans les processus d'optimisation, sont résumés ici :

- Énergie interne du champ (approches surface-surface et surface-volume) :
  - N_{Markov} : ordre du voisinage considéré pour la définition des cliques ;
  - α_{dist} : facteur de poids du terme d'amplitude des déplacements ;
  - α_{inter} : facteur de poids du terme de régularisation ;

- Énergie image :
  - Approche surface-surface :
    - α_{courbM} : facteur de poids du terme de courbure moyenne ;
    - α_{courbG} : facteur de poids du terme de courbure gaussienne ;
  - Approche surface-volume :
    - $\alpha_{contour}$: facteur de poids du terme de contour ;
    - α_{topo} : facteur de poids du terme topologique ;
- Optimisation (recuit simulé et ICM) :
  - N_{test} : l'ordre du voisinage considéré pour le test des correspondances ;
  - P_{stab} : le nombre d'itérations infructueuses déterminant la stabilité du système et exprimé comme un pourcentage du nombre total de sites ;
- Recuit simulé :
  - P_{init} : le taux d'acceptation initial des solutions entraînant une augmentation de l'énergie ;
  - nombre_essais_max : le nombre d'itérations réalisées avant chaque diminution de température, exprimé comme un pourcentage du nombre total de sites ;
  - β_T : le paramètre déterminant la rapidité de décroissance de l'énergie.

Les données simulées permettent, grâce à la connaissance du mouvement réel (c'est-à-dire du mouvement appliqué), de mesurer l'erreur d'estimation et donc d'optimiser le choix des paramètres pour minimiser cette erreur. Cette optimisation a été réalisée en combinant approche empirique et optimisation par descente de gradient. Après une initialisation manuelle des différents paramètres, ceux-ci sont testés de façon séquentielle. À chaque itération, une nouvelle valeur d'un paramètre est testée. Celle-ci est déterminée suivant la valeur courante du paramètre et une amplitude de modification. Si cette nouvelle valeur entraîne une diminution de l'erreur, celle-ci est conservée. L'amplitude de modification est choisie élevée en début de processus puis est diminuée à chaque fois que le système atteint un état stable, déterminé lorsque tous les paramètres ont été testés sans entraîner de diminution de l'erreur.

Trois bases de données simulées ont servi à cette optimisation, chacune correspondant à l'application globale d'un seul type de mouvement (expansion/contraction longitudinale, radiale et torsion). Les niveaux de résolution 1, 2 et 3 (c'est-à-dire correspondant respectivement aux volumes de dimensions 256^3, 128^3 et 64^3) ont été pris en compte.

Les paramètres ainsi obtenus sont :

- Pour l'approche surface-surface :
  - $N_{Markov} = 3$;
  - $\alpha_{dist} = 5$;
  - $\alpha_{inter} = 40$;
  - $\alpha_{courbM} = 25$;
  - $\alpha_{courbG} = 40$;
  - $P_{stab} = 20$;
  - $N_{test} = 3$;
  - $P_{init} = 0.4$;

- nombre_essais_max= 20 ;
- $\beta_T = 0.99$;

- Pour l'approche surface-volume :
  - $N_{Markov} = 3$;
  - $\alpha_{dist} = 22$;
  - $\alpha_{inter} = 52$;
  - $\alpha_{contour} = 2$;
  - $\alpha_{topo} = 40$;
  - $P_{stab} = 20$;
  - $N_{test} = 2$;
  - $P_{init} = 0.3$;
  - nombre_essais_max= 20 ;
  - $\beta_T = 0.99$.

Ces valeurs de paramètres sont ensuite exploitées pour l'estimation de mouvement sur données réelles. De même, les résultats obtenus sur données simulées et présentés dans la suite de cette section ont été obtenus avec ces valeurs.

5.1.3 Résultats

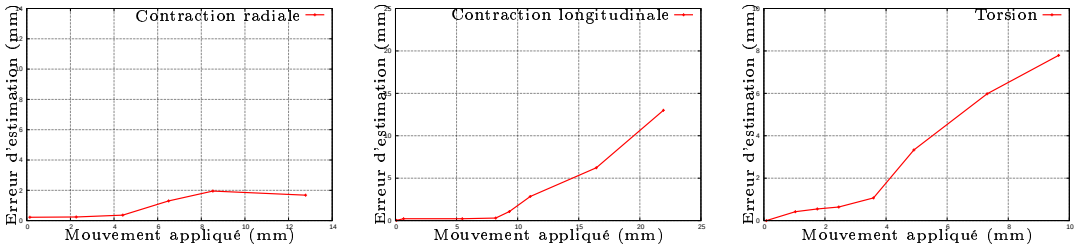
Les méthodes surface-surface et surface-volume ont été testées sur un ensemble de données simulées. Ces tests se sont déroulés en deux phases. Tout d'abord, afin d'estimer la réponse des méthodes à chaque type de mouvement considéré, des bases de données correspondant à un unique mouvement global (expansion/contraction radiale ou longitudinale ou encore torsion) ont été utilisées. Ces mouvements ont de plus été appliqués avec des amplitudes croissantes afin d'évaluer les limites des méthodes proposées. Par ailleurs, les méthodes ont été testées sur des bases de données combinant différents types de mouvements.

5.1.3.1 Mouvements appliquées individuellement

Les deux méthodes proposées, surface-surface et surface-volume, ont été testées sur un ensemble de données simulées correspondant à l'application d'un mouvement unique (torsion ou contraction/expansion radiale ou longitudinale). Trois niveaux de résolution ont été considérés (de la résolution 3 à la résolution 1).

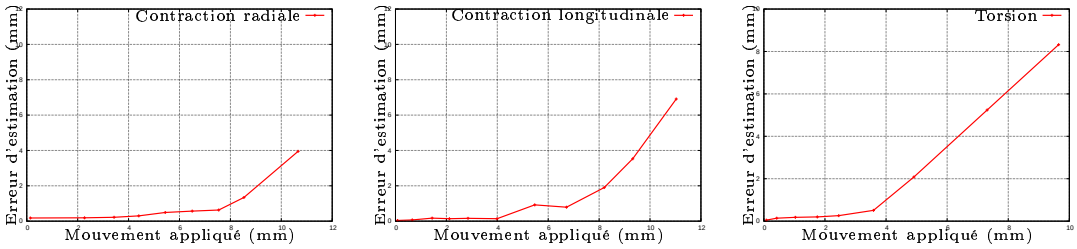
Les figures 5.10 et 5.11 illustrent les résultats obtenus par les approches surface-surface et surface-volume pour l'estimation de ces trois types de mouvements, appliqués individuellement et suivant des amplitudes croissantes. Les graphiques représentent l'erreur moyenne d'estimation en fonction de l'amplitude moyenne du mouvement appliqué. L'erreur moyenne d'estimation correspond à la moyenne, sur tous les nœuds du maillage, de leur erreur d'estimation, c'est-à-dire de la distance entre leur correspondance estimée et leur correspondance réelle.

Ces graphiques montrent le bon comportement des deux méthodes jusqu'à une certaine amplitude de mouvement, variable suivant la méthode et le type de mouvement appliqué.



(a) Contraction radiale (b) Contraction longitudinale (c) Torsion

Figure 5.10 – Erreur d'estimation de la méthode surface-surface pour les trois types de mouvement, appliqués suivant des amplitudes croissantes.



(a) Contraction radiale (b) Contraction longitudinale (c) Torsion

Figure 5.11 – Erreur d'estimation de la méthode surface-volume pour les trois types de mouvement, appliqués suivant des amplitudes croissantes.

Pour l'approche surface-surface, les meilleurs résultats sont observés lors de l'application d'un mouvement de contraction radiale. Ceci s'explique par le fait que, pour cette méthode, l'initialisation des correspondances à la résolution la plus faible est donnée par le nœud (du deuxième maillage considéré) le plus proche. Comme, pour un mouvement de contraction uniforme, cette initialisation est très proche du résultat optimal, les correspondances estimés seront proches des correspondances vraies. Pour ce qui est du mouvement de contraction longitudinale, l'estimation est satisfaisante jusqu'à un mouvement d'amplitude moyenne d'environ 8 mm. Pour des mouvements d'amplitude supérieure, l'erreur d'estimation augmente fortement. Les résultats les moins satisfaisants sont observés lors de l'application d'un mouvement de torsion. Ceci peut s'expliquer en considérant le phénomène d'ouverture, décrit chapitre 3, et qui montre que, si l'on considère le mouvement d'une surface plane, seule la composante du mouvement orthogonale à la surface pourra être estimée. Ainsi, bien que la surface considérée ne soit pas plane, et que la méthode développée cherche à tirer parti de ses détails topologiques, l'estimation d'un mouvement exclusivement dirigé suivant la tangente à la surface est

plus difficile à réaliser que l'estimation de mouvements dont la composante normale n'est pas nulle, au moins en certaines zones de la surface.

Pour ce qui est de la méthode surface-volume, les résultats sont très corrects pour l'application d'une contraction radiale ou longitudinale d'amplitude inférieure à environ 7 mm. Pour ce qui est du mouvement de torsion, l'erreur d'estimation augmente rapidement à partir d'un mouvement d'amplitude moyenne d'environ 3.5 mm. Tout comme pour la méthode surface-surface, ceci s'explique en considérant le phénomène d'ouverture. Cependant, la prise en compte de configurations supplémentaires dans le calcul du critère topologique, comme décrit section 4, devrait permettre d'améliorer ces résultats.

En termes de temps de calcul, et comme attendu, la méthode surface-surface est plus rapide que la méthode surface-volume (environ 6 minutes, contre environ 10 minutes, pour l'application, avec les trois niveaux de résolution, entre les deux instants considérés (processeur à 1800 MHz, 1 Go de mémoire vive)).

Après cette présentation de la réponse des méthodes à des mouvements uniques, les résultats obtenus sur des bases de données simulées combinant plusieurs types de mouvement sont détaillés ci-dessous.

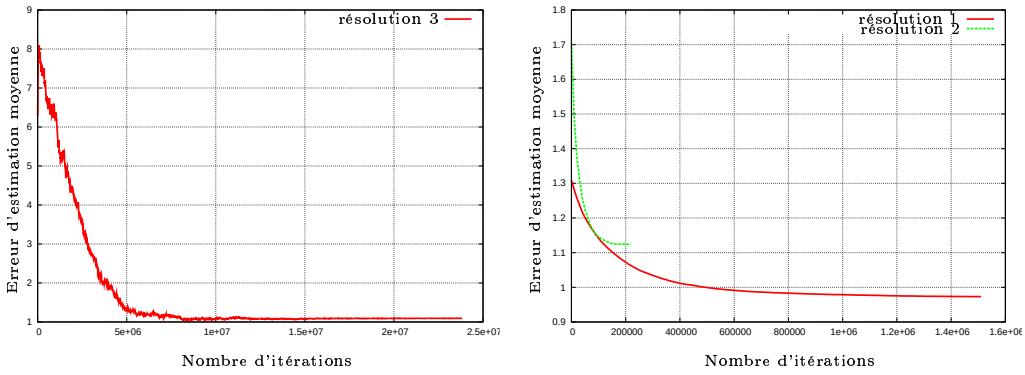
5.1.3.2 Mouvements combinés

Tester les méthodes sur des bases de données combinant plusieurs mouvements permet d'évaluer leur réponse à des mouvements qui n'ont pas été utilisés pour l'optimisation des paramètres.

Ainsi, une base de données combinant tous les types de mouvements simulés a été générée. Celle-ci correspond à l'application d'un mouvement d'expansion radiale non uniforme (plus le point considéré est loin de l'apex, plus son expansion sera importante), d'un mouvement de contraction longitudinale et d'un mouvement de torsion auxquels ont été ajoutées une trentaine de déformations locales d'amplitude maximale d'environ 3 mm, avec une influence sur un voisinage de taille dépendante de l'amplitude du mouvement appliqué. Le mouvement moyen appliqué est de 6.7 mm, soit un mouvement d'amplitude comparable au mouvement maximum potentiellement observable entre deux instants consécutifs d'une acquisition réalisée sur un appareil scanner multibarrette. Trois niveaux de résolution ont été considérés (de la résolution 3 à la résolution 1).

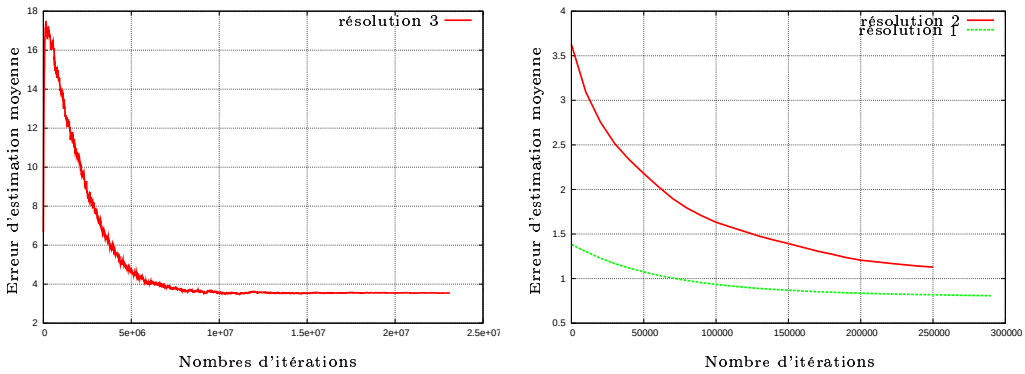
Pour la méthode surface-surface, la figure 5.12 illustre la convergence du recuit simulé (à la résolution 3) et de l'ICM (aux résolutions 1 et 2). Ces graphiques représentent l'erreur moyenne d'estimation en fonction du nombre d'itérations des processus d'optimisation (une itération correspond au test d'une nouvelle correspondance). La majeure partie de la minimisation d'erreur est due au recuit simulé utilisé à la résolution la plus faible qui permet d'obtenir une erreur moyenne égale à 1.05 mm (pour un mouvement appliqué ayant une amplitude moyenne de 6.7 mm). Les deux applications de l'ICM aux résolutions supérieures aboutissent à une erreur moyenne finale de 0.9 mm.

La figure 5.13 illustre les mêmes processus pour la méthode surface-volume. Contrairement à la méthode surface-surface, l'optimisation par ICM aux résolutions 1 et 2 apporte une diminution importante de l'erreur d'estimation. En effet, si le recuit



(a) Recuit simulé (résolution 3) (b) ICM (résolutions 1 et 2)

Figure 5.12 – Convergence des algorithmes de recuit simulé et d'ICM appliqués, par la méthode surface-surface, sur données simulées.



(a) Recuit simulé (résolution 3) (b) ICM (résolutions 1 et 2)

Figure 5.13 – Convergence des algorithmes de recuit simulé et d'ICM appliqués, par la méthode surface-volume, sur données simulées.

simulé aboutit à une erreur moyenne de 3.5 mm, la combinaison des algorithmes ICM permet d'obtenir, à la résolution finale, une erreur d'estimation de 0.8 mm, légèrement inférieure au résultat obtenu par la méthode surface-surface.

Quelle que soit l'approche considérée, l'erreur maximale, estimée sur l'ensemble des sites, reste cependant relativement élevée, avec une valeur d'environ 9 mm. Ceci peut s'expliquer en partie par le fait que de nombreuses excroissances sont incluses dans le maillage utilisé comme maillage original par la procédure de génération des données simulées. En effet, ce maillage étant extrait d'une base de données réelle, les pointes des trabécules ou encore les valvules représentent autant de structures fines pour lesquelles les correspondances sont difficiles à établir.

Enfin, la figure 5.14 illustre le résultat final des estimations, à la résolution maximale. Elle représente ainsi la surface, correspondant au premier instant de la base de données simulées, avec, en superposition, une représentation des mouvements appliqués et estimés par les deux méthodes. En codage couleur, est représentée l'amplitude du mouvement projetée sur la normale à la surface (afin de mettre en valeur les mouvements dirigés vers l'intérieur de la cavité, représentés en couleurs chaudes, et les mouvements dirigés vers l'extérieur de la cavité, représentés en couleurs froides). Cette figure montre la bonne concordance entre le mouvement appliqué et les mouvements estimés par les deux méthodes. La figure 5.15 représente ces mêmes résultats aux différentes résolutions impliquées dans les étapes d'estimation de mouvement. Il est possible d'observer que le mouvement estimé par l'approche surface-volume est, à la résolution inférieure, moins satisfaisante que celui estimé par l'approche surface-surface, ce qui est cohérent avec les données illustrées par les graphiques de convergence des figures 5.12 et 5.13. Cependant, cette différence de résultat est ensuite compensée aux résolutions supérieures par les applications des algorithmes ICM.

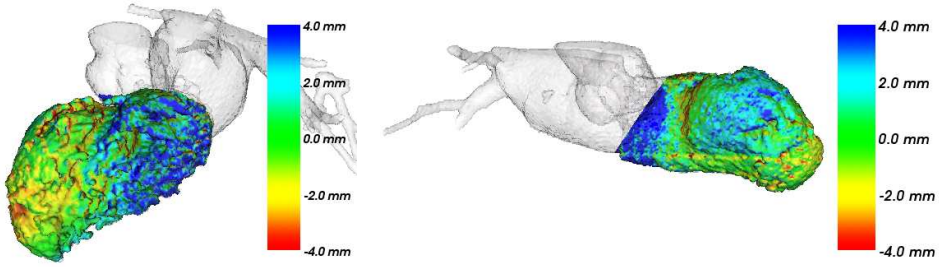
5.2 Résultats sur données réelles

Les méthodes surface-surface et surface-volume ont été appliquées sur données réelles acquises en imagerie scanner multibarrette. Deux bases de données, toutes deux obtenues sur des scanners 16 barrettes, ont été utilisées. Après une description de ces bases de données, sont exposés les résultats des étapes préliminaires (segmentation, reconstruction de surface, génération des données multirésolution et estimation des paramètres descriptifs). Puis les mouvements estimés par les méthodes surface-surface et surface-volume sont exposés et discutés. Ensuite, différents modes de représentation des mouvements estimés seront décrits, permettant d'accéder à une description qualitative et quantitative des résultats. Pour terminer cette section, l'extraction de paramètres cliniques locaux et globaux sera proposée, permettant de les relier aux paramètres cliniques disponibles.

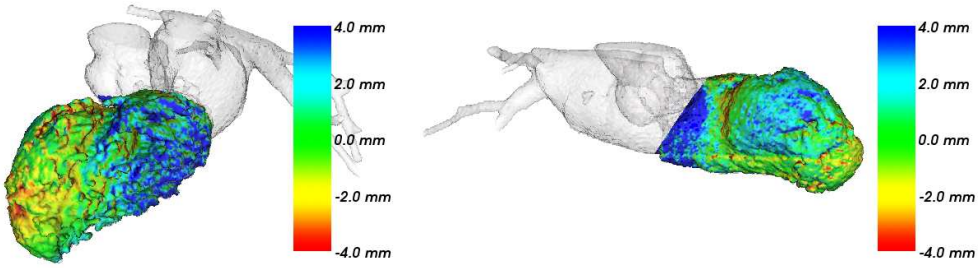
5.2.1 Description des bases de données

Les méthodes surface-surface et surface-volume ont été appliquées sur deux bases de données réelles.

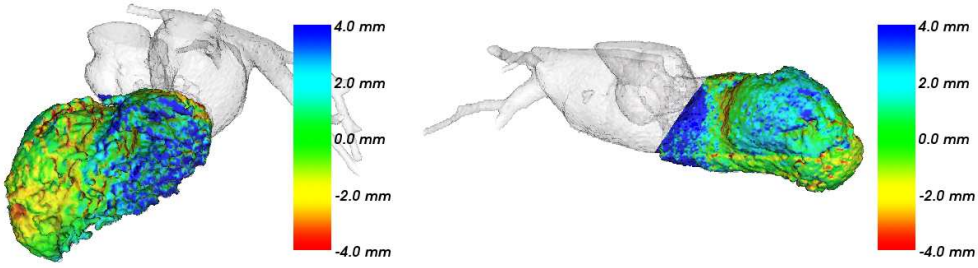
La première nous a été fournie par *Siemens, Division Médicale, France* et a été acquise sur un appareil scanner Siemens Sensation comprenant 16 barrettes. La base est composée de dix volumes représentant dix instants du cycle cardiaque, identifiés par un numéro (de 2 à 11). Théoriquement, la base de données représente donc le cycle cardiaque tous les 10% de l'intervalle $R-R$. Chaque volume contient environ 300 coupes de 512×512 voxels, la distance inter-coupes est de 0.5 mm, l'épaisseur de coupe de 1 mm, la résolution spatiale dans le plan de coupe de 0.35×0.35 mm. Les volumes sont donc traités par interpolation afin de les rendre isotropes (taille d'un voxel : 0.35 mm). Des exemples de coupes issues de cette base sont représentés figure 5.16 et montrent bien la capacité de l'acquisition scanner multibarrette à représenter les détails de la



(a) Mouvement appliqué

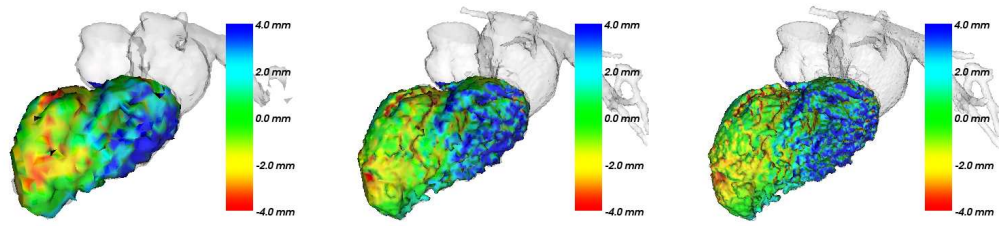


(b) Mouvement estimé (surface-surface)

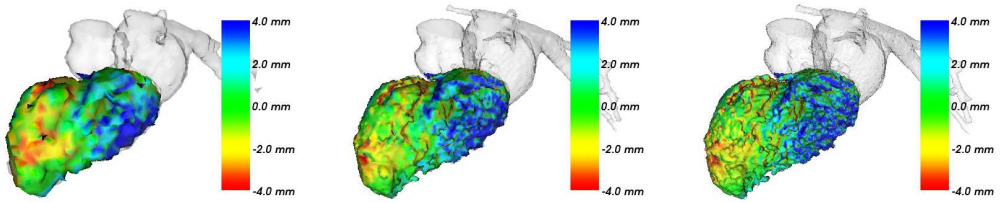


(c) Mouvement estimé (surface-volume)

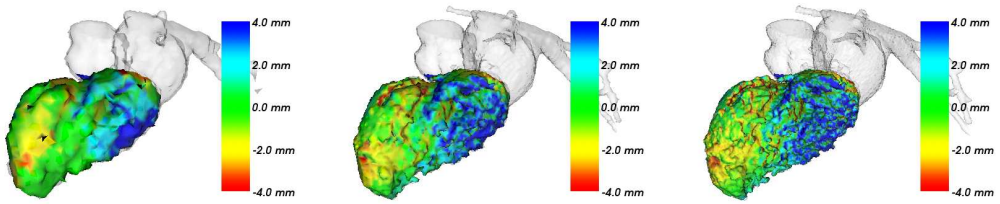
Figure 5.14 – Mouvements appliqués et mouvements estimés par les méthodes surface-surface et surface-volume (en code couleur est représentée la valeur de la composante du vecteur mouvement projeté sur la normale à la surface) (représentation à la résolution 1, sous deux incidences : oblique entérieure gauche 45 ° caudale 25 ° (à gauche) et oblique antérieure droite 30 ° (à droite)).



(a) Mouvement appliqué



(b) Mouvement estimé (surface-surface)



(c) Mouvement estimé (surface-volume)

Figure 5.15 – Mouvements appliqués et mouvements estimés par les méthodes surface-surface et surface-volume, suivant trois résolutions (de gauche à droite : résolutions 3, 2 et 1) (en code couleur est représentée la valeur de la composante du vecteur mouvement projeté sur la normale à la surface).

surface endocardique. Ces images montrent également les artefacts de reconstruction que peuvent présenter ces images, notamment bien visibles sur la deuxième image de cette base (tracés de haute intensité). Un problème est rencontré avec cette base de données : un des volumes de données, numéroté 4, n'est pas complet (un nombre important de coupes sont manquantes) et ne peut donc être exploité. Sur cette zone temporelle, le mouvement a donc été estimé directement entre les volumes précédent et suivant, représentatifs des instants 3 et 5. Aucune donnée clinique quantitative concernant le patient n'est malheureusement disponible sur ce cas. Cependant, l'analyse d'un expert

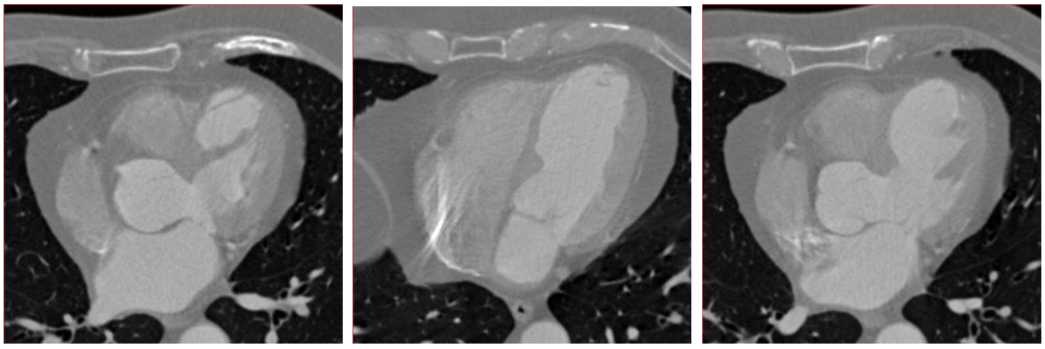


Figure 5.16 – Exemples de coupes issues de la base $B1$ et correspondant à différents niveaux d'un même volume.

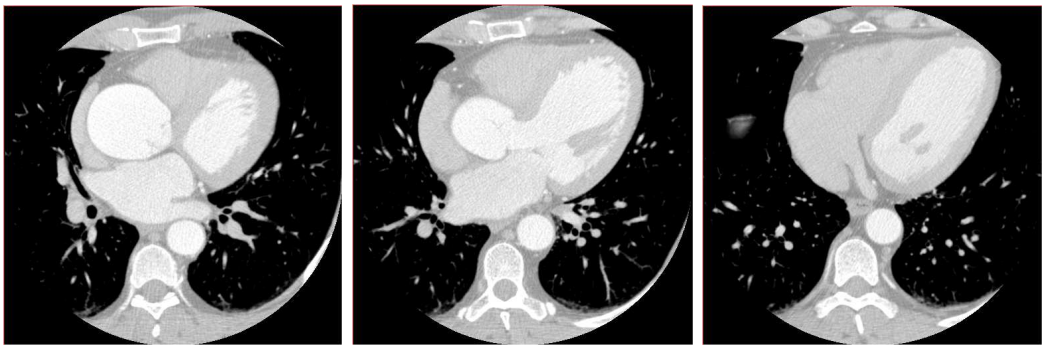


Figure 5.17 – Exemples de coupes issues de la base $B2$ et correspondant à différents niveaux d'un même volume.

a permis de signaler la présence d'une akinésie septo-apicale. Dans la suite de ce chapitre, cette base de donnée sera notée $B1$.

La seconde base de données a été fournie par le Service d'Hémodynamique et de Cardiologie Interventionnelle du Centre Cardio-Pneumologique (Centre Hospitalier Universitaire de Pontchaillou, Rennes), service dirigé par Hervé Le Breton et avec lequel sont réalisés ces travaux. Cette base, acquise sur un scanner 16 barrettes de marque General Electric, concerne un patient souffrant d'une insuffisance aortique liée à une dilatation de l'aorte ascendante. Des exemples de coupes issues de cette base sont représentés figure 5.17. Le ventricule gauche est dilaté (diamètre télédiastolique de 63 mm, volume télédiastolique de 210 ml) et sa fraction d'éjection systolique légèrement réduite (55%). La base contient 13 volumes représentant le cycle cardiaque tous les 5%, de 35 à 95% de l'intervalle $R - R$ du cycle cardiaque. Seule la phase diastolique du cycle cardiaque est donc représentée. Cependant, certaines bases de données étant difficiles à reconstituer (le système de sauvegarde de la station d'acquisition les ayant décomposées en plusieurs parties), nous nous sommes dans un premier temps limité à l'utilisation de données acquises tous les 10%, de 35 à 95%. Dans la suite de ce chapitre, cette seconde base de données sera notée $B2$.

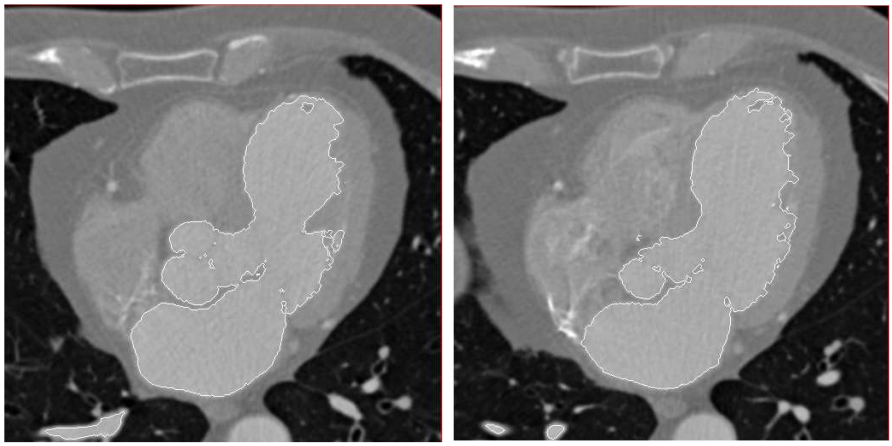


Figure 5.18 – Exemples de résultat du processus de segmentation appliqué à la base $B1$.

5.2.2 Segmentation

Les bases de données présentées ci-dessus ont été segmentées grâce aux méthodes décrites dans le chapitre précédent. La figure 5.18 illustre le résultat obtenu par la première méthode de segmentation disponible (croissance de régions 3D) sur la base $B1$. Deux images de coupe scanner sont représentées à différents niveaux du cœur. Le contour du ventricule gauche recherché et obtenu est représenté en blanc, en surimpression de la coupe originale. Il fournit la détection du ventricule gauche couplée à celle de l'oreillette et du début de l'aorte. La complexité de la surface endocardique est bien captée par le processus de segmentation, mettant en évidence les trabécules de la paroi endocardique qui ne sont pas incluses dans la cavité. On peut par exemple noter que la non homogénéité de la surface est plus importante sur la paroi latérale (à droite sur l'image) que sur la paroi septale (au centre de l'image). Ces caractéristiques correspondent bien à la physiologie du myocarde (les trabécules, et notamment les piliers du cœur sont présents sur la paroi latérale). La figure 5.19 illustre le résultat obtenu avec la deuxième méthode de segmentation introduite (connectivité floue) sur la base $B2$. Les éléments contour représentés en blanc correspondent ici aux contours de la carte de connectivité fournie en recherchant la cavité ventriculaire gauche. Là également, le ventricule gauche, l'oreillette gauche et l'aorte sont détectés. Ces résultats ont été validés visuellement par un expert.

Les données issues de la segmentation des bases, à tous les instants, ont fait l'objet d'une procédure de reconstruction de surface grâce à l'algorithme des *Marching Cubes*. Afin d'obtenir une description régulière des surfaces, les maillages résultant ont par la suite été soumis à la procédure de régularisation. Les figures 5.20 et 5.21 illustrent les surfaces issues de cette procédure, pour les deux bases, aux différents instants accessibles. Ces figures montrent le ventricule gauche auquel est adjoint l'oreillette gauche ainsi que le début de l'aorte. Sur ces représentations tridimensionnelles, il est à noter la très haute finesse des structures anatomiques rendue accessible par l'imagerie scanner. Des incohérences temporelles de la segmentation sont d'ores et déjà visibles. Ainsi, sur

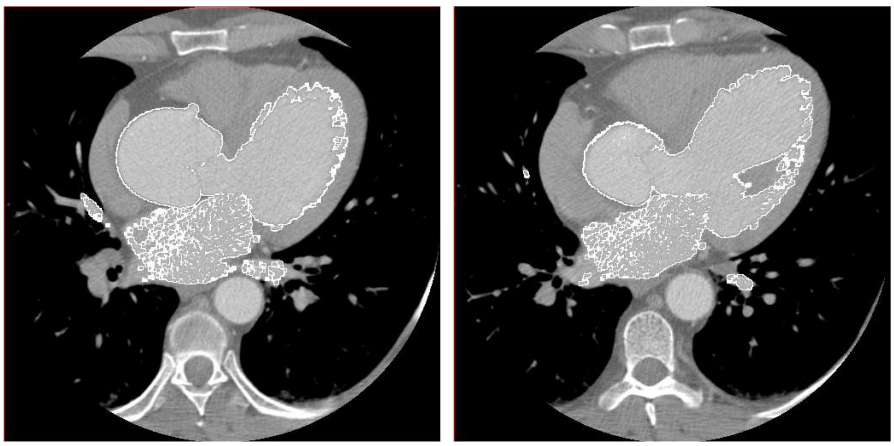


Figure 5.19 – Exemples de résultat du processus de segmentation appliqué à la base $B2$.

la surface segmentée correspondant à l'instant 2 de la base $B1$, une partie des cavités droites a été segmentée avec les cavités gauches.

Il est par ailleurs possible de remarquer, sur les reconstructions tridimensionnelles correspondant à la base $B2$, la taille anormalement élevée de l'aorte. Cette observation correspond aux données cliniques du patient puisque celui-ci souffre d'une dilatation de l'aorte ascendante. Ces images montrent également la détection du début des artères coronaires, en supplément de la cavité gauche et de l'oreillette gauche.

5.2.3 Données multirésolution et paramètres descriptifs

Les données originales (volumes images et maillages) ont fait l'objet de traitements afin d'appliquer le schéma multirésolution et l'étape de mise en correspondance. Ainsi, une étape de diminution de résolution est appliquée à ces données. De même, un processus de calcul de courbures est appliqué aux maillages et une étape d'estimation de contours aux volumes images. La suite de cette section illustre ces différentes étapes.

Données multirésolution Afin d'appliquer le schéma multirésolution, les surfaces résultant du processus de prétraitement sont soumises à un processus de diminution de résolution, constitué d'une étape de contraction d'arête et d'une étape de régularisation. Les figures 5.22 et 5.23 représentent les maillages endocardiques des bases $B1$ et $B2$ ainsi obtenus. Les maillages correspondent au même instant (instant 5 pour la base $B1$, 45 pour la base $B2$) mais sont représentés suivant quatre résolutions (de la résolution initiale à la résolution 3). Ces figures illustrent bien l'intérêt du schéma multirésolution pour les méthodes d'estimation de mouvement proposées. En effet, celles-ci reposent sur des descriptions topologiques locales et les différents niveaux de résolution permettent de prendre en compte une description hiérarchique des détails de la surface endocardique. De plus, ces représentations hiérarchiques permettent de n'avoir à estimer les correspondances que d'un nombre réduit de nœuds. En effet, les maillages à la résolution maximale (résolution 0) peuvent comporter jusqu'à 300000 nœuds. Lorsque

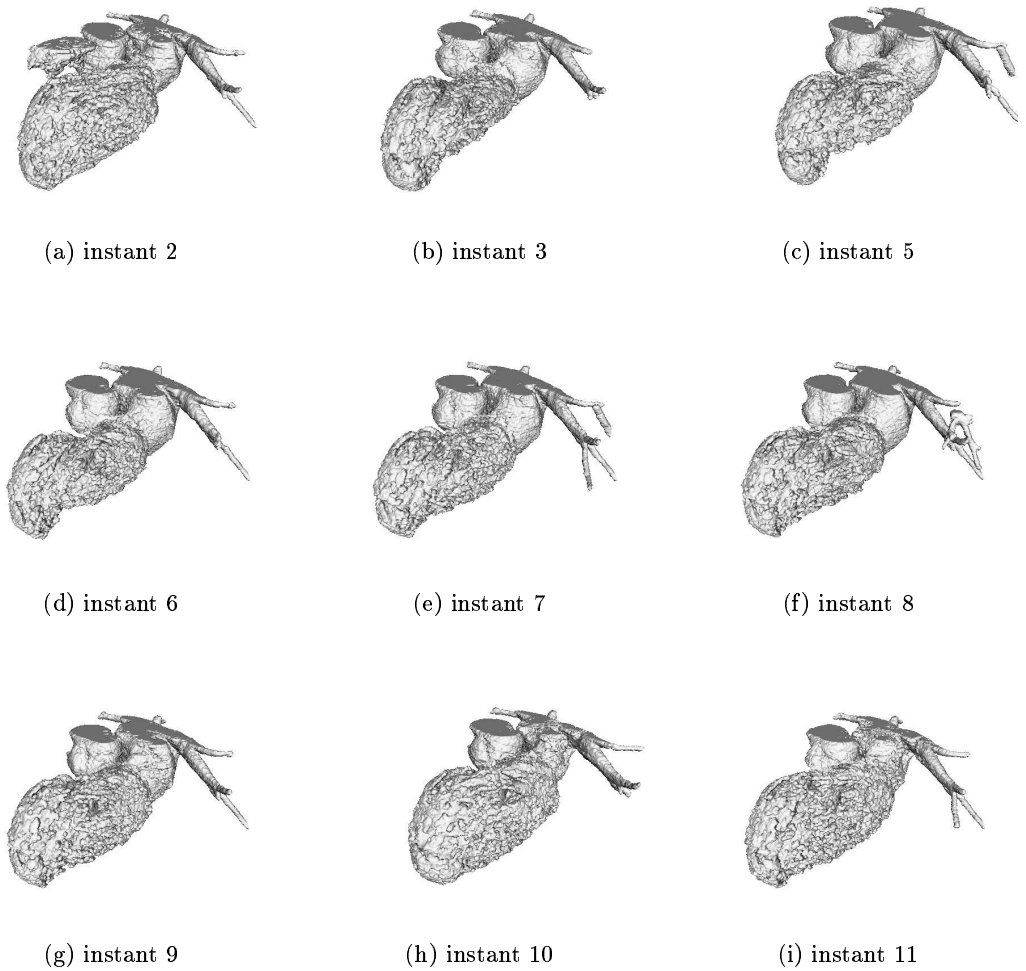
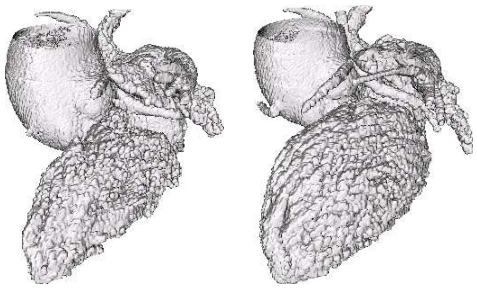


Figure 5.20 – Surfaces issues du processus de prétraitement (segmentation, reconstruction de surface, régularisation) correspondant à tous les instants de la base $B1$ (visualisation en incidence oblique antérieure gauche 45 ° caudale 25 °).

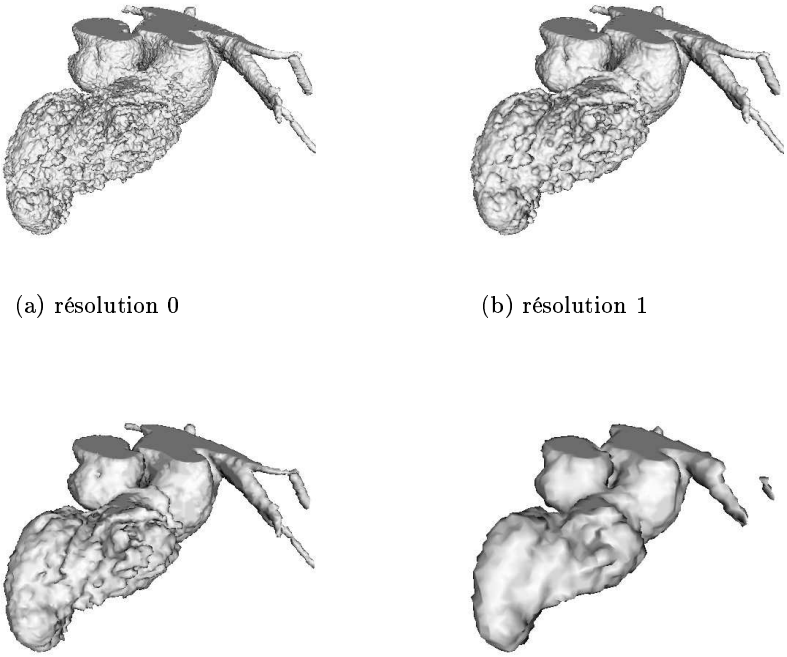
la résolution des maillages est diminuée, ce nombre passe à environ 70000 pour la résolution 1, environ 15000 pour la résolution 2 et environ 3000 pour la résolution 3. Nous nous sommes généralement limités à cette résolution puisque, d'une part, la détection des contours à une résolution inférieure n'est plus satisfaisante, d'autre part les informations anatomiques rendues deviennent beaucoup moins significatives.

Pour que la méthode surface-volume puisse être appliquée dans le cadre multirésolution, les volumes de données doivent aussi être soumis à un processus de diminution de résolution. Celui-ci est constitué d'une étape de filtrage gaussien puis d'une étape de sous-échantillonnage. À titre d'exemple, la figure 5.24 représente les quatre premières résolutions correspondant au volume 10 de la base $B1$.



(a) instant 45 (b) instant 85

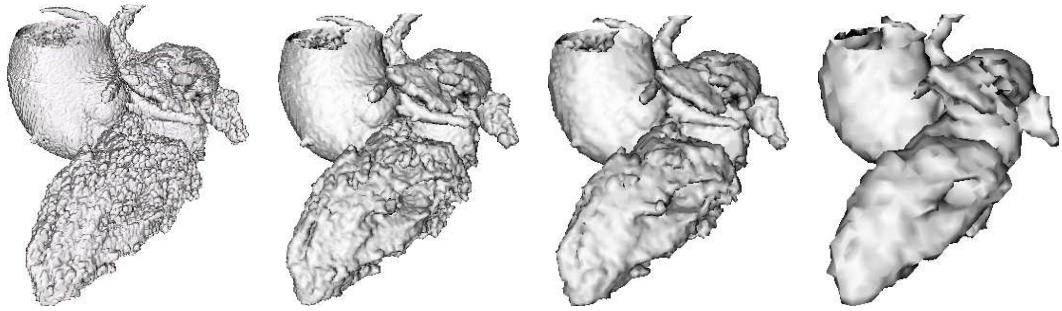
Figure 5.21 – Surfaces issues du processus de prétraitement (segmentation, reconstruction de surface, régularisation) correspondant aux instants 45 et 85 de la base $B2$ (visualisation en incidence oblique antérieure gauche 45 ° caudale 25 °).



(a) résolution 0 (b) résolution 1

(c) résolution 2 (d) résolution 3

Figure 5.22 – Surfaces correspondant à l'instant 5 de la base $B1$ à la résolution 0 (résolution initiale) et aux résolutions 1, 2 et 3 (visualisation en incidence oblique antérieure gauche 45 ° caudale 25 °).



(a) résolution 0 (b) résolution 1 (c) résolution 2 (d) résolution 3

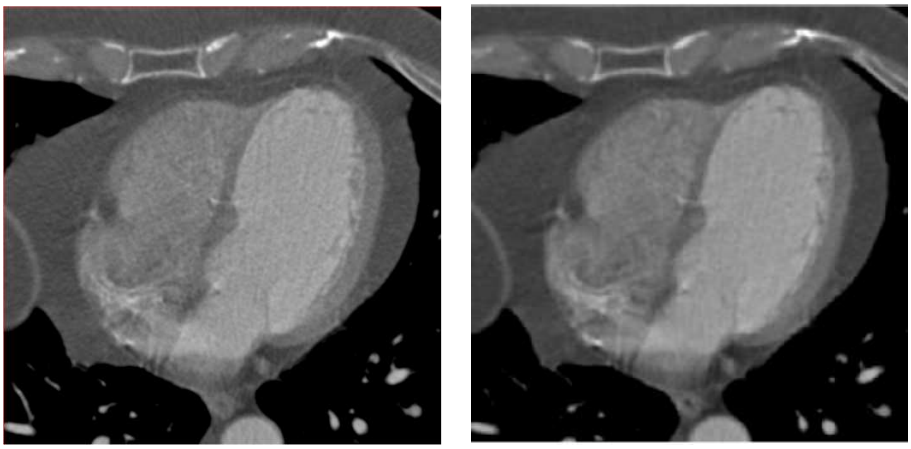
Figure 5.23 – Surfaces correspondant à l'instant 45 de la base $B2$ à la résolution 0 (résolution initiale) et aux résolutions 1, 2 et 3 (visualisation en incidence oblique antérieure gauche 45 ° caudale 25 °).

Paramètres descriptifs Suite à la génération des données multirésolution, ces dernières sont soumises aux processus d'estimation de paramètres descriptifs. Ainsi, les paramètres descriptifs utilisés pour la méthode surface-surface sont, outre les coordonnées des nœuds, leurs courbures moyenne et gaussienne. Les figure 5.25 et 5.26 représentent ces paramètres descriptifs, estimés sur les surfaces de la base $B1$ à trois instants consécutifs et aux résolutions 3 et 2. Ces figures montrent l'intérêt de ces paramètres qui sont représentatifs de la topologie des maillages et permettent d'en suivre les éléments distinctifs au cours du temps. De même, ces mesures donnent accès à des informations cohérentes entre les différentes résolutions, mais avec une plus grande précision lorsque la résolution est augmentée. Pour ce qui est de l'approche surface-volume, l'appartenance des voxels à un contour est évaluée par un opérateur de Canny qui, après différents tests visuels, est apparu comme fournissant les résultats les plus satisfaisants. La figure 5.27 représente le résultat de l'application de cet opérateur sur quatre niveaux de résolutions. Le seuil du filtrage de Canny a été choisi, de façon empirique, égal à 30.

5.2.4 Mouvements estimés

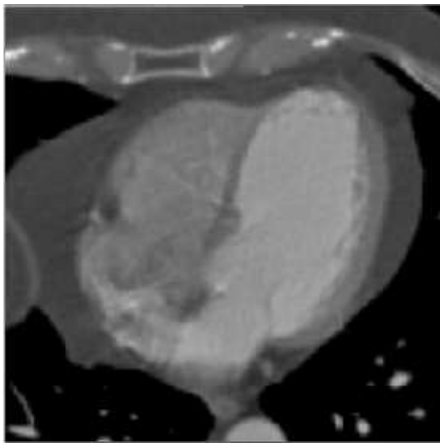
Les méthodes surface-surface et surface-volume ont été appliquées sur les bases de données $B1$ et $B2$. Le schéma multirésolution a été utilisé suivant trois niveaux de résolution : les résolutions 1, 2 et 3 (correspondant respectivement à des volumes de taille 256^3, 128^3 et 64^3). La résolution des données originales n'a généralement pas été considérée pour deux raisons : la précision supplémentaire apportée sur les structures n'est pas apparue fortement significative du point de vue des descripteurs cinétiques recherchés ; le nombre de nœuds composant les maillages de résolution maximale (environ 300000) rend extrêmement longue l'application d'une méthode d'optimisation.

Afin de fournir une visualisation des résultats d'estimation de mouvement, une représentation tridimensionnelle est utilisée. Celle-ci permet d'appréhender la forme et la variation de la surface endocardique dans sa globalité. Pour représenter l'information de mouvement, les vecteurs de déplacement estimés entre les instants t et $t+1$ sont projetés

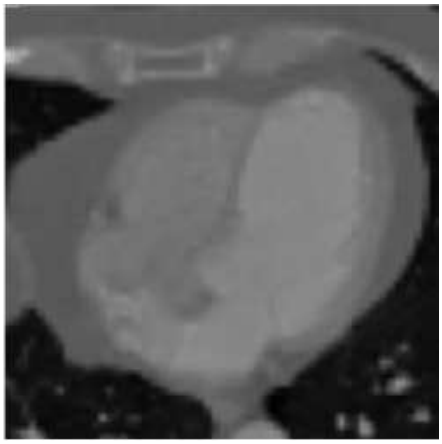


(a) résolution 0

(b) résolution 1



(c) résolution 2



(d) résolution 3

Figure 5.24 – Coupes, extraites du volume correspondant à l'instant 10 de la base $B1$, à la résolution 0 (résolution initiale) et aux résolutions 1, 2 et 3.

sur la normale à la surface et sont représentés suivant un codage couleur. En représentant les mouvements opposés à la normale suivant des tons chauds et les mouvements dirigés vers l'extérieur de la surface par des tons froids, une représentation synthétique des amplitudes et des directions de déplacement est réalisée. Ces différentes directions de déplacement permettent dans un premier temps une interprétation des mouvements en termes de contraction et d'expansion locales (un mouvement dont la composante normale est dirigée vers l'intérieur (respectivement l'extérieur) de la cavité peut être interprété comme un mouvement de contraction (respectivement d'expansion)).

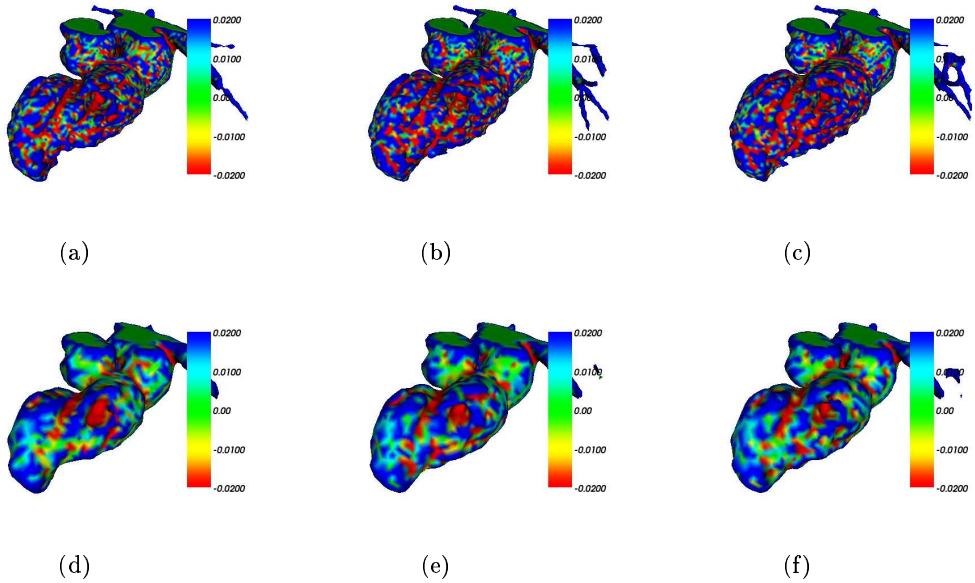


Figure 5.25 – Courbure moyenne, aux résolutions 3 (en bas) et 2 (en haut), correspondant aux instants 6, 7 et 8 de la base $B1$.

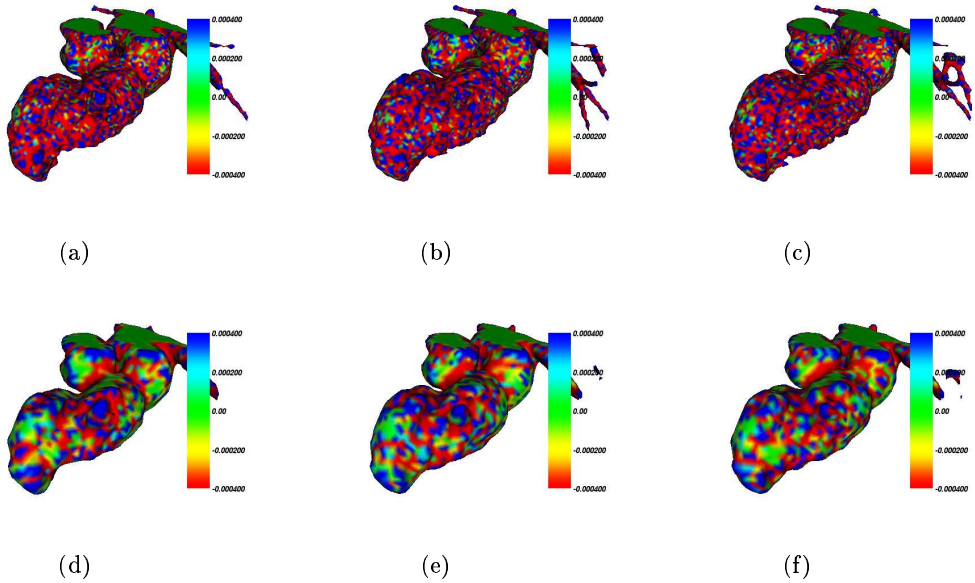


Figure 5.26 – Courbure gaussienne, aux résolutions 3 (en bas) et 2 (en haut), correspondant aux instants 6, 7 et 8 de la base $B1$.

(a) résolution 1 (b) résolution 2 (c) résolution 3

Figure 5.27 – Coupes extraites des volumes correspondant à l'instant 10 de la base $B1$ aux résolutions 1, 2 et 3, après application de l'opérateur de Canny.

Cette représentation sera utilisée, dans la suite de cette section, pour présenter les mouvements estimés par les deux méthodes proposées. Afin de pouvoir comparer les résultats fournis par les deux méthodes, les mouvements estimés par les méthodes surface-surface et surface-volume seront d'abord présentés pour la base $B1$ avant d'être présentés pour la base $B2$.

5.2.4.1 Base $B1$

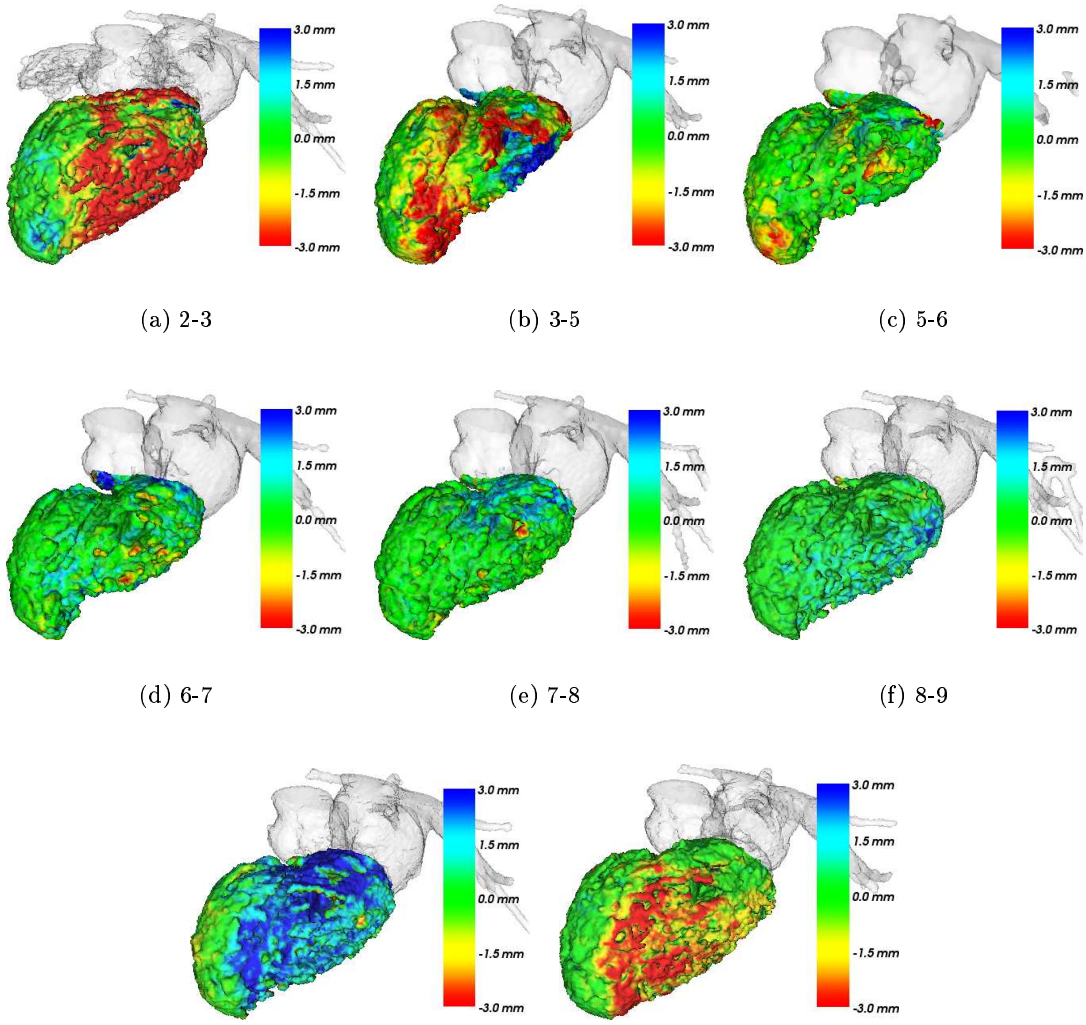
La figure 5.28 représente le mouvement estimé par l'approche surface-surface. Pour chaque instant, le maillage de surface, issu du processus de prétraitement, est représenté avec, en surimpression, le mouvement estimé au niveau du ventricule (suivant le mode de représentation décrit ci-dessus).

Le mouvement estimé par l'approche surface-volume est représenté figure 5.29. La surface représentée à l'instant de départ de l'estimation (instant 3) est issue du processus de prétraitement, alors que celles correspondant aux autres instants correspondent aux résultats des processus d'estimation de surface.

La similarité entre les mouvements estimés par les deux méthodes est relativement bonne. On peut cependant remarquer que, sur certains instants, les mouvements estimés par l'approche surface-surface sont d'amplitude supérieure à ceux obtenus par l'approche surface-volume (voir, par exemple, le mouvement estimé entre les instants 10 et 11). Ceci peut s'expliquer en partie par le problème de l'incohérence de la segmentation appliqué le long de la séquence. En effet, une observation des volumes segmentés montre que certains volumes représentent un ensemble de structures plus important que d'autres (voir figure 5.31).

La figure 5.30 représente, à la résolution 3, le mouvement estimé par l'approche surface-volume sur toute la séquence. Comparée à la figure 5.29, elle montre une cohérence des mouvements estimés aux différentes résolutions. Ainsi, si l'augmentation de résolution permet, comme cela a été montré sur les données simulées, d'améliorer

la précision des mouvements estimés, elle conduit bien à un affinage des mouvements estimés aux résolutions inférieures. Cependant, les représentations à basse résolution peuvent être utiles afin d'obtenir une description plus globale des mouvements.



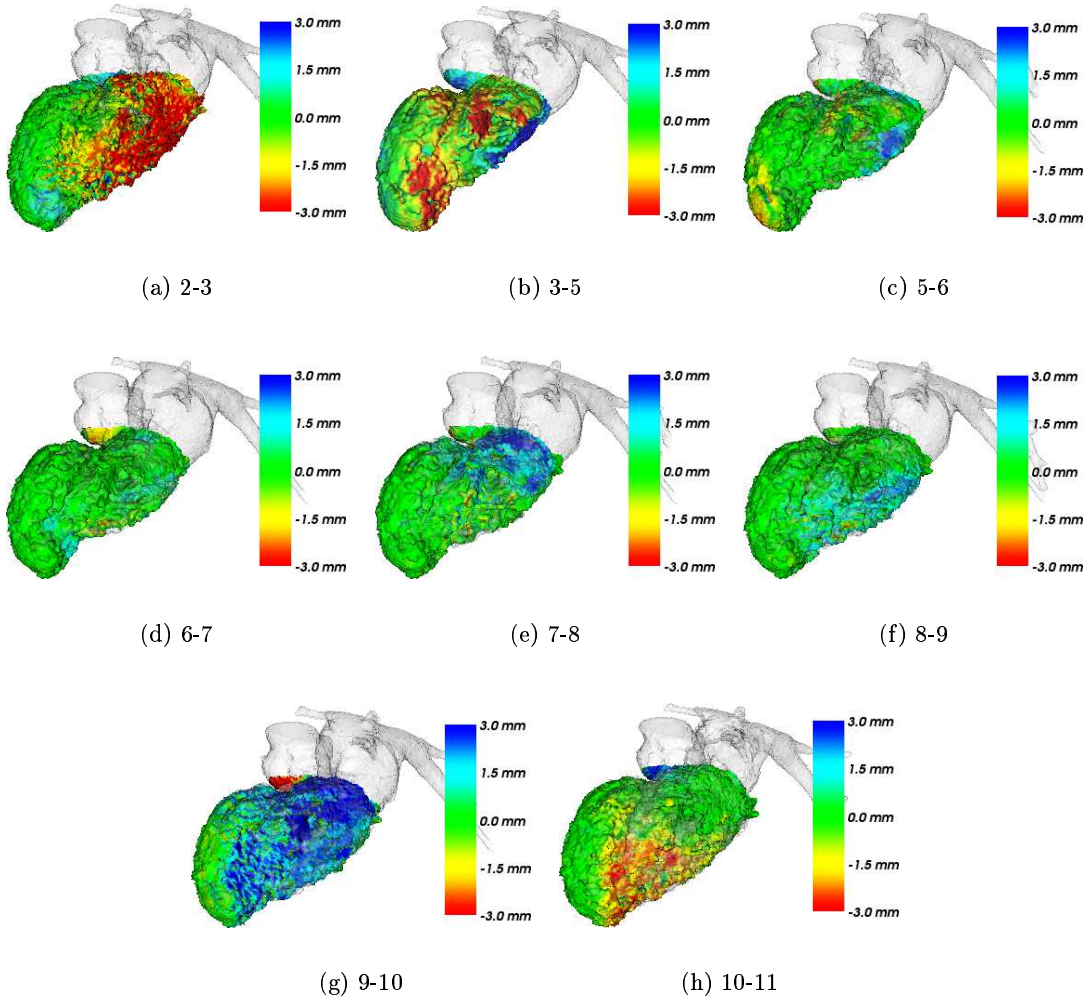
(a) 2-3 (b) 3-5 (c) 5-6

(d) 6-7 (e) 7-8 (f) 8-9

(g) 9-10 (h) 10-11

Figure 5.28 – Mouvement estimé par la méthode surface-surface sur la base de données $B1$ (représentation à la résolution 1).

Ces différentes représentations tridimensionnelles fournissent des indications qualitatives sur la cinétique globale du ventricule. Ainsi le mouvement d'expansion (représenté en tons froids), relativement faible en début de diastole, commence par la base (instants 5-6 puis 7-8) avant de se propager vers l'apex (instants 8-9). L'essentiel du mouvement d'expansion apparaît plutôt en fin de diastole (instants 9-10). Cet instant correspond



(a) 2-3 (b) 3-5 (c) 5-6

(d) 6-7 (e) 7-8 (f) 8-9

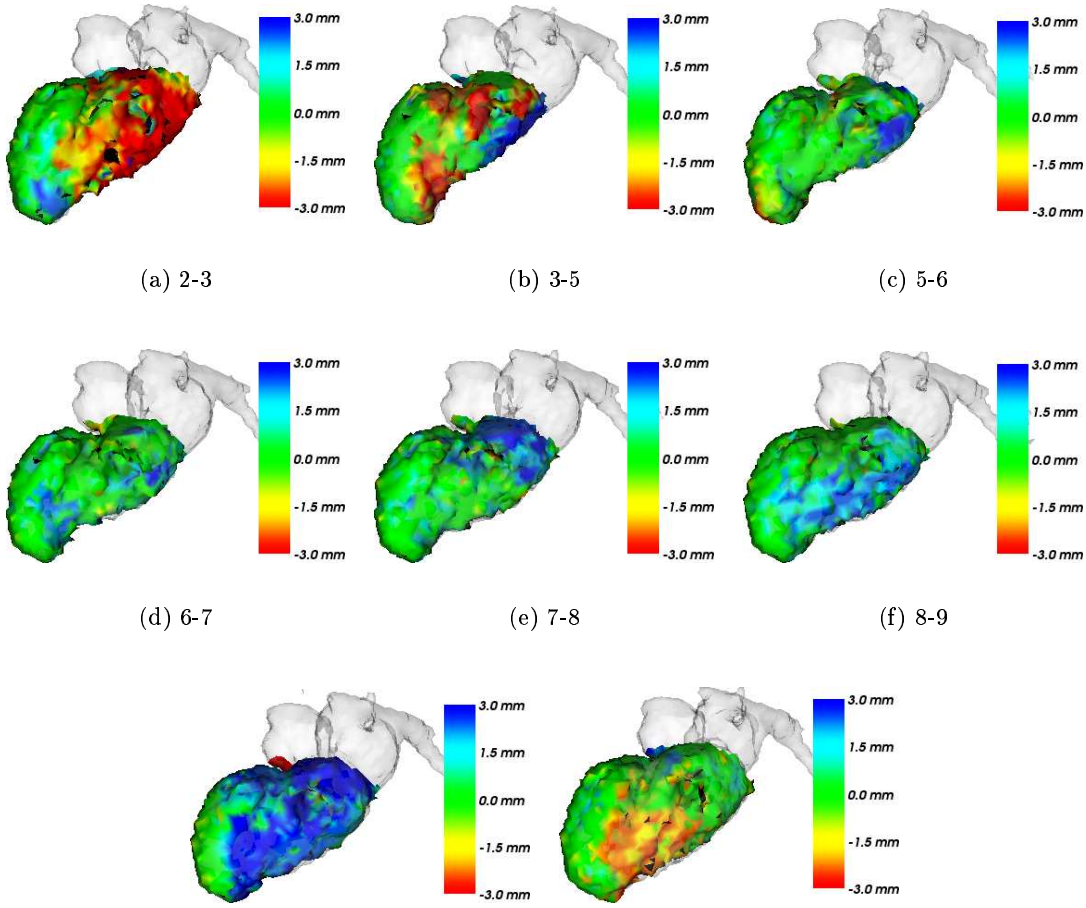
(g) 9-10 (h) 10-11

Figure 5.29 – Mouvement estimé par la méthode surface-volume sur la base de données $B1$ (représentation à la résolution 1).

donc probablement à la phase de systole auriculaire. Le mouvement de contraction ventriculaire (représenté en tons chauds) commence à partir de l'apex, dès la fin de la séquence temporelle représentée (instants 10-11). L'observation des premiers instants de la séquence (instants 2-3) montre que ce mouvement se prolonge vers la base du ventricule. Enfin, ces représentations montrent une quasi-absence de mouvement de la région septo-apicale traduisant un phénomène d'akinésie qui a été confirmé par un expert.

5.2.4.2 Base $B2$

Les figures 5.33 et 5.34 représentent le mouvement estimé par les méthodes surface-surface et surface-volume sur la base $B2$. Si ce n'est le mouvement estimé entre les



(a) 2-3 (b) 3-5 (c) 5-6

(d) 6-7 (e) 7-8 (f) 8-9

(g) 9-10 (h) 10-11

Figure 5.30 – Mouvement estimé par la méthode surface-volume sur la base de données $B1$ (représentation à la résolution 3).

instants 35 et 45, les méthodes surface-surface et surface-volume obtiennent des résultats comparables. Encore une fois, la différence d'estimation entre les résultats fournis par les deux approches peut être liée à une incohérence temporelle de la segmentation. Il est ainsi possible de remarquer que, pour l'approche surface-surface, l'un des piliers du cœur, nettement visible sur la zone latérale de la surface segmentée à l'instant 35, n'est ensuite plus nettement représenté, notamment en fin de séquence. Par contre, les surfaces estimées par l'approche surface-volume restent cohérentes : le pilier est détecté tout le long de la séquence.

La figure 5.35 illustre, suivant une autre incidence, le mouvement estimé par la méthode surface-volume entre les instants 65 et 75 et entre les instants 85 et 95. Tout comme pour la base de données $B1$, les mouvements estimés aux différentes résolutions

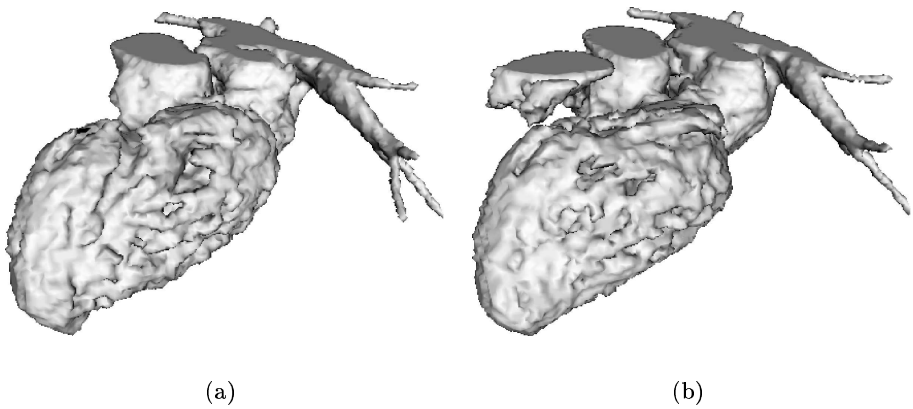


Figure 5.31 – Illustration d'une segmentation temporellement incohérente. Les deux surfaces, résultent du processus de segmentation et se rapportent à des instants consécutifs ((a) et (b)) (résolution 2).

sont cohérents, l'augmentation de résolution permettant une description locale plus fine.

La base de données ne correspondant qu'à la phase diastolique, seuls des mouvements d'expansion sont détectés. Contrairement à la base $B1$, le mouvement est ici majoritairement présent en début de phase diastolique (instants 45-55), particulièrement au niveau de la paroi antérieure. Ensuite, le mouvement d'expansion est plus important au niveau de la paroi septale (voir figure 5.35).

5.2.4.3 Approche surface-volume : évaluation de la segmentation

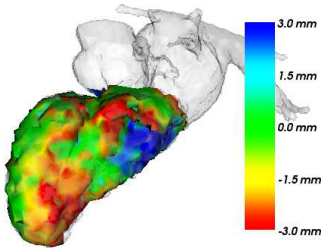
La segmentation fournie par la méthode surface-volume peut être comparée avec le résultat d'une étape de segmentation appliquée directement aux données considérées et à chaque instant. Si cette segmentation directe ne peut prétendre représenter une quelconque référence, elle peut cependant être considérée comme un point de comparaison.

Ainsi, sur chacune des bases de données réelles, le processus de prétraitement, décrit section 4.1.2 et utilisé pour le premier instant de la séquence dans la méthode surface-volume, a été appliqué sur l'ensemble de la séquence, fournissant un ensemble de maillages (par ailleurs directement utilisé par l'approche surface-surface).

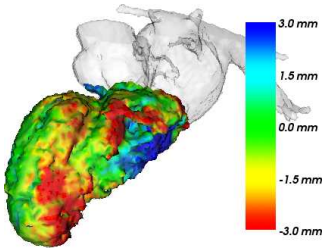
La figure 5.36 représente les surfaces segmentées aux instants 3 et 10 de la base $B1$ ainsi que la surface estimée par l'approche surface-volume à l'instant 10.

L'objectif est alors d'estimer la similitude entre les maillages issus de la méthode surface-volume et ceux obtenus par application du processus de prétraitement. Pour ce faire, une mesure de la dissimilarité de deux maillages doit être utilisée. Cette mesure est calculée comme la somme, sur l'ensemble des nœuds de S_1, de la distance euclidienne entre le nœud de S_1 et le nœud de S_2 le plus proche.

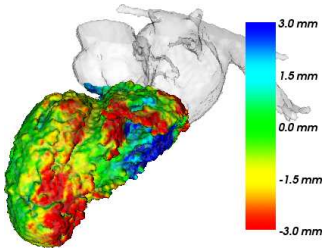
Cette mesure de dissimilarité peut donc être calculée entre chaque surface estimée par la méthode surface-volume et son homologue obtenue par application du processus de prétraitement. La variation de cette mesure le long de la séquence dynamique des



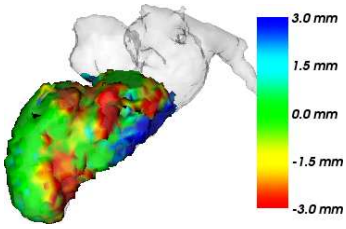
(a) Approche surface-surface, résolution 3



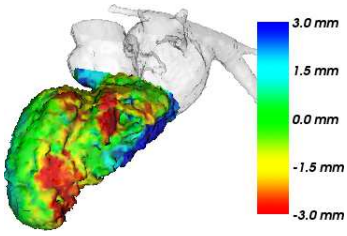
(b) Approche surface-surface, résolution 2



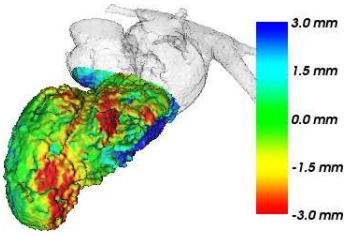
(c) Approche surface-surface, résolution 1



(d) Approche surface-volume, résolution 3



(e) Approche surface-volume, résolution 2

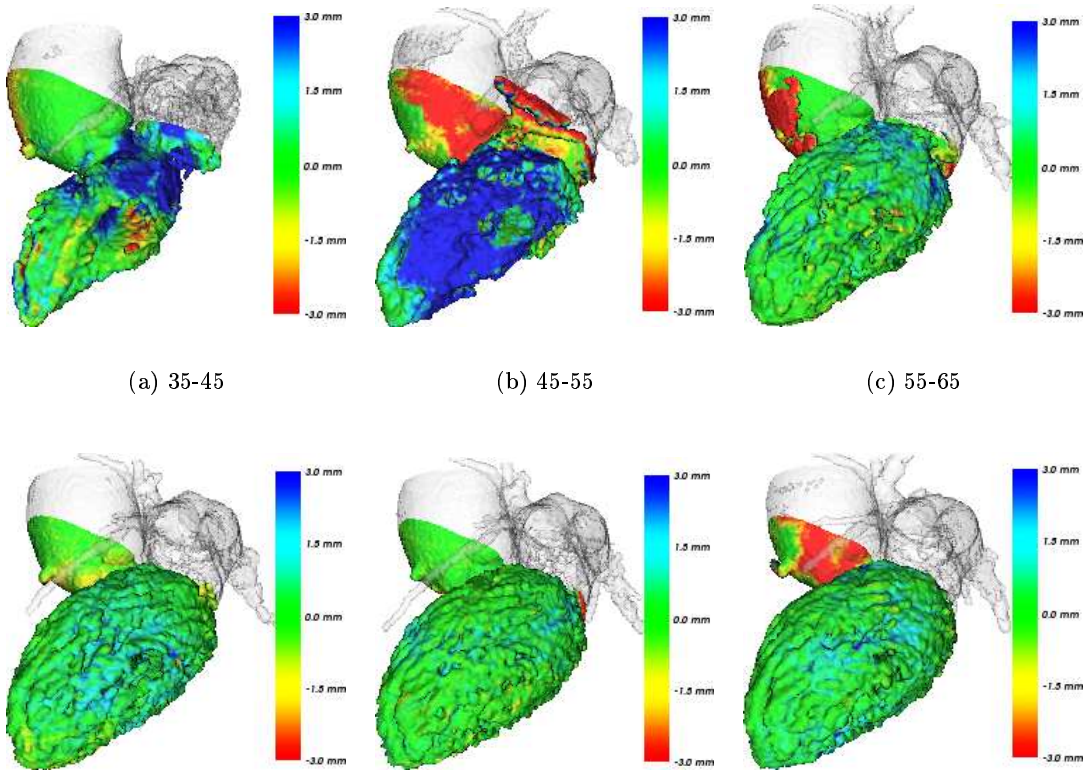


(f) Approche surface-volume, résolution 1

Figure 5.32 – Mouvement estimé par les deux approches, entre les instants 3 et 5, et aux trois résolutions considérées (résolutions 3, 2 et 1).

bases B_1 et B_2 est représentée figure 5.37. Pour la base B_1, la différence moyenne entre surface estimée et surface segmentée se trouve, sur tout le cycle, aux alentours de 1 mm. Pour la base $B2$, cette mesure est aussi relativement stable mais la différence moyenne est environ deux fois plus élevée. Ces mesures doivent être interprétées prudemment. Ainsi, la figure 5.36 illustre un cas où la surface obtenue par l'approche surface-volume peut être plus satisfaisante que celle issue du processus de segmentation. En effet, l'objectif est de conserver une certaine cohérence temporelle des surfaces étudiées. Or, si l'on considère les surface segmentées aux instants 3 et 10, on peut observer l'absence, à l'instant 10, de structures trabéculaires présentes à l'instant 3. À l'opposé, la méthode surface-volume, initialisée à l'instant 3 par la surface segmentée, garde avec cette dernière une certaine cohérence.

Afin cependant d'illustrer les mesures de dissimilarité les plus élevées, la figure 5.38 représente, pour l'instant 85 de la base $B2$, la surface estimée par la méthode surface-volume ainsi que celle obtenue par la méthode de segmentation. Dans ce cas, les deux surfaces présentent une nette différence au niveau septo-apical, ainsi que sur la paroi latérale. La différence observée sur la paroi latérale est très certainement liée à la détection par l'approche surface-volume d'un des deux piliers du ventricule. Par contre l'incohérence observée au niveau septo-apical n'est probablement pas liée à la prise en



(a) 35-45 (b) 45-55 (c) 55-65

(d) 65-75 (e) 75-85 (f) 85-95

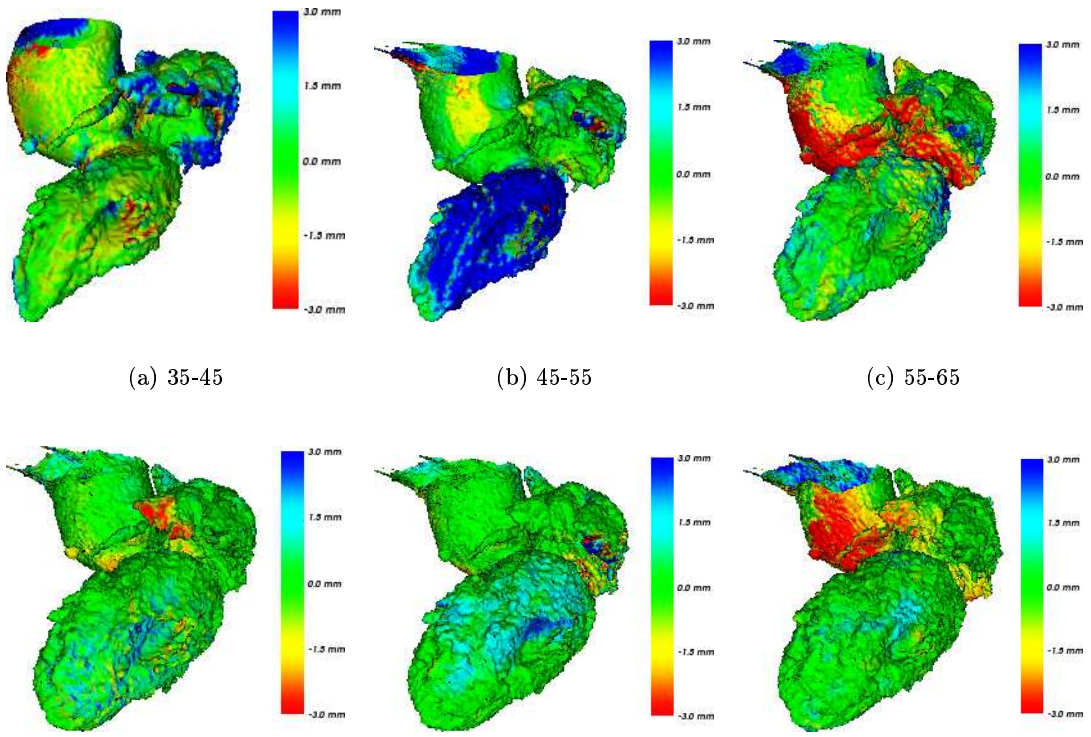
Figure 5.33 – Mouvement estimé par la méthode surface-surface sur la base de données $B2$ (représentation à la résolution 1).

compte de structures différentes (cette région est peu pourvue en trabécules). Il s'agit donc ici plus probablement d'une mauvaise détection de la méthode surface-volume.

5.2.5 Représentation du mouvement et extraction de paramètres cliniques

L'information estimée par les deux approches, un champ de déplacement défini en chaque nœud du maillage considéré, est complexe et nécessite des moyens de visualisation adaptés, permettant soit d'en effectuer une synthèse, soit d'illustrer un comportement local. Cette phase de traitement de l'information permet par ailleurs de fournir des paramètres cliniques autres que ceux directement liés au mouvement cardiaque. Ainsi, à partir des surfaces estimées par l'approche surface-volume, les courbes de variation de volume peuvent être estimées, permettant, entre autres, le calcul de la fraction d'éjection ventriculaire.

Dans la suite de cette section, nous présenterons tout d'abord l'estimation de ces courbes de variation volumique, ainsi que les fractions d'éjection associées. Puis une



(a) 35-45 (b) 45-55 (c) 55-65

(d) 65-75 (e) 75-85 (f) 85-95

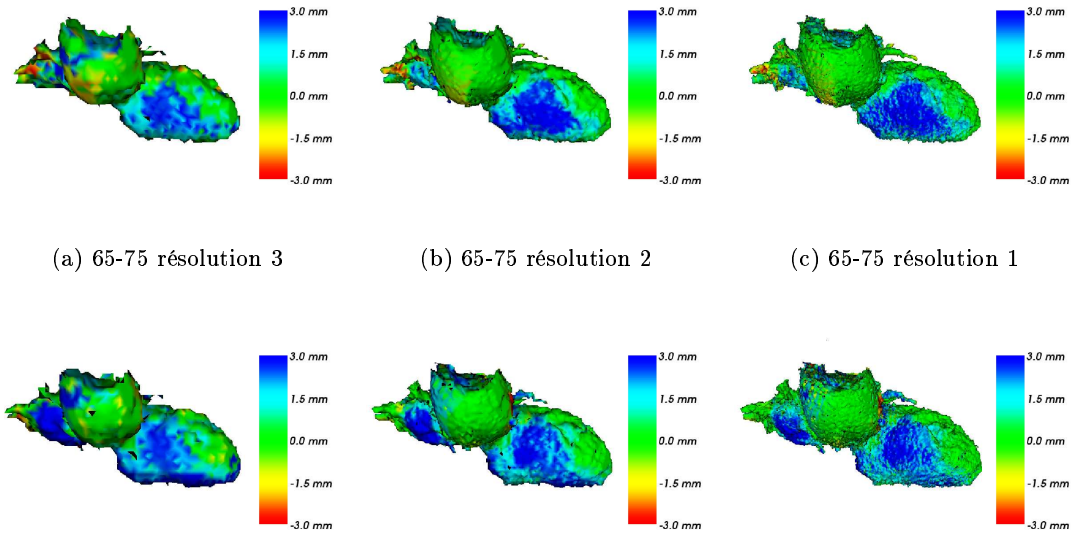
Figure 5.34 – Mouvement estimé par la méthode surface-volume sur la base de données $B2$ (représentation à la résolution 1).

méthode d'analyse du mouvement local sera présentée, avant de terminer par les méthodes de représentation en «œil de bœuf», permettant une description synthétique du mouvement estimé.

5.2.5.1 Courbes de variation du volume ventriculaire

Une méthode de calcul de volume a été utilisée afin d'estimer le volume ventriculaire. Elle repose sur la sélection interactive de trois points permettant de déterminer le plan des valvules. Grâce à ce plan, le ventricule est séparé des structures environnantes et son volume peut être calculé.

Appliquée à l'ensemble des surfaces endocardiques d'une séquence, cette méthode permet l'étude de la variation volumique et le calcul de la fraction d'éjection ventriculaire. Ainsi, la figure 5.39 représente le volume des surfaces estimées par la méthode surface-volume sur les séquences temporelles des bases $B1$ et $B2$. Suivant ces courbes d'évolution volumique, les instants de télédiastole, c'est-à-dire lorsque le ventricule est à son volume maximum, et de télésystole, c'est-à-dire lorsque le ventricule est à son volume minimum, peuvent être sélectionnés.



(a) 65-75 résolution 3 (b) 65-75 résolution 2 (c) 65-75 résolution 1

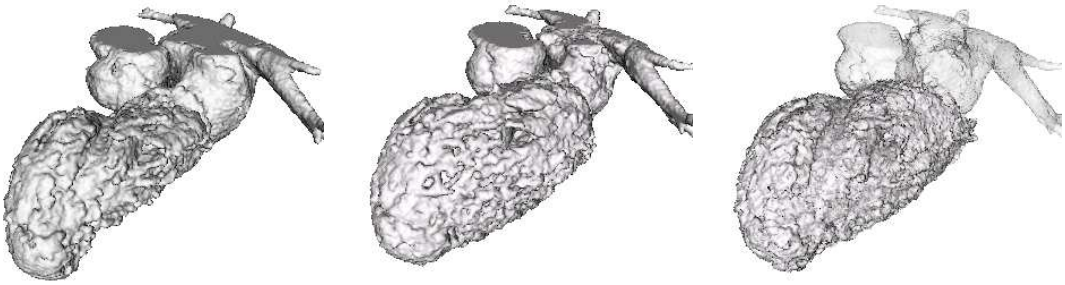
(d) 85-95 résolution 3 (e) 85-95 résolution 2 (f) 85-95 résolution 1

Figure 5.35 – Mouvement estimé par l'approche surface-volume entre les instants 65 et 75 et entre les instants 85 et 95 et aux trois résolutions considérées (résolutions 3, 2 et 1)(incidence oblique antérieure droite 30 °).

Ainsi, selon le graphique correspondant à la base $B1$, l'instant de télésystole correspond à l'instant 5 et l'instant de télédiastole à l'instant 10. La fraction d'éjection peut alors être estimée : elle est égale à 36%.

En ce qui concerne la base $B2$, seule une augmentation du volume est observée. La séquence ne représenterait donc que des instants correspondant à la phase de diastole ventriculaire, ce qui correspond bien aux pourcentages du segment $R - R$ indiqués (de 35 à 95%). Ainsi, dans cette base, les volumes télésystolique et télédiastolique sont difficilement estimables. La fraction d'éjection a cependant été calculée en considérant les instants 35 et 95, correspondant aux pourcentages utilisés en routine clinique pour le calcul de ce paramètre. Elle prend alors une valeur de 66%, supérieure à la valeur de 55% donnée dans le dossier du patient. Cette différence peut être expliquée par le fait que, dans notre méthode, les nombreuses trabécules ne sont pas intégrées au volume total, ce qui le diminue d'autant. Or, ces structures sont généralement incluses dans les mesures de volumes réalisés en clinique simplement du fait qu'elles ne sont pas toujours différentiables sur les images analysées. Notre approche a donc systématiquement pour effet d'augmenter la fraction d'éjection par rapport aux méthodes classiques.

Force est cependant de constater que la résolution temporelle des données ne permet pas d'affirmer que les instants sélectionnés comme représentatifs des instants de télédiastole et de télésystole correspondent réellement aux extrema de volume.

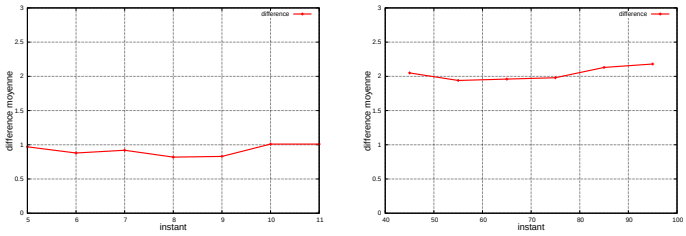


(a) Surface segmentée (instant 3)

(b) Surface segmentée (instant 10)

(c) Surface estimée (instant 10)

Figure 5.36 – Surfaces segmentées, correspondant aux instants 3 et 10 de la base $B1$, et surface estimée par la méthode surface-volume à l'instant 10 (résolution 1).



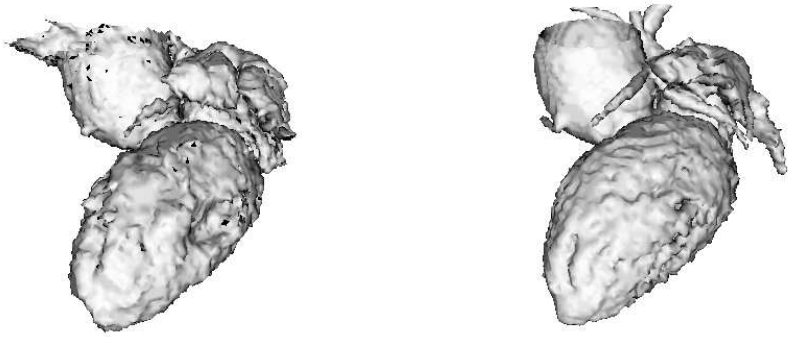
(a) Base $B1$

(b) Base $B2$

Figure 5.37 – Mesure de dissimilarité entre les surfaces estimées par la méthode surface-volume et les surfaces obtenues, au mêmes instants, par le processus de prétraitement.

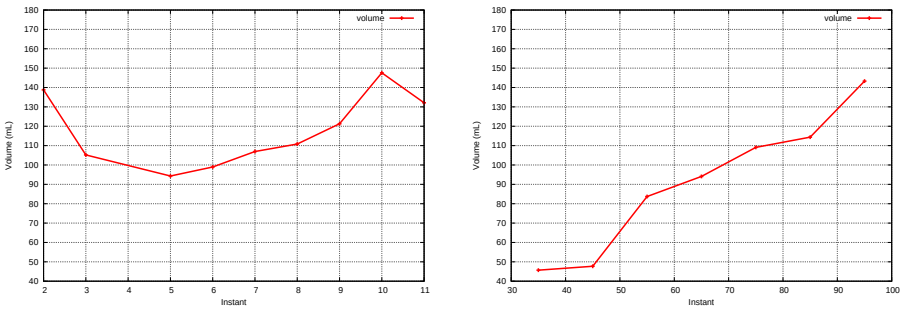
5.2.5.2 Paramètres cliniques locaux

Des paramètres cliniques locaux doivent être déterminés afin de permettre une étude précise du mouvement estimé. Comme évoqué dans le chapitre 1, les mouvements myocardiques peuvent être décomposés en trois mouvements principaux (contraction radiale, contraction longitudinale, torsion) qui, chacun, ont potentiellement une signification clinique. Afin d'estimer localement la composante des déplacements estimés liée à ces trois types de mouvement, une décomposition des vecteurs de mouvement estimés est réalisée suivant une base locale. Cette base, définie en chaque nœud du maillage endocardique, correspond aux directions longitudinale, radiale et tangente. La projection du vecteur mouvement selon ces trois directions permet donc d'en obtenir une décomposition pouvant être interprétée comme relative aux trois principaux mouvements : contraction/expansion longitudinale, contraction/expansion radiale et torsion.



(a) Surface estimée (b) Surface segmentée

Figure 5.38 – Surface estimée par la méthode surface-volume et surface obtenue par la méthode de segmentation (instant 85 de la base $B2$).



(a) Base $B1$ (b) Base $B2$

Figure 5.39 – Mesure de volume ventriculaire estimé par la méthode surface-volume.

Ainsi, la figure 5.40 représente le déplacement longitudinal de trois points sélectionnés à trois niveaux (base, mi-cavité, zone apicale) de la paroi latérale (base $B1$). Les valeurs négatives correspondent à des mouvements de contraction longitudinale (dirigés de la base vers l'apex). Ces mouvements correspondent aux informations physiologiques selon lesquelles l'amplitude des mouvements longitudinaux est la plus importante au niveau de la base (la contraction longitudinale est réalisée vers l'apex).

Les résultats obtenus pour les mouvements radiaux et tangents, estimés aux mêmes emplacements du ventricule, sont représentés sur la figure 5.41.

Les déplacements radiaux allant vers les valeurs négatives correspondent à des mouvements de contraction. D'après cette représentation, les mouvements radiaux estimés connaissent l'amplitude la plus importante au niveau de la base et décroissent d'amplitude lorsque que la mi-cavité puis l'apex sont considérés. Pour la base et la mi-cavité,

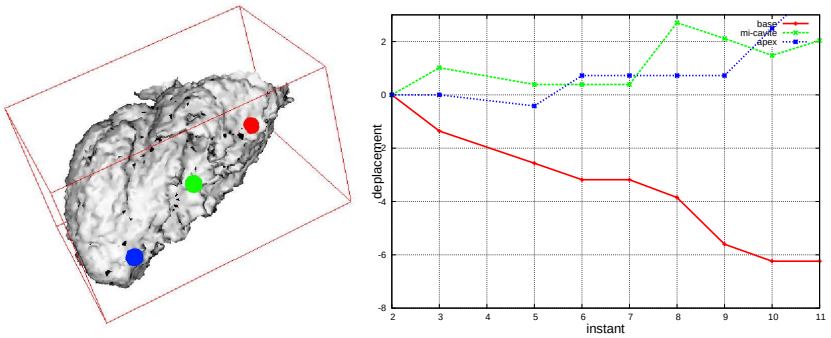


Figure 5.40 – Mouvement longitudinal de trois points sélectionnés interactivement aux niveaux basal, mi-cavité et apical de la paroi latérale du ventricule (base $B1$).

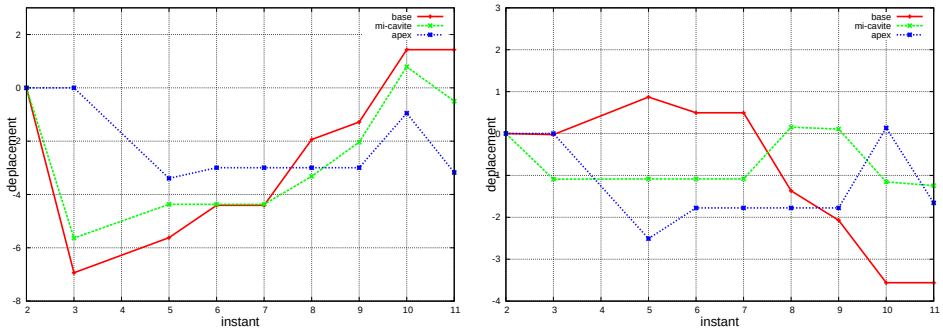


Figure 5.41 – Mouvements radiaux et tangents de trois points sélectionnés interactivement aux niveaux basal, mi-cavité et apical de la paroi latérale du ventricule (base $B1$).

une forte contraction est observée en début de cycle (instants 2-3), puis une expansion relativement régulière jusqu'à l'instant 9. À cet instant, une expansion plus importante est détectée, correspondant à la phase de systole auriculaire. Pour ce qui est de la zone apicale, les déplacements, bien que d'amplitudes nettement atténués, sont relativement synchrones avec ceux de la base et de la mi-cavité.

Pour ce qui est des mouvements tangents, assimilables aux mouvements de torsion, ils sont les plus importants aux niveaux de la base et de la zone apicale où ils suivent des directions de déplacement opposées. La mi-cavité, quant à elle, n'est quasiment pas soumise à ce type de mouvements. Ces remarques sont compatibles avec les données physiologiques.

Ainsi, l'ensemble des indications fournies par ce type de représentations temporelles est d'une grande richesse. Il est en effet alors possible d'estimer, selon chaque composante du mouvement, les anomalies d'amplitude tout comme les anomalies de synchronisme. Étant donné que certaines pathologies ont une influence prépondérante sur telle ou telle composante du mouvement (voir chapitre 1), ces indicateurs apparaissent comme étant particulièrement adaptés à l'analyse de la cinétique cardiaque.

5.2.5.3 Représentation en «œil de bœuf»

Afin de fournir une représentation synthétique de paramètres de mouvement estimés, une méthode de visualisation en «œil de bœuf» a été développée. Ce type de représentation, classique en imagerie cardiaque, repose sur le découpage (ou «segmentation») du muscle myocardique en secteurs longitudinaux et radiaux puis sur leur représentation concentrique (voir chapitre 1).

Afin d'effectuer cette segmentation, une procédure semi-automatique a été implémentée. Elle se déroule comme suit :

- l'utilisateur doit sélectionner quatre points : trois points non colinéaires correspondant aux valvules aortique et tricuspide et un point correspondant à l'apex du ventricule ;
- le plan P_1 passant par les trois points correspondant aux valvules est déterminé ; il permet de séparer le ventricule des structures adjacentes (aorte et oreillette) ;
- le centre géométrique du ventricule est alors calculé ;
- le plan P_2, passant par l'apex et le centre du ventricule, et colinéaire à l'axe des coordonnées en z est déterminé ;
- le plan P_3, passant par l'apex et le centre du ventricule, et orthogonal au précédent est déterminé ;
- chaque nœud du maillage endocardique est classé dans un segment suivant sa distance au plan P_1 et son emplacement par rapport aux plans P_2 et P_3.

La figure 5.42 illustre ce processus de segmentation myocardique : chaque couleur correspond à un segment myocardique ; les plans $P2$ et $P3$ sont représentés.

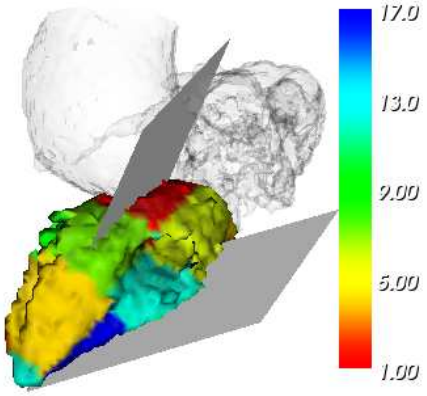


Figure 5.42 – Illustration du processus de segmentation myocardique ; les plans représentés servent de référence pour le découpage en segments ; chaque segment est désigné par une couleur.

Différents types d'informations peuvent être représentés suivant cette base géométrique, la moyenne des valeurs scalaires considérées étant calculée et reportée sur chaque segment. Il est ainsi possible de représenter l'amplitude du mouvement moyen de chaque segment myocardique, estimé entre deux instants consécutifs ou sur une période du cycle cardiaque.

la figure 5.43 montre l'amplitude du mouvement estimé entre toutes les paires d'instants consécutifs.

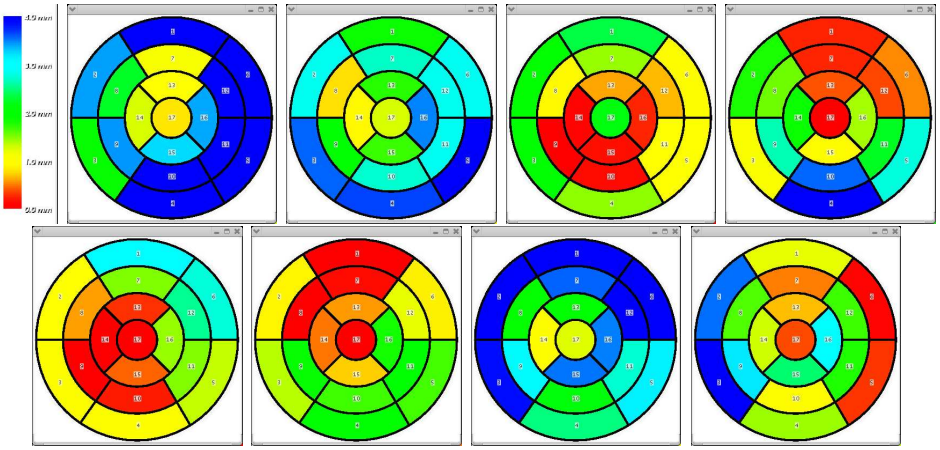


Figure 5.43 – Représentation en «œil de bœuf» de l'amplitude du mouvement estimé par l'approche surface-volume sur tous les instants consécutifs composant la base $B1$.

La figure 5.44 représente l'amplitude du mouvement estimé sur l'ensemble de la séquence de la base $B1$. Elle montre que le mouvement estimé dans les régions septale, antérieure et antéro-septale est d'amplitude moins importante que celui estimé dans les autres régions. L'accès à ce type d'informations peut permettre, dans l'exemple de ce cas clinique, de qualifier la zone septo-apicale de segment «hypokinétique» tout en apportant une quantification de ce défaut de contraction. Ainsi, cette représentation peut

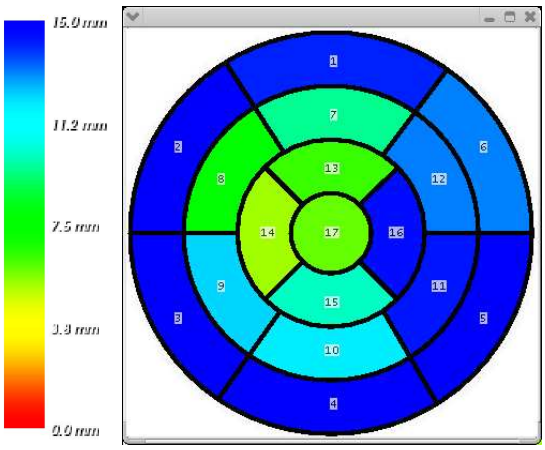


Figure 5.44 – Représentation en «œil de bœuf» de l'amplitude du mouvement estimé sur l'ensemble de la séquence composant la base $B1$.

fournir des valeurs d'évolution du mouvement par territoires myocardiques. L'artère irriguant chaque segment étant connue, une hypothèse sur une coronaire impliquée dans un défaut de perfusion peut être formulée à partir de ce type d'informations.

Conclusion

Les deux méthodes proposées, surface-surface et surface-volume, ont montré des résultats encourageants face aux tests réalisés sur données simulées et réelles. Cette évaluation a aussi permis de mettre en valeur les potentialités de l'imagerie tomodensitométrique pour l'estimation de la cinétique cardiaque.

Évaluées sur données simulées, les méthodes ont permis d'estimer un mouvement composé de déformations de différentes natures avec une erreur moyenne inférieure au millimètre. Appliquées à des données réelles, elles ont tout d'abord fourni des descriptions qualitatives du mouvement cardiaque. Ces descriptions sont cohérentes, que ce soit entre les deux méthodes appliquées ou entre ces méthodes et les informations physiologiques et cliniques connues.

La richesse informative du mouvement extrait a par ailleurs été utilisée pour l'estimation de paramètres quantitatifs permettant d'effectuer soit une description synthétique de la cinétique cardiaque (représentation en «œil de bœuf») soit une étude précise du mouvement local. Cette dernière a été réalisée à travers la représentation de l'évolution temporelle des différentes composantes du mouvement que sont la contraction radiale, la contraction longitudinale et la torsion.

Des difficultés ont cependant été rencontrées, notamment pour l'accès aux bases de données réelles, souvent incomplètes ou inutilisables de par la présence d'artefacts. Des tests complémentaires sont à mener sur de nouvelles bases. De plus, la phase d'évaluation a montré la nécessité d'avoir une référence quant à la segmentation de l'endocarde. Afin de pallier ce manque, la segmentation manuelle d'une base de données est en cours.

L'objectif de ces phases d'évaluation était aussi d'estimer l'apport de l'approche surface-volume (représentant la partie la plus originale de ce travail) par rapport à l'approche surface-surface. De fait, la sensibilité de cette dernière à la cohérence temporelle de la segmentation a été vérifiée. À l'opposé, la méthode surface-volume a montré tout son intérêt à travers sa capacité à estimer des informations précises tout en conservant une cohérence des objets étudiés sur tout le cycle cardiaque.

Conclusion et perspectives

Ce travail représente une contribution à l'émergence de méthodes robustes et efficaces pour la détection et la caractérisation de mouvements 3D cardiaques, en imagerie scanner multibarrette, nouvelle technologie d'avenir en imagerie cardiaque.

Les grandes évolutions technologiques récentes des modalités d'imagerie cardiaque non invasive ouvrent de nouveaux champs d'investigation clinique. C'est le cas de l'Imagerie par Résonance Magnétique et de l'échocardiographie, mais également de l'imagerie Scanner X rapide et multi-détecteurs. Les problèmes d'acquisition et de reconstruction sont résolus au fur et à mesure de l'expérience et des progrès technologiques, permettant aujourd'hui d'envisager, à court terme, de proposer une exploration simple, en ambulatoire, non agressive, dans le bilan des cardiopathies ischémiques et de réaliser non seulement un diagnostic précis, mais aussi d'apporter des éléments essentiels à la décision thérapeutique. Ces nouveaux moyens d'acquisition doivent cependant s'accompagner de méthodes de traitement robustes. Le développement de ces méthodes d'aide au diagnostic reste difficile de par les contraintes imposées par les grands volumes de données à traiter et l'existence de données porteuses d'artefact.

Un procédé d'estimation de mouvement tridimensionnel (3-D) de structures déformables, à partir d'images scanner volumiques de hautes résolutions spatiales et temporelles est ici proposé. L'estimation de mouvement 3D est conduite en disposant au départ d'une séquence de volumes scanner reconstruits par post-synchronisation sur l'ECG à différents instants du cycle cardiaque, et d'une segmentation semi-interactive des structures d'intérêt, menée par l'utilisation d'outils développés au sein du laboratoire.

Cette étude relève de l'estimation de mouvements tridimensionnels (3D) de formes complexes et déformables (cavités cardiaques), soumises à des mouvements de nature non-rigide et élastique, avec pour objectif d'extraire des informations quantitatives de la dynamique cardiaque (fraction d'éjection, variations de volumes, amplitudes de mouvements par région). Les travaux réalisés dans le cadre de l'estimation de mouvement non-rigide et élastique, et en particulier appliqués au coeur, ont été analysés en retenant les avantages et inconvénients de chaque type de méthode, et en les situant par rapport aux données images que nous avons à traiter. Les méthodes de suivi de forme ou de mise en correspondance ont été retenues comme apparaissant les plus appropriées à notre problématique. Elles nous permettent en effet de tirer parti et de rendre compte de la complexité spatiale des structures mises en jeu et de la richesse des informations accessibles par l'imagerie scanner et significatives du point

de vue anatomique, ce qui apparaît plus difficile à atteindre au moyen de modèles déformables paramétriques et non paramétriques. Elles permettent également, face au grand volume de données à traiter et aux contraintes de temps de calcul, de se limiter aux structures spatiales d'intérêt en fournissant un champ épars de vecteurs de déplacement, contrairement aux approches de flot optique restituant un champ dense. De plus, la contrainte de conservation d'intensité sur laquelle reposent les méthodes de flot optique, même si elle peut être quelque peu relâchée, n'est pas respectée dans nos données actuelles de par le principe d'acquisition et de reconstruction des images.

L'approche retenue s'appuie sur la mise en correspondance de primitives, méthode d'estimation du mouvement local, sous des contraintes globales, donnant accès à des vecteurs vitesse 3D calculés pour chaque entité descriptive de la structure. L'extraction du mouvement est réalisée entre deux instants consécutifs, puis de manière itérative de façon à traiter toute la séquence temporelle. Elle permet de fournir un champ de déplacement associé à la surface de la structure d'intérêt sur toute la séquence et de quantifier les déformations de l'objet de manière locale et globale.

Deux méthodes ont été proposées : (1) une approche de mise en correspondance entre deux surfaces (représentations tridimensionnelles de l'objet étudié aux instants t et $t+1$), nécessitant au préalable la segmentation des volumes sur toute la séquence (approche dite «surface-surface») ; (2) une approche couplée détection/estimation de mouvement à partir d'une surface (instant t) et d'un volume (espace contenant l'objet à l'instant $t+1$) (approche dite «surface-volume»). Cette deuxième méthode de mise en correspondance est novatrice du fait qu'elle intègre à la fois, pour l'instant successif dans la séquence $(t+1)$, la détection de l'objet recherché et l'extraction du mouvement associé à cet objet, en opérant dans l'espace 3D. Ceci implique que le procédé nécessite au préalable la segmentation de l'objet 3D recherché, uniquement pour le premier instant de la séquence dynamique observée, et non sur toute la séquence. Cet avantage est de toute première importance dans un contexte où la segmentation des objets étudiés représente une étape très difficile, nécessitant le plus souvent l'intervention de l'utilisateur et où, dans ce cas, la cohérence de la segmentation n'est pas assurée le long de la séquence et est source d'erreur pour l'estimation de mouvement. Ces méthodes intègrent deux points forts supplémentaires qui sont : (1) le calcul de correspondances sur tout le volume dans le cadre d'une formulation markovienne ; (2) l'intégration d'un processus multirésolution permettant d'affiner l'estimation de manière guidée et progressive.

Le problème d'estimation du champ de déformations des structures imagées a été formulé dans le cadre statistique des champs markoviens de la manière suivante : les entités à mettre en correspondance sont sélectionnées comme étant les sites d'un champ de Markov (noeuds du maillage à un instant donné), leurs étiquettes étant soit les noeuds du maillage (pour la méthode surface-surface), soit les voxels du volume (pour la méthode surface-volume), correspondant à l'instant suivant. Une estimation de l'ensemble des correspondances est alors vue comme étant une réalisation du champ de Markov représentant l'ensemble des réalisations possibles. La réalisation la plus probable est

obtenue par la minimisation d'une énergie globale. Cette énergie prend en compte : (1) une énergie liée à l'information recherchée et aux observations image d'une part (correspondance locale, reposant sur différents paramètres descriptifs liés à la topologie des surfaces) ; (2) une énergie de régularisation garantissant la cohérence spatio-temporelle des correspondances d'autre part (favorisant un champ de déplacements homogène). La minimisation de cette énergie globale permet d'obtenir les correspondances optimales et donc l'estimation du mouvement entre les structures observées à deux instants consécutifs.

Chacune des approches développées dans ce cadre est construite différemment suivant le choix des entités à mettre en correspondance, la sélection de paramètres descriptifs et la fonction d'énergie locale introduite. Dans l'approche de mise en correspondance surface-surface, les entités à mettre en correspondance sont les noeuds du maillage pré-extrait aux deux instants étudiés. Différents tests sur la pertinence de descripteurs 3D en géométrie différentielle nous ont permis de mettre en évidence l'existence de cohérence spatiale et temporelle à exploiter dans l'élaboration de nos estimateurs de mouvement 3D. Ainsi les paramètres descriptifs que sont les courbures moyenne et gaussienne ont été retenus et permettent de comparer deux noeuds et de définir une mesure d'erreur. Une fonction d'énergie locale a ensuite été introduite, incluant un terme lié aux données et un terme de régularisation ou contrainte sur l'appariement de noeuds et de leur voisinage immédiat. Cette méthode a comme avantages de se limiter aux structures d'intérêt et de ne pas nécessiter beaucoup de puissance de calcul. Cependant, établissant des correspondances entre des entités pré-extraites par la segmentation, elle est très dépendante de la cohérence temporelle de celle-ci qui n'est pas entièrement assurée de par les variations de densité des voxels ou la présence éventuelle d'artefacts.

La méthode de mise en correspondance surface-volume propose quant à elle d'établir des correspondances entre deux types d'entités différents. Les entités considérées au premier instant sont toujours les noeuds du maillage issu de la segmentation ; par contre, à l'instant suivant, ce sont les voxels du volume original qui sont utilisés. Les paramètres descriptifs sont alors modifiés afin d'être applicables aux voxels. Ainsi, l'appartenance à un contour (calculée grâce à un opérateur de détection de contours) est utilisée, et la topologie locale est examinée en termes de différence de coordonnées. Une fonction d'énergie locale privilégie les voxels étiquetés contour, intègre une information topologique liée à la position spatiale des entités et un terme de régularisation local évalué sur le voisinage d'un noeud. Cette méthode a comme avantage important de ne nécessiter la segmentation que du premier volume et donc d'assurer une cohérence temporelle de la segmentation, les maillages aux instants suivants étant calculés à partir du premier maillage et des mouvements estimés. Ainsi, l'estimation du mouvement et la segmentation sont réalisés au cours d'un unique processus. Par contre, cette méthode est plus exigeante que la précédente en termes de temps de calcul.

L'extraction du mouvement entre deux instants consécutifs s'effectue, pour chacune des deux méthodes, selon un schéma multirésolution. Différents niveaux de résolution sont définis après applications successives d'un procédé de filtrage et sous-échantillonnage des données. Le processus d'estimation de mouvement est d'abord appliqué à une résolution inférieure, c'est-à-dire de précision moindre, avant le passage

à une résolution supérieure. Il est appliqué itérativement jusqu'à la résolution la plus élevée, le passage d'une résolution à la suivante intégrant une initialisation des correspondances fournie par le résultat extrait de la résolution précédente. Les avantages de l'utilisation de la multirésolution portent sur la réduction des temps de calcul, une convergence plus sûre vers un minimum global dans le processus d'optimisation et enfin le fait de tirer parti et de rendre compte des différents niveaux de détails rendus disponibles par la résolution spatiale élevée des bases de données.

L'évaluation de ces méthodes a été réalisée sur données simulées d'une part, sur données réelles acquises sur l'homme en conditions d'examen clinique d'autre part.

En ce qui concerne l'étape de simulation, les données ont été générées à partir d'un volume réel segmenté produisant une surface de référence et en introduisant les différents types de mouvement intrinsèques du coeur. Pour chaque méthode, deux ensembles de données (correspondant aux instants t et $t+1$) ont été exploités. L'extraction du mouvement a été réalisée et évaluée à partir de ces simulations. Un premier ensemble de réalisations a permis, par tests successifs et optimisation, de fixer les facteurs de pondération utilisés dans les calculs d'énergie ainsi que les paramètres utilisés dans le cadre de l'algorithme d'optimisation. Ces paramètres, prenant des valeurs différentes pour chaque approche, ont pu être conservés lors du test des méthodes sur données réelles. Au niveau des résultats obtenus, cette première phase d'évaluation sur données simulées a permis de vérifier le bon comportement des algorithmes, en terme de précision puisqu'elles conduisent à une mesure d'erreur 3D globale sur l'amplitude du mouvement estimé de l'ordre de 1 mm. Enfin, elle a montré l'apport de la multirésolution dans les algorithmes proposés, où le gain porte à la fois sur les temps de calcul et sur l'assurance de converger vers une solution optimale.

Dans un second temps, les algorithmes développés ont été testés sur deux bases de données réelles. Cette partie a été plus difficile à mener en partant d'un nombre très limité de bases sur lesquelles certains problèmes demeurent. Le nombre limité de bases actuellement disponibles peut s'expliquer par plusieurs raisons. D'une part, l'expérience sur le contrôle des acquisitions scanner cardiaques est encore jeune, ces examens scanner étant plus souvent réalisés pour étudier la perméabilité vasculaire des coronaires à un instant de reconstruction, et très peu exploités à ce jour pour l'analyse de la fonction à partir de la séquence temporelle entière. D'autre part, la qualité des images obtenue sur les appareils scanner 16 barrettes peut être parfois insuffisante pour envisager un traitement. Il s'agit ici des artefact de mouvement engendrés par une élévation du rythme cardiaque du patient en cours d'acquisition rendant problématique la reconstruction des volumes images par post-synchronisation et des phénomènes de diffusion de produit de contraste pouvant rendre difficile la segmentation des images. Les bases traitées nous ont été fournies par la société Siemens d'une part, avec qui nous avons pu démarrer cette étude, et par le Département de Cardiologie (Service d'Hémodynamique et de Cardiologie Interventionnelle (Dr H. Le Breton)) du centre Hospitalier Universitaire de Rennes d'autre part. Ces données sont de pathologie variable et sont accompagnées d'un nombre très limité d'indices cliniques pouvant nous servir de référence. Les tests réalisés sur ces données réelles ont porté sur l'extraction du mouvement le long de la

séquence par les deux algorithmes développés (surface-surface et surface-volume), en mode multirésolution. Ils ont dans tous les cas permis de mettre en avant une adéquation entre résultats obtenus et données physiologiques du cycle cardiaque. Ils ont montré les possibilités de caractériser localement l'existence de mouvements pathologiques tels qu'une akinésie segmentaire dans la première base. Ils ont également conduit à des mesures d'indices cliniques globaux (volumes, fraction d'éjection) en relative cohérence avec les mesures fournies par les cliniciens. Cette étape constitue un premier niveau de validation. Ce travail a également mis en évidence les potentialités de nos méthodes quant à l'extraction d'indices locaux sur la contractilité régionale du myocarde, ceci par la proposition de plusieurs modes de représentation, à des échelles variables et selon des schémas de visualisation adaptés. Il s'agit par exemple des représentations par «oeil de boeuf» ou par courbes temporelles de l'évolution de l'amplitude du mouvement mesuré, ces représentations étant exploitées en routine dans d'autres modalités d'imagerie cardiaque. Ces mêmes modes de représentation peuvent par ailleurs être repris pour illustrer les différentes composantes du mouvement (contractions radiales et longitudinales par exemple) pouvant être extraites des vecteurs estimés localement.

Les résultats obtenus avec ces deux approches ont également montré tout l'intérêt d'une représentation multirésolution. Non seulement un gain en précision et en temps de calcul a été avancé en se limitant à un nombre de niveaux d'échelle limité. Mais il apparaît clairement que les représentations multi-échelles appliquées à ces données de haute résolution spatiale fournissent très tôt dans la hiérarchie des informations significatives par région. Les conclusions que nous pouvons retirer de nos expérimentations sont de plusieurs ordres : (1) il y a un grand intérêt à exploiter ces niveaux de représentation pour focaliser plus rapidement et plus précisément nos estimateurs de mouvement ; (2) une sélection des niveaux de représentation de données cliniques les plus adéquats est à étudier, tout en exploitant le fait de pouvoir affiner l'estimation à un niveau supérieur pour reproduire à un niveau inférieur des résultats conduisant à une caractérisation et une interprétation de meilleure qualité.

La principale contrainte de ces approches est liée à l'amplitude des correspondances extraites. Celle-ci ne doit pas être trop importante au risque de compromettre la validité des résultats. Dans le cas de l'extraction de mouvement, les progrès des méthodes d'acquisition permettent d'obtenir des résolutions temporelles de plus en plus élevées, entraînant par là la diminution de l'amplitude des mouvements entre chaque instant considéré. Pour l'extraction du mouvement cardiaque, les scanners MSCT permettent d'obtenir une résolution temporelle suffisante pour l'utilisation des principes présentés.

Ces développements ont été appliqués en imagerie scanner multibarrette, nouvelle avancée technologique en imagerie scanner, mais pourraient également être appliqués à d'autres modalités d'imagerie telles que l'IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) et l'échocardiographie, à partir du moment où ces techniques (toujours en évolution) fournissent une résolution spatio-temporelle suffisante. Leur application à l'imagerie scanner multi-barrette présente de gros avantages économiques par rapport à d'autres modalités de l'imagerie cardiaque, dans le sens où la modalité scanner est une technique d'imagerie non invasive, permettant à moindre coût, dans un temps limité d'examen et

tout en laissant un confort au patient, de visualiser l'ensemble des structures cardiaques d'intérêt en une seule acquisition.

Plusieurs axes de recherche sont envisagés pour la poursuite de ce travail.

Dans un premier temps, nous prévoyons une évaluation plus complète des méthodes sur données réelles, avec d'une part un plus grand nombre de données patient en considérant des cas normaux et des cas pathologiques, avec d'autre part des comparaisons à des résultats obtenus par d'autres modalités d'imagerie cardiaque (IRM et échocardiographie). Nous allons très rapidement par exemple pouvoir confronter nos résultats à des mesures locales de cinétique extraites par l'échographie Doppler tissulaire (déplacements par paroi, délais de contraction). L'évaluation de ces approches en regard d'autres approches d'estimation de mouvement ou de recalage est aussi nécessaire. Nous pensons en particulier aux méthodes par modèles déformables non paramétriques avec lesquelles un rapprochement pourrait être établi.

Plusieurs compléments et améliorations peuvent être apportés à cette étude : ils concernent par exemple la prise en compte de nouveaux paramètres descriptifs dans le calcul des correspondances, notamment avec l'utilisation de l'information de densité des voxels, qui pourrait s'avérer exploitable compte tenu des nouveaux appareils scanner 64 barrettes (acquisition plus rapide) qui commencent à être installés dans les centres hospitaliers. Nous attendons par ailleurs de ces nouvelles acquisitions accessibles une meilleure résolution temporelle qui permettra à nos méthodes d'être plus performantes sur l'extraction sur la cinétique cardiaque. À moyen terme, une optimisation de nos méthodes peut également porter sur la réduction du temps de calcul. À ce titre et du point de vue méthodologique, il serait également intéressant d'étudier dans quelle mesure nous pourrions lever en partie les contraintes que nous nous sommes données sur la résolution fine et régulière des maillages et sur la comparaison d'entités de nature différente. L'intégration de champs markoviens à résolution variable constitue également une voie de recherche, où le problème pourrait être posé plus globalement sur la hiérarchie de représentations à la fois dans l'espace 3D et dans le temps. L'extraction de paramètres cliniques significatifs doit aussi être complétée et affinée et leurs modes de visualisation améliorés.

Ces méthodes ont été appliquées à l'estimation du mouvement cardiaque des structures du myocarde, pour l'instant limitées aux cavités. À court terme, les méthodes développées seront testées pour l'estimation de mouvement de la paroi myocardique (délimitée par les contours de l'endocarde et de l'épicarde), donnant ainsi accès à des informations pariétales complémentaires sur la contractilité du ventricule gauche. Les procédés d'estimation développés dans ces travaux pourront même intégrer de nouvelles contraintes liées à la cohérence spatio-temporelle des structures couplées de l'épicarde et de l'endocarde. L'estimation de mouvement du myocarde (cavités et paroi) pourra être ensuite combinée à l'estimation de mouvement appliquée aux artères coronaires (ce sujet faisant l'objet de travaux complémentaires au sein de l'équipe ACTIVE du laboratoire [Larralde et al. 2003]). Les phases d'analyse correspondant à la caractérisation du mouvement à partir des vecteurs de déplacement estimés pour chaque structure, puis à

la fusion de ces informations, feront l'objet d'études supplémentaires et permettront de répondre au diagnostic de l'ischémie cardiaque de manière plus complète.

Les approches développées sur l'estimation du ventricule gauche seront également appliquées à la détection du ventricule droit. Le couplage d'informations anatomiques et cinétiques provenant de ces deux structures sera recherché dans le but de répondre cette fois au diagnostic de pathologies cardiaques entraînant une désynchronisation ventriculaire. Dans ce contexte clinique, les travaux réalisés au cours de cette thèse seront couplés à d'autres travaux menés au laboratoire en modélisation cardiaque au sein de l'équipe SEPIA (Surveillance, Explication, Prévention des Ischémies et des Arythmies) et trouveront leur exploitation au sein du projet CIT (Centre d'Innovation Technologique) intitulé IMOP (Utilité de l'Image pour l'Optimisation de prothèses cardiaques implantables), pour lesquels des travaux sur l'extraction des veines coronaires en imagerie scanner ont déjà eu lieu au sein du laboratoire [Rioual et al. 2005]. Ce projet financé par le Ministère de la Recherche et réalisé en partenariat avec la société ELA Médical, est en cours de démarrage et sera réalisé au sein de la plate-forme CHU de recherche technologique et clinique en cardiologie au Département de Cardiologie et Maladies Cardio-Vasculaires de Rennes.

En dehors des applications en imagerie cardiaque, la technologie mise en oeuvre peut également répondre à des problèmes de recalage de formes tridimensionnelles, formes déformables soumises à des mouvements non-rigides. C'est bien sûr le cas de nombreux organes du corps humain, pour lesquels le diagnostic ou la conduite de gestes interventionnels en thérapie ou chirurgie assistée par ordinateur nécessite l'acquisition et le traitement d'images 3D.

Enfin, ces travaux d'extraction et de caractérisation du mouvement 3D cardiaque appliqués en imagerie non invasive, et notamment sur les systèmes scanner multibarrette, sont d'un enjeu fort pour l'imagerie cardiaque, avec un accès aux informations à la fois spatiales et temporelles sur des appareils d'acquisition offrant une haute résolution dans ces deux espaces. Ces développements permettront à plus long terme de proposer de nouvelles méthodes d'aide au diagnostic cardiaque 3D, par la quantification de la dynamique du myocarde, et par la génération de descriptions spatio-temporelles complètes de la scène cardiaque. En imagerie cardio-vasculaire, la technologie multi-barrette est nouvelle et il n'y pas actuellement de résultats montrant ses potentialités en terme d'évaluation diagnostique. Les approches proposées ici constituent donc une contribution novatrice en ce sens. Dans le secteur de la santé, étant donné la place future de l'imagerie cardiaque en scanner multi-coupe, nos marchés visent la possibilité d'intégration des logiciels aux plate-formes de traitement des machines commercialisées au niveau international principalement par les sociétés Siemens, General Electric, Philips et Toshiba.

La valorisation des deux méthodes proposées dans ce travail de recherche a été initiée et a conduit à la demande d'un brevet [Simon et Garreau 2004] et à plusieurs publications.

Annexe A

Courbures moyenne et gaussienne

A.1 Notion de courbure

La courbure en un point M_0 d'un arc γ est donnée suivant la définition du cercle osculateur (voir figure A.1) [Horaud et Monga 1995] :

«Pout tout point $M \in C$ et suffisamment voisin de M_0, il existe un cercle unique γ_M tangent à γ en M_0, et passant par M ; le cecle osculateur à γ en M_0 est la limite de γ_M quand M tend vers M_0 sur γ.»

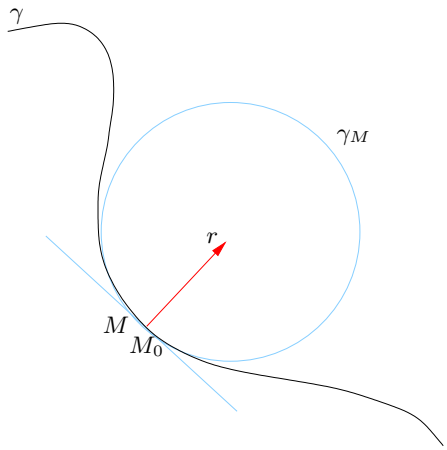


Figure A.1 – Courbure d'un arc dans un plan.

La courbure de γ en M_0 est égale à l'inverse du rayon du cercle osculateur.

La courbure de la section normale est une généralisation de cette mesure aux surfaces tridimensionnelles. Elle est donnée, en un point M_0 d'une surface S et le long d'une direction $\overrightarrow{d}$ du plan tangent, par la courbure de la courbe plane obtenue par l'intersection de la surface et du plan normal P_{M_0} (voir figure A.2). .

Si la courbure de la section normale est calculée en un point en suivant toutes les directions, cette courbure aura un maximum (k_1) et un minium (k_2) appelées *courbures*

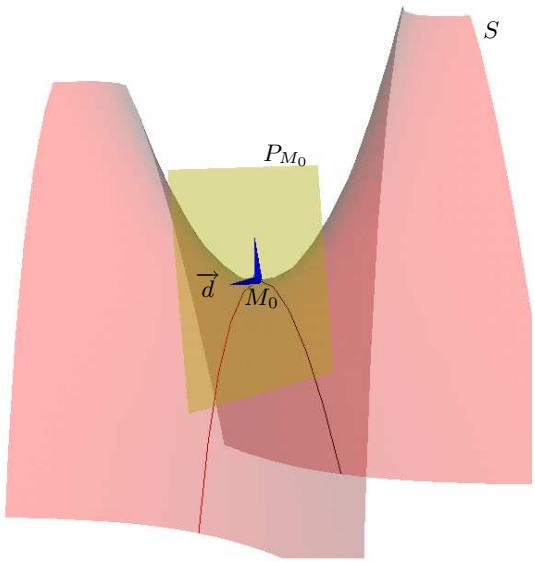


Figure A.2 – Courbure de la section normale d'une surface.

principales. La courbure gaussienne correspond alors au produit de ces valeurs maximale et minimale :

$$K = k_1 k_2 \ , \tag{A.1}$$

la courbure moyenne en étant la moyenne :

$$H = \frac{k_1 + k_2}{2} \ . \tag{A.2}$$

Une autre interprétation de la courbure gaussienne peut être faite. Une surface orientée est considérée comme une surface S à laquelle est associé un champ de vecteurs N correspondant aux normales de S. La fonction qui, à tout point M de S, associe le vecteur normal à S en M permet en fait d'associer S à la sphère unité (puisque les vecteurs normaux ont, en tout point p, une norme égale à 1). Cette fonction ($N : S \to \Sigma$, avec Σ la sphère unité) est appelée *Gauss map*. Étant donné un voisinage $U(M)$ de M, le rapport de l'aire de $N(U(M))$ par l'aire de $U(M)$ peut alors être considéré comme une mesure de la somme des courbures de la surface S au voisinage de M. La courbure gaussienne correspond alors à $K(M)$ tel que :

$$|K(M)| = \lim_{U(M)\downarrow M} \frac{\text{Aire}\, N(U(M))}{\text{Aire}\, U(M)} \ . \tag{A.3}$$

$K(M)$ est considérée positive si l'orientation est préservée par la fonction N, et négative si l'orientation est inversée.

Le couple courbure moyenne - courbure gaussienne permet de caractériser la topologie locale des surfaces. Le tableau A.1 résume le lien entre les courbures et les principaux types de surfaces.

H \ K	> 0	0	< 0
> 0	pic	crête	selle (crête)
0	-	plan	surface minimale[1]
< 0	creux	vallée	selle (vallée)

TAB. A.1 – Courbures associées aux principaux types de surfaces.

A.2 Calcul des courbures d'un maillage

Ces définitions ne sont cependant applicables qu'à des surfaces de classe C^2, ce qui n'est pas le cas des maillages ici considérés. La courbure gaussienne intégrale ($\bar{K}$) et la courbure moyenne intégrale absolue ($|\bar{H}|$) sont alors définies, pour ce type de fonctions, par [Dyn et al. 2000] :

$$\bar{K} = \int_S K = 2\pi - \sum_{i=1}^{n} \alpha_i \tag{A.4}$$

et :

$$|\bar{H}| = \int_S |H| = \frac{1}{4} \sum_{i=1}^{n} \|\overrightarrow{e_i}\| \, |\beta_i| \tag{A.5}$$

avec (voir figure A.3) :

S	:	la surface attribuée au noeud considéré ;
n	:	le nombre de noeuds connectés au noeud considéré ;
α_i	:	l'angle entre deux arêtes successives ;
$\overrightarrow{e_i}$	:	l'arête connectée au noeud considéré ;
β_i	:	l'angle entre les normales de deux triangles adjacents.

Ces deux mesures de courbure reposent sur le lissage des bords en considérant de petits cylindres (voir figure A.4). Ainsi, le maillage est approximé par une surface lisse et K et $|H|$ y sont des fonctions intégrables. Pour obtenir H et $|K|$, les valeurs intégrales sont normalisées par l'aire de la surface considérée :

$$K = \frac{\overline{K}}{S} \quad \text{et} \quad |H| = \frac{|\bar{H}|}{S} \ . \tag{A.6}$$

Il y a différentes méthodes pour calculer la surface S, en considérant que la somme des surfaces attribuées à chaque nœud du maillage doit être égale à la surface totale du maillage. Il est ainsi possible de diviser la surface de chaque cellule par trois (chaque cellule, constituée de trois nœuds est un triangle) ou d'utiliser l'aire liée aux barycentres des cellules ou encore l'aire de Voronoï [Dyn et al. 2000]. Pour des questions de simplicité et de rapidité, la division de la surface de chaque cellule par trois a été favorisée.

[1] Surface de courbure moyenne nulle, par exemple une hélice.

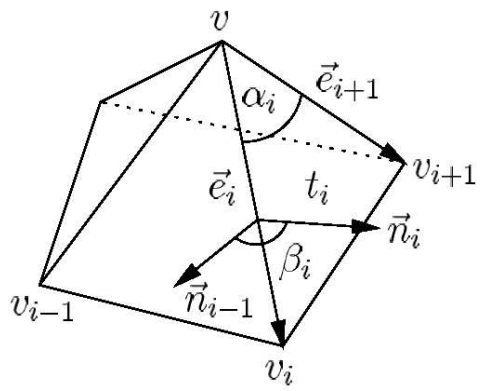


Figure A.3 – Noeud v et notations qui y sont attachées.

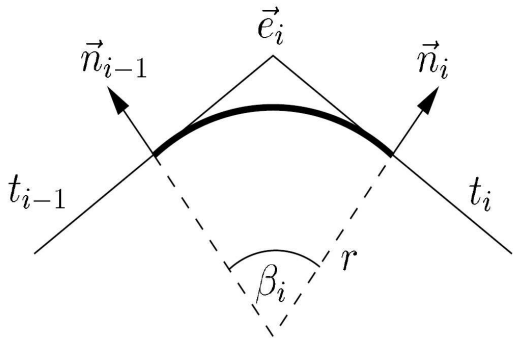


Figure A.4 – Approximation d'une arête par un cylindre.

Annexe B

Méthodes de segmentation

B.1 Méthode de segmentation par croissance de région 3D

Le choix de l'approche par croissance de région réside dans sa capacité à générer, de manière correcte, des ensembles connexes présentant des caractéristiques similaires. Cette méthode avait pour objectif la segmentation des ventricules, en particulier celle du ventricule gauche.

Un premier principe de l'approche développée fait reposer le prédicat de la croissance de région 3D sur une classification des voxels, réalisée à partir de l'histogramme 3D des niveaux de gris. Ainsi, un voxel est agrégé si et seulement si il appartient à la même classe que le voxel germe. L'étude de l'histogramme 3D des bases scanner cardiaques montre que le mode (c'est-à-dire la classe) choisi pour le ventricule gauche, englobe les autres cavités cardiaques. Ceci implique donc que des voxels appartenant à d'autres cavités, connexes au ventricule, sont agrégés lors de la croissance de région. En effet, en appliquant ce principe sur certaines coupes, les cavités gauches et droites sont détectées de par leurs densités très voisines conduisant la croissance de région à considérer ces voxels comme appartenant à la structure recherchée et ne permettant pas leur différentiation.

Un deuxième aspect est alors intégré à cette technique. Ainsi, tout en conservant le principe initial de la croissance de région par classification, une information de contour est incluse afin de contraindre l'agrégation des voxels et de mieux différencier les structures.

La méthode développée et qui est utilisée au cours de ce travail, peut se résumer sous la forme de l'organigramme représenté par la figure B.1 et dont les principales étapes sont détaillées dans la suite cette section.

B.1.1 Calcul et affichage de la cartographie des contours

Le calcul de la cartographie des contours s'effectue en convoluant chaque coupe avec un masque de gradient de type Sobel. Suite à une pré-étude des gradients observés sur le type d'images analysées, la plage utile du module de gradient est définie. Pour chaque voxel, le module du gradient est donc calculé puis seuillé en fonction de la plage définie.

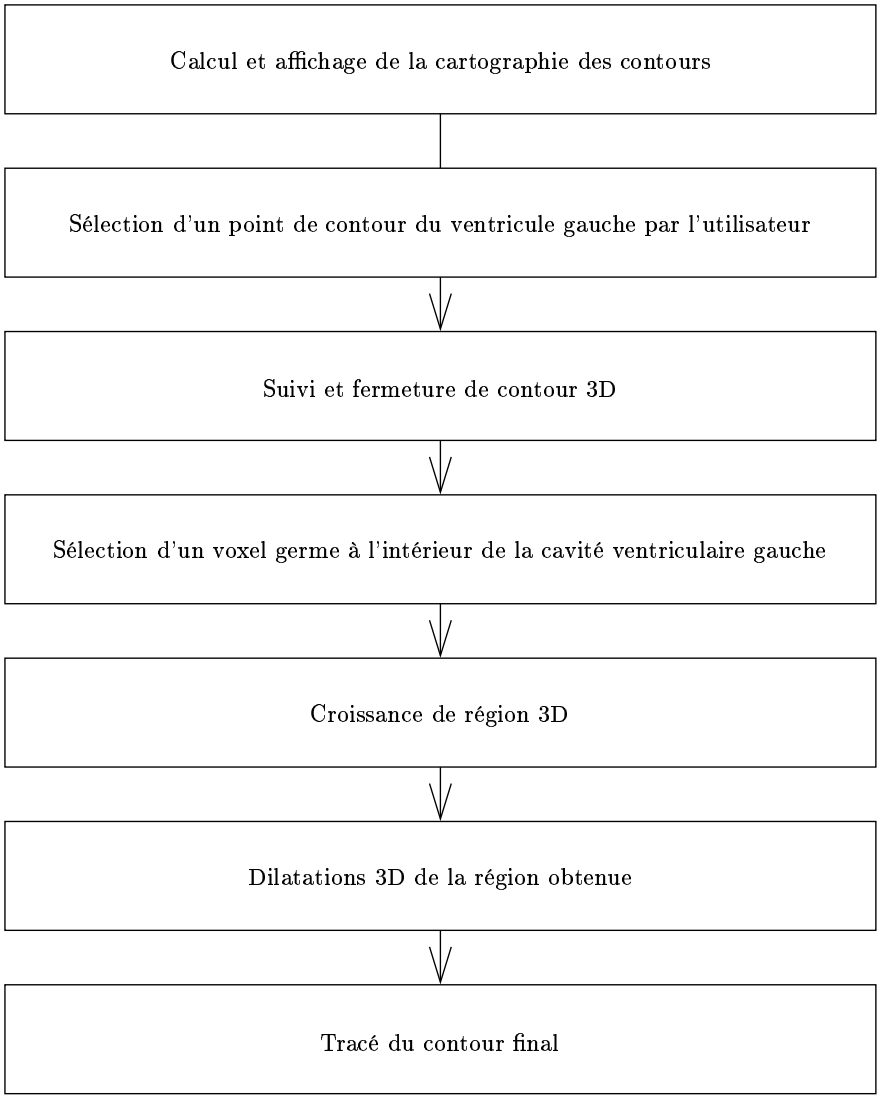


Figure B.1 – Organigramme de la méthode de segmentation développée.

B.1.2 Suivi et fermeture du contour 3D

Comme le montre la figure B.2, le gradient fait apparaître des contours non fermés ainsi que des points de fort gradient à l'intérieur des cavités. Il est nécessaire de supprimer au maximum les voxels de forts gradients n'appartenant pas aux frontières car ils sont susceptibles d'induire des discontinuités lors d'étapes ultérieures. De même, afin d'éviter tout passage des cavités droites aux cavités gauches, les contours doivent être fermés. Pour cela, une procédure de suivi de contour a été développée, à laquelle il a été associé, de manière simultanée, une dilatation. Le point germe de ce suivi appartient

au contour et est sélectionné interactivement par l'utilisateur. Pour cela, il dispose d'un repère qu'il peut manipuler aisément avec la souris.

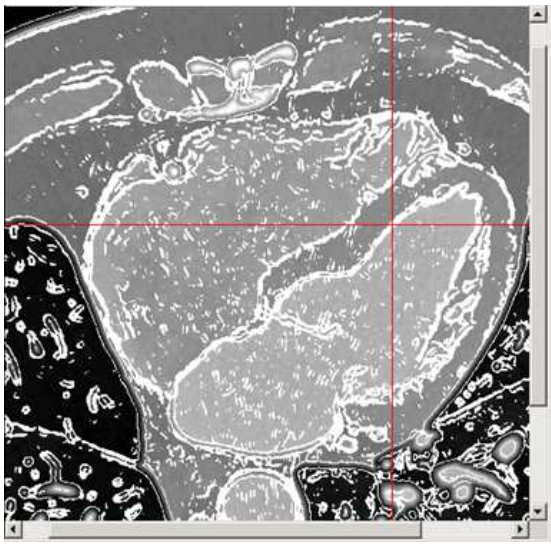


Figure B.2 – Illustration de la sélection d'un point de contour.

Lors du suivi de contour qui s'effectue sur un voisinage 6-connexité en 3D, les points n'appartenant pas aux frontières sont rejetés. La simultanéité de la dilatation repose sur le principe suivant : pour chaque voxel non agrégé, c'est-à-dire pour les points qui se situent en bordure du contour suivi, une dilatation 3D est réalisée à l'aide d'un élément structurant en forme de croix 3D (voir figure B.3).

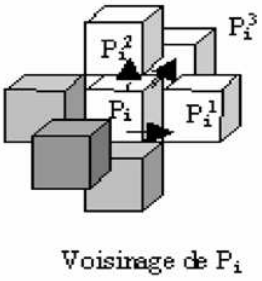


Figure B.3 – Élément structurant utilisé pour la dilatation.

B.1.3 Croissance de région 3D

L'idée de base de ce type d'approches est de définir des critères de regroupement des voxels, à partir d'un point racine, qui permettent d'obtenir des régions homogènes.

Dans notre cas, le ventricule gauche est détecté en partant d'un point germe sélectionné par l'utilisateur.

La croissance de région s'effectue de proche en proche en explorant le voisinage 3D, en 6-connexité, de chaque voxel, tout en excluant les voxels déjà parcourus.

Les voxels sont stockés dans une structure pile de type FIFO (voir figure B.4). Le parcours du volume s'effectue le long de cette pile et s'arrête lorsque le dernier voxel de la pile n'a aucun voisin appartenant à la structure ventriculaire selon les critères fixés.

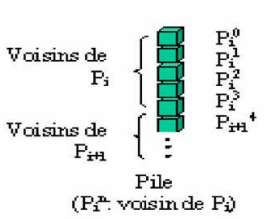


Figure B.4 – Illustration de la pile utilisée pour gérer la croissance de région.

Le prédicat utilisé dans ce cadre est que le voxel considéré, pour être agrégé, doit appartenir à la même classe que le voxel germe et ne doit pas être un point étiqueté contour. La classification s'effectue grâce à l'histogramme 3D des niveaux de gris. L'utilisateur doit y sélectionner les seuils inter-modes qui permettent de différencier les classes présentes dans le volume.

La figure B.5 résume sur une image de coupe scanner cardiaque les différentes étapes du processus global. La figure B.5(a) représente la coupe originale. La figure B.5(b) illustre la cartographie des contours. La figure B.5(c) présente le résultat du suivi et de l'épaississement des contours. Sur la figure B.5(d) est visualisée la région segmentée par croissance de région. La figure B.5(e) présente la région segmentée puis dilatée par morphologie mathématique. La figure B.5(f) illustre le tracé du contour final superposé à l'image originale.

B.2 Méthode de segmentation par connectivité floue

Cette méthode s'inspire de la théorie des ensembles flous et exploite des techniques de programmation dynamique. Elle relève plus particulièrement des approches reposant sur la segmentation par connectivité floue développées par Udupa [Udupa et Samarasekera 1996] permettant de mieux répondre à la segmentation d'objets dans des images entachées d'incertitude. Elle prend en compte les caractéristiques locales et globales de l'image.

La méthode détermine, pour chaque point image, son degré d'appartenance à un objet d'intérêt. Ce degré est ici représenté par une valeur de connectivité à l'objet recherché.

La fonction d'appartenance à un objet (connectivité floue) tente de définir comment varie l'intensité de l'objet à extraire suivant une relation d'homogénéité. L'objectif est d'attribuer une valeur d'appartenance élevée pour les points image qui appartiennent à ce domaine de variation et une valeur faible pour les autres points. La dépendance

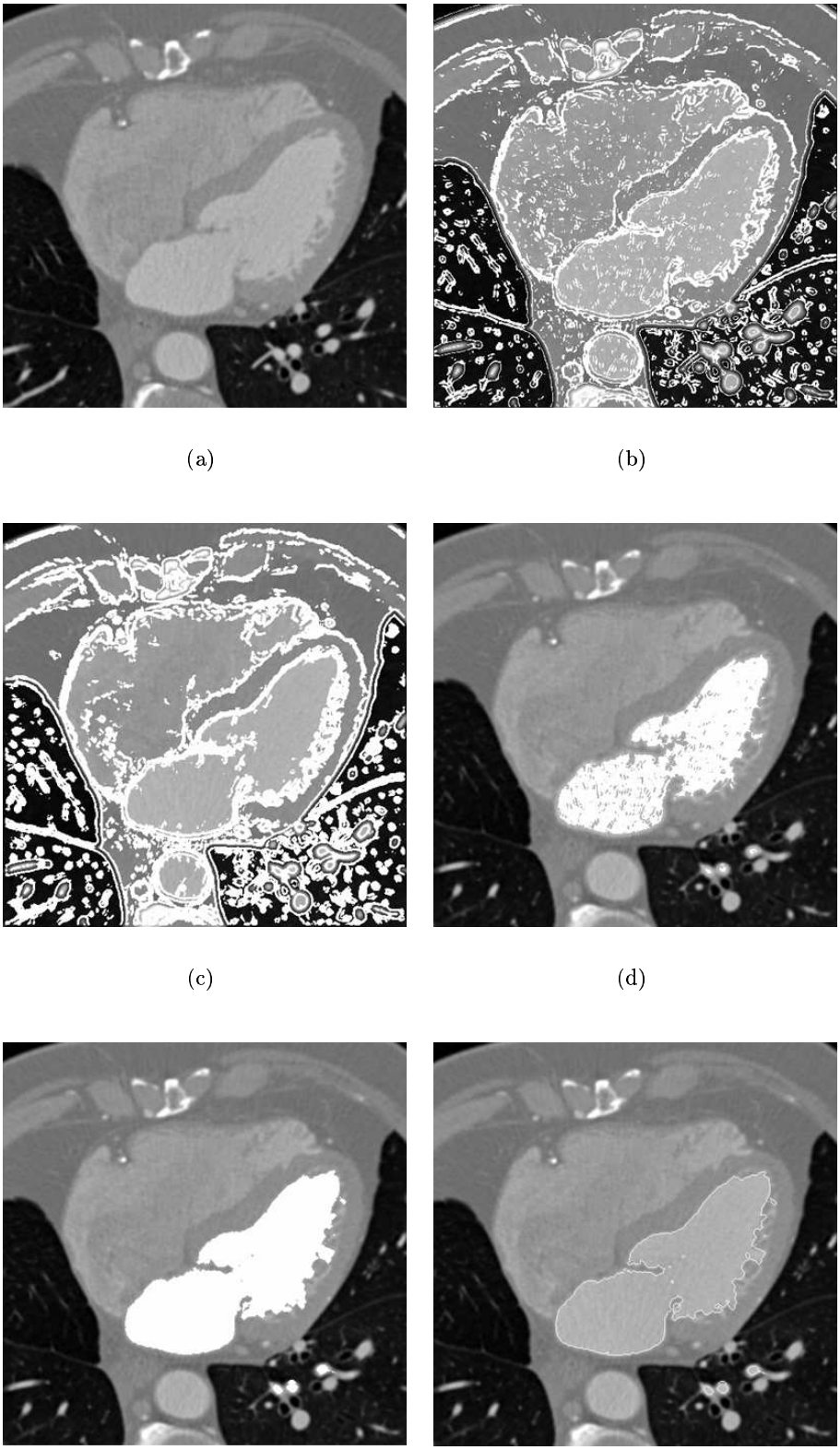


Figure B.5 – Illustration des étapes de la segmentation.

des éléments dans l'image indique l'existence d'une relation d'adjacence. Pour un point de référence donné, cette adjacence présente une valeur de plus en plus forte pour les points les plus proches du point de référence et une valeur de plus en plus faible pour les points qui s'en éloignent.

Deux types d'informations, liées respectivement aux propriétés d'homogénéité et d'adjacence, sont représentés par des relations floues qui sont exploitées pour le calcul de connectivité en chaque point de la carte. Ces deux concepts sont regroupés dans une même relation floue, appelée «affinité», qui opère à un niveau local.

B.2.1 Définition de la fonction d'affinité

L'affinité entre deux éléments (voxels) est formée de deux composantes, l'une liée au voisinage du voxel traité (adjacence en terme d'homogénéité d'intensité) et l'autre liée au voxel germe sélectionné interactivement sur l'objet recherché (adjacence en terme d'homogénéité d'objet). Cette fonction d'affinité permet d'exprimer la relation entre un élément (voxel) et son voisinage mais aussi entre l'élément et l'objet recherché (représenté par le voxel germe o).

Soient un volume V de voxels et trois voxels : c (voxel courant), d (voxel du volume), o (voxel germe). Pour un voxel courant c (en cours de traitement), son affinité est définie par rapport à ses voisins mais aussi par rapport au voxel germe o. Cette fonction d'affinité a pour expression :

$$\mu_\kappa(c,d) = \mu_\alpha(c,d) \times (\mu_\omega(c,d) \times \mu_\xi(c,o))^{\frac{1}{2}} \ , \tag{B.1}$$

où $\{c,d,o\} \in V$ et avec les relations floues :

- $\mu_\alpha(c,d)$ (en adjacence 4-connexe) :

$$\mu_\alpha(c,d) = \begin{cases} 1 & \text{si } \sqrt{\sum_i (c_i - d_i)} \leq 1 \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \ , \tag{B.2}$$

  où l'indice i représente les dimensions, d un voxel du voisinage considéré et $\sqrt{\sum_i (c_i - d_i)}$ la distance euclidienne entre les vecteurs de coordonnées des points c et d ;
- $\mu_\omega(c,d)$ (homogénéité d'intensité) :

$$\mu_\omega(c,d) = \frac{1}{1 + k_1(|f(c) - f(d)|)} \ , \tag{B.3}$$

  où $f(c)$ est l'intensité du voxel c ;
- $\mu_\xi(c,o)$ (homogénéité d'objet) :

$$\mu_\xi(c,o) = \frac{1}{1 + k_2(|f(c) - f(o)|)} \ . \tag{B.4}$$

La sélection du mode de l'objet est réalisée par l'étude de l'histogramme 3D du volume. L'influence du mode dans l'affinité est établie de la manière suivante : si le voxel

pour lequel l'affinité est calculée appartient au mode de l'objet, la valeur de l'affinité à l'objet est non nulle et est mesurée par $\mu_\xi(c, o)$; dans le cas contraire, elle est nulle.

Cette fonction d'affinité est donc élevée pour les voxels situés sur une région contenant le voxel germe o. Elle est moyennement faible sur les voxels «contour» et à l'intérieur d'autres régions ne contenant pas le point germe o. Dans ce dernier cas, la valeur d'affinité dépend de la proximité entre les intensités des régions voisines et celle du voxel germe o.

Le voxel germe est choisi de telle sorte qu'il soit à l'intérieur de la région de l'objet d'intérêt mais pas sur ses frontières.

B.2.2 Définition de la carte de connectivité

La carte de connectivité se présente sous la forme d'un volume tridimensionnel. Une fois la carte construite, chaque site aura pour valeur la connectivité entre le voxel associé à ce site et le voxel germe choisi dans la région d'intérêt. Cette connectivité sera représentative de la relation existante entre chaque site et le voxel germe considéré.

Afin de construire cette carte, l'algorithme suivant a été élaboré :

Algorithme 2 – Construction de la carte de connectivité

1: *Entrée :* $V, o, \kappa, \mathcal{C}$
2: *Résultat :* $\mathcal{C}$
3: *Listes auxiliaires :* F_1, F_2, F_3
4: Initialisation de $\mathcal{C}$: mise à 1 de la valeur de o dans $\mathcal{C}$ ($\mathcal{C}(o)$), et mise à 0 des autres sites
5: $F_1 \leftarrow o$
6: **tant que** F_1 n'est pas vide
7: Retirer un voxel c de F_1
8: **for** $d \in V / \mu_\kappa(c, d) > 0$
9: $\mathcal{C}(d) = \max_{d \in \mathcal{C}}(\mathcal{C}(d), \mu_\kappa(c, d))$
10: **si** $d \notin F_2$ **alors**
11: $F_2 \leftarrow d$
12: **fin si**
13: **fin for**
14: **tant que** F_2 n'est pas vide
15: Retirer un voxel c de F_2
16: **si** $\mathcal{C}(c) = 0$ **alors**
17: $F_3 \leftarrow c$
18: **sinon**
19: $F_1 \leftarrow c$
20: **fin si**
21: **fin tant que**
22: **fin tant que**

Les entrées de l'algorithme sont :
- V : la scène représentée par le volume 3D ;
- o : le voxel germe ;
- κ : la fonction d'affinité ;
- $\mathcal{C}$: une carte de connectivité.

L'objectif est de construire la carte de connectivité $\mathcal{C}$ pour le volume 3D total. La construction de cette carte commence par une phase d'initialisation qui considère que le voxel germe a une connectivité nulle avec tous les autres voxels du volume. Les trois files d'attente sont initialement vides.

Le traitement consiste à parcourir tous les voxels du volume et à calculer la connectivité entre chaque voxel considéré et le voxel germe en ne retenant que la connectivité la plus élevée. Le parcours des voxels du volume s'effectue de proche en proche par extension de voisinage à partir du point germe sélectionné. Les voxels voisins du point germe (en considérant une 4-connexité) sont tout d'abord considérés, puis de proche en proche, tous les autres voxels sont traités. La sélection automatique du voisinage d'un voxel c est assurée par la fonction d'affinité d'adjacence. La programmation dynamique est exploitée dans le calcul de la connectivité et permet d'optimiser le traitement et de réduire la complexité combinatoire.

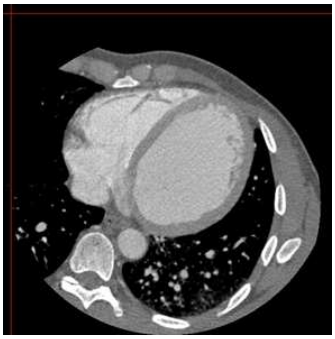
La carte de connectivité ainsi construite est achevée et peut soit être affichée directement (affichage de l'objet flou) soit être traitée par un seuillage afin d'extraire la région d'intérêt.

Une fois la carte de connectivité calculée, une image binaire est construite pour laquelle les voxels prennent une valeur égale à 1 s'ils correspondent à une valeur de connectivité supérieure à zéro ou supérieure à un seuil choisi par l'utilisateur.

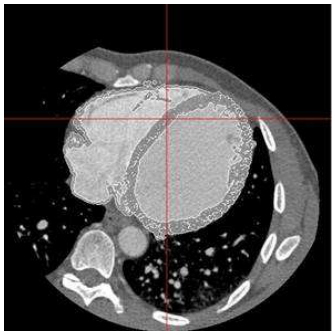
B.2.3 Illustration des résultats

L'application de la segmentation par connectivité floue donne des résultats qui se présentent sous forme d'une carte de connectivité. L'objet (région) d'intérêt est recherché et représenté à partir du seuillage de cette carte. Nous donnons ici un exemple de résultat obtenu sur un volume extrait d'une base d'images 3D scanner cardiaque (appareil GE). Les résultats sont illustrés sur la figure B.6. Les figures B.6(b), B.6(d) et B.6(e) représentent les images originales avec les points germes et les contours de la carte de connectivité détectée (en blanc). Les figures B.6(c) et B.6(f) représentent les cartes de connectivité (après seuillage) pour lesquelles les niveaux sombres indiquent une valeur de connectivité faible et réciproquement.

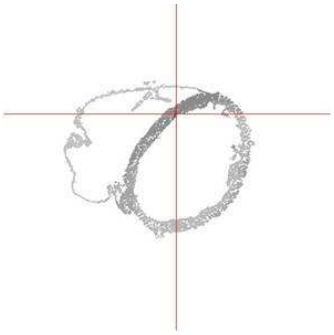
Les contours des régions segmentées correspondent bien à ceux de l'objet recherché. Ces régions contiennent cependant des «trous», liés à la nature de la carte de connectivité qui peut contenir des valeurs de connectivité faibles pour des régions contenues dans l'objet mais dont l'intensité est éloignée de celle du pixel germe. Une opération de morphologie est donc appliquée pour obtenir une région complète.



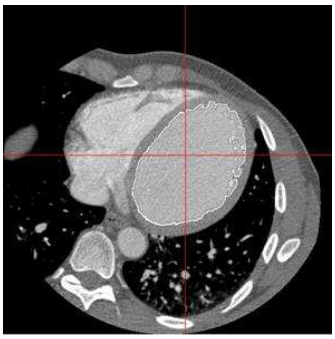
(a) image originale



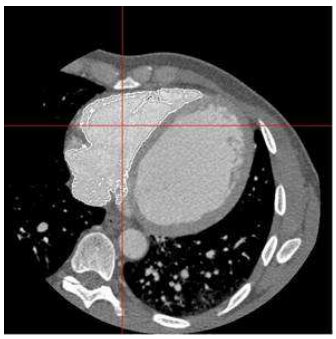
(b) segmentation du muscle



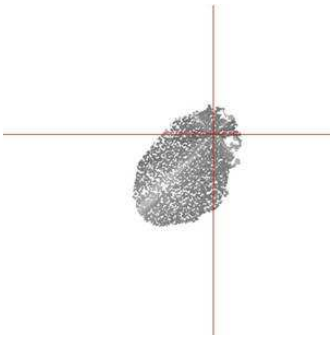
(c) Carte de connectivité du muscle



(d) Segmentation du ventricule droit



(e) Segmentation du ventricule gauche



(f) Carte de connectivité du ventricule gauche

Figure B.6 – Illustration des résultats de la méthode de segmentation par connectivité floue.

Annexe C

Liste de publications associées

Conférences internationales

A. Simon, M. Garreau, D. Boulmier, J.-L. Coatrieux, H. Le Breton. "Cardiac Motion Extraction Using 3D Surface Matching in Multislice Computed Tomography", *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI 2004)*, Saint-Malo, France, September 26-29, 2004, 1057-1059.

M. Garreau, A. Simon, D. Boulmier, H. Guillaume. "Cardiac Motion Extraction in Multislice Computed Tomography by using a 3D Hierarchical Surface Matching process", *Proc. IEEE Computers in Cardiology (CinC'04)*, Chicago, USA, September 2004, 549-552.

A. Simon, M. Garreau, D. Boulmier, C. Toumoulin, H. Le Breton. "Cardiac Motion Estimation in Multislice Computed Tomography Imaging Using a 4D Multiscale Surface-Volume Matching Process", *Proc. IEEE Computers in Cardiology (CinC'05)*, Lyon, France, September 2005.

A. Simon, M. Garreau, D. Boulmier, J.-L. Coatrieux, H. Le Breton. "A Surface-Volume Matching Process Using a Markov Random Field Model for Cardiac Motion Extraction in MSCT Imaging", *Functional Imaging and Modeling of the Heart (FIMH 2005)*, Barcelona, Spain, 2005, 457-466.

Conférences nationales

A. Simon, M. Garreau, D. Boulmier. "Extraction du mouvement cardiaque par champs markoviens en tomodensitométrie multibarrette", *Forum des Jeunes Chercheurs en Génie Biologique et Médical*, Nancy, France, March 2005, 165-166.

A. Simon, M. Garreau, J.-L. Coatrieux, H. Le Breton. "Modélisation Markovienne pour l'Estimation Combinée de Forme et de Mouvement : Application au Coeur en Imagerie Scanner Multibarrette", *Colloque GRETSI sur le Traitement du Signal et des Images*, Louvain-La-Neuve, Belgium, September 2005.

Brevet

A. Simon, M. Garreau. "Procédé d'estimation du mouvement et/ou de la déformation d'au moins un objet contenu dans un ensemble d'images 3D, et procédé de recalage tridimensionnel correspondant", Demande de Brevet français n° 0411672 déposée le 2 novembre 2004.

Bibliographie

[Achenbach et al. 2004] Achenbach, S., Ropers, D., Hoffmann, U., MacNeill, B., Baum, U., Pohle, K., Brady, T. J., Pomerantsev, E., Ludwig, J., Flachskampf, F. A., Wicky, S., kyung Jang, I., et Daniel, W. G. (2004). Assessment of coronary remodeling in stenotic and nonstenotic coronary atherosclerotic lesions by multidetector spiral computed tomography. *Journal of the American College of Cardiology*, 43(5) :842–847.

[Adelson et Bergen 1985] Adelson, E. et Bergen, J. (1985). Spatiotemporal energy models for the perception of motion. *Journal of the Optical Society of America A*, 2(2) :284–299.

[Agatston et al. 1990] Agatston, A. S., Janowitz, W. R., Hildner, F. J., Zusmer, N. R., Viamonte, M., et Detrano, R. (1990). Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. *Journal of the American College of Cardiology*, 15(4) :827–832.

[Aggarwal et al. 1998] Aggarwal, J., Cai, Q., Liao, W., et Sabata, B. (1998). Nonrigid motion analysis : Articulated and elastic motion. *Computer Vision and Image Understanding*, 70(2) :142–156.

[Algorri et Schmitt 1996] Algorri, M.-E. et Schmitt, F. (1996). Mesh simplification. *Computer Graphics Forum*, 15(3) :77–86.

[Amartur SC 1993] Amartur SC, V. H. (1993). A new approach to study cardiac motion : the optical flow of cine mr images. *Magn Reson Med*, 29(1) :59–67.

[Amini 1994] Amini, A. (1994). A scalar function formulation for optical flow. In *European Conference on Computer Vision*, pages 125–131.

[Amini et Duncan 1992] Amini, A. A. et Duncan, J. S. (1992). Bending and stretching models for lv wall motion analysis from curves and surfaces. *Image and Vision Computing*, 10(6) :418–430.

[Anandan 1989] Anandan, P. (1989). A computational framework and an algorithm for the measurement of visual motion. *International Journal of Computer Vision*, 2(3) :283–310.

[Arshad et al. 2005] Arshad, W., Duncan, A. M., Francis, D. P., O'Sullivan, C. A., Gibson, D. G., et Henein, M. Y. (2005). Opposite effects of coronary artery disease and hypertrophic cardiomyopathy on left ventricular long axis function during dobutamine stress. *International Journal of Cardiology*, 101(1) :123–128.

[Bajcsy et Kovacic 1989] Bajcsy, R. et Kovacic, S. S. (1989). Multiresolution elastic matching. *Comput. Vision Graph. Image Process.*, 46(1) :1–21.

[Balleux et al. 2003] Balleux, F., Jolivet, O., Cesare, A. D., Herment, A., Tasu, J., et Mousseaux, E. (2003). Estimation of the diastolic intraventricular relative pressure using mri acceleration measurements. In *Second International Workshop of Functional Imaging and Modeling of the Heart (FIMH)*, pages 262–271.

[Bardinet et al. 1996] Bardinet, E., Cohen, L. D., et Ayache, N. (1996). Tracking and motion analysis of the left ventricle with deformable superquadrics. *Medical Image Analysis*, 1(2) :129–49.

[Bardinet et al. 1998] Bardinet, E., Cohen, L. D., et Ayache, N. (1998). A parametric deformable model to fit unstructured 3d data. *Computer Vision and Image Understanding*, 71(1) :39–54.

[Beauchemin et Barron 1995] Beauchemin, S. S. et Barron, J. L. (1995). The computation of optical flow. *ACM Computing Surveys*, 27(3) :433–466.

[Benayoun et Ayache 1998] Benayoun, S. et Ayache, N. (1998). Dense non-rigid motion estimation in sequences of medical images using differential constraints. *International Journal of Computer Vision*, 26(1) :25–40.

[Bergen et al. 1992] Bergen, J., Burt, P., Hingorani, R., et Peleg, S. (1992). A three-frame algorithm for estimating two-component image motion. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14(9) :886–896.

[Bernard 2002] Bernard, Y. (2002). échocardiographie normale et pathologique. In *Encyclopédie Médicale et Chirurgicale, Radiodiagnostic - Cœur - Poumon*. Elsevier, Paris.

[Besag 1986] Besag, J. (1986). On the statistical analysis of dirty pictures. *Journal of the Royal Statistical Society, Series B*, 48 :259–302.

[Besl 1992] Besl, P.J. ; McKay, H. (1992). A method for registration of 3-d shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14(2) :239–256.

[Beyar et al. 1989] Beyar, R., Yin, F. C., Hausknecht, M., Weisfeldt, M. L., et Kass, D. A. (1989). Dependence of left ventricular twist-radial shortening relations on cardiac cycle phase. *Am J Physiol*, 257(4 Pt 2) :1119–1126.

[Bittoun et al. 2000] Bittoun, J., Jolivet, O., Herment, A., Itti, E., Durand, E., Mousseaux, E., et Tasu, J. P. (2000). Multidimensional MR mapping of multiple components of velocity and acceleration by fourier phase encoding with a small number of encoding steps. *Magn Reson Med*, 44(5) :723–730.

[Black et Anandan 1996] Black, M. et Anandan, P. (1996). The robust estimation of multiple motions : Parametric and piecewise-smooth flow-fields. *Computer Vision and Image Understanding*, 63(1) :75–104.

[Bohs et al. 2000] Bohs, L. N., Geiman, B. J., Anderson, M. E., Gebhart, S. C., et Trahey, G. E. (2000). Speckle tracking for multi-dimensional flow estimation. *Ultrasonics*, 38(1-8) :369–375.

[Bouman et Liu 1991] Bouman, C. et Liu, B. (1991). Multiple resolution segmentation of textured images. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 13(2) :99–113.

[Bouman et Shapiro 1994] Bouman, C. et Shapiro, M. (1994). A multiscale random field model for bayesian image segmentation. *IEEE Transactions on Image Processing*, 3(2) :162–177.

[Boyer et al. 2002] Boyer, B., Cordoliani, Y.-S., et Marec, E. L. (2002). Comment baisser l'irradiation ? In Blum, A., editor, *Scanographie volumique multicoupe*, chapter 2, pages 56–62. Masson.

[Bravo et al. 2005] Bravo, A., Medina, R., Passariello, G., et Garreau, M. (2005). Deformable parametric model for left ventricle wall motion simulation. In *14th IASTED International Conference Applied Simulation and Modelling*.

[Buyens et al. 2005] Buyens, F., Jolivet, O., Decesare, A., Bittoun, J., Herment, A., Tasu, J., et Mousseaux, E. (2005). Calculation of left ventricle relative pressure distribution in mri using acceleration data. *Magnetic Resonance in Medicine*, 53(4) :877–884.

[Carr et al. 2000] Carr, J. J., Crouse, J. R., Goff, D. C., D'Agostino, R. B., Peterson, N. P., et Burke, G. L. (2000). Evaluation of subsecond gated helical CT for quantification of coronary artery calcium and comparison with electron beam CT. *AJR Am J Roentgenol*, 174(4) :915–921.

[Castillo et al. 2003] Castillo, E., Lima, J. A. C., et Bluemke, D. A. (2003). Regional myocardial function : advances in MR imaging and analysis. *Radiographics*, 23 Spec No :S127–S140.

[Cerqueira et al. 2002] Cerqueira, M. D., Weissman, N. J., Dilsizian, V., Jacobs, A. K., Kaul, S., Laskey, W. K., Pennell, D. J., Rumberger, J. A., Ryan, T., Verani, M. S., on Myocardial Segmentation, A. H. A. W. G., et for Cardiac Imaging, R. (2002). Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart : a statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. *Circulation*, 105(4) :539–542.

[Chapman et al. 1958] Chapman, C. B., Baker, O., Reynolds, J., et Bonte, F. J. (1958). Use of biplane cinefluorography for measurement of ventricular volume. *Circulation*, 18 :1105–1117.

[Cheitlin et al. 2003] Cheitlin, M. D., Armstrong, W. F., Aurigemma, G. P., Beller, G. A., Bierman, F. Z., Davis, J. L., Douglas, P. S., Faxon, D. P., Gillam, L. D., Kimball, T. R., Kussmaul, W. G., Pearlman, A. S., Philbrick, J. T., Rakowski, H., Thys, D. M., Antman, E. M., Smith, S. C., Alpert, J. S., Gregoratos, G., Anderson, J. L., Hiratzka, L. F., Hunt, S. A., Fuster, V., Jacobs, A. K., Gibbons, R. J., Russell, R. O., of Cardiology, A. C., Association, A. H., et of Echocardiography, A. S. (2003). ACC/AHA/ASE 2003 guideline update for the clinical application of echocardiography : summary article : a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (ACC/AHA/ASE Committee

to Update the 1997 Guidelines for the Clinical Application of Echocardiography). *Circulation*, 108(9) :1146–1162.

[Chellappa et Chatterjee 1985] Chellappa, R. et Chatterjee, S. (1985). Classification of textures using gaussian markov random fields. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 33 :959–963.

[Chen et al. 1994] Chen, C. W., Huang, T. S., et Arrott, M. (1994). Modeling, analysis, and visualization of left ventricle shape and motion by hierarchical decomposition. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 16(4) :342–356.

[Chen et al. 1995] Chen, C. W., Luo, J., Parker, K. J., et Huang, T. S. (1995). CT volumetric data-based left ventricle motion estimation : an integrated approach. *Comput Med Imaging Graph*, 19(1) :85–100.

[Chen et al. 2005] Chen, X., Xie, H., Erkamp, R., Kim, K., Jia, C., Rubin, J. M., et O'Donnell, M. (2005). 3-D correlation-based speckle tracking. *Ultrason Imaging*, 27(1) :21–36.

[Cheng et Bouman 2001] Cheng, H. et Bouman, C. (2001). Multiscale bayesian segmentation using a trainable context model. *IEEE Transactions on Image Processing*, 10(4) :511–525.

[Chernyaev 1995] Chernyaev, E. (1995). Marching cubes 33 : Construction of topologically correct isosurfaces. *CERN CN 95-17*.

[Christensen et al. 1996] Christensen, G., Rabbitt, R., et Miller, M. (1996). Deformable templates using large-deformation kinematics. *IEEE Transactions on Image Processing.*, 5(10) :1435–1447.

[Chui et Rangarajan 2000] Chui, H. et Rangarajan, A. (2000). A new algorithm for non-rigid point matching. In *Computer Vision and Pattern Recognition*, volume 2, pages 40–51.

[Cigarroa et al. 1993] Cigarroa, C. G., deFilippi, C. R., Brickner, M. E., Alvarez, L. G., Wait, M. A., et Grayburn, P. A. (1993). Dobutamine stress echocardiography identifies hibernating myocardium and predicts recovery of left ventricular function after coronary revascularization. *Circulation*, 88(2) :430–436.

[Clarysse et al. 1997] Clarysse, P., Friboulet, D., et Magnin, I. E. (1997). Tracking geometrical descriptors on 3-D deformable surfaces : application to the left-ventricular surface of the heart. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 16(4) :392–404.

[Coatrieux et al. 1994] Coatrieux, J., Garreau, M., Ruan, S., et Mao, F. (1994). On motion analysis in medical imaging. *Innovation and technology in biology and medecine.*, 15(3) :253–267.

[Cohen et al. 1992] Cohen, I., Ayache, N., et Sulger, P. (1992). Tracking points on deformable objects using curvature information. In *Second European Conference on Computer Vision*, pages 458–466, Santa Margherita Ligure, Italy.

[Cohen et Herlin 1998a] Cohen, I. et Herlin, I. (1998a). Curves matching using geodesic paths. In *Computer Vision and Pattern Recognition*, pages 741–746.

[Cohen et Herlin 1998b] Cohen, I. et Herlin, I. (1998b). Tracking meteorological structures through curve matching using geodesic paths. In *ICCV*, pages 396–401.

[Cohen et Cohen 1992] Cohen, L. et Cohen, I. (1992). Deformable models for 3d medical images using finite elements and balloons. In *CVPR92*, pages 592–598.

[Comer et Delp 1999] Comer, M. L. et Delp, E. J. (1999). Segmentation of textured images using a multiresolution gaussian autoregressive model. *IEEE Transactions on Image Processing*, 8 :408–420.

[Cootes et al. 1994] Cootes, T., Hill, A., Taylor, C., et Haslam, J. (1994). The use of active models for locating structures in medical image. *Image and Vision Computing*, 12 :355–365.

[Coppini et al. 1995] Coppini, G., Demi, M., Marraccini, P., et L'Abbate, A. (1995). 3-d heart motion from x-ray angiography. In *Computers in Cardiology*, pages 71–74.

[Corpetti et al. 2002] Corpetti, T., Mémin, E., et Pérez, P. (2002). Dense estimation of fluid flows. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 24(3) :365–380.

[Coussement 1999] Coussement, A. (1999). Radiographie du coeur sans moyens de contraste. In *Encyclopédie Médicale et Chirurgicale, Cardiologie - Angéiologie*. Elsevier, Paris.

[Dawson et Lees 2001] Dawson, P. et Lees, W. (2001). Multi-slice technology in computed tomography. *Clinical Radiology*, 56(4) :302–309.

[DeCarlo et Metaxas 2002] DeCarlo, D. et Metaxas, D. (2002). Adjusting shape parameters using model-based optical flow residuals. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 24(6) :814–823.

[Declerck et al. 1998] Declerck, J., Feldmar, J., et Ayache, N. (1998). Definition of a four-dimensional continuous planispheric transformation for the tracking and the analysis of left-ventricle motion. *Medical Image Analysis*, 2(2) :197–213.

[Declerck et al. 1995] Declerck, J., Subsol, G., Thirion, J. P., et Ayache, N. (1995). Automatic retrieval of anatomical structures in 3d images. In *Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine*, pages 153–162.

[Delingette 1999] Delingette, H. (1999). General object reconstruction based on simplex meshes. *International Journal of Computer Vision*, 32(2) :111–146.

[Deng et Clausi 2004] Deng, H. et Clausi, D. A. (2004). Gaussian mrf rotation-invariant features for image classification. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 26(7) :951–955.

[Derumeaux et al. 1998] Derumeaux, G., Ovize, M., Loufoua, J., Andre-Fouet, X., Minaire, Y., Cribier, A., et Letac, B. (1998). Doppler Tissue Imaging Quantitates Regional Wall Motion During Myocardial Ischemia and Reperfusion. *Circulation*, 97(19) :1970–1977.

[Descombes et al. 1996] Descombes, X., Moctezuma, M., Maitre, H., et Rudant, J. (1996). Coastline detection by a markovian segmentation in sar images. *Signal Processing*, 55 :123–132.

[Descombes et al. 1999] Descombes, X., Sigelle, M., et Prêteux, F. (1999). Estimating gaussian markov random field parameters in a nonstationary framework : Application to remote sensing imaging. *IEEE Transactions on Image Processing*, 8(4) :490–503.

[Dirksen et al. 2002] Dirksen, M. S., Bax, J. J., de Roos, A., Jukema, J. W., van der Geest, R. J., Geleijns, K., Boersma, E., van der Wall, E. E., et Lamb, H. J. (2002). Usefulness of dynamic multislice computed tomography of left ventricular function in unstable angina pectoris and comparison with echocardiography. *The American Journal of Cardiology*, 90(10) :1157–1160.

[Donal et al. 2005] Donal, E., Raud-Raynier, P., Coisne, D., Allal, J., et Herpin, D. (2005). Tissue doppler echocardiographic quantification. Comparison to coronary angiography results in acute coronary syndrome patients. *Cardiovascular Ultrasound*, 3(10).

[Dong et al. 1994] Dong, S. J., MacGregor, J. H., Crawley, A. P., McVeigh, E., Belenkie, I., Smith, E. R., Tyberg, J. V., et Beyar, R. (1994). Left ventricular wall thickness and regional systolic function in patients with hypertrophic cardiomyopathy. A three-dimensional tagged magnetic resonance imaging study. *Circulation*, 90(3) :1200–1209.

[Dortimer et al. 1976] Dortimer, A. C., DeJoseph, R. L., Shiroff, R. A., Liedtke, A. J., et Zelis, R. (1976). Distribution of coronary artery disease. Prediction by echocardiography. *Circulation*, 54(5) :724–729.

[Dougherty et al. 1999] Dougherty, L., Asmuth, J., Blom, A., Axel, L., et Kumar, R. (1999). Validation of an optical flow method for tag displacement estimation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 18(4) :359–363.

[Duncan et al. 1991] Duncan, J. S., Owen, R. L., Staib, L. H., et Anandan, P. (1991). Measurement of non-rigid motion using contour shape descriptors. In *Conference Computer Vision and Pattern Recognition*, pages 318–324, Hawaii.

[Dyn et al. 2000] Dyn, N., Hormann, K., Kim, S.-J., et Levin, D. (2000). Optimizing 3d triangulations using discrete curvature analysis. In *Mathematical Methods for Curves and Surfaces*. Vanderbilt University Press, Nashville, TN.

[Fablet et Bouthemy 2003] Fablet, R. et Bouthemy, P. (2003). Motion recognition using nonparametric image motion models estimated from temporal and multiscale co-occurrence statistics. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 25 :1619–1624.

[Feldmar et Ayache 1996] Feldmar, J. et Ayache, N. (1996). Rigid, affine and locally affine registration of free-form surfaces. *International Journal of Computer Vision*, 18(2) :99–120.

[Feldmar et al. 1997] Feldmar, J., Declerck, J., Malandain, G., et Ayache, N. (1997). Extension of the icp algorithm to nonrigid intensity-based registration of 3d volumes. *Computer Vision and Image Understanding*, 66(2) :193–206.

[Fernandez et al. 1998] Fernandez, F., Lafont, A., et Guérot, C. (1998). Exploration hémodynamique et angiographie cardiaque. In *Encyclopédie Médicale et Chirurgicale, Cardiologie-Angéiologie*. Elsevier, Paris.

[Fifer et Grossman 2000] Fifer, M. A. et Grossman, W. (2000). Measurement of ventricular volumes, ejection fraction, mass, wall stress, and regional wall motion. In *Grossman's Cardiac Catheterization, Angiography, & Intervention*. Lippincott Williams & Wilkins.

[Fleet et Jepson 1990] Fleet, D. J. et Jepson, A. D. (1990). Computation of component image velocity from local phase information. *International Journal of Computer Vision*, 5(1) :77–104.

[Friedland et Adam 1989] Friedland, N. et Adam, D. (1989). Ventricular cavity boundary detection from sequential ultrasound images using simulated annealing. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 8(4) :344–353.

[Gallagher et al. 1985] Gallagher, K. P., Osakada, G., Matsuzaki, M., Miller, M., Kemper, W. S., et Ross, J. (1985). Nonuniformity of inner and outer systolic wall thickening in conscious dogs. *Am J Physiol*, 249(2 Pt 2) :241–248.

[Garland 1999] Garland, M. (1999). Multiresolution modeling : Survey & future opportunities. In *Eurographics '99 - State of the Art Reports*, pages 111–131.

[Garot 2005] Garot, J. (2005). Apport de l'irm à l'évaluation des cardiopathies ischémiques. *MT Cardio.*, 1(2) :148–157.

[Garreau et al. 2004] Garreau, M., Simon, A., Boulmier, D., et Guillaume, H. (2004). Cardiac motion extraction in multislice computed tomography by using a 3D hierarchical surface matching process. In *Proc. IEEE Computers in Cardiology (CinC'04)*, pages 549–552, Chicago, USA.

[Geiger et Kogler 1993] Geiger, D. et Kogler, Jr., J. (1993). Scaling images and image features via the renormalization group. In *CVPR93*, pages 47–53.

[Gelberg et al. 1979] Gelberg, H. J., Brundage, B. H., Glantz, S., et Parmley, W. W. (1979). Quantitative left ventricular wall motion analysis : a comparison of area, chord and radial methods. *Circulation*, 59(5) :991–1000.

[Gelder et Wilhelms. 1994] Gelder, A. V. et Wilhelms., J. (1994). Topological considerations in isosurface generation. *ACM Transactions on Graphics*, 13(4) :337–375.

[Geman et Geman 1984] Geman, S. et Geman, D. (1984). Stochastic relaxation, gibbs distributions, and the bayesian restoration of images. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 6 :721–741.

[Germano et al. 1997] Germano, G., Erel, J., Lewin, H., Kavanagh, P. B., et Berman, D. S. (1997). Automatic quantitation of regional myocardial wall motion and thickening from gated technetium-99m sestamibi myocardial perfusion single-photon emission computed tomography. *Journal of the American College of Cardiology*, 30(5) :1360–1367.

[Gidas 1989] Gidas, B. (1989). A renormalization group approach to image processing problems. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 11(2) :164–180.

[Goldgof et al. 1988] Goldgof, D., Lee, H., et Huang, T. (1988). Motion analysis of nonrigid surfaces. In *Computer Vision and Pattern Recognition*, pages 375–380.

[Gorce et al. 1997] Gorce, J. M., Friboulet, D., et Magnin, I. E. (1997). Estimation of three-dimensional cardiac velocity fields : assessment of a differential method and application to three-dimensional ct data. *Medical Image Analysis*, 1(3) :245–261.

[Gould et Lipscomb 1974] Gould, K. L. et Lipscomb, K. (1974). Effects of coronary stenoses on coronary flow reserve and resistance. *The American Journal of Cardiology*, 34(1) :48–55.

[Grangeat 2002] Grangeat, P. (2002). *La tomographie : fondements mathématiques, imagerie microscopique et imagerie industrielle (Traité IC2, série traitement du signal et de l'image)*. Hermes Sciences Publications.

[Guillaume et Garreau 2003] Guillaume, H. et Garreau, M. (2003). Segmentation de cavités cardiaques en imagerie scanner multi-barettes. In *12ème Forum des Jeunes Chercheurs en Génie Biologique et Médical (2003)*, pages 92–93, Nantes, France.

[Gulati et al. 1996] Gulati, V. K., Katz, W. E., Follansbee, W. P., et Gorcsan, J. (1996). Mitral annular descent velocity by tissue doppler echocardiography as an index of global left ventricular function. *The American Journal of Cardiology*, 77(11) :979–984.

[Gupta et Prince 1995] Gupta, S. N. et Prince, J. L. (1995). On Variable Brightness Optical Flow for Tagged MRI. In *14th International Conference on Information Processing in Medical Imaging*, pages 323–334.

[Haber et al. 2000] Haber, I., Metaxas, D. N., et Axel, L. (2000). Three-dimensional motion reconstruction and analysis of the right ventricle using tagged mri. *Medical Image Analysis*, 4(4) :335–355.

[Hachemani 2005] Hachemani, R. (2005). Extraction du muscle cardiaque en imagerie scanner multibarrette. Rapport de stage de Master STI, Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image, U642 INSERM, Université de Rennes 1.

[Haigron et al. 1998] Haigron, P., Lefaix, G., Riot, X., et Collorec, R. (1998). Application of spherical harmonics to the modeling of anatomical shapes. *Journ. of Computing and Inform. Tech.*, 6 :449–461.

[Hammersley et Clifford 1971] Hammersley, J. M. et Clifford, P. (1971). Markov fields on finite graphs and lattices. Non publié.

[Hata et al. 2000] Hata, N., Nabavi, A., Wells, W., Warfield, S., Kikinis, R., Black, P., et Jolesz, F. (2000). Three-Dimensional Optical Flow Method for Measurement of Volumetric Brain Deformation from Intraoperative MR Images. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 24(4) :531–538.

[Heckbert et Garland 1997] Heckbert, P. S. et Garland, M. (1997). Survey of polygonal surface simpli cation algorithms. In *Multiresolution Surface Modeling Course Notes, SIGGRAPH*.

[Heitz et Bouthemy 1993] Heitz, F. et Bouthemy, P. (1993). Multimodal estimation of discontinuous optical flow using markov random fields. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 15 :1217–1232.

[Heitz et al. 1994] Heitz, F., Perez, P., et Bouthemy, P. (1994). Multiscale minimization of global energy functions in some visual recovery problems. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, 59(1) :125–134.

[Hellier et Barillot 2004] Hellier, P. et Barillot, C. (2004). A hierarchical parametric algorithm for deformable multimodal image registration. *Comput Methods Programs Biomed*, 75(2) :107–115.

[Hellier et al. 2001] Hellier, P., Barillot, C., Memin, E., et Perez, P. (2001). Hierarchical estimation of a dense deformation field for 3-d robust registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20(5) :388–402.

[Hemingway et al. 1998] Hemingway, H., Shipley, M., Christie, D., et Marmot, M. (1998). Cardiothoracic ratio and relative heart volume as predictors of coronary heart disease mortality. The Whitehall study 25 year follow-up. *European Heart Journal*, 19(6) :859–869.

[Herman et Liu 1979] Herman, G. et Liu, H. (1979). Three-dimensional display of human organs from computed tomograms. *Computer Graphics and Image Processing*, 9 :1–21.

[Horaud et Monga 1995] Horaud, R. et Monga, O. (1995). *Vision par ordinateur, Outils fondamentaux*. Hermès.

[Horn et Schunck. 1981] Horn, B. K. P. et Schunck., B. G. (1981). Determining optical flow. *Artificial Intelligence*, 17(1-3) :185–203.

[Huang et Goldgof 1993] Huang, W. C. et Goldgof, D. B. (1993). Adaptive-size meshes for rigid and nonrigid shape analysis and synthesis. *IEEE Transactions on Pattern Analysis*, 15(6) :611–616.

[Hunold et al. 2003] Hunold, P., Vogt, F. M., Schmermund, A., Debatin, J. F., Kerkhoff, G., Budde, T., Erbel, R., Ewen, K., et Barkhausen, J. (2003). Radiation exposure during cardiac CT : effective doses at multi-detector row CT and electron-beam CT. *Radiology*, 226(1) :145–152.

[Inoue et al. 2004] Inoue, F., Sato, Y., Matsumoto, N., Tani, S., et Uchiyama, T. (2004). Evaluation of plaque texture by means of multislice computed tomography in patients with acute coronary syndrome and stable angina. *Circ J*, 68(9) :840–844.

[Jacob et al. 2002] Jacob, G., Noble, J. A., Behrenbruch, C., Kelion, A. D., et Banning, A. P. (2002). A shape-space-based approach to tracking myocardial borders and quantifying regional left-ventricular function applied in echocardiography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(3) :226–238.

[Jaklic et al. 2000] Jaklic, A., Leonardis, A., et Solina, F. (2000). *Segmentation and Recovery of Superquadrics*, volume 20 of *Computational imaging and vision*. Kluwer, Dordrecth.

[Jondeau et Bourdarias 1998] Jondeau, G. et Bourdarias, J.-P. (1998). étude quantitative de la fonction cardiaque. In *Traité de cardiologie*. Elsevier, Paris.

[Kambhamettu et al. 1994] Kambhamettu, C., Goldgof, D., et He, M. (1994). Determination of motion parameters and estimation of point correspondences in

small nonrigid deformations. In *IEEE Computer Vision and Pattern Recognition*, pages 943–946.

[Kambhamettu et al. 2003] Kambhamettu, C., Goldgof, D., He, M., et Laskov, P. (2003). 3d nonrigid motion analysis under small deformations. *Image and Vision Computing*, 21(3) :229–245.

[Kambhamettu et Goldgof 1992] Kambhamettu, C. et Goldgof, D. B. (1992). Point correspondence recovery in non-rigid motion. In *CVPR*, pages 222–227.

[Kass et al. 1988] Kass, M., Witkin, A., et Terzopoulos, D. (1988). Snakes : Active contour models. *International Journal of Computer Vision*, 1(4) :321–331.

[Kato et al. 1996] Kato, Z., Berthod, M., et Zerubia, J. (1996). A hierarchical markov random field model and multitemperature annealing for parallel image classification. *Graphical Models and Image Processing*, 58(1) :18–37.

[Keren et al. 1988] Keren, G., Sonnenblick, E. H., et LeJemtel, T. H. (1988). Mitral anulus motion. Relation to pulmonary venous and transmitral flows in normal subjects and in patients with dilated cardiomyopathy. *Circulation*, 78(3) :621–629.

[Kervrann et Heitz 1998] Kervrann, C. et Heitz, F. (1998). A hierarchical markov modeling approach for the segmentation and tracking of deformable shapes. *Graphical Models and Image Procesing*, 60(4) :173–195.

[Kervrann et Heitz 1999] Kervrann, C. et Heitz, F. (1999). Statistical deformable model-based segmentation of image motion. *IEEE Transactions on Image Processing*, 8 :583–588.

[Kim et al. 2000] Kim, R. J., Wu, E., Rafael, A., Chen, E. L., Parker, M. A., Simonetti, O., Klocke, F. J., Bonow, R. O., et Judd, R. M. (2000). The use of contrast-enhanced magnetic resonance imaging to identify reversible myocardial dysfunction. *N Engl J Med*, 343(20) :1445–1453.

[Kim et al. 2001] Kim, W. Y., Danias, P. G., Stuber, M., Flamm, S. D., Plein, S., Nagel, E., Langerak, S. E., Weber, O. M., Pedersen, E. M., Schmidt, M., Botnar, R. M., et Manning, W. J. (2001). Coronary magnetic resonance angiography for the detection of coronary stenoses. *N Engl J Med*, 345(26) :1863–1869.

[Kirkpatrick et al. 1983] Kirkpatrick, S., Gellat, C. D., et Vecchi, M. P. (1983). Optimization by simulated annealing. *Science*, 220 :671–680.

[Klein et Huesman 1997] Klein, G. et Huesman, R. (1997). A 3D optical flow approach to addition of deformable PET volumes. In *IEEE Nonrigid and Articulated Motion Workshop*, pages 136–143.

[Klocke et al. 2003] Klocke, F. J., Baird, M. G., Lorell, B. H., Bateman, T. M., Messer, J. V., Berman, D. S., O'Gara, P. T., Carabello, B. A., Russell, R. O., Cerqueira, M. D., Sutton, M. G. S. J., DeMaria, A. N., Udelson, J. E., Kennedy, J. W., Verani, M. S., Williams, K. A., Antman, E. M., Smith, S. C., Alpert, J. S., Gregoratos, G., Anderson, J. L., Hiratzka, L. F., Faxon, D. P., Hunt, S. A., Fuster, V., Jacobs, A. K., Gibbons, R. J., Russell, R. O., of Cardiology, A. C., Association, A. H., et for Nuclear Cardiology, A. S. (2003). ACC/AHA/ASNC guidelines for the clinical

use of cardiac radionuclide imaging–executive summary : a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (ACC/AHA/ASNC Committee to Revise the 1995 Guidelines for the Clinical Use of Cardiac Radionuclide Imaging). *Journal of the American College of Cardiology*, 42(7) :1318–1333.

[Konrad et Dubois 1992] Konrad, J. et Dubois, E. (1992). Bayesian estimation of motion vector field. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14 :910–927.

[Kwong et al. 2003] Kwong, R. Y., Schussheim, A. E., Rekhraj, S., Aletras, A. H., Geller, N., Davis, J., Christian, T. F., Balaban, R. S., et Arai, A. E. (2003). Detecting acute coronary syndrome in the emergency department with cardiac magnetic resonance imaging. *Circulation*, 107(4) :531–537.

[Laferté et al. 2000] Laferté, J.-M., Pérez, P., et Heitz, F. (2000). Discrete markov image modeling and inference on the quad-tree. *IEEE Transactions on Image Processing*, 9(3) :390–404.

[Lamberti et al. 1991] Lamberti, C., Canini, E., et Bulgarelli, F. (1991). Computation of heart motion from two-dimensional echocardiograms. In *CompEuro '91. 'Advanced Computer Technology, Reliable Systems and Applications'. 5th Annual European Computer Conference*, pages 840–843.

[Larralde et al. 2003] Larralde, A., Boldak, C., Garreau, M., Toumoulin, C., Boulmier, D., et Rolland, Y. (2003). Evaluation of a 3d segmentation software for the coronary characterization in multi-slice computed tomography. In *FIMH*, pages 39–51.

[Laskov et Kambhamettu 2001] Laskov, P. et Kambhamettu, C. (2001). Comparison of 3d algorithms for non-rigid motion and correspondence estimation. In *The British Machine Vision Conference BMVC01*, page Poster Session 1.

[Lembcke et al. 2002] Lembcke, A., Rogalla, P., et Blobel, J. (2002). Segmented reconstruction. *Visions Magazine*, 2(2).

[Li 1995] Li, S. Z. (1995). *Markov random field modeling in computer vision*. Springer Computer Science Workbench Series.

[Likar et Pernus 2001] Likar, B. et Pernus, F. (2001). Image and vision computing. *A hierarchical approach to elastic registration based on mutual information*, 19(1-2) :33–44.

[Lorensen et Cline 1987] Lorensen, W. E. et Cline, H. E. (1987). Marching cubes : A high resolution 3d surface reconstruction algorithm. *Computer Graphics*, 21 :163–169.

[Lorette et al. 2000] Lorette, A., Descombes, X., et Zerubia, J. (2000). Texture analysis through a markovian modelling and fuzzy classification : Application to urban area extraction from satellite images. *International Journal of Computer Vision*, 36(3) :221–236.

[Lounsbery et al. 1997] Lounsbery, M., DeRose, T. D., et Warren, J. (1997). Multiresolution analysis for surfaces of arbitrary topological type. *ACM Transactions on Graphics*, 16(1) :34–73.

[Lucas et Kanade 1981] Lucas, B. et Kanade, T. (1981). An iterative image registration technique with an application to stereo vision. In *International Joint Conference on Artificial Intelligence*, pages 121–130.

[Mahnken et al. 2005a] Mahnken, A. H., Koos, R., Katoh, M., Spuentrup, E., Busch, P., Wildberger, J. E., Kühl, H. P., et Günther, R. W. (2005a). Sixteen-slice spiral CT versus MR imaging for the assessment of left ventricular function in acute myocardial infarction. *Eur Radiol*, 15(4) :714–720.

[Mahnken et al. 2005b] Mahnken, A. H., Koos, R., Katoh, M., Wildberger, J. E., Spuentrup, E., Buecker, A., Günther, R. W., et Kühl, H. P. (2005b). Assessment of myocardial viability in reperfused acute myocardial infarction using 16-slice computed tomography in comparison to magnetic resonance imaging. *Journal of the American College of Cardiology*, 45(12) :2042–2047.

[Mahnken et al. 2005c] Mahnken, A. H., Wildberger, J., Koos, R., et Günther, R. W. (2005c). Multislice Spiral Computed Tomography of the Heart : Technique, Current Applications, and Perspective. *Cardiovascular and Interventional Radiology*, 28 :388–399.

[Maier et al. 1992] Maier, S. E., Fischer, S. E., McKinnon, G. C., Hess, O. M., Krayenbuehl, H. P., et Boesiger, P. (1992). Evaluation of left ventricular segmental wall motion in hypertrophic cardiomyopathy with myocardial tagging. *Circulation*, 86(4) :1919–1928.

[Mailloux et al. 1989] Mailloux, G., Langlois, F., Simard, P., et Bertrand, M. (1989). Restoration of the velocity field of the heart from two-dimensional echocardiograms. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 8(2) :143–153.

[Mailloux et al. 1987] Mailloux, G. E., Bleau, A., Bertrand, M., et Petitclerc, R. (1987). Motion estimation from tagged MR image sequences. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 34(5) :356–364.

[Maintz et Viergever 1998] Maintz, J. B. et Viergever, M. A. (1998). A survey of medical image registration. *Med Image Anal*, 2(1) :1–36.

[Malladi et al. 1995] Malladi, R., Sethian, J. A., et Vemuri, B. C. (1995). Shape modeling with front propagation : A level set approach. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 17(2) :158–175.

[Malmivuo et Plonsey 1995] Malmivuo, J. et Plonsey, R. (1995). *Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields.* Oxford University Press.

[Marieb 1999] Marieb, E. N. (1999). *Anatomie et physiologie humaines.* De Boeck Université.

[Martín-Fernández et Alberola-López 2005] Martín-Fernández, M. et Alberola-López, C. (2005). An approach for contour detection of human kidneys from ultrasound images using markov random fields and active contours. *Medical Image Analysis*, 9(1) :1–23.

[Matheny et Goldgof 1995] Matheny, A. et Goldgof, D. (1995). The use of 3-dimensional and 4-dimensional surface harmonics for rigid and nonrigid shape recovery and representation. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 17(10) :967–981.

[Mazzadi 2003] Mazzadi, A. N. (2003). *Apport de l'imagerie fonctionnelle à l'étude des couplages entre la perfusion, le métabolisme glucidique et la fonction contractile dans l'ischémie myocardique.* Thèse de sciences, Université Claude Bernard - Lyon I.

[McEachen et Duncan 1997] McEachen, J. C. et Duncan, J. S. (1997). Shape-based tracking of left ventricular wall motion. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 16(3) :270–283.

[McEachen et al. 2000] McEachen, J. C., Nehorai, A., et Duncan, J. S. (2000). Multiframe temporal estimation of cardiac nonrigid motion. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 9 :651–664.

[McInerney et Terzopoulos 1993] McInerney, T. et Terzopoulos, D. (1993). A finite element model for 3D shape reconstruction and nonrigid motion tracking. In *Proc. Fourth International Conf. on Computer Vision (ICCV'93)*, Berlin, Germany.

[McInerney et Terzopoulos 1995] McInerney, T. et Terzopoulos, D. (1995). A dynamic finite element surface model for segmentation and tracking in multidimensional medical images with application to cardiac 4D image analysis. *Comput Med Imaging Graph*, 19(1) :69–83.

[McInerney et Terzopoulos 1996] McInerney, T. et Terzopoulos, D. (1996). Deformable models in medical image analysis : a survey. *Medical Image Analysis*, 1(2) :91–108.

[Medina et al. 1997] Medina, R., Garreau, M., Lebreton, H., et Jugo, D. (1997). Three-dimensional reconstruction of the left ventricle from two angiographic views. In *19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology society*, volume 2, pages 569–572.

[Meier et al. 1980] Meier, G. D., Ziskin, M. C., Santamore, W. P., et Bove, A. A. (1980). Kinematics of the beating heart. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 27(6) :319–329.

[Meluzin et al. 2001] Meluzin, J., Spinarova, L., Bakala, J., Toman, J., Krejci, J., Hude, P., Kara, T., et Soucek, M. (2001). Pulsed Doppler tissue imaging of the velocity of tricuspid annular systolic motion. A new, rapid, and non-invasive method of evaluating right ventricular systolic function. *European Heart Journal*, 22(4) :340–348.

[Metaxas et Terzopoulos 1993] Metaxas, D. et Terzopoulos, D. (1993). Shape and non-rigid motion estimation through physics-based synthesis. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 15(6) :580–591.

[Metropolis et al. 1953] Metropolis, N., Rosenbluth, A. W., Rosenbluth, M. N., Teller, A. H., et Teller, E. (1953). Equation of state calculations by fast computing machines. *The Journal of Chemical Physics*, 21(6) :1087–1092.

[Meunier 1998] Meunier, J. (1998). Tissue motion assessment from 3D echographic speckle tracking. *Physics in Medicine and Biology*, 43(5) :1241–1254.

[Meyer et al. 1996] Meyer, F. G., Constable, R. T., Sinusas, A. J., et Duncan, J. S. (1996). Tracking myocardial deformation using phase contrast mr velocity fields : A stochastic approach. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 15(4) :453–465.

[Mignotte et al. 2000] Mignotte, M., Collet, C., Perez, P., et Bouthemy, P. (2000). Sonar image segmentation using an unsupervised hierarchical mrf model. *IEEE Transactions on Image Processing*, 9(7) :1216–1231.

[Mignotte et al. 2001] Mignotte, M., Meunier, J., et Tardif, J. (2001). Endocardial boundary estimation and tracking in echocardiographic images using deformable template and markov random fields. *PAA*, 4(4 2001) :256–271.

[Miller et al. 1994] Miller, T. R., Wallis, J. W., Landy, B. R., Gropler, R. J., et Sabharwal, C. L. (1994). Measurement of global and regional left ventricular function by cardiac PET. *Journal of Nuclear Medicine*, 35(6) :999–1005.

[Mintz et al. 2001] Mintz, G. S., Nissen, S. E., Anderson, W. D., Bailey, S. R., Erbel, R., Fitzgerald, P. J., Pinto, F. J., Rosenfield, K., Siegel, R. J., Tuzcu, E. M., et Yock, P. G. (2001). American College of Cardiology Clinical Expert Consensus Document on Standards for Acquisition, Measurement and Reporting of Intravascular Ultrasound Studies (IVUS). A report of the American College of Cardiology Task Force on Clinical Expert Consensus Documents. *Journal of the American College of Cardiology*, 37(5) :1478–1492.

[Mishra et Goldgof 1991] Mishra, S. et Goldgof, D. (1991). Motion analysis and modeling of epicardial surfaces from point and line correspondences. In *IEEE Workshop on Visual Motion*, pages 300–305.

[Mitiche et Bouthemy 1996] Mitiche, A. et Bouthemy, P. (1996). Computation and analysis of image motion : A synopsis of current problems and methods. *International Journal of Computer Vision*, 19(1) :29–55.

[Montagnat et Delingette 2005] Montagnat, J. et Delingette, H. (2005). 4D deformable models with temporal constraints : application to 4D cardiac image segmentation. *Medical Image Analysis*, 9(1) :87–100.

[Mor-Avi et al. 1997] Mor-Avi, V., Vignon, P., Koch, R., Weinert, L., Garcia, M. J., Spencer, K. T., et Lang, R. M. (1997). Segmental analysis of color kinesis images : new method for quantification of the magnitude and timing of endocardial motion during left ventricular systole and diastole. *Circulation*, 95(8) :2082–2097.

[Morin et al. 2003] Morin, R. L., Gerber, T. C., et McCollough, C. H. (2003). Radiation dose in computed tomography of the heart. *Circulation*, 107(6) :917–922.

[Morsy et von Ramm 1999] Morsy, A. A. et von Ramm, O. T. (1999). FLASH Correlation : A New Method for 3-D Ultrasound Tissue Motion Tracking and Blood Velocity Estimation. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 46(3) :728–736.

[Mäkelä et al. 2002] Mäkelä, T., Clarysse, P., Sipilä, O., Pauna, N., Pham, Q. C., Katila, T., et Magnin, I. E. (2002). A review of cardiac image registration methods. *IEEE Trans Med Imaging*, 21(9) :1011–1021.

[Mémin 2003] Mémin, E. (2003). *Estimation du flot optique : contribution et panorama de différentes approches.* Habilitation á diriger les recherches, Université de Rennes 1.

[Nagel et al. 2000] Nagel, E., Stuber, M., Burkhard, B., Fischer, S. E., Scheidegger, M. B., Boesiger, P., et Hess, O. M. (2000). Cardiac rotation and relaxation in patients with aortic valve stenosis. *European Heart Journal*, 21(7) :582–589.

[Nagel et Enkelmann 1986] Nagel, H. et Enkelmann, W. (1986). An investigation of smoothness constraints for the estimation of displacement vector fields from image sequences. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 8(5) :565–593.

[Nastar et Ayache 1993] Nastar, C. et Ayache, N. (1993). Fast segmentation, tracking, and analysis of deformable objects. In *ICCV93*, pages 275–279.

[Nastar et Ayache 1996] Nastar, C. et Ayache, N. (1996). Frequency-based nonrigid motion analysis : Application to four dimensional medical images. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 18(11) :1067–1079.

[Nicholls et Petrou 1992] Nicholls, G. K. et Petrou, M. (1992). A generalisation of renormalization group methods for multiresolution image analysis. In *Int. Conf. Pattern Recognition*, pages 567–570, The Hagues.

[Nunes et al. 2004] Nunes, J. C., Bouaoune, Y., Delechelle, E., et Bunel, P. (2004). A multiscale elastic registration scheme for retinal angiograms. *Computer Vision and Image Understanding*, 95(2) :129–149.

[Odobez et Bouthemy 1995] Odobez, J.-M. et Bouthemy, P. (1995). Robust multiresolution estimation of parametric motion models. *Journal of Visual Communication and Image Representation*, 6(4) :348–365.

[O'Donnell et al. 1995] O'Donnell, T., A.Gupta, et Boult., T. (1995). The hybrid volumetric ventriculoid : A model for mr-spamm 3-d analysis. In *Int. Conf. on Computers in Cardiology*, pages 5–8.

[O'Rourke et al. 2000] O'Rourke, R. A., Brundage, B. H., Froelicher, V. F., Greenland, P., Grundy, S. M., Hachamovitch, R., Pohost, G. M., Shaw, L. J., Weintraub, W. S., Winters, W. L., Forrester, J. S., Douglas, P. S., Faxon, D. P., Fisher, J. D., Gregoratos, G., Hochman, J. S., Hutter, A. M., Kaul, S., O'Rourke, R. A., Weintraub, W. S., Winters, W. L., et Wolk, M. J. (2000). American College of Cardiology/American Heart Association Expert Consensus Document on Electron-Beam Computed Tomography for the Diagnosis and Prognosis of Coronary Artery Disease. *Circulation*, 102(1) :126–140.

[Osher et Sethian 1988] Osher, S. et Sethian, J. A. (1988). Fronts propagating with curvature-dependent speed : Algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations. *Journal of Computational Physics*, 79 :12–49.

[Oumsis et al. 2003] Oumsis, M., Pham, Q.-C., Sdigui, A. D., Neyran, B., et Magnin, I. E. (2003). Modeling and tracking of the cardiac left ventricular motion by a state space harmonic model in mri sequence. In *FIMH*, pages 184–193.

[Papademetris et al. 2002] Papademetris, X., Sinusas, A. J., Dione, D. P., Constable, R. T., et Duncan, J. S. (2002). Estimation of 3-d left ventricular deformation from medical images using biomechanical models. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(7) :786–800.

[Papademetris et al. 2001] Papademetris, X., Sinusas, A. J., Dione, D. P., et Duncan, J. S. (2001). Estimation of 3d left ventricular deformation from echocardiography. *Medical Image Analysis*, 5(1) :17–28.

[Paragios 2003] Paragios, N. (2003). Shape-based segmentation and tracking in cardiac image analysis. *IEEE Transactions on Medical Image Analysis*, 22(6) :773 – 776.

[Park et al. 1996a] Park, J., Metaxas, D., et Axel, L. (1996a). Analysis of left ventricular wall motion based on volumetric deformable models and mri-spamm. *Medical Image Analysis*, 1(1) :53–71.

[Park et al. 1996b] Park, J., Metaxas, D., Young, A., et Axel, L. (1996b). Deformable models with parameter functions for cardiac motion analysis from tagged mri data. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 15(3) :290–298.

[Pellot-Barakat et al. 2001] Pellot-Barakat, C., Ivanovic, M., Herment, A., Erlandsson, K., et Shelton, D. (2001). Detection of motion in hybrid PET/SPECT imaging based on thecorrelation of partial sinograms. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20(10) :1072–1083.

[Pentland et Horowitz 1991] Pentland, A. et Horowitz, B. (1991). Recovery of non-rigid motion and structure. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 13(7) :730–742.

[Pentland et Sclaroff 1991] Pentland, A. et Sclaroff, S. (1991). Closed-form solutions for physically based shape modeling and recognition. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 13(7) :715–729.

[Perrone-Filardi et al. 1992] Perrone-Filardi, P., Bacharach, S. L., Dilsizian, V., Maurea, S., Frank, J. A., et Bonow, R. . (1992). Regional left ventricular wall thickening : Relation to regional uptake of ^{18}Fluorodeoxyglucose and ^{201}Tl in patients with chronic coronary artery disease and left ventricular dysfunction. *Circulation*, 86(4) :1125–1137.

[Petersen et al. 2005] Petersen, S., Peto, V., Rayner, M., Leal, J., Luengo-Fernandez, R., et Gray, A. (2005). *European cardiovascular disease statistics.* British Heart Foundation.

[Petitjean 2003] Petitjean, C. (2003). *Recalage non rigide d'images par approches variationnelles statistiques. Application à l'analyse et à la modélisation de la fonction myocardique en IRM.* Thèse de sciences, Université Paris V - René Descartes, France.

[Pluim et al. 2003] Pluim, J. P. W., Maintz, J. B. A., et Viergever, M. A. (2003). Mutual-information-based registration of medical images : a survey. *IEEE Trans Med Imaging*, 22(8) :986–1004.

[Prince et McVeigh 1992] Prince, J. L. et McVeigh, E. R. (1992). Motion estimation from tagged MR image sequences. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 11(2) :571–583.

[Provost et al. 2004] Provost, J., Collet, C., Rostaing, P., Perez, P., et Bouthemy, P. (2004). Hierarchical markovian segmentation of multispectral images for the reconstruction of water depth maps. *Computer Vision and Image Understanding*, 93(2) :155–174.

[Pérez 1998] Pérez, P. (1998). Markov random fields and images. *CWI Quarterly*, 11(4) :413–437.

[Pérez et Heitz 1996] Pérez, P. et Heitz, F. (1996). Restriction of a markov random field on a graph and multiresolution statistical image modeling. *IEEE Trans. Inform. Theory*, 42 :180–190.

[Rieger 2004] Rieger, B. (2004). *Structure from Motion in nD Image Analysis.* Thèse de sciences, Delft University of Technology.

[Rieger et al. 2004] Rieger, B., Timmermans, F. J., van Vliet, L. J., et Verbeek, P. W. (2004). On curvature estimation of ISO surfaces in 3D gray-value images and the computation of shape descriptors. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 26(8) :1088–1094.

[Rioual et al. 2005] Rioual, K., Unanua, E., Laguitton, S., Garreau, M., Boulmier, D., Haigron, P., Leclercq, C., et Coatrieux, J.-L. (2005). MSCT labelling for preoperative planning in cardiac resynchronization therapy. *Comput Med Imaging Graph*, 29(6) :431–439.

[Rogers et al. 1984] Rogers, W. J., Hood, W. P., Mantle, J. A., Baxley, W. A., Kirklin, J. K., Zorn, G. L., et Nath, H. P. (1984). Return of left ventricular function after reperfusion in patients with myocardial infarction : importance of subtotal stenoses or intact collaterals. *Circulation*, 69(2) :338–349.

[Ronfard 1994] Ronfard, R. (1994). Region based strategies for active contour models. *International Journal of Computer Vision*, 13(2) :229–251.

[Rossignac et Borrel 1993] Rossignac, J. et Borrel, P. (1993). Multi-resolution 3d approximations for rendering complex scenes. In *Geometric Modeling in Computer Graphics*, pages 455–465.

[Ruan et al. 1994] Ruan, S., Bruno, A., et Coatrieux, J.-L. (1994). Three-dimensional motion and reconstruction of coronary arteries from biplane cineangiography. *Image Vision Comput.*, 12(10) :683–689.

[Ruan et al. 2001] Ruan, S., Xue, J., Moretti, B., Revenu, M., et Bloyet, D. (2001). Fuzzy knowledge-based recognition of internal structures of the head. In *18e coloque GRETSI sur le traitement du signal et des images*, pages 465–468.

[Rueckert et Burger 1997] Rueckert, D. et Burger, P. (1997). Geometrically deformable templates for shape-based segmentation and tracking in cardiac MR images. In *Energy Minimization Methods in Computer Vision and Pattern Recognition*, pages 83–98.

[Rueckert et al. 2000] Rueckert, D., Clarkson, M. J., Hill, D. L. G., et Hawkes, D. J. (2000). Non-rigid registration using higher-order mutual information. In *SPIE Medical Imaging*, pages 438–447.

[Rydberg et al. 2004] Rydberg, E., Gudmundsson, P., Kennedy, L., Erhardt, L., et Willenheimer, R. (2004). Left atrioventricular plane displacement but not left ventricular ejection fraction is influenced by the degree of aortic stenosis. *Heart*, 90(10) :1151–1155.

[Salzenstein et Pieczynski 1997] Salzenstein, F. et Pieczynski, W. (1997). Parameter estimation in hidden fuzzy markov random fields and image segmentation. *CVGIP : Graphical Models and Image Processing*, 59(4) :205–220.

[Sanchez-Ortiz et al. 1999] Sanchez-Ortiz, G., Noble, J., Wright, G., Feldmar, J., et Mulet-Parada, M. (1999). Automated lv motion analysis from 3d echocardiography. In *Medical Image Understanding and Analysis*.

[Sandler et Dodge 1963] Sandler, H. et Dodge, H. T. (1963). Left ventricular tension and stress in man. *Circulation Research*, 13 :91–104.

[Sarkar et al. 2005] Sarkar, A., Banerjee, A., Banerjee, N., Brahma, S., Kartikeyan, B., Chakraborty, M., et Majumder, K. (2005). Landcover classification in mrf context using dempster-shafer fusion for multisensor imagery. *IEEE Transactions on Image Processing*, 14(5) :634–645.

[Schroeder et al. 1992] Schroeder, W. J., Zarge, J. A., et Lorensen, W. E. (1992). Decimation of triangle meshes. In *SIGGRAPH '92 : Proceedings of the 19th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, pages 65–70, New York, NY, USA. ACM Press.

[Schuijf et al. 2004] Schuijf, J. D., Bax, J. J., Jukema, J. W., Lamb, H. J., Warda, H. M. A., Vliegen, H. W., de Roos, A., et van der Wall, E. E. (2004). Feasibility of assessment of coronary stent patency using 16-slice computed tomography. *The American Journal of Cardiology*, 94(4) :427–430.

[Schunck 1986] Schunck, B. (1986). The image flow constraint equation. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, 35(1) :20–46.

[Sechtem et al. 1992] Sechtem, U., Sommerhoff, B., Markiewicz, W., White, R., Cheitlin, M., et Higgins, C. (1992). Regional left ventricular wall thickening by magnetic resonance imaging : evaluation in normal persons and patients with global and regional dysfunction. *The American Journal of Cardiology*, 59(1) :145–151.

[Sederberg et Parry 1986] Sederberg, P. et Parry, S. (1986). Free-from deformations of solid geometric models. *Computer Graphics*, 20(4) :151–160.

[Sharir et al. 2001] Sharir, T., Berman, D. S., Waechter, P. B., Areeda, J., Kavanagh, P. B., Gerlach, J., Kang, X., et Germano, G. (2001). Quantitative analysis of regional motion and thickening by gated myocardial perfusion SPECT : normal heterogeneity and criteria for abnormality. *Journal of Nuclear Medicine*, 42(11) :1630–1638.

[Shi et al. 1994] Shi, P., Amini, A., Robinson, G., Sinusas, A., Constable, C., et Duncan, J. (1994). Shape-based 4d left ventricular myocardial function analysis. In *IEEE Workshop on Biomedical Image Analysis (WBIA)*, pages 88–97.

[Shi et Liu 2003] Shi, P. et Liu, H. (2003). Stochastic finite element framework for simultaneous estimation of cardiac kinematic functions and material parameters. *Medical Image Analysis*, 7(4) :445–464.

[Shi et al. 1995] Shi, P., Robinson, G., Chakraborty, A., Staib, L., Constable, R., Sinusas, A., et Duncan, J. (1995). A unified framework to assess myocardial function from 4d images. In *Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine*, pages 327–337, Nice, France.

[Shi et al. 2000] Shi, P., Sinusas, A., Constable, R., Ritman, E., et Duncan, J. S. (2000). Point-tracked quantitative analysis of left ventricular motion from 3d image sequences. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 19(1) :36–50.

[Simon et Garreau 2004] Simon, A. et Garreau, M. (2004). Procédé d'estimation du mouvement et/ou de la déformation d'au moins un objet contenu dans un ensemble d'images 3D, et procédé de recalage tridimensionnel correspondant. Demande de Brevet français nř 0411672 déposée le 2 novembre 2004.

[Simon et al. 2005a] Simon, A., Garreau, M., et Boulmier, D. (2005a). Extraction du mouvement cardiaque par champs markoviens en tomodensitométrie multibarrette. In *Forum des Jeunes Chercheurs en Génie Biologique et Médical*, pages 165–166.

[Simon et al. 2004] Simon, A., Garreau, M., Boulmier, D., Coatrieux, J.-L., et Breton, H. L. (2004). Cardiac motion extraction using 3d surface matching in multislice computed tomography. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, pages 1057–1059.

[Simon et al. 2005b] Simon, A., Garreau, M., Boulmier, D., Coatrieux, J.-L., et Breton, H. L. (2005b). A surface-volume matching process using a markov random field model for cardiac motion extraction in msct imaging. In *Functional Imaging and Modeling of the Heart (FIMH 2005)*, pages 457–466.

[Simon et al. 2005c] Simon, A., Garreau, M., Boulmier, D., Toumoulin, C., et Breton, H. L. (2005c). Cardiac motion estimation in multislice computed tomography imaging using a 4d multiscale surface-volume matching process. In *Proc. IEEE Computers in Cardiology (CinC'05)*.

[Simon et al. 2005d] Simon, A., Garreau, M., Coatrieux, J.-L., et Breton, H. L. (2005d). Modélisation markovienne pour l'estimation combinée de forme et de mouvement : Application au coeur en imagerie scanner multibarrette. In *Colloque GRETSI sur le Traitement du Signal et des Images*.

[Simonson et Schiller 1989] Simonson, J. S. et Schiller, N. B. (1989). Descent of the base of the left ventricle : an echocardiographic index of left ventricular function. *Journal of The American Society of Echocardiography*, 2(1) :25–35.

[Singh 1990] Singh, A. (1990). An estimation-theoretic framework for image-flow computation. In *Third International Conference on Computer Vision*, pages 168–177.

[Slager et al. 1986] Slager, C., Hooghoudt, T., Serruys, P., Schuurbiers, J., Reiber, J., Meester, G., Verdouw, P., et Hugenholtz, P. (1986). Quantitative assessment of regional left ventricular motion using endocardial landmarks. *Journal of the American College of Cardiology*, 7(2) :317–326.

[Solacroup et al. 2001] Solacroup, Boyer, Marec, L., et Schouman-Claeys (2001). Bases physiques des rayons x - cerf 2001 -. *CERF*.

[Song et al. 1994] Song, S., Leahy, R., Boyd, D., Brundage, B., et Napel, S. (1994). Determining cardiac velocity fields and intraventricular pressure distribution from a sequence of ultrafast ct cardiac images. *IEEE Trans. Medical Imaging*, 13(2) :386–397.

[Song et Leahy 1991] Song, S. M. et Leahy, R. M. (1991). Computation of 3-D velocity fields from 3-D cine CT images of the human heart. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 10(3) :295–306.

[Staib et Duncan 1996] Staib, L. H. et Duncan, J. S. (1996). Model-based deformable surface finding for medical images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 15(5) :720–731.

[Stollnitz et al. 1995] Stollnitz, E. J., DeRose, T. D., et Salesin, D. H. (1995). Wavelets for computer graphics : A primer, part 1. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 15(3) :76–84.

[Stoylen 2001] Stoylen, A. (2001). *Strain rate imaging of the left ventricle by ultrasound. Feasibility, clinical validation and physiological aspects.* Thèse de sciences, Norwegian University of Science and technology.

[Stoylen et al. 2003] Stoylen, A., Ingul, C., et Torp, H. (2003). Strain and strain rate parametric imaging. a new method for post processing to 3-/4-dimensional images from three standard apical planes. preliminary data on feasibility, artefact and regional dyssynergy visualisation. *Cardiovascular Ultrasound*, 1(1) :11.

[Stuber et al. 1999] Stuber, M., Scheidegger, M. B., Fischer, S. E., Nagel, E., Steinemann, F., Hess, O. M., et Boesiger, P. (1999). Alterations in the local myocardial motion pattern in patients suffering from pressure overload due to aortic stenosis. *Circulation*, 100(4) :361–368.

[Suter et Chen 2000] Suter, D. et Chen, F. (2000). Left ventricular motion reconstruction based on elastic vector splines. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 19(4) :295–305.

[Szeliski et Lavallee 1996] Szeliski, R. et Lavallee, S. (1996). Matching 3-d anatomical surfaces with non-rigid deformations using octree-splines. *International Journal of Computer Vision*, 18(2) :171–186.

[Sühling et al. 2002] Sühling, M., Arigovindan, M., Hunziker, P., et Unser, M. (2002). Motion analysis of echocardiograms using a local-affine, spatio-temporal model. In *Proceedings of the First 2002 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging : Macro to Nano (ISBI'02)*, volume II, pages 573–576, Washington DC, USA.

[Tagare 1999] Tagare, H. (1999). Shape-based nonrigid correspondence with application to heart motion analysis. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 18(7) :570–579.

[Teghem et Pirlot 2002] Teghem, J. et Pirlot, M. (2002). *Optimisation approchée en recherche opérationnelle.* Hermes.

[Terzopoulos 1987] Terzopoulos, D. (1987). Matching deformable models to images : Direct and iterative solutions. *Topical Meeting on Machine Vision, Technical Digest Series*, 12 :164–167.

[Terzopoulos et Metaxas 1990] Terzopoulos, D. et Metaxas, D. (1990). Dynamic 3d models with local and global deformations : Deformable superquadrics. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 12(2) :793–714.

[Thirion et Gourdon 1995] Thirion, J.-P. et Gourdon, A. (1995). Computing the differential characteristics of isointensity surface. *Computer Vision and Image Understanding*, 61(2) :190–202.

[Tilmant et al. 2005] Tilmant, C., Sarry, L., Corpetti, T., Motreff, P., Geoffroy, E., Lusson, J.-R., Mémin, E., et Boire, J.-Y. (2005). Suivi d'objets pour l'analyse du mouvement en imagerie ultrasonore. In *Journées francophones des jeunes chercheurs en analyse d'images et perception visuelle, ORASIS 2005.*

[Tsai et Osher 2003] Tsai, R. et Osher, S. (2003). Level set methods and their applications in image science. *Communications in Mathematical Sciences*, 1(4) :623–656.

[Tseng et Hwang 1998] Tseng, Y.-H. et Hwang, J.-N. (1998). 3-d heart modeling and motion estimation based on continuous distance transform neural networks and affine transform. *Journal of VLSI Signal Processing Systems for Signal, Image, and Video Technology*, 18(3) :207–218.

[Tu et al. 1995] Tu, H. K., Matheny, A., Goldgof, D. B., et Bunke, H. (1995). Left ventricular boundary detection from spatio-temporal volumetric computed tomography images. *Comput Med Imaging Graph*, 19(1) :27–46.

[Udupa et Samarasekera 1996] Udupa, J. et Samarasekera, S. (1996). Fuzzy connectedness and object definition : Theory, algorithms, and applications in image segmentation. *Graphical models and image processing*, 58(3) :246–261.

[Valette et Prost 2004] Valette, S. et Prost, R. (2004). Wavelet-based multiresolution analysis of irregular surface meshes. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 10(2) :113–122.

[van de Weijer et al. 2001] van de Weijer, J., van Vliet, L. J., Verbeek, P. W., et van Ginkel, M. (2001). Curvature estimation in oriented patterns using curvilinear models applied to gradient vector fields. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 23(9) :1035–1042.

[Vignon et al. 1998] Vignon, P., Mor-Avi, V., Weinert, L., Koch, R., Spencer, K. T., et Lang, R. M. (1998). Quantitative Evaluation of Global and Regional Left Ventricular Diastolic Function With Color Kinesis. *Circulation*, 97(11) :1053–1061.

[Viola et Wells III 1997] Viola, P. et Wells III, W. M. (1997). Alignement by maximization of mutual information. *International Journal of Computer Vision*, 24 :137–154.

[Weisstein 1999] Weisstein, E. W. (1999). Spherical harmonic from mathworld–a wolfram web resource.

[Willenheimer et al. 1997] Willenheimer, R., Cline, C., Erhardt, L., et Israelsson, B. (1997). Left ventricular atrioventricular plane displacement : an echocardiographic technique for rapid assessment of prognosis in heart failure. *Heart*, 78(3) :230–236.

[Willsky 2002] Willsky, A. (2002). Multiresolution markov models for signal and image processing. *Proceedings of the IEEE*, 90(8) :1396–1458.

[Xu et Prince 1998] Xu, C. et Prince, J. L. (1998). Snakes, shapes, and gradient vector flow. *IEEE Transactions on Image Processing*, 7(3) :359–369.

[Yahia et al. 2000] Yahia, H., Huot, E., Herlin, I., et Cohen., I. (2000). Geodesic distance evolution of surfaces : a new method for matching surfaces. In *IEEE Computer Vision and Pattern Recognition*, volume 1, pages 1663–1668.

[Yamashita et al. 1989] Yamashita, K., Tamaki, N., Yonekura, Y., Ohtani, H., Saji, H., Mukai, T., Kambara, H., Kawai, C., Ban, T., et Konishi, J. (1989). Quantitative analysis of regional wall motion by gated myocardial positron emission tomography : validation and comparison with left ventriculography. *Journal of Nuclear Medicine*, 30(11) :1775–1786.

[Yeung et al. 1998] Yeung, F., Levinson, S. F., Fu, D., et J., P. K. (1998). Feature-adaptive motion tracking of ultrasound image sequences using a deformable mesh. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 17(6) :945–956.

[Young et al. 1994] Young, A. A., Kramer, C. M., Ferrari, V. A., Axel, L., et Reichek, N. (1994). Three-dimensional left ventricular deformation in hypertrophic cardiomyopathy. *Circulation*, 90(2) :854–867.

[Yu et al. 2003] Yu, W., Lin, N., Yan, P., Purushothaman, K., Sinusas, A., Thiele, K., et Duncan, J. (2003). Motion Analysis of 3D Ultrasound Texture Patterns. In *Functional Imaging and Modeling of the Heart*, pages 252–261.

[Yun et al. 1991] Yun, K. L., Niczyporuk, M. A., Daughters, G. T., Ingels, N. B., Stinson, E. B., Alderman, E. L., Hansen, D. E., et Miller, D. C. (1991). Alterations in left ventricular diastolic twist mechanics during acute human cardiac allograft rejection. *Circulation*, 83(3) :962–973.

[Zerhouni et al. 1988] Zerhouni, E. A., Parish, D. M., Rogers, W. J., Yang, A., et Shapiro, E. P. (1988). Human heart : tagging with MR imaging–a method for noninvasive assessment of myocardial motion. *Radiology*, 169(1) :59–63.

[Zerubia et Chellappa 1993] Zerubia, J. et Chellappa, R. (1993). Mean field annealing using compound gauss-markov random fields for edge detection and image estimation. *IEEE Transactions on Neural Networks*, 4 :703–709.

[Zhang et al. 1998] Zhang, D., Hebert, M., Johnson, A., et Liu, Y. (1998). On generating multi-resolution representations of polygonal meshes. In *ICCV'98 Workshop on Model-based 3-D Image Analysis*.

[Zhu et Pelc 1999] Zhu, Y. et Pelc, N. (1999). A spatiotemporal model of cyclic kinematics and its application to analyzing nonrigid motion with mr velocity images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 18(7) :557–569.

[Zitová et Flusser 2003] Zitová, B. et Flusser, J. (2003). Image registration methods : a survey. *Image and Vision Computing*, 21(11) :977–1000.