



HAL
open science

Recalage et fusion d'informations multimodales pour l'optimisation de la thérapie de resynchronisation cardiaque

François Tavard

► **To cite this version:**

François Tavard. Recalage et fusion d'informations multimodales pour l'optimisation de la thérapie de resynchronisation cardiaque. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Université Rennes 1, 2012. Français. NNT : 2012REN1S043 . tel-00756323

HAL Id: tel-00756323

<https://theses.hal.science/tel-00756323>

Submitted on 22 Nov 2012

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

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



THÈSE / UNIVERSITÉ DE RENNES 1
sous le sceau de l'Université Européenne de Bretagne

pour le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE RENNES 1

Mention : Traitement du Signal et Télécommunications

École doctorale Matisse

présentée par

François TAVARD

préparée à l'unité de recherche LTSI – INSERM U1099
Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image
ISTIC UFR Informatique et Électronique

**Recalage et fusion
d'informations
multimodales pour
l'optimisation de la
thérapie de
resynchronisation
cardiaque**

**Thèse soutenue à Rennes
le 24 avril 2012**

devant le jury composé de :

Marinette REVENU

Professeur Émérite, ENSICAEN, Caen / *Rapporteur*

Patrick CLARYSSE

DR CNRS, CREATIS - INSA, Lyon / *Rapporteur*

Philippe MABO

PU-PH, Université de Rennes 1, CHU de Rennes / *Examineur*

Alain LALANDE

MCU-PH, Université de Bourgogne, Dijon / *Examineur*

Mireille GARREAU

PU, Université de Rennes 1 / *Directrice de thèse*

Antoine SIMON

MCU, Université de Rennes 1 / *Co-directeur de thèse*

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier l'ensemble du jury de ma thèse. Merci à Philippe Mabo pour avoir présidé le jury, à Alain Lalande. Je tiens à remercier chaleureusement Marinette Revenu et Patrick Clarysse, pour avoir accepté de rapporter sur ma thèse. Malgré la longueur du document, leurs remarques et questions précises et ciblées ont été d'un grand apport à la finalisation du manuscrit.

Je tiens à remercier Lotfi Senhadji, directeur du LTSI pour m'avoir accueilli dans ce laboratoire à l'ambiance chaleureuse.

Je voudrais exprimer ma gratitude à mon directeur de thèse Mireille Garreau, professeur de l'université de Rennes 1 qui a encadré ces travaux. Sa disponibilité, ses compétences scientifiques et sa vision globale de la problématique abordée ont toujours pu guider mes travaux.

Merci à Antoine Simon, co-directeur de ma thèse, maître de conférence à l'université de Rennes 1 qui a toujours été présent avec ses idées, son intérêt, sa sympathie et son investissement jusqu'à la nuit blanche en fin de rédaction. Étant son premier thésard, j'espère que beaucoup suivront et qu'ils auront autant de plaisir à travailler avec lui.

Dans l'évaluation des résultats et leur interprétation au niveau clinique, je souhaite remercier Philippe Mabo, Erwan Donal, mais surtout Christophe Leclercq, professeur de l'université de Rennes 1 et praticien hospitalier au CHU de Rennes qui a suivi de près mes travaux tout au long de leurs avancés et particulièrement dans les dernières phases où un regard de cardiologue était nécessaire pour éclairer la complexité de l'organe étudié, également Pascal Lotton pour son aide lors de la récupération de données. Je n'oublie pas Alfredo Hernandez, chargé de recherche INSERM, ses discussions ont toujours été très enrichissantes et surtout motivantes, elles auront également permis l'élaboration des principales conclusions de ma thèse.

Je tiens à remercier toutes les personnes que j'ai côtoyé depuis mon arrivée au LTSI et en particulier, que ce soit pour la prise en main de bibliothèques en début de développement, pour leur bonne humeur, leur accueil dans le labo, leurs discussions scientifiques ou non : Julien, Mumu, Sophie ma co-bureau, Jérôme, Guillaume. Un grand merci aux personnes qui n'ont pas été des collègues mais des camarades de pause, de coinche, des amis de soirées en toutes circonstances : Simon pour son immense gentillesse et son accueil à mon arrivée sur Rennes, Marie-Paule pour sa pêche (x3) et son amitié, Mathieu et son goût prononcé pour le karaoké et le déguisement, Julie pour les weekends au labo, Guillaume pour les mots-croisés du midi après le RU, Carole toujours bon public, Gwen pour sa discrétion qu'il prend soin de laisser au labo, Carmen pleine d'énergie... et tous les amis rennais rencontrés pendant ces quatre ans.

Je n'oublie pas mes amis musiciens, les WestCostars (et les amis nantais), la GangRennes (en particulier Doudou), les Moustaches, Dawa Fonk... m'offrant une deuxième vie en dehors de la recherche.

Je terminerais par remercier Laurie qui a été présente pendant cette (longue) dernière ligne droite, même dans les moments difficiles. Merci pour sa patience, son soutien, son encouragement. J'espère qu'un jour, d'une manière ou d'une autre, ces travaux lui rendront l'investissement qu'elle y a mis.

Ces travaux de Doctorat ont été réalisés à partir de données patients acquises par le LTSI "INSERM-Rennes" en collaboration avec le CHU de Rennes dans le cadre du projet IMOP ANR-CITH N° 04 187-188-189-190 et du projet européen euHeart FP7/2008-2012, N° 224495.

Table des matières

| | |
|---|-----------|
| Table des matières | 1 |
| Introduction | 7 |
| 1 Contexte Clinique | 11 |
| Introduction | 11 |
| 1.1 Physiologie | 11 |
| 1.1.1 Système cardiovasculaire | 11 |
| 1.1.2 Anatomie du cœur humain | 12 |
| 1.1.3 Muscle cardiaque | 15 |
| 1.1.3.1 Physiologie électromécanique microscopique | 15 |
| 1.1.3.2 Schéma d'activation électrique | 15 |
| 1.1.3.3 Cycle cardiaque | 19 |
| 1.1.3.4 Mouvements cardiaques | 20 |
| 1.2 Insuffisance cardiaque et asynchronisme de contraction | 22 |
| 1.2.1 Insuffisance cardiaque | 23 |
| 1.2.1.1 Mécanismes d'adaptation | 23 |
| 1.2.1.2 Mécanismes de l'insuffisance cardiaque non compensée | 23 |
| 1.2.2 Asynchronisme de contraction | 24 |
| 1.2.2.1 Asynchronisme auriculo-ventriculaire | 24 |
| 1.2.2.2 Asynchronisme interventriculaire | 24 |
| 1.2.2.3 Asynchronisme intraventriculaire | 25 |
| 1.3 Problématique clinique | 25 |
| 1.3.1 Thérapie de resynchronisation cardiaque | 25 |
| 1.3.1.1 Principe général | 25 |
| 1.3.1.2 Sélection des patients | 26 |
| 1.3.1.3 Geste interventionnel | 26 |
| 1.3.1.4 Stimulation biventriculaire | 28 |
| 1.3.1.5 Effets de la CRT | 28 |
| 1.3.2 Position du problème dans le cadre de la CRT | 28 |
| 1.3.2.1 Optimisation de la thérapie de resynchronisation cardiaque | 28 |
| 1.3.2.2 Projets IMOP et euHeart | 29 |
| 1.3.2.3 Objectif du travail de thèse | 30 |
| 1.4 Indicateurs globaux et modalités d'observation de la fonction cardiaque | 31 |
| 1.4.1 Indicateurs globaux de la fonction ventriculaire | 32 |
| 1.4.1.1 Évaluation de la pré-charge | 32 |
| 1.4.1.2 Évaluation de la contractilité du ventricule gauche | 33 |
| 1.4.2 Électrocardiographie | 34 |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 1.4.2.1 | Principe | 34 |
| 1.4.2.2 | Acquisition en douze dérivationes | 35 |
| 1.4.3 | Cartographie Electro-Anatomique | 37 |
| 1.4.3.1 | Principe et acquisition | 38 |
| 1.4.3.2 | Surface anatomique reconstruite | 38 |
| 1.4.3.3 | Amers anatomiques | 40 |
| 1.4.3.4 | Mesures électriques | 40 |
| 1.4.3.5 | Système avec ou sans contact | 41 |
| 1.4.4 | Imagerie par tomodensitométrie | 42 |
| 1.4.4.1 | Principe | 42 |
| 1.4.4.2 | Les différents types d'appareils | 42 |
| 1.4.4.3 | Synchronisation en imagerie scanner cardiaque | 44 |
| 1.4.5 | Imagerie par résonance magnétique | 45 |
| 1.4.5.1 | Principe | 45 |
| 1.4.5.2 | Principaux modes d'acquisition IRM | 46 |
| 1.4.6 | Échographie Cardiaque | 47 |
| 1.4.6.1 | Principe | 47 |
| 1.4.6.2 | Modes d'échocardiographie | 48 |
| 1.4.6.3 | L'échocardiographie par <i>speckle tracking</i> | 49 |
| 1.4.7 | Angiographie RX | 50 |
| 1.4.7.1 | Principe et acquisition | 50 |
| 1.4.7.2 | Types d'angiographie RX | 51 |
| | Conclusion | 52 |
| | Bibliographie | 53 |
| 2 | État de l'art en recalage multimodal | 59 |
| | Introduction - Problématique générale | 59 |
| 2.1 | Classification des méthodes de recalage | 60 |
| 2.1.1 | Transformations géométriques | 60 |
| 2.1.1.1 | Transformations paramétriques | 60 |
| 2.1.1.2 | Transformations non-paramétriques ou élastiques | 61 |
| 2.1.2 | Mesures de similarité | 63 |
| 2.1.2.1 | Méthodes iconiques | 63 |
| 2.1.2.2 | Méthodes non-iconiques ou géométriques | 66 |
| 2.1.3 | Méthodes de résolution | 68 |
| 2.1.3.1 | Méthodes d'ordre 0 | 68 |
| 2.1.3.2 | Méthodes d'ordre supérieur | 69 |
| 2.1.3.3 | Optimisation multiobjectif | 71 |
| 2.2 | État de l'art des méthodes de recalage multimodal en imagerie médicale | 71 |
| 2.2.1 | Recalage de cartographies électroanatomiques et d'imagerie 3D | 72 |
| 2.2.1.1 | Acquisitions quasi-simultanées | 72 |
| 2.2.1.2 | Recalage à base d'amers | 72 |
| 2.2.1.3 | Information fonctionnelle | 73 |
| 2.2.2 | Recalage d'échocardiographies et d'images 3D | 73 |
| 2.2.2.1 | Recalage temporel | 74 |
| 2.2.2.2 | Approches stéréotactiques | 75 |
| 2.2.2.3 | Approches iconiques | 75 |
| 2.2.2.4 | Approches géométriques | 76 |
| 2.2.2.5 | Approche par simulation | 76 |
| | Conclusion | 77 |

| | |
|---|------------|
| Bibliographie | 78 |
| 3 Approches proposées pour le recalage multimodal d'images cardiaques en CRT | 85 |
| Introduction - Choix d'un référentiel absolu et d'une stratégie de traitement | 85 |
| 3.1 Motivations pour le choix des méthodes | 86 |
| 3.1.1 Approche choisie pour le recalage d'images scanner et de cartographies électroanatomiques | 86 |
| 3.1.2 Approche choisie pour le recalage d'images scanner et d'images échocardiographiques | 88 |
| 3.1.2.1 Recalage temporel | 88 |
| 3.1.2.2 Choix d'une transformation | 88 |
| 3.1.2.3 Choix d'une métrique | 88 |
| 3.1.2.4 Choix des méthodes d'optimisation | 89 |
| 3.2 Génération d'un modèle dynamique à partir de volumes scanner | 89 |
| 3.2.1 Extraction de caractéristiques géométriques | 90 |
| 3.2.1.1 Détermination du grand axe à partir de la surface endocardique | 90 |
| 3.2.1.2 Détermination de l'apex | 94 |
| 3.2.2 Séparation VG/OG | 96 |
| 3.2.2.1 Recherche du plan mitral | 96 |
| 3.2.2.2 Séparation et redéfinition du grand axe et de l'apex | 98 |
| 3.2.3 Élaboration d'un modèle géométrique dynamique | 98 |
| 3.2.3.1 Définition d'un repère cœur | 98 |
| 3.2.3.2 Approximation géométrique du premier instant | 99 |
| 3.2.3.3 Approximation géométrique des instants suivants | 99 |
| 3.2.3.4 Interpolation temporelle par courbes de Bézier | 100 |
| 3.3 Recalage d'images scanner et de cartographies électroanatomiques | 101 |
| 3.3.1 Mise en correspondance des grands axes et des apex | 101 |
| 3.3.2 Rotation autour du grand axe | 104 |
| 3.4 Recalage d'images scanner et d'images échocardiographiques | 104 |
| 3.4.1 Approche statique | 105 |
| 3.4.1.1 Synchronisation des données | 106 |
| 3.4.1.2 Définition de contours dans un repère commun | 106 |
| 3.4.1.3 Définition d'une métrique | 107 |
| 3.4.1.4 Intégration de connaissances <i>a priori</i> | 108 |
| 3.4.1.5 Optimisation | 110 |
| 3.4.2 Approche dynamique | 111 |
| 3.4.2.1 Extraction de contours des images scanner | 112 |
| 3.4.2.2 Décomposition par descripteurs de Fourier | 112 |
| 3.4.2.3 Métrique proposée : déformation temporelle dynamique | 114 |
| 3.4.2.4 Optimisation | 118 |
| Conclusion | 118 |
| Bibliographie | 120 |
| 4 Résultats du recalage multimodal en CRT | 125 |
| Introduction | 125 |
| 4.1 Bases de données réelles considérées | 125 |
| 4.2 Résultats des méthodes de pré-traitement | 128 |
| 4.2.1 Segmentation de l'endocarde en imagerie scanner | 128 |
| 4.2.2 Extraction de caractéristiques géométriques : grand axe et apex du VG | 128 |

| | | |
|----------|--|------------|
| 4.2.3 | Séparation du ventricule gauche et de l'oreillette gauche en scanner CT | 128 |
| 4.2.4 | Élaboration du modèle géométrique dynamique | 135 |
| 4.2.4.1 | Modélisation statique | 135 |
| 4.2.4.2 | Modélisation du cycle cardiaque par interpolation | 137 |
| 4.2.4.3 | Estimations des fractions d'éjection et des raccourcissements systoliques ventriculaires | 140 |
| 4.2.5 | Sensibilité et robustesse des méthodes | 144 |
| 4.2.5.1 | Séparation VG / OG | 144 |
| 4.2.5.2 | Choix de la résolution | 147 |
| 4.3 | Recalage d'images scanner et de cartographies électroanatomiques | 148 |
| 4.3.1 | Mise en correspondance des apex et des grands axes | 148 |
| 4.3.2 | Rotation autour du grand axe | 148 |
| 4.4 | Recalage d'images scanner et d'images échocardiographiques | 152 |
| 4.4.1 | Évaluation sur données simulées | 152 |
| 4.4.1.1 | Génération des données simulées | 152 |
| 4.4.1.2 | Évaluation et comparaison des métriques | 154 |
| 4.4.2 | Résultats sur données réelles | 157 |
| 4.4.2.1 | Description des vues d'échocardiographie utilisées | 157 |
| 4.4.2.2 | Sensibilité à l'initialisation | 158 |
| 4.4.2.3 | Résultats de l'approche statique | 166 |
| 4.4.2.4 | Résultats par l'approche dynamique | 169 |
| | Conclusion | 175 |
| 5 | Fusion de données électriques, mécaniques et anatomiques cardiaques | 179 |
| | Introduction | 179 |
| 5.1 | Fusion de données en imagerie | 179 |
| 5.1.1 | Définition de la fusion de données | 180 |
| 5.1.2 | Fusion de données complémentaires - modes de représentation | 181 |
| 5.1.2.1 | Développement des modes de représentations | 181 |
| 5.1.2.2 | Modélisation tridimensionnelle | 182 |
| 5.1.2.3 | Visualisation et interaction | 182 |
| 5.2 | État de l'art en fusion de données électriques, mécaniques et anatomiques car- diaques | 185 |
| 5.2.1 | Fusion de données anatomiques 3D et de données échocardiographiques | 185 |
| 5.2.2 | Fusion de données anatomiques 3D et de cartographies électroanatomiques | 187 |
| 5.2.2.1 | Obtention de cartographies à partir de données éparses | 187 |
| 5.2.2.2 | Représentation des électrogrammes intra-cardiaques | 190 |
| 5.3 | Fusion de données électriques et anatomiques : méthodes proposées | 191 |
| 5.3.1 | Caractéristiques extraites des EGMs | 191 |
| 5.3.2 | Projection des informations électriques | 192 |
| 5.3.2.1 | Projection par rayon d'interpolation | 192 |
| 5.3.2.2 | Projection radiale des points de mesure | 194 |
| 5.3.3 | Modes de représentation | 196 |
| 5.3.3.1 | Surfaces 3D | 196 |
| 5.3.3.2 | Œil de bœuf | 197 |
| 5.4 | Fusion de données électriques et anatomiques : résultats | 197 |
| 5.4.1 | Résultats sur données simulées : évaluation de la projection des informa- tions électriques | 197 |
| 5.4.1.1 | Création de données simulées. | 197 |
| 5.4.1.2 | Projection radiale des délais. | 198 |

| | | |
|--|---|------------|
| 5.4.1.3 | Évaluation de la projection des informations électriques. | 199 |
| 5.4.2 | Résultats sur données réelles | 203 |
| 5.4.2.1 | Résultats sur le patient P01 | 204 |
| 5.4.2.2 | Résultats sur le patient P02 | 207 |
| 5.4.2.3 | Résultats sur le patient P03 | 207 |
| 5.4.2.4 | Résultats sur le patient P04 | 211 |
| 5.4.3 | Éléments d'évaluation sur données réelles : utilisation de l'angiographie | 212 |
| 5.4.3.1 | Recalage manuel d'images angiographiques et d'images scanner | 213 |
| 5.4.3.2 | Résultats de superposition des veines et des cartographies | 213 |
| 5.5 | Extraction de descripteurs électromécaniques locaux en échocardiographie | 217 |
| 5.5.1 | Mouvements relevés en échocardiographie | 217 |
| 5.5.2 | Délais électromécaniques globaux à partir du <i>strain</i> | 218 |
| 5.5.3 | Délais avant fermeture de la valve aortique | 220 |
| 5.6 | Fusion de données électriques et mécaniques | 221 |
| 5.6.1 | Synchronisation des signaux | 221 |
| 5.6.1.1 | Pré-traitement | 222 |
| 5.6.1.2 | Corrélation croisée des signaux | 222 |
| 5.6.2 | Mise en correspondance temporelle | 224 |
| 5.6.2.1 | DTD sans contraintes | 224 |
| 5.6.2.2 | DTD avec contrainte de pente $P = 1$ | 224 |
| 5.6.2.3 | DTD sur la dérivée des signaux ECG et contrainte de pente $P = 1$ | 224 |
| 5.6.3 | Calcul et visualisation des délais électromécaniques locaux | 227 |
| 5.6.3.1 | Instant d'activation électrique locale | 227 |
| 5.6.3.2 | Calcul des délais électromécaniques locaux | 228 |
| 5.6.3.3 | Visualisation des Délais électromécaniques locaux | 228 |
| 5.7 | Synthèse et discussion des résultats | 228 |
| | Conclusion | 232 |
| | Bibliographie | 234 |
| Conclusion et perspectives | | 237 |
| Annexes | | 245 |
| A Segmentation de l'endocarde en imagerie scanner multibarrette | | 245 |
| B Caractérisation du réseau veineux en imagerie scanner 4D | | 249 |
| C Recalage de données scanner multibarrette et d'angiographies RX | | 253 |
| Liste des publications | | 259 |

Introduction

Les maladies cardiovasculaires restent la plus grande cause de mortalité à travers le monde. Selon l'Organisation Mondiale de la Santé [World Health Organization *et al.*, 2009], le nombre de décès par maladies cardio-vasculaires s'élève à plus de dix-sept millions en 2008 et des prévisions l'estiment à plus de vingt-trois millions pour 2030. Parmi les maladies cardiovasculaires, l'insuffisance cardiaque (IC) ou défaillance cardiaque touche 2 à 3 % de la population des pays développés, mais 20 à 30 % des personnes âgées de 70 à 80 ans [Krumholz *et al.*, 2000]. L'IC est liée à une anomalie de la fonction cardiaque conduisant à l'incapacité du cœur à assurer un débit sanguin nécessaire au bon fonctionnement des organes et tissus du corps. Le diagnostic d'une IC est conduit à partir de l'enregistrement de différentes données relevant du signal et de l'image, dont l'échographie cardiaque (échocardiographie) qui représente un examen clinique de référence.

Les causes communes d'IC sont l'infarctus du myocarde ou d'autres formes d'ischémie cardiaque, l'hypertension, les valvulopathies et les cardiopathies. Au sein de la population en insuffisance cardiaque, on estime que 30 % à 40 % des patients souffrent d'un défaut de synchronisation ou asynchronisme cardiaque qui peut être de différente nature : asynchronisme auriculo-ventriculaire, inter-ventriculaire ou intra-ventriculaire. Dans toutes les IC, des cellules cardiaques sont hypertrophiées entraînant leur fibrose jusqu'à leur nécrose conduisant à une dilatation et une modification géométrique adaptative du ventricule gauche. Ce procédé appelé remodelage est le plus souvent accompagné lui aussi d'un asynchronisme.

Les traitements peuvent en premier lieu concerner des mesures prises sur les habitudes de vie (consommation d'alcool, de tabac, pratique sportive, régimes) ou des prises médicamenteuses. Pour les patients non récepteurs au traitement pharmaceutique, une intervention est réalisée, correspondant à l'implantation d'un stimulateur cardiaque ou plus rarement à un geste chirurgical.

La thérapie de resynchronisation cardiaque (CRT) a été validée en tant qu'intervention efficace pour améliorer la condition de patients en insuffisance cardiaque. Elle est appliquée lorsque l'insuffisance cardiaque est chronique et que certains indicateurs sont vérifiés (fraction d'éjection inférieure à 35 %, durée de l'onde QRS supérieure à 120 ms, patient de classe NYHA III). Cette thérapie consiste en la pose d'un stimulateur cardiaque multisites relié à une pile. Plusieurs schémas d'implantation existent, parmi lesquels la stimulation bi-ventriculaire développée au CHU de Rennes. Pour cette technique, trois sondes de stimulation sont mises en place : une dans l'oreillette droite, une dans le ventricule droit et une dans le ventricule gauche. Même si de nouvelles techniques d'implantation par voies endocardiques sont d'actualité et commencent à être appliquées, la stimulation ventriculaire gauche se fait aujourd'hui le plus souvent au niveau de l'épicarde et l'implantation de la sonde par un accès coronaire veineux. La pose des électrodes de stimulation est un geste faiblement invasif mais demeure délicat et complexe. Outre

certaines complications cardiaques pendant la pose comme par exemple l'apparition de troubles du rythme, qui peuvent entraîner un repositionnement de la ou des sondes, les risques liés à la procédure sont minimales. Par contre, les difficultés sont importantes, liées en particulier au positionnement principalement empirique des électrodes, à un accès anatomiquement très contraint au sinus coronaire ainsi qu'aux veines cibles et donc un accès parfois difficile au site de stimulation optimal recherché (celui de dernière activation situé généralement sur la paroi latérale), et à une absence de prise en compte des paramètres hémodynamiques, mécaniques et électriques intracardiaques, le contrôle de la pose étant fait uniquement par électrocardiogramme acquis durant la procédure.

Les thérapies de resynchronisation cardiaque améliorent les conditions de vie des patients traités, ainsi que le taux de mortalité à court et à plus long terme dans 70 % des cas. Cependant environ 30 % des patients traités ne répondent pas positivement au traitement. Les différentes voies permettant d'envisager une optimisation de la procédure et une augmentation du nombre de répondeurs sont : (i) une meilleure sélection des patients ; (ii) une aide à la réalisation du geste par un choix optimal des sites de stimulation (en particulier le site de stimulation ventriculaire gauche) et par une meilleure caractérisation du réseau coronaire veineux ; (iii) un réglage optimal des paramètres du stimulateur notamment des délais d'activation auriculo-ventriculaire et inter-ventriculaires.

Les travaux développés dans cette thèse visent à optimiser la thérapie de resynchronisation cardiaque par une meilleure caractérisation des sites candidats à la stimulation au niveau du ventricule gauche. Cette caractérisation est recherchée au moyen de l'intégration et de la fusion de différentes sources d'informations complémentaires issues de modalités d'observation signal et/ou image, portant à la fois sur l'anatomie, la fonction mécanique et l'activité électrique du cœur, et pouvant être enregistrées à différents stades de la prise en charge du patient, en situations pré-, per- et post- interventionnelles. Cette caractérisation a pour finalité première d'extraire des descripteurs intégrant l'ensemble de ces composantes et significatifs de la désynchronie, pour optimiser le geste de pose, mais sera également importante pour améliorer la sélection de patients. Elle portera en particulier sur la caractérisation du couplage électromécanique de l'endocarde gauche.

Ces travaux se sont déroulés dans le cadre de deux projets de recherche : (1) le projet IMOP¹ (utilité de l'Imagerie Médicale dans l'Optimisation de la Pose de prothèses cardiaques implantables) financé par le Ministère de la recherche (2005-2008) mené au Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image (LTSI) et mis en place en coopération avec le Centre d'Investigation Clinique Innovation Technologique (CIC-IT) du centre de cardiologie du CHU de Pontchaillou à Rennes ; (2) le projet euHeart², projet européen coordonné par la société Philips (Aix, Allemagne) et rassemblant dix-sept partenaires (industriels, académiques et cliniques) dont le LTSI - INSERM en coopération avec le Département de Cardiologie et Maladies Vasculaires du CHU de Pontchaillou. Ces projets visent à améliorer les procédures de sélection des patients candidats à la CRT et à optimiser la procédure de pose d'un système de stimulation bi-ventriculaire.

Dans ce contexte, l'objectif clinique visé par ce travail (et plus largement par les projets IMOP et euHeart) est une aide spécifique patient à la pose de la sonde ventriculaire gauche à partir de données acquises en situation pré-opératoire, par la caractérisation et l'identification

1. ANR CIC-IT n° 04 187-188
2. FP7/2008-2012

de sites optimaux de stimulation. Ce but est recherché en se basant sur l'intégration ou association de données anatomiques et fonctionnelles issues de scanner (pré-opératoire), de données mécaniques issues d'échocardiographie (pré- et post-opératoires) et de données électriques issues de cartographies électriques endocavitaires (post-opératoire). Nous recherchons à intégrer ces données multimodales dans un même espace de représentation et à caractériser de manière locale le couplage électromécanique cardiaque.

L'objectif de cette caractérisation est de fournir : (i) des modes de représentation combinant des informations anatomiques, fonctionnelles, électriques et mécaniques permettant de définir une carte de précision anatomique élevée des sites d'implantations envisageables ; (ii) de nouveaux indicateurs de l'asynchronisme ventriculaire qui pourrait également aider à la définition de nouveaux critères de sélection des patients candidats à la CRT.

Si de nombreuses études ont porté sur l'évaluation de descripteurs fonctionnels, notamment issus d'échographies, dans un objectif de prédiction de la réponse à la thérapie, les travaux reposant sur la fusion de données multimodales restent peu nombreux. En effet, le recalage puis la fusion des images concernées sont des problèmes complexes, notamment de par la grande hétérogénéité des données considérées (en termes de résolutions temporelle et spatiale) mais aussi de la variabilité de la dynamique cardiaque pour un même patient. Les approches proposées pour répondre à ces difficultés reposent souvent sur des environnements d'acquisition contraints (acquisition quasi-simultanées ou utilisation de localisateurs). L'approche que nous proposons, faisant intervenir une suite de différentes étapes (segmentation, caractérisation de forme, recalage, projection et association de données) essaye de tirer au mieux parti des informations disponibles et de la géométrie du cœur.

L'approche proposée dans ce travail associe traitement d'image et modélisation anatomique 3D en procédant en différentes étapes. L'élaboration à partir d'observations scanner, d'un modèle géométrique dynamique du ventricule gauche, multi-échelle et spécifique patient, à partir d'observation scanner, est le premier objectif recherché. Un tel modèle permet ensuite la constitution d'un référentiel permettant d'intégrer anatomie, activation électrique et mécanique et offre la possibilité de représenter et d'analyser les interactions électromécaniques locales. Cette deuxième phase nécessite cependant la résolution de problèmes complexes de recalage d'images multimodales, qui représente une composante importante de cette thèse.

La phase de recalage multimodal est traitée en différentes étapes : le recalage (à partir du modèle géométrique dynamique et de caractéristiques géométriques extraites de chaque modalité) d'une part d'images scanner et de cartographies électroanatomiques de manière semi-interactive, d'autre part d'images scanner et de contours extraits d'images échocardiographiques 2D par la minimisation d'une métrique appliquée à deux contours (deux métriques sont proposées : l'une de type point le plus proche, calculée sur deux contours statiques, l'autre basée sur les descripteurs de Fourier et la mise en correspondance par "déformation temporelle dynamique" de contours dynamiques).

La phase de fusion comprend l'intégration des données dans un même référentiel (par la mise en place d'un mode de projection des données électriques issues des cartographies sur le modèle), l'extraction de descripteurs électromécaniques locaux (par la synchronisation des signaux électriques et mécaniques et le calcul de délais) et la visualisation des données et des descripteurs (par des cartes anatomiques 3D ou représentation en œil de bœuf).

Nous proposons ainsi l'extraction d'un nouveau descripteur de l'asynchronisme par le calcul de délais électromécaniques locaux. L'intérêt de ce nouveau descripteur, dans un objectif de prédiction de la réponse à la thérapie, est évalué sur des bases de données réelles.

Ce mémoire est organisé en cinq chapitres. Le premier chapitre présente le contexte physiologique et clinique. Le deuxième chapitre fournit un état de l'art des méthodes de recalage en multimodalité. Les méthodes développées dans le cadre de la CRT et leurs résultats obtenus sur données simulées et réelles sont ensuite développées. Les méthodes de recalage multimodal mises au point sont présentées au chapitre 3 en considérant d'une part la méthode de recalage de cartographies électroanatomiques et de scanner CT, d'autre part deux méthodes proposées (statique et dynamique) pour le recalage d'images d'échocardiographie et de scanner CT. Les résultats obtenus par les différentes méthodes de recalage, sur données simulées et sur données réelles, sont détaillés au chapitre 4 de même que l'étude de leur sensibilité. Les moyens développés pour associer enfin l'ensemble des informations recalées dans le même espace de représentation et en extraire un ou des descripteurs significatifs de l'asynchronisme, sont présentés au chapitre 5 avec les différents résultats de fusion obtenus sur les données patient traitées. Enfin, le document se termine par une conclusion générale et la présentation des perspectives nombreuses à ce travail.

Références

- [Krumholz *et al.*, 2000] KRUMHOLZ, H., CHEN, Y., WANG, Y., VACCARINO, V., RADFORD, M. et HORWITZ, R. (2000). Predictors of readmission among elderly survivors of admission with heart failure. *American heart journal*, 139(1):72–77.
- [World Health Organization *et al.*, 2009] WORLD HEALTH ORGANIZATION *et al.* (2009). Fact sheet n 317. *Cardiovascular diseases*.

Chapitre 1

Contexte Clinique

Introduction

Ce premier chapitre a pour objectif de présenter le contexte physiologique et clinique de cette thèse. Ce chapitre est dans un premier temps consacré à la physiologie du cœur humain comme élément du système cardiovasculaire puis plus en détails : son anatomie et sa fonction.

Nous détaillons, dans un second temps, certaines pathologies d'insuffisances cardiaques et la problématique clinique de leur traitement par thérapie de resynchronisation cardiaque, au centre de nos travaux de recherche.

Une fois le contexte défini, nous explicitons la position et l'objectif de ce travail : l'optimisation de la thérapie de resynchronisation cardiaque par intégration de plusieurs modalités d'observation du cœur.

Un des objectifs de ce travail étant d'améliorer la caractérisation de l'asynchronisme et d'optimiser l'implantation, nous décrivons ensuite les indices globaux et modalités d'imagerie cardiaque donnant accès aux mesures cliniques nécessaires lors de la prise en charge d'un patient souffrant d'insuffisance cardiaque.

1.1 Physiologie

1.1.1 Système cardiovasculaire

Le système cardiovasculaire est composé du cœur et du système vasculaire. Le cœur a un rôle de pompe faisant circuler quatre à cinq litres de sang dans tout l'organisme. On peut le subdiviser en cœur gauche et cœur droit. Le sang apporte le dioxygène et les nutriments à chaque cellule et transporte le dioxyde de carbone et les déchets produits par ces cellules. Le sang est conduit depuis le cœur gauche au reste du corps via un réseau complexe d'artères, d'artérioles et de capillaires. Il circule depuis les organes et tissus jusqu'au cœur droit via les veines et veinules (cf. figure 1.1).

Le système vasculaire transporte le sang partout dans le corps selon un réseau en circuit fermé constitué de deux systèmes circulatoires : la circulation systémique ou grande circulation et la circulation pulmonaire ou petite circulation. La circulation systémique a pour rôle l'irrigation des tissus, muscles et organes, la circulation pulmonaire a pour rôle l'apport du sang aux poumons où il est ré-oxygéné. Les vaisseaux sanguins assurent le transport du sang via les artères et les veines : le réseau artériel transporte le sang riche en dioxygène hors du cœur assurant ainsi l'irrigation fonctionnelle des tissus, le réseau veineux permet la circulation du

sang appauvri en oxygène vers le cœur. Pour la circulation pulmonaire, les rôles sont inversés, l'artère pulmonaire apporte le sang pauvre en dioxygène aux poumons et la veine pulmonaire transporte le sang riche en oxygène vers le cœur.

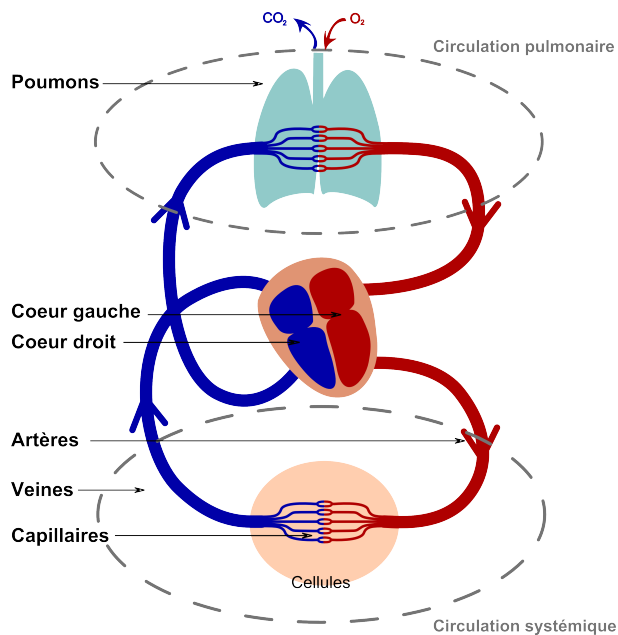


Figure 1.1 – Circulation sanguine dans le corps humain : le cœur droit propulse le sang pauvre en dioxygène vers les poumons, le cœur gauche propulse le sang riche en dioxygène dans le système circulatoire.

1.1.2 Anatomie du cœur humain

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 300g.

Cœur gauche et cœur droit. Le cœur est un organe creux réalisant son rôle de pompe par les contractions du muscle le constituant : le myocarde délimitant quatre cavités couplées deux à deux (cf. figure 1.2). Ces quatre cavités sont l'oreillette (ou atria) droite (OD) et le ventricule droit (VD), qui forment le cœur droit, l'oreillette (ou atria) gauche (OG) et le ventricule gauche (VG) qui forment le cœur gauche. Le cœur gauche propulse le sang vers les organes, le cœur droit propulse le sang vers le cœur gauche via les poumons. La séparation entre cœur gauche et cœur droit est réalisée par des cloisons internes étanches ou septa : le septum interauriculaire entre les deux oreillettes, et le septum interventriculaire entre les deux ventricules.

Oreillettes. Les oreillettes, aux parois musculaires fines (1mm) reçoivent le sang par les veines (veines caves supérieure et inférieure pour l'OD et veines pulmonaires pour l'OG) avant de le retransmettre aux ventricules associés grâce à l'ouverture des valves ou valvules auriculo-ventriculaires (valvule tricuspide pour les cavités droites, valvule bicuspidie ou mitrale pour les cavités gauches). Ces valvules empêchent, par leurs fermetures, le retour du sang dans les oreillettes.

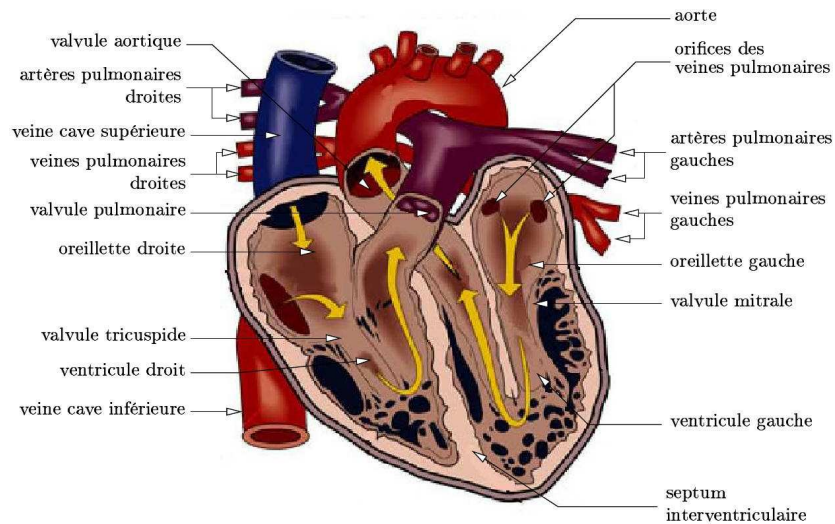


Figure 1.2 – Anatomie du cœur (d'après [Simon, 2005])

Ventricules. Les ventricules aux parois musculaires plus épaisses (5mm pour le VD, 10mm pour le VG) envoient le sang dans les artères pulmonaires droites et gauches vers la circulation pulmonaire (pour le VD) et dans l'aorte vers la circulation systémique (pour le VG) à l'ouverture des valvules sigmoïdes (valvule pulmonaire pour le VD et valvule aortique pour le VG). La contraction des ventricules suit la contraction des oreillettes, elle est plus longue et plus puissante, assurant ainsi la fonction cardiaque.

Valvules. Les valves sont constituées de cartilage et ne sont ni irriguées ni innervée. Leur ouverture ou fermeture est régie par la pression sanguine en amont et en aval :

- si la pression en amont est supérieure à la pression en aval, la valve s'ouvre, permettant le passage du sang,
- inversement, si la pression en amont est inférieure à la pression en aval, la valve se ferme, devenant totalement hermétique.

La valvule mitrale comporte deux feuillets alors que les valvules sigmoïdes et tricuspide comportent trois feuillets (cf. figure 1.3).

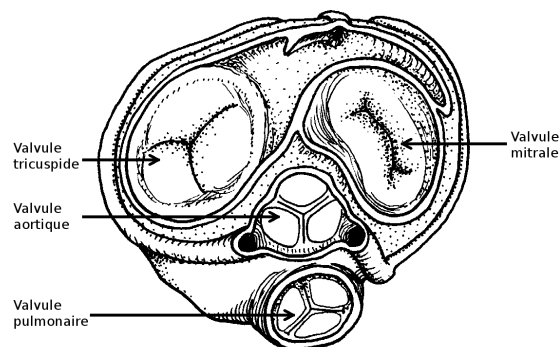


Figure 1.3 – Valvules (d'après BIODIDAC, Ottawa University).

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

- les colonnes charnues de premier ordre, appelées piliers du coeur 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 l’aspect d’une anse, sont unies au ventricule par leurs extrémités,
- les colonnes charnues de troisième ordre, de forme allongée, sont de simples saillies.

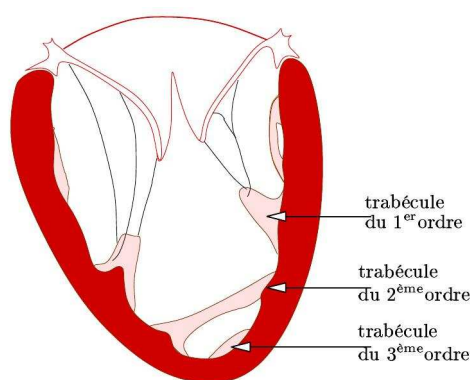


Figure 1.4 – Ventricule gauche avec trabécules charnues (d’après [Simon, 2005])

Grand axe et apex. Si l’on excepte ses irrégularités locales, le ventricule gauche peut être assimilé à un cône aplati dont la base correspond aux orifices auriculo-ventriculaires et aortique. Le sommet du cône correspond ainsi à la pointe du ventricule, aussi appelée “apex”. L’axe orthogonal à la base et passant par l’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” (cf. figure 1.5).

Réseau coronaire (cf. figure 1.6). La vascularisation du cœur est assurée par un réseau d’artères et veines coronaires. Le réseau artériel coronaire est constitué de deux artères principales : l’artère coronaire gauche et l’artère coronaire droite qui irriguent l’ensemble du cœur à travers les différentes bifurcations des artères en artérioles et capillaires, de l’épicarde vers l’endocarde. Les artères coronaires sont d’un diamètre de 2 à 3 mm dans les premiers centimètres. Prenant naissance au début de l’aorte juste au dessus de la valvule aortique, elles sont donc les premières dérivations de la circulation systémique. Elles restent en surface du cœur et en grande partie dans les sillons cardiaques. L’artère coronaire gauche se divise rapidement pour donner l’artère inter-ventriculaire antérieure qui descend dans le sillon inter-ventriculaire antérieur et l’artère circonflexe gauche. L’artère coronaire droite se divise en l’artère inter-ventriculaire postérieure et en l’artère rétro-ventriculaire.

Le sang appauvri en oxygène est recueilli par les veines coronaires (grande veine cardiaque, veine cardiaque moyenne, petite veine cardiaque, veine antéro-latérale, veine postérieure) qui se réunissent en un unique vaisseau, le sinus coronaire, qui déverse le sang dans l’oreillette droite.

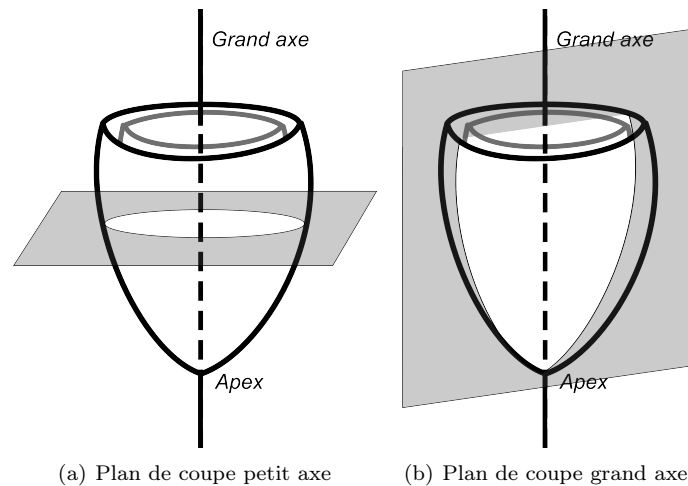


Figure 1.5 – Axes principaux du ventricule gauche.

Le réseau veineux coronaire est aussi complexe que le réseau artériel coronaire comme on peut l'observer sur la figure 1.6(b).

1.1.3 Muscle cardiaque

Le muscle cardiaque est composé de trois couches de cellules :

- l'endocarde, membrane mince qui tapisse la face interne du myocarde,
- le myocarde, couche plus épaisse constituée de cellules musculaires,
- le péricarde qui contient le cœur et qui est constitué de plusieurs feuillets dont les propriétés permettent les mouvements cardiaques.

1.1.3.1 Physiologie électromécanique microscopique

Les cardiomyocytes, cellules musculaires constituant le myocarde, sont uniques dans le corps humain par leurs spécificités : ils sont contractiles, intétanisables (ils ne peuvent rester en position contractée), indépendants et conducteurs (ils transmettent leur excitation aux cellules voisines). Les dimensions d'un cardiomyocyte sont de vingt à trente-cinq micromètres de large et d'environ cent micromètres de long. Ils sont irrigués par les artères coronaires et excités par le système nerveux autonome.

Les fibres musculaires composant le myocarde sont différentes des fibres musculaires du squelette dans leur agencement en faisceaux spiralés et circulaires (cf. figure 1.7). La disposition des filaments élémentaires et leur capacité à se raccourcir (entre 10 et 20 % [Tseng *et al.*, 2000]) optimise l'efficacité de la contraction et ainsi de la fonction cardiaque.

1.1.3.2 Schéma d'activation électrique

L'observation du schéma d'activation électrique passe par l'analyse microscopique des cardiomyocytes. Il existe une différence de potentiel entre l'intérieur et l'extérieur de la cellule due aux différentes concentrations d'ions sodium (Na^+), potassium (K^+), calcium (Ca^{2+}) et chlorure (Cl^-). Au repos, cette différence de potentiel est d'environ -90 mV pour les cardiomyocytes. La contraction d'un cardiomyocyte est le résultat au niveau microscopique d'échanges ioniques entre le milieu extra et intra-cellulaire via les canaux ioniques de sa membrane. Ces

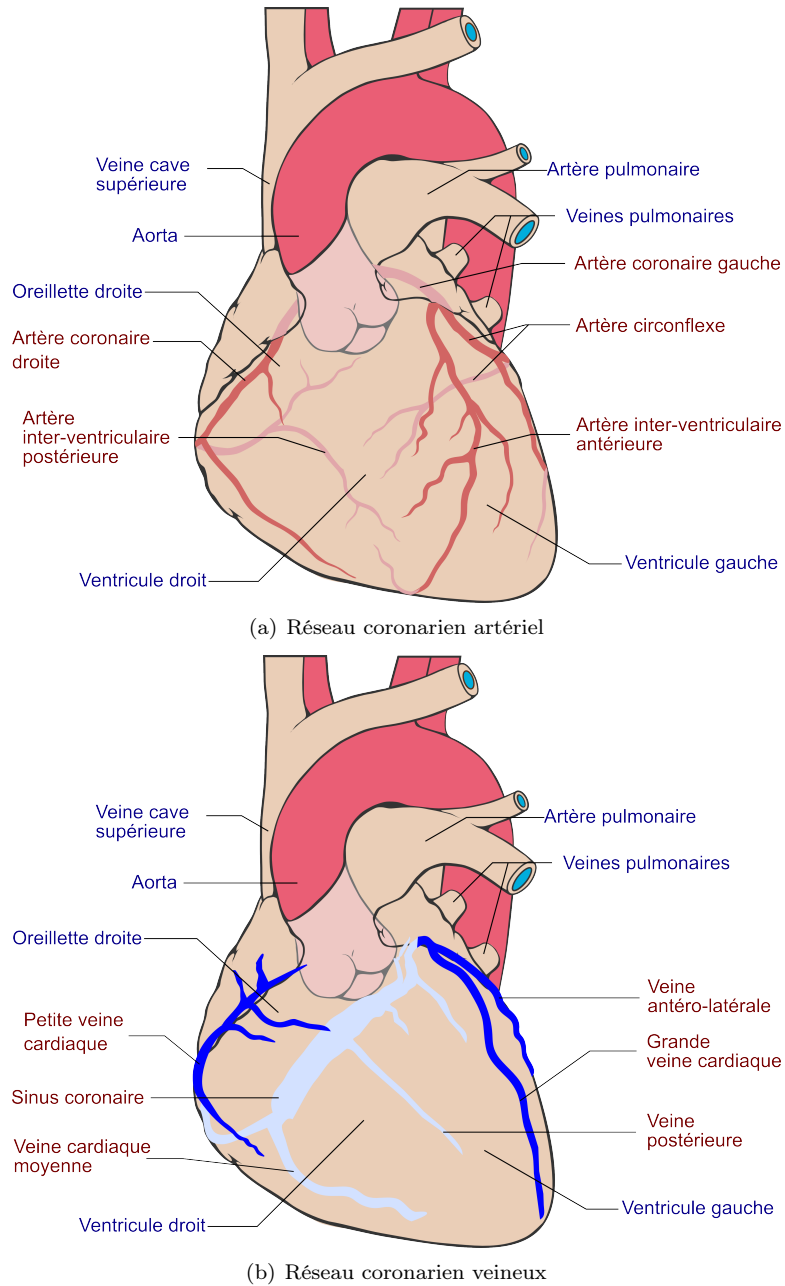


Figure 1.6 – Illustration du réseau coronaire sur un cœur en vue antérieure. (a) Réseau artériel coronaire (d'après Patrick J. Lynch, *Medical Illustrations*). (b) Réseau veineux coronaire.

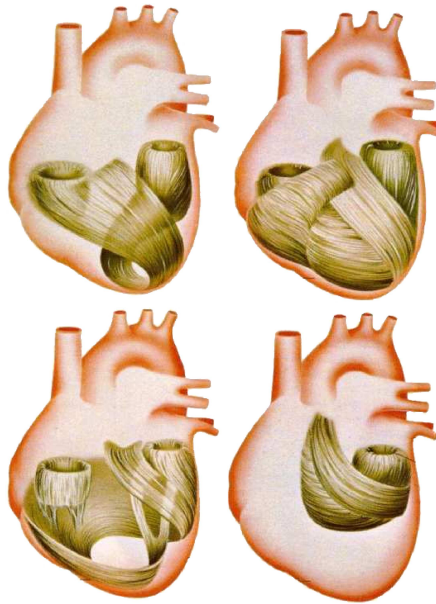


Figure 1.7 – Disposition des fibres musculaires cardiaques (d’après [Malmivuo et Plonsey, 1995]).

échanges ioniques modifient le potentiel de la cellule, un potentiel d’action est généré et peut se décomposer en quatre phases (cf. figure 1.8) :

1. Une excitation électrique de la cellule au dessus d’un seuil d’activation provoque le passage d’ions Na^+ dans la cellule ce qui entraîne une inversion rapide de la polarisation.
2. Le début de repolarisation (rapide et de courte durée) se met en place par le flux sortant d’ions K^+ .
3. Vient ensuite une phase de repolarisation lente correspondant à l’entrée lente d’ions Ca^{2+} parallèlement au flux sortant d’ions K^+ .
4. La repolarisation finale est plus rapide, elle se caractérise par la fermeture des canaux ioniques tandis que les ions K^+ sont toujours sortant.

De par les spécificités des fibres musculaires cardiaques, la dépolarisation successive de chacune des cellules musculaires cardiaques est auto-induite, les contractions myocardiques sont spontanées, en ce sens, le cœur est dit “myogénique”.

La dépolarisation est initiée par le “nœud sinusal” ou “nœud Keith et Flack” (cf. figure 1.9). Il s’agit d’un groupe de cellules autorythmiques (déchargeant un potentiel d’action de manière cyclique) situé au sommet de l’oreillette droite près de l’arrivée de la veine cave supérieure. Le nœud sinusal étant à l’origine du rythme cardiaque, ce dernier est parfois appelé “rythme sinusal”.

La dépolarisation du potentiel d’action est propagée dans les oreillettes (droite et gauche) activant la contraction des cardiomyocytes. Elle est conduite de proche en proche au nœud auriculo-ventriculaire ou “nœud d’Aschoff-Tawara”.

Le nœud auriculo-ventriculaire marque le commencement du “faisceau de His”. Il s’agit d’un agencement de cellules conductrices naissant près du sinus coronaire dans l’oreillette droite se propageant dans le septum inter-ventriculaire et se séparant en deux branches, appelées fibres de Purkinje, parcourant les ventricules (droit et gauche). La partie séparant les oreillettes des

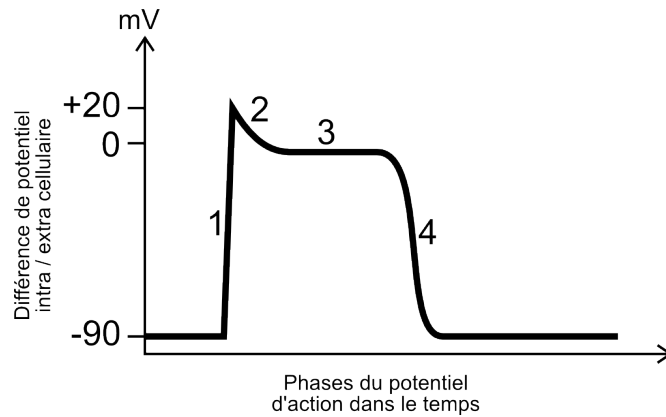


Figure 1.8 – Décomposition des phases d'un potentiel d'action d'un cardiomyocyte : 1. dépolarisation rapide, 2. repolarisation rapide, 3. repolarisation lente (plateau), 4. fin de repolarisation (retour au potentiel de repos).

ventricules (anneau mitral et anneau tricuspide) est fibreuse et ne laisse pas passer l'influx électrique. Le faisceau de His a donc le rôle de conduction de la dépolarisation dans les ventricules, son rôle est aussi celui de filtre, empêchant la propagation d'une dépolarisation complète des oreillettes trop rapide (dans le cas de fibrillation auriculaire par exemple).

L'ensemble des éléments présentés ci-dessus et permettant la dépolarisation du myocarde forme le système cardionecteur.

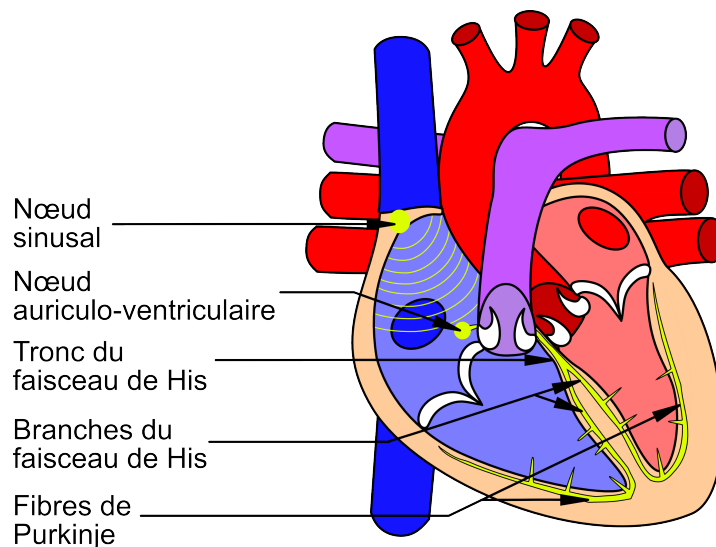


Figure 1.9 – Système cardionecteur composé du nœud sinusal, du nœud auriculo-ventriculaire, du faisceau de His (tronc et branches) et des fibres de Purkinje (d'après [Simon, 2005]).

Chaque dépolarisation est suivie d'une repolarisation correspondant à la relaxation des cellules musculaires, d'abord des oreillettes (pendant la dépolarisation des ventricules) puis des ventricules.

Les dépolarisations et donc les contractions du cœur sont spontanées mais le rythme sinusal reste influencé par des éléments extérieurs comme par exemple l'effort ou la peur.

Un front d'onde de dépolarisation parcourt donc l'ensemble du myocarde et est suivi par une repolarisation. Au niveau local, on peut relever l'activité électrique du myocarde par une cartographie endocavitaire (cf. paragraphe 1.4.3). Les signaux alors observés sont des électrogrammes intracardiaques et sont la somme des potentiels d'action (signaux de la dépolarisation) des cardiomyocytes. À une échelle macroscopique, l'électrocardiogramme (ECG) dont l'acquisition sera détaillée dans la suite de ce chapitre (paragraphe 1.4.2), donne aussi une information de l'activité électrique du cœur sous forme d'un signal qui peut être décomposé en différentes ondes (cf. figure 1.10) : une onde notée "P" représente la dépolarisation (et la contraction) des oreillettes. La dépolarisation (et la contraction) des ventricules est caractérisée sur l'ECG par l'onde ou complexe "QRS". La repolarisation atriale n'est pas visible car masquée par le complexe QRS, la repolarisation ventriculaire à l'inverse est visible et forme l'onde "T".

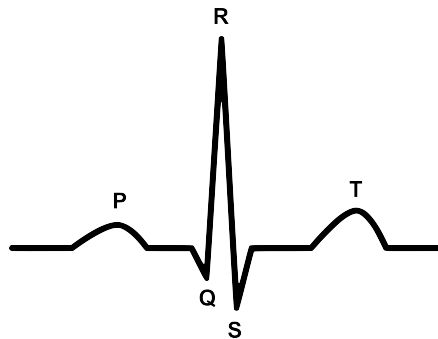


Figure 1.10 – Représentation schématique d'un ECG de rythme sinusal pour un cœur sain.

1.1.3.3 Cycle cardiaque

Le cœur assure son rôle de pompe en faisant circuler le sang venant des poumons riche en oxygène dans tout le corps, de manière cyclique. Le cycle cardiaque peut se décomposer en quatre phases qui sont (cf. figure 1.11 et 1.12) :

1. le remplissage ventriculaire,
2. la contraction isovolumétrique,
3. la contraction isotonique,
4. la relaxation isovolumétrique.

Le remplissage ventriculaire. Le sang est expulsé des oreillettes dans les ventricules de manière rapide tout d'abord puis lente lorsque la pression ventriculaire se rapproche de la pression auriculaire.

La contraction isovolumétrique. La pression dans les ventricules augmente et dépasse la pression des oreillettes, entraînant la fermeture des valves auriculo-ventriculaires. La pression ventriculaire continue à augmenter tandis que le volume ventriculaire reste identique.

La contraction isotonique ou phase d'éjection. La pression ventriculaire étant supérieure à la pression artérielle, les valves sigmoïdes s'ouvrent et le sang commence à être éjecté. À mesure que le sang quitte les ventricules, la pression ventriculaire diminue jusqu'à la fermeture des valves sigmoïdes quand elle devient inférieure à la pression artérielle.

La relaxation isovolumétrique. Cette phase très courte du cycle correspond à la diminution de la pression ventriculaire jusqu'à être inférieure à la pression des oreillettes déclenchant l'ouverture des valves auriculo-ventriculaire. À l'ouverture des valves auriculo-ventriculaire, le sang des oreillettes passe dans les ventricules ce qui boucle le cycle cardiaque.

Les phases de contraction et éjection constituent la systole ventriculaire, les phases de relaxation et remplissage constituent la diastole ventriculaire.

1.1.3.4 Mouvements cardiaques

Les mouvements cardiaques 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 dans un repère propre au cœur (voir figure 1.13) : le mouvement de contraction radiale, ou transversale en coordonnées cylindriques (suivant le petit axe du ventricule), le mouvement de contraction longitudinale (suivant le grand axe) et le mouvement de rotation.

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 15mm [Simonson *et al.*, 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 torsion. Ce mouvement correspond à une rotation autour du grand axe du ventricule. Le mouvement de torsion 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.

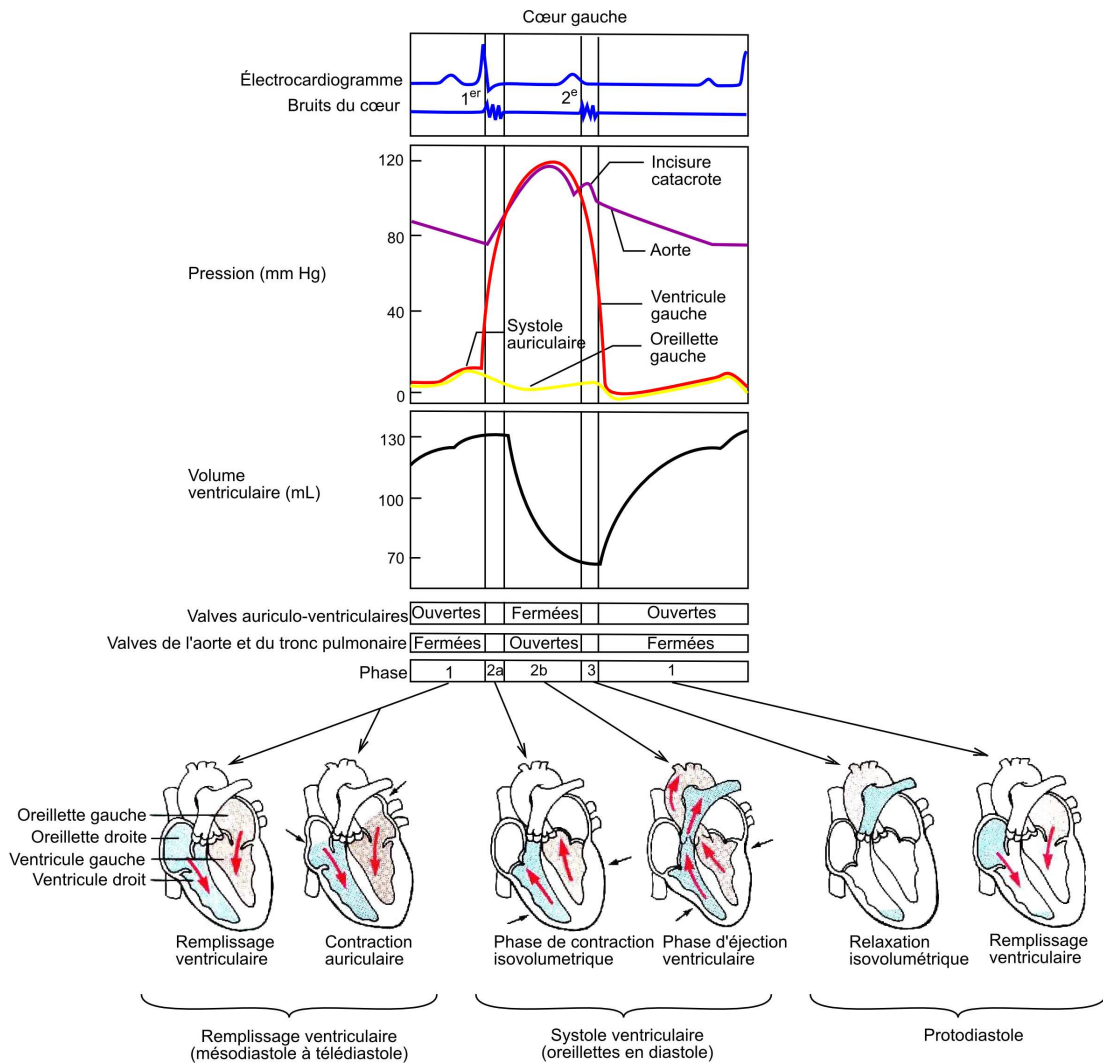


Figure 1.11 – Cycle cardiaque : diagramme des événements cardiaques (ECG, pressions, volumes) survenant dans le côté gauche du cœur, aussi appelé diagramme de Wiggers et schéma de la circulation du sang dans les cavités pour chaque phase (d'après [Marieb, 2005]).

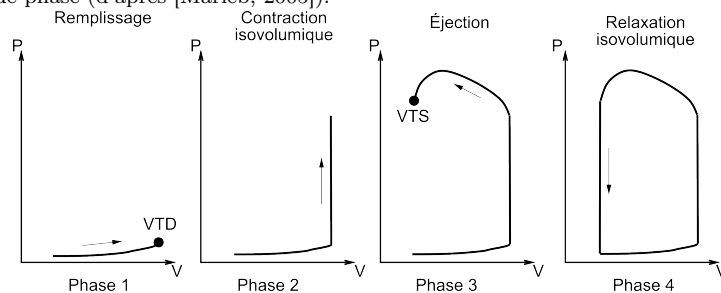


Figure 1.12 – Courbe pression / volume par phase du cycle cardiaque. VTD = volume télédiastolique, VTS = volume télésystolique.

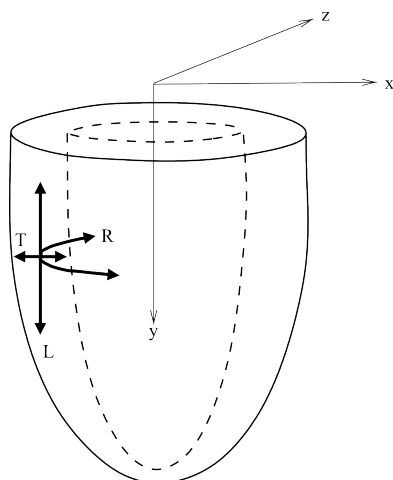


Figure 1.13 – Composantes du mouvement ventriculaire (T : axe du mouvement transverse; L : axe de la contraction longitudinale; R : axe du mouvement de rotation) (d'après [Støylen, 2001]).

Le myocarde étant de nature incompressible, il connaît aussi un épaissement 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 faut donc différencier les mouvements actifs, directement liés à la contraction des fibres de la zone considérée, des mouvements passifs, ou induits, résultant de son voisinage.

1.2 Insuffisance cardiaque et asynchronisme de contraction

Les maladies cardiaques touchent plusieurs centaines de milliers de personnes en France. On recense 70 à 100 000 décès par mort subite de l'adulte chaque année et au total, les maladies cardio-vasculaires tuent 150 000 à 180 000 personnes par an, ce qui en fait la première cause de mortalité du pays devant le cancer. Ces pathologies concernent le cœur et la circulation sanguine. Angor, anévrisme, angine de poitrine, cardiomyopathie, endocardite, épiscardite, insuffisance cardiaque en sont quelques exemples. Nous nous intéressons ici à l'insuffisance cardiaque (IC) qui est l'incapacité du cœur à assurer, dans les conditions normales (à l'effort puis au repos selon la sévérité), le débit sanguin nécessaire aux besoins métaboliques et fonctionnels des différents organes du corps.

Au sein de la population en insuffisance cardiaque, on estime que 30% à 40% des patients souffrent d'un défaut de synchronisation ou asynchronisme cardiaque qui peut être de différentes natures : asynchronisme auriculo-ventriculaire, inter-ventriculaire ou intra-ventriculaire. L'asynchronisme peut également être la cause de l'IC. Nous présentons à la fin de cette section l'asynchronisme cardiaque

1.2.1 Insuffisance cardiaque

Dans le cas d'une IC, des mécanismes d'adaptation visant à diminuer l'insuffisance se mettent en place. Par ces mécanismes, l'IC peut être compensée, à l'inverse, d'autres mécanismes apparaissent lorsque l'IC n'est pas compensée.

1.2.1.1 Mécanismes d'adaptation

Lorsque le muscle cardiaque n'est plus en mesure d'assurer le débit sanguin nécessaire, des mécanismes compensateurs ou d'adaptation d'origine neuro-hormonale sont mis en place. Leurs effets sont indéniablement bénéfiques à court terme.

Deux mécanismes d'adaptation au niveau cardiaque permettent d'assurer l'apport en sang nécessaire : l'accroissement de la fréquence cardiaque (tachycardie) et l'augmentation du volume du myocarde (cardiomyopathie dilatée). Le cœur est alors dilaté, hypertrophié, les cardiomyocytes sont allongés ce qui augmente, sous certaine limite (allongement inférieur à $2.2 \mu\text{m}$), leur propriété de contraction d'après la loi de Franck Starling [Artigou et Monsuez, 2007]. La puissance contractile du cœur est augmentée ainsi que le volume téléstolique. Pour un étirement d'au delà de $2.2 \mu\text{m}$, les sarcomères perdent leur énergie contractile, les mécanismes d'adaptation ne suffisent plus à assurer le débit sanguin et l'IC n'est plus compensée.

1.2.1.2 Mécanismes de l'insuffisance cardiaque non compensée

Lorsque l'IC n'est pas compensée, des mécanismes symptomatiques sont observés. Ils sont la cause d'une augmentation de la pré-charge (pression télédiastolique ventriculaire) et de la post-charge (pression artérielle) par augmentation des résistances périphériques au passage du sang. Les mécanismes de l'IC conduisent à des changements physiologiques différents selon si l'IC est principalement d'origine ventriculaire droite ou ventriculaire gauche.

Insuffisance cardiaque gauche. Le sang étant difficilement évacué du VG, pour différentes raisons possibles (hypertension artérielle, insuffisance coronarienne, insuffisance mitrale, myocardiopathie, maladies de l'orifice aortique, etc.), il s'accumule en amont au niveau du VD et des veines pulmonaires puis des poumons. Selon la sévérité de l'IC, la capacité en air des poumons est diminuée entraînant une turgescence des vaisseaux bronchiques, une gêne respiratoire ou dyspnée (surtout à l'expiration) qui peut conduire au pseudo-asthme cardiaque.

Si la pression télédiastolique du VG augmente, alors la pression dans la petite circulation (dans les veines et capillaires pulmonaires) peut augmenter aussi. Pour une pression supérieure à 35 mmHg, la perméabilité des alvéoles est atteinte, se traduisant par un œdème pulmonaire (relevé au stéthoscope par un râle crépitant).

Insuffisance cardiaque droite. De la même manière, si le débit cardiaque diminue, pour différentes raisons possibles (rétrécissement mitral, hypertension artérielle pulmonaire, rétrécissement pulmonaire, cœur pulmonaire i.e. trouble du cœur droit dû à une affection pulmonaire, valvulopathie du cœur droit, etc.) la pression en amont du cœur droit augmente. Il se crée une stase (ralentissement de la circulation) se répercutant sur les structures en amont : les veines jugulaires sont turgescents, le foie est gros et douloureux. Le débit rénal diminue lui aussi favorisant une rétention d'eau et entraînant la formation d'œdèmes périphériques. En aval, la mauvaise transfusion des poumons provoque une dyspnée (difficulté respiratoire).

Insuffisance cardiaque congestive. Les deux processus d'insuffisance cardiaque droite et gauche sont liés dans une insuffisance cardiaque globale souvent secondaire à une insuffisance cardiaque gauche.

En se basant sur la sévérité des dyspnées, la classification de la New York Heart Association (NYHA) répartit en quatre classes les patients souffrant d'insuffisance cardiaque [New York Heart Association, 1964] :

Classe NYHA I : pas de limitation, les efforts physiques habituels ne provoquent pas de fatigue, dyspnée ou palpitations inhabituelles ;

Classe NYHA II : il existe une petite limitation des capacités physiques : le patient n'a pas de symptômes au repos mais des efforts normaux provoquent fatigue, palpitations ou dyspnée ;

Classe NYHA III : il existe une limitation évidente de la capacité d'effort : le patient se sent toujours bien au repos mais un effort minime provoque déjà des symptômes ;

Classe NYHA IV : le patient ne peut plus effectuer aucun effort sans éprouver de symptômes : les symptômes de l'insuffisance cardiaque sont déjà présents au repos et s'aggravent au moindre effort.

1.2.2 Asynchronisme de contraction

La contraction du muscle cardiaque doit s'effectuer de manière synchrone entre les ventricules. L'insuffisance cardiaque se traduit par un asynchronisme auriculo-ventriculaire, interventriculaire ou intraventriculaire [Gabriel, 2006]. Les origines d'un asynchronisme sont électriques (trouble de la conduction cardiaque), mécaniques (trouble musculaire) ou électromécaniques. Il est visible sur l'ECG par une durée du complexe QRS anormalement élevé (au dessus de 120ms).

1.2.2.1 Asynchronisme auriculo-ventriculaire

L'asynchronisme auriculo-ventriculaire peut être lié à un défaut de conduction au niveau du nœud sinusal (bloc sino-auriculaire) et / ou du nœud auriculo-ventriculaire (bloc auriculo-ventriculaire) conduisant à un délai anormal entre l'activation des oreillettes et l'activation des ventricules. Ceci est responsable d'une insuffisance mitrale en fin de systole auriculaire et d'une réduction du temps de remplissage auriculaire, diminuant ainsi le volume de sang éjecté.

1.2.2.2 Asynchronisme interventriculaire

Un délai entre la contraction du VD et celle du VG entraîne un retard d'éjection du sang d'un ventricule par rapport à l'autre et souvent une diminution de la fonction cardiaque. Il s'agit le plus souvent d'un bloc de branche : défaut du faisceau de His. Selon la branche du faisceau de His affectée, le bloc de branche est droit ou gauche.

Bloc de branche droite. Lorsqu'il existe un bloc de branche droit, le VD n'est pas activé directement. Le VG, lui est normalement activé par la branche gauche du faisceau de His et transmet les impulsions électriques via le myocarde au VD.

Bloc de branche gauche. Réciproquement au bloc de branche droit, le VG est activé par la propagation des impulsions électriques au travers du septum interventriculaire puis par le réseau des fibres de Purkinje.

La contraction du VD peut conduire à un déplacement du septum vers le VG avant sa contraction, ce phénomène nommé “*septal flash*”, est observable lors d’un examen échocardiographique.

1.2.2.3 Asynchronisme intraventriculaire

Ce type d’asynchronisme se rencontre lorsque des zones du ventricule se contractent de manière précoce et tardive (par exemple sur des zones de fibroses). Dans le cas du VG, une contraction précoce augmente la pression ventriculaire et retarde l’ouverture de la valve mitrale et altère le remplissage. Une contraction tardive augmente l’insuffisance mitrale et diminue le volume de sang éjecté, notamment lorsque la contraction intervient après la fermeture de la valve aortique (cf. figure 1.14) alors que la phase de remplissage du VG a déjà commencé.

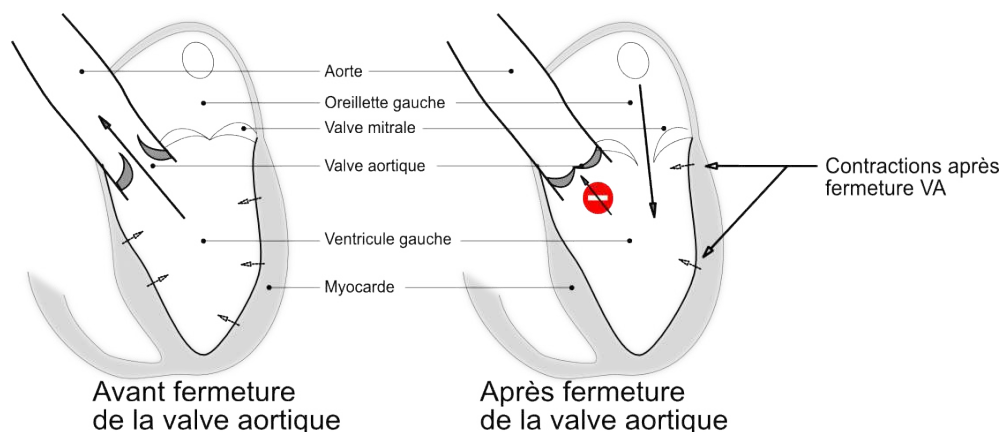


Figure 1.14 – Schéma explicatif de l’effet d’une contraction ventriculaire gauche avant et après fermeture de la valve aortique : la contraction intervenant après la fermeture de la valve aortique n’est d’aucun apport pour la fonction cardiaque car le sang ne peut plus passer dans l’aorte.

Nous avons dans cette section décrit l’insuffisance cardiaque et l’asynchronisme cardiaque. Lorsqu’une insuffisance cardiaque de type asynchronisme est diagnostiquée, la thérapie de resynchronisation cardiaque a été validée comme traitement efficace. La thérapie de resynchronisation cardiaque et en particulier son optimisation constituent la problématique clinique de ces travaux.

1.3 Problématique clinique

Nous présentons dans cette section la problématique clinique : dans un premier temps la thérapie de resynchronisation cardiaque, dans un deuxième temps la position du problème dans le cadre de la thérapie de resynchronisation cardiaque.

1.3.1 Thérapie de resynchronisation cardiaque

1.3.1.1 Principe général

La thérapie de resynchronisation cardiaque (CRT) est un traitement de l’asynchronisme cardiaque qui consiste en la pose de stimulateurs cardiaques. Ces stimulateurs déclenchent de

manière forcée la contraction du myocarde par impulsions électriques et visent donc à rétablir le synchronisme inter et intraventriculaire. L'implantation dure environ une heure et l'hospitalisation une journée.

1.3.1.2 Sélection des patients

La sélection des patients pour la CRT se fait selon les critères d'inclusion suivant :

- une insuffisance cardiaque chronique avec une dysfonction ventriculaire gauche systolique, une fraction d'éjection inférieure ou égale à 35% et un diamètre télédiastolique du ventricule gauche supérieure à 27mm,
- une classe NYHA III ou IV malgré un traitement médical optimal,
- un rythme sinusal au moment de l'inclusion,
- une durée du complexe QRS supérieure ou égale à 120ms.

Dans le cadre du projet IMOP (cf. paragraphe 1.3.2.2) et en général des projets de recherche en CRT menés en collaboration par le LTSI (unité INSERM U1099) et le CIC-IT 804, les patients adressés au CHU de Rennes pour une indication de resynchronisation cardiaque se sont vu proposer de participer à l'étude, sous réserve qu'il n'y ait pas de critère d'exclusion. Les critères d'exclusion possibles sont les suivants :

- patient déjà implanté d'un stimulateur ou défibrillateur cardiaque,
- patient souffrant d'insuffisance rénale sévère contre indiquant l'utilisation de l'iode,
- allergie à l'iode connue,
- patient incapable de comprendre les objectifs de l'étude ou de coopérer,
- patient non disponible pour les suivis,
- patient mineur ou femme enceinte.

1.3.1.3 Geste interventionnel

L'appareil est électronique, alimenté par batterie et son implantation sous-cutanée se fait en général sous la clavicule. La CRT consiste en la pose de trois sondes de stimulation (cf. figure 1.15). Une sonde est destinée à l'oreillette droite (placée au sommet de l'oreillette), une au ventricule droit (positionnée à l'apex) et la dernière au ventricule gauche [Cazeau *et al.*, 2001, Cleland *et al.*, 2005].

Plusieurs systèmes de CRT sont actuellement à l'étude. Le plus développé actuellement et le plus utilisé en clinique a été proposé par le Département de Cardiologie de Rennes dès 1998 [Daubert *et al.*, 1998, Leclercq *et al.*, 2000] où la stimulation ventriculaire gauche se fait alors dans la majorité des cas par l'insertion d'une unique sonde dans une veine du sinus coronaire par voie épicaudique. De nouvelles modalités de stimulation sont cependant en évaluation dont la stimulation par voie endocaudique trans-septale atriale [Lafitte *et al.*, 2009] ou la stimulation multi-site [Rogers *et al.*, 2012]. Nous ne considérons dans ce manuscrit que le mode de stimulation épicaudique par voie veineuse. Le site optimal de stimulation du VG est généralement celui de dernière activation sur la paroi libre du VG (paroi latérale à mi chemin entre la base et l'apex). Toutefois, le choix d'une veine cible s'appuie sur d'autres critères tel que l'emplacement de la veine, sa qualité pariétale, les possibilités d'accès. La technique originale de pose de prothèse biventriculaire, aujourd'hui utilisée, a été conçue au CHU Pontchaillou [Daubert *et al.*, 1998] et a été reprise au niveau international. Elle procède schématiquement de la manière suivante :

- le repérage de la veine cible est réalisé grâce à une angiographie du sinus coronaire sous fluoroscopie en incidence oblique antérieure gauche,
- l'électrode de stimulation ventriculaire gauche est ensuite insérée par la veine sous-clavière dans la veine cible,

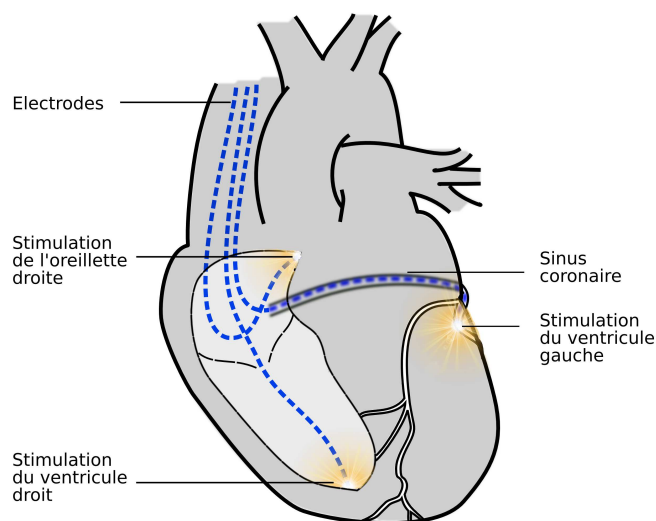


Figure 1.15 – Implantation des sondes de stimulation biventriculaire pour la thérapie de resynchronisation cardiaque. Trois sondes sont implantées pour assurer la stimulation auriculaire droite, ventriculaire droite et ventriculaire gauche.

- la pose des électrodes ventriculaire et auriculaire droites, plus classique, est réalisée par voie aortique fémorale.

La pose des électrodes de stimulation est un geste faiblement invasif mais néanmoins délicat et complexe. Aussi des complications cardiaques ou liées au système de stimulation peuvent être rencontrées durant la pose [Ritter et Fischer, 1997] :

- les complications cardiaques éventuelles sont :
 - * des troubles rythmiques (fibrillations auriculaires ou ventriculaires, extrasystoles),
 - * l'asystole (surtout pour des patients en bloc atrio-ventriculaire de troisième degré),
 - * la perforation myocardique (plus fréquente dans le cas de sondes fines ou à vis),
- les complications liées au système de stimulation éventuelles sont :
 - * la stimulation du diaphragme : soit par stimulation directe du nerf phrénique droit par la sonde de stimulation OD, soit par stimulation musculaire (le myocarde reposant sur le diaphragme) par la sonde de stimulation VG si sa position est proche de l'apex ventriculaire droit et pour des niveaux d'énergie de stimulation élevés,
 - * le déplacement de sonde.

Ces complications entraînent le plus souvent un repositionnement de la ou des sondes. Malgré les complications énoncées, les risques liés à l'implantation sont minimes et comparables aux risques encourus lors de l'implantation d'un pacemaker conventionnel [Strickberger *et al.*, 2003].

Toutefois, si les risques sont minimes, il ne faut pas négliger les difficultés rencontrées du point de vue de l'acte interventionnel, en particulier :

- le positionnement essentiellement empirique des électrodes,
- l'accès anatomiquement très contraint au sinus coronaire ainsi qu'aux veines cibles dépendant des conformations et des diamètres des vaisseaux,
- l'absence de prise en compte des paramètres hémodynamiques, mécaniques et électriques intracardiaques (débits, état et réponse contractile du myocarde) : le contrôle de la pose est fait par électrocardiogramme acquis durant la procédure.

Pour ces raisons, le site de stimulation optimal visé (celui de dernière activation situé généralement sur la paroi latérale) peut ne pas être accessible.

1.3.1.4 Stimulation biventriculaire

Les trois sondes de la CRT biventriculaire sont reliées à un stimulateur cardiaque ou pile délivrant les impulsions électriques aux sondes. Les stimulateurs cardiaques récents sont munis d'une triple sortie permettant le réglage des délais auriculo-ventriculaire (AV) et inter-ventriculaire (VV). Les délais AV et VV sont adaptés sous contrôle échocardiographique afin d'obtenir le meilleur profil de remplissage ventriculaire tout en préservant une dépolarisation ventriculaire gauche optimale. Dans une étude réalisée sur 43 patients, le délai AV optimal obtenu est en moyenne de 148 ms [Purnode *et al.*, 2004].

La stimulation biventriculaire, en comparaison à une stimulation seule du VD (et de l'OD) permet de corriger des défauts de conduction (bloc de branche) pour lesquels l'activation du VG est retardée (de 150 ms en moyenne) par la conduction intraseptale. Le but de cette stimulation est d'assurer une stimulation synchrone des deux ventricules, de diminuer les effets hémodynamiques néfastes des blocs de branche et de diminuer l'importance des régurgitations valvulaires [Ritter et Fischer, 1997].

1.3.1.5 Effets de la CRT

Les patients souffrants d'asynchronisme ventriculaire candidats à la CRT ont une fraction d'éjection du ventricule gauche faible ($FEVG \leq 35\%$). Des mécanismes physiologiques naturels visent à compenser cette insuffisance au niveau cardiaque et extra-cardiaque.

Au niveau cardiaque, le rythme s'accélère (tachycardie), le volume ventriculaire augmente pour assurer un volume d'éjection systolique suffisant, le muscle cardiaque s'épaissit (hypertrophie ventriculaire gauche). Après implantation des sondes de stimulation, la FEVG augmente, le rythme cardiaque diminue entraînant un remodelage du cœur. Le ventricule gauche peut, en 6 mois perdre 20 à 50mL de son volume pré-implantation.

Au niveau extra-cardiaque, la CRT diminue les symptômes de l'insuffisance cardiaque (essoufflement ou dyspnée, œdèmes des membres inférieurs, meilleure qualité de vie) [McAlister *et al.*, 2007]. La CRT abaisserait également la mortalité chez les patients fortement symptomatiques [Moss *et al.*, 2009].

1.3.2 Position du problème dans le cadre de la CRT

La thérapie de resynchronisation cardiaque est un traitement validé et reconnu de l'insuffisance cardiaque chronique. Cependant, le nombre de "non-répondeurs" reste une réalité.

1.3.2.1 Optimisation de la thérapie de resynchronisation cardiaque

L'implantation des dispositifs de resynchronisation chez des patients insuffisants cardiaques chroniques répondant à des critères cliniques de sélection (cf. section 1.3.1.2), a eu un impact majeur sur la survie des patients, la réduction des hospitalisations pour insuffisance cardiaque et l'amélioration de la qualité de vie [Moss *et al.*, 2009]. Cependant, sur la base d'études randomisées, il apparaît que la resynchronisation n'est efficace que sur environ 70% des patients traités [Mehra et Greenberg, 2004, Bax *et al.*, 2005]. Les facteurs de "réponse" ou "non-réponse" ne sont pas à l'heure actuelle totalement élucidés mais différentes raisons peuvent l'expliquer : une sélection inappropriée des patients, un mauvais réglage des sondes, une position des sondes non valable, un délai auriculo-ventriculaire inadéquat, un traitement médical inapproprié, une arythmie spontanée ou induite par la stimulation, ou encore la nature de la cardiomyopathie.

Sont qualifiées de "non-répondeurs" les patients implantés pour lesquels la thérapie n'a pas permis la diminution de la sévérité de l'IC. Dans ce contexte et afin de réduire ce nombre, nous travaillons à l'optimisation de la CRT. L'optimisation de la CRT se fait sur les raisons

expliquant l'absence (ou la mauvaise) réponse à la resynchronisation. À l'heure actuelle, on peut distinguer trois façons d'optimiser la CRT :

1. par une meilleure sélection des patients candidats à la thérapie. En effet, dans les cas suivants, les chances de réponse à la thérapie sont réduites :
 - * patients qui ne seraient pas assez atteints en regard des critères de sélection,
 - * absence d'asynchronisme ventriculaire,
 - * cardiomyopathie au stade terminal,
 - * existence d'indications additionnelles pour une chirurgie cardiaque,
2. par une aide au geste interventionnel :
 - * en offrant une meilleure identification des sites de stimulation et en particulier du site de stimulation ventriculaire gauche (définition du couplage électromécanique cardiaque),
 - * en offrant une meilleure caractérisation du réseau coronaire veineux permettant l'accès au plus proche du site de stimulation cherché (dans le cas d'une stimulation ventriculaire gauche épicaudique),
3. par une optimisation d'ordre technologique :
 - * nouveaux modes de stimulation,
 - * en optimisant le réglage du pacemaker et des délais auriculo-ventriculaires ou inter-ventriculaires.

Dans ce contexte d'optimisation de la CRT, deux projets de recherche ont fait et font l'objet de travaux au LTSI : le projet IMOP¹ et le projet euHeart².

1.3.2.2 Projets IMOP et euHeart

Le projet IMOP (utilité de l'Imagerie Médicale dans l'Optimisation de la Pose de prothèses cardiaques implantables) financé par le Ministère de la recherche¹ est un projet de recherche mené au Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image (LTSI) mis en place en coopération avec le Centre d'Investigation Clinique Innovation Technologique (CIC-IT) du centre de cardiologie du CHU de Pontchaillou à Rennes.

Le projet européen euHeart² est un projet de recherche auquel prennent part plusieurs groupes de recherche en Europe et notamment le LTSI - INSERM en coopération avec le CHU de Pontchaillou.

Ces projets visent à améliorer les procédures de sélection des patients candidats à la CRT et à optimiser la procédure de pose d'un système de stimulation bi-ventriculaire. Des façons envisagées d'optimisation de la CRT énumérées ci-dessus, deux points particuliers sont mis en avant :

1. une meilleure sélection des patients candidats à la CRT : analyse des schémas d'activation et de contraction du cœur (conduction auriculo-ventriculaire, conduction intra et interventriculaire),
2. la conception d'un environnement de planification personnalisé : placement virtuel 3D de la sonde de stimulation du VG en fonction des contraintes anatomiques veineuses et du choix approprié du site de stimulation.

Le projet IMOP ANR CIC-IT (2005-2008) est accompagné d'un protocole clinique réalisé sous l'investigation du CIC-IT du CHU de Rennes. Les partenaires de ce projet sont :

1. ANR CIC-IT n° 04 187-188-189-190
2. FP7/2008-2012

- le département de cardiologie et des maladies vasculaires du CHU de Rennes,
- le LTSI (INSERM U1099),
- la société SORIN Group, fabricant de prothèses implantables en collaboration avec le CHU de Tours.

L'objectif du projet IMOP était d'analyser les moyens d'exploiter au mieux l'ensemble des données (anatomiques, électriques, hémodynamiques et mécaniques cardiaques issues des différentes modalités d'imagerie et de signaux électrophysiologiques) recueillis sur des patients candidats à la CRT pour l'optimisation de la pose de dispositifs biventriculaires, et ceci en considérant les phases pré-, per- et post-opératoires. Pour la phase pré-opératoire, l'objectif est l'identification du ou des meilleurs sites de stimulation ventriculaire gauche et du meilleur chemin pour l'atteindre via le réseau coronaire veineux. En per-opératoire, l'objectif est de créer un outil d'aide en temps réel à l'implantation des sondes de stimulation et au réglage des paramètres de stimulation. Finalement, l'objectif du projet en post-opératoire est de décrire une méthode permettant de valider le résultat de la pose sur une série de patients.

Le projet de recherche euHeart a débuté en 2008 pour une durée de quatre ans. Il s'agit d'un projet européen (FP7/2008-2012), coordonné par la société Philips (Aix, Allemagne) et rassemblant dix-sept partenaires (industriels, académiques et cliniques). L'objectif de ce projet est de développer et d'intégrer des modèles multi-échelles du cœur et spécifiques patient dans des environnements cliniques pour améliorer le diagnostic et la planification d'interventions pour les maladies cardiovasculaires. Il est organisé sous la forme de plusieurs groupes de travail séparant les aspects méthodologiques et les cibles cliniques. Les groupes de travail à visée méthodologique se concentrent sur le développement d'outils génériques pour la modélisation, le traitement, la visualisation et l'analyse d'images multi-modales. Ces outils servent de support aux groupes de travail à visée clinique. Chaque groupe à visée clinique s'intéresse à une maladie cardiovasculaire spécifique et à l'optimisation de sa thérapie en routine clinique. Plusieurs maladies cardiovasculaires ayant un impact significatif sur la santé de la population européenne sont ainsi étudiées. Un de ces groupes à visée clinique se concentre sur la CRT. Ainsi dans le cadre de cette thérapie, les objectifs d'un des groupes de travail du projet euHeart sont les mêmes que ceux définis dans le cadre du projet IMOP. Le LTSI participe à ce projet principalement sur :

1. le développement de méthodes d'extraction du réseau veineux en imagerie 3D,
2. l'application clinique qu'est la CRT pour laquelle le centre du CHU de Rennes est l'un des trois centres cliniques retenus pour l'acquisition de données patient, et en particulier pour Rennes, l'acquisition de données invasives de cartes électriques d'activation.

Afin de parvenir aux objectifs des projets, les protocoles des projets IMOP et euHeart ont permis la constitution d'une base de données pré-, per- et post-opératoire acquises à partir de différentes modalités d'acquisition de signaux et d'images décrites dans la section 1.4 (électrocardiogramme, cartographie électrique, scanner, IRM, angiographie et échocardiographie).

1.3.2.3 Objectif du travail de thèse

L'objectif clinique visé par ce travail (et plus largement par les projets IMOP et euHeart) tient en particulier dans l'aide à la pose de la sonde ventriculaire gauche à partir de données acquises en situation pré-opératoire par l'identification de sites optimaux de stimulation. Concrètement, ces zones recherchées correspondent aux parois endocavitaires et épicaudiques dont la contraction ou l'activation électrique est très retardée ou anormale. Dans le cadre des

projets IMOP et euHeart et parmi les façons possibles d'optimiser la CRT, nous nous intéressons donc à la localisation et à la caractérisation des sites de stimulation. Nous cherchons à évaluer, par le biais de différentes modalités, les interactions entre l'activation électrique du VG (ECG, cartographies endocavitaires) et la mécanique ventriculaire (échocardiographie, scanner CT) afin de définir une stratégie opératoire. La caractérisation du couplage électromécanique ne peut se faire qu'en considérant une approche multimodale.

La fusion d'informations issues de différentes modalités constitue le seul moyen pour aider le clinicien à intégrer un ensemble d'informations, c'est aussi une nécessité pour le développement d'outils d'aide à la stratégie thérapeutique ou d'aide au geste interventionnel.

Nos travaux se basent sur l'intégration ou association :

- de données anatomiques et fonctionnelles issues de scanner (pré-opératoire) et d'angiographie RX (per-opératoire),
- de données électriques issues de cartographies électriques endocavitaires (post-opératoire),
- de données mécaniques issues d'échocardiographie (pré- et post-opératoire).

Nos travaux sont à considérer dans un cadre d'étude de faisabilité car conformément aux protocoles définis, les données ne sont pas prospectives, ni acquises au même instant et n'ont pas pour but un diagnostic.

À partir de ces données multimodales, nous recherchons à caractériser de manière locale le couplage électromécanique cardiaque propre à chaque patient. Le but de cette caractérisation est de fournir d'une part des modes de représentation combinant des informations anatomiques, fonctionnelles, électriques et mécaniques permettant de définir une carte de précision anatomique élevée des sites d'implantations envisageables, d'autre part de nouveaux indicateurs de l'asynchronisme ventriculaire qui pourrait conduire par exemple à de nouveaux critères de sélection des patients candidats à la CRT.

Ce procédé d'intégration ou de fusion peut également donner des corrélations entre descripteurs issus de ces modalités pouvant, à l'avenir, faciliter le diagnostic ou diminuer le nombre d'exams cliniques dans certains cas d'insuffisance cardiaque.

La manière d'exploiter et de fusionner au mieux les données recueillies pour l'analyse de la fonction ventriculaire gauche, est ici positionnée dans une approche associant traitement d'image et modélisation anatomique 3D. L'élaboration d'un modèle géométrique dynamique du VG multi-échelle et spécifique patient à partir d'observation scanner est l'objectif recherché dans un premier temps. Un tel modèle permet la constitution d'un référentiel permettant, dans un deuxième temps, d'intégrer anatomie, électricité et mécanique, et offrant la possibilité d'appréhender au mieux les interactions électromécaniques locales.

Les modalités citées ci-dessus, permettant la fusion envisagée dans ces travaux sont décrites à la section suivante (section 1.4).

1.4 Indicateurs globaux et modalités d'observation de la fonction cardiaque

L'évaluation de la fonction cardiaque par des indicateurs est centrale lors de la prise en charge d'un patient souffrant d'insuffisance cardiaque. Ces indicateurs (fraction d'éjection ventriculaire et fraction de raccourcissement systolique ventriculaire, par exemple) sont généralement obtenus par des modalités d'observation de la fonction cardiaque.

De nombreuses modalités d'imagerie médicale cardiaque existent. Citons par exemple l'imagerie projective par rayons X (radiographie cardiaque, angiographie, ...), l'imagerie par ultrasons sous différents modes d'acquisition, l'imagerie isotopique (gammatomographie, tomographie d'émission de positons, ...), l'imagerie par résonance magnétique (ciné IRM, IRM de marquage tissulaire, angiographie par résonance magnétique, vélocimétrie en IRM par contraste de phase, IRM de diffusion, ...), l'imagerie tomodensitométrique. À ces modalités d'imagerie s'ajoutent les acquisitions de signaux cardiaques (vectocardiogramme, électrocardiogramme, cartographie électrophysiologique). Les modalités d'imagerie cardiaque se différencient par le type d'information qu'elles apportent, par leur degré invasif, leur accessibilité souvent lié au coût.

Afin de situer cette étude dans un contexte de diagnostic, nous détaillons ici quelques indicateurs globaux de la fonction ventriculaire gauche. Nous présentons par la suite, les modalités qui ont été considérées ou sont en lien avec ces travaux et soulignons pour les différentes modalités, les éléments en lien avec la problématique de la CRT.

1.4.1 Indicateurs globaux de la fonction ventriculaire

Les ventricules assurant l'expulsion du sang vers les systèmes de circulation, la caractérisation de la fonction cardiaque se concentre généralement sur la fonction ventriculaire et plus particulièrement sur la phase systolique du VG, celle-ci étant génératrice de la circulation systémique.

La contractilité du VG varie avec les conditions de charge (pressions ventriculaires) [Robotham *et al.*, 1991], il est donc nécessaire dans un premier temps d'évaluer la pré-charge du VG (pression télédiastolique), avant d'évaluer la contractilité du ventricule gauche.

1.4.1.1 Évaluation de la pré-charge

La pré-charge du VG caractérise les conditions de remplissage des ventricules et peut être appréciée soit par des mesures hémodynamiques, soit par la mesure des volumes ventriculaires.

Mesures hémodynamiques. Elles se font par cathétérisme (introduction d'une sonde dans les cavités cardiaques et les vaisseaux proches). Cette technique permet d'introduire des capteurs, notamment des microcapteurs de pression, ou de prélever des échantillons (sang, tissu) au sein des cavités ou des artères. Ce procédé permet d'obtenir différents indicateurs de la fonction cardiaque (par l'étude des pressions ventriculaire et artérielle ainsi que de l'oxymétrie c'est-à-dire la teneur en oxygène).

Mesures des volumes ventriculaires. Toutes les modalités d'imagerie cardiaque permettent d'évaluer des volumes. En particulier, l'échocardiographie bidimensionnelle permet le calcul des volumes télédiastoliques par extrapolation de la mesure des surfaces ventriculaires, elle permet aussi d'évaluer les pressions de remplissage [Combes *et al.*, 2004]. Certains moniteurs d'échocardiographie ont également proposé un indice de pré-charge appelé GEDV (*global end-diastolic volume*) mais il s'agit d'une valeur calculée et non mesurée et qui reste non physiologique [Viellard-Baron et De Backer, 2007].

En dehors de cas extrêmes, l'évaluation de la pré-charge ne permet pas de détecter une insuffisance cardiaque. C'est pourquoi, à partir de ces mesures, des indices dynamiques ont été proposés [Viellard-Baron et De Backer, 2007]. C'est le cas de la vitesse maximale de développement de la pression ventriculaire ($\frac{dP}{dt}_{max}$) lors de la contraction isovolumétrique, ou du débit

cardiaque. Ces mesures dynamiques sont des indicateurs de la fonction contractile ou des moyens de détection et d'évaluation de communications interventriculaires.

1.4.1.2 Évaluation de la contractilité du ventricule gauche

Les indicateurs classiques de la contractilité du VG sont le volume d'éjection systolique et la fraction d'éjection. Ils caractérisent la capacité du VG à expulser le sang dans la circulation systémique.

Volume d'éjection systolique (VES). Il s'agit de la quantité de sang éjecté dans la circulation systémique. Il est défini comme la différence entre le volume télédiastolique (VTD) et le volume télésystolique (VTS) : $VES = VTD - VTS$.

Fraction d'éjection. Il s'agit d'un indicateur de l'insuffisance cardiaque plus que de l'asynchronisme cardiaque : une personne souffrant d'asynchronisme cardiaque a une fraction d'éjection faible, la réciproque n'est pas pour autant vérifiée.

La fraction d'éjection ventriculaire gauche ($FEVG$) est un indicateur caractérisant la contraction du cœur. Elle se calcule à partir des volumes du ventricule gauche en télédiastole (VTD), lorsque le ventricule est plein, et en télésystole (VTS), une fois le sang éjecté dans la circulation systémique. Il s'agit du rapport (exprimé en pourcentage) entre volume d'éjection systolique (VES) et le volume de sang contenu dans le ventricule quand celui-ci est plein, donné à l'équation 1.1 ci-dessous.

$$FEVG = 100\% \times \frac{VTD - VTS}{VTD} = 100\% \times \frac{VES}{VTD} \quad (1.1)$$

Chez un individu ne présentant pas de cardiopathie, elle est aux alentours de 60% et est fortement diminuée (jusqu'à 20%) dans le cas de patients souffrants d'insuffisance cardiaque. Lorsque la fraction d'éjection diminue, afin de maintenir le débit cardiaque, la fréquence cardiaque peut s'accroître (tachycardie) ou le volume télédiastolique du ventricule peut augmenter pour garder un volume d'éjection systolique constant (cf. section 1.2.1.1).

Raccourcissement systolique ventriculaire. L'amplitude de la descente de la base vers l'apex du VG, c'est-à-dire l'amplitude du mouvement longitudinal de l'anneau mitral, est utilisée comme une mesure du raccourcissement systolique longitudinal 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 al.*, 1989]. De plus, cette mesure a une très bonne corrélation (bien meilleure que la fraction d'éjection) avec la présence de sténoses aortiques [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]. Une corrélation a également été montrée entre cette mesure et la mortalité liée à une insuffisance cardiaque gauche [Willenheimer *et al.*, 1997].

Sa mesure s'effectue de manière classique en échocardiographie (bidimensionnelle). C'est le paramètre le plus accessible pour la quantification de la fonction systolique ventriculaire gauche [Cohen et Belmatoug, 2002]. On définit la course systolique comme la variation de la hauteur entre l'anneau mitral et l'apex entre les instants télédiastolique et télésystolique : la course systolique est la différence entre la hauteur télédiastolique (HTD) et la hauteur télésystolique (HTS). Le raccourcissement systolique ventriculaire longitudinal ($RSVL$) est ensuite défini par

le rapport entre la course systolique et la hauteur télédiastolique (HTD) soit par la fraction, exprimé en pourcentages, donnée à l'équation 1.2 :

$$RSVL = 100\% \times \frac{HTD - HTS}{HTD} \quad (1.2)$$

De la même manière, on définit le raccourcissement systolique ventriculaire radial ($RSVR$) en fonction cette fois-ci des diamètres télésystoliques (DTS) et télédiastoliques (DTD) :

$$RSVR = 100\% \times \frac{DTD - DTS}{DTD} \quad (1.3)$$

Ces diamètres, généralement évalués en échographie bidimensionnelle en mode temps-mouvement (TM), sont mesurés en orientation petit axe, au niveau des piliers mitraux. La valeur normale du raccourcissement systolique ventriculaire est de $18 \pm 3\%$ longitudinalement et de $30 \pm 6\%$ radialement. La fraction de raccourcissement est diminuée dans la cardiomyopathie dilatée (inférieure à 26%).

Vitesse de raccourcissement des fibres. La vitesse moyenne de raccourcissement des fibres (VCF) est un autre indice de la performance du VG. Elle peut se calculer de manière radiale ou longitudinale et est donnée par (équation 1.4) :

$$VCF = \frac{RSV}{TE} \quad (1.4)$$

où RSV est le raccourcissement systolique ventriculaire radial (respectivement longitudinal) pour la vitesse radiale (respectivement longitudinale) de raccourcissement des fibres et TE est le temps d'éjection. La vitesse de raccourcissement normale est de $1.2 \pm 0.1\%.s^{-1}$.

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 (cf. figure 1.12). 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.

Les indicateurs globaux de la fonction ventriculaire sont mesurés à partir d'acquisitions cardiaque de différentes modalités. Nous détaillons ici les modalités que nous avons utilisées et / ou qui sont en lien avec la problématique d'optimisation de la CRT : l'électrocardiographie (ECG), la cartographie électroanatomique (EAM), l'imagerie par tomographie à densité (CT), l'échocardiographie (US), l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et l'angiographie RX.

1.4.2 Électrocardiographie

L'électrocardiographie (ECG) est un examen non-invasif de la fonction cardiaque reposant sur l'enregistrement graphique sur une période de temps donnée des signaux électriques émis par le cœur. Par extension, "ECG" désigne à la fois l'électrocardiographie (l'examen) et l'électrocardiogramme (l'enregistrement).

1.4.2.1 Principe

En électrocardiographie, on observe l'onde de propagation de la dépolarisation des cellules musculaires cardiaques de manière transthoracique. Ces ondes de propagation sont caractéristiques de faibles variations de potentiels électriques sur la surface épidermique (de l'ordre

du millivolt). Des électrodes placées sur la peau du patient relèvent ces signaux d'activation électrique cardiaque (avec une précision d'échantillonnage d'environ 15kHz).

En une première lecture de l'ECG, on mesure la régularité et la fréquence cardiaque. Mais l'examen permet également de déterminer la taille et la position des cavités cardiaques, de déceler une anomalie du rythme cardiaque, de vérifier l'efficacité d'un traitement ou de l'adapter (par exemple : réglage d'un *pacemaker*). Il s'agit du moyen le plus efficace pour mesurer et diagnostiquer un rythme cardiaque anormal, en particulier une arythmie d'origine électrique (défaut de conduction). C'est aussi la meilleure façon de déceler les zones infarctées suite à un infarctus du myocarde.

L'ECG permet d'avoir une idée tridimensionnelle de l'activité électrique cardiaque par l'emploi de plusieurs électrodes relevant l'activité dans différentes directions de propagation.

1.4.2.2 Acquisition en douze dérivations

L'acquisition d'un ECG se fait par plusieurs électrodes apposées sur la peau. Chaque électrode relève les potentiels électriques. On parle de dérivation car les mesures relevées sont, sauf pour des mesures unipolaires, le signal de la différence entre deux électrodes. Il existe principalement six dérivations frontales et six dérivations précordiales (détaillées ci-dessous). Le relevé d'autres dérivations peut être effectué dans certains cas pour affiner un diagnostic. Historiquement, les six dérivations précordiales sont utilisées pour le diagnostic en 1932 quelques années après les travaux de Willem Einthoven sur les classifications d'électrocardiogrammes pathologiques [Einthoven *et al.*, 1913]. En 1938, l'ECG en douze dérivations a été standardisé lors d'une convention internationale [Barnes *et al.*, 1938] (cf. figure 1.16).

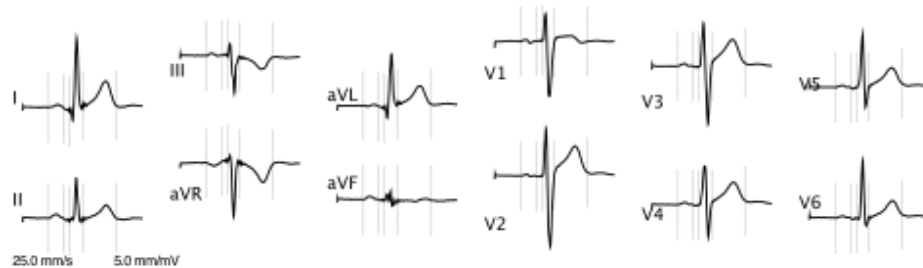


Figure 1.16 – Exemple d'ECG en douze dérivations chez un individu sans trouble cardiaque (tracé réalisé sur le logiciel Médistory de <http://www.prokov.com>).

Six dérivations frontales. Les six dérivations frontales (cf. figure 1.17) sont obtenues à partir de trois électrodes sur le bras droit (BD), le bras gauche (BG) et la jambe droite (JD). Les trois premières dérivations, connues aussi sous le nom de “triangle de Einthoven”, sont les différences deux à deux des potentiels de ces électrodes, les mesures sont dites bipolaires :

$$DI \text{ (ou } I \text{) entre bras droit et bras gauche : } DI = BG - BD,$$

$$DII \text{ (ou } II \text{) entre bras droit et jambe gauche : } DII = JG - BD,$$

$$DIII \text{ (ou } III \text{) entre bras gauche et jambe gauche : } DIII = JG - BG.$$

Dans les notations, la lettre “D” signifiant “dérivation” est souvent omise. On remarquera que $I + (-II) + III = 0$ (loi de Einthoven).

À partir des mêmes trois électrodes, trois autres dérivations sont données par combinaison linéaire des dérivations I , II et III . Ces trois nouvelles dérivations nécessitent l'amplification

des signaux et “observent” le cœur sous de nouvelles directions (ou vecteurs), d’où leur dénominations :

$$\text{augmented Vector Right : } aVR = -\frac{I+II}{2} = BD - \frac{1}{2}(BG + JG)$$

$$\text{augmented Vector Left : } aVL = I - \frac{II}{2} = BG - \frac{1}{2}(JG + BD)$$

$$\text{augmented Vector Foot : } aVF = II - \frac{I}{2} = JG - \frac{1}{2}(BD + BG)$$

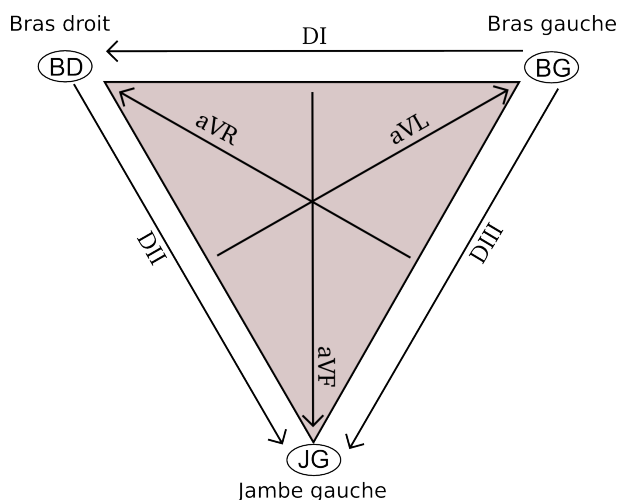


Figure 1.17 – Triangle d’Einthoven : obtention des six dérivations frontales à partir des trois électrodes placées au bras droit, au bras gauche et à la jambe gauche.

Les relations liant ces dérivations expliquent qu’en pratique, seules deux dérivations sont acquises pour l’obtention des six dérivations frontales.

Six dérivations précordiales. Alors que les électrodes des six dérivations frontales sont placées sur les membres, pour les dérivations précordiales, les électrodes sont placées directement sur la poitrine. Les dérivations précordiales sont dites unipolaires car elles sont obtenues par une seule électrode. Un potentiel de référence (i.e. zéro) est cependant nécessaire, il est donné par la moyenne des signaux des trois électrodes frontales. Le placement des six électrodes, donnant les six dérivations précordiales est le suivant :

- V_1 : quatrième espace intercostal droit, bord droit du sternum,
- V_2 : quatrième espace intercostal gauche, bord gauche du sternum,
- V_3 : à mi-chemin entre V_2 et V_4 ,
- V_4 : cinquième intercostal gauche, sur la ligne médioclaviculaire,
- V_5 : même horizontale que V_4 , ligne axillaire antérieure,
- V_6 : même horizontale que V_4 , ligne axillaire moyenne.

Le placement des électrodes V_1 à V_6 est repris et donné à la figure 1.18.

En pratique, afin d’éviter certains artefacts, les signaux relevés sont fréquemment filtrés : les fréquences inférieures à 0.5Hz ou 1Hz ainsi que les fréquences supérieures à 40Hz (pour éviter les perturbations à 60Hz de l’alimentation des appareils électriques). Une moyenne sur plusieurs cycles peut être effectuée également, lorsqu’il ne s’agit pas d’évaluer un asynchronisme.

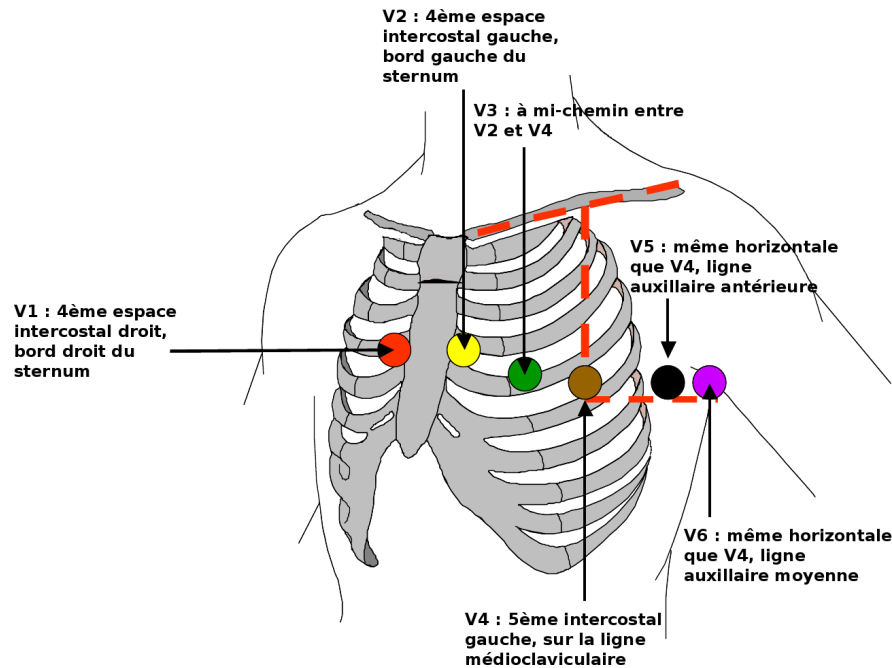


Figure 1.18 – Placement des électrodes V_1 à V_6 conformément aux recommandations standards pour les six dérivations précordiales d'un ECG à douze dérivations (d'après [Sta, 2010]).

Axe électrique du cœur. On remarquera que la polarité des complexes QRS n'est pas la même selon la dérivation (cf. figure 1.16). Ceci est le résultat d'une direction principale de la propagation de l'onde de dépolarisation du cœur. La dérivation donnant la plus grande polarité positive du complexe QRS (onde R) donne une bonne idée de la direction de l'axe électrique. Cette direction est variable d'un patient à un autre, elle dépend de l'agencement des cellules cardiaques.

L'ECG permettant la mesure des durées de QRS est une acquisition de référence en CRT. En effet, cette valeur est un bon indicateur de la qualité de réponse au traitement. Par la facilité d'acquisition de l'ECG, cet examen est effectué en pré, per et post-opératoire pour le contrôle notamment de l'amélioration de la fonction cardiaque.

1.4.3 Cartographie Electro-Anatomique

L'asynchronisme électrique reste défini par la seule analyse de l'ECG de surface. Cependant pour un même trouble de conduction intraventriculaire défini par l'ECG, il peut exister des schémas d'activation électrique très différents. Ces schémas d'activation pourraient être déterminant dans la réponse d'un patient à la thérapie de resynchronisation. Ces données justifient une analyse précise, dans le cadre de ce travail, de l'activation électrique du VG par les techniques de cartographies tridimensionnelles décrites ici.

Les cartographies tridimensionnelles de l'activité électrique cardiaque sont une représentation d'une information fonctionnelle électrique localisée dans un espace tridimensionnel anatomique cardiaque (cf. figure 1.19).

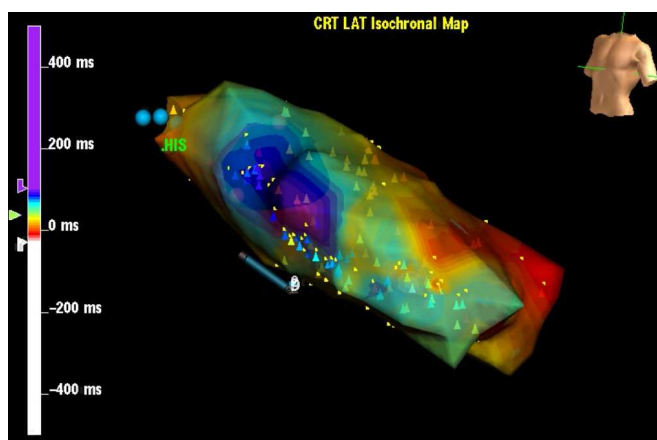


Figure 1.19 – Exemple de cartographie électroanatomique.

1.4.3.1 Principe et acquisition

Les systèmes de cartographie endocavitaire sont composés de :

- deux sondes enregistrant des potentiels électrophysiologiques :
 - * une sonde de référence fixe, placée dans une cavité (ventricule ou oreillette droite dans le cas d’une acquisition sur le ventricule gauche),
 - * une sonde mesurant les potentiels électrophysiologiques de la surface endocavitaire analysée,
- un système de localisation spatiale,
- une console de visualisation.

Les sondes sont montées sur cathéters par voies fémorales et aortiques. Le système de localisation spatiale est composé de trois sources émettrices de champs magnétiques de faible puissance placées sur la table d’examen et fixées au patient. Le champ magnétique de chaque source est mesuré par des capteurs de position montés au bout des sondes d’enregistrement. L’amplitude des champs magnétiques étant inversement proportionnelle à la distance de l’émetteur, nous obtenons les trois distances séparant les trois sources de la sonde. Par triangulation, la position de la sonde est alors repérée dans l’espace (cf. figure 1.20). La console permet de visualiser la progression de l’acquisition (déplacement des sondes, mesures effectuées, surface relevée, signaux enregistrés).

Une cartographie électroanatomique de l’activité cardiaque électrique comporte trois types de données que l’on peut considérer comme trois étapes de l’acquisition : une surface anatomique reconstruite, des amers anatomiques et les mesures électriques ou électrogrammes intracardiaques (EGM) desquels des informations sont extraites (par exemple les délais d’activation électrique). Toute l’acquisition durant, l’ECG est relevé. Le schéma global de l’acquisition est illustré à la figure 1.21 et détaillé ci-dessous.

1.4.3.2 Surface anatomique reconstruite

La cavité analysée est balayée par la sonde mobile en essayant de “peindre” son ensemble. Compte tenu des trabécules du VG, la zone apicale, la partie septale, tout comme la région derrière la valve mitrale peuvent être difficiles à atteindre. En enregistrant chacune des positions de passage du cathéter, une surface de l’endocarde est peu à peu reconstruite. La visualisation au cours du processus permet de compléter la géométrie de la cavité si des zones ou parois sont

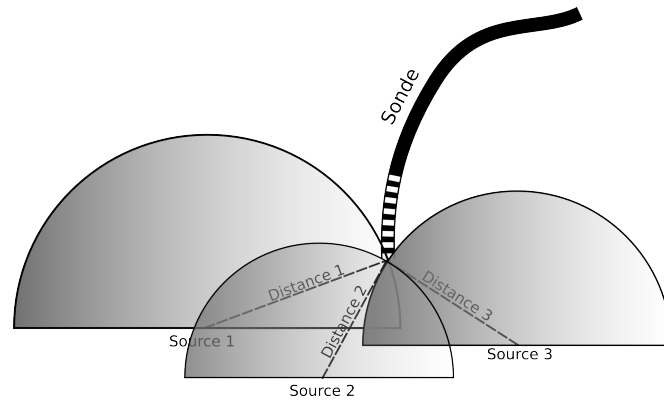


Figure 1.20 – Illustration du procédé de triangulation à partir de trois sources de champs magnétiques pour le repérage dans l'espace des sondes de mesures en cartographie endocavitaire.

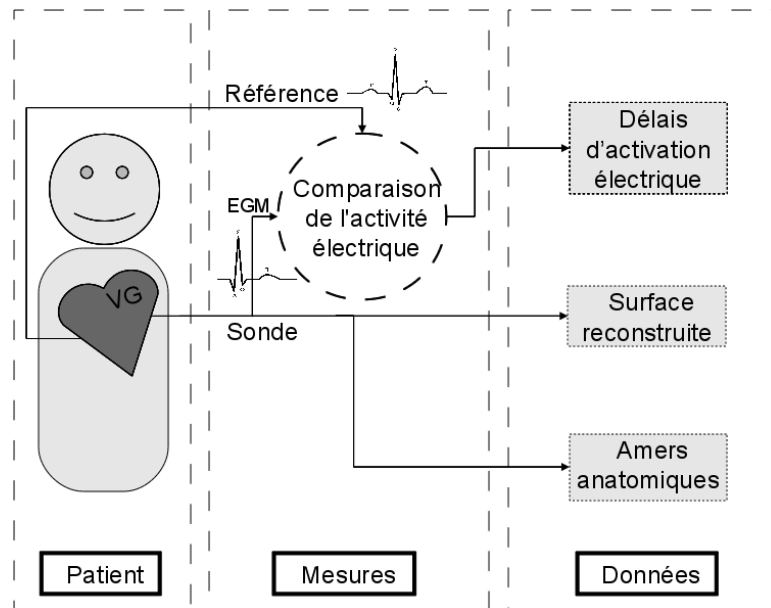


Figure 1.21 – Schéma d'une acquisition de cartographie électroanatomique dans le cas où les données fonctionnelles sont les délais électriques d'activation.

omises ou nécessitent plus de précision.

Certains systèmes de cartographie permettent de contourner cette étape en affichant une surface préalablement segmentée [Ector *et al.*, 2005]. Ceci augmente la précision anatomique de l'acquisition mais entraîne inévitablement une étape supplémentaire de recalage pour placer la surface segmentée dans le repère de l'examen.

Ce procédé d'obtention de la surface anatomique endocavitaire par parcours de la sonde d'acquisition fournit une surface ne comportant qu'un nombre limité de points répartis de façon non homogène donc certaines zones sont moins détaillées. De plus, les différences d'impédances des tissus du corps humain créent des distorsions dans la localisation des sondes. La surface est également acquise alors que le cœur est en mouvement et sans synchronisation, la sonde n'est pas forcément en contact avec l'endocarde lorsqu'un point est incorporé à la surface anatomique. In fine, les surfaces présentent des imprécisions anatomiques (cf. figure 1.19) qui encouragent le marquage d'amers anatomiques pour faciliter un repérage post-examen.

1.4.3.3 Amers anatomiques

Lors de l'acquisition, le clinicien peut décider d'annoter les positions de la sonde afin de donner des amers anatomiques facilitant l'orientation de la surface analysée pour une étude ultérieure. Une fois la surface anatomique acquise, la sonde peut être placée en des zones particulières de la cavité pour créer ces amers. En particulier, sur des acquisitions du ventricule gauche, on retrouve souvent les amers permettant de localiser l'aorte (ou la chambre aortique), l'apex, et au moins une des parois (par exemple septale), permettant l'orientation, dans l'espace 3D, de la cartographie.

Même s'ils sont définis par un point unique, les amers sont annotés pour repérer une région.

1.4.3.4 Mesures électriques

Les mesures électriques sont effectuées par la sonde mobile qui relève les potentiels électrophysiologiques endocavitaires ou électrogrammes intracardiaques (EGM). La localisation de la sonde permet donc d'établir une correspondance anatomique aux EGMs. Les EGMs sont enregistrés sur une seconde. Sur le même temps d'enregistrement, un autre électrogramme est enregistré en tant que signal de référence (horloge). L'ECG de surface peut être utilisé comme signal de référence, mais le plus souvent, la sonde de référence est placée dans une cavité (dans l'oreillette ou plus fréquemment le ventricule droit) afin d'avoir un signal plus localisé et temporellement plus précis.

Deux types d'informations sont principalement extraites à partir des EGMs enregistrés : des délais ou des amplitudes. Pour le calcul de délais, on utilise le signal de référence pour la synchronisation et le choix du début de la base de temps. La référence peut être synchronisée sur le pic du signal, sur le maximum de variation ou l'annulation de la dérivée. On crée ainsi par exemple une cartographie des délais d'activation électrique locaux entre le pic du signal de référence et le pic de l'EGM (cf. figure 1.19). Pour le deuxième type de mesure, la synchronisation n'est pas nécessaire, il s'agit de cartographier le maximum d'amplitude du signal de dépolarisation parcourant la surface endocavitaire. Ce type de cartographie porte le nom de "carte de voltage". Ces cartographies, une fois l'indicateur extrait des EGMs, ne dépendent plus du temps.

Il est à noter que le placement de la sonde de référence peut être déterminant sur la qualité de la cartographie. En effet, si le signal relevé n'est pas de forte puissance, un signal parasite de plus forte amplitude peut être relevé, conduisant à une erreur de référence temporelle sur certains points de mesure. La référence est souvent prise près du sinus coronaire (partie moyenne

ou proximale) car l'amplitude de l'EGM à ce niveau (près du nœud atrio-ventriculaire) est équivalente ou même plus élevée que l'amplitude d'un EGM de l'oreillette [Bhakta et Miller, 2008].

1.4.3.5 Système avec ou sans contact

On distingue deux systèmes de cartographie, avec ou sans contacts selon le type de la sonde de mesure.

Système avec contacts. La sonde mobile est déplacée de point en point dans la cavité analysée et amenée en contact de l'endocarde. Elle fournit des mesures d'activation électrique en chaque point de mesure de la surface endocardique (système EnSite NavX™ pour le constructeur St. Jude Medical). Une acquisition (d'une durée d'une seconde environ) est effectuée en chaque point de mesure. Nous obtenons des mesures localisées, mais éparpillées qu'il est nécessaire d'interpoler pour constituer les cartographies. Selon le nombre de points de mesure effectués, le temps de l'acquisition d'une cartographie est d'une vingtaine de minutes, ce à quoi il faut ajouter le temps d'acquisition de la surface reconstruite et la calibration des appareils. Si plusieurs cartographies sont acquises, la durée d'un examen peut s'étendre à quelques heures.

Système sans contact. La sonde de mesure est un cathéter "ballon" de forme ovoïde (cf. figure 1.22) comportant une centaine d'électrodes et qui fournit des mesures d'activation électrique en un battement de cœur sans contact avec l'endocarde (système EnSite Array™ pour le constructeur St. Jude Medical). Le champ électrique acquis par le capteur ovoïde permet, par résolution du problème inverse, une projection de l'activité électrique sur la surface endocardique relevée. On obtient directement une carte d'activation dont la précision spatiale n'est pas optimale mais ce défaut est certainement compensé par une acquisition simultanée dans l'ensemble de la cavité. Ce type de capteur est parfois intégré à un outil de fusion du constructeur reposant sur un recalage (élastique) manuel d'une surface préalablement segmentée (issue d'acquisition scanner CT par exemple). Le temps d'acquisition d'une carte est réduit à quelques secondes. L'examen est moins lourd pour le patient et une multitude de cartes peut être relevée. Cependant, le cathéter "ballon" peut induire une gêne plus importante lors de sa pose car il est bien plus large que pour un système avec contact et n'assure pas une haute précision des mesures.

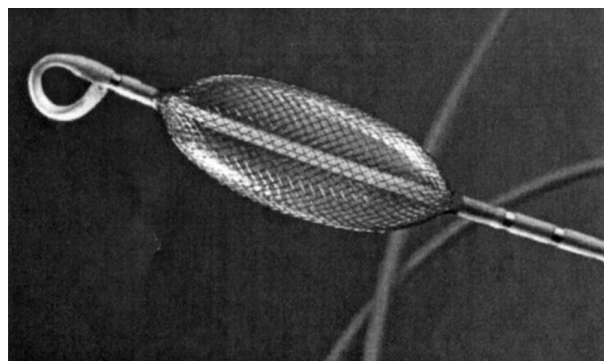


Figure 1.22 – Sonde du système de cartographie sans contact montée sur son cathéter. La sonde est de forme "ovoïde" et comporte une centaine d'électrodes. D'après [Schilling *et al.*, 1999].

Nous remarquerons que dans les deux cas, les cartes ainsi créées disposent de la géométrie approximative de l'endocarde (détaillée ci-dessus) relevée par l'examen EAM.

Les cartographies électroanatomiques sont des examens invasifs et leur acquisition présente des risques pour le patient en plus de la gêne occasionnée par la durée d'une acquisition. Les données de cartographie donnent néanmoins accès à l'information électrique locale de manière précise et directe (sans estimation) d'où leur intérêt dans le but d'étudier les effets de la CRT sur la propagation électrique cardiaque. Ces acquisitions ne sont que rarement effectuées en routines cliniques mais font partie des protocoles d'acquisition des projets IMOP et euHeart. Elles sont effectuées après implantation du stimulateur biventriculaire, sous différents modes de stimulations (spontanée, ventriculaire droit uniquement, ventriculaire gauche uniquement et biventriculaire).

1.4.4 Imagerie par tomodensitométrie

La tomodensitométrie (TDM) ou scanographie ou CT-Scan (Computed Tomography) ou plus simplement scanner, est basée sur le même principe que la radiographie : la mesure de l'absorption des rayons X par les tissus suivant leur densité radiologique.

1.4.4.1 Principe

Contrairement à la radiographie qui consiste en une émission suivant une incidence unique de rayons X à travers un sujet et l'observation directe de l'absorption sur un support photographique (projection plane), la TDM utilise une multitude d'incidences et plusieurs plans de coupe. La tomographie est le procédé de rétroprojection par lequel un volume tridimensionnel est reconstruit.

Le premier scanner à rayons X a été mis au point en 1972 par un ingénieur britannique, Godfrey Newbold Hounsfield, qui donne son nom à l'unité Hounsfield (H) de mesure des coefficients d'absorption. Par exemple, l'air a un coefficient d'absorption de -1000 H, l'eau (similaire pour le sang) de 0 H et l'os dense 1000 H. Il est alors possible de visualiser les différents organes en se basant sur le contraste induit par les différents coefficients d'absorption.

1.4.4.2 Les différents types d'appareils

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 et 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.

- Le scanner de première génération est celui de Hounsfield. Il utilise un unique faisceau de rayons X fin, un unique détecteur mécaniquement lié à l'émetteur. L'acquisition de chaque coupe se fait en deux temps : tout d'abord l'ensemble émetteur-détecteur parcourt une largeur de coupe grâce à une translation, puis l'ensemble effectue une rotation d'un degré. L'acquisition pour une seule coupe se fait en vingt minutes.
- La deuxième génération de scanner est très semblable à la première. Le procédé d'acquisition est le même, mais le faisceau de rayons X est plus large et une série de détecteurs remplace l'unique détecteur, permettant l'étude d'une zone plus large. L'acquisition en est accélérée : vingt ou quarante secondes par coupe.
- Les scanners de troisième génération sont dits "corps entier" par opposition aux générations précédentes qui ne couvraient qu'une partie du corps (tête, thorax, ...). Une série

de détecteurs correspond à la largeur de la région étudiée. Seul le mouvement de rotation est conservé. Le temps d'acquisition pour une coupe est alors de deux à sept secondes.

- La dernière génération de scanner n'utilise plus de détecteurs mobiles. Ces derniers (plusieurs milliers) sont organisés en une couronne complète autour du patient. Ces scanners sont dits "à faisceau à électrons" permettant des acquisitions avec une résolution temporelle élevée mais une résolution spatiale plus faible.

Malgré l'arrivée des scanners de quatrième génération, c'est au travers de nouvelles avancées technologiques que les scanners de troisième génération ont montré leur intérêt. Le scanner spiralé ou hélicoïdal, le scanner multibarrettes et le scanner double tube sont issus des scanners de troisième génération.

Le scanner spiralé. L'acquisition spiralée ou hélicoïdale est apparue en 1989. La table avance durant toute l'acquisition tandis que le couple émetteur-détecteur ne cesse de tourner (cf. figure 1.23). Elle permet une acquisition plus rapide (quelques secondes pour l'examen entier), plus précise, de meilleure qualité (cf. figure 1.24) et nettement plus confortable pour le patient (elle ne nécessite qu'une apnée de quelques secondes pour une acquisition cardiaque). Les acquisitions rapides ont permis le développement de l'angioscanner, technique non invasive d'exploration des vaisseaux sanguins durant le court temps de transit vasculaire d'un produit de contraste après son injection intraveineuse.

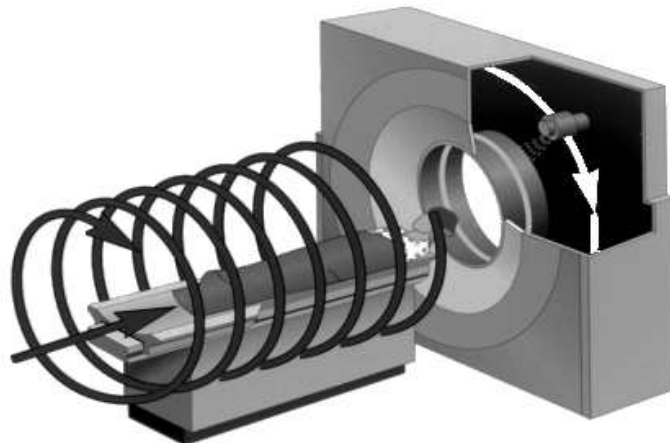


Figure 1.23 – Schéma du principe du scanner spiralé : la table avance durant l'acquisition tandis que le couple émetteur-détecteur ne cesse de tourner (d'après [Germain, 2005]).

Le scanner multibarrettes. Les barrettes sont les rangées de détecteurs. Au lieu d'une seule rangée, le scanner multibarrettes compte 128 barrettes en 2008. Les coupes sont plus fines donnant accès à la reconstruction de structures de taille réduite (veines coronaires par exemple). En contrepartie, la dose d'irradiation est nettement supérieure à celle reçue par le patient dans les scanners d'anciennes générations.

Le scanner double tube. C'est le premier scanner à double source : deux sources sont disposées de manière orthogonale l'une à l'autre, ce qui offre une vitesse d'acquisition et une résolution temporelle deux fois plus élevée. Il est également possible d'utiliser deux énergies

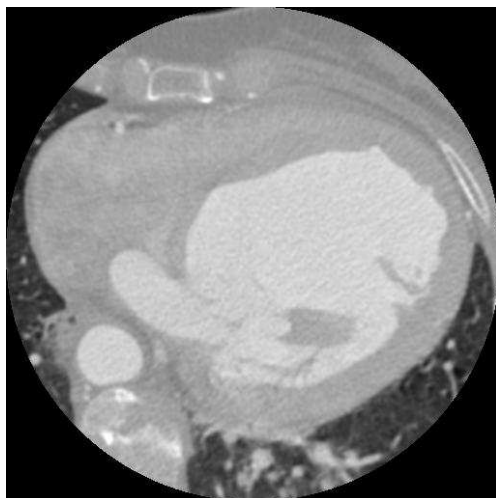


Figure 1.24 – Exemple de coupe obtenue en imagerie scanner cardiaque.

différentes pour les deux tubes émetteurs ce qui ouvre de nouvelles perspectives et domaines d'utilisation comme la différenciation et l'évaluation de la composition de tissus mous.

1.4.4.3 Synchronisation en imagerie scanner cardiaque

La reconstitution des volumes fait appel à des techniques spécifiques, où obtenir une image de qualité nécessite de bénéficier de hautes résolutions spatiotemporelles afin de “figer” le cœur (en mouvement) et d'éviter les artefacts associés. Rares sont les systèmes scanners permettant d'imager la totalité du cœur en une seule itération, dans la majeure partie des cas, les images doivent être reconstruites à partir de projections acquises à des cycles cardiaques différents et à des positions successives. Il est donc nécessaire de synchroniser la reconstruction sur les mouvements du cœur, accessibles par l'intermédiaire de l'ECG. Deux types de synchronisation sont utilisées [Mahnken *et al.*, 2005] :

- la synchronisation prospective en acquisition séquentielle (ou post-synchronisation), où les acquisitions sont lancées à un délai fixe après l'onde R de l'ECG, le plus souvent pendant la diastole ventriculaire. Cette technique connaît aujourd'hui un regain d'intérêt en raison de la dose d'irradiation moins élevée qu'elle nécessite, mais ne permet pas la restitution d'images volumiques sur tout le cycle ;
- la synchronisation rétrospective en acquisition hélicoïdale où une acquisition continue des volumes est combinée avec l'enregistrement de l'ECG. Comme en synchronisation prospective, l'onde R est prise comme point de repère pour la reconstruction des volumes 3D le long du cycle cardiaque (un instant correspond à un pourcentage du cycle R-R). Cette technique permet l'acquisition d'une séquence d'images 3D quasi-isotropes du volume cœur complet sur tout un cycle. Différents algorithmes de reconstruction ont été proposés [Lembcke *et al.*, 2002] et font toujours l'objet de travaux de recherche afin d'améliorer la qualité des images [Barschdorf *et al.*, 2007].

Les évolutions techniques des scanners portent aujourd'hui sur l'augmentation du nombre de détecteurs et sur l'augmentation des vitesses de rotation. Cependant, ces améliorations devraient aller de pair avec une augmentation de la dose d'irradiation et devront être couplées à des méthodes de réduction de dose [Boyer *et al.*, 2002]. Cette modalité d'imagerie reste cependant très

utilisée dans un contexte clinique du fait de la très bonne résolution spatiale offerte. L'imagerie par résonance magnétique (IRM), technique non irradiante utilisant les champs magnétiques, représente une solution de remplacement ou un complément pour certaines applications mais ne peut pas remplacer l'imagerie tomodensitométrique dans toutes les indications.

Les informations anatomiques et fonctionnelles de l'acquisition scanner en font un examen de référence en cardiologie. Dans le cadre de la CRT, l'examen est effectué en priorité pour la visualisation de l'arbre coronaire (artères et veines) avant implantation d'un stimulateur épiscardique.

1.4.5 Imagerie par résonance magnétique

1.4.5.1 Principe

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) repose sur le principe de résonance magnétique nucléaire (RMN) : sous l'effet d'un champ magnétique, les atomes d'hydrogène s'orientent dans la même direction.

L'IRM (cf. figure 1.25) combine un champ magnétique puissant et stable et des champs magnétiques plus faibles et oscillants dits radiofréquences émis par une antenne (bobinage de cuivre) capable également de capter des radiofréquences. L'émission des radiofréquences perturbe l'orientation des protons, lorsque l'émission s'arrête, les protons reprennent leur position d'équilibre dans le champ magnétique (relaxation) en émettant un signal électromagnétique mesurable (signal RMN). Les signaux RMN sont captés par l'antenne et peuvent être décomposés suivant un axe colinéaire au champ magnétique (les relaxations longitudinales T1) et un axe orthogonal au champ magnétique (les relaxations transversales T2). Les relaxations T1 et T2 des protons dépendants des tissus, cette technique fournit deux images tridimensionnelles de contraste différents appelées images pondérées T1 et T2.



Figure 1.25 – Exemple d'acquisition IRM cardiaque

De nombreuses variantes de cette même technique peuvent être rencontrées suivant les applications et organes visés.

1.4.5.2 Principaux modes d'acquisition IRM

Le ciné IRM. En ciné IRM, l'utilisation de séquences d'acquisition très rapides permet d'obtenir une représentation d'un organe en mouvement. En imagerie cardiaque, une synchronisation rétrospective sur l'ECG est réalisée et autorise 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'environ 8 mm (cf. figure 1.26). Ce type d'acquisitions est particulièrement adapté à l'étude de la fonction ventriculaire globale et régionale [Garot, 2005].

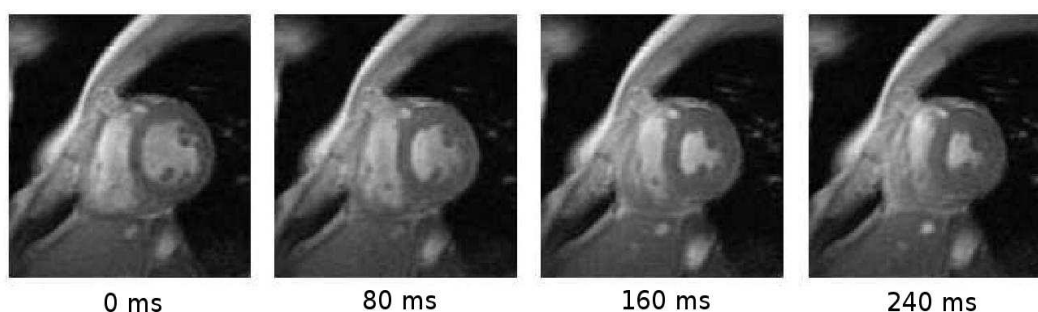


Figure 1.26 – Ciné IRM petit axe (d'après [Petitjean, 2003])

IRM de perfusion myocardique. L'étude de la perfusion myocardique peut être réalisée en IRM après injection de gadolinium. L'acquisition continue de six à huit niveaux de coupe tous les deux battements cardiaques, permet d'accéder à la distribution myocardique de gadolinium et donc d'évaluer la perfusion [Kwong *et al.*, 2003]. Des séquences de "réhaussement tardif" enregistrées dix à quinze minutes suivant l'injection de gadolinium permettent également d'évaluer l'extension transmurale de nécroses [Kim *et al.*, 2000].

L'IRM par contraste de phase. Cette acquisition 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. Des séquences d'acquisition dédiées fournissent alors un champ de vitesse (ou d'accélération) défini en chaque voxel de l'image. Malgré des temps d'acquisition élevés et la nature bruitée de ces images nécessitant un lissage [Zhu et Pelc, 1999], plusieurs travaux de recherche ont montré l'intérêt de ce type de séquences pour caractériser la fonction vasculaire sur le plan hémodynamique ou compléter l'exploration fonctionnelle cardiaque [Bittoun *et al.*, 2000, Buyens *et al.*, 2005].

L'IRM de marquage tissulaire. L'IRM de marquage tissulaire permet de suivre les déformations du myocarde au moyen d'une étape supplémentaire dans l'acquisition IRM consistant à présaturer les protons appartenant à certains plans via l'utilisation d'une impulsion radiofréquence [Zerhouni *et al.*, 1988]. Les protons présaturés apparaissent par la suite en noir sur les images (cf. figure 1.27) et peuvent être suivis pour l'analyse du mouvement [Park *et al.*, 1996]. Ces acquisitions restent longues et sont donc peu utilisées en pratique clinique.

D'autres procédures d'acquisition telles que l'angiographie par résonance magnétique pour la visualisation des coronaires ou encore l'IRM de diffusion pour estimer de manière non invasive

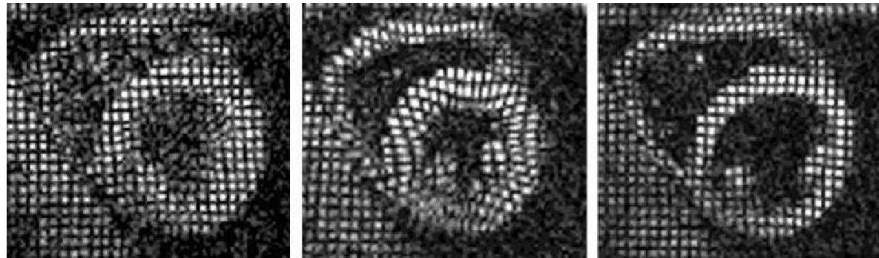


Figure 1.27 – IRM marquée (début de la diastole, télésystole, télédiastole) (d'après [Castillo *et al.*, 2003])

la direction des fibres dans les tissus par exemple, existent également et montrent l'importance de cette technique d'imagerie dans la pratique clinique actuelle. Un tel examen non invasif et non irradiant fournit des images dont la résolution temporelle peut être grande (notamment en ciné IRM) mais la résolution spatiale (de l'ordre du millimètre) reste moins élevée que celle obtenue à l'heure actuelle en imagerie scanner. Après plusieurs années d'évolution, l'IRM est cependant devenue une technique largement utilisée en imagerie cardiaque, et connaît sans cesse de nouveaux développements.

L'IRM trouve son intérêt en imagerie cardiaque et plus particulièrement en CRT pour l'étude de la qualité pariétale et de la viabilité. C'est à l'heure actuelle l'examen prioritaire pour l'étude de la fonction cardiaque. Le réseau veineux est également visualisé, mais la qualité de son extraction est inférieure à celle obtenue en scanner et donne accès principalement à la partie proximale des veines.

1.4.6 Échographie Cardiaque

L'échocardiographie est une échographie du cœur, c'est-à-dire une imagerie médicale employant les ultrasons (cf. figure 1.28). L'échocardiographie est de nos jours un examen de routine clinique pour le diagnostic et le suivi de patients atteints de pathologies cardiaques ou susceptibles de l'être. L'imagerie par ultrasons est un des examens les plus pratiqués pour son caractère indolore, non traumatisant, généralement non invasif, son coût peu élevé et l'ampleur des informations accessibles. Elle fournit une information sur les caractéristiques cardiaques telle que la taille et la forme du cœur (quantification de la taille des cavités), la fonction cardiaque ou la cinétique des tissus cardiaques.

1.4.6.1 Principe

L'échographie est une technique d'imagerie par ultrasons reposant sur la détection des frontières entre les organes ayant des impédances acoustiques différentes. L'échocardiographie consiste à "éclairer" le cœur par un faisceau d'ondes ultrasonores. Le faisceau d'ultrasons interagit avec la matière suivant différents phénomènes de propagation d'ondes : l'absorption dans les milieux homogènes, la réflexion, la réfraction et la diffusion aux interfaces correspondant à des changements de milieux. Les échos renvoyés par les différents tissus permettent la formation d'une image dynamique. Pour cela, une sonde échocardiographique composée d'un émetteur à ultrasons et d'un récepteur est employée. L'échocardiographie est généralement transthoracique (la sonde est placée sur le thorax et l'image acquise à travers la cage thoracique) et moins fréquemment transœsophagienne (la sonde est montée sur un cathéter et l'acquisition se fait à travers l'œsophage, au niveau du cœur).

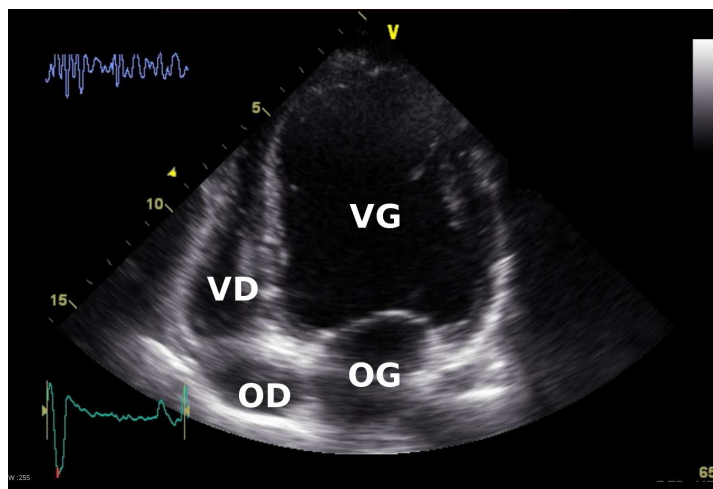


Figure 1.28 – Exemple d'échocardiographie : vue apicale (grand axe) quatre cavités (en télédiastole).

L'examen échocardiographique comprend souvent une acquisition Doppler. L'effet Doppler est observé lorsqu'une onde incidente de fréquence f_i de direction de propagation \vec{u}_i se réfléchit sur une paroi en mouvement à la vitesse \vec{v} dans un milieu de célérité c . La fréquence f_r de l'onde réfléchie (de direction $\vec{u}_r = -\vec{u}_i$) est alors différente de f_i par la relation :

$$f_r = \left(1 - \frac{\vec{v} \cdot \vec{u}_i}{c}\right) \times f_i \quad (1.5)$$

C'est l'effet Doppler. En analysant non plus l'amplitude des ondes réfléchies mais leur fréquence, l'examen Doppler permet d'évaluer la cinétique des parois myocardiques (Doppler tissulaire cardiaque ou TDI : *Tissular Doppler Imaging*) et donc la fonction cardiaque [Bank et Kelly, 2006, Yu *et al.*, 2007] ou du sang (Doppler conventionnel), seulement selon l'incidence de l'onde émise : $\vec{v} \cdot \vec{u}_i = c \times \left(1 - \frac{f_r}{f_i}\right)$.

Il existe plusieurs modes d'échographie, c'est-à-dire différentes façons de représenter les échos des ondes ultrasonores.

1.4.6.2 Modes d'échocardiographie

Les différents modes d'échocardiographie sont :

- l'échographie temps-mouvement (TM) : représentation temporelle de l'écho suivant une incidence unique,
- l'échographie bidimensionnelle dynamique : la sonde balaye la région d'intérêt sous une multitude d'incidences (formant un cône d'observation), la représentation temporelle de l'écho est en deux dimensions,
- le Doppler continu : analyse Doppler avec une émission en continu, donc sans résolution spatiale,
- le Doppler pulsé : les émissions sont constituées de trains d'ondes, permettant une localisation spatiale mais générant une limitation des vitesses analysables au-delà desquelles apparaît le phénomène de repliement ("*aliasing*"),
- le Doppler à codage couleur : le principe est le même qu'en 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),
- l'échographie tridimensionnelle temps réel utilisant une matrice de transducteurs,
- l'échographie endovasculaire, basée sur un transducteur placé à l'intérieur d'un cathéter, permet d'étudier, sur une coupe transversale, en temps réel, la paroi et la lumière des vaisseaux. Elle permet ainsi la caractérisation de la plaque athéromateuse,
- le "color kinesis" : la détection des pixels correspondant à une transition entre sang et tissu myocardique permet une représentation synthétique par code couleur de la cinétique cardiaque.

1.4.6.3 L'échocardiographie par *speckle tracking*

L'échocardiographie par *speckle tracking* (STE : *Speckle Tracking Echocardiography*) est souvent considérée comme un mode d'échographie bien qu'il s'agit plutôt d'une analyse d'images effectuée pendant l'examen ou en post-traitement sur une séquence dynamique acquise.

Les échos sont sujet à des interférences caractéristiques des régions observées et qui se traduisent par un rendu visuel moucheté appelé "*speckle*". Les *speckles* sont une signature acoustique de chaque région de l'image et peuvent être suivis dans le temps (d'une image à la suivante). C'est ce qu'on désigne par *speckle tracking* (cf. figure 1.29).

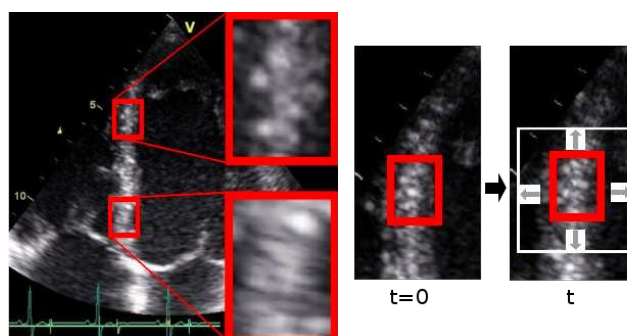


Figure 1.29 – Principe du *speckle tracking* : les interférences caractéristiques (à gauche) sont suivies dans le temps d'une image 1 au temps $t = 0$ à une image 2 au temps t (à droite). D'après [Støylen, 2001]

Cette technique a donnée le jour à de nombreux modes de représentations d'informations fonctionnelles comme :

- l'analyse de déplacements,
- l'analyse de vitesses,
- l'analyse de déformations (*strain*),
- la cinétique tissulaire (*Tissue Velocity Imaging* ou *Tissue Synchronization Imaging* : TSI)
- son extension naturelle à l'échocardiographie tridimensionnelle [Maffessanti *et al.*, 2009].

La figure 1.30 donne un exemple d'évaluation des déplacements radiaux sur une coupe en petit axe et selon six segments en échocardiographie par *speckle tracking*. On peut y observer (a) la ligne centrale du myocarde (région d'intérêt définie par le cardiologue) ainsi que différentes représentations des déplacements estimés : cartographie bi-dimensionnelle (b) ou courbes de déplacements en fonction du temps pour chaque segment (c). De la même manière, les informations fonctionnelles énumérées ci-dessus peuvent être estimées et représentées.

Les différents modes d'échocardiographie jouent un rôle important dans l'optimisation de la CRT [Ypenburg *et al.*, 2008], en particulier l'emploi du STE permet l'extraction de nouveaux indicateurs de la fonction cardiaque à partir des signaux de déplacement, de vitesse ou de *strain*

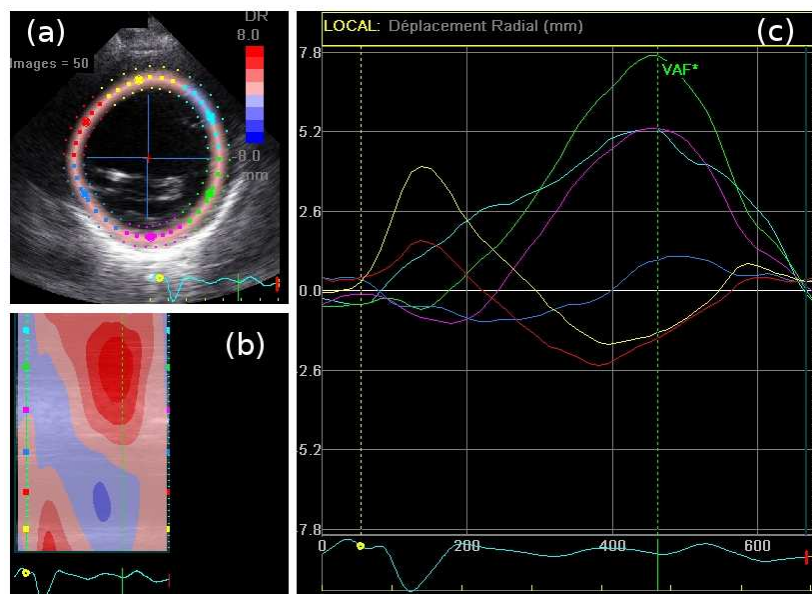


Figure 1.30 – Exemple d'échocardiographie par *speckle tracking* : le myocarde est délimité et les déplacements radiaux (mm) sont évalués sur six segments au cours d'un cycle cardiaque. Vue petit axe basale pour un patient souffrant d'asynchronisme. (a) : ligne centrale du myocarde (région d'intérêt définie par le cardiologue). (b) : représentation en cartographie bi-dimensionnelle des déplacements estimés. (c) : courbes de déplacements en fonction du temps pour chaque segment.

[Delgado *et al.*, 2008, Yu *et al.*, 2006] ou de mesures de l'asynchronisme (par comparaison des courbes de déplacements et de *strain* pré et post-implantation CRT) [Tournoux *et al.*, 2010].

L'échocardiographie est la référence pour les mesures de délais mécaniques et de la fonction cardiaque ou le diagnostic d'une asynchronie [Donal *et al.*, 2011]. Dans le cadre de la CRT, les acquisitions sont faites avant implantation, juste après implantation pour le réglage des délais des sondes de stimulation puis six mois après l'implantation. Des examens sont ensuite effectués régulièrement (tous les six mois).

1.4.7 Angiographie RX

L'angiographie est un examen radiographique basé sur la transmission de rayons X (RX) appliqué au niveau de la cage thoracique et permettant l'observation des vaisseaux sanguins (normalement impossible via une simple radiographie du fait de leur densité proche des éléments environnants) et notamment des coronaires via l'injection d'un produit de contraste (composé iodé généralement).

1.4.7.1 Principe et acquisition

Le composé iodé bloquant la transmission des rayons X, le produit de contraste rend les structures d'intérêt opaques. Son injection se fait par cathétérisme en amont ou dans les vaisseaux d'intérêt.

Un émetteur RX envoie les rayons selon une incidence choisie en direction du patient, un récepteur (aujourd'hui numérique) couplé à l'émetteur permet de visualiser l'intensité transmise

au niveau des structures anatomiques traversées par les rayons. Les structures d'intérêt injectées de produit de contraste sont alors opaques sur les images acquises (cf. figure 1.31).

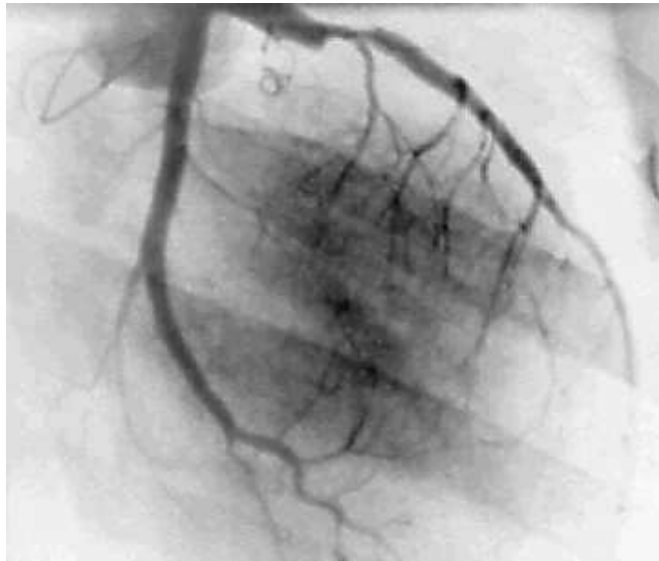


Figure 1.31 – Angiographie des artères coronaires (ou coronarographie artérielle).

L'angiographie est un examen comportant des risques pour le patient et le personnel médical du fait de l'utilisation de rayons X et de produits opacifiants, mais surtout de par son caractère invasif (risque de lésions intra-coronaire-fémorale, d'embolies gazeuses, d'infection due à l'introduction de cathéter, d'allergie au produit de contraste).

1.4.7.2 Types d'angiographie RX

Différents systèmes d'acquisition peuvent être rencontrés allant des systèmes mono et bi-plans aux systèmes rotationnels plus récents permettant l'acquisition d'un grand nombre de projections avec une large couverture angulaire. Dans ces derniers systèmes, la rotation de l'arceau (angiographie rotationnelle 3D) couplant l'émetteur et le récepteur (C-Arm) permet d'obtenir des images sous différentes incidences et autorise l'élaboration de méthodes de reconstruction de volumes tridimensionnels via des techniques de tomographie.

D'un point de vue clinique, l'angiographie permet la visualisation et la caractérisation des vaisseaux sanguins invisibles (ou mal visibles) sur des radiographies standards. On parle d'artériographie pour l'exploration des artères et de phlébographie pour celle des veines. Très utile pour le diagnostic des troubles de vascularisation, ou pour l'élaboration d'un planning pré-opératoire (repérage précis de la structure de l'arbre vasculaire et de la géométrie des vaisseaux), cet examen offre des projections d'une très bonne résolution. Dans le cadre du diagnostic, un tel examen tend aujourd'hui à être concurrencé par les modalités scanner ou IRM mais demeure la modalité de référence en imagerie vasculaire cardiaque interventionnelle, que ce soit pour la pose de stents artériels ou pour contrôler la pose de stimulateurs par voie coronaire veineuse.

L'angiographie accompagne la pose des stimulateurs cardiaques de la CRT en situation per-opératoire, il s'agit du seul moyen de vision de l'arbre coronaire veineux et de repérage des sondes lors de l'intervention. Elle permet également par comparaison au réseau coronaire extrait en

scanner, d'estimer la position de la sonde de stimulation ventriculaire gauche dans la veine implantée.

Conclusion

Dans ce chapitre a été décrit le contexte clinique dans lequel nos travaux s'inscrivent, et notamment la thérapie de resynchronisation cardiaque comme réponse à l'insuffisance cardiaque. La caractérisation électrique, anatomique et mécanique du cœur tire parti de différentes modalités d'imagerie dont la combinaison fait l'objet de ce travail dans un but d'optimisation de la CRT.

Nous nous sommes concentrés principalement sur les données électriques des cartographies électroanatomiques, les données anatomiques et fonctionnelles dynamiques du scanner et les données mécaniques dynamiques de l'échocardiographie. D'autres sources d'informations sont également utilisées, mais de façon plus marginale : l'ECG dans un objectif de synchronisation et l'angiographie pour l'évaluation et, de façon plus prospective, pour l'assistance à l'implantation.

Les moyens de traitement d'images et de signaux dont nous disposons ou qui ont été développés pour effectuer l'intégration et la fusion des informations multimodales constituent le corps des chapitres suivants. Nous présentons dans le prochain chapitre un état de l'art des méthodes de recalage en imagerie cardiaque.

Bibliographie

- [Sta, 2010] (2010). *Clinical Guidelines by Consensus - Recording a standard 12-lead electrocardiogram An Approved Methodology*. The Society for Cardiological Science & Technology, british cardiovascular society édition.
- [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.
- [Artigou et Monsuez, 2007] ARTIGO, J. et MONSUEZ, J. (2007). *Cardiologie et maladies vasculaires*. Elsevier.
- [Bank et Kelly, 2006] BANK, A. et KELLY, A. (2006). Tissue doppler imaging and left ventricular dyssynchrony in heart failure. *Journal of cardiac failure*, 12(2):154–162.
- [Barnes *et al.*, 1938] BARNES, A., PARDEE, H., WHITE, P., WILSON, F., WOLFERTH, C. *et al.* (1938). Standardization of precordial leads : Supplementary report. *American Heart Journal*, 15(2):235–239.
- [Barschdorf *et al.*, 2007] BARSCHDORF, H., VON BERG, J., KUHN, M., LORENZ, C. et BLAFERT, T. (2007). Reduction of heart motion artifacts in thoracic ct imaging. Rapport technique, Philips.
- [Bax *et al.*, 2005] BAX, J., ABRAHAM, T., BAROLD, S., BREITHARDT, O., FUNG, J., GARRIGUE, S., GORCSAN III, J., HAYES, D., KASS, D., KNUUTI, J. *et al.* (2005). Cardiac resynchronization therapy : : Part 1—issues before device implantation. *Journal of the American College of Cardiology*, 46(12):2153–2167.
- [Bhakta et Miller, 2008] BHAKTA, D. et MILLER, J. M. (2008). Principles of electroanatomic mapping. *Indian Pacing and Electrophysiology Journal*, 8(1):32–50.
- [Bittoun *et al.*, 2000] BITTOUN, J., JOLIVET, O., HERMENT, A., ITTI, E., DURAND, E., MOUSSEAU, E. et TASU, J. (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*, 44:723–730.
- [Boyer *et al.*, 2002] BOYER, B., CORDOLIANI, Y. et MAREC, E. (2002). Comment baisser l’irradiation ?
- [Buyens *et al.*, 2005] BUYENS, F., JOLIVET, O., DECESARE, A., BITTOUN, J., HERMENT, A., TASU, J. et MOUSSEAU, E. (2005). Calculation of left ventricle relative pressure distribution in MRI using acceleration data. *Magnetic Resonance in Medicine*, 53:877–884.
- [Castillo *et al.*, 2003] CASTILLO, E., LIMA, J. et BLUEMKE, D. (2003). Regional myocardial function : advances in mr imaging and analysis. *Radiographics*, 23:127–140.
- [Cazeau *et al.*, 2001] CAZEAU, S., LECLERC, C. et LAVERGNE, T. (2001). Effects of multisite biventricular pacing in patients with heart failure and intraventricular conduction delay. *N Engl J Med*, 344:802–873.
- [Cleland *et al.*, 2005] CLELAND, J., DAUBERT, J., ERDMANN, E., FREEMANTLE, N., adn L. KAPPENBERGER, D. G. et TAVAZZI, L. (2005). The effect of cardiac resynchronization on morbidity and mortality in heart failure. *N Engl J Med*, 352(15):1539–49.
- [Cohen et Belmatoug, 2002] COHEN, A. et BELMATOUG, N. (2002). *Coeur et médecine interne*, volume 1. Estem.
- [Combes *et al.*, 2004] COMBES, A., ARNOULT, F. et TROUILLET, J. (2004). Tissue doppler imaging estimation of pulmonary artery occlusion pressure in icu patients. *Intensive care medicine*, 30(1):75–81.

- [Daubert *et al.*, 1998] DAUBERT, J., RITTER, P., BRETON, H., GRAS, D., LECLERCQ, C., LAZARUS, A., MUGICA, J., MABO, P. et CAZEAU, S. (1998). Permanent left ventricular pacing with transvenous leads inserted into the coronary veins. *Pacing and clinical electrophysiology*, 21(1):239–245.
- [Delgado *et al.*, 2008] DELGADO, V., YPENBURG, C., van BOMMEL, R., TOPS, L., MOLLEMA, S., MARSAN, N., BLEEKER, G., SCHALIJ, M. et BAX, J. (2008). Assessment of left ventricular dyssynchrony by speckle tracking strain imaging : : Comparison between longitudinal, circumferential, and radial strain in cardiac resynchronization therapy. *Journal of the American College of Cardiology*, 51(20):1944–1952.
- [Donal *et al.*, 2011] DONAL, E., LECLERCQ, C. et DAUBERT, J. (2011). Prediction of the response to cardiac resynchronization therapy : Is it worthwhile doing an echocardiography and looking for mechanical dyssynchrony? *Journal of cardiac failure*, 17(5):403.
- [Dong *et al.*, 1994] DONG, S., MACGREGOR, J., CRAWLEY, A., MCVEIGH, E., BELENKIE, I., SMITH, E., TYBERG, J. 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.
- [Ector *et al.*, 2005] ECTOR, J., DE BUCK, S., ADAMS, J., DYMARKOWSKI, S., BOGAERT, J., MAES, F. et HEIDBUCHEL, H. (2005). Cardiac three-dimensional magnetic resonance imaging and fluoroscopy merging : a new approach for electroanatomic mapping to assist catheter ablation. *Circulation*, 112(24):3769.
- [Einthoven *et al.*, 1913] EINTHOVEN, W., FAHR, G. et DE WAART, A. (1913). Über die richtung und die manifeste grösse der potentialschwankungen im menschlichen herzen und über den einfluss der herzlage auf die form des elektrokardiogramms. *Pflügers Archiv European Journal of Physiology*, 150(6):275–315.
- [Gabriel, 2006] GABRIEL, L. (2006). De la notion d’asynchronisme ventriculaire au traitement de l’insuffisance cardiaque. *LOUVAIN MEDICAL*, 125(9):344.
- [Garot, 2005] GAROT, J. (2005). Apport de l’IRM à l’évaluation des cardiopathies ischémiques. *MT Cardio.*, 1:148–157.
- [Germain, 2005] GERMAIN, F. (2005). *L’utilisation de marges personnalisées dans le traitement du cancer du poumon en radiothérapie. Analyse des mouvements physiologiques et des impacts dosimétriques.* Thèse de doctorat, Université de Laval - Faculté de Médecine.
- [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.
- [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.
- [Kim *et al.*, 2000] KIM, R., WU, E., RAFAEL, A., CHEN, E., PARKER, M., SIMONETTI, O., KLOCKE, F., BONOW, R. et JUDD, R. (2000). The use of contrast-enhanced magnetic resonance imaging to identify reversible myocardial dysfunction. *N Engl J Med*, 343:1445–1453.
- [Kwong *et al.*, 2003] KWONG, R., SCHUSSHEIM, A., REKHRAJ, S., ALETRAS, A., GELLER, N., DAVIS, J., CHRISTIAN, T., BALABAN, R. et ARAI, A. (2003). Detecting acute coronary syndrome in the emergency department with cardiac magnetic resonance imaging. *Circulation*, 107:531–537.
- [Lafitte *et al.*, 2009] LAFITTE, S., REANT, P., ZAROU, A., DONAL, E., MIGNOT, A., BOUGTED, H., BELGHITI, H., BORDACHAR, P., DEPLAGNE, A., CHABANEIX, J. *et al.* (2009). Validation

- of an echocardiographic multiparametric strategy to increase responders patients after cardiac resynchronization : a multicentre study. *European heart journal*, 30(23):2880.
- [Leclercq *et al.*, 2000] LECLERCQ, C., CAZEAU, S., RITTER, P., ALONSO, C., GRAS, D., MABO, P., LAZARUS, A., DAUBERT, J. *et al.* (2000). A pilot experience with permanent biventricular pacing to treat advanced heart failure. *American heart journal*, 140(6):862–870.
- [Lembcke *et al.*, 2002] LEMBCKE, A., ROGALLA, P. et BLOBEL, J. (2002). Segmented reconstruction. *Visions Magazine*, 2:2.
- [Maffessanti *et al.*, 2009] MAFFESSANTI, F., NESSER, H., WEINERT, L., STERINGER-MASCHERBAUER, R., NIEL, J., GORISSEN, W., SUGENG, L., LANG, R. et MOR-AVI, V. (2009). Quantitative evaluation of regional left ventricular function using three-dimensional speckle tracking echocardiography in patients with and without heart disease. *The American journal of cardiology*, 104(12):1755–1762.
- [Mahnken *et al.*, 2005] MAHNKEN, A., WILDBERGER, J., KOOS, R. et GÜNTHER, R. (2005). 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., FISCHER, S., MCKINNON, G., HESS, O., KRAYENBUEHL, H. et BOESIGER, P. (1992). Evaluation of left ventricular segmental wall motion in hypertrophic cardiomyopathy with myocardial tagging. *Circulation*, 86(6):1919–1928.
- [Malmivuo et Plonsey, 1995] MALMIVUO, J. et PLONSEY, R. (1995). *Bioelectromagnetism : principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. Oxford University Press, USA.
- [Marieb, 2005] MARIEB, E. (2005). *Anatomie et physiologie humaines : adaptation de la 6ème édition américaine*. Numéro 7. Lavoisier.
- [McAlister *et al.*, 2007] MCALISTER, F., EZEKOWITZ, J., HOOTON, N., VANDERMEER, B., SPOONER, C., DRYDEN, D., PAGE, R., HLATKY, M. et ROWE, B. (2007). Cardiac resynchronization therapy for patients with left ventricular systolic dysfunction. *JAMA : the journal of the American Medical Association*, 297(22):2502.
- [Mehra et Greenberg, 2004] MEHRA, M. et GREENBERG, B. (2004). Cardiac resynchronization therapy : caveat medicus! *Journal of the American College of Cardiology*, 43(7):1145.
- [Moss *et al.*, 2009] MOSS, A., HALL, W., CANNOM, D., KLEIN, H., BROWN, M., DAUBERT, J., ESTES III, N., FOSTER, E., GREENBERG, H., HIGGINS, S. *et al.* (2009). Cardiac-resynchronization therapy for the prevention of heart-failure events. *New England Journal of Medicine*, 361(14):1329–1338.
- [Nagel *et al.*, 2000] NAGEL, E., STUBER, M., BURKHARD, B., FISCHER, S., SCHEIDEGGER, M., BOESIGER, P. et HESS, O. (2000). Cardiac rotation and relaxation in patients with aortic valve stenosis. *European heart journal*, 21(7):582.
- [New York Heart Association, 1964] NEW YORK HEART ASSOCIATION (1964). *Diseases of the heart and blood vessels : nomenclature and criteria for diagnosis*, volume 224. Little, Brown & Company.
- [Park *et al.*, 1996] PARK, J., METAXAS, D., YOUNG, A. et AXEL, L. (1996). Deformable models with parameter functions for cardiac motion analysis from tagged MRI data. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 15:290–298.
- [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 doctorat, Université Paris V - René Descartes.

- [Purnode *et al.*, 2004] PURNODE, P., BLOMMAERT, D., EUCHER, P., SCAVEE, C., COLLET, B., GONTA, A., MANCINI, I., GABRIEL, L., MARCHANDISE, B. et DE ROY, L. (2004). Stimulation biventriculaire et insuffisance cardiaque. *Louvain médical*, 123(1):18–27.
- [Ritter et Fischer, 1997] RITTER, P. et FISCHER, W. (1997). *Pratique de la stimulation cardiaque*. Springer.
- [Robotham *et al.*, 1991] ROBOTHAM, J., TAKATA, M., BERMAN, M., HARASAWA, Y. *et al.* (1991). Ejection fraction revisited. *Anesthesiology*, 74(1):172.
- [Rogers *et al.*, 2012] ROGERS, D., LAMBIASE, P., LOWE, M. et CHOW, A. (2012). A randomized double-blind crossover trial of triventricular versus biventricular pacing in heart failure. *European Journal of Heart Failure*.
- [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.
- [Schilling *et al.*, 1999] SCHILLING, R., PETERS, N. et DAVIES, D. (1999). Mapping and ablation of ventricular tachycardia with the aid of a non-contact mapping system. *Heart*, 81(6):570–575.
- [Simon, 2005] SIMON, A. (2005). *Extraction et caractérisation du mouvement cardiaque en imagerie scanner multibarrette*. Thèse de doctorat, LTSI, INSERM U642, Université de Rennes 1.
- [Simonson *et al.*, 1989] SIMONSON, J., SCHILLER, N. *et al.* (1989). Descent of the base of the left ventricle : an echocardiographic index of left ventricular function. *Journal of the American Society of Echocardiography : official publication of the American Society of Echocardiography*, 2(1):25.
- [Støylen, 2001] STØYLEN, A. (2001). *Strain rate imaging of the left ventricle by ultrasound*. Thèse de doctorat, Norwegian University of Science and Technology. Faculty of Medicine.
- [Strickberger *et al.*, 2003] STRICKBERGER, S., HUMMEL, J. D., BARTLETT, T. G., FRUMIN, H. I., SCHUGER, C. D., BEAU, S. L., BITAR, C. et MORADY, F. (2003). Amiodarone versus implantable cardioverter-defibrillator :randomized trial in patients with nonischemic dilated cardiomyopathy and asymptomatic nonsustained ventricular tachycardia. *Journal of the American College of Cardiology*, 41(10):1707 – 1712.
- [Tournoux *et al.*, 2010] TOURNOUX, F., CHAN, R., MANZKE, R., HANSCHUMACHER, M., CHEN-TOURNOUX, A., GÉRARD, O., SOLIS-MARTIN, J., HEIST, E., ALLAIN, P., REDDY, V. *et al.* (2010). Integrating functional and anatomical information to guide cardiac resynchronization therapy. *European journal of heart failure*, 12(1):52.
- [Tseng *et al.*, 2000] TSENG, W., REESE, T., WEISSKOFF, R., BRADY, T. et WEDEEN, V. (2000). Myocardial fiber shortening in humans : Initial results of MR imaging. *Radiology*, 216(1):128–139.
- [Viellard-Baron et De Backer, 2007] VIELLARD-BARON, A. et DE BACKER, D. (2007). Évaluation de la fonction cardiaque. In *Les techniques de monitoring hémodynamique en réanimation*, pages 183–198. Springer Paris.
- [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.
- [Young *et al.*, 1994] YOUNG, A., KRAMER, C., FERRARI, V., AXEL, L. et REICHEK, N. (1994). Three-dimensional left ventricular deformation in hypertrophic cardiomyopathy. *Circulation*, 90(2):854–867.

- [Ypenburg *et al.*, 2008] YPENBURG, C., Van der WALL, E., SCHALIJ, M. et BAX, J. (2008). Imaging in cardiac resynchronisation therapy. *Netherlands Heart Journal*, 16(1):35–39.
- [Yu *et al.*, 2007] YU, C., SANDERSON, J., MARWICK, T. et OH, J. (2007). Tissue doppler imaging : a new prognosticator for cardiovascular diseases. *Journal of the American College of Cardiology*, 49(19):1903–1914.
- [Yu *et al.*, 2006] YU, C., ZHANG, Q., CHAN, Y., CHAN, C., YIP, G., KUM, L., WU, E., LEE, P., LAM, Y., CHAN, S. *et al.* (2006). Tissue doppler velocity is superior to displacement and strain mapping in predicting left ventricular reverse remodelling response after cardiac resynchronisation therapy. *Heart*, 92(10):1452–1456.
- [Zerhouni *et al.*, 1988] ZERHOUNI, E., PARISH, D., ROGERS, W., YANG, A. et SHAPIRO, E. (1988). Human heart : tagging with MR imaging, a method for noninvasive assessment of myocardial motion. *Radiology*, 169:59–63.
- [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*, 18:557–569.

Chapitre 2

État de l'art en recalage multimodal

Le recalage est la mise en correspondance dans un même référentiel de deux ou plusieurs objets afin de pouvoir les comparer ou en extraire des informations complémentaires. Dans le cadre de notre problématique, c'est-à-dire l'intégration d'informations issues de différentes modalités d'imagerie, le recalage est la première étape qui permet de représenter l'ensemble des informations dans un espace commun.

Dans ce chapitre, la problématique générale du recalage d'image est présentée, ainsi qu'une classification des principales méthodes. Un état de l'art des méthodes de recalage appliquées aux données considérées dans ce travail est ensuite proposé, en se concentrant tout d'abord sur le recalage de cartographies électroanatomiques avec des images tridimensionnelles puis sur le recalage d'échocardiographies avec des images tridimensionnelles.

Introduction - Problématique générale

Considérons deux objets C (cible) et S (source). On note T une transformation géométrique applicable à S . On cherche la transformation géométrique \hat{T} maximisant une mesure de similarité ou minimisant une mesure de dissimilarité Δ , entre C et $T(S)$ [Wiest-Daesslé *et al.*, 2007, Chenoune *et al.*, 2007] (cf. figure 2.1) :

$$\hat{T} = \underset{T}{\operatorname{argmin}} \Delta(C, T(S)) \quad (2.1)$$

D'après l'équation 2.1 les méthodes de recalage peuvent se classer selon trois critères principaux :

- la mesure de dissimilarité entre les objets : Δ ,
- le type de transformation appliquée à la source : T ,
- l'algorithme d'optimisation : argmin .

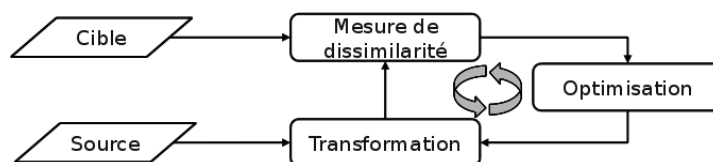


Figure 2.1 – Principe général du recalage de deux images : on cherche la transformation \hat{T} permettant de mettre en correspondance l'image source et l'image cible.

Ces méthodes ont des domaines d'applications variés comme l'agriculture, l'océanographie, la géologie, la photographie, le traitement vidéo, l'imagerie médicale, etc. Les tâches pour lesquelles sont utilisées ces méthodes sont elles aussi variées : comparer l'évolution dans le temps d'un terrain, la création d'images panoramiques, la synthèse d'images stéréographiques, le suivi d'objet dans le temps, la reconnaissance de formes...

Nous nous concentrerons ici sur les applications en imagerie médicale, où le recalage d'images trouve son intérêt dans différents contextes dont par exemple la création d'atlas, le suivi dans le temps d'une pathologie, le planning opératoire. Son utilisation est nécessaire chaque fois qu'une source supplémentaire d'information est exploitée au bénéfice du patient.

Le recalage peut se faire entre des données issues d'un même système d'acquisition, on parle alors de recalage monomodal par opposition au recalage multimodal ou multi-modalités. Les problèmes soulevés par le recalage multimodal sont découplés car les données cibles et sources ne sont plus forcément de même nature. Par exemple, en imagerie médicale, les différentes modalités d'imagerie offrent des données :

- de dimensions différentes (2D, 3D, ...),
- statiques ou dynamiques,
- de contenu informatif différent (anatomique, fonctionnel, métabolique, ...),
- de résolutions spatiale et temporelle variables,
- acquises dans des conditions d'examen variables.

2.1 Classification des méthodes de recalage

Les classifications des méthodes de recalage sont nombreuses dans la littérature. Elles peuvent être basées

- sur le type de transformation : paramétrique ou non-paramétrique (recalage élastique) [Modersitzki, 2004],
- sur le type d'application : inter / intra-patients [Barillot, 1999],
- sur le type de modalités recalées [Zitova et Flusser, 2003],
- sur la nature des données : surfacique / volumique [West *et al.*, 1997],
- sur la mesure de similarité [Mäkelä *et al.*, 2002],
- sur des critères caractérisant le recalage dans sa globalité [Brown, 1992, van den Elsen et Viergever, 1993, Cachier, 2002] ce qui permet de n'omettre aucun type de recalage.

Parmi toutes ces classifications et suivant l'équation 2.1, trois critères principaux s'imposent pour différencier ces méthodes : le type de transformation appliqué, la mesure de similarité et la méthode de résolution utilisée.

2.1.1 Transformations géométriques

La transformation doit opérer la mise en correspondance géométrique de l'image à transformer sur l'image de référence. Dans l'espace des transformations on distingue les transformations paramétriques des transformations non-paramétriques. Les données du problème (type d'objet, recalage inter / intra-patient, dimensions, nature des informations, ...) déterminent le nombre de degrés de libertés que l'on accorde à la transformation de l'image source. C'est là un paramètre essentiel car il influence la rapidité, la nature et la précision de l'algorithme de recalage.

2.1.1.1 Transformations paramétriques

Les transformations paramétriques supposent une relation connue entre source et cible (translation, homothétie,...). Nous donnons ici, en guise d'exemple, le nombre nécessaire de pa-

ramètres pour définir ces transformations en trois dimensions (notons un point $X = (x, y, z) \in \mathbb{R}^3$).

Isométrie. Pour un recalage rigide, le nombre de degrés de libertés (i.e. nombre de paramètres de la transformation T) est restreint : $T(X) = R.X + t$. Trois paramètres définissent la translation t . La matrice de rotation $R \in \mathbb{M}_{3,3}$ ne dépend en réalité que de trois paramètres, les angles de rotation autour des axes du repère. Une isométrie compte donc six degrés de liberté. Ce type de transformations conserve les distances, les angles et l’orientation des repères (sauf si une symétrie est également introduite).

Similitude. Translation, rotation et homothétie de rapport s amènent le nombre de paramètres à sept : $T(X) = s.R.X + t$. Les similitudes conservent les formes, les rapports de distances et les angles (fig. 2.2).

Affine. On applique désormais $T(X) = B.X + t$. La matrice $B \in \mathbb{M}_{3,3}$ est déterminée par ses neuf composantes, ce qui donne alors douze paramètres. Nous avons ici conservation des droites et du parallélisme (fig. 2.2).

Quadratique. Pour $T(X) = X^T.A.X + B.X + t$, la matrice A , symétrique est ajoutée amenant ainsi le nombre de paramètres à dix-huit et il n’y a plus de conservation des droites.

Projective. Une image 3D est projetée sur un plan 2D après transformation isométrique $T(X) = P(B.X + t)$. Le nombre de paramètres de la transformation est de douze si le plan de projection est défini par six paramètres (normale et origine). Il y a conservation des droites et des rapports de distances. Ce type de transformation est utilisé pour le recalage d’imagerie volumique et imagerie projective (par exemple entre les modalités de scanner (CT) et d’angiographie RX).

Splines. Des polynômes de degré $d \in \mathbb{N}$ sont définis localement entre des points de contrôle. Au niveau global, on obtient un champ continu (fonction C^{d-1}) de déformation de l’image. Le nombre de paramètres est directement lié au nombre de points de contrôle (fig. 2.2) : trois paramètres (position dans l’espace) par point de contrôle.

2.1.1.2 Transformations non-paramétriques ou élastiques

On entend par transformation non-paramétrique les transformations pour lesquelles aucune hypothèse de l’existence d’un endomorphisme de l’espace source dans l’espace cible n’est faite. On recherche la “meilleure” transformation sans que celle-ci soit décrite par une fonction analytique [Bajcsy et Kovačič, 1989]. On qualifie aussi ces transformations d’“élastiques” ou de “non-rigides”.

L’image est vue comme un assemblage de cellules déformables. Le modèle de déformation se base sur des analogies de comportement physique des matériaux. Chaque cellule est soumise à des forces de déformation ainsi qu’à une énergie régularisant ces déformations. Les méthodes classiques de recalage élastique sont basées sur des modèles de diffusion, de flot optique ou encore de comportement fluide [Zitova et Flusser, 2003].

Les méthodes de flot optique par exemple se basent sur la conservation de l’intensité pour de faibles déplacements : dans une séquence d’images, soumise au champ de déplacement u dans

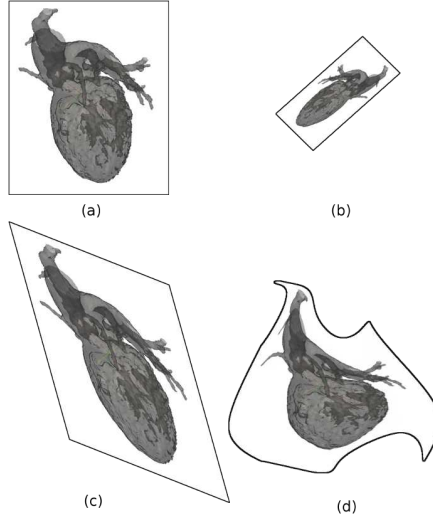


Figure 2.2 – Exemple de transformations en deux dimensions. (a) image d'origine (b) similitude (c) affine (d) par splines.

le temps, un voxel conserve la même intensité I :

$$\nabla I \cdot \mathbf{u} + \frac{\partial I}{\partial t} = 0 \quad (2.2)$$

Cette équation peut être vue comme la définition d'un hyperplan \mathcal{H} auquel le vecteur \mathbf{u} est contraint [Cachier, 2002]. Par analogie, en terme de recalage, la transformation de l'image source $T(S)$ est considérée comme étant une autre instance de l'image cible C . Le vecteur \mathbf{u} devient la distance euclidienne de $X \in T(S)$ à l'hyperplan \mathcal{H} , le terme $\frac{\partial I}{\partial t}$ devient une mesure de dissimilarité entre les images C et $T(S)$ que l'on cherche à minimiser. Après linéarisation, on peut écrire la contrainte de flot optique (équation 2.2) sous la forme d'une énergie E , qui dépend directement de la transformation T appliquée à l'image source S :

$$E(T) = \int_{X \in \Omega} \|\nabla(C(X))\| d(X, \mathcal{H})^2 dX$$

où $\|\nabla(C(X))\|$ est la norme du gradient en X de l'image cible et $d(X, \mathcal{H})$ la distance euclidienne d'un point X à l'hyperplan \mathcal{H} , pour X appartenant à l'espace de recouvrement Ω de C et $T(S)$.

La contrainte de flot optique, valable sous l'hypothèse de petits déplacements, est à l'origine entre autres de l'algorithme des "démons" [Thirion, 1998]. Celui-ci consiste en une renormalisation du vecteur de corrections \mathbf{u} en :

$$\mathbf{u}(X) = \frac{C(X) - T(S)(X)}{\|\nabla C(X)\|^2 + (C(X) - T(S)(X))^2} \|\nabla C(X)\|$$

La particularité de cet algorithme est de choisir à chaque itération n une transformation T_n et de remplacer l'image source par $T_{n-1}(S)$:

$$\mathbf{u}_n(X) = \frac{C(X) - T_{n-1}(S)(X)}{\|\nabla C(X)\|^2 + (C(X) - T_{n-1}(S)(X))^2} \|\nabla C(X)\|$$

Le choix de la transformation est primordial pour le type de recalage à effectuer. L'application de \hat{T} est la seule étape nécessaire à un recalage : lorsque l'on peut calculer de manière analytique \hat{T} , il suffit de l'appliquer à l'image source, le recalage est effectué par cette unique action. Les cas où \hat{T} peut être calculée directement ou est connue (par exemple pour le recalage de deux photographies du même sujet ne différant que d'un zoom) sont rares. Le plus souvent, si le type de transformation est connu, ses paramètres doivent être déterminés par optimisation. Cette optimisation est mise en œuvre par le calcul d'une mesure de similarité entre l'image de référence et l'image mobile transformée.

2.1.2 Mesures de similarité

Lorsque nous observons deux images à recaler, nous pouvons bien souvent, si les deux images représentent le même objet, imaginer une transformation qui puisse satisfaire leur recalage. Dans le cadre du traitement d'images, les bases de données sont de taille importante ou les objets de dimensions difficiles à observer, d'où la nécessité d'une automatisation du processus de recalage. Il faut pour cela parvenir à extraire des observations les primitives sur lesquelles effectuer le recalage. Les primitives représentent l'information extraite des objets cible et source. Elles peuvent porter sur des formes géométriques, des grandeurs mathématiques, des amers, des connaissances *a priori* du contenu des objets ou directement issues des pixels constituant l'image.

Une image 2D peut être considérée comme une fonction de l'espace qui, à un pixel associe une grandeur réelle appelée intensité. Par extension, on nomme *voxel* ("*volumetric pixel*") l'élément $X \in \mathbb{R}^N$ constituant une "image" C à N dimensions et d'intensité $C(X)$. À partir de cette définition, on distingue les méthodes de recalage dites iconiques, pour lesquelles les primitives recalées sont directement les voxels de l'image, des méthodes non-iconiques nécessitant le plus souvent un pré-traitement pour extraire des images, des primitives de plus haut niveau.

2.1.2.1 Méthodes iconiques

Pour les méthodes iconiques, l'information servant au calcul des primitives est extraite de l'intensité des voxels. La mesure de similarité est généralement établie à partir de données statistiques : histogrammes, moyennes, écarts types ou théorie de l'information.

Les métriques utilisées en recalage iconique partent du postulat qu'il existe un lien entre les intensités des deux images S et C à recaler. Il existe un grand nombre de mesures de similarité statistiques (pour une description détaillée voir [Brown, 1992, van den Elsen et Viergever, 1993, Bro-Nielsen, 1997, Maintz *et al.*, 1998]). Nous décrivons ici les principales mesures pour des hypothèses considérées fortes dans un premier temps puis plus relâchées.

La mesure la plus simple à mettre en place est la somme des différences au carré (*Sum of Squared Differences* : SSD) des intensités de l'image cible C et l'image source transformée $T(S)$ (on note Ω l'ensemble des voxels dans l'espace cible) :

$$SSD = \sum_{X \in \Omega} (T(S)(X) - C(X))^2 \quad (2.3)$$

Il s'agit de la mesure optimale si les deux images S et C ne diffèrent que d'un bruit gaussien, hypothèse forte, qui n'est jamais validée dans le cadre de recalage multimodal et rarement en recalage monomodal. La SSD est très sensible à un petit nombre de pixels ayant une intensité très différente, ce qui pénalise la mesure de similarité. On peut alors utiliser une mesure semblable

mais moins sensible : la somme des différences absolues (SAD : *Sum of Absolute Differences*) [Barnea et Silverman, 1972] :

$$SAD = \sum_{X \in \Omega} |T(S)(X) - C(X)|$$

L'hypothèse "il existe une relation affine entre les intensités des deux images", moins forte que celle faite pour SSD, permet le calcul du coefficient de corrélation (CC) [Svedlow *et al.*, 1976] :

$$\begin{aligned} CC &= \frac{\sum_{X \in \Omega} (T(S)(X) - \overline{T(S)}) \cdot (C(X) - \overline{C})}{\sqrt{\sum_{X \in \Omega} (T(S)(X) - \overline{T(S)})^2 \cdot \sum_{X \in \Omega} (C(X) - \overline{C})^2}} \\ &= \frac{Cov(T(S), C)^2}{Var(T(S))Var(C)} \end{aligned}$$

Une autre mesure suppose l'uniformité du rapport d'intensités. On minimise alors la variance du rapport des intensités des deux images (RIU : *Ratio Image Uniformity*) :

$$\begin{aligned} R(X) &= \frac{C(X)}{T(S)(X)}, \overline{R} = \frac{1}{N} \sum_{X \in \Omega} R(X) \\ RIU &= \frac{Var(R)}{\overline{R}} \end{aligned}$$

En supposant maintenant que la relation entre les intensités de S et C est une fonction quelconque, on définit le rapport de corrélation (CR : *Correlation Ratio*) [Roche *et al.*, 1998] :

$$CR = \frac{Var(E[T(S)|C])}{Var(T(S))}$$

où $E[T(S)|C]$ est l'espérance conditionnelle de $T(S)$ sachant C .

Une autre façon de quantifier la dissimilarité entre deux images est l'erreur quadratique moyenne (*Mean Squared Error* : MSE) qui se définit par :

$$MSE = E[(T(S)(X) - C(X))^2]$$

où E est l'espérance mathématique. Notons $\Phi_x(u) = E[\exp(iux)]$ la première fonction caractéristique de la variable aléatoire x . $\Psi_x(u) = \ln(\Phi_x(u))$ est la deuxième fonction caractéristique de x . Par le développement de Taylor de Ψ_x , on obtient des mesures statistiques appelées "cumulants". MSE correspond au cumulants d'ordre deux de la variable aléatoire $T(S)(X) - C(X)$. Les cumulants pour les ordres deux, trois et quatre s'écrivent :

$$\begin{aligned} C_x^{(2)} &= E[x^2] \\ C_x^{(3)} &= E[x^3] \\ C_x^{(4)} &= E[x^4] - 3E[x^2]^2 \end{aligned} \tag{2.4}$$

La mesure statistique entre deux variables aléatoires x et y pour le recalage mise en place récemment par [Rubeaux *et al.*, 2009, Rubeaux *et al.*, 2010] se base sur les cumulants d'ordre supérieur (équation 2.4) :

$$\Psi_{\alpha, \beta, \gamma}(x, y) = \alpha C_{x-y}^{(2)} + \beta C_{x-y}^{(3)} + \gamma C_{x-y}^{(4)}$$

D'autres méthodes statistiques moins directes sont développées, basées par exemple sur l'élaboration de matrices de co-occurrence de niveaux de gris [Bro-Nielsen, 1997] ou sur des méthodes d'apprentissage [Lee *et al.*, 2009] pour le recalage multimodal en imagerie médicale combinée CT-IRM ou PET-IRM.

Méthodes issues de la théorie de l'information. La théorie de l'information selon Shannon est une théorie probabiliste visant à quantifier, en tant que grandeur mathématique et physique, l'information contenue dans des données statistiques. Pour décrire l'information d'un signal (ou d'une image), il faut introduire une grandeur nommée entropie. En thermodynamique, l'entropie est une fonction d'état du second principe de la thermodynamique et qui physiquement représente le degré de désordre au niveau microscopique. Shannon développe la notion d'entropie en traitement du signal : elle reflète la dispersion de la distribution d'un signal. Si p_i est la probabilité du niveau de gris $i \in \{0, \dots, n\}$ dans l'image, alors l'entropie H définie par Shannon s'exprime par :

$$H = - \sum_{i=0}^n p_i \ln p_i$$

L'équiprobabilité ($p_0 = p_1 = \dots$) tend à augmenter H , à l'inverse, un lissage diminue sa valeur, dans le cas extrême d'une image monochrome, nous avons $H = 0$. Nous voyons ici que plus une image est monotone, plus son entropie est faible.

L'entropie conjointe de deux images A et B sur leur domaine de recouvrement est donnée par :

$$H(A, B) = - \sum_{a,b} p(a, b) \ln p(a, b)$$

où a et b sont les intensités des voxels des images A et B respectivement.

Deux images indépendantes ont une entropie conjointe égale à la somme des entropies des deux images. Plus les images sont similaires, et plus l'entropie conjointe diminue. L'entropie conjointe a été employée comme mesure pour du recalage multimodal [Collignon *et al.*, 1995, Studholme *et al.*, 1995]. Toutefois, mesurant la quantité d'information contenue dans deux images, la volonté de mesurer uniquement la quantité d'information qui leur est commune conduit naturellement à une utilisation fréquente de l'information mutuelle (IM) suivante [Collignon *et al.*, 1995, Viola, 1995, Viola et Wells, 1997] :

$$\begin{aligned} IM(A, B) &= H(A) + H(B) - H(A, B) \\ &= \sum_{a,b} p(a, b) \ln \frac{p(a, b)}{p(a)p(b)} \end{aligned} \quad (2.5)$$

Le recalage par maximisation de l' IM revient à trouver la transformation \hat{T} qui fait de la source le meilleur prédicteur de la cible dans le domaine de recouvrement. Aucune hypothèse n'étant faite quant à la dépendance statistique des images à recalage, l'information mutuelle est un critère offrant une méthode robuste et automatique. Un état de l'art spécifique à l'utilisation de l'information mutuelle en recalage d'images médicales est donné dans [Pluim *et al.*, 2003]. La performance du recalage reste influencée lors de son implémentation par des difficultés d'échantillonnage ou d'interpolation. Des adaptations de l'information mutuelle (par fenêtrage de Parzen [Viola et Wells, 1997, Thevenaz et Unser, 2000] ou de Hanning [Lu *et al.*, 2008], par normalisation [Maes *et al.*, 1997, Studholme *et al.*, 1999], par des procédés multirésolution [Studholme *et al.*, 1995, Collignon *et al.*, 1995]), par l'utilisation de cumulants d'ordres supérieurs [Rubeaux *et al.*, 2009, Rubeaux *et al.*, 2010] visent à améliorer sa performance.

Dans la plupart des cas, l'information d'intensité est directement accessible, mais la façon de l'utiliser n'est pas une évidence. Parfois une méthode géométrique semble plus naturelle, surtout dans le cadre de recalage multimodal où l'extraction de primitives permet de se focaliser sur la correspondance géométrique de l'organe considéré sans recherche de la correspondance des intensités.

2.1.2.2 Méthodes non-iconiques ou géométriques

Les méthodes non-iconiques se basent sur une recherche d'information dans la géométrie décrite par les images ou volumes à recaler. Là aussi, plusieurs approches, souvent induites par la nature propre des données ont été proposées.

Mesures entre surfaces et contours. La méthode “*Head and Hat*” est le premier algorithme de recalage multimodal proposé par Pelizzari *et al.* [Pelizzari *et al.*, 1989] et employé au recalage d'images IRM, CT et PET du cerveau. Une surface cible est extraite de l'image qui a la plus haute résolution, sous forme d'une pile de contours, c'est la tête (“*head*”). Un ensemble de points de la surface source est extrait, c'est le chapeau (“*hat*”). La mesure de similarité minimisée est la somme des carrés des distances entre le chapeau et la tête. La distance utilisée est la distance au point le plus proche dans la direction du centre de gravité de la “tête” [Bailey *et al.*, 2005]. Le processus échoue souvent si la “tête” présente des symétries de rotation.

La mise en place d'autres fonctions de distances permet l'amélioration des performances d'algorithmes de type “*head and hat*”. On cherche un calcul rapide et efficace d'une distance 3D entre objets, comme par exemple les distances de chanfrein.

Un autre algorithme très fréquemment utilisé est l'algorithme itératif du point le plus proche (ICP : “*Iterative Closest Point*”) [Besl et McKay, 1992, Yang et Medioni, 1992, Zhang, 1992]. La distance employée est aussi une distance euclidienne entre points les plus proches d'une surface cible extraite et d'une surface source. La surface cible est en général triangulée et la surface source représentée par un ensemble de points. Pour chaque point source s_i , on calcule le point c_i le plus proche de la surface cible. On procède à un recalage rigide ($s_i \rightarrow c_i$) et on calcule l'erreur résiduelle. Tant qu'elle n'est pas inférieure à un seuil prédéterminé (convergence), le procédé est réitéré.

Similarité par calcul de moments. Les moments sont la projection d'un objet dans un espace polynomial. Les propriétés remarquables des moments ont entraîné leur emploi pour la description de contours ou surfaces et par extension la mesure de similarités entre deux objets (images ou formes géométriques). Pour une fonction 2-D continue $f(x, y)$, le moment d'ordre $(p + q)$ est défini par :

$$M_{pq} = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} x^p y^q f(x, y) dx dy$$

On remarquera que si la fonction $f(x, y)$ est l'intensité de l'image, les méthodes utilisant les similarités par calcul de moments deviennent iconiques.

Parmi les propriétés recherchées, l'invariance par translation est obtenue en centrant les moments :

$$\mu_{pq} = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} (x - \bar{x})^p (y - \bar{y})^q f(x, y) dx dy$$

où $\bar{x} = \frac{M_{10}}{M_{00}}$ et $\bar{y} = \frac{M_{01}}{M_{00}}$ sont les coordonnées du centre de gravité.

En normalisant les moments centrés, on a invariance par facteur d'échelle :

$$\eta_{pq} = \frac{\mu_{pq}}{\mu_{00}^{\left(1 + \frac{p+q}{2}\right)}}$$

Les sept moments invariants de Hu [Hu, 1962] sont utilisés fréquemment en traitement d'image et présentent en plus une invariance par rotation. Ils sont les suivants :

$$\begin{aligned} I_1 &= \eta_{20} + \eta_{02} \\ I_2 &= (\eta_{20} - \eta_{02})^2 + (2\eta_{11})^2 \\ I_3 &= (\eta_{30} - 3\eta_{12})^2 + (3\eta_{21} - \eta_{03})^2 \\ I_4 &= (\eta_{30} + \eta_{12})^2 + (\eta_{21} + \eta_{03})^2 \\ I_5 &= (\eta_{30} - 3\eta_{12})(\eta_{30} + \eta_{12})[(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - 3(\eta_{21} + \eta_{03})^2] + \\ &\quad (3\eta_{21} - \eta_{03})(\eta_{21} + \eta_{03})[3(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - (\eta_{21} + \eta_{03})^2] \\ I_6 &= (\eta_{20} - \eta_{02})[(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - (\eta_{21} + \eta_{03})^2] + 4\eta_{11}(\eta_{30} + \eta_{12})(\eta_{21} + \eta_{03}) \\ I_7 &= (3\eta_{21} - \eta_{03})(\eta_{30} + \eta_{12})[(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - 3(\eta_{21} + \eta_{03})^2] - \\ &\quad (\eta_{30} - 3\eta_{12})(\eta_{21} + \eta_{03})[3(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - (\eta_{21} + \eta_{03})^2] \end{aligned}$$

Leur utilisation repose sur l'extraction de primitives des images. Des mesures de similarité en sont calculées à partir de leurs moments invariants dans un but de recalage [Yang et Cohen, 1999]. Les moments invariants ont été employés pour le recalage d'imagerie satellite [Wong et Hall, 1978, Goshtasby, 1985, Flusser et Suk, 1994] : en se plaçant dans l'espace d'état, une distance (somme des différences au carré des moments) est calculée entre les éléments extraits des images.

Méthodes à base d'amers. Les amers (*landmarks*) sont des points de repères des images choisis souvent empiriquement sur lesquels le recalage est effectué. Les amers peuvent être :

- anatomiques : points saillants et facilement identifiables (généralement interactivement) qui peuvent être intrinsèques (points de l'anatomie du patient) ou extrinsèques (marqueurs implantés, par exemple des billes radio-opaques pour le recalage d'images scanner)
- géométriques : points correspondant à des optima de propriétés géométriques (points de courbure maximale, coins, ...), généralement extraits automatiquement.

Il s'agit par la suite de mettre en correspondance les amers sélectionnés : notons (S_i) les points sources et (C_i) les points cibles. Une translation t place le barycentre de (S_i) sur celui de (C_i), la rotation appliquée r minimise la somme des carrés des distances (FRE : Fiducial Registration Error) entre les points correspondants :

$$FRE = \sum_i (C_i - r(t(S_i)))^2$$

Une fois une transformation T appliquée à l'image source, une mesure de similarité donne une "distance" Δ entre les primitives des deux images. La distance doit être la plus faible possible (nulle dans le cas de deux objets identiques) pour obtenir un résultat de recalage. Le procédé d'optimisation est l'étape nécessaire à la minimisation de Δ .

Dans la suite de ce chapitre, des méthodes usuelles de résolution employées en recalage sont décrites.

2.1.3 Méthodes de résolution

Les hypothèses et formulations mathématiques des déformations et des mesures de similarités nous donnent une fonction de coût ou énergie E , qui si elle est minimale (ou maximale, suivant la métrique considérée), conduit à la solution du recalage. Dans quelques rares cas, la fonction de coût s'exprime de manière simple et une solution analytique résout le problème mathématique du recalage. C'est le cas de problèmes purement géométriques, lorsque les énergies sont quadratiques.

Dans les autres cas, une optimisation est nécessaire afin de minimiser notre critère de similarité Δ . L'optimisation est une problématique de recherche en soi pour laquelle différentes approches mathématiques sont avancées. Les diverses approches diffèrent par leur vitesse de convergence, leur robustesse, leur implémentation, mais souvent, le choix de l'algorithme d'optimisation est conditionné par l'expression du problème.

2.1.3.1 Méthodes d'ordre 0

Le développement de Taylor d'une fonction f en x_0 s'écrit :

$$f(x) = \sum_n \frac{1}{n!} (x - x_0)^n f^{(n)}(x_0) \quad (2.6)$$

Le développement à l'ordre 0 revient à écrire que f est continue en x_0 : $f(x) = f(x_0) + \epsilon_0(x)$. Les méthodes d'ordre 0 ne nécessitent pas d'autres calculs que celui de la fonction de coût (dans notre cas Δ).

Recherche exhaustive. La méthode d'ordre 0 la plus simple à mettre en place mais aussi la plus coûteuse (grand nombre d'évaluations de la fonction de coût) correspond à une recherche exhaustive. Elle consiste en l'estimation de la fonction de coût sur un grand nombre de points de l'espace de recherche et à en retenir la meilleure solution. Cette méthode est robuste mais coûteuse en temps de calcul. Des connaissances sur l'espace de recherche permettent d'améliorer la méthode en évitant l'estimation de Δ pour des solutions improbables ou impossibles.

Métaheuristiques. Les métaheuristiques sont des approches probabilistes. Ce sont les seules méthodes pour lesquelles un résultat vers un minimum global de la fonction de coût est garanti. Ceci s'explique par le fait que les solutions peuvent être tirées aléatoirement, ce qui permet d'éviter les puits de minima locaux. En d'autres termes, leur caractère non monotone, dans le sens où la fonction objectif n'est pas nécessairement améliorée à chaque itération, permet de converger vers un minimum global.

Il existe trois principales métaheuristiques :

- le recuit simulé
- la recherche tabou
- les algorithmes génétiques ou évolutionnaires

Le recuit simulé [Kirkpatrick *et al.*, 1983] est une méthode inspirée d'un procédé de métallurgie qui consiste à minimiser l'énergie d'un matériau en alternant phases de réchauffement et phases de refroidissement. En optimisation, à l'itération k , l'énergie E_k est calculée. On se déplace ensuite dans l'espace des solutions, donnant alors une nouvelle énergie E_{k+1} . Si $E_{k+1} < E_k$, la nouvelle solution est choisie. Si $E_{k+1} > E_k$, la nouvelle solution est acceptée avec une probabilité $P = \exp\left(\frac{\Delta E}{T}\right)$ où T est un paramètre de "température du système" par analogie au procédé métallurgique. Pour T élevé, l'espace des solutions est totalement exploré évitant ainsi les minima locaux, lorsque T diminue, l'algorithme devient déterministe. Le but

est de faire baisser le paramètre de température, jusqu'à tomber sur le minimum global de la fonction de coût.

La *recherche tabou* présentée par [Glover, 1986] est utilisée pour la résolution de problèmes complexes et / ou de très grande taille. Le principe de base est de poursuivre la recherche de solutions même si un minimum local est atteint et ce, en autorisant des déplacements dans l'espace des solutions qui n'améliorent pas la fonction de coût et en gardant en mémoire les solutions testées pour éviter les mouvements cycliques. À l'itération k , la recherche s'effectue dans un voisinage de la position p_{k-1} actuelle et une nouvelle position p_k minimisant la fonction de coût est choisie. Le mouvement m_k qui fait passer de la position p_{k-1} à p_k est gardé en mémoire dans une liste FIFO (*First In First Out*) appelée souvent "liste tabou". Tout comme le recuit simulé, le mouvement m_k peut être non améliorateur, dans le cas de l'atteinte d'un minimum local. Dans ce cas, la liste mémoire permet de sortir de ce minimum local en reprenant les déplacements effectués et ainsi éviter de revenir au même minimum local (mouvements cycliques). Un critère d'aspiration détermine quand il est avantageux d'entreprendre un mouvement malgré son caractère tabou. À l'itération $k + 1$, p_{k+1} est choisie en accord de la liste tabou et du critère d'aspiration. La solution obtenue peut être améliorée par *intensification* de la recherche dans le voisinage de la position p_k ou à l'inverse par *diversification* en éloignant la recherche de voisinages peu propices à produire de bonnes solutions.

Les *algorithmes génétiques* (introduits par Koza [Koza et Poli, 2005]) ont connu un réel essor en optimisation mais ne sont pas très employés en recalage. Ces méthodes d'optimisation se basent sur la sélection naturelle de Darwin. Dans l'espace de recherche sont choisis des ensembles (chromosomes) de solutions (gènes). Une sélection des chromosomes (plus ou moins aléatoire par rapport à leur score d'adaptation au problème) et des mutations (échanges de gènes au sein des chromosomes) sont effectuées. Le procédé est itératif et les populations sont ainsi mixées jusqu'à l'obtention d'un ensemble de solutions répondant de manière optimale au problème posé.

Méthodes usuelles. D'autres méthodes d'ordre 0 sont très populaires comme la méthode du simplexe de Dantzig [Dantzig *et al.*, 1955] pour l'optimisation linéaire ou la méthode de Powell (présentée dans [Press *et al.*, 1992]) qui consiste à créer un modèle de la fonction de coût sur l'espace des solutions à partir de quelques évaluations et d'en choisir le minimum.

Le plus souvent, les méthodes d'ordre 0 ont une vitesse de convergence faible, un grand nombre d'estimations de la fonction de coût est nécessaire. Aussi, pour la minimisation d'une énergie dépendante de plusieurs paramètres, il est préférable d'utiliser une méthode d'ordre supérieur plus rapide, quitte à devoir en améliorer l'initialisation.

2.1.3.2 Méthodes d'ordre supérieur

Nous présentons ici, trois méthodes d'ordre supérieur pour lesquelles le calcul ou l'estimation de la dérivée première (gradient) ou seconde (hessien) est requis.

Descente de gradient. Reprenons le développement de Taylor (équation 2.6) en x_0 à l'ordre 1 :

$$f(x) = f(x_0) + (x - x_0)f'(x_0) + \epsilon_1(x)$$

Dès lors, pour $\alpha > 0$ et $x = x_0 - \alpha f'(x_0)$,

$$f(x) = f(x_0) - \alpha f'(x_0)^2 + \epsilon_1(x)$$

nous avons donc

$$f(x) < f(x_0) + \epsilon_1(x)$$

Dans un voisinage de x_0 , la fonction f décroît le plus rapidement dans la direction opposée au gradient $\nabla f(x_0) = f'(x_0)$.

On note X le vecteur de paramètres d'optimisation. L'algorithme de descente de gradient consiste à construire la suite X_k définie par la relation de récurrence :

$$X_{k+1} = X_k - \alpha_k \nabla f(X_k) \quad (2.7)$$

Cette suite converge vers un minimum de la fonction f . Le paramètre α_k est le pas de la descente à l'itération k . Le choix de α_k est un facteur primordial de la méthode d'optimisation : un pas trop grand peut avoir pour conséquence l'oscillation autour d'un minimum, un pas trop faible entraîne une convergence lente. Un pas fixe peut conduire à de mauvais résultats.

La recherche du pas optimum s'effectue généralement par recherche linéaire. Les critères de Wolfe sont un ensemble d'inégalités pour le choix d'un pas optimal par recherche linéaire. Soit \mathbf{p}_k une direction de descente (dans notre cas $\mathbf{p}_k = -\nabla f(X_k)$). α_k satisfait les critères de Wolfe si les deux inégalités suivantes sont vérifiées :

$$\begin{aligned} (i) \quad & f(X_k + \alpha_k \mathbf{p}_k) \leq f(X_k) + c_1 \alpha_k \mathbf{p}_k^T \nabla f(X_k), \\ (ii) \quad & \mathbf{p}_k^T \nabla f(X_k + \alpha_k \mathbf{p}_k) \geq c_2 \mathbf{p}_k^T \nabla f(X_k) \end{aligned} \quad (2.8)$$

avec $0 < c_1 < c_2 < 1$. La première inégalité (i) permet de faire décroître suffisamment f , la deuxième (ii) assure que le taux d'accroissement de f en $X_k + \alpha_k \mathbf{p}_k$ soit plus élevé que celui en X_k .

D'autres algorithmes tentent une approche où le pas est calculé explicitement, c'est le cas de la méthode de Newton-Raphson.

Méthode de Newton-Raphson. La méthode de Newton-Raphson est un algorithme dont l'application est la recherche de la valeur numérique d'un zéro d'une fonction g . En calculant l'intersection avec l'axe des abscisses de la tangente de g au point x_k , on obtient une suite dont la relation de récurrence est $x_{k+1} = x_k - \frac{g(x_k)}{g'(x_k)}$ et qui converge vers un zéro de la fonction g . Nous cherchons les minima d'une fonction, c'est à dire les zéros de sa dérivée première. La suite $x_{k+1} = x_k - \frac{f'(x_k)}{f''(x_k)}$ converge donc vers un minimum de la fonction f (on suppose f de classe C^2).

En dimension multiple, notre dérivée première est le vecteur $\nabla f(X_k)$ et la dérivée seconde la matrice hessienne $\mathbb{H}(X_k)$. La méthode de Newton-Raphson se réduit à la construction de la suite définie par la relation de récurrence

$$X_{k+1} = X_k - \mathbb{H}(X_k)^{-1} \cdot \nabla f(X_k)$$

Il s'agit de la même formulation que pour la descente du gradient avec $\alpha_k = \mathbb{H}(X_k)^{-1}$.

Levenberg-Marquardt. Levenberg proposa [Levenberg, 1944] une méthode d'approximation de fonctions quadratiques. Il opte pour une vision hybride des deux méthodes décrites ci-dessus. La relation de récurrence suivante est employée :

$$X_{k+1} = X_k - (\mathbb{H}(X_k) + \lambda I)^{-1} \cdot \nabla f(X_k)$$

où I est la matrice identité et $\lambda > 0$ un scalaire. Lorsque λ est grand, on retrouve la relation de descente du gradient (pas fixe), pour λ nul, nous avons la méthode de Newton-Raphson.

Marquardt améliora cette méthode [Marquardt, 1963] en remplaçant le terme λI comme suit :

$$X_{k+1} = X_k - (\mathbb{H}(X_k) + \lambda \text{diag}(\mathbb{H}(X_k)))^{-1} \cdot \nabla f(X_k)$$

L'estimation de la matrice hessienne est coûteuse et dans beaucoup de cas, la descente de gradient avec un pas choisi par recherche linéaire est suffisante pour les résultats attendus.

2.1.3.3 Optimisation multiobjectif

Nous pouvons être amenés à utiliser différentes mesures de similarités combinées. Par exemple, en recalage multimodal, des informations géométriques peuvent être complétées par des informations fonctionnelles. Pour un même jeu de paramètres de transformation, nous obtenons plusieurs critères.

L'objectif est alors d'optimiser simultanément l'ensemble des composantes de ces critères (vision multi-critères). Une autre façon d'appréhender l'optimisation multiobjectif est la résolution au mieux de plusieurs problèmes éventuellement contradictoires (vision multi-objectifs). Plusieurs manières de procéder ont été proposées comme la pondération des différentes fonctions de coût pour donner plus d'importance à l'une, ou encore une solution sur une frontière de Pareto. Un optimum de Pareto est une notion mise en place par le sociologue et économiste italien Vilfredo Pareto dans son traité sur l'économie politique [Pareto, 1896]. Il s'agit d'un état d'équilibre (dit *équilibre général* en économie) pour lequel on ne peut pas améliorer le bien-être d'un individu sans détériorer celui d'un autre. Ici, les bien-être des individus sont représentés par les critères.

Nous ne détaillerons pas les nombreuses approches proposées pour l'optimisation multiobjectif (le lecteur pouvant se référer à [Steuer, 1986] ou [Marler et Arora, 2004]).

De récents travaux portent sur la puissance de calcul offerte par les cartes graphiques (GPU) [Shams *et al.*, 2010], afin d'accéder à un recalage en temps réel entre différentes modalités. Il s'agit de recalage pour un même patient, une acquisition pré-opératoire et une acquisition per-opératoire. Les méthodes restent identiques à celles décrites ci-dessus.

Nous avons décrit ici une classification non exhaustive des méthodes de recalage pouvant être utilisées en imagerie médicale de manière générale. En recalage multimodal, la nature des données restreint le choix du recalage applicable, aussi procéderons-nous à un état de l'art des méthodes de recalage multimodal en imagerie médicale, en se concentrant sur l'imagerie cardiaque ainsi que sur les modalités impliquées dans cette thèse : Imagerie 3D (scanner multibarrette et IRM), imagerie de projection par rayons X (Angiographie RX), cartographies électroanatomiques, échocardiographies 2D.

2.2 État de l'art des méthodes de recalage multimodal en imagerie médicale

Les méthodes de recalage utilisées en recalage multimodal d'images médicales sont nombreuses et toujours choisies et spécifiées suivant les données d'entrées. Pour ces raisons, nous nous tiendrons ici à celles ayant un lien direct avec ce travail de thèse. Nos travaux reposent sur le recalage multimodal impliquant l'imagerie scanner, aussi cadrerons-nous cet état de l'art sur les méthodes faisant intervenir l'imagerie tridimensionnelle dynamique cardiaque, qu'elle soit scanner ou IRM. Dans un premier temps, nous évoquons le recalage de cartographies électroanatomiques cardiaques et d'imagerie 3D, puis nous détaillons le recalage d'échocardiographies et d'imageries 3D. Nous nous concentrons sur l'imagerie cardiaque, mais nous évoquerons également quelques travaux réalisés sur d'autres organes ou tissus mous (cerveau, foie) dont les approches paraissent intéressantes pour la problématique considérée.

2.2.1 Recalage de cartographies électroanatomiques et d'imagerie 3D

Une cartographie présente des données fonctionnelles dans un espace géométrique. Dans ce travail, nous considérons des données électriques représentées en 3D sur un support anatomique de type surfacique. Le but d'un recalage d'EAM (*Electro-Anatomical Mapping*) avec une autre modalité est toujours la fusion des données électriques avec une représentation anatomique dans un objectif de représentation des données électriques sur une surface plus réaliste ou plus facilement interprétable. On retrouve ainsi dans la littérature la description de procédés de recalage d'EAM avec de l'imagerie 3D (imagerie CT ou IRM).

La nature de la surface anatomique (cf. section 1.4.3, figure 1.19) issue des cartographies fait du recalage multimodal d'EAM et d'imageries 3D+T une tâche complexe qui fait souvent appel à l'emploi de déformations non linéaires ou à l'acceptation d'imprécisions. Dans ce cadre, de récents travaux [Chiang *et al.*, 2012] visent à améliorer la géométrie de la surface anatomique relevée : pendant l'acquisition, chaque point relevé est pris en compte dans la déformation progressive de la surface vers un modèle générique ajusté à la physiologie du ventricule.

Les difficultés du recalage de cartographies sont liées à la disparité de géométrie des cartes rendant très difficile la minimisation d'une mesure de similarité pour garantir le résultat. Il est nécessaire d'incorporer une information supplémentaire obtenue lors de l'acquisition par le chirurgien ou annotée après acquisition, ou encore apportée par une interaction avec l'utilisateur au cours d'une étape non-automatique.

2.2.1.1 Acquisitions quasi-simultanées

Dans [Rhode *et al.*, 2003, Rhode *et al.*, 2005, Rhode et Sermesant, 2011, Chinchapatnam *et al.*, 2008, Gao *et al.*, 2010], l'acquisition EAM est effectuée dans un environnement XMR (système couplé d'imagerie Scanner X et d'IRM). Le patient reste dans la même position lors des examens EAM, scanner X et IRM. Dès lors, la position des sondes est connue dans le repère IRM.

Selon le système employé pour cartographier (avec ou sans contact), cette information n'est pas utilisée au même niveau. Dans le cas d'un système sans contact, la sonde de cartographie est replacée dans le repère IRM sans étape supplémentaire. Par contre, dans le cas d'une sonde venant en contact de l'endocarde, l'hypothèse d'un patient immobile est nécessaire. Toutefois, cette hypothèse ne peut pas être vérifiée, aussi la connaissance de la position des sondes n'est prise en compte que pour une étape d'initialisation. Après cette étape, le recalage est effectué par ICP.

2.2.1.2 Recalage à base d'amers

Les cavités cardiaques sont quasiment de symétrie axiale par rapport à leur grand axe. Avec les déformations apportées par l'acquisition elle-même, il est difficile pour un œil non averti de différencier les faces antérieures ou supérieures des surfaces anatomiques 3D (ou nuage de points) relevées. Ceci rend un recalage automatique basé uniquement sur la géométrie extrêmement difficile. Une façon de contourner ce problème est d'incorporer des points anatomiques extérieurs à la surface relevée.

La sonde qui permet le relevé de la surface anatomique parcourt l'aorte. Cette information anatomique supplémentaire est souvent utilisée [Reddy *et al.*, 2004, Malchano *et al.*, 2006] pour une étape initiale de recalage. Les amers peuvent aussi être sélectionnés manuellement : dans Dong *et al.* [Dong *et al.*, 2006], trois paires d'amers reconnaissables sont choisies pour le calcul et l'application d'une transformation rigide dans un recalage EAM d'oreillette droite avec une

surface MSCT. Un recalage surfacique de type ICP (cf. 2.1.2.2) est ensuite appliqué. La prise en compte dans cette dernière étape de données anatomiques supplémentaires telle que l'aorte ou autres structures vasculaires vient parfaire le recalage. Lorsque le recalage se fait pendant l'acquisition, des points de mesure sont choisis et ajoutés jusqu'à ce que le recalage soit satisfaisant. Cette dernière pratique accroît la durée de l'examen et n'a pour le moment été employée que sur fantômes et cœurs porcins [Wilson *et al.*, 2009].

Le recalage à base d'amers peut être effectué par le biais du logiciel constructeur (*CartoMerge*TM) pour l'alignement des données (MSCT, échocardiographie transœsophagienne, IRM) importées dans le système *Carto*TM d'acquisition cartographique [Tops *et al.*, 2005, de Chillou *et al.*, 2008, Khaykin *et al.*, 2008, Okumura *et al.*, 2008]. Il s'agit là de nouveaux moyens d'obtenir des cartographies électroanatomiques sur une surface préalablement acquise. Le temps d'intervention de l'examen EAM est réduit du temps habituellement nécessaire à la création de la surface anatomique par le parcours du cathéter dans la cavité.

Le système d'acquisition de cartographies électroanatomiques (cf. paragraphe 1.4.3) peut être également employé pour l'ablation de la fibrillation auriculaire, la sonde mesurant l'activité électrique étant remplacée par une sonde d'ablation. Durant l'ablation, la visualisation d'une surface issue préalablement d'imagerie CT ou IRM est possible. Dans [Tops *et al.*, 2005, de Chillou *et al.*, 2008, Kettering *et al.*, 2009] il est montré qu'une telle visualisation facilite la procédure et augmente la précision du geste interventionnel qui est guidé en routine seulement par la surface cartographique. La surface dynamique, segmentée et synchronisée sur l'ECG, est recalée à partir de trois amers relevés par le cardiologue à l'aide de la sonde EnSite. Il est montré que le modèle géométrique de l'oreillette gauche obtenue par le système est imprécis. Des zones dont le recalage est erroné sont relevées, cependant la visualisation d'une surface segmentée recalée issue d'une autre modalité, pourrait améliorer la procédure.

2.2.1.3 Information fonctionnelle

La différenciation des parois de la cavité cardiaque est une des premières difficultés rencontrées lors du recalage. Il semble intéressant de noter l'approche de Camara *et al.* [Camara *et al.*, 2009] ou Porras *et al.* [Porras *et al.*, 2011] qui utilisent l'information fonctionnelle mesurée pour différencier les parois de la cavité cardiaque. Il s'agit en d'autres termes d'une vision inverse du problème : au lieu d'utiliser le recalage afin d'analyser l'information cartographiée, l'information cartographiée est utilisée pour établir le recalage. Pour connaître l'orientation du ventricule, le site de première activation est choisi comme étant la paroi septale. Ceci permet d'utiliser le système de cartographie pour identifier le déplacement des parois cardiaques.

Des approches similaires sont utilisées pour des cartographies acquises par échocardiographie transœsophagienne (par exemple [den Uijl *et al.*, 2008]). Pour des données de cartographie suffisamment précises, ces recalages peuvent se faire par des algorithmes de type ICP.

2.2.2 Recalage d'échocardiographies et d'images 3D

L'échocardiographie 2D (2D-US : *2 dimensional Ultrasound*) est très souvent utilisée en routine clinique pour son caractère non invasif, son acquisition en temps réel, son faible coût et son information sur la fonction cardiaque. Toutefois, la faible qualité des images peut rendre son interprétation et traitement difficiles. Cette observation montre l'intérêt de combiner les informations complémentaires des données fonctionnelles de déplacements avec des données de résolution anatomique plus élevée telles que celles pouvant être fournies par l'imagerie par réso-

nance magnétique (IRM) ou l'imagerie scanner multibarrette (MSCCT). Deux objectifs majeurs peuvent motiver un tel recalage :

- la comparaison de données pré et per-opératoires : des données de résolutions spatiales élevées (IRM ou imagerie CT) sont un réel apport lors d'une intervention guidée uniquement par imagerie ultra-sonore [Wein *et al.*, 2005, Zhang *et al.*, 2007],
- la combinaison de descripteurs complémentaires : par exemple, une lésion peut être détectée par imagerie scanner et diagnostiquée par l'imagerie ultrasonore qui apporte une caractérisation complémentaire du tissu [Wein *et al.*, 2007].

Peu de méthodes de recalage 2D-US multimodales en imagerie cardiaque existent, la principale cause en est la nature même des images US rendant difficile l'automatisation du recalage [Mäkelä *et al.*, 2002]. De plus, même si l'échocardiographie 3D tend à se développer [Otsuji *et al.*, 2001, Maffessanti *et al.*, 2009, Sugeng *et al.*, 2010], la routine clinique la plus usuelle reste l'échocardiographie 2D qui donne un nombre réduit d'acquisitions planaires (coupes grand axe quatre cavités ou deux cavités, coupes petit axe apicales ou basales...). Il en résulte des géométries éloignées comparativement à des acquisitions volumiques. La plupart du temps, on cherche à identifier la position de la sonde US. Sans cette connaissance, les recalages sont manuels ou bien les données sont comparées qualitativement indépendamment les unes des autres.

L'IRM et le scanner multibarrette sont deux modalités assez semblables dans le sens où elles représentent une information anatomique tridimensionnelle (3D) et parfois en dynamique (3D+T). Les méthodes de recalage décrites dans ce paragraphe peuvent aussi bien être appliquées à l'IRM qu'à l'imagerie CT.

Le recalage complet des deux modalités (US et imagerie 3D+T) est composé d'un recalage spatial et d'un recalage temporel.

2.2.2.1 Recalage temporel

Les données dynamiques doivent être synchronisées dans le but de comparer des instants cardiaques correspondants. La synchronisation se fait généralement selon les électrocardiogrammes (ECGs) enregistrés pendant les acquisitions.

Synchronisation sur un instant unique. Parmi les façons de procéder, il est courant de ne considérer qu'un seul instant du cycle cardiaque. On recherche pour les deux modalités, un instant qui correspond à la même phase du cycle cardiaque comme par exemple le pic de l'onde R sur lequel est synchronisé l'acquisition scanner ou IRM [Ledesma-Carbayo *et al.*, 2005].

Interpolation temporelle. Pour un recalage dynamique, les modalités sont très rarement de même résolution temporelle. Aussi l'information des ECGs permet de situer les instants acquis dans le cycle cardiaque. En considérant chaque instant t_{US} de l'acquisition US, il est ainsi possible de déterminer les deux instants t_1 et t_2 de l'acquisition 3D tels que $t_{US} \in [t_1, t_2]$. Une interpolation temporelle permet ensuite l'obtention d'une nouvelle image en correspondance avec l'instant t_{US} échocardiographique [Huang *et al.*, 2007, Zhang *et al.*, 2007].

Absence de recalage temporel. Dans certains travaux, le recalage temporel n'est pas nécessaire. C'est le cas par exemple dans un objectif de comparaison des données fonctionnelles indépendantes du temps. Les données fonctionnelles sont recalées uniquement spatialement par segments cardiaques [Ledesma-Carbayo *et al.*, 2001]. Dans une approche où le recalage passe par la simulation d'images ultrasonores à partir de l'imagerie à recaler (par exemple imagerie

CT, cf. ci-dessous), il n'est pas nécessaire non plus d'effectuer un recalage temporel si le choix du nombre d'instantanés simulés est identique au nombre d'instantanés acquis [Wein *et al.*, 2007]. Le problème de synchronisation ne se pose pas non plus pour des imageries d'organes statiques comme le cerveau [Roche *et al.*, 2001].

Nous distinguons trois approches en recalage d'échographie : les approches stéréotactiques, les approches basées images pour lesquelles une métrique est nécessairement mise en place et les approches par simulation d'imagerie ultrasonore.

2.2.2.2 Approches stéréotactiques

Il s'agit de méthodes employées lors d'interventions chirurgicales. Le terme stéréotactique se réfère à un positionnement précis dans l'espace. Ici, la position (origine et orientation) de la sonde est repérée en temps réel par un procédé de triangulation de champs magnétiques. À l'aide des mesures de position, il est possible de replacer l'image d'échocardiographie dans l'espace scanner ou IRM [Huang *et al.*, 2009a, Huang *et al.*, 2007, Zhang *et al.*, 2007, Huang *et al.*, 2005, Comeau *et al.*, 2000, Pagoulatos *et al.*, 1999, Trobaugh *et al.*, 1994].

La méthode suivie pour le recalage per-opératoire IRM / US se décrit alors ainsi :

1. Deux examens pré-opératoires, une IRM et une échocardiographie, sont acquis. La position de la sonde d'échocardiographie est suivie dans le temps pendant cette acquisition pré-opératoire. Un recalage manuel des examens pré-opératoires donne une première approximation du résultat,
2. Lors du geste chirurgical, la position de la sonde échocardiographique est également relevée.
3. Grâce au recalage manuel des examens pré-opératoires, la position de la sonde US est désormais connue dans l'espace IRM pendant l'intervention. Ceci permet le recalage per-opératoire.

Le but de ce recalage est la réalité augmentée : en temps réel pendant un geste chirurgical, l'image US per-opératoire est affichée en superposition d'une acquisition IRM (3D+T) pré-opératoire [Wein *et al.*, 2007].

Si l'approche n'est pas stéréotactique, les façons de procéder s'appuient sur une étape initiale manuelle puis une approche iconique ou sur des approches basées modèles.

2.2.2.3 Approches iconiques

Pour les approches basées images, une mesure de similarité est calculée (à partir des informations contenues dans les images) puis optimisée.

Somme des différences au carré. En imagerie du foie, les travaux de Heldmann et Papenberg [Heldmann et Papenberg, 2009] présentent les difficultés liées aux différences de dimensions entre les coupes US et les volumes CT, notamment dans le choix du critère de similarité : ils montrent l'inefficacité de la *SSD* (équation 2.3).

Méthodes statistiques. Une approche iconique basée sur l'information mutuelle est proposée par Huang *et al.* Le procédé développé était initialement destiné au recalage 3D+T US / IRM [Huang *et al.*, 2005, Zhang *et al.*, 2007], puis a été étendu au recalage 2D-US / CT [Huang *et al.*, 2007] et US endo-vasculaire / CT [Huang *et al.*, 2009b] (à partir des données

2D-US, une reconstruction 3D est utilisée en entrée du processus de recalage). La maximisation de l'information mutuelle (équation 2.5) intervient après une première étape de recalage (manuelle) pour en améliorer le résultat.

De nouvelles mesures statistiques dérivées de l'information mutuelle [Roche *et al.*, 2001] sont utilisées en recalage multimodal d'IRM / US et donnent de bon résultats en imagerie neurologique, ce qui ne serait pas le cas pour l'imagerie d'un organe mobile.

On retrouve aussi l'utilisation du rapport de corrélation [Wein *et al.*, 2005, Wein *et al.*, 2007] entre images US et simulations d'images US à partir d'images CT.

2.2.2.4 Approches géométriques

On recense quelques méthodes de recalage en imagerie ultrasonore basées sur des amers géométriques choisis manuellement. En recalage PET / US, trois amers (par exemple les deux muscles papillaires et la jonction inférieure du ventricule droit) sont annotés sur les acquisitions [Savi *et al.*, 1995] et définissent le plan US dans le repère PET.

Une autre approche repose sur cinq amers (un point apical et quatre amers sur l'anneau mitral) choisis manuellement, et qui repèrent la position des segments cardiaques échographiques dans l'espace [Tournoux *et al.*, 2010]. Ces amers permettent le recalage 2D-3D sur un modèle surfacique cardiaque. Sur ce même modèle sont également recalées une surface segmentée CT et un modèle de veines issue d'angiographie RX.

Les amers peuvent être aussi des marqueurs implantés [Hong *et al.*, 2007] (pour du recalage US / IRM).

À notre connaissance, aucune méthode de recalage multimodal purement géométriques, sans *a priori* ou interactions n'a été proposée.

2.2.2.5 Approche par simulation

Le vision de Wein *et al.* est différente : afin de pouvoir mesurer une similarité entre US et MSCT, la simulation d'images US à partir d'acquisition CT est entreprise [Wein *et al.*, 2005, Wein *et al.*, 2007]. L'onde acoustique ultrasonore est partiellement reflétée à l'abord d'un changement d'impédance acoustique. L'impédance acoustique est proportionnelle à la densité du matériau rencontré (dans notre cas : tissu, sang, os...). Il en est de même en première approximation pour l'atténuation des rayons X en imagerie CT [Schneider *et al.*, 1996]. L'impédance acoustique est donc calculée à partir de l'atténuation des rayons X. Les équations de réflexion et transmission permettent alors de modéliser l'intensité de l'image US en tout point et d'obtenir une image US simulée. À partir de l'image simulée est calculée une similarité par des méthodes statistiques.

Qu'il s'agisse des approches stéréotactiques, iconiques, à base d'amers ou par simulation, ces méthodes donnent des résultats encourageants (validation sur fantômes et patients réels) mais ceux-ci sont fortement dépendants d'une étape initiale de pré-traitement, d'annotation manuelle, de recalage ou de simulation. De par sa technologie, l'imagerie US donne des informations sur l'impédance acoustique des tissus. Les images obtenues sont suffisamment éloignées des volumes d'imageries tridimensionnelles dynamiques pour rendre difficile l'application des méthodes classiques de recalage.

Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre une description des méthodes classiques utilisées en matière de recalage d'après une classification selon :

- la transformation appliquée à l'image source,
- le critère de similarité entre source et cible,
- la méthode d'optimisation des paramètres de la transformation.

Cette classification très générale nous a permis de cerner le contexte dans lequel évolue le recalage multimodal en imagerie médicale. Nous avons pu mettre en avant les difficultés rencontrées lorsque les natures des modalités sont éloignées mais aussi l'intérêt qu'un tel recalage apporte dans la confrontation de données complémentaires. Nous nous sommes concentrés sur les méthodes se rapprochant de notre problématique, à savoir le recalage multimodal de données fonctionnelles issues d'échocardiographies 2D ou de cartographies électroanatomiques et de données anatomiques issues d'imagerie scanner multibarrette.

Les méthodes présentées dans ce chapitre font appel, le plus souvent, à une étape initiale supplémentaire (recalage initial manuel, incorporation d'information, pré-traitement) pour assurer le résultat. L'étape initiale est conditionnée par la nature des données d'entrée et de l'information relevée lors de l'acquisition, qui dépendent du protocole d'acquisition et des caractéristiques constructeurs des appareils de mesure.

Les méthodes de recalage mises en œuvre dans ce travail font appel à un pré-traitement (segmentation ou extraction d'informations anatomiques) en accord avec nos données d'entrée avant un recalage géométrique. Elles sont présentées dans le chapitre qui suit.

Bibliographie

- [Bailey *et al.*, 2005] BAILEY, D. L., TOWNSEND, D. W., VALK, P. E. et MAISEY, M. N. (2005). *Positron emission tomography : basic sciences*. Springer, pages 382.
- [Bajcsy et Kovačič, 1989] BAJCSY, R. et KOVAČIČ, S. (1989). Multiresolution elastic matching. *Comput. Vision Graph. Image Process.*, 46:1–21.
- [Barillot, 1999] BARILLOT, C. (1999). *Fusion de Données et Imagerie 3D en Médecine*. Habilitation à diriger des recherches, Université de Rennes 1, Institut de Formation Supérieure en Informatique et en Communication.
- [Barnea et Silverman, 1972] BARNEA, D. I. et SILVERMAN, H. F. (1972). A class of algorithms for fast digital image registration. *IEEE Trans. Comput.*, 21:179–186.
- [Besl et McKay, 1992] BESL, P. J. et MCKAY, N. D. (1992). A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, 14:239–256.
- [Bro-Nielsen, 1997] BRO-NIELSEN, M. (1997). Rigid registration of CT, MR and cryosection images using a GLCM framework. In TROCCHAZ, J., GRIMSON, E. et MOSGES, R., éditeurs : *CVRMed-MRCAS '97. 1st Joint Conf, Comp Vision, VR and Robotics in Medicine and Medical Robotics and Comp-Assisted Surgery Proc*, volume 1205 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 171–180. Springer-Verlag.
- [Brown, 1992] BROWN, L. G. (1992). A survey of image registration techniques. *ACM computing surveys (CSUR)*, 24(4):325–376.
- [Cachier, 2002] CACHIER, P. (2002). *Recalage non rigide d'images médicales volumiques - Contributions aux approches iconiques et géométriques*. Thèse de doctorat, INRIA Sophia Antipolis, Ecole Centrale de Paris.
- [Camara *et al.*, 2009] CAMARA, O., OELTZE, S., DE CRAENE, M., SEBASTIAN, R., SILVA, E., TAMBORERO, D., MONT, L., SITGES, M., BIJNENS, B. et FRANGI, A. (2009). Cardiac Motion Estimation from Intracardiac Electrical Mapping Data : Identifying a Septal Flash in Heart Failure. *Functional Imaging and Modeling of the Heart*, 5528:21–29.
- [Chenoune *et al.*, 2007] CHENOUNE, Y., BOUAOUNE, Y., DELÉCHELLE, E., PETIT, E., GAROT, J. et RAHMOUNI, A. (2007). MR/CT multimodal registration of short-axis slices in CT volumes. In *Engineering in Medicine and Biology Society. 29th Annual International Conference of the IEEE*, pages 4496–4499. IEEE.
- [Chiang *et al.*, 2012] CHIANG, P., ZHENG, J., MAK, K., THALMANN, N. et CAI, Y. (2012). Progressive surface reconstruction for heart mapping procedure. *Computer-Aided Design*, 44(4):289–299.
- [Chinchapatnam *et al.*, 2008] CHINCHAPATNAM, P., RHODE, K. S., GINKS, M., RINALDI, C. A., LAMBIASE, P., RAZAVI, R., ARRIDGE, S. R. et SERMESANT, M. (2008). Model-based imaging of cardiac apparent conductivity and local conduction velocity for diagnosis and planning of therapy. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 27(11):1631–1642.
- [Collignon *et al.*, 1995] COLLIGNON, A., VANDERMEULEN, D., SUETENS, P. et MARCHAL, G. (1995). 3D Multi-Modality Medical Image Registration Using Feature Space Clustering. *Lecture Notes in Computer Science*, 905:195–204.
- [Comeau *et al.*, 2000] COMEAU, R. M., SADIKOT, A. F., FENSTER, A. et PETERS, T. M. (2000). Intraoperative ultrasound for guidance and tissue shift correction in image-guided neurosurgery. *Medical Physics*, 27(4):787–800.
- [Dantzig *et al.*, 1955] DANTZIG, G. B., ORDEN, A. et WOLFE, P. (1955). The generalized simplex method for minimizing a linear form under linear inequality restraints. *Pacific Journal of Mathematics*, 5(2):183–195.

- [de Chillou *et al.*, 2008] de CHILLOU, C., ANDRONACHE, M., ABDELAAL, A., ERNST, Y., MAGNIN-POULL, I., MAGDI, M., ZHANG, N., TISSIER, S., MANDRY, D., BARBARY, C., RÉGENT, D. et ALIOT, E. (2008). Evaluation of 3D guided electroanatomic mapping for ablation of atrial fibrillation in reference to CT-scan image integration. *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology*, 23:175–181.
- [den Uijl *et al.*, 2008] den UIJL, D. W., TOPS, L. F., TOLOSANA, J. M., SCHUIJF, J. D., TRINES, S. A., ZEPPEFELD, K., BAX, J. J. et SCHALIJ, M. J. (2008). Real-time integration of intracardiac echocardiography and multislice computed tomography to guide radiofrequency catheter ablation for atrial fibrillation. *Heart Rhythm*, 5(10):1403 – 1410.
- [Dong *et al.*, 2006] DONG, J., CALKINS, H., SOLOMON, S. B., LAI, S., DALAL, D., LARDO, A. C., LARDO, A., BREM, E., PREISS, A., BERGER, R. D., HALPERIN, H. et DICKFELD, T. (2006). Integrated electroanatomic mapping with three-dimensional computed tomographic images for real-time guided ablations. *Circulation*, 113(2):186–94.
- [Flusser et Suk, 1994] FLUSSER, J. et SUK, T. (1994). A moment-based approach to registration of images with affine geometric distortion. *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, 32(2):382–387.
- [Gao *et al.*, 2010] GAO, G., CHINCHAPATNAM, P., WRIGHT, M., ARUJUNA, A., GINKS, M., RINALDI, A. et RHODE, K. (2010). An MRI/CT-based cardiac electroanatomical mapping system with scattered data interpolation algorithm. In *Proceedings of the 2010 IEEE international conference on Biomedical imaging : from nano to Macro*, ISBI'10, pages 464–467, Piscataway, NJ, USA. IEEE Press.
- [Glover, 1986] GLOVER, F. (1986). Future paths for integer programming and links to artificial intelligence. *Computers & Operations Research*, 13(5):533–549.
- [Goshtasby, 1985] GOSHTASBY, A. (1985). Template matching in rotated images. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 7(3):338–344.
- [Heldmann et Papenberg, 2009] HELDMANN, S. et PAPENBERG, N. (2009). A variational approach for volume-to-slice registration. *Scale Space and Variational Methods in Computer Vision*, 5567:624–635.
- [Hong *et al.*, 2007] HONG, J., KONISHI, K., NAKASHIMA, H., IEIRI, S., TANOUÉ, K., NAKAMUTA, M. et HASHIZUME, M. (2007). Integration of MRI and ultrasound in surgical navigation for robotic surgery. In MAGJAREVIC, R., MAGJAREVIC, R. et NAGEL, J. H., éditeurs : *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006*, volume 14 de *IFMBE Proceedings*, pages 3052–3055. Springer Berlin Heidelberg. 10.1007/978-3-540-36841-0-773.
- [Hu, 1962] HU, M.-K. (1962). Visual pattern recognition by moment invariants. *Information Theory, IRE Transactions on*, 8(2):179–187.
- [Huang *et al.*, 2005] HUANG, X., HILL, N., REN, J., GUIRAUDON, G., BOUGHNER, D. et PETERS, T. (2005). Dynamic 3D ultrasound and MR image registration of the beating heart. In DUNCAN, J. et GERIG, G., éditeurs : *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI 2005*, volume 3750 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 171–178. Springer Berlin / Heidelberg.
- [Huang *et al.*, 2007] HUANG, X., HILL, N. A., REN, J., GUIRAUDON, G. et PETERS, T. M. (2007). Intra-cardiac 2D US to 3D CT image registration. In *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, volume 6509 de *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*.
- [Huang *et al.*, 2009a] HUANG, X., MOORE, J., GUIRAUDON, G., JONES, D. L., BAINBRIDGE, D., REN, J. et PETERS, T. M. (2009a). Dynamic 2D ultrasound and 3D CT image registration of the beating heart. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 28(8):1179–1189.

- [Huang *et al.*, 2009b] HUANG, X., REN, J., GUIRAUDON, G., BOUGHNER, D. et PETERS, T. M. (2009b). Rapid dynamic image registration of the beating heart for diagnosis and surgical navigation. *IEEE Trans Med Imaging*, 28(11):1802–14.
- [Kettering *et al.*, 2009] KETTERING, K., GREIL, G. F., FENCHEL, M., KRAMER, U., WEIG, H., BUSCH, M., MILLER, S., SIEVERDING, L., LASZLO, R. et SCHREIECK, J. (2009). Catheter ablation of atrial fibrillation using the Navx-/Ensite-system and a CT-/MRI-guided approach. *Clinical Research in Cardiology : Official Journal of the German Cardiac Society*, 98(5):285–296.
- [Khaykin *et al.*, 2008] KHAYKIN, Y., SKANES, A., WHALEY, B., HILL, C., BEARDSALL, M., SEABROOK, C., WULFFHART, Z., OOSTHUIZEN, R., GULA, L. et VERMA, A. (2008). Real-time integration of 2D intracardiac echocardiography and 3D electroanatomical mapping to guide ventricular tachycardia ablation. *Heart Rhythm*, 5(10):1396 – 1402.
- [Kirkpatrick *et al.*, 1983] KIRKPATRICK, S., GELATT, C. D. et VECCHI, M. P. (1983). Optimization by Simulated Annealing. *Science*, 220(4598):671–680.
- [Koza et Poli, 2005] KOZA, J. et POLI, R. (2005). Genetic programming. In BURKE, E. K. et KENDALL, G., éditeurs : *Search Methodologies*, pages 127–164. Springer US. 10.1007/0-387-28356-0-5.
- [Ledesma-Carbayo *et al.*, 2005] LEDESMA-CARBAYO, M. J., KYBIC, J., DESCO, M., SANTOS, A., MEMBER, S., SÜHLING, M., MEMBER, S., HUNZIKER, P. et UNSER, M. (2005). Spatio-temporal nonrigid registration for ultrasound cardiac motion estimation. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 24:1113.
- [Ledesma-Carbayo *et al.*, 2001] LEDESMA-CARBAYO, M. J., KYBIC, J., DESCO, M., SANTOS, A. et UNSER, M. (2001). Cardiac motion analysis from ultrasound sequences using non-rigid registration. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pages 889–896.
- [Lee *et al.*, 2009] LEE, D., HOFMANN, M., STEINKE, F., ALTUN, Y., CAHILL, N. et SCHOLKOPF, B. (2009). Learning similarity measure for multi-modal 3D image registration. In *Computer Vision and Pattern Recognition, 2009. CVPR 2009. IEEE Conference on*, pages 186–193, Los Alamitos, CA, USA. IEEE, IEEE Computer Society.
- [Levenberg, 1944] LEVENBERG, K. (1944). A method for the solution of certain non-linear problems in least squares. *Quarterly Journal of Applied Mathematics*, II(2):164–168.
- [Lu *et al.*, 2008] LU, X., ZHANG, S., SU, H. et CHEN, Y. (2008). Mutual information-based multimodal image registration using a novel joint histogram estimation. *Computerized medical imaging and graphics : the official journal of the Computerized Medical Imaging Society*, 32(3):202–209.
- [Maes *et al.*, 1997] MAES, F., COLLIGNON, A., VANDERMEULEN, D., MARCHAL, G. et SUE-TENS, P. (1997). Multimodality image registration by maximization of mutual information. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 16(2):187–198.
- [Maffessanti *et al.*, 2009] MAFFESSANTI, F., NESSER, H., WEINERT, L., STERINGER-MASCHERBAUER, R., NIEL, J., GORISSEN, W., SUGENG, L., LANG, R. et MOR-AVI, V. (2009). Quantitative evaluation of regional left ventricular function using three-dimensional speckle tracking echocardiography in patients with and without heart disease. *The American journal of cardiology*, 104(12):1755–1762.
- [Maintz *et al.*, 1998] MAINTZ, J., MEIJERING, E. et VIERGEVER, M. (1998). General multimodal elastic registration based on mutual information. In *SPIE MedicalImaging 1998 : Image Processing*, Bellingham.

- [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 Transactions on Medical Imaging*, 21(9):1011–1021.
- [Malchano *et al.*, 2006] MALCHANO, Z. J., NEUZIL, P., CURY, R. C., HOLMVANG, G., WEICHERT, J., SCHMIDT, E. J., RUSKIN, J. N. et REDDY, V. Y. (2006). Integration of cardiac CT/MR imaging with three-dimensional electroanatomical mapping to guide catheter manipulation in the left atrium : Implications for catheter ablation of atrial fibrillation. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, 17(11):1221–1229.
- [Marler et Arora, 2004] MARLER, R. T. et ARORA, J. S. (2004). Survey of multi-objective optimization methods for engineering. *Structural and Multidisciplinary Optimization*, 26(6): 369–395.
- [Marquardt, 1963] MARQUARDT, D. W. (1963). An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters. *SIAM Journal on Applied Mathematics*, 11(2):431–441.
- [Modersitzki, 2004] MODERSITZKI, J. (2004). *Numerical Methods for Image Registration*. Oxford Science Publications, pages 208.
- [Okumura *et al.*, 2008] OKUMURA, Y., HENZ, B. D., JOHNSON, S. B., BUNCH, T. J., O'BRIEN, C. J., HODGE, D. O., ALTMAN, A., GOVARI, A. et PACKER, D. L. (2008). Three-dimensional ultrasound for image-guided mapping and intervention : Methods, quantitative validation and clinical feasibility of a novel multi-modality image mapping system. *Circulation : Journal of the American Heart Association*, 1(2):110–119.
- [Otsuji *et al.*, 2001] OTSUJI, Y., HANDSCHUMACHER, M., LIEL-COHEN, N., TANABE, H., JIANG, L., SCHWAMMENTHAL, E., GUERRERO, J., NICHOLLS, L., VLAHAKES, G. et LEVINE, R. (2001). Mechanism of ischemic mitral regurgitation with segmental left ventricular dysfunction : three-dimensional echocardiographic studies in models of acute and chronic progressive regurgitation. *Journal of the American College of Cardiology*, 37(2):641–648.
- [Pagoulatos *et al.*, 1999] PAGOULATOS, N., EDWARDS, W. S., HAYNOR, D. R. et KIM, Y. (1999). Interactive 3D registration of ultrasound and magnetic resonance images based on a magnetic position sensor. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 3(4):278–288.
- [Pareto, 1896] PARETO, V. (1896). *Cours d' économie politique*. F. Rouge, Lausanne.
- [Pelizzari *et al.*, 1989] PELIZZARI, C., CHEN, G., SPELBRING, D., WEICHELBAUM, R. et CHEN, C. (1989). Accurate 3-dimensional registration of CT, PET, and or MR images of the brain. *Journal Of Computer Assisted Tomography*, 13(1):20–26.
- [Pluim *et al.*, 2003] PLUIM, J., MAINTZ, J. et VIERGEVER, M. (2003). Mutual-information-based registration of medical images : a survey. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 22(8):986–1004.
- [Porras *et al.*, 2011] PORRAS, A., PIELLA, G., CÁMARA, O., SILVA, E., ANDREU, D., BERRUEZO, A. et FRANGI, A. (2011). Cardiac deformation from electro-anatomical mapping data : Application to scar characterization. In METAXAS, D. et AXEL, L., éditeurs : *Functional Imaging and Modeling of the Heart*, volume 6666 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 47–54. Springer Berlin / Heidelberg.
- [Press *et al.*, 1992] PRESS, W., TEUKOLSKY, S., VETTERLING, W. et FLANNERY, B. (1992). *Numerical Recipes in C*. Cambridge University Press, pages 1018, Cambridge, UK, 2nd édition.
- [Reddy *et al.*, 2004] REDDY, V. Y., MALCHANO, Z. J., HOLMVANG, G., SCHMIDT, E. J., HOUGHTALING, C., CHAN, R. C., RUSKIN, J. N., REDDY, V. Y., MALCHANO, Z. J., HOLMVANG, G., SCHMIDT, E. J., HOUGHTALING, C., CHAN, R. C. et RUSKIN, J. N. (2004). Integration of cardiac magnetic resonance imaging with three-dimensional electroanatomic mapping

- to guide left ventricular catheter manipulation feasibility in a porcine model of healed myocardial infarction. *Journal of the American College of Cardiology*, 44(11):2202–2213.
- [Rhode et Sermesant, 2011] RHODE, K. et SERMESANT, M. (2011). Modeling and registration for electrophysiology procedures based on three-dimensional imaging. *Current Cardiovascular Imaging Reports*, 4:116–126.
- [Rhode *et al.*, 2003] RHODE, K. S., HILL, D. L. G., EDWARDS, P. J., HIPWELL, J. H., RUECKERT, D., SANCHEZ-ORTIZ, G. I., HEGDE, S., RAHUNATHAN, V. et RAZAVI, R. (2003). Registration and tracking to integrate X-ray and MR images in an XMR facility. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 22(11):1369–1378.
- [Rhode *et al.*, 2005] RHODE, K. S., SERMESANT, M., BROGAN, D., HEGDE, S., HIPWELL, J., LAMBIASE, P., ROSENTHAL, E., BUCKNALL, C., QURESHI, S. A., GILL, J. S., RAZAVI, R. et HILL, D. L. G. (2005). A system for real-time XMR guided cardiovascular intervention. *IEEE Trans. Med. Imag.*, 24(11):1428–1440.
- [Roche *et al.*, 1998] ROCHE, A., MALANDAIN, G., PENNEC, X. et AYACHE, N. (1998). The correlation ratio as a new similarity measure for multimodal image registration. In WELLS, W., COLCHESTER, A. et DELP, S., éditeurs : *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI98*, volume 1496 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 1115–1124. Springer Berlin / Heidelberg.
- [Roche *et al.*, 2001] ROCHE, A., PENNEC, X., MALANDAIN, G. et AYACHE, N. (2001). Rigid registration of 3D ultrasound with MR images : a new approach combining intensity and gradient information. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20(10):1038–1049.
- [Rubeaux *et al.*, 2009] RUBEAUX, M., NUNES, J., ALBERA, L. et GARREAU, M. (2009). Dense motion estimation of the heart based on cumulants. In *Computers in Cardiology*, pages 609–612. IEEE.
- [Rubeaux *et al.*, 2010] RUBEAUX, M., NUNES, J., ALBERA, L. et GARREAU, M. (2010). Edgeworth-based approximation of mutual information for medical image registration. In *2nd International Conference on Image Processing Theory Tools and Applications (IPTA)*, volume 22, pages 195–200. IEEE.
- [Savi *et al.*, 1995] SAVI, A., GILARDI, M. C., RIZZO, G., PEPI, M., LANDONI, C., ROSSETTI, C., LUCIGNANI, G., BARTORELLI, A. et FAZIO, F. (1995). Spatial registration of echocardiographic and positron emission tomographic heart studies. *Eur J Nucl Med*, 22(3):243–7.
- [Schneider *et al.*, 1996] SCHNEIDER, U., PEDRONI, E. et LOMAX, A. (1996). The calibration of ct hounsfield units for radiotherapy treatment planning. *Physics in medicine and biology*, 41(1):111.
- [Shams *et al.*, 2010] SHAMS, R., SADEGHI, P., KENNEDY, R. A. et HARTLEY, R. I. (2010). A survey of medical image registration on multicore and the GPU. *IEEE Signal Processing Mag.*, 27(2):50–60.
- [Steuer, 1986] STEUER, R. E. (1986). *Multiple Criteria Optimization : Theory, Computation and Application*. John Wiley, New York, pages 546.
- [Studholme *et al.*, 1995] STUDHOLME, C., HILL, D. et HAWKES, D. (1995). Multi-resolution voxel similarity measures for MR-Pet registration. In *Information Processing in Medical Imaging*.
- [Studholme *et al.*, 1999] STUDHOLME, C., HILL, D. L. G. et HAWKES, D. J. (1999). An overlap invariant entropy measure of 3D medical image alignment. *Pattern Recognition*, 32(1):71–86.
- [Sugeng *et al.*, 2010] SUGENG, L., MOR-AVI, V., WEINERT, L., NIEL, J., EBNER, C., STERINGER-MASCHERBAUER, R., BARTOLLES, R., BAUMANN, R., SCHUMMERS, G., LANG,

- R. *et al.* (2010). Multimodality comparison of quantitative volumetric analysis of the right ventricle. *JACC Cardiovascular Imaging*, 3(1):10.
- [Svedlow *et al.*, 1976] SVEDLOW, M., MCGILLEM, C. et ANUTA, P. (1976). Experimental examination of similarity measures and preprocessing methods used for image registration. *In LARS Symposia*, page 150.
- [Thevenaz et Unser, 2000] THEVENAZ, P. et UNSER, M. (2000). Optimization of mutual information for multiresolution image registration. *IEEE Transactions on Image Processing*, 9(12):2083–2099.
- [Thirion, 1998] THIRION, J.-P. (1998). Image matching as a diffusion process : an analogy with maxwell’s demons. *Medical Image Analysis*, 2(3):243 – 260.
- [Tops *et al.*, 2005] TOPS, L. F., BAX, J. J., ZEPPENFELD, K., JONGBLOED, M. R., LAMB, H. J., van der WALL, E. E. et SCHALIJ, M. J. (2005). Fusion of multislice computed tomography imaging with three-dimensional electroanatomic mapping to guide radiofrequency catheter ablation procedures. *Heart Rhythm*, 2(10):1076 – 1081.
- [Tournoux *et al.*, 2010] TOURNOUX, F., CHAN, R., MANZKE, R., HANSCHUMACHER, M., CHEN-TOURNOUX, A., GÉRARD, O., SOLIS-MARTIN, J., HEIST, E., ALLAIN, P., REDDY, V. *et al.* (2010). Integrating functional and anatomical information to guide cardiac resynchronization therapy. *European journal of heart failure*, 12(1):52.
- [Trobaugh *et al.*, 1994] TROBAUGH, J. W., RICHARD, W. D., SMITH, K. R. et BUCHOLZ, R. D. (1994). Frameless stereotactic ultrasonography : Method and applications. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 18(4):235 – 246.
- [van den Elsen et Viergever, 1993] van den ELSSEN, P. et VIERGEVER, M. A. (1993). Medical image matching - a review with classification. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.*, 12:26–39.
- [Viola, 1995] VIOLA, P. (1995). *Alignment by Maximization of Mutual Information*. Thèse de doctorat, Massachusetts Institute of Technology Artificial Intelligence Laboratory, Boston, USA.
- [Viola et Wells, 1997] VIOLA, P. et WELLS, W. (1997). Alignment by maximization of Mutual Information. *International Journal of Computer Vision*, 24(2):137–154.
- [Wein *et al.*, 2007] WEIN, W., KHAMENE, A., CLEVERT, D.-A., KUTTER, O. et NAVAB, N. (2007). Simulation and fully automatic multimodal registration of medical ultrasound. *In* AYACHE, N., OURSELIN, S. et MAEDER, A., éditeurs : *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2007*, volume 4791 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 136–143. Springer Berlin / Heidelberg.
- [Wein *et al.*, 2005] WEIN, W., RÖPER, B. et NAVAB, N. (2005). Automatic registration and fusion of ultrasound with CT for radiotherapy. *Medical image computing and computer-assisted intervention : MICCAI. International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 8(Pt 2):303–311.
- [West *et al.*, 1997] WEST, J. B., FITZPATRICK, J. M., WANG, M. Y., DAWANT, B. M., MAURER, Jr., C. R., KESSLER, R. M. et MACIUNAS, R. J. (1997). Retrospective intermodality registration techniques : surface-based versus volume-based. *Proceedings of the First Joint Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine and Medical Robotics and Computer-Assisted Surgery*, 18:151–160.
- [Wiest-Daesslé *et al.*, 2007] WIEST-DAESSLÉ, N., YGER, P., PRIMA, S. et BARILLOT, C. (2007). Evaluation of a new optimisation algorithm for rigid registration of MRI data. *In Medical Imaging 2007 : Image Processing. Edited by Pluim, Josien P. W. ; Reinhardt, Joseph M..*

- Proceedings of the SPIE, Volume 6512, pp. 651206 (2007).*, volume 6512 de *Presented at the Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference.*
- [Wilson *et al.*, 2009] WILSON, K., GUIRAUDON, G., JONES, D. L. et PETERS, T. M. (2009). Mapping of cardiac electrophysiology onto a dynamic patient-specific heart model. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 28(12):1870–1880.
- [Wong et Hall, 1978] WONG, R. Y. et HALL, E. L. (1978). Scene matching with invariant moments. *Computer Graphics and Image Processing*, 8(1):16 – 24.
- [Yang et Medioni, 1992] YANG, C. et MEDIONI, G. (1992). Object modelling by registration of multiple range images. *Image and Vision Computing*, 10(3):145 – 155.
- [Yang et Cohen, 1999] YANG, Z. et COHEN, F. S. (1999). Cross-weighted moments and affine invariants for image registration and matching. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, 21(8):804–814.
- [Zhang *et al.*, 2007] ZHANG, Q., EAGLESON, R. et PETERS, T. M. (2007). Real-time visualization of 4D cardiac MR images using graphics processing units. *In ISBI'06*, pages 343–346.
- [Zhang, 1992] ZHANG, Z. (1992). Iterative point matching for registration of free-form curves. *Int. J. Computer Vision*, 13(1):119 – 152.
- [Zitova et Flusser, 2003] ZITOVA, B. et FLUSSER, J. (2003). Image registration methods : a survey. *Image and Vision Computing*, 21(1):977–1000.

Chapitre 3

Approches proposées pour le recalage multimodal d'images cardiaques en CRT

Introduction - Choix d'un référentiel absolu et d'une stratégie de traitement

L'objectif de ce travail est l'intégration et la fusion d'informations issues de différentes modalités d'imagerie afin d'intégrer un ensemble de descripteurs complémentaires et d'en calculer de nouveaux.

La figure 3.1 présente de façon schématique la stratégie globale d'intégration et de fusion envisagée dans cette thèse.

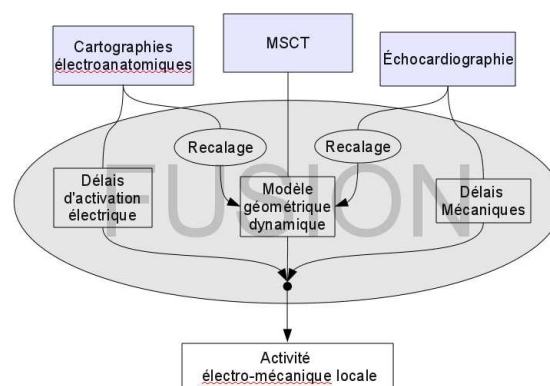


Figure 3.1 – Schéma global de la stratégie envisagée : la finalité du recalage est la fusion de données dans l'obtention de données électromécaniques locales.

Cette fusion nécessite une étape préalable de recalage. Nous avons choisi l'examen scanner comme modalité de référence lors du recalage pour les raisons suivantes :

- sa capacité à fournir une imagerie anatomique de qualité (comme la possibilité de visualiser le réseau veineux coronaire) notamment grâce à sa résolution spatiale élevée (en moyenne

dans notre cas 0.33.33.63 mm),

- la possibilité de réaliser des acquisitions dynamiques (3D+T) en situation pré-interventionnelle,
- son usage de routine dans le cadre de la CRT.

L'imagerie scanner est ainsi une modalité de référence adaptée à la fusion et à la représentation de données. En effet, il semble plus naturel d'utiliser l'espace de plus grand nombre de dimensions (3D + T) comme espace global de représentation. Ce choix offre d'autre part la possibilité de générer un modèle géométrique de haute résolution en exploitant les nombreuses méthodes de (pré-)traitements développées en imagerie scanner, concernant notamment la segmentation de l'endocarde du ventricule gauche au long d'un cycle cardiaque. Cela permet également de comparer deux surfaces 3D dans une approche géométrique (pour le recalage EAM / MSCT par exemple).

Avant même de pouvoir travailler au recalage, un pré-traitement des données est mis en œuvre. Ce pré-traitement comprend des étapes préalables au recalage appliquées aux données scanner (espace de référence) et l'extraction d'informations *a priori* sur chacune des modalités considérées (cf. section 3.2) :

1. segmentation de l'endocarde pour les données MSCT,
2. définition du grand axe et de l'apex pour chaque modalité (MSCT, EAM, US),
3. séparation de l'oreillette et du ventricule gauche à partir des surfaces segmentées en scanner
4. création d'un modèle anatomique spécifique patient à partir des images scanner.

Nous présentons ensuite dans ce chapitre les méthodes développées pour les recalages intervenant préalablement à la fusion de données :

1. une méthode semi-automatique de recalage de cartographies électroanatomiques et d'images scanner,
2. deux procédés de recalage d'images échocardiographiques 2D et d'images scanner.

3.1 Motivations pour le choix des méthodes

Nos choix quant aux méthodes de recalage développées durant ces travaux se sont tournés vers des recalages employant des transformations rigides et basées sur une des primitives géométriques. Les méthodes d'optimisation sont de type descente de gradient et le recalage temporel, lorsque celui-ci est nécessaire, se fait soit par synchronisation sur un instant unique, soit suivant une synchronisation dynamique. Nous donnons dans cette section les raisons qui nous ont orientés vers ces choix pour les recalages EAM vers MSCT et 2D-US vers MSCT.

3.1.1 Approche choisie pour le recalage d'images scanner et de cartographies électroanatomiques

Dans la littérature (cf. paragraphe 2.2.1), nous retrouvons trois types de méthodes de recalage multimodal EAM vers CT :

- des méthodes pour lesquelles les deux acquisitions se font quasi-simultanément [Rhode et Sermesant, 2011, Gao *et al.*, 2010, Chinchapatnam *et al.*, 2008, Rhode *et al.*, 2005, Rhode *et al.*, 2003],
- des méthodes se basant sur l'information fonctionnelle de la modalité (le site de première activation électrique est utilisé comme élément de vérification du recalage) [Porras *et al.*, 2011, Camara *et al.*, 2009],

- des méthodes à base d’amers [Kettering *et al.*, 2009, de Chillou *et al.*, 2008, Khaykin *et al.*, 2008, Okumura *et al.*, 2008, Malchano *et al.*, 2006, Dong *et al.*, 2006, Tops *et al.*, 2005, Reddy *et al.*, 2004].

Nos données ne sont pas acquises simultanément (parfois même à plusieurs mois d’intervalle) et notre but *in fine* est la fusion de l’information fonctionnelle d’activité électrique de l’endocarde. Nous nous dirigeons donc vers une solution géométrique à base d’amers par l’utilisation de surfaces segmentées issues de l’imagerie scanner (\mathcal{S}_{CT}) et de surfaces anatomiques relevées lors de l’acquisition EAM (\mathcal{S}_{EAM}).

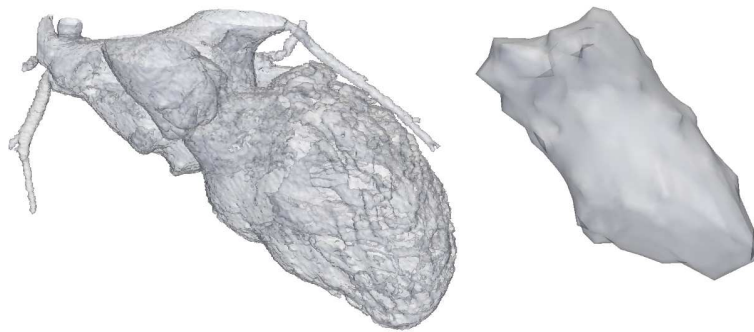


Figure 3.2 – Données surfaciques considérées. À gauche : surface segmentée issue d’imagerie scanner multibarrette. À droite : anatomie de l’endocarde relevée lors de l’acquisition EAM.

Nos deux surfaces \mathcal{S}_{CT} et \mathcal{S}_{EAM} sont géométriquement éloignées (cf. figure 3.2) pour les raisons suivantes :

- en pratique, il est difficile pour le cardiologue de parcourir la totalité du VG lors du relevé de \mathcal{S}_{EAM} et un nombre réduit de points permet de diminuer le temps d’acquisition d’examen déjà long pour le patient,
- le cœur étant continuellement en mouvement, le contact de la sonde avec l’endocarde n’est pas systématique et la position étant relevée sans synchronisation, elle ne correspond pas à un instant précis du cycle cardiaque,
- technologiquement, la sonde d’acquisition est repérée dans l’espace par trois champs électromagnétiques soumis aux effets de distorsion des différentes impédances des tissus du corps humain,
- physiologiquement, chez les patients de notre base de données, le VG est dilaté pour compenser une fraction d’éjection faible. Le volume du VG diminue quelques semaines après implantation CRT.

Ces différentes raisons font de la surface anatomique obtenue en EAM une approximation de la géométrie de l’endocarde et font du recalage MSCT / EAM une tâche complexe. De plus, dans notre cas, nous ne disposons pas de l’acquisition de l’aorte qui pourrait apporter un point de repère supplémentaire et permettre un recalage par ICP (cf. paragraphe 2.1.2.2). Les amers géométriques (apex, aorte, valve mitrale, faisceau de His, paroi latérale, paroi antérieure) dont nous disposons ont été annotés, sous contrôle du cardiologue, par l’ingénieur de *St. Jude Medical* lors de l’acquisition. Ils sont détaillés, par patient dans le chapitre suivant (cf. section 4.1 et tableau 4.3). Ces points sont à considérer en tant que zones locales pour l’orientation de la cartographie et non en tant que références précises. De plus, selon les patients examinés, le nombre et la désignation des amers annotés varie. Plutôt que de laisser l’utilisateur indiquer

sur les images ou surfaces scanner la correspondance des amers disponibles en EAM, nous avons préféré les exploiter de manière interactive au cours du recalage.

Sans *a priori* sur les déformations non linéaires qui peuvent exister sur les cartographies électroanatomiques, nous ne pouvons pas quantifier ni même vérifier l'exactitude d'une transformation élastique. De plus, dans le processus de fusion envisagée, les données électriques seront, par la suite, projetées radialement sur la surface endocardique. Une déformation non linéaire des cartographies constituerait une perte sur la précision des données électriques. En effet, une telle transformation cherche à faire correspondre deux surfaces en négligeant le positionnement de l'information électrique. Dès lors, une transformation rigide sera appliquée pour ce recalage.

La méthode mise en place pour le recalage de données scanner multibarrette et de cartographies électroanatomiques est une méthode semi-interactive décomposée en deux étapes :

1. le grand axe et l'apex extraits des deux modalités (suivant les méthodes décrites par la suite : section 3.2.1) sont mis en correspondance de manière automatique,
2. une rotation de la surface cartographiée autour du grand axe est appliquée interactivement.

3.1.2 Approche choisie pour le recalage d'images scanner et d'images échocardiographiques

3.1.2.1 Recalage temporel

Le cycle cardiaque du patient a une fréquence différente au moment des différentes acquisitions, mais les descripteurs fusionnés dans ces travaux sont des valeurs scalaires atemporelles extraites d'imageries dynamiques (par exemple des délais d'activation mécanique pour l'échocardiographie). Dans notre cas, une synchronisation est nécessaire, mais un recalage temporel par instant n'est pas obligatoire. Une synchronisation sur un instant unique à partir des ECGs sera effectuée pour le recalage temporel de nos données.

3.1.2.2 Choix d'une transformation

Le cadre de notre étude concerne des recalages multimodaux mais intra-patients. Nous visualisons l'endocarde en scanner CT et le myocarde en imagerie US, un recalage non-rigide aurait tendance à faire correspondre ces deux différentes membranes composant le muscle cardiaque.

L'objectif final est la fusion de données, en particulier la projection des informations offertes par une modalité sur une autre. Il ne s'agit pas d'évaluer les déformations entre deux images. Nous considérons des informations projetées sur la surface endocardique (activation électrique pour l'EAM, *strain* pour l'imagerie US, ...), il n'y a donc pas nécessité d'un recalage dense. Pour ces raisons, une transformation rigide est aussi envisagée pour le recalage d'images échocardiographiques et scanner.

3.1.2.3 Choix d'une métrique

Les acquisitions n'ayant pas lieu simultanément, une approche stéréotactique¹ n'est pas envisageable.

1. stéréotactique : approche pour laquelle l'acquisition des différentes modalités se fait dans un même environnement permettant ainsi de connaître la transformation exacte d'un repère à l'autre.

Deux approches pour le recalage d'échocardiographies et d'images scanner sont envisageables débouchant sur deux types de métriques : l'approche iconique et l'approche géométrique.

Les approches iconiques évoquées dans la littérature [Huang *et al.*, 2009, Heldmann et Papenberg, 2009, Huang *et al.*, 2007, Wein *et al.*, 2007, Zhang *et al.*, 2007, Huang *et al.*, 2005, Wein *et al.*, 2005, Roche *et al.*, 2001] (cf. section 2.2.2) de par les caractéristiques très différentes des images scanner et échographiques, sont combinées à une étape manuelle. En effet, alors qu'en scanner nous extrayons les cavités et donc l'endocarde, en échocardiographie, nous analysons le myocarde. Par ces différences, le recalage iconique (nécessitant ici la recherche du plan d'acquisition US dans le volume scanner à partir de l'information contenue dans les images) est souvent difficile s'il n'est pas lié à un pré-traitement ou une étape manuelle.

D'autre part, les informations de *strain* sont calculées sur la séquence d'échocardiographie pour laquelle une délimitation du contour du myocarde est effectuée. Plutôt que d'utiliser l'image d'origine, nous avons choisi de considérer ces contours segmentés.

Pour ces raisons, notre méthode de recalage est purement géométrique mais s'inspire des méthodes basées sur la simulation d'acquisition US à partir de volumes CT [Wein *et al.*, 2007, Wein *et al.*, 2005, Schneider *et al.*, 1996] (cf. section 2.2.2.5) dans le sens où nous procédons au reformatage de coupes scanner puis à l'extraction de contours plans pour comparer deux objets de même nature.

3.1.2.4 Choix des méthodes d'optimisation

Nous avons recours à des méthodes d'optimisation dans le cadre du recalage d'images échocardiographiques et d'images scanner. Dans le schéma global d'optimisation de la thérapie de resynchronisation cardiaque (cf. section 1.3.1) et dans notre problématique, les travaux décrits interviennent en un temps différé d'analyse avant implantation. Dès lors, le temps de calcul de notre méthode n'est pas fortement contraint comme le serait une méthode de traitement en temps réel. De plus, nous disposons de (ou incorporons) suffisamment d'informations pour assurer une initialisation du recalage proche de la solution recherchée. Le temps de calcul n'étant pas contraint et l'initialisation des recalages possiblement proches d'une solution recherchée, les méthodes d'optimisation de type descente de gradient ont été utilisées dans ce travail.

3.2 Génération d'un modèle dynamique à partir de volumes scanner

Les premières étapes d'un recalage font souvent appel à un pré-traitement, ne serait-ce que pour extraire les données d'origine et les disposer sous un format exploitable.

L'examen de cartographie électroanatomique fournissant différents types de données parmi lesquelles des surfaces modélisant l'anatomie de l'endocarde (cf. paragraphe 1.4.3), les travaux de cette thèse se sont tournés vers l'utilisation de surfaces segmentées à partir d'images scanner.

La méthode de segmentation est basée sur un algorithme de connectivité floue. Cette méthode est présentée en annexe A et a fait l'objet de travaux antérieurs menés au LTSI [Fleureau *et al.*, 2009, Fleureau *et al.*, 2008, Fleureau, 2008]. Les résultats de segmentation obtenus conduisent généralement à l'extraction du cœur gauche et parfois d'une partie du ventricule droit (cf. figure 3.3).

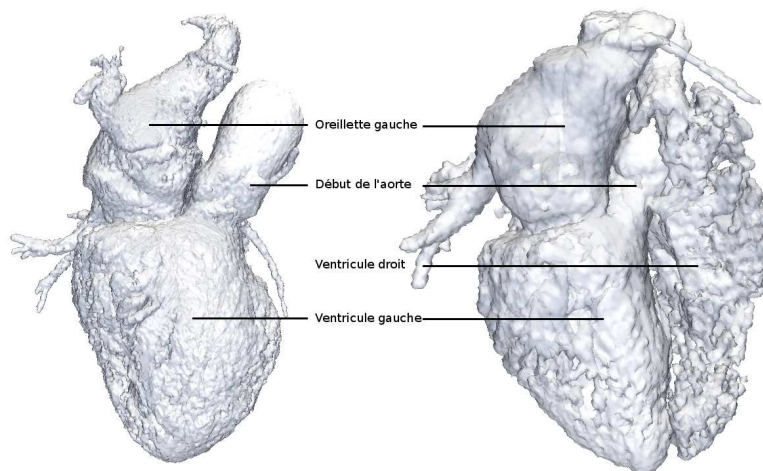


Figure 3.3 – Exemples de segmentations des bases MSCT. Les segmentations contiennent l'endocarde du VG, le début de l'aorte et l'oreillette gauche (à gauche). Dans certains cas, elles contiennent également le ventricule droit (à droite).

Un ensemble de pré-traitements des volumes scanner a ensuite été mis en œuvre afin de générer un modèle géométrique dynamique qui servira de référence pour les étapes de recalage. Cette suite de pré-traitements, représentée figure 3.4, comporte les étapes suivantes :

- définition des grands axes et des apex,
- extraction de l'OG et des autres structures,
- redéfinition des grands axes et des apex,
- modélisation du maillage du VG.

3.2.1 Extraction de caractéristiques géométriques

Pour assurer un recalage efficace, l'utilisation de références géométriques globales sur l'anatomie du cœur s'avère importante. En effet, les méthodes de recalage développées sont basées sur la géométrie, dès lors nous recherchons des éléments communs à plusieurs modalités. Ces éléments pourront être mis en correspondance lors du recalage.

Nous cherchons à déterminer un repère commun à plusieurs modalités. Qu'il s'agisse de la surface anatomique EAM (\mathcal{S}_{EAM}), des surfaces segmentées issues de l'imagerie MSCT aux instants t_{CT} ($\mathcal{S}_{CT}(t_{CT})$), ou des contours segmentés issus de l'imagerie 2D-US aux instants t_{US} ($\mathcal{C}_{US}(t_{US})$), le grand axe du ventricule gauche et son apex sont deux éléments anatomiques de référence que nous cherchons à extraire.

Note : dans un souci de clarté, nous ne précisons désormais l'indice de dépendance temporelle implicite des surfaces MSCT (t_{CT}) ainsi que des contours 2D-US (t_{US}) que lorsque celui-ci semble nécessaire à la compréhension. Nous écrirons simplement \mathcal{S}_{CT} et \mathcal{C}_{US} .

3.2.1.1 Détermination du grand axe à partir de la surface endocardique

Le grand axe, défini à partir de la modélisation du ventricule par un cône (cf. section 1.1.2), est imprécis. Nous cherchons ici une méthode automatique, reproductible et adaptée aux différentes modalités. Deux méthodes pour la détermination du grand axe $\vec{\Omega}_X$ de la modalité

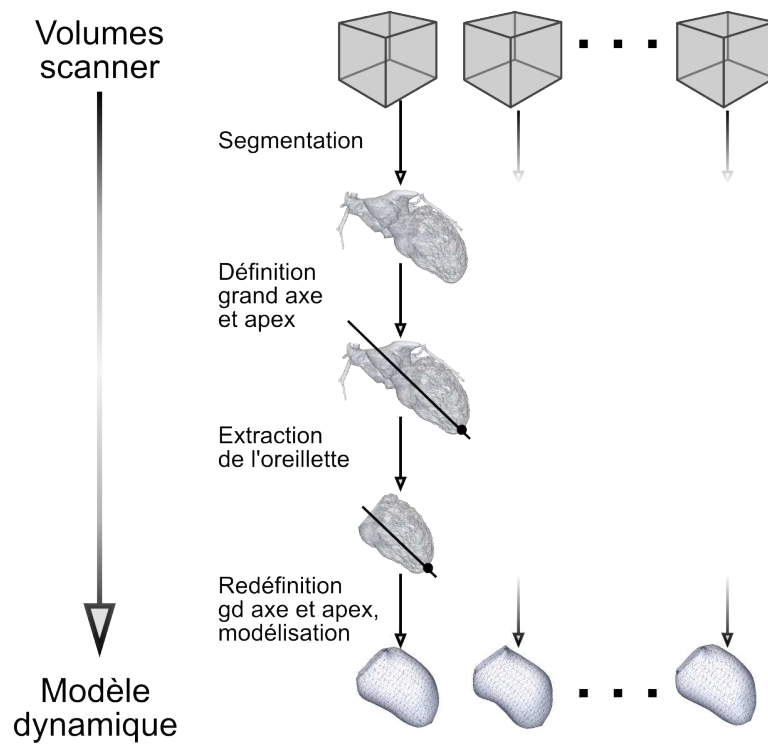


Figure 3.4 – Schéma des étapes pour la génération d'un modèle géométrique dynamique à partir de volumes scanner. Les différentes étapes sont : la segmentation, la définition des grands axes et des apex, l'extraction de l'oreillette gauche, la redéfinition des grands axes et des apex et la modélisation du maillage.

X sur les données de départ sont présentées. La première consiste en la recherche de la distance maximale des points les plus éloignés d'un ensemble (supposé connexe), l'autre passe par le calcul des axes principaux d'inertie.

Points extrêmes. En analysant la géométrie des surfaces étudiées (cf. figure 3.2), une approximation de $\overrightarrow{\Omega_X}$ peut être obtenue par le vecteur formé des deux points les plus éloignés sur les surfaces. En supposant les surfaces connexes, nous avons mis au point l'algorithme suivant, permettant, en un nombre réduit d'itérations, la recherche des deux points les plus éloignés d'une surface \mathcal{S} (cf. figure 3.5).

(0) Soit $M_0 \in \mathcal{S}$.

(1) À l'itération i :

$$\exists M_{i+1} \in \mathcal{S}, d_i = \|\overrightarrow{M_i M_{i+1}}\| = \max_{M \in \mathcal{S}} \|\overrightarrow{M_i M}\|$$

L'étape (1) est itérée jusqu'à convergence : $d_i = d_{i-1}$.

(2) On note I le milieu du segment $[M_i M_{i+1}]$ et $B = B(I, \frac{d_i}{2})$ la sphère de centre I et de rayon $\frac{d_i}{2}$.

(2.a) Si $\overline{\mathcal{S} \cap B} \neq \emptyset$ alors on choisit $M_{i+1} \in \overline{\mathcal{S} \cap B}$ vérifiant

$$\max_{M \in \mathcal{S}} \|\overrightarrow{M_{i+1} M}\| > d_i$$

puis (1).

(2.b) Sinon : M_i et M_{i+1} sont les deux points les plus éloignés de \mathcal{S} .

Avec d_m la distance entre les deux points les plus éloignés de \mathcal{S} , nous avons donc construit la suite telle que

$$0 \leq \|\overrightarrow{M_0 M_1}\| < \|\overrightarrow{M_1 M_2}\| < \dots < \|\overrightarrow{M_i M_{i+1}}\| \leq d_m$$

Il s'agit d'une suite dans \mathbb{R} bornée et monotone, elle converge donc vers sa borne haute d_m (théorème de la limite monotone).

Une recherche exhaustive des points les plus éloignés dans un ensemble \mathcal{S} de N points se fait en N^2 calculs de distance. Notre algorithme converge en $O(N)$.

Axes principaux d'inertie. Pour un solide ou dans notre cas, une surface \mathcal{S} , les axes principaux d'inertie sont les axes pour lesquels le solide oppose le moins de résistance à une

rotation. La matrice d'inertie est définie par : $[I_a(S)]_R = \begin{bmatrix} A & -F & -E \\ -F & B & -D \\ -E & -D & C \end{bmatrix}_R$ où A, B et C

sont les moments d'inertie dans le repère $R = (\vec{x}, \vec{y}, \vec{z})$.

$$A = \int_{(\mathcal{S})} (y^2 + z^2) ds, B = \int_{(\mathcal{S})} (x^2 + z^2) ds, C = \int_{(\mathcal{S})} (x^2 + y^2) ds$$

E, D et F sont des produits d'inertie.

$$D = \int_{(\mathcal{S})} (yz) ds, E = \int_{(\mathcal{S})} (xz) ds, F = \int_{(\mathcal{S})} (xy) ds$$

La matrice $[I_a(\mathcal{S})]_R$ est symétrique à éléments réels donc diagonalisable. Dès lors, il existe une matrice P vérifiant :

$$[I_a(\mathcal{S})]_R = P^T \cdot \begin{bmatrix} A' & 0 & 0 \\ 0 & B' & 0 \\ 0 & 0 & C' \end{bmatrix}_{R_p} \cdot P$$

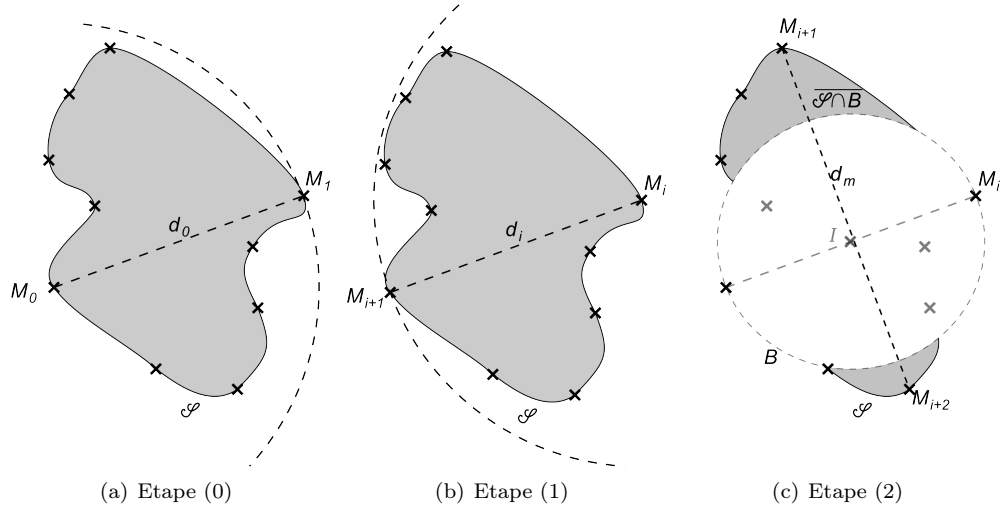


Figure 3.5 – Illustration dans le plan de l'algorithme de recherche des deux points les plus éloignés d'une surface \mathcal{S} . (a) Choix aléatoire de $M_0 \in \mathcal{S}$ et choix de M_1 vérifiant $d_0 = \|\overrightarrow{M_0 M_1}\| = \max_{M \in \mathcal{S}} \|\overrightarrow{M_0 M}\|$. (b) Convergence : $d_i = d_{i-1}$. (c) $\mathcal{S} \cap B \neq \emptyset$, on applique (2.a) : choix de $M_{i+1} \in \mathcal{S} \cap B$ et retour à l'étape initiale (1) avec le point M_{i+1} . Cette fois-ci, il y a convergence et (2.a) n'est pas vérifiée dès lors M_{i+1} et M_{i+2} sont les points les plus éloignés de \mathcal{S} et $d_m = \|\overrightarrow{M_{i+1} M_{i+2}}\|$.

P est la matrice de passage de la base R à la base propre R_p de \mathcal{S} . P est l'expression des vecteurs propres de la matrice d'inertie dans la base R : $P = \begin{bmatrix} u_x & v_x & w_x \\ u_y & v_y & w_y \\ u_z & v_z & w_z \end{bmatrix}$. Le vecteur propre selon lequel le moment d'inertie est le plus faible est le grand axe. Les autres axes d'inertie n'apportent pas d'informations utiles supplémentaires. Par diagonalisation de $[I_a(\mathcal{S})]_R$, nous pouvons donc calculer le grand axe de \mathcal{S} .

Selon la modalité considérée, l'une ou l'autre méthode est la plus adaptée (cf. figure 3.6). Pour la cartographie électroanatomique, \mathcal{S}_{EAM} contient souvent le début de l'orifice aortique. Cette particularité géométrique crée un puits d'attraction d'un des deux points formant la plus grande distance. Alors que le grand axe du VG devrait passer par l'isobarycentre du plan mitral, il passe par l'orifice aortique. Pour la définition du grand axe $\overrightarrow{\Omega_{EAM}}$ pour la modalité EAM, nous utiliserons l'axe principal d'inertie.

Pour l'imagerie MSCT, les surfaces segmentées contiennent les deux cavités (ventricule et oreillette) du cœur gauche ainsi qu'une partie de l'aorte et des veines pulmonaires. Compte tenu de ces données anatomiques supplémentaires, la méthode de la plus grande distance sera appliquée en tant que première approximation de $\overrightarrow{\Omega_{CT}}$ (d'autres procédés de pré-traitement assureront une meilleure définition de $\overrightarrow{\Omega_{CT}}$: paragraphe 3.2.2.2).

Pour l'échocardiographie, l'utilisation des contours 2D (\mathcal{C}_{US}) du myocarde rend la méthode de la plus grande distance inefficace de par le manque d'information à la base du cœur. En revanche, l'axe principal d'inertie est une bonne approximation de $\overrightarrow{\Omega_{US}}$.

Pour chacune des modalités X , les grands axes sont normalisés : $\overrightarrow{\Omega_X} \leftarrow \frac{\overrightarrow{\Omega_X}}{\|\overrightarrow{\Omega_X}\|}$.

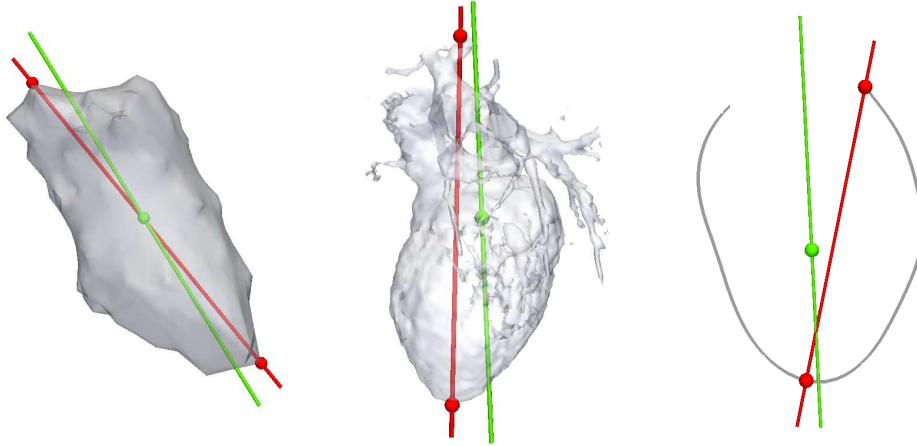


Figure 3.6 – Illustration sur données réelles (de gauche à droite \mathcal{S}_{EAM} , \mathcal{S}_{CT} et \mathcal{C}_{US} pour le patient IMOP01). Résultats obtenus (en rouge) par la méthode de la plus grande distance et (en vert) par le calcul de l'axe principal d'inertie. Sphères rouges : points extrêmes, sphère verte : centre de masse.

3.2.1.2 Détermination de l'apex

Une fois le grand axe estimé, nous déterminons une approximation de la position de l'apex pour chacune des trois modalités présentées ici.

Choix de l'apex en cartographies électroanatomiques. L'algorithme de la plus grande distance nous donne les deux points les plus éloignés M_1 et M_2 . Or, l'apex est la pointe du VG, opposée à la base. Nous faisons donc le postula qu'un de ces deux points est l'apex. Parmi les repères anatomiques LM (*Landmarks*) annotés par le cardiologue lors de l'acquisition des cartes, nous considérons le point portant l'étiquette "apex" (LM_{apex}) et choisissons de M_1 ou M_2 le point le plus proche (cf. figure 3.7) :

$$Ap = \operatorname{argmin}_{M \in \{M_1, M_2\}} \|\overrightarrow{LM_{apex}M}\|$$

Remarque : sur certaines acquisitions, l'étiquette "apex" n'apparaît pas, mais d'autres repères anatomiques comme l'aorte, le faisceau de His ou encore la valve mitrale sont annotés, nous prenons dans ce cas, le point de M_1 ou M_2 le plus éloigné de l'aorte.

Choix de l'apex en scanner multibarrette. Lors de l'acquisition MSCT, le patient est orienté selon l'axe Z , ses pieds en direction des coordonnées en Z croissantes. Le point de plus grande coordonnée en Z est donc sélectionné parmi $\{M_1, M_2\}$. (cf. figure 3.8) :

$$Ap = \operatorname{argmax}_{M \in \{M_1, M_2\}} M_z$$

Choix de l'apex en échocardiographie. Selon les méthodes employées par la suite pour le recalage (cf. paragraphe 3.4), la connaissance de l'apex ou du grand axe n'est utile que pour une initialisation proche de la solution recherchée. Les contours extraits sont constitués d'un nombre réduit de points (N_{US}) espacés de manière régulière le long de la courbe de contour

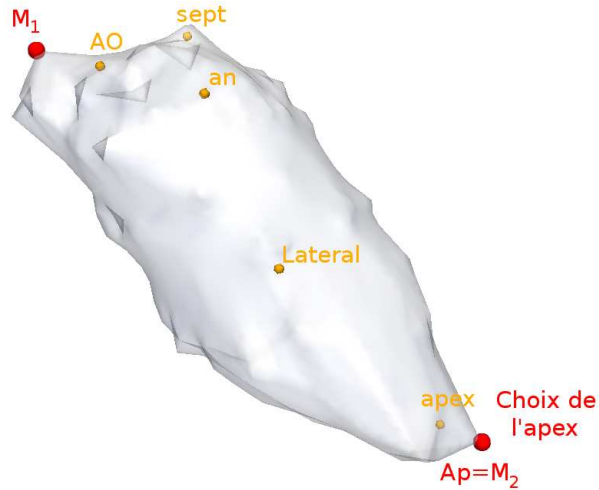


Figure 3.7 – Choix de l'apex à partir du résultat d'algorithme de plus grande distance et des points de repères anatomiques annotés pendant l'acquisition pour \mathcal{S}_{EAM} . Orange : repères anatomiques LM et leurs étiquettes. Rouge : M_1 et M_2 résultats de l'algorithme de plus grande distance. Le point M_2 est choisi comme étant l'apex car il est le plus proche de LM_{apex} .

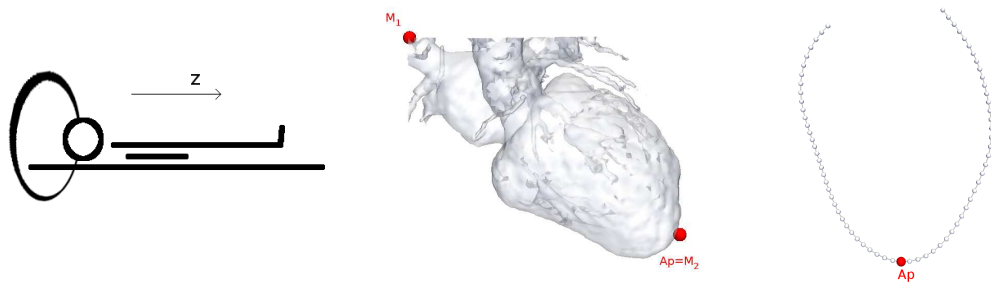


Figure 3.8 – À gauche : position d'un patient lors de l'acquisition MSCT. Au centre : surface segmentée dans le repère patient, le point M_2 est choisi parmi les points extrêmes comme étant l'apex car de coordonnée en Z la plus grande. À droite : choix du $\frac{N_{US}}{2}$ -ième point (en rouge) comme approximation de l'apex dans le cas de contours extraits en échocardiographie.

du myocarde. Une bonne approximation de la position de l'apex consiste à prendre le $\frac{N_{US}}{2}$ -ième point constituant \mathcal{C}_{US} (cf. figure 3.8), sous l'hypothèse d'une forme quasi-symétrique du contour 2D-US dont l'axe de symétrie passerait par cet apex.

3.2.2 Séparation VG/OG

Dans un souci d'homogénéité lors du recalage, il est important de comparer les mêmes structures anatomiques. Les travaux de cette thèse ciblent la recherche du site d'implantation d'une sonde pour la stimulation propre au ventricule gauche. C'est la raison pour laquelle pour les images 2D-US et la plupart des examens EAM, nous ne disposons que du VG. Les surfaces segmentées \mathcal{S}_{CT} incluent l'oreillette gauche (OG), l'orifice aortique, les veines pulmonaires et le VG. La valve mitrale faisant la jonction entre le VG et l'OG, la méthode développée pour la séparation du VG se base sur la recherche du plan contenant la valve mitrale, au plan mitral.

3.2.2.1 Recherche du plan mitral

Rétrécissement mitral. On observe un rétrécissement entre les deux cavités du cœur gauche, correspondant au plan mitral P_{mv} . Nous recherchons P_{mv} en calculant l'aire de l'intersection d'un plan $P(h)$ de normale le grand axe et de hauteur h (par rapport à l'apex) avec \mathcal{S}_{CT} . La méthode proposée repose sur la construction d'une fonction $\mathcal{A}(h)$ égale à l'aire de $P(h) \cap \mathcal{S}_{CT}$ (cf. figure 3.9). La fonction ainsi décrite est nulle à l'apex puis croissante jusqu'à la partie la plus évasée du VG, elle décroît par la suite vers un minimum local résultant de la jonction VG / OG avant d'augmenter à nouveau au niveau de l'OG. De manière automatique, on recherche le minimum qui suit le premier maximum afin de localiser la hauteur du plan mitral.

Calcul d'aire. Pour une valeur de h donnée, le calcul de $\mathcal{A}(h)$ est réalisé par la méthode des triangles comme schématiquement détaillée sur la figure 3.9. Cette méthode donne une approximation de l'aire. Bien qu'il existe d'autres méthodes plus efficaces (comme la méthode de Simpson par exemple pour laquelle l'approximation du contour est d'un ordre supérieur), cette approximation est amplement suffisante dans notre cas, car nous ne recherchons que la hauteur h correspondant au rétrécissement mitral. Une évaluation même grossière de l'aire est suffisante pour déterminer h .

En calculant $\mathcal{A}(h)$ depuis $h = 0$ et en y appliquant un lissage (convolution par un filtre gaussien de largeur 2 mm), nous choisissons la valeur de h pour laquelle nous obtenons le minimum de $\mathcal{A}(h)$ qui suit le premier maximum. Pour réduire le temps de calcul de notre algorithme, nous réduisons le nombre d'évaluations de $\mathcal{A}(h)$ (soixante valeurs allant de $h = 0$ à $h = h_{max}$) pour cette première approximation de P_{mv} .

Optimisation de la position du plan mitral. Jusqu'ici, nous avons défini le plan mitral par sa hauteur à l'apex et sa normale (le grand axe). Une optimisation est envisagée : en rajoutant deux degrés de liberté à P , nous minimisons $\mathcal{A}(h, \theta, \psi)$, l'aire de l'intersection $P(h, \theta, \psi) \cap \mathcal{S}_{CT}$ dans un voisinage de sa première définition.

L'optimisation du plan mitral se fait suivant trois paramètres. Le premier est la hauteur h par rapport à l'apex, le second une rotation d'angle θ autour d'un axe orthogonal au grand axe et le troisième paramètre la rotation d'angle ψ de P autour du grand axe (cf. figure 3.10(a)). Un algorithme de descente de gradient avec recherche linéaire du pas suivant les critères de Wolfe (cf. paragraphe 2.1.3.2) permet la convergence vers le rétrécissement mitral. L'initialisation proche de la solution, assure une convergence vers le résultat escompté et ce en un nombre réduit d'itérations.

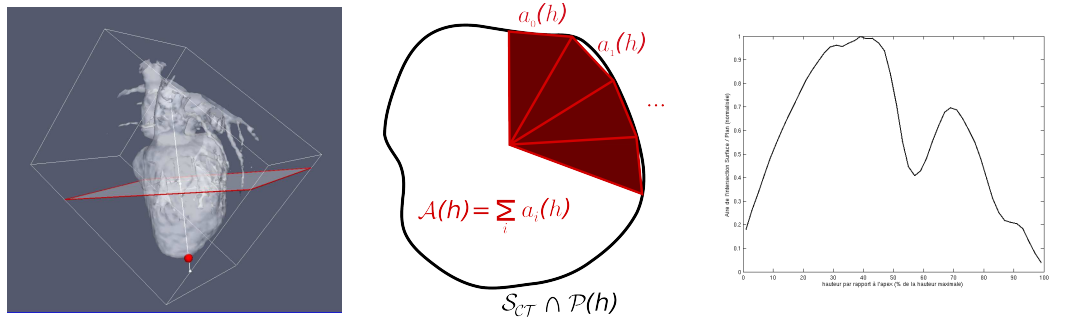


Figure 3.9 – À gauche : Intersection d'un plan de normale le grand axe et à la hauteur h avec S_{CT} . Au centre : principe de calcul de l'aire de l'intersection $\mathcal{A}(h)$. À droite : évolution de \mathcal{A} en fonction de h .

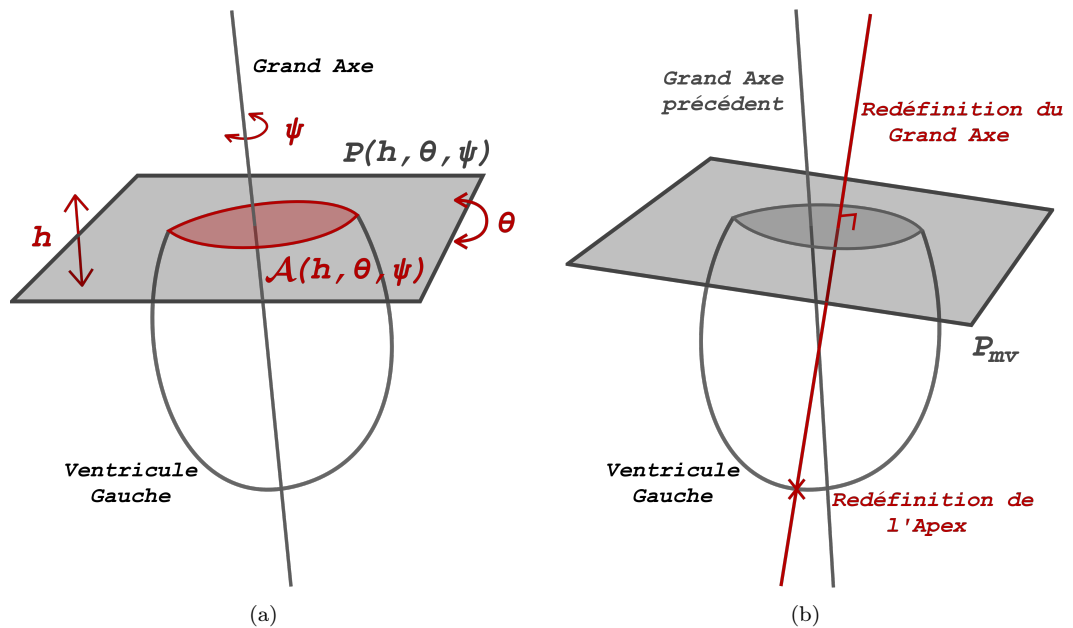


Figure 3.10 – (a) Paramètres d'optimisation du plan mitral : hauteur h depuis l'apex, rotation θ orthogonale au grand axe et rotation ψ autour du grand axe. (b) Redéfinition du grand axe et de l'apex à partir du plan mitral P_{mv} .

L'acquisition MSCT donne généralement vingt volumes reconstruits tous les 5% du cycle cardiaque. Le plan mitral étant légèrement mobile d'un instant à l'autre, nous optimisons la définition du plan mitral pour chaque instant avec comme initialisation le résultat de l'instant précédent.

3.2.2.2 Séparation et redéfinition du grand axe et de l'apex

Une fois le plan mitral défini, le VG est extrait de \mathcal{S}_{CT} fournissant ainsi une nouvelle surface. Par la suite nous noterons \mathcal{S}_{CT}^* la surface issue d'imagerie MSCT représentant uniquement le VG.

La première définition du grand axe et de l'apex est une approximation basée sur la géométrie des surfaces acquises, il s'agit d'une hypothèse à faibles considérations physiologiques comparativement à la méthode décrite ici pour la recherche de P_{mv} . En effet, cette dernière se base sur des considérations plus pertinentes quant à l'anatomie du patient (rétrécissement auriculo-ventriculaire), là où la méthode des points extrêmes est fortement dépendante du résultat de la segmentation. Nous opérons donc un ré-ajustement du grand axe et de l'apex à partir de P_{mv} (cf. figure 3.10(b)) comme suit :

- l'apex est le point du VG le plus éloigné du plan mitral,
- le grand axe est l'axe passant par l'apex et orthogonal au plan mitral.

3.2.3 Élaboration d'un modèle géométrique dynamique

Le recalage ou la fusion multimodale implique la mise en regard de données de résolutions et natures différentes. Pour unifier et comparer les données efficacement, un cadre de représentation commun est utile. Dans cette optique, à partir des surfaces \mathcal{S}_{CT}^* extraites en différents instants sur un cycle cardiaque, nous avons créé un modèle anatomique dynamique spécifique patient.

L'objectif de ce modèle est avant tout de servir de base de recalage et *in fine* de fusion aux différents descripteurs cardiaques issus des modalités d'imagerie cardiaque scanner, échocardiographiques et cartographiques. Le principal atout d'un tel modèle réside dans la flexibilité du choix des résolutions temporelle et spatiale pour la représentation du VG.

À partir des surfaces modélisées, nous sommes en mesure d'extraire des contours similaires aux contours disponibles dans nos données d'échocardiographie. Ce modèle sera donc une aide au recalage US / MSCT. Nous pouvons également synthétiser de nouvelles surfaces dans un but d'évaluation, ou dans certains cas extrêmes où la segmentation 3D des surfaces endocardiques scanner est difficile et rend complexe la séparation VG/OG.

Par la modélisation géométrique dynamique des surfaces endocardiques du VG, nous facilitons le recalage multimodal tout en conservant les différentes résolutions temporelles et spatiales des données traitées.

3.2.3.1 Définition d'un repère cœur

Nous avons précédemment redéfini l'apex et le grand axe du VG. Construisons maintenant un repère orthonormé d'origine l'apex (noté Ap) et de base $(\vec{e}_1, \vec{e}_2, \vec{e}_3)$. Nous prenons \vec{e}_3 égal au grand axe, \vec{e}_1 un vecteur orthogonal à \vec{e}_3 et $\vec{e}_2 = \vec{e}_3 \wedge \vec{e}_1$.

La géométrie ovoïde du VG nous incite à l'emploi des coordonnées cylindriques : pour un point M de l'espace, le vecteur \overrightarrow{ApM} sera repéré par (r, θ, z) tel que $\overrightarrow{ApM} = r.\vec{u}_r + z.\vec{u}_z$ et $\vec{u}_r = \cos \theta.\vec{e}_1 + \sin \theta.\vec{e}_2$ (cf. figure 3.11(a)).

Un tel repère et système de coordonnées facilite l'approximation géométrique décrite ci-après.

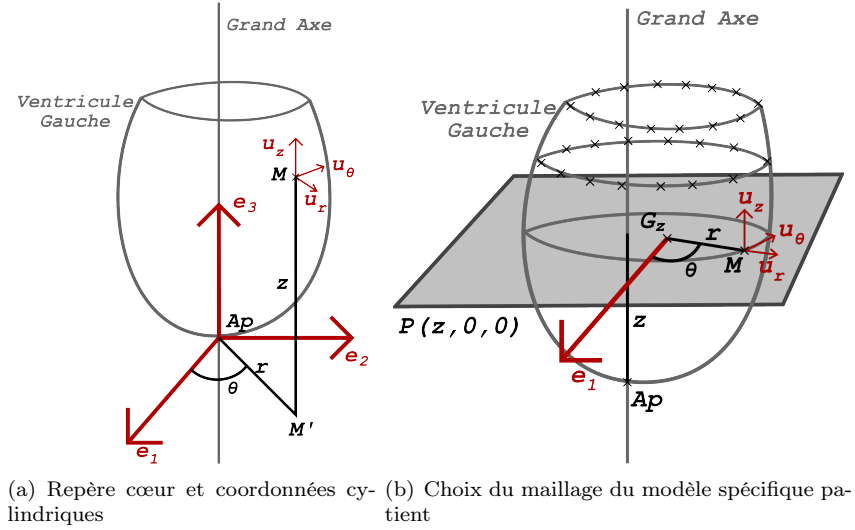


Figure 3.11 – Repère cœur et topologie du modèle géométrique dynamique.

3.2.3.2 Approximation géométrique du premier instant

Nous souhaitons dans l'approximation géométrique former une nouvelle surface S_{VG} de résolutions spatiale et temporelle fixées par l'utilisateur de façon à s'adapter aux autres acquisitions considérées. Ce paragraphe traitera seulement de l'approximation de la surface au premier instant $S_{VG}(t_0)$.

Le VG n'est pas totalement symétrique et l'apex, de ce fait est fréquemment désaxé par rapport au grand axe. Afin de répartir (à z fixé) les points formant $S_{VG}(t_0)$, on décompose le vecteur \overrightarrow{ApM} comme suit : $\overrightarrow{ApM} = \overrightarrow{ApG_z} + \overrightarrow{G_zM}$ où G_z est l'isobarycentre de l'intersection de \mathcal{S}_{CT}^* avec un plan $P(z, 0, 0)$ parallèle à P_{mv} à la hauteur z fixée (cf. figure 3.11(b)).

Les coordonnées (r, θ, z) de chaque point M appartenant au maillage de $S_{VG}(t_0)$ vérifient $z = i.\delta z$, $\theta = j.\delta\theta$ avec $(i, j) \in \mathbb{N}^2$ et r tel que $M \in \mathcal{S}_{CT}^*$.

Les résolutions δz et $\delta\theta$ sont choisies. En notant H_{max} la hauteur maximale selon le grand axe du maillage $S_{VG}(t_0)$, les expressions $N_z = \frac{H_{max}}{\delta z} + 1$ et $N_\theta = \frac{2\pi}{\delta\theta}$ relient les résolutions δz et $\delta\theta$ au nombre de segments longitudinaux N_z et angulaires N_θ . Nous obtenons un maillage de $(N_z - 1) \times N_\theta$ points auxquels il faut ajouter l'apex, soit $(N_z - 1) \times N_\theta + 1$ points au total.

En pratique, un lissage (fenêtrage de noyau sinus cardinal) est appliqué à la surface segmentée afin de faciliter la création de notre nouveau maillage. Ce lissage régularise le maillage par modification de sa topologie, il agit comme un filtre passe-bas. Par ce lissage et selon la puissance de celui-ci (nous choisissons 70 itérations et une bande passante de 0.1, où les fréquences, et donc la bande passante, sont définies par la valence des polygones), les points de $S_{VG}(t_0)$ n'apparaissent pas forcément sur \mathcal{S}_{CT}^* .

3.2.3.3 Approximation géométrique des instants suivants

Nous disposons d'une approximation géométrique pour le premier instant du VG. De manière itérative, nous cherchons la correspondance à l'instant t_{i+1} de chaque point $M^i \in S_{VG}(t_i)$.

Nous avons défini $S_{VG}(t_0)$ (section 3.2.3.2) par rapport au repère cœur. Pour chaque instant t_i suivant nous cherchons à reproduire l'approximation surfacique $S_{VG}(t_i)$. \mathcal{S}_{CT}^* dépend du

temps, aussi l'apex et le grand axe sont-ils en mouvement au cours du cycle cardiaque. Or, le repère cœur est défini par l'apex et le grand axe. Deux possibilités s'offrent à nous ici :

- un repère cœur fixe, en prenant comme référence l'apex et le grand axe à un instant précis du cycle cardiaque,
- un repère cœur mobile dont l'origine et l'axe \vec{e}_3 suivent respectivement l'apex et le grand axe au cours du temps.

Les deux visions peuvent avoir leurs intérêts. Toutefois, les n points $(M_1^i, M_2^i, \dots, M_n^i)$ de S_{VG} sont ordonnés de la même façon d'un instant à l'autre : le point M_k^i ($k \in \{1, \dots, n\}$) est mis en correspondance avec le point M_k^{i+1} . Dès lors, si le repère est fixe, le déplacement des points formant le maillage de S_{VG} sera uniquement radial. Nous choisissons donc un repère cœur mobile et espérons ainsi pouvoir retranscrire au mieux dans notre modèle, une partie du mouvement réel de l'endocarde, en l'occurrence le déplacement de l'apex et celui du grand axe.

Notons ici que pour plus de réalisme, il faudrait connaître le mouvement de rotation de la base ce qui permettrait d'estimer la torsion du VG pendant le cycle cardiaque.

En se plaçant dans un repère propre à chacun des instants t_i , la surface correspondante $S_{VG}(t_i)$ est formée de la même façon que la surface $S_{VG}(t_0)$.

3.2.3.4 Interpolation temporelle par courbes de Bézier

Les bases scanner comptent généralement vingt volumes (tous les 5% du cycle cardiaque), les données 2D-US par exemple comptent environ 70 instants. L'intérêt de notre modèle est aussi de pouvoir comparer dans une même base de temps plusieurs modalités. Nous disposons des surfaces S_{VG} pour les instants effectifs scanner. Nous recherchons $S_{VG}(t)$ pour $t \in [t_i, t_{i+1}]$. Sous l'hypothèse que le point $M_k^i \in S_{VG}(t_i)$ à l'instant t_i se déplace en $M_k^{i+1} \in S_{VG}(t_{i+1})$ à l'instant t_{i+1} , supposons que $M_k(t)$ pour $t \in [t_i, t_{i+1}]$ décrit une courbe de Bézier.

Une courbe de Bézier est une courbe paramétrique du troisième ordre régie par quatre points de contrôle. Dans notre cas, deux des points de contrôles sont les points M_k^i et M_k^{i+1} et son équation est (pour faciliter l'écriture on confond ici les points et leur position) :

$$M_k(t) = M_k^i \times (1-t)^3 + 3P_1 \times t(1-t)^2 + 3P_2 \times t^2(1-t) + M_k^{i+1} \times t^3$$

Les points de contrôle P_1 et P_2 sont choisis de manière à ce que le déplacement du point M_k au cours du cycle cardiaque soit continu et dérivable (cf. figure 3.12). Cette hypothèse fait abstraction des mouvements éventuels de rebroussement induits par un point M^i singulier.

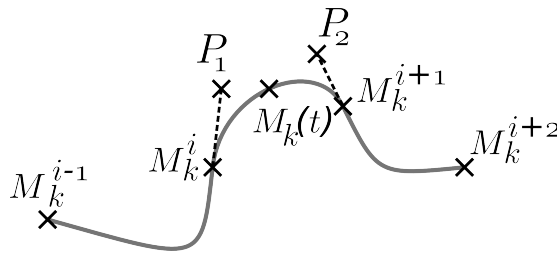


Figure 3.12 – Courbe de Bézier décrite par $M(t)$ entre les points M^i et M^{i+1} , les points de contrôle P_1 et P_2 sont choisis de manière à ce que le déplacement soit continu et dérivable.

Chaque point M trace dans le temps un déplacement continu et dérivable dépendant d'un paramètre t et passant par les points M^i formant les surfaces correspondantes aux instants effectifs des données MSCT. Nous élaborons ainsi un modèle dont la résolution temporelle peut être aussi élevée que nous le désirons (cf. figure 3.13).

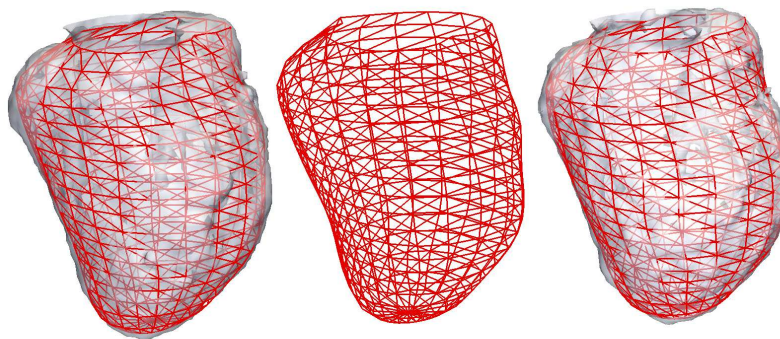


Figure 3.13 – À gauche : surface $\mathcal{S}_{CT}^*(t_0)$ et maillage du modèle spécifique patient en t_0 . Au centre : maillage du modèle spécifique patient en $t \in [t_0, t_1]$ (interpolation temporelle par courbes de Bézier). À droite : surface $\mathcal{S}_{CT}^*(t_1)$ et maillage du modèle spécifique patient en t_1 .

Pour conclure sur les aspects de pré-traitements à partir des données brutes, nous avons procédé :

- à une segmentation de volumes 3D MSCT, obtenant ainsi des surfaces 3D de l'endocarde du cœur gauche,
- à la définition du grand axe et de l'apex pour chacune des modalités, éléments de repère commun,
- à la séparation automatique du ventricule gauche des structures connexes (oreillettes gauche en particulier) sur les surfaces segmentées en scanner,
- à la mise en place d'un modèle géométrique dynamique spécifique patient de l'endocarde à partir de surfaces issues de l'imagerie MSCT, offrant une base spatiotemporelle commune aux différentes modalités.

Désormais, à l'aide de ces données traitées, nous allons procéder au recalage à proprement parler des modalités considérées.

3.3 Recalage d'images scanner et de cartographies électroanatomiques

Comme nous l'avons décrit au paragraphe 1.4.3, les surfaces anatomiques issues des cartographies électroanatomiques \mathcal{S}_{EAM} ne dépendent pas du temps. Nous fixons donc un instant de référence pour l'imagerie scanner. L'acquisition de \mathcal{S}_{EAM} est faite par contact d'une sonde sur l'endocarde. Par ce procédé, une surface ventriculaire endocardique en télédiastole est la plus proche de \mathcal{S}_{EAM} . Nous choisissons alors l'instant scanner 00% (le scanner CT est synchronisé sur le pic de l'onde R). Dans ce paragraphe 3.3, la surface \mathcal{S}_{CT} désignera de façon implicite la surface d'instant 00% : $\mathcal{S}_{CT}(t_0)$.

3.3.1 Mise en correspondance des grands axes et des apex

Rappelons que notre choix de modalité de référence s'est tourné vers le scanner. Dans ce recalage, la cible sera donc la surface \mathcal{S}_{CT} , \mathcal{S}_{CT}^* (surface après séparation du VG) ou S_{VG}

(modèle) et la source la surface anatomique issue de la cartographie électroanatomique \mathcal{S}_{EAM} .

Calcul de la transformation isométrique. Une isométrie est composée d'une matrice de rotation et d'un vecteur de translation (cf. paragraphe 2.1.1.1). Dans notre cas, nous observons l'apex et le grand axe du VG dans deux repères distincts : le repère EAM (\mathcal{R}_{EAM}) et le repère MSCCT (\mathcal{R}_{CT}). La transformation doit faire coïncider les origines et les orientations de ces deux repères. Ne disposant pas de l'information nécessaire pour connaître la matrice de passage d'un repère à l'autre, nous procéderons en deux étapes : d'abord mettre en correspondance les deux grands axes, puis déterminer de façon interactive la rotation à appliquer autour du grand axe (cf. section 3.3.2).

Notons : $(x_{EAM}, y_{EAM}, z_{EAM})$ les coordonnées de l'apex dans \mathcal{R}_{EAM} et (x_{CT}, y_{CT}, z_{CT}) les coordonnées de l'apex dans \mathcal{R}_{CT} . Alors, le vecteur $t_1 = \begin{pmatrix} -x_{EAM} \\ -y_{EAM} \\ -z_{EAM} \end{pmatrix}$ amène l'apex à l'origine

O_{EAM} de \mathcal{R}_{EAM} , et le vecteur $t_2 = \begin{pmatrix} x_{CT} \\ y_{CT} \\ z_{CT} \end{pmatrix}$ amène l'origine O_{CT} de \mathcal{R}_{CT} sur l'apex. La

translation de vecteur $\overrightarrow{t_1 + t_2}$ met en correspondance les deux origines : $\overrightarrow{t_1 + t_2} = \overrightarrow{O_{CT}O_{EAM}}$ (cf. figure 3.14). Elle permet, connaissant les coordonnées d'un point M dans \mathcal{R}_{EAM} , d'exprimer

ces coordonnées par rapport à l'origine de \mathcal{R}_{CT} : $\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}_{CT} = \begin{pmatrix} x_{CT} - x_{EAM} \\ y_{CT} - y_{EAM} \\ z_{CT} - z_{EAM} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}_{EAM}$.

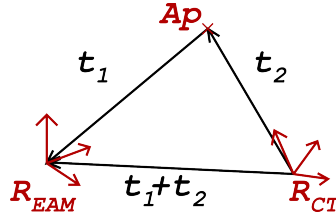


Figure 3.14 – Calcul de la translation à appliquer en ne connaissant que les coordonnées du point Ap pour ramener les origines de deux repères \mathcal{R}_{EAM} et \mathcal{R}_{CT} distincts en un même point.

Soit $R \in \mathbb{M}_{3,3}$ la matrice de rotation qui fait coïncider les deux grands axes ($\overrightarrow{\Omega_{EAM}}$ et $\overrightarrow{\Omega_{CT}}$).

Cette rotation se fait selon l'axe dirigé par le vecteur $\vec{u} = \overrightarrow{\Omega_{EAM}} \wedge \overrightarrow{\Omega_{CT}} = \begin{pmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{pmatrix}$ et est d'angle

$$\alpha = \left(\overrightarrow{\Omega_{EAM}}, \overrightarrow{\Omega_{CT}} \right).$$

Cette matrice s'écrit :

$$R = \begin{bmatrix} u_x^2 + (1 - u_x^2)c & u_x u_y (1 - c) - u_z s & u_x u_z (1 - c) + u_y s \\ u_x u_y (1 - c) + u_z s & u_y^2 + (1 - u_y^2)c & u_y u_z (1 - c) - u_x s \\ u_x u_z (1 - c) - u_y s & u_y u_z (1 - c) + u_x s & u_z^2 + (1 - u_z^2)c \end{bmatrix}$$

où $c = \cos \alpha$ et $s = \sin \alpha$.

Soit $M \in \mathcal{S}_{EAM}$, on note X le vecteur $\overrightarrow{O_{EAM}M}$, alors la transformation T (du repère \mathcal{R}_{EAM} dans le repère cœur) suivante effectue le recalage désiré :

$$T(X) = R \cdot (X + t_1) + t_2 = R \cdot X + t$$

avec $t = R \cdot t_1 + t_2$

Application de la transformation isométrique. En parcourant les points constituant \mathcal{S}_{EAM} , on applique la transformation T décrite ci-dessus. Cela revient à placer dans un premier temps \mathcal{S}_{EAM} dans le repère \mathcal{R}_{CT} , puis à y appliquer la rotation avant d'effectuer une translation plaçant cette fois-ci \mathcal{S}_{EAM} dans le repère cœur. T est aussi appliqué aux autres données spatiales composant les cartographies électroanatomiques (amers anatomiques et données fonctionnelles).

Correction apicale. À la redéfinition du grand axe (cf. paragraphe 3.2.2.2), si le degré de dissymétrie du ventricule est élevé, le grand axe se retrouve éloigné du centre de gravité du VG. Une correction est alors envisagée après la transformation T : l'application d'une translation supplémentaire visant à ramener le grand axe vers le centre de gravité de \mathcal{S}_{CT}^* (cf. figures 3.15 et 3.16). Une autre façon de présenter cette translation est de transformer l'apex en un point virtuel n'appartenant pas à \mathcal{S}_{CT}^* . Dans la plupart des cas, cette correction n'est pas bénéfique (mauvais recalage de \mathcal{S}_{EAM} au niveau de l'apex). L'application de cette correction est laissée à l'appréciation de l'utilisateur.

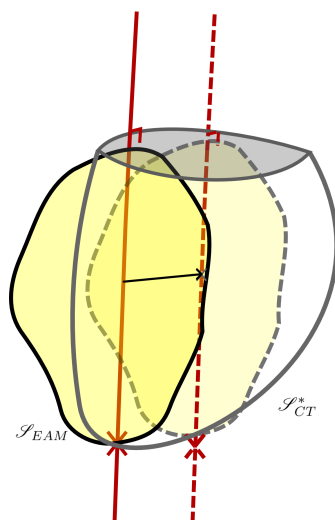


Figure 3.15 – Correction apicale : application d'une translation visant à ramener le grand axe vers le centre de gravité de \mathcal{S}_{CT}^* . La surface en pointillé est le résultat de la translation appliquée à \mathcal{S}_{EAM} .

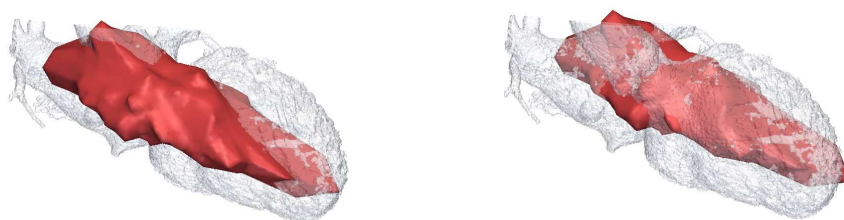


Figure 3.16 – Application de la correction apicale sur données réelles (patient P03, volume scanner 00%). À gauche : sans correction. À droite : correction apicale appliquée.

Désormais, les apex et grands axes des deux modalités coïncident. Il nous reste un paramètre à fixer : la rotation d’angle θ de \mathcal{S}_{EAM} autour du grand axe.

3.3.2 Rotation autour du grand axe

Notons \mathcal{S}_{EAM}^θ le résultat d’une rotation d’angle θ appliquée à \mathcal{S}_{EAM} . Nous recherchons la valeur $\hat{\theta}$ assurant le recalage. La géométrie de \mathcal{S}_{EAM} étant éloignée de celle de \mathcal{S}_{CT} , une métrique de type moindre carrés calculée sur ces deux surfaces est inefficace et donne un résultat erroné : le minimum d’une telle mesure entre les deux surfaces est atteint pour un angle différent de celui assurant le recalage (cf. figure 3.17). Dans une optique d’utilisation clinique, une étape manuelle n’est pas rédhibitoire à notre méthode, surtout pour l’analyse de deux examens ne se déroulant pas simultanément. Cette rotation manuelle est effectuée par l’alignement de régions anatomiques issues soit d’annotations réalisées lors de l’acquisition EAM soit d’observations *a posteriori* (par exemple l’aorte ou la valve mitrale).

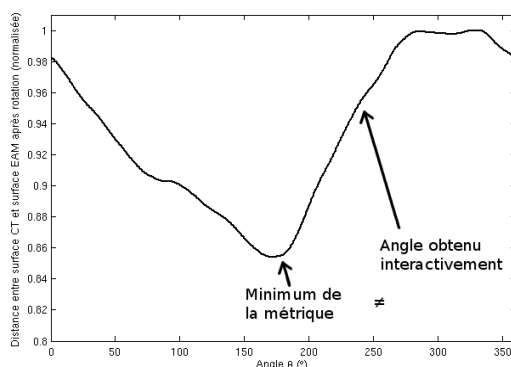


Figure 3.17 – Métrique de type moindre carrés entre \mathcal{S}_{EAM}^θ et \mathcal{S}_{CT} : le minimum d’une telle métrique ne correspond pas à l’angle choisi interactivement (détaillé à la section 4.3.2).

Nous avons donc développé un outil informatique avec interface gérant le chargement des données, la première étape de recalage et permettant de choisir visuellement la valeur de $\hat{\theta}$ à appliquer à \mathcal{S}_{EAM} [Tavard *et al.*, 2009a, Tavard *et al.*, 2009b].

Dans le processus de fusion recherché à terme, cette étape de recalage offre la possibilité de projeter les données électriques (délais ou signaux) sur une surface anatomiquement réaliste. La projection des données EAM sera présentée ultérieurement (chapitre 5) dans ce manuscrit.

3.4 Recalage d’images scanner et d’images échocardiographiques

Le moyen mis en place pour le recalage de ces deux modalités est la recherche (géométrique) du plan d’acquisition US dans le volume 3D parcouru par le capteur d’observation (plan “virtuel” US). Cette recherche s’effectue en comparant les contours 2D US (\mathcal{C}_{US}) segmentés et les contours résultant de l’intersection du plan recherché avec les surfaces issues de la segmentation des acquisitions scanner (cf. figure 3.18). Deux approches sont développées : une approche statique et une approche dynamique. Pour l’approche statique, une métrique basée sur l’incorporation de connaissances *a priori* est mise en place. Pour l’approche dynamique, une décomposition des

contours dans l'espace de Fourier ainsi qu'une métrique basée sur la mise en correspondance de deux séquences temporelles par "déformation temporelle dynamique" (*Dynamic Time Warping*) sont utilisées.

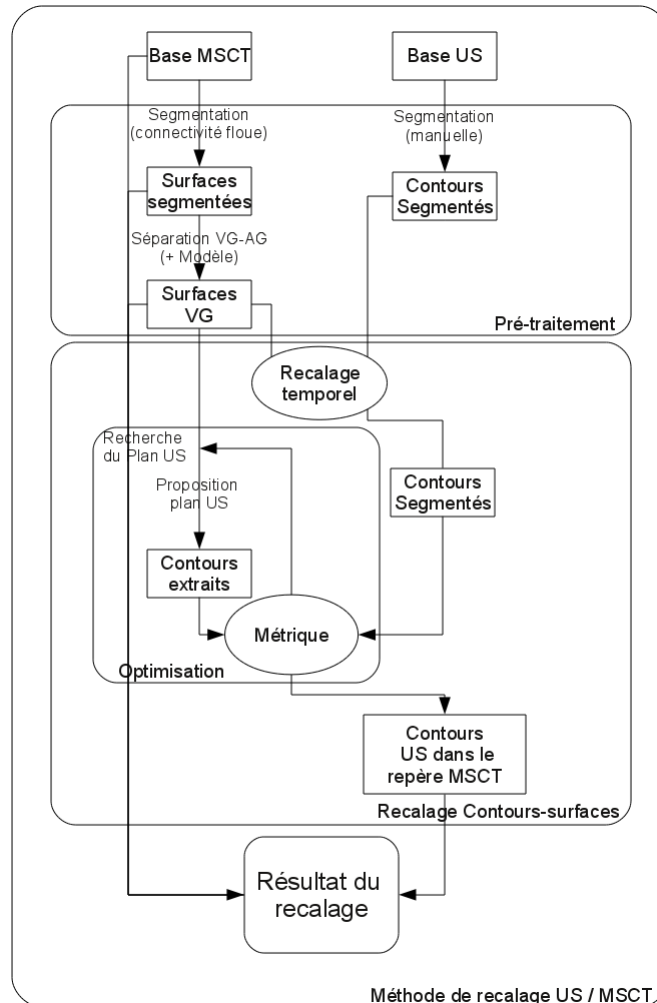


Figure 3.18 – Schéma global des méthodes de recalage de données scanner multibarrette et d'échocardiographie.

3.4.1 Approche statique

La trame de cette méthode, après synchronisation des données, est la suivante [Tavard *et al.*, 2010] :

- définir par un vecteur de paramètres X une approximation du plan d'acquisition P_{US} de la sonde US dans le repère \mathcal{R}_{CT} ,
- extraire du modèle géométrique S_{VG} un contour 2D (\mathcal{C}_{CT}) dans le plan P_{US} ($\mathcal{C}_{CT} \subset P_{US}$),
- définir une métrique entre un contour segmenté \mathcal{C}_{US} de la coupe des images US et \mathcal{C}_{CT} ,
- incorporer une connaissance *a priori* par le biais d'une pondération de la métrique,
- optimiser la métrique pondérée selon les paramètres X définissant le plan P_{US} .

La figure 3.19 reprend schématiquement le processus de recalage par approche surface-contour statique.

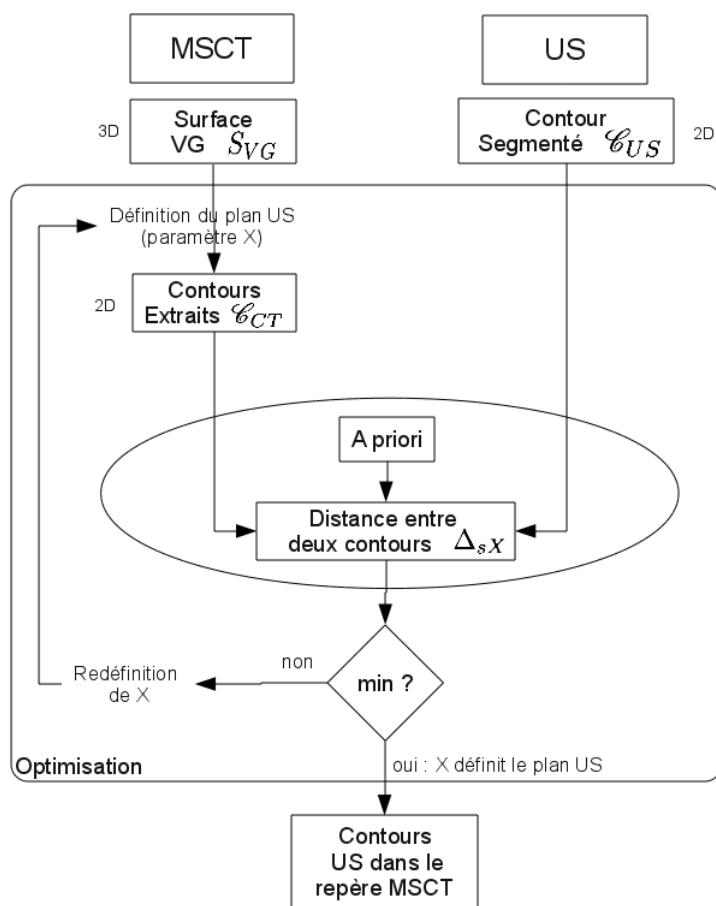


Figure 3.19 – Zoom sur le bloc “optimisation” du schéma global (figure 3.18) des méthodes de recalage présentées. Approche surface-contour statique avec considération d’informations anatomiques *a priori*, la métrique est calculée sur un seul instant après synchronisation.

3.4.1.1 Synchronisation des données

L’acquisition MSCT est synchronisée sur le pic de l’onde R de l’ECG. L’échocardiographie est synchronisée sur le début de l’onde R. La résolution temporelle en échographie étant plus fine, nous choisissons de comparer le contour \mathcal{C}_{US} issu de l’image échographique qui correspond au pic de l’onde R et la surface $\mathcal{S}_{CT}(t_0)$ du premier instant scanner (volume 00% qui correspond au pic de l’onde R après post synchronisation sur l’ECG lors de l’acquisition scanner).

3.4.1.2 Définition de contours dans un repère commun

Définition du plan US dans le repère MSCT. Définissons le plan P_{US} de l’image échocardiographique dans le repère \mathcal{R}_{CT} par son origine $O = (x_O, y_O, z_O)$ et sa normale $\vec{N}_{US} = (x_N, y_N, z_N)$. Notre plan P_{US} est donc défini par six paramètres (trois coordonnées pour son origine, trois coordonnées pour sa normale). Notons θ_N l’angle de rotation autour de

\vec{N}_{US} . La position du contour \mathcal{C}_{US} dans \mathcal{R}_{CT} est alors défini par le vecteur de sept paramètres $X = [x_O, y_O, z_O, x_N, y_N, z_N, \theta_N]$ (cf. figure 3.20).

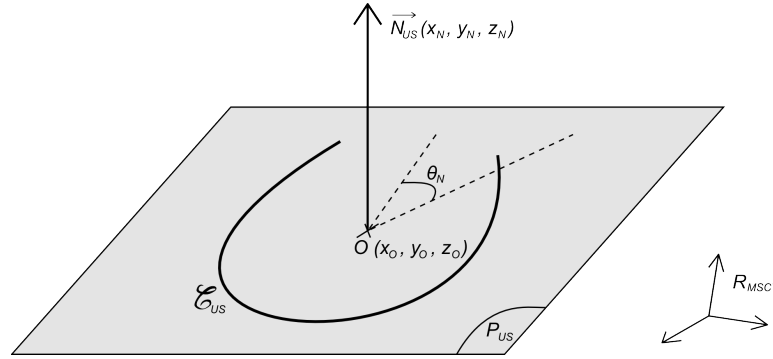


Figure 3.20 – Définition du plan US dans le repère MSCT (\mathcal{R}_{MSCT}) par sept paramètres : $X = [x_O, y_O, z_O, x_N, y_N, z_N, \theta_N]$.

Extraction de contours des images scanner. À partir de la définition du plan P_{US} et de la surface $S_{VG}(t_0)$, l'extraction du contour \mathcal{C}_{CT} est réalisée. $\mathcal{C}_{CT} = S_{VG} \cap P_{US}$ est le contour 2D formé par l'intersection de P_{US} et S_{VG} .

Nous travaillons à partir du modèle S_{VG} pour employer des contours en harmonie avec les contours 2D-US très fortement lissés, afin d'effectuer une comparaison entre deux objets similaires.

Nous disposons désormais de deux contours planaires statiques \mathcal{C}_{US} et \mathcal{C}_{CT} , extraits respectivement d'une image US et d'une surface segmentée à partir de volume scanner CT, dépendants du vecteur de paramètres X .

3.4.1.3 Définition d'une métrique

Notons $E = \{\mathcal{C}, \mathcal{C} \subset P_{US}\}$ l'ensemble des contours inclus dans le plan P_{US} .

Afin de pouvoir comparer les contours \mathcal{C}_{US} et \mathcal{C}_{CT} , nous mettons en place une métrique D entre deux contours $(\mathcal{C}_1, \mathcal{C}_2) \in E^2$ de la façon suivante :

Soit \vec{N}_1^i la normale au point $M_1^i \in \mathcal{C}_1$, soit $p_2(M_1^i) \in \mathcal{C}_2$ la projection orthogonale de M_1^i sur \mathcal{C}_2 et \vec{N}_2^i la normale en $p_2(M_1^i)$ (cf. figure 3.21). Inversement, on notera pour tout point $M_2^i \in \mathcal{C}_2$, $p_1(M_2^i) \in \mathcal{C}_1$ la projection orthogonale de M_2^i sur \mathcal{C}_1 et \vec{N}_1^i la normale en $p_2(M_1^i)$.

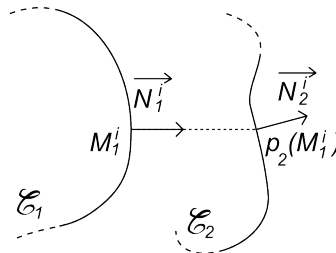


Figure 3.21 – Définition de \vec{N}_1^i , M_1^i , $p_2(M_1^i)$ et \vec{N}_2^i à partir de \mathcal{C}_1 et \mathcal{C}_2 .

Définissons alors deux applications $d_1 : E \times E \rightarrow \mathbb{R}^+$ et $d_2 : E \times E \rightarrow \mathbb{R}^+$:

$$\begin{aligned} d_1(\mathcal{C}_1, \mathcal{C}_2) &= \frac{1}{\text{Card}(\mathcal{C}_1)} \sum_{M_1^i \in \mathcal{C}_1} \left[\|\overrightarrow{M_1^i p_2(M_1^i)}\|^2 + \|\overrightarrow{N_1^i} \wedge \overrightarrow{N_2^i}\|^2 \right] \\ d_2(\mathcal{C}_2, \mathcal{C}_1) &= \frac{1}{\text{Card}(\mathcal{C}_2)} \sum_{M_2^j \in \mathcal{C}_2} \left[\|\overrightarrow{M_2^j p_1(M_2^j)}\|^2 + \|\overrightarrow{N_2^j} \wedge \overrightarrow{N_1^j}\|^2 \right] \end{aligned} \quad (3.1)$$

Les contours issus d'échocardiographie représentent une ligne centrale prise dans l'épaisseur du myocarde alors que les surfaces scanner segmentées représentent l'endocarde. On s'attend à avoir une différence d'échelle entre les deux contours, mais leurs courbures doivent être similaires.

Dans (3.1), le terme $\|\overrightarrow{N_1^i} \wedge \overrightarrow{N_2^i}\|^2$ décrit la similarité des courbures.

Nous définissons alors entre deux contours, la métrique :

$$D(\mathcal{C}_1, \mathcal{C}_2) = \frac{1}{2} [d_1(\mathcal{C}_1, \mathcal{C}_2) + d_2(\mathcal{C}_2, \mathcal{C}_1)] \quad (3.2)$$

D possède les propriétés d'une distance :

- symétrique ($\forall (\mathcal{C}_1, \mathcal{C}_2) \in E^2, D(\mathcal{C}_1, \mathcal{C}_2) = D(\mathcal{C}_2, \mathcal{C}_1)$),
- séparation ($\forall (\mathcal{C}_1, \mathcal{C}_2) \in E^2, D(\mathcal{C}_1, \mathcal{C}_2) = 0 \Leftrightarrow \mathcal{C}_1 = \mathcal{C}_2$),
- et inégalité triangulaire ($\forall (\mathcal{C}_1, \mathcal{C}_2, \mathcal{C}_3) \in E^3, D(\mathcal{C}_1, \mathcal{C}_3) \leq D(\mathcal{C}_1, \mathcal{C}_2) + D(\mathcal{C}_2, \mathcal{C}_3)$).

3.4.1.4 Intégration de connaissances *a priori*

Pour le recalage de modalités éloignées, il est d'un grand apport d'incorporer un maximum d'informations complémentaires. Dans ce but et pour augmenter la précision du recalage, la métrique D est pondérée par un facteur décrivant des contraintes anatomiques sur les structures imagées par les deux modalités.

Plutôt que de restreindre le domaine de recherche des solutions, la recherche se fait sur tout l'espace, sous des contraintes dont les effets sont de pénaliser des solutions non réalistes. Trois contraintes anatomiques sont prises en compte : la distance entre les apex, l'angle entre les grands axes et l'incidence du ou des plans US.

Distance entre les apex. En échocardiographie, l'apex peut être mal défini, conséquence d'une acquisition sous un angle légèrement différent de celui d'une vue apicale quatre cavités. La proximité de la sonde rend elle aussi difficile la localisation précise de l'apex. Toutefois, les apex définis pour les deux modalités, même s'ils peuvent ne pas coïncider exactement, ne peuvent pas pour autant être fort éloignés.

Soit $\delta_{ap}(X)$ la distance, fonction de X , séparant l'apex relevé sur les surfaces scanner segmentées de l'apex calculé sur les contours d'échocardiographie (paragraphe 3.2.1.2). Pour les incertitudes évoquées, considérons un intervalle de confiance $[-\sigma_{ap}, \sigma_{ap}]$ et définissons la fonction poids χ_{ap} :

$$\chi_{ap} : \begin{array}{l} \mathbb{R}^7 \longrightarrow [1, \frac{3}{2}] \\ X \longmapsto \begin{cases} \xi = \frac{3}{2} \left[1 - \exp\left(-\frac{\delta_{ap}(X)^2}{2\sigma_{ap}^2}\right) \right] & \text{si } \xi > 1 \\ 1 & \text{sinon} \end{cases} \end{array} \quad (3.3)$$

Le poids χ_{ap} est une gaussienne inversée centrée de moyenne nulle et tronquée (l'allure de $\chi(X)$ en fonction de $\delta(X)$ est donnée à la figure 3.22). L'intervalle de confiance a le même rôle que l'écart type d'une gaussienne : il y a une grande probabilité pour que les deux apex soient espacés d'une distance inférieure à σ_{ap} .

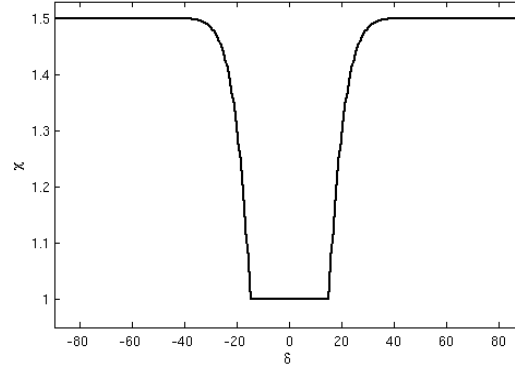


Figure 3.22 – Représentation du poids $\chi(X)$ en fonction de $\delta(X) \in [-90, +90]$ pour $\sigma = 10$ ($\delta(X)$ et σ adimensionnés dans cet exemple).

Angle entre les grands axes. De la même manière, notons χ_{GA} :

$$\chi_{GA} : \begin{array}{l} \mathbb{R}^7 \longrightarrow [1, \frac{3}{2}] \\ X \longmapsto \begin{cases} \xi = \frac{3}{2} \left[1 - \exp\left(-\frac{\delta_{GA}(X)^2}{2\sigma_{GA}^2}\right) \right] & \text{si } \xi > 1 \\ 1 & \text{sinon} \end{cases} \end{array} \quad (3.4)$$

où δ_{GA} est une fonction de X égale à l'angle que font les deux grands axes du VG entre les deux modalités. σ_{GA} est aussi l'écart type définissant un intervalle de confiance.

Incidence du plan US. Deux dernières fonctions poids χ_{4-cav} et χ_{2-cav} sont considérées :

$$\chi_{4-cav} : \begin{array}{l} \mathbb{R}^7 \longrightarrow [1, \frac{3}{2}] \\ X \longmapsto \begin{cases} \xi = \frac{3}{2} \left[1 - \exp\left(-\frac{\delta_{4-cav}(X)^2}{2\sigma_{4-cav}^2}\right) \right] & \text{si } \xi > 1 \\ 1 & \text{sinon} \end{cases} \end{array} \quad (3.5)$$

Cette pondération pénalise une incidence δ_{4-cav} de P_{US} trop éloignée (par rotation autour du grand axe) de celle d'une estimation du plan apical quatre cavités.

La fonction χ_{2-cav} a le même effet mais concerne l'incidence du plan apical deux cavités (lorsque les données comptent également des acquisitions dans le plan apical deux cavités). Soit χ_{inc} la fonction égale au produit des fonctions de pondération relative aux incidences des acquisitions effectuées ($\chi_{inc}(X) = \chi_{4-cav}(X) \times \chi_{2-cav}(X)$ s'il y a eu une acquisition apicale deux cavités, $\chi_{inc}(X) = \chi_{4-cav}(X)$ si la seule acquisition disponible est une acquisition apicale quatre cavités).

Choix des intervalles de confiance. De manière arbitraire en considérant les dimensions des VG des patients, nous choisissons les intervalles de confiance $[-\sigma, \sigma]$. Nous avons choisi $\sigma_{ap} = 20\text{mm}$, $\sigma_{GA} = 10^\circ$ et $\sigma_{2-cav} = \sigma_{4-cav} = 10^\circ$ comme illustré à la figure 3.23.

Fonction de pondération. Posons :

$$\chi : \begin{array}{l} \mathbb{R}^7 \longrightarrow [1, \frac{27}{8}] \\ X \longmapsto \chi_{ap}(X)\chi_{GA}(X)\chi_{inc}(X) \end{array} \quad (3.6)$$

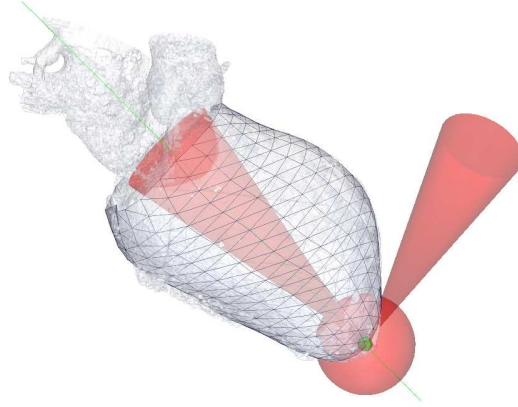


Figure 3.23 – Intervalles de confiance (en rouge) visualisés sur la surface S_{VG} : sphère de rayon $\sigma_{ap} = 20\text{mm}$ autour de l'apex (sphère verte), cône d'angle $\sigma_{GA} = 10^\circ$ autour du grand axe (axe vert) et cône de rayon $\sigma_{4-cav} = 10^\circ$ autour de l'incidence du plan apical quatre cavités.

La métrique D présente des minima locaux et le minimum global n'est parfois pas le résultat escompté, l'application de χ permet de privilégier une solution réaliste dans l'intervalle de confiance. Notre méthode de recalage passe donc par la minimisation de $\chi(X)D(X)$. La multiplication par la fonction de pondération χ ne change pas notre métrique tant que la solution reste dans l'intervalle de confiance (multiplication par un facteur 1). Par contre, en dehors de cet intervalle, les solutions sont pénalisées (jusqu'à un facteur de $1.5 \times 1.5 \times 1.5 = \frac{27}{8}$).

3.4.1.5 Optimisation

Nous avons défini par le vecteur X de sept paramètres le plan P_{US} . À partir de ce plan et des surfaces \mathcal{S}_{CT} (ou plus particulièrement S_{VG}) nous pouvons comparer deux contours \mathcal{C}_{US} et \mathcal{C}_{CT} dans un repère commun et calculer une distance entre les deux modalités. Notons ici :

$$\Delta_{sX}(\mathcal{C}_{US}, \mathcal{S}_{CT}) = \chi(X)D(X) \quad (3.7)$$

Nous cherchons à minimiser Δ_{sX} afin de déterminer la position de la vue apicale quatre cavités dans le repère scanner :

$$\hat{X} = \operatorname{argmin} \Delta_{sX}(\mathcal{C}_{US}, \mathcal{S}_{CT})$$

L'initialisation de nos paramètres d'optimisation est faite avec comme origine l'apex (cf. paragraphe 3.2.1.2). Pour la normale de P_{US} , nous supposons que le cœur est orienté de la même façon pour chaque patient et qu'en sortie du processus de segmentation. Nous pouvons donc connaître approximativement un vecteur directeur du plan apical quatre cavités et ainsi fournir au processus de recalage une initialisation relativement proche de l'optimum recherché. D'autre part, le cadre de ces travaux ne nous impose pas de (forte) contrainte temporelle.

Ces deux raisons justifient le choix d'un algorithme classique de descente de gradient (cf. équation (2.7)) comme méthode d'optimisation.

Nous proposons une évaluation de cette méthode au prochain chapitre sur des données simulées ainsi que des éléments décrivant la sensibilité à l'initialisation sur données réelles (cf. section 4.4.1)

3.4.2 Approche dynamique

Contrairement à l'approche statique, cette approche considère l'évolution dynamique des surfaces scanner et des contours échocardiographiques.

La première étape de cette méthode est similaire à la méthode précédente : l'extraction de contours. La description des contours ainsi que la métrique sont quant à elles différentes (cf. figure 3.24).

Dans ce paragraphe \mathcal{C}_{US} et \mathcal{C}_{CT} sont fonction du temps (respectivement de t_{US} et t_{CT}) et représentent l'évolution au cours du cycle cardiaque des contours extraits respectivement des images US et des surfaces S_{VG} . Nous ne considérons plus un contour 2D sur un instant unique mais un objet 3D ($2D + T$) dont une des composantes est le temps.

La figure 3.24 reprend schématiquement le processus de recalage par approche surfaces-contours dynamique.

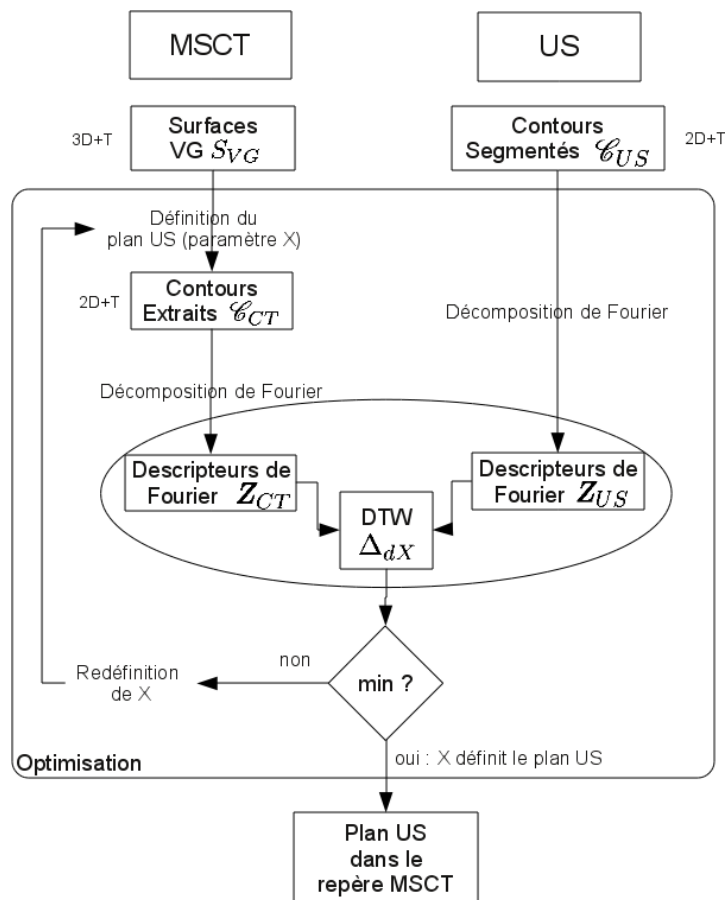


Figure 3.24 – Zoom sur le bloc “optimisation” du schéma global (figure 3.18) des méthodes de recalage présentées. Méthode utilisant les descripteurs de Fourier, la dimension temporelle est prise en compte dans le calcul de la distance DTD .

3.4.2.1 Extraction de contours des images scanner

Il s'agit de comparer \mathcal{C}_{US} et \mathcal{C}_{CT} et de minimiser une énergie pour que \mathcal{C}_{CT} soit extrait du plan correspondant au plan 2D-US.

Plusieurs composantes forment le mouvement cardiaque (déplacement, contraction, torsion, rotation) et les mesures en échocardiographie sont planaires. Le plan 2D-US est considéré comme fixe lors de l'acquisition. Cette hypothèse est réaliste car la durée d'un cycle cardiaque est très inférieure à la durée de l'acquisition US. Le contour \mathcal{C}_{US} suit le mouvement de l'intersection du ventricule avec le plan d'acquisition. Pour se rapprocher du mouvement relevé en échocardiographie, une seule définition de P_{US} sera utilisée pour l'extraction de $\mathcal{C}_{CT}(t_{CT})$ au cours du temps.

Le plan P_{US} est toujours défini par six paramètres qui sont les coordonnées de son origine (x_O, y_O, z_O) et de sa normale (x_N, y_N, z_N) . Dans l'extraction de contours de la méthode statique décrite à la section 3.4.1.2, un septième paramètre θ_N de rotation autour de la normale est employé pour la définition du contour US dans le repère \mathcal{R}_{CT} . Ici, la décomposition par descripteur de Fourier employée, appliquée aux contours (qui sera décrite à la section 3.4.2.2) a la particularité d'invariance par rotation. Ceci permet de s'affranchir du paramètre de rotation autour de la normale et réduit à six le nombre de paramètres à optimiser.

Dans cette seconde approche, nous travaillons également à partir du modèle S_{VG} .

Une fois le contour \mathcal{C}_{CT} extrait, nous cherchons une base de décomposition commune aux contours permettant de les décrire par un même nombre d'éléments. De nombreuses descriptions de formes ou contours sont envisageables, comme les moments invariants de Hu [Hu, 1962] (paragraphe 2.1.2.2) par exemple. Nous nous sommes intéressés à la décomposition spectrale par descripteurs de Fourier introduite par Granlund et Zahn en 1972 [Granlund, 1972, Zahn et Roskies, 1972] très employée en reconnaissance de formes [Zhang et Lu, 2001, Zhang et Lu, 2002].

3.4.2.2 Décomposition par descripteurs de Fourier

Descripteurs de Fourier d'un contour \mathcal{C} . Soit \mathcal{C} un contour constitué de N points. Notons $z_n = x_n + iy_n \in \mathbb{C}$, $n \in \{0, \dots, N-1\}$ les points dans l'espace des complexes formant \mathcal{C} . On suppose que ces points sont ordonnés (par exemple dans le sens horaire).

Par transformée de Fourier discrète, la décomposition en descripteurs de Fourier Z_k pour $k \in \{0, \dots, N-1\}$ s'écrit :

$$Z_k = \sum_{n=0}^{N-1} z_n e^{-\frac{2i\pi}{N}kn}$$

À l'inverse, la reconstruction du contour s'écrit :

$$z_n = \sum_{k=0}^{N-1} Z_k e^{\frac{2i\pi}{N}kn}$$

Invariances. Les descripteurs de Fourier ont les propriétés suivantes :

- invariance par translation en fixant $Z_0 = 0$,
- invariance par facteur d'échelle en normalisant les coefficients par $\|Z_1\|$:
 $Z_k \leftarrow \frac{Z_k}{\|Z_1\|}$,
- invariance par rotation en ne retenant que les modules des coefficients $Z_k \leftarrow \|Z_k\|$ (il y a dans ce cas perte d'information).

Un contour évolue dans le temps, la déformation du VG est une information supplémentaire qu'il est important de conserver, pour ce faire, l'invariance par facteur d'échelle ne sera pas considérée. Parmi les propriétés des coefficients de Fourier, nous considérerons l'invariance par translation et par rotation. Ces deux invariances paraissent utiles pour comparer des contours dans deux repères d'observations spatiotemporels différents.

Composante spatiale : choix de l'ordre. On remarquera que l'on obtient autant de coefficients de Fourier qu'il y a de points formant \mathcal{C} . Dans notre cas, nous cherchons une base commune pour comparer les contours échocardiographique et scanner. Or les deux contours n'ont pas la même résolution spatiale. Une pratique courante pour pallier cet inconvénient est de ré-échantillonner les contours avec le même nombre de points en fixant le même ordre de la décomposition de Fourier pour chaque contour. Nous avons fixé cet ordre à cinquante. En effet, l'information de contours est contenue principalement dans les premiers coefficients (cf. figure 3.25). Plus l'ordre augmente et plus le niveau de détails augmente. Pour les ordres les plus élevés en scanner, l'information se rapproche d'un bruit apparaissant lors des étapes de prétraitement. Un ordre de cinquante semble très suffisant pour décrire l'information liées aux contours.

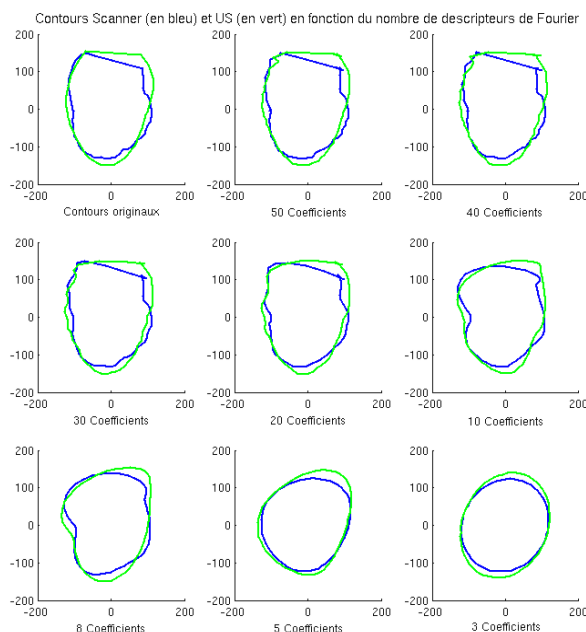


Figure 3.25 – Influence du choix du nombre de descripteurs de Fourier sur la reconstruction des contours scanner (en bleu) et échocardiographiques (en vert). L'information est principalement contenue sur les premiers coefficients (fréquences basses).

Composante temporelle. Considérons maintenant que notre contour dépend également du temps $\mathcal{C}(t)$. Alors les coefficients de la décomposition dépendent eux aussi du temps :

$$Z_k : \begin{array}{l} \mathbb{R} \longrightarrow \mathbb{C} \\ t \longmapsto Z_k(t) \end{array}$$

Notons $\mathbf{Z} = \{Z_0, Z_1, \dots, Z_{N-1}\} \in \mathbb{C}^N$. Nous avons donc dans notre cas deux fonctions du temps dans l'espace de Fourier décrivant les contours à l'ordre N :

$$\begin{aligned} \mathbf{Z}_{US} : \quad \mathbb{R} &\longrightarrow \mathbb{C}^N \\ t_{US} &\longmapsto \mathbf{Z}_{US}(t_{US}) \\ \\ \mathbf{Z}_{CT} : \quad \mathbb{R} &\longrightarrow \mathbb{C}^N \\ t_{CT} &\longmapsto \mathbf{Z}_{CT}(t_{CT}) \end{aligned}$$

Comme précisé pour la méthode de recalage surface-contour statique précédente (paragraphe 3.4.1.2), nous pouvons synchroniser les deux modalités sur le pic de l'onde R de l'ECG. Par permutation circulaire de la base de temps t_{US} , nous plaçons t_0 sur le pic de l'onde R afin que les deux modalités soient synchronisées : l'instant t_0 peut être choisi comme étant n'importe quel instant de la base de temps t_{US} car l'acquisition est cyclique.

Ces deux fonctions vectorielles ne dépendent pas de la même base de temps. Nous cherchons cependant une métrique permettant de quantifier les similitudes de \mathbf{Z}_{US} et \mathbf{Z}_{CT} .

3.4.2.3 Métrique proposée : déformation temporelle dynamique

L'algorithme de "Déformation Temporelle Dynamique" (DTD) fut mis en place pour la détection de séquences temporelles. Employé en premier lieu pour la reconnaissance de parole [Itakura, 1975, Sakoe et Chiba, 1978] l'algorithme a connu d'autres applications comme l'exploration de données (*Data Mining*) [Keogh et Pazzani, 2000], la reconnaissance de caractères [Rath et Manmatha, 2003], la chromatographie [Tomasi *et al.*, 2004], ou l'analyse de données à composante temporelle. Le principe général de l'algorithme est d'effectuer une mise en correspondance (*matching*) de deux séries temporelles n'ayant pas nécessairement la même dynamique temporelle (vitesse différente ou changements de vitesse non linéaires).

Définition d'une distance entre deux séries temporelles. La première définition de la distance DTD entre deux séries temporelles [Itakura, 1975] est décrite ci-après.

Soit deux vecteurs $\mathbf{U} = \{u_1, u_2, \dots, u_i, \dots, u_I\} \in \mathbb{R}^I$ et $\mathbf{V} = \{v_1, v_2, \dots, v_j, \dots, v_J\} \in \mathbb{R}^J$ descripteurs de deux signaux à comparer. Une série de couples $c = (i, j)$ décrit la mise en correspondance de \mathbf{U} et \mathbf{V} :

$$F = \{c(1), c(2), \dots, c(k), \dots, c(K)\} \quad (3.8)$$

avec $c(k) = (i(k), j(k))$.

Cette fonction $F \in \mathbb{N}^{2K}$ réalise un chemin de mise en correspondance des axes temporels de \mathbf{U} et \mathbf{V} (cf. figure 3.26). Si aucune différence temporelle n'existe entre les deux vecteurs, alors F correspond à la diagonale ($i = j$). Plus il y a de différence temporelle entre les deux signaux, et plus F s'éloigne de cette diagonale.

Nous cherchons un chemin F minimum au sens d'une distance entre les échantillons de \mathbf{U} et \mathbf{V} . Introduisons maintenant une distance d entre deux échantillons u_i et v_j de \mathbf{U} et \mathbf{V} :

$$d(c) = d(i, j) = \|u_i - v_j\|$$

Une somme pondérée des distances sur le chemin F est définie par la fonction E :

$$E(F) = \sum_{k=1}^K d(c(k)) \cdot w(k) \quad (3.9)$$

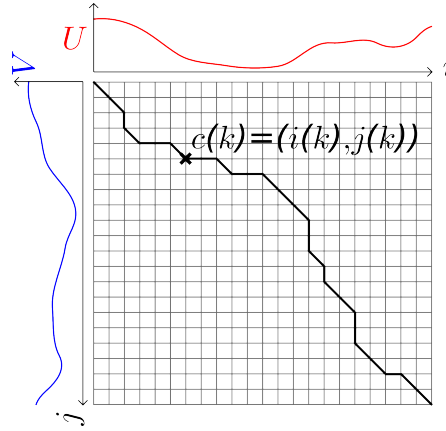


Figure 3.26 – Exemple de chemin F de la mise en correspondance temporelle de deux signaux U et V .

La fonction $E(F)$ est une mesure de la mise en correspondance temporelle de U et V , elle est minimale lorsque la correspondance temporelle est optimale.

Le nombre d'éléments du chemin F est K . Pour des séquences temporelles U et V de tailles respectives I et J , nous avons $\max(I, J) \leq K \leq I + J$. Le rôle indirect des poids $w(k)$ lors de la minimisation de $E(F)$ est de réguler le nombre d'éléments K de F .

Dès lors, la distance entre U et V de l'algorithme DTD s'écrit comme le minimum de $E(F)$ que l'on peut normaliser par la somme des poids $w(k)$:

$$DTD(U, V) = \min_F \left[\frac{\sum_{k=1}^K d(c(k)) \cdot w(k)}{\sum_{k=1}^K w(k)} \right] \quad (3.10)$$

[Sakoe et Chiba, 1978] proposent deux formes de pondération w qui permettent de s'affranchir du nombre d'éléments du chemin F :

- Symétrique : $w(k) = (i(k) - i(k-1)) + (j(k) - j(k-1))$ ce qui donne

$$W = \sum_{k=1}^K w(k) = I + J,$$

- Asymétrique : $w(k) = (i(k) - i(k-1))$ ce qui donne

$$W = \sum_{k=1}^K w(k) = I$$

(ou réciproquement $w(k) = (j(k) - j(k-1))$ et $W = J$).

Ces deux pondérations permettent de se ramener à :

$$DTD(U, V) = \frac{1}{W} \min_F \left[\sum_{k=1}^K d(c(k)) \cdot w(k) \right] \quad (3.11)$$

C'est cette distance, appliquée à nos vecteurs Z_{US} et Z_{CT} et une fois d et w choisis, que nous minimiserons pour le recalage de \mathcal{C}_{US} et \mathcal{S}_{CT} .

Choix de la distance d et de la pondération w . Les vecteurs \mathbf{Z}_{US} et \mathbf{Z}_{CT} sont issus de la décomposition en N descripteurs de Fourier où N est l'ordre (fixé à cinquante). Chaque élément de \mathbf{Z}_{US} (respectivement de \mathbf{Z}_{CT}) dépend du temps t_{US} (respectivement t_{CT}). De plus, les ordres élevés étant moins significatifs du contour décrit (cf. figure 3.25), une pondération inversement proportionnelle à l'ordre (en $O(1/N)$) est appliquée dans le calcul de la distance d entre deux éléments de \mathbf{Z}_{US} et \mathbf{Z}_{CT} . Cette pondération permet d'accorder plus d'importance aux premiers coefficients. La distance d choisie est définie comme suit :

$$d(c(k)) = \sum_{n=0}^N \frac{1}{n+1} |Z_{USn}(i(k)) - Z_{CTn}(j(k))|$$

Afin de ne pas privilégier une direction particulière dans le choix du chemin F , nous choisissons une pondération w symétrique : $w(k) = (i(k) - i(k-1)) + (j(k) - j(k-1))$

Conditions sur la fonction de mise en correspondance temporelle. La fonction F de mise en correspondance temporelle définie par (3.8) relie l'axe des temps de la séquence \mathbf{U} et l'axe des temps de la séquence \mathbf{V} . Une séquence temporelle est régie par certaines lois. Dans notre cas, les signaux cardiaques doivent être continus (pas de saut dans le temps) et monotones (le temps s'écoule toujours positivement). La fonction F doit respecter ces conditions (continuité et monotonie), mais aussi des conditions aux limites (correspondance des premiers et derniers instants du cycle) et des contraintes de régularité.

1. Condition de monotonie : $i(k+1) \geq i(k)$ et $j(k+1) \geq j(k)$.
2. Condition de continuité : $i(k+1) - i(k) \leq 1$ et $j(k+1) - j(k) \leq 1$.
De (1.) et (2.), entre deux points consécutifs nous avons la relation :

$$c(k+1) = \begin{cases} (i(k), j(k)+1), \\ (i(k)+1, j(k)+1), \\ \text{ou } (i(k)+1, j(k)). \end{cases} \quad (3.12)$$

3. Conditions aux limites : $i(1) = 1$, $j(1) = 1$, et $i(K) = I$, $j(K) = J$. Ceci met en correspondance les premiers échantillons de chaque séquence ainsi que les derniers. En scanner comme en échocardiographie, les différents instants acquis forment un cycle entier. Nos données étant cycliques, l'instant suivant le dernier instant doit correspondre à l'instant initial de nos séquences. Nous avons donc ajouté en fin de cycle de chacune des modalités, l'instant initial (dans notre cas, si \mathbf{U} et \mathbf{V} sont nos vecteurs \mathbf{Z}_{US} et \mathbf{Z}_{CT} (décrits au paragraphe 3.4.2.2) : $\mathbf{Z}_{US} = \{\mathbf{Z}_{US}(i(1)), \dots, \mathbf{Z}_{US}(i(K)), \mathbf{Z}_{US}(i(1))\}$ et $\mathbf{Z}_{CT} = \{\mathbf{Z}_{CT}(j(1)), \dots, \mathbf{Z}_{CT}(j(K)), \mathbf{Z}_{CT}(j(1))\}$). Ceci ne modifie pas nos séquences temporelles et permet de ne pas contraindre la correspondance des instants $\mathbf{Z}_{US}(i(K))$ et $\mathbf{Z}_{CT}(j(K))$ des deux séquences.
4. Contraintes de régularité : afin d'éviter une correspondance non réaliste entre \mathbf{U} et \mathbf{V} , une contrainte est appliquée sur la pente de F . La contrainte de pente $P = \frac{n}{m}$ (où n et m sont deux entiers relatifs) est une restriction sur les possibilités de correspondances entre plusieurs points consécutifs. Une correspondance d'un seul instant u_i avec un grand nombre d'instant v_j (et réciproquement) est pénalisée. Concrètement, si le point $c(k)$ se déplace m fois selon la direction i , alors sa progression dans cette direction est bloquée tant qu'il n'y a pas eu n déplacements selon la diagonale. Pour $P = 0$, il n'y a pas de restriction, pour $P = +\infty$, F est contrainte à la diagonale ($i = j$). Nous choisissons $P = 1$ et privilégions autant la diagonale qu'une direction particulière.

Programmation dynamique. L'équation (3.11) de la distance DTD est un exemple de problème pouvant être résolu par le principe de programmation dynamique [Bellman et Dreyfus, 1962]. Il s'agit d'une programmation récursive pour laquelle on divise le problème en sous-problèmes indépendants. Ici, le minimum de la somme de l'équation (3.11) peut se calculer par une somme de minima en construisant une suite g_k pour $k \in \{1, \dots, K\}$ définie par :

1. Condition initiale : $g_1(c(1)) = d(c(1)).w(1)$
2. Relation de récursivité :

$$g_{k+1} = \min_{c(k)} [g_k(c(k)) + d(c(k+1)).w(k+1)] \quad (3.13)$$

3. Distance DTD :

$$DTD(\mathbf{U}, \mathbf{V}) = \frac{1}{W} g_K(c(K))$$

Dans notre cas, nous obtenons :

1. Condition initiale : $g(1, 1) = 2d(1, 1)$
2. Relation de récursivité, pour une pondération w symétrique et une contrainte de pente $P = 1$, l'équation (3.13) devient [Sakoe et Chiba, 1978] :

$$g(i, j) = \min \left[\begin{array}{l} g(i-1, j-2) + 2d(i, j-1) + d(i, j), \\ g(i-1, j-1) + 2d(i, j), \\ g(i-2, j-1) + 2d(i-1, j) + d(i, j) \end{array} \right] \quad (3.14)$$

3. Distance DTD :

$$DTD(\mathbf{U}, \mathbf{V}) = \frac{1}{I+J} g(I, J)$$

Le calcul de la distance se fait par programmation dynamique par l'équation décrite ci-dessus sur un domaine de recherche spécifique. Le domaine de recherche des couples $c(i, j)$, tout comme la fonction de mise en correspondance temporelle F , est soumis à des conditions pour éviter de relier des points forts éloignés dans le temps.

Contraintes sur le domaine de recherche. Deux domaines de recherche classique ont été mis en place pour la reconnaissance de parole. Il s'agit du ruban de Sakoe-Chira ("*adjustment window*" dans [Sakoe et Chiba, 1978]) et du parallélogramme d'Itakura [Itakura, 1975] (cf. figure 3.27).

Pour mieux s'adapter à nos données, un nouveau domaine de recherche de F a été mis en place. Il s'agit d'une combinaison du ruban de Sakoe-Chira et du parallélogramme d'Itakura. En effet, nous cherchons à mettre en correspondance deux signaux cardiaques d'un même patient mais enregistrés à deux périodes différentes. La contraction du muscle étant la réponse à un stimulus électrique et la réponse d'une cellule musculaire ayant toujours la même durée, si stimuli il y a et que la conduction électrique est normale, alors la contraction du myocarde sera de même durée. Nous faisons l'hypothèse que si les deux cycles cardiaques ne sont pas de même durée, ce sont les phases de relaxation du muscle qui sont dilatées. Nous considérons que les systoles pour les deux examens sont plus corrélées que le reste du cycle cardiaque. Pour cette raison, nous mettons une forte contrainte pour les premiers instants et nous relâchons la contrainte en milieu de cycle. Le mouvement étant cyclique, la contrainte est choisie plus forte en fin de cycle : la relaxation du myocarde est supposée finie (cf. figure 3.27).

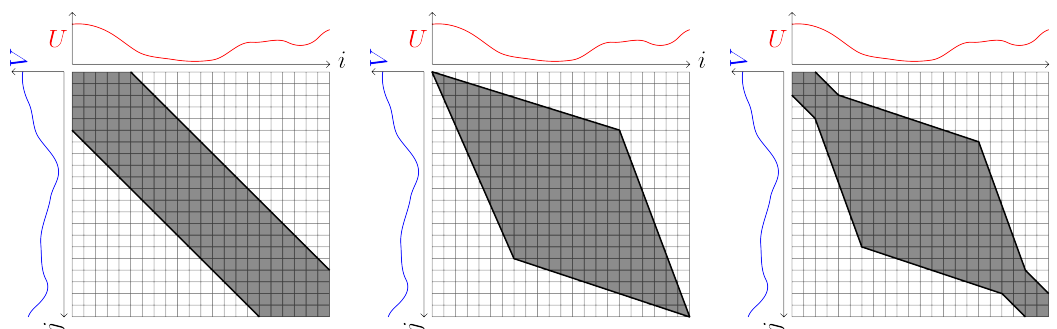


Figure 3.27 – Domaines de recherche de mise en correspondance temporelle. Les points $c(k)$ du chemin F ne peuvent qu'appartenir à la zone grisée. À gauche : ruban de Sakoe-Chira. Au centre : parallélogramme d'Itakura. À droite : aspect du domaine de recherche choisi pour le traitement de données réelles cardiaques.

3.4.2.4 Optimisation

En partant des surfaces segmentées S_{VG} , nous avons extrait des contours 2D+T. Ces contours sont définis par les deux vecteurs origine (x_O, y_O, z_O) et normale (x_N, y_N, z_N) du plan P_{US} coupant S_{VG} , soit six paramètres que l'on peut noter sous forme vectorielle $X = [x_O, y_O, z_O, x_N, y_N, z_N] \in \mathbb{R}^6$.

Par transformées de Fourier discrètes, nous décrivons les contours par un nombre fixe de descripteurs de Fourier. Ainsi, les fonctions vectorielles du temps Z_{US} et Z_{CT} sont créées et Z_{CT} dépend directement de la définition de P_{US} : $Z_{CT} = Z_{CT}(X)$. Nous calculons ensuite (d'après l'équation 3.11) notre métrique :

$$\Delta_{dX}(\mathcal{C}_{US}, \mathcal{S}_{CT}) = DTD(Z_{US}, Z_{CT}(X)) \quad (3.15)$$

et recherchons à minimiser Δ_{dX} afin de déterminer l'origine et la normale de P_{US} dans le repère scanner :

$$\hat{X} = \underset{X}{\operatorname{argmin}} \Delta_{dX}(\mathcal{C}_{US}, \mathcal{S}_{CT})$$

Une optimisation par descente de gradient avec la même initialisation que pour la méthode considérant un *a priori* (cf. paragraphe 3.4.1.5) est mise en place pour la résolution du problème de recalage.

Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre les méthodes développées dans ce travail de thèse concernant le recalage multimodal en imagerie cardiaque ainsi que les méthodes de pré-traitement et d'extraction d'informations nécessaires :

1. une méthode semi-automatique de recalage de cartographies électroanatomiques et d'images scanner multibarrette,
2. un procédé de recalage d'échocardiographies 2D et d'images scanner multibarrette basé sur la considération d'informations anatomiques *a priori*,
3. une approche spatiotemporelle de recalage d'échocardiographies 2D et d'imagerie scanner multibarrette basée sur les descripteurs de Fourier et la distance de *Déformation Temporelle Dynamique* .

Pour compléter le recalage des données disponibles, nous présentons en annexe C les travaux menés au LTSI pour le recalage d'images d'angiographie RX et d'images scanner. Une étude de faisabilité a été menée sur l'application de ces méthodes à nos données dans un but de validation du recalage EAM / CT (par la comparaison de la position de la sonde implantée dans le réseau veineux) ou d'intégration de toutes les données dans le champ opératoire, dans un objectif d'assistance à l'implantation. Au stade actuel de ces travaux, lorsque cela s'avère nécessaire, ce recalage sera effectué manuellement.

Ces recalages permettent d'unifier les données dans un même espace pour, par la suite, se concentrer sur la fusion d'informations, soit par l'extraction et la comparaison de descripteurs issus de modalités différentes, soit par l'élaboration de nouveaux descripteurs à partir de modalités complémentaires.

Les résultats de ces méthodes obtenus sur données réelles sont présentés dans le prochain chapitre, ainsi que des résultats d'évaluation sur données simulées pour les deux méthodes de recalage d'échographies et d'images scanner. Concernant la méthode de recalage de cartographies électroanatomiques et d'images scanner, des éléments d'évaluation seront présentés au chapitre 5.

Bibliographie

- [Bellman et Dreyfus, 1962] BELLMAN, R. et DREYFUS, S. (1962). *Applied dynamic programming*. RAND Corporation, pages 382.
- [Camara et al., 2009] CAMARA, O., OELTZE, S., DE CRAENE, M., SEBASTIAN, R., SILVA, E., TAMBORERO, D., MONT, L., SITGES, M., BIJNENS, B. et FRANGI, A. (2009). Cardiac Motion Estimation from Intracardiac Electrical Mapping Data : Identifying a Septal Flash in Heart Failure. *Functional Imaging and Modeling of the Heart*, 5528:21–29.
- [Chinchapatnam et al., 2008] CHINCHAPATNAM, P., RHODE, K. S., GINKS, M., RINALDI, C. A., LAMBIASE, P., RAZAVI, R., ARRIDGE, S. R. et SERMESANT, M. (2008). Model-based imaging of cardiac apparent conductivity and local conduction velocity for diagnosis and planning of therapy. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 27(11):1631–1642.
- [de Chillou et al., 2008] de CHILLOU, C., ANDRONACHE, M., ABDELAAL, A., ERNST, Y., MAGNIN-POULL, I., MAGDI, M., ZHANG, N., TISSIER, S., MANDRY, D., BARBARY, C., RÉGENT, D. et ALIOT, E. (2008). Evaluation of 3D guided electroanatomic mapping for ablation of atrial fibrillation in reference to CT-scan image integration. *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology*, 23:175–181.
- [Dong et al., 2006] DONG, J., CALKINS, H., SOLOMON, S. B., LAI, S., DALAL, D., LARDO, A. C., LARDO, A., BREM, E., PREISS, A., BERGER, R. D., HALPERIN, H. et DICKFELD, T. (2006). Integrated electroanatomic mapping with three-dimensional computed tomographic images for real-time guided ablations. *Circulation*, 113(2):186–94.
- [Fleureau, 2008] FLEUREAU, J. (2008). *Intégration de données anatomiques issues d'images MSCT et de modèles électrophysiologique et mécanique du cœur*. Thèse de doctorat, Université de Rennes 1.
- [Fleureau et al., 2009] FLEUREAU, J., GARREAU, M., BOULMIER, D., LECLERCQ, C. et HERNÁNDEZ, A. (2009). Segmentation 3D multi-objets d'images scanner cardiaques : une approche multi-agents. *IRBM*, 30(3):104 – 113.
- [Fleureau et al., 2008] FLEUREAU, J., GARREAU, M., SIMON, A., HACHEMANI, R. et BOULMIER, D. (2008). Assessment of global cardiac function in MSCT imaging using fuzzy connectedness segmentation. In *Computers In Cardiology*, pages 725–728.
- [Gao et al., 2010] GAO, G., CHINCHAPATNAM, P., WRIGHT, M., ARUJUNA, A., GINKS, M., RINALDI, A. et RHODE, K. (2010). An MRI/CT-based cardiac electroanatomical mapping system with scattered data interpolation algorithm. In *Proceedings of the 2010 IEEE international conference on Biomedical imaging : from nano to Macro*, ISBI'10, pages 464–467, Piscataway, NJ, USA. IEEE Press.
- [Granlund, 1972] GRANLUND, G. (1972). Fourier preprocessing for hand print character recognition. *Computers, IEEE Transactions on*, 100(2):195–201.
- [Heldmann et Papenberg, 2009] HELDMANN, S. et PAPERBERG, N. (2009). A variational approach for volume-to-slice registration. *Scale Space and Variational Methods in Computer Vision*, 5567:624–635.
- [Hu, 1962] HU, M.-K. (1962). Visual pattern recognition by moment invariants. *Information Theory, IRE Transactions on*, 8(2):179–187.
- [Huang et al., 2005] HUANG, X., HILL, N., REN, J., GUIRAUDON, G., BOUGHNER, D. et PETERS, T. (2005). Dynamic 3D ultrasound and MR image registration of the beating heart. In DUNCAN, J. et GERIG, G., éditeurs : *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI 2005*, volume 3750 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 171–178. Springer Berlin / Heidelberg.

- [Huang *et al.*, 2007] HUANG, X., HILL, N. A., REN, J., GUIRAUDON, G. et PETERS, T. M. (2007). Intra-cardiac 2D US to 3D CT image registration. In *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, volume 6509 de *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*.
- [Huang *et al.*, 2009] HUANG, X., MOORE, J., GUIRAUDON, G., JONES, D. L., BAINBRIDGE, D., REN, J. et PETERS, T. M. (2009). Dynamic 2D ultrasound and 3D CT image registration of the beating heart. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 28(8):1179–1189.
- [Itakura, 1975] ITAKURA, F. (1975). Minimum prediction residual principle applied to speech recognition. *Acoustics, Speech and Signal Processing, IEEE Transactions on*, 23(1):67–72.
- [Keogh et Pazzani, 2000] KEOGH, E. J. et PAZZANI, M. J. (2000). Scaling up dynamic time warping for datamining applications. In *Proceedings of the sixth ACM SIGKDD international conference on Knowledge discovery and data mining*, pages 285–289.
- [Kettering *et al.*, 2009] KETTERING, K., GREIL, G. F., FENCHEL, M., KRAMER, U., WEIG, H., BUSCH, M., MILLER, S., SIEVERDING, L., LASZLO, R. et SCHREIECK, J. (2009). Catheter ablation of atrial fibrillation using the Navx-/Ensite-system and a CT-/MRI-guided approach. *Clinical Research in Cardiology : Official Journal of the German Cardiac Society*, 98(5):285–296.
- [Khaykin *et al.*, 2008] KHAYKIN, Y., SKANES, A., WHALEY, B., HILL, C., BEARDSALL, M., SEABROOK, C., WULFFHART, Z., OOSTHUIZEN, R., GULA, L. et VERMA, A. (2008). Real-time integration of 2D intracardiac echocardiography and 3D electroanatomical mapping to guide ventricular tachycardia ablation. *Heart Rhythm*, 5(10):1396 – 1402.
- [Malchano *et al.*, 2006] MALCHANO, Z. J., NEUZIL, P., CURY, R. C., HOLMVANG, G., WEICHEL, J., SCHMIDT, E. J., RUSKIN, J. N. et REDDY, V. Y. (2006). Integration of cardiac CT/MR imaging with three-dimensional electroanatomical mapping to guide catheter manipulation in the left atrium : Implications for catheter ablation of atrial fibrillation. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, 17(11):1221–1229.
- [Okumura *et al.*, 2008] OKUMURA, Y., HENZ, B. D., JOHNSON, S. B., BUNCH, T. J., O'BRIEN, C. J., HODGE, D. O., ALTMAN, A., GOVARI, A. et PACKER, D. L. (2008). Three-dimensional ultrasound for image-guided mapping and intervention : Methods, quantitative validation and clinical feasibility of a novel multi-modality image mapping system. *Circulation : Journal of the American Heart Association*, 1(2):110–119.
- [Porras *et al.*, 2011] PORRAS, A., PIELLA, G., CÁMARA, O., SILVA, E., ANDREU, D., BERRUEZO, A. et FRANGI, A. (2011). Cardiac deformation from electro-anatomical mapping data : Application to scar characterization. In METAXAS, D. et AXEL, L., éditeurs : *Functional Imaging and Modeling of the Heart*, volume 6666 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 47–54. Springer Berlin / Heidelberg.
- [Rath et Manmatha, 2003] RATH, T. M. et MANMATHA, R. (2003). Word image matching using dynamic time warping. *Computer Vision and Pattern Recognition, IEEE Computer Society Conference on*, 2:521–528.
- [Reddy *et al.*, 2004] REDDY, V. Y., MALCHANO, Z. J., HOLMVANG, G., SCHMIDT, E. J., HOUGHTALING, C., CHAN, R. C., RUSKIN, J. N., REDDY, V. Y., MALCHANO, Z. J., HOLMVANG, G., SCHMIDT, E. J., HOUGHTALING, C., CHAN, R. C. et RUSKIN, J. N. (2004). Integration of cardiac magnetic resonance imaging with three-dimensional electroanatomic mapping to guide left ventricular catheter manipulation feasibility in a porcine model of healed myocardial infarction. *Journal of the American College of Cardiology*, 44(11):2202–2213.
- [Rhode et Sermesant, 2011] RHODE, K. et SERMESANT, M. (2011). Modeling and registration for electrophysiology procedures based on three-dimensional imaging. *Current Cardiovascular Imaging Reports*, 4:116–126.

- [Rhode *et al.*, 2003] RHODE, K. S., HILL, D. L. G., EDWARDS, P. J., HIPWELL, J. H., RUECKERT, D., SANCHEZ-ORTIZ, G. I., HEGDE, S., RAHUNATHAN, V. et RAZAVI, R. (2003). Registration and tracking to integrate X-ray and MR images in an XMR facility. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 22(11):1369–1378.
- [Rhode *et al.*, 2005] RHODE, K. S., SERMESANT, M., BROGAN, D., HEGDE, S., HIPWELL, J., LAMBIASE, P., ROSENTHAL, E., BUCKNALL, C., QURESHI, S. A., GILL, J. S., RAZAVI, R. et HILL, D. L. G. (2005). A system for real-time XMR guided cardiovascular intervention. *IEEE Trans. Med. Imag.*, 24(11):1428–1440.
- [Roche *et al.*, 2001] ROCHE, A., PENNEC, X., MALANDAIN, G. et AYACHE, N. (2001). Rigid registration of 3D ultrasound with MR images : a new approach combining intensity and gradient information. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20(10):1038–1049.
- [Sakoe et Chiba, 1978] SAKOE, H. et CHIBA, S. (1978). Dynamic programming algorithm optimization for spoken word recognition. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 26(1):43–49.
- [Schneider *et al.*, 1996] SCHNEIDER, U., PEDRONI, E. et LOMAX, A. (1996). The calibration of ct hounsfield units for radiotherapy treatment planning. *Physics in medicine and biology*, 41(1):111.
- [Tavard *et al.*, 2010] TAVARD, F., SIMON, A., DONAL, E., HERNÁNDEZ, A. et GARREAU, M. (2010). Fusion of electro-anatomical mapping and speckle tracking echography for the characterization of local electro-mechanical delays in CRT optimization. In *IEEE Computers in Cardiology (CinC'10)*, pages 401–404.
- [Tavard *et al.*, 2009a] TAVARD, F., SIMON, A., LECLERCQ, C., MABO, P., HERNÁNDEZ, A. et GARREAU, M. (2009a). Data fusion of left ventricle electro-anatomic mapping and multislice computerized tomography for cardiac resynchronisation therapy optimization. In *IEEE Computers in Cardiology 2009*, pages 613–616.
- [Tavard *et al.*, 2009b] TAVARD, F., SIMON, A., LECLERCQ, C., PAVIN, D., HERNÁNDEZ, A. et GARREAU, M. (2009b). Data fusion of left ventricle electro-anatomical mapping and multislice computerized tomography. In *ICIP'09 : Proceedings of the 16th IEEE International Conference on Image Processing*, pages 1725–1728.
- [Tomasi *et al.*, 2004] TOMASI, G., van den BERG, F. et ANDERSSON, C. (2004). Correlation optimized warping and dynamic time warping as preprocessing methods for chromatographic data. *Journal of Chemometrics*, 18(5):231–241.
- [Tops *et al.*, 2005] TOPS, L. F., BAX, J. J., ZEPPENFELD, K., JONGBLOED, M. R., LAMB, H. J., van der WALL, E. E. et SCHALIJ, M. J. (2005). Fusion of multislice computed tomography imaging with three-dimensional electroanatomic mapping to guide radiofrequency catheter ablation procedures. *Heart Rhythm*, 2(10):1076 – 1081.
- [Wein *et al.*, 2007] WEIN, W., KHAMENE, A., CLEVERT, D.-A., KUTTER, O. et NAVAB, N. (2007). Simulation and fully automatic multimodal registration of medical ultrasound. In AYACHE, N., OURSELIN, S. et MAEDER, A., éditeurs : *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2007*, volume 4791 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 136–143. Springer Berlin / Heidelberg.
- [Wein *et al.*, 2005] WEIN, W., RÖPER, B. et NAVAB, N. (2005). Automatic registration and fusion of ultrasound with CT for radiotherapy. *Medical image computing and computer-assisted intervention : MICCAI. International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 8(Pt 2):303–311.
- [Zahn et Roskies, 1972] ZAHN, C. et ROSKIES, R. (1972). Fourier descriptors for plane closed curves. *Computers, IEEE Transactions on*, 100(3):269–281.

-
- [Zhang et Lu, 2001] ZHANG, D. et LU, G. (2001). A comparative study on shape retrieval using fourier descriptors with different shape signatures. *In Asian Conference on Computer Vision*, pages 1–9.
- [Zhang et Lu, 2002] ZHANG, D. et LU, G. (2002). Shape based image retrieval using generic fourier descriptors. *In Signal Processing : Image Communication*, volume 17, pages 825–848.
- [Zhang et al., 2007] ZHANG, Q., EAGLESON, R. et PETERS, T. M. (2007). Real-time visualization of 4D cardiac MR images using graphics processing units. *In ISBI'06*, pages 343–346.

Chapitre 4

Résultats du recalage multimodal en CRT

Introduction

Nous présentons dans ce chapitre les résultats obtenus pour le pré-traitement et le recalage des différentes modalités d'imageries cardiaques considérées. Les modalités d'acquisitions sont de différentes natures : 2D, 3D, statiques, dynamiques, anatomiques, électriques ou mécaniques. Devant la complexité du problème de recalage posé, l'évaluation des méthodes au moyen de simulations ou de fantômes reste difficile à réaliser. Les méthodes de recalage US / MSCT ont été évaluées à partir de données simulées avant d'être appliquées sur données réelles. Pour le recalage EAM / CT, des éléments d'évaluation sur données réelles seront proposés dans le chapitre suivant.

La base de données réelles (données patient) est présentée dans la première partie de ce chapitre. En reprenant la trame de notre étude, nous verrons ensuite les résultats de pré-traitements : segmentation de l'endocarde en imagerie scanner multibarrette, extraction de caractéristiques géométriques, séparation du ventricule gauche des autres structures segmentées, génération du modèle anatomique spécifique patient. Les résultats de certaines méthodes suffisamment explicitées au chapitre précédent (étapes de pré-traitement) ou ne faisant pas l'objet des travaux de cette thèse (segmentation par connectivité floue) ne seront que brièvement abordés ici. Ce chapitre se poursuit avec les résultats obtenus pour les méthodes de recalage développées c'est-à-dire le recalage vers les données scanner de l'ensemble des autres données acquises : cartographies électroanatomiques et échocardiographies en situations pré-opératoires.

4.1 Bases de données réelles considérées

Nous avons travaillé principalement sur trois modalités figurant dans le protocole IMOP : l'imagerie scanner, l'échocardiographie et la cartographie électroanatomique. Six patients ont été inclus dans ce protocole.

Imagerie scanner multibarrette. Dans le cadre du projet de recherche IMOP, les patients candidats à la Thérapie de Resynchronisation Cardiaque ont eu un examen scanner pré-opératoire.

Les bases de données scanner ont été acquises au CHU de Rennes sur un scanner *General Electric LightSpeed* à 64 détecteurs. Les volumes sont reconstruits tous les 5 % du cycle cardiaque avec post-synchronisation sur l'électrocardiogramme. Chaque volume est composé d'environ 200 coupes de 512×512 pixels et la résolution est en moyenne de $0.33 \times 0.33 \text{ mm}^2$ par pixel. Les caractéristiques des images scanner acquises sont précisées au tableau 4.1 suivant pour chacun des six patients de la base de données.

| Base | Dimensions | Résolution spatiale (mm^3) | Remarques |
|------|-----------------------------|---------------------------------------|---|
| P00 | $512 \times 512 \times 186$ | $0.39 \times 0.39 \times 0.63$ | 20 instants, mauvais contraste sur VD et myocarde |
| P01 | $512 \times 512 \times 212$ | $0.32 \times 0.32 \times 0.63$ | 19 instants, décalage spatial entre les instants pairs et impairs |
| P02 | $512 \times 512 \times 161$ | $0.27 \times 0.27 \times 0.63$ | 19 instants |
| P03 | $512 \times 512 \times 148$ | $0.31 \times 0.31 \times 0.63$ | 20 instants |
| P04 | $512 \times 512 \times 161$ | $0.35 \times 0.35 \times 0.63$ | 20 instants |
| P05 | $512 \times 512 \times 157$ | $0.35 \times 0.35 \times 0.63$ | 20 instants, forte granulosité |

Tableau 4.1 – Dimensions et résolutions des bases de données scanner selon les patients du protocole IMOP. Pour le patient P01, un décalage (translation) entre les instants pairs ($n \times 10\%$) et les instants impairs ($n \times 10\% + 5\%$) dû à une mauvaise synchronisation durant l'acquisition réduit la base scanner exploitable à 10 instants (tous les 10 % du cycle cardiaque).

Échocardiographie. Les examens d'échocardiographies ont été réalisés en pre- et post-implantation CRT avec un échographe de type *Vivid Seven* du fabricant *General Electrical Healthcare*. Les post traitements des boucles échocardiographiques sont effectués avec l'outil *2D-strain* de la station *ECHOPAC™* de *General Electric*. Les contours du myocarde (segmentés manuellement) et les courbes de *strain* en sont extraits.

Le tableau 4.2 présente la base de données d'échocardiographies pour les acquisitions pré-opératoires, en précisant également les contours extraits des images soit en mode apical deux cavités (2-cav) et / ou apical quatre cavités (4-cav).

| Base | Contours | Mesures de strain |
|------|--------------|-------------------|
| P00 | 2-cav, 4-cav | 2-cav, 4-cav |
| P01 | 2-cav, 4-cav | 2-cav, 4-cav |
| P02 | 2-cav, 4-cav | ∅ |
| P03 | 4-cav | 4-cav |
| P04 | 2-cav, 4-cav | 2-cav, 4-cav |
| P05 | 4-cav | 4-cav |

Tableau 4.2 – Données disponibles et exportées en échocardiographie. La dénomination "2-cav" (respectivement "4-cav") correspond à la vue apicale deux (respectivement quatre) cavités. Pour le patient P02, nous disposons uniquement des contours segmentés sans avoir accès aux mesures de *strain* effectuées sur la station *ECHOPAC™* ni à l'électrocardiogramme. Pour les patients P03 et P05, nous ne disposons que des vues apicales quatre cavités.

Cartographies électroanatomiques. Les cartographies électroanatomiques ont été acquises avec le système *EnSite 3000 : EnSite™ System* de *St Jude Medical*. Les cartographies sont

planifiées après implantation des trois sondes de stimulation de la thérapie de resynchronisation cardiaque et sont réalisées sous différentes stimulations : mono-ventriculaire droite ou gauche, bi-ventriculaire ou en mode spontané.

L'état des données exportées est reporté dans le tableau 4.3 ainsi que les étiquettes anotées (amers anatomiques et physiologiques placés par le clinicien lors de l'acquisition).

| Base | Stimulations | Étiquettes |
|------|-----------------------|------------------------------|
| P00 | Spontané, BiV | HIS, MV, Ao, Lesions |
| P01 | Spontané, VD, VG, BiV | sept, apex, Ao, Lateral, ant |
| P02 | Spontané | Ao, apex |
| P03 | Spontané, VD, VG, BiV | Ao, MV |
| P04 | Spontané, VD, VG, BiV | MV, HIS, Lesion |
| P05 | Spontané, VD, VG, BiV | Ao, Sonde VG, Sonde VD |

Tableau 4.3 – Données disponibles et exportées en cartographie électroanatomique. Les cartographies sont acquises sans stimulations (spontanée) et sous plusieurs modes de stimulation : mono-ventriculaire droite (VD), mono-ventriculaire gauche (VG) ou bi-ventriculaire (BiV). Les étiquettes sont celles apposées par le cardiologue lors de l'acquisition les dénominations en sont les suivantes. "HIS" : faisceau de His, "MV" : valve mitrale, "Ao" : aorte, "sept" : septum ou paroi septale, "Lateral" : paroi latérale, "ant" : paroi antérieure.

Angiographie RX. L'implantation des sondes de stimulation de la thérapie de resynchronisation cardiaque est contrôlée en imagerie angiographie RX. L'injection de produit de contraste visant à réhausser les intensités des veines coronaires n'est que très rarement réalisée durant la procédure. Pour la méthode automatique (cf. annexe C) ou manuelle envisagée de recalage en situation per-opératoire basée sur le réseau veineux extrait des volumes scanner et des images d'angiographies, la visibilité des veines est nécessaire. Dans ce cadre, seules les données d'angiographie de la base P03 et P04 ont pu être réellement exploitables.

Exploitabilité des bases de données. Sur les six patients de la base de données IMOP, nous récapitulons les données disponibles et exploitables dans le tableau 4.4. À partir des scanners, l'endocarde des cavités gauches et le réseau veineux sont segmentés, toutefois, compte tenu de la qualité des données ou des segmentations, les résultats ne sont pas exploitables pour tous les patients. L'exploitabilité des segmentations de l'endocarde et du réseau veineux est également reportée dans le tableau 4.4.

| Base | MSCT - Segmentation de l'endocarde | MSCT - Segmentation du réseau veineux | US | EAM | Angiographie RX | Exploitabilité |
|------|------------------------------------|---------------------------------------|----|-----|-----------------|----------------|
| P00 | O | X | X | X | O | O |
| P01 | X | O | X | X | O | X |
| P02 | X | O | O | X | O | O |
| P03 | X | X | x | x | X | x |
| P04 | X | X | X | X | X | X |
| P05 | O | O | x | O | O | O |

Tableau 4.4 – Bases de données disponibles et leur exploitabilité. Légende : X = données complètes et exploitables. O = données incomplètes et / ou non exploitables. x = données incomplètes mais exploitables.

Pour quatre bases de données scanner (P01-04), nous disposons de segmentations de l'en-

docarde exploitables qui permettent d'appliquer nos méthodes pour le recalage et la fusion de cartographies sur le scanner. Le recalage et la fusion d'échocardiographies sur le scanner n'est envisageable que dans le cas de trois patients (P01, P03 et P04).

4.2 Résultats des méthodes de pré-traitement

4.2.1 Segmentation de l'endocarde en imagerie scanner

Par l'algorithme de segmentation floue (cf. annexe A), nous obtenons, pour les patients de notre étude, les surfaces endocardiques des cavités cardiaques gauches pour les instants scanner (généralement vingt instants répartis tous les cinq pour cent du cycle cardiaque). La figure 4.1 représente des exemples de résultats de segmentation 3D de l'endocarde. Les résultats issus de la segmentation sont de haute résolution spatiale puisqu'égal à celle du scanner. Cette haute résolution offre une description fine et complexe de la surface anatomique de l'endocarde et notamment des trabécules. Si les images scanner comportent une connectivité entre cœur gauche et cœur droit, le ventricule droit peut également être présent dans la structure extraite par la méthode (patient P03).

L'algorithme de segmentation n'est pas au centre de notre problématique, les surfaces résultant du procédé de segmentation sont importantes dans une méthode de recalage géométrique, puisque ces surfaces présentent une base commune aux modalités à recaler. Ces méthodes ont fait l'objet d'évaluation dans des travaux précédents [Fleureau *et al.*, 2008].

4.2.2 Extraction de caractéristiques géométriques : grand axe et apex du VG

Des caractéristiques géométriques sont extraites des surfaces de l'EAM et des surfaces segmentées depuis le scanner CT : le grand axe et l'apex du VG. Deux méthodes pour la recherche du grand axe dans une surface ont été développées, basées :

- sur les moments d'inertie (utilisée pour les surfaces EAM)
- sur la recherche des points les plus distants (utilisée pour les surfaces segmentées MSCT).

L'apex est ensuite choisi parmi les points d'intersection de la surface considérée avec le grand axe par la sélection du point :

- le plus proche de l'étiquette "apex" annotée lors de l'acquisition EAM
- le plus vraisemblable compte tenu de l'orientation patient durant l'acquisition scanner.

Pour les patients étudiés, la figure 4.2 présente les résultats de la définition du grand axe et de l'apex pour les modalités EAM et MSCT.

Pour les quatre patients, les résultats montrent bien un grand axe traversant le VG dans son long, passant par son apex et proche de son centre de masse (en moyenne à 4.6 mm) dans le cas des surfaces issues du scanner. Ces résultats ont pour but d'établir l'initialisation d'une étape d'optimisation. Dès lors, nous nous contenterons d'une évaluation qualitative visuelle de la détermination des grands axes et apex. On notera que pour le patient P02, la surface anatomique de l'EAM diffère des surfaces acquises pour les autres patients en terme de géométrie. L'emploi des moments d'inertie donne néanmoins un grand axe visuellement correct.

4.2.3 Séparation du ventricule gauche et de l'oreillette gauche en scanner CT

À partir de la connaissance de l'apex, on recherche dans une première étape le rétrécissement mitral (ou atrio-ventriculaire) par le calcul de l'aire de l'intersection d'un plan et de la surface

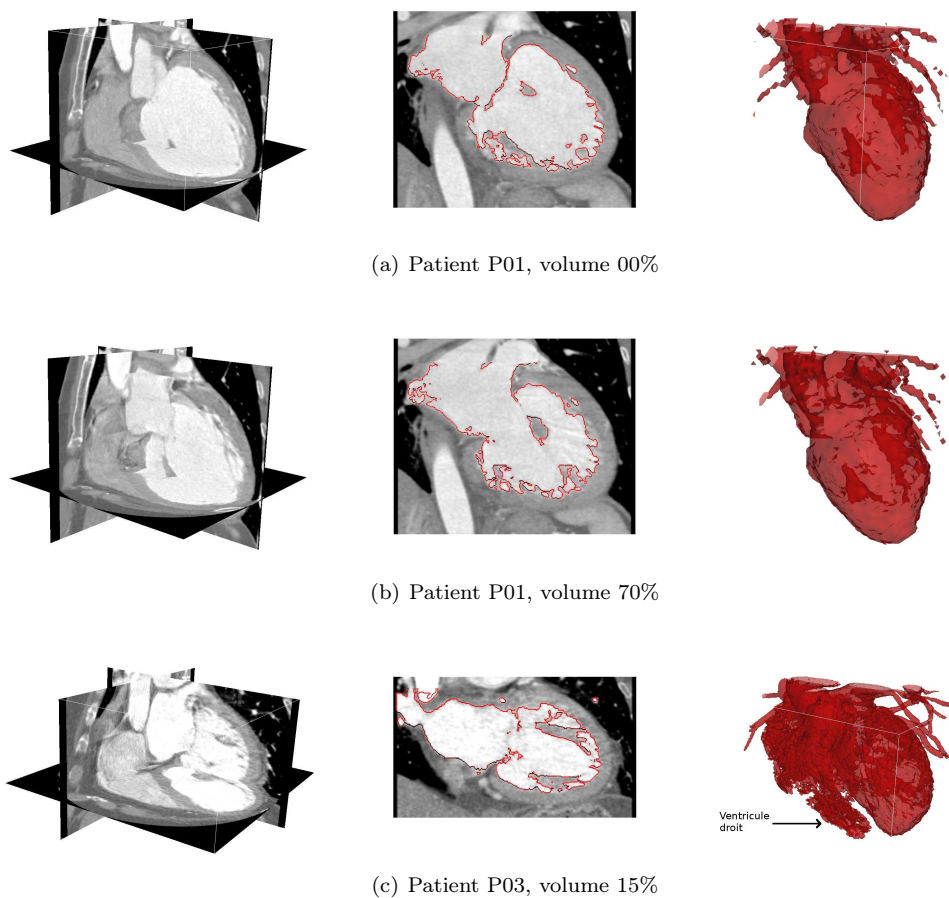


Figure 4.1 – Exemples de résultats de segmentation de l'endocarde pour deux patients (P01 et P03), sur trois instants (00%, 15% et 70%). À gauche : volume scanner initial. Au centre : coupe scanner et contour de la surface segmentée dans le plan de coupe (en rouge). À droite : surfaces segmentées de l'endocarde. Pour le patient P03 est donné un exemple de segmentation pour laquelle une partie du ventricule droit est également extraite.

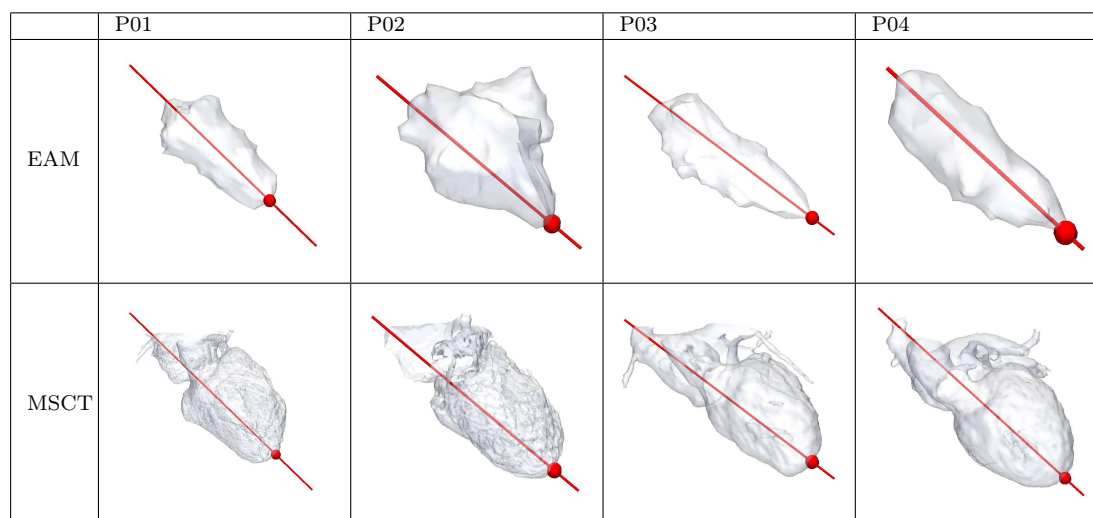


Figure 4.2 – Résultats de l'extraction de caractéristiques géométriques pour les patients (de gauche à droite) P01, P02, P03 et P04 pour les surfaces issues de l'acquisition EAM et les surfaces segmentées à partir d'imageries scanner (instant 00%) : le grand axe est en rouge et l'apex représenté par une sphère.

segmentée. La position du plan obtenu est ensuite optimisée par descente de gradient (cf. paragraphes 2.1.3.2 et 3.2.2).

Notons $\mathcal{A}(h)$ l'aire de l'intersection de \mathcal{S}_{CT} et du plan de normale le grand axe et de hauteur h ($P(h)$) suivant le grand axe par rapport à l'apex. $\mathcal{A}(h)$ est l'aire de $P(h) \cap \mathcal{S}_{CT}$.

Lissage de $\mathcal{A}(h)$ et choix d'une résolution. Nous disposons de plusieurs résolutions de \mathcal{S}_{CT} que nous noterons "1 : n " (où n est une puissance de 2) : 1 voxel de \mathcal{S}_{CT} correspond à n voxels du volume scanner d'origine.

Pour assurer la convergence vers le rétrécissement atrio-ventriculaire, un lissage par convolution avec une gaussienne est appliqué. La figure 4.3 représente pour le patient P01 et pour les résolutions 1 : 1 à 1 : 16, l'évolution de $\mathcal{A}(h)$ avec et sans lissage. Celui-ci évite les minima locaux dans le ventricule et pour les résolutions 1 : 8 et 1 : 16, donne le résultat recherché.

La rapidité et l'efficacité de l'optimisation entreprise sont sensibles à la complexité topologique des surfaces segmentées. Afin de faciliter cette étape, nous choisissons comme données d'entrée des surfaces de résolution spatiale réduite. En effet, les détails anatomiques augmentent avec la résolution. Dès lors, pour une haute résolution, l'intersection $P(h) \cap \mathcal{S}_{CT}$ est moins régulière et l'évolution de son aire (en fonction de h) plus sujet à des minima locaux. À l'inverse une faible résolution permet de s'affranchir en grande partie des problèmes de minima locaux et assure une optimisation fiable. La figure 4.3 montre que selon la résolution de la surface segmentée \mathcal{S}_{CT} choisie (quatre résolutions représentées 1 : 1, 1 : 4, 1 : 8 et 1 : 16), le rétrécissement atrio-ventriculaire n'est pas suffisamment marqué et/ou un rétrécissement est présent en amont dans le ventricule, pour que l'algorithme de recherche converge vers le résultat escompté.

L'algorithme est lancé sur des surfaces de résolution réduite (1 : 8) permettant ainsi d'abaisser le temps de calcul de l'ordre de la minute à celui de la seconde. La figure 4.4 représente l'évolution de $\mathcal{A}(h)$ à la résolution 1 : 8 pour les quatre patients. Les rétrécissements correspondant à la valve mitrale sont bien trouvés. Les résultats obtenus sur des surfaces de résolution réduite sont ensuite appliqués aux surfaces de haute résolution (résolution du scanner 1 : 1).

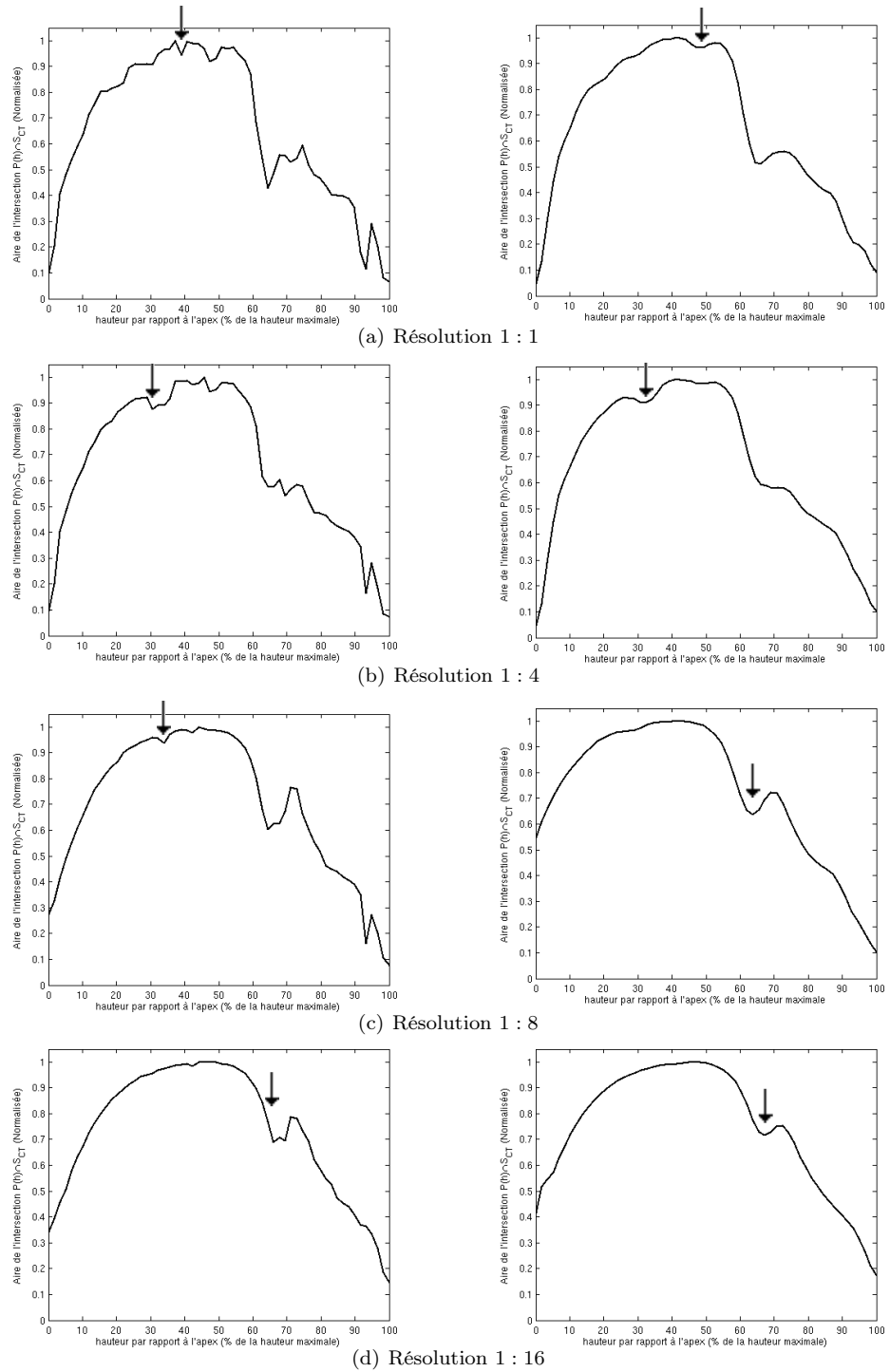


Figure 4.3 – Patient P01, instant 00%. Évolution de $\mathcal{A}(h)$, sans et avec lissage gaussien (respectivement colonne de gauche et de droite) pour différentes résolutions (1 : 1, 1 : 4, 1 : 8 et 1 : 16) de \mathcal{S}_{CT} . Selon la régularité de $\mathcal{A}(h)$, influencée par la résolution et le lissage, le rétrécissement obtenu par notre algorithme (résultat illustré par une flèche) ne correspond pas toujours à la position de la valve mitrale.

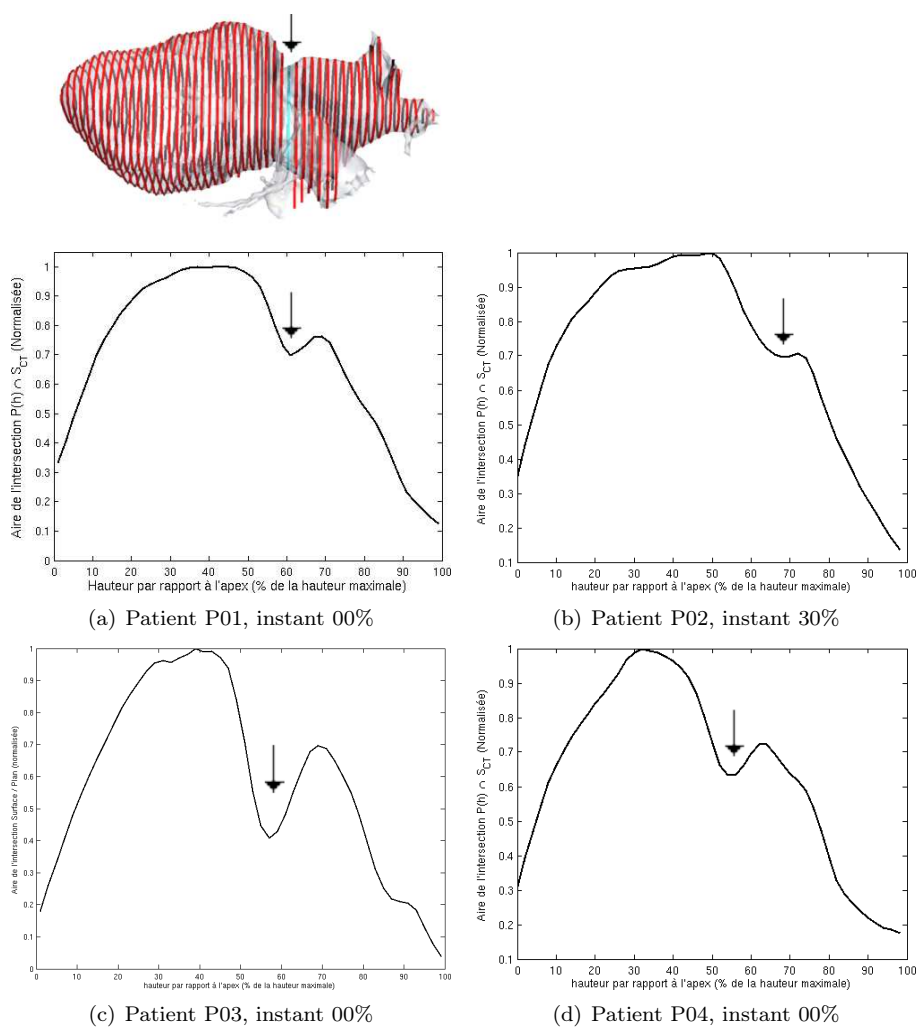


Figure 4.4 – Recherche de la position d'initialisation du plan mitral (avant optimisation). (a) Surface d'origine \mathcal{S}_{CT} et calcul de l'aire $\mathcal{A}(h)$ (normalisée) de l'intersection de \mathcal{S}_{CT} et d'un plan orthogonal au grand axe pour le patient P01, à l'instant scanner 00%, en fonction de h (pourcentage de la hauteur maximale de \mathcal{S}_{CT}). (b-d) Évolution de $\mathcal{A}(h)$ pour les patients P02 (instant 30%), P03 et P04 (instants 00%).

L'intersection de couleur cyan sur la figure 4.4(a) correspond au plan pour lequel un minimum local est atteint, ce minimum décrit le rétrécissement atrio-ventriculaire recherché. La position relevée de ce plan permet l'initialisation de la deuxième étape : l'optimisation de $P(h)$ par descente de gradient.

Choix de l'instant scanner. Nous recherchons à définir le plan mitral pour chaque instant scanner. La définition du plan mitral à l'instant scanner t est utilisée comme initialisation de l'optimisation par descente de gradient du plan mitral à l'instant scanner $t + 1$.

Le premier instant scanner choisi sert au calcul de $\mathcal{A}(h)$. En théorie, n'importe quel instant scanner peut servir au calcul de $\mathcal{A}(h)$. Toutefois, il semble plus logique de choisir un instant pour lequel le rétrécissement sera plus marqué comme en télédiastole ventriculaire par exemple. Aussi, nous choisissons généralement l'instant scanner 00% (télédiastole ventriculaire).

Influence de la morphologie. Notons ici que les particularités morphologiques des patients entraînent des variations sur le rétrécissement atrio-ventriculaire d'un patient à l'autre (cf. figure 4.4) : alors que l'allure globale de la courbe reste la même, le minimum local repéré par une flèche est très net dans certain cas (par exemple pour le patient P03) et bien moins marqué dans d'autres cas (par exemple pour le patient P02).

Pour le patient P02, la segmentation des premiers instants conduit à une mauvaise définition de l'oreillette gauche, aussi pour ces instants, le rétrécissement mitral n'est pas marqué et ne correspond pas à un minimum. Pour ce patient, la méthode est donc initialisée sur l'instant à 30% du cycle cardiaque afin d'obtenir le résultat optimal. La figure 4.5 montre que selon l'instant scanner choisi (trois instants représentés à 00%, 10% et 50%), le rétrécissement atrio-ventriculaire n'est pas suffisamment marqué et/ou un rétrécissement est présent en amont dans le ventricule. Un rétrécissement est trouvé mais il ne correspond pas à la position de la valve mitrale.

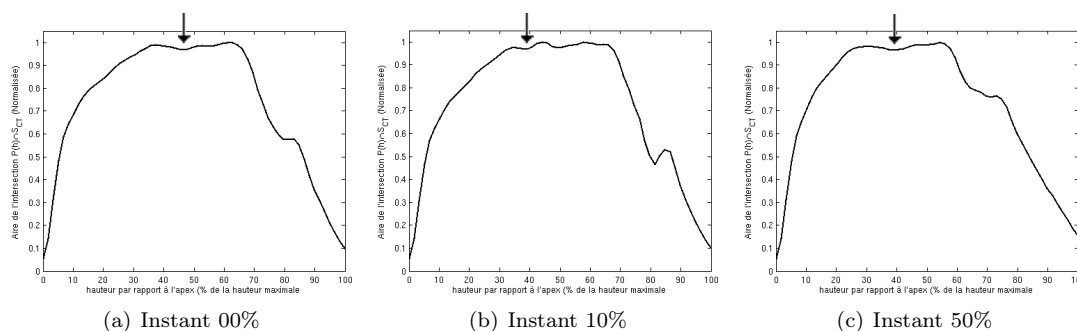


Figure 4.5 – Représentation de $\mathcal{A}(h)$ (normalisée) en fonction de h (pourcentage de la hauteur maximale) pour les surfaces segmentées en différents instants scanner (00%, 10% et 50%) pour le patient P02. Pour ces instants, le rétrécissement obtenu par notre algorithme (résultat illustré par une flèche) ne correspond pas à la position de la valve mitrale.

La figure 4.6 présente les plans mitraux obtenus pour les quatre patients.

L'étude de la sensibilité et de la robustesse de cette méthode (par rapport au choix du pas d'échantillonnage de h considérées) sera détaillée à la section 4.2.5 en terme de mesures du volume ventriculaire du modèle géométrique décrit ci-dessous.

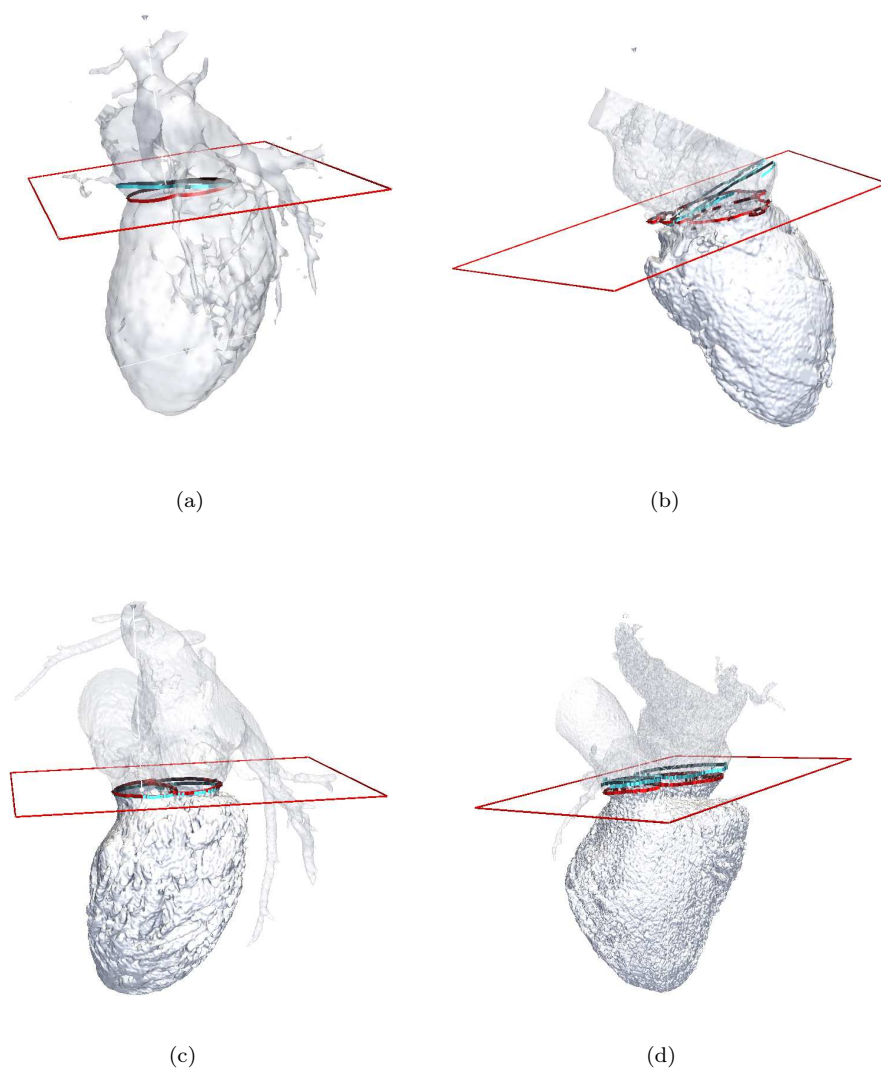


Figure 4.6 – Résultats de la séparation du VG à partir des surfaces segmentées. (a) Résultat de l'initialisation du plan mitral (en cyan) et redéfinition après optimisation (en rouge) pour les patients P01 (volume 00%), P02 (volume 30%), P03 (volume 00%) et P04 (volume 00%).

4.2.4 Élaboration du modèle géométrique dynamique

Après la séparation du VG pour chacun des instants scanner, la modélisation des surfaces endocardiques est réalisée par approximations géométriques et aboutit à la génération d'un modèle géométrique dynamique (cf. section 3.2.3).

4.2.4.1 Modélisation statique

Les étapes (données ci-dessus) précédant la modélisation sont les suivantes :

1. l'obtention des surfaces endocardiques \mathcal{S}_{CT} du cœur gauche par segmentation des volumes scanner pour chaque instant d'acquisition,
2. la séparation du ventricule gauche des autres structures anatomiques tel que l'oreillette gauche par la recherche du rétrécissement atrio-ventriculaire (plan mitral). Les surfaces endocardiques du ventricule gauche sont notées \mathcal{S}_{CT}^* .
3. la redéfinition du grand axe et de l'apex du VG à partir du plan mitral.

Le grand axe et l'apex permettent de se placer dans un repère propre au cœur. Dans ce repère, la topologie du maillage de \mathcal{S}_{CT}^* est redéfinie en considérant les points de \mathcal{S}_{CT}^* espacés régulièrement de façon longitudinale (d'un pas δz suivant le grand axe) et angulaire (d'un pas $\delta\theta$ autour du grand axe) à un instant donné (cf. section 3.2.3).

Le résultat de la modélisation statique est un maillage régulier du VG aux résolutions longitudinale N_z et angulaire N_θ choisies. Le choix des résolutions fixe le degré de précision spatiale du modèle : une résolution trop faible ($N_z < 10$ et $N_\theta < 10$) ne permet pas de traduire l'anatomie endocavitaire en détail, à l'inverse une résolution élevée ($N_z > 100$ et $N_\theta > 100$) permet une modélisation fidèle du VG mais engendre des temps de calculs importants (plusieurs minutes pour la modélisation d'une surface) ne permettant pas l'étude dynamique. La figure 4.7 montre trois résolutions différentes pour la modélisation de la surface \mathcal{S}_{CT}^* pour le patient P01 à l'instant scanner 00%. En pratique, nous choisirons la résolution $N_z \times N_\theta = 20 \times 20$ qui

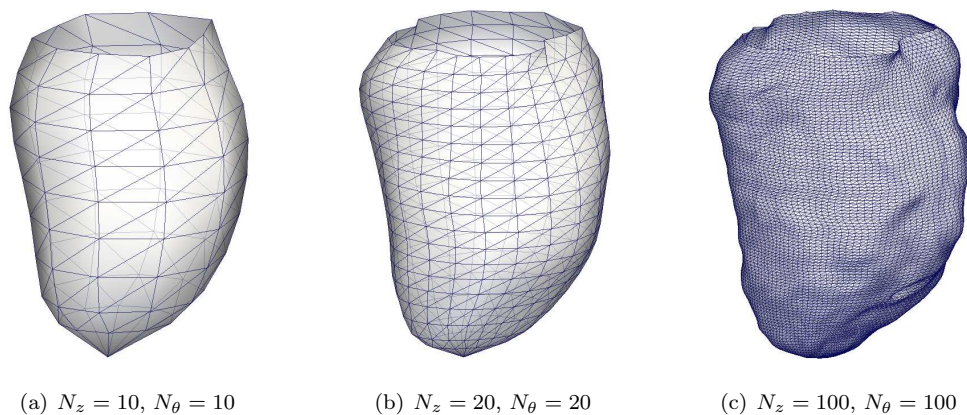


Figure 4.7 – Modélisation du VG pour le patient P01 à l'instant scanner 00% pour différentes résolutions. (a) Résolution faible. (b) Résolution choisie. (c) Résolution élevée.

offre un bon compromis entre précision et temps de calcul.

Lorsque la segmentation n'est pas optimale, il peut y avoir présence du VD, ce qui compromet la bonne modélisation du VG. C'est le cas par exemple pour le patient P03 à 10%, 15%, 20%, 25% et 40% du cycle cardiaque ou pour le patient P04 à 20%, 25% et 30% du cycle

cardiaque. Le maillage créé pour ces instants englobe le VG et le VD comme illustré figure 4.8. Ceci est pénalisant pour la mesure du volume du VG, mais également bloquant pour les méthodes mises en œuvre par la suite.

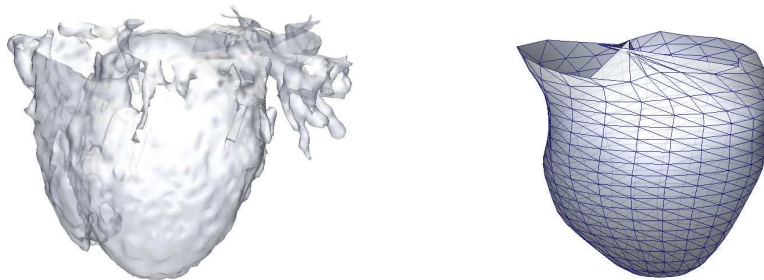


Figure 4.8 – Effet de la présence du VD dans les surfaces segmentées sur la modélisation géométrique et dynamique du ventricule gauche (patient P04, instant 20%).

Si les deux ventricules ne sont pas en contact, il est possible de retirer manuellement le VD en plaçant un plan de coupe entre les deux ventricules et en extrayant la région de plus grande connectivité. On peut ensuite procéder à la modélisation du VG. Toutefois, cette étape manuelle est délicate et résulte, dans certains cas, à une “perforation” (ou “trou” dans le maillage) des surfaces segmentées au niveau ventriculaire et/ou au niveau de l’oreillette ce qui empêche la génération d’un modèle fidèle à la géométrie du VG (cf. figure 4.9).

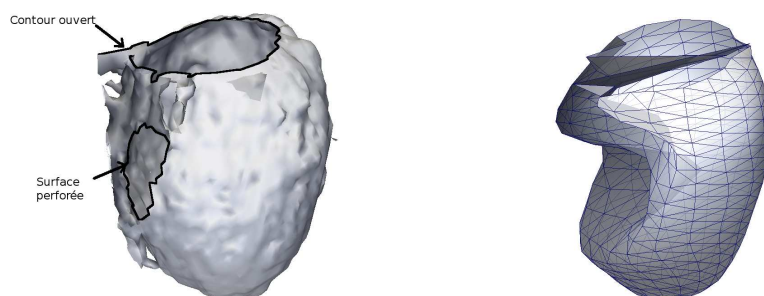


Figure 4.9 – Effet sur la modélisation géométrique et dynamique du ventricule gauche de surfaces segmentées non fermées (patient P04, instant 20%).

L’éventualité pour laquelle un traitement manuel conduit à une perforation des surfaces est traitée dynamiquement par le modèle mis en place en retirant la surface segmentée d’origine et en la remplaçant par le résultat de l’interpolation par courbes de Bézier des instants les plus proches (cf. figure 4.10).

Sur les quatre bases scanner présentées ici (soit 78 segmentations), huit segmentations demandent un traitement manuel supplémentaire (séparation du ventricule droit). Sur ces huit segmentations, six séparations manuelles conduisent à une perforation de la surface du VG ces six segmentations sont remplacées par une interpolation. Il s’agit des instants à 10%, 20% et 40% du cycle cardiaque pour le patient P03 et des instants 20%, 25% et 30% pour le patient P04.

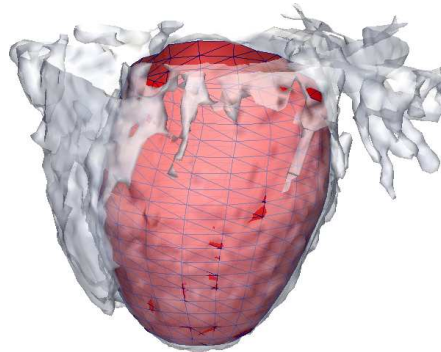


Figure 4.10 – Patient P04, instant scanner 20%. Interpolation du modèle dans le cas d'une segmentation non optimale (superposition de la surface interpolée et de la surface initiale extraite).

4.2.4.2 Modélisation du cycle cardiaque par interpolation

Nous obtenons pour chaque instant donné du cycle cardiaque un maillage modélisant à une résolution spatiale choisie chacun des instants du cycle cardiaque. Les figures 4.11 et 4.12 illustrent les résultats de la modélisation. La figure 4.11 présente dix surfaces segmentées issues du scanner et ayant suivi le traitement de séparation du VG ainsi que les maillages modélisés aux instants correspondants. Entre les instants scanner sont représentés les maillages obtenus par interpolation par courbe de Bézier.

Par la suite, la résolution temporelle peut également être choisie dans le sens où la résolution minimale est celle fixée par le scanner (une surface par instant d'acquisition, i.e. tous les 5 % ou 10 % du cycle cardiaque) mais l'interpolation entre deux instants d'acquisition scanner peut être aussi fine que souhaitée.

L'interpolation entre deux instants scanner permet d'affiner la résolution temporelle mais aussi, dans le cas d'une segmentation présentant le ventricule droit, d'utiliser une interpolation plutôt qu'une modélisation non-optimale. C'est le cas pour les instants scanner 20%, 25% et 30% pour le patient P04 (figure 4.12).

Une interface graphique (cf. figure 4.13) a également été développée autour du modèle géométrique dynamique offrant les fonctionnalités suivantes :

- la possibilité d'interagir sur le modèle (changement de l'angle de vue, zoom, visualisation du maillage, stéréovision),
- la visualisation du maillage du VG aux instants mesurés du cycle,
- la visualisation du maillage du VG aux instants simulés (interpolation par courbes de Bézier),
- la possibilité d'incorporer par superposition des données d'autres modalités (information électrique, réseau veineux, mesures de déplacements,...),
- l'extraction de descripteurs cardiaques (fraction d'éjection, volumes ventriculaires, déplacement de la base vers l'apex, diamètre du ventricule, en télédiastole et télésystole, ...).

Cette interface a été développée à l'aide de la bibliothèque de classe VTK (Visualization Toolkit), logiciel libre pour la visualisation 2D/3D et le traitement d'image et de la librairie logiciel libre FLTK (Fast Light Toolkit) pour la confection d'interfaces graphiques. Le langage de programmation qui a été utilisé est le C++ à l'aide de l'environnement de développement intégré KDevelop sous système d'exploitation Linux.

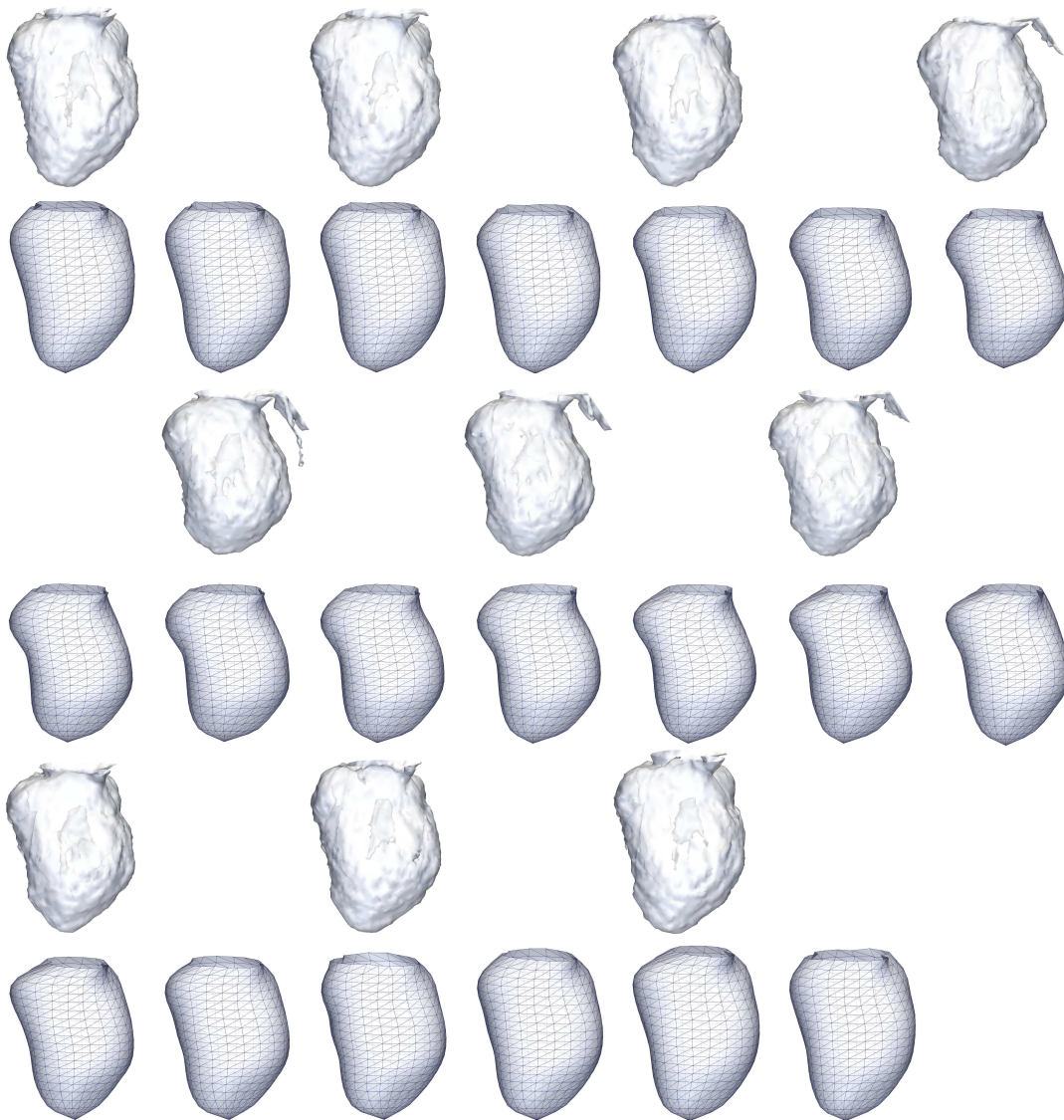


Figure 4.11 – Résultat du modèle géométrique dynamique tous les 5 % du cycle cardiaque pour le patient P01. Pour les instants scanner (00%, 10%, ..., 90%) chaque surface issue de la séparation OG / VG est présentée en regard de sa modélisation (résolution 20×20). Entre les instants scanner (05%, 15%, ..., 95%) les surfaces modélisées sont les résultats d'interpolations par courbes de Bézier.

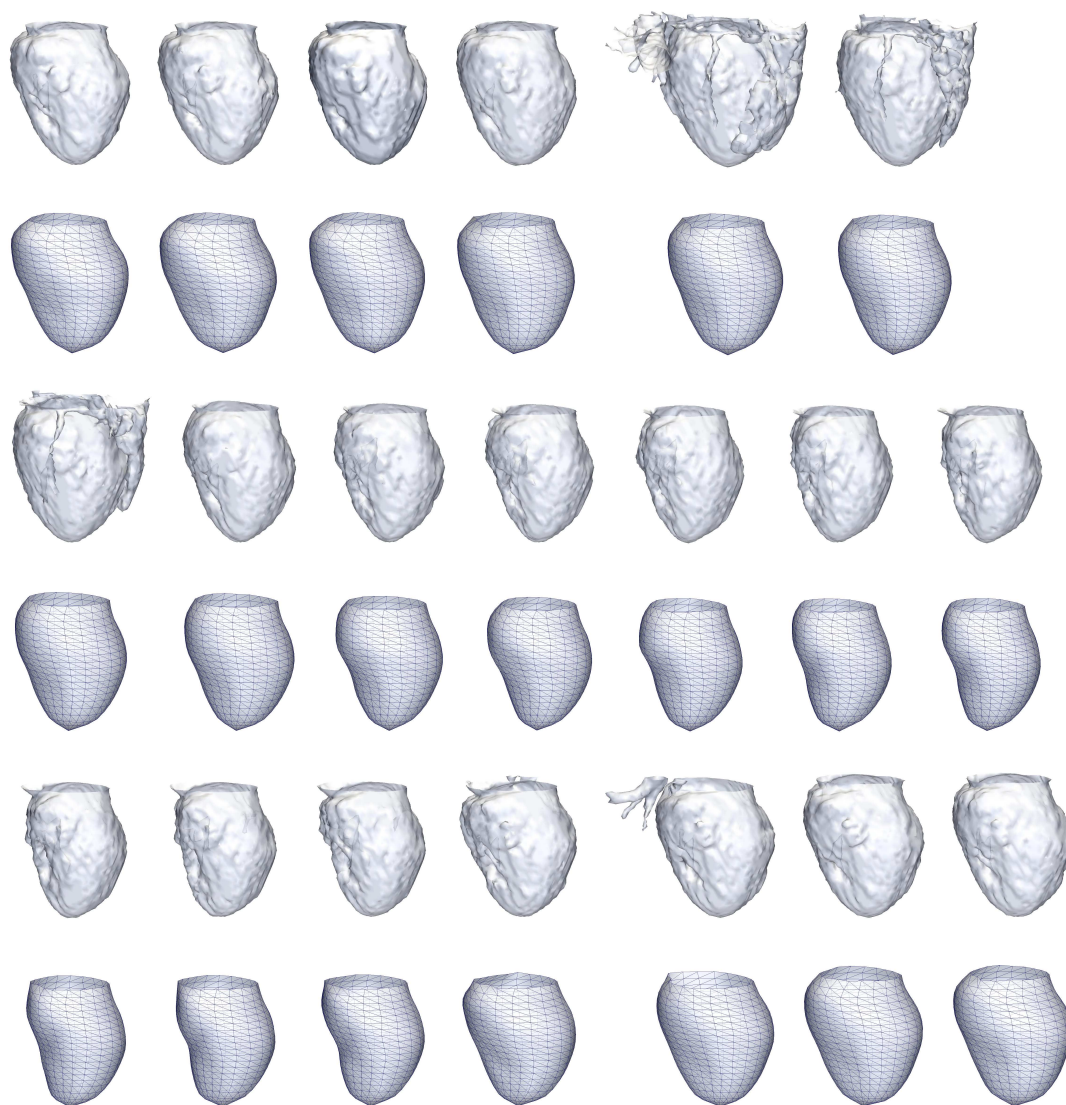


Figure 4.12 – Résultat du modèle géométrique dynamique tous les 5 % du cycle cardiaque pour le patient P04 : chaque surface issue de la séparation OG / VG est présentée en regard de sa modélisation (résolution 20×20). Pour les instants 20%, 25% et 30% pour lesquels le ventricule droit apparaît sur les surfaces segmentées, les surfaces modélisées sont les résultats de l'interpolation par courbes de Bézier entre les instants 15% et 35%.

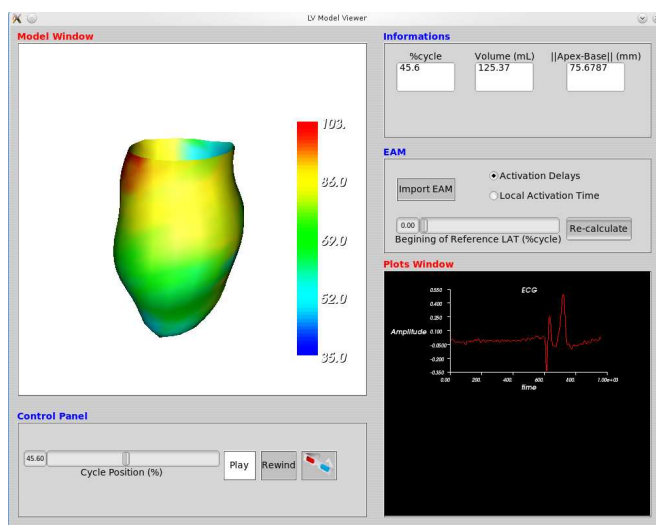


Figure 4.13 – Interface de visualisation du modèle géométrique dynamique

Ce modèle a permis pour chaque patient, l'obtention d'autant de maillages du VG que d'instants scanner, et ce, même lorsque la segmentation était mal adaptée à notre méthode (surfaces perforées, présence du VD, contours non fermés). Nous disposons alors de surfaces fidèlement représentatives du VG et de résolution spatiale et temporelle paramétrables. Nous pouvons donc considérer la dynamique du VG dans les méthodes présentées par la suite.

4.2.4.3 Estimations des fractions d'éjection et des raccourcissements systoliques ventriculaires

La connaissance de l'évolution du VG permet d'estimer le volume ventriculaire dans le temps. De même, le suivi du plan mitral et de l'apex rend possible l'étude de la descente de la base vers l'apex. Ces deux descripteurs offrent à leur tour la possibilité de calculer les fractions d'éjections (FE) et les raccourcissements (longitudinaux) systoliques ventriculaires (RSV) des patients de notre étude (cf. section 1.4.1). Nous présentons figure 4.14 l'évolution dans le temps des estimations faites à partir du modèle géométrique dynamique ainsi que les calculs de la fraction d'éjection et du raccourcissement systolique. Pour l'obtention de ces courbes, la modélisation du VG a été effectuée en chaque instant de l'acquisition scanner puis interpolée de manière à obtenir une surface ventriculaire tous les 1 % du cycle cardiaque. Sur ces surfaces sont ensuite calculées volumes et descente de la base vers l'apex. Les courbes apparaissent ainsi quasi-continues.

Notons que pour l'acquisition scanner du patient P01 apparaît un décalage entre les volumes acquis tous les 10 % et les autres (cf. tableau 4.1). La modélisation géométrique dynamique pour ce patient n'est donc effectuée que pour 10 instants (00%, 10%, ..., 90%).

Le modèle est calculé sur 19 instants disponibles pour le patient P02. De plus, pour ce patient, la position du cœur dans le volume scanner est haute dans le volume scanner, aussi l'oreillette gauche n'est pas visible dans son intégrité sur tous les volumes acquis. Ceci conduit parfois à une mauvaise optimisation de la recherche du plan mitral se traduisant par d'importants déplacements non représentatifs de la réalité. L'estimation du raccourcissement systolique ventriculaire est erronée. Toutefois, ceci influence peu l'estimation de volume et de la fraction d'éjection.

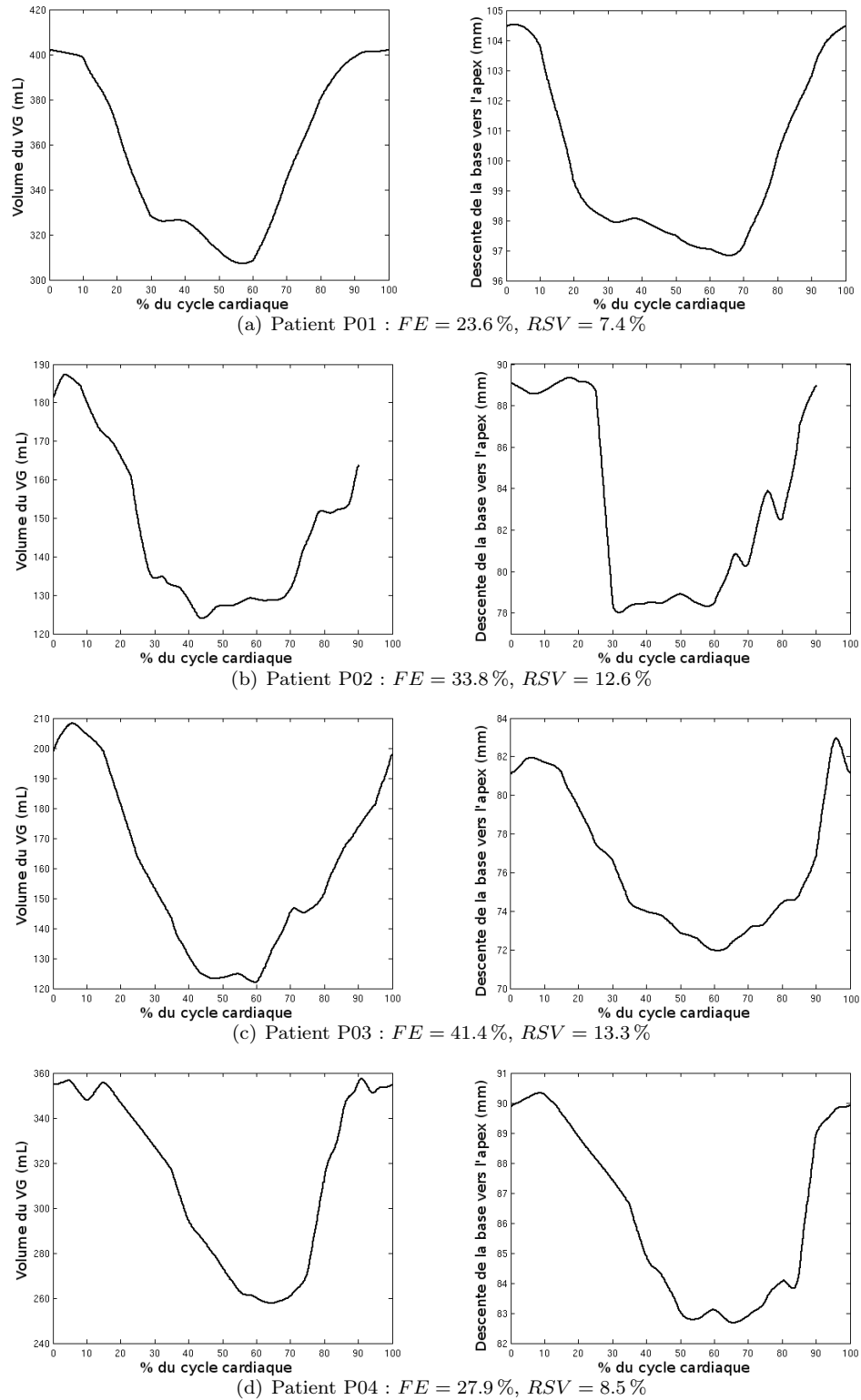


Figure 4.14 – Estimation de l'évolution dans le temps, à partir du modèle, des volumes en mL (à gauche) et des descentes de la base vers l'apex en mm (à droite). Ces estimations permettent le calcul des fractions d'éjections et des raccourcissements (longitudinaux) systoliques ventriculaires.

Évaluation d'indicateurs physiologiques extraits. Les travaux menés au LTSI dans le cadre du protocole IMOP (protocole d'étude de ces quatre patients) ont permis de mesurer les volumes téléstistoliques et télédiastoliques et les fractions d'éjections pour les patients ici étudiés. Nous comparons nos résultats avec les relevés du protocole effectués par l'expert sur console clinique en scanner et IRM, ainsi qu'avec les valeurs obtenues dans le cadre des travaux de segmentation par connectivité floue [Fleureau, 2008, Fleureau *et al.*, 2008] (cf. annexe A).

Le tableau 4.5 propose la comparaison des valeurs des volumes télédiastoliques (VTD) et téléstistoliques (VTS) ainsi que des fractions d'éjections (FE) mesurées par l'expert, par la méthode de connectivité floue et par notre modèle géométrique dynamique.

| Base | Mesures expertes | | | | | | [Fleureau et al., 2008] | | | Méthode proposée | | |
|------|------------------|-------------|-----------|-------------|-------------|-----------|----------------------------|-------------|-----------|---------------------|-------------|-----------|
| | Scanner CT | | | IRM | | | | | | | | |
| | VTD (mL) | VTS (mL) | FE (%) | VTD (mL) | VTS (mL) | FE (%) | VTD (mL) | VTS (mL) | FE (%) | VTD (mL) | VTS (mL) | FE (%) |
| P01 | 388 | 318 | 18 | 373 | 343 | 8 | 365 | 309 | 15 | 401 | 323 | 19 |
| P02 | 194 | 141 | 27 | 184 | 140 | 24 | 176 | 117 | 34 | 187 | 124 | 34 |
| P03 | - | - | - | 143 | 93 | 35 | 188 | 108 | 43 | 209 | 122 | 41 |
| P04 | 320 | 267 | 17 | 293 | 263 | 10 | 326 | 261 | 20 | 351 | 275 | 22 |

Tableau 4.5 – Volumes télédiastoliques (VTD) et téléstistoliques (VTS) en mL mesurés et fractions d'éjection ($FE = \frac{VTD - VTS}{VTD}$) en % obtenues par la méthode proposée en comparaison (i) aux valeurs mesurées par l'expert sur console clinique en scanner CT et IRM, et (ii) aux valeurs calculées par une méthode semi-automatique proposée dans [Fleureau *et al.*, 2008]. “-” : données indisponibles.

Les mesures expertes présentées dans ce tableau sont calculées sur les instants de télédiastole et téléstistole. Toutefois, dans le cas de patients en insuffisance cardiaque chronique, les instants de télédiastole et de téléstistole ne coïncident pas nécessairement avec les instants de maximum et de minimum volumique du ventricule. C'est le cas pour les patients P01 et P04. Pour le patient P01, l'expert a relevé l'instant le plus proche de l'instant de télédiastole à 90 % du cycle cardiaque scanner et l'instant le plus proche de l'instant de téléstistole à 40 % du cycle cardiaque scanner. Pour le patient P04, ces instants sont relevés à 0 % (télédiastole) et 50 % (téléstistole) du cycle cardiaque scanner. Dans ce tableau, les mêmes instants télédiastoliques et téléstistoliques ont été utilisés pour les calculs de VTD et VTS (contrairement à la figure 4.14 où les valeurs maximales et minimales sont prises pour le calcul de FE).

Les mesures de l'expert sont effectuées directement par les outils et logiciels intégrés à la plateforme clinique d'acquisition. On peut noter une variabilité inter-modalités en ce qui les concerne : par rapport à l'IRM, en scanner les volumes télédiastoliques sont généralement surestimés et les volumes téléstistoliques corrects ce qui conduit à des fractions d'éjection surestimées. Cette variabilité peut s'expliquer par les différentes méthodes de calcul de volume d'une modalité à l'autre. En termes relatifs, les volumes concordent et les fractions d'éjection (rapports de volumes) sont moins sensibles aux différences de mesures.

Nous obtenons souvent des valeurs supérieures à la méthode comparée ou aux mesures expertes, ceci s'explique en partie par la méthode de séparation de l'oreillette déterminant le volume calculé. En effet, notre méthode suppose, de par son approche, que la jonction auriculo-ventriculaire est plane (et de ce fait, inclut plus de points dans le VG), ce n'est pas le cas pour les autres méthodes comme l'illustre la figure 4.15. Par ailleurs, la formation du maillage modélisé du VG englobe les piliers (sauf pour des résolutions très élevées) ce qui conduit également à des volumes supérieurs. Le cas ne se présente pas dans la méthode proposée par [Fleureau *et al.*, 2008] où les volumes sont mesurés directement sur les surfaces segmentées de résolution 1 : 1 après sélection manuelle du VG.



Figure 4.15 – Différence de méthode dans le calcul de volumes du VG : la séparation par un plan (droite en gras) est une des raisons pour lesquelles les volumes obtenus par la méthode proposée sont supérieurs aux volumes mesurés par l’expert (ligne de contour en couleur).

Le tableau 4.6 donne les écarts moyens de notre approche par rapport aux volumes obtenus par la méthode par connectivité floue et les mesures expertes sur les quatre cas analysés.

| Mesures expertes | | | | | | [Fleureau et al. 2008] | | |
|------------------|----------|--------|----------|----------|--------|------------------------|----------|--------|
| Scanner CT | | | IRM | | | | | |
| VTD (mL) | VTS (mL) | FE (%) | VTD (mL) | VTS (mL) | FE (%) | VTD (mL) | VTS (mL) | FE (%) |
| 17.0 | 10.0 | 4.3 | 38.8 | 19.3 | 9.8 | 23.3 | 12.3 | 2 |

Tableau 4.6 – Écarts moyens sur les volumes et les fractions d’éjection de notre méthode par rapport aux mesures expertes et à la méthode proposée par [Fleureau *et al.*, 2008].

Pour expliquer ces écarts, nous pouvons observer les différentes méthodes de calcul de volumes. La figure 4.16 propose une illustration des différentes méthodes employées. Les principales différences sont sur la considération ou non des piliers et la séparation atrio-ventriculaire (planaire pour notre méthode, suivant la forme de la valve mitrale pour les autres méthodes).

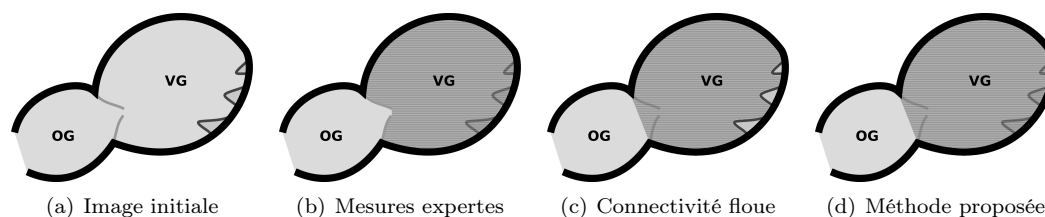


Figure 4.16 – Illustration schématique des méthodes et de leurs différences dans le calcul de volumes du VG. Les hachures représentent en deux dimensions la zone considérée par chaque méthode pour le calcul du volume du VG. La méthode pour les mesures expertes ne tient pas compte des piliers (englobés dans la cavité) mais prend en compte la valve comme séparation VG / OG, la méthode basée sur la connectivité floue tient compte des piliers, la méthode proposée ne tient pas compte des piliers et considère la séparation atrio-ventriculaire plane.

Les écarts sont importants sur les volumes mais sont nettement plus faibles sur les fractions d’éjections. D’autre part, les écarts sont plus faibles pour les méthodes se basant sur une segmentation en scanner, ce qui semble logique. La méthode par connectivité floue ne diffère de la méthodologie proposée que par le choix manuel du plan mitral et par le calcul des volumes

directement sur les surfaces segmentées. Dans notre méthode, les surfaces segmentées sont modélisées avant le calcul des volumes. Les écarts avec la méthode par connectivité floue sont de ce fait les plus faibles.

Globalement, nous obtenons des résultats sensiblement comparables aux mesures des autres méthodes.

4.2.5 Sensibilité et robustesse des méthodes

Nous présentons ici une évaluation de la sensibilité et de la robustesse du modèle géométrique dynamique proposé. Les étapes méthodologiques influant sur le résultat de la modélisation géométrique du VG sont la séparation VG / OG et la résolution spatiale choisie. Les tests de robustesse ont été réalisés sur le patient P01, à l'instant scanner 00%.

4.2.5.1 Séparation VG / OG

La séparation VG / OG se fait par la recherche du rétrécissement atrio-ventriculaire en calculant l'aire $\mathcal{A}(h)$ de l'intersection de la surface segmentée avec un plan $P(h)$ orthogonal au grand axe de hauteur h par rapport à l'apex. L'initialisation de la descente de gradient est une première estimation du rétrécissement en ne considérant qu'un nombre limité N_h de valeurs de h .

Est ensuite appliquée une optimisation par descente de gradient avec recherche linéaire du pas suivant les critères de Wolfe donnés à l'équation 4.1 (cf. paragraphe 2.1.3.2).

$$\begin{aligned} (i) \quad & f(X_k + \alpha_k \mathbf{p}_k) \leq f(X_k) + c_1 \alpha_k \mathbf{p}_k^T \nabla f(X_k), \\ (ii) \quad & \mathbf{p}_k^T \nabla f(X_k + \alpha_k \mathbf{p}_k) \geq c_2 \mathbf{p}_k^T \nabla f(X_k) \end{aligned} \quad (4.1)$$

avec $0 < c_1 < c_2 < 1$ les paramètres des critères de Wolfe, f la fonction à minimiser, X_k le vecteur de paramètres à l'itération k , \mathbf{p}_k la direction de recherche et α_k le pas recherché de la descente de gradient.

La séparation VG / OG est influencée par le choix du nombre N_h de *valeurs de h* et des paramètres c_1 et c_2 des *critères de Wolfe*.

Pas d'échantillonnage de h . Afin de montrer l'influence du nombre de valeurs de coupe sur le modèle géométrique dynamique, nous avons fait varier N_h dans l'intervalle $[40, 80]$ avec un pas de 1. Nous avons ensuite mesuré la différence sur le volume du VG et sur la distance base-apex obtenus après optimisation, par rapport au choix de référence $N_h = 60$. *A posteriori*, nous avons choisi cette valeur comme référence car elle correspond à la valeur moyenne de variation du volume (sur les tests réalisés). De plus elle offre un temps de calcul relativement faible : de l'ordre de la seconde pour une résolution de \mathcal{S}_{CT} de 1 : 8 (le temps de calcul correspond à la définition de l'intersection $P(h) \cap \mathcal{S}_{CT}$ et le calcul de $\mathcal{A}(h)$ pour 60 valeurs de h). Les résultats sont montrés figure 4.17.

Sur cet intervalle, pour la variation de volume, la moyenne est de 1.60 mL, l'écart type de 1.86 mL et l'erreur maximale de 3.54 mL soit 0.88 % du volume. Pour la variation de la distance base-apex, la moyenne est de 0.88 mm, l'écart type de 1.03 mm et l'erreur maximale de 2.07 mm soit 2.01 % de la distance base-apex. La valeur de N_h influence directement la position d'initialisation de l'optimisation du plan atrio-ventriculaire. Dès lors, pour une valeur de N_h suffisante, l'initialisation se fait proche du rétrécissement recherché. La valeur retenue pour les étapes ultérieures est $N_h = 60$.

Faisons remarquer ici que la recherche en déplacement lors de l'optimisation de $\mathcal{A}(h)$ est limitée à $2\Delta h$ où $\Delta h = \frac{h_{max}}{N_h}$ (h_{max} étant la hauteur maximale de notre surface suivant le

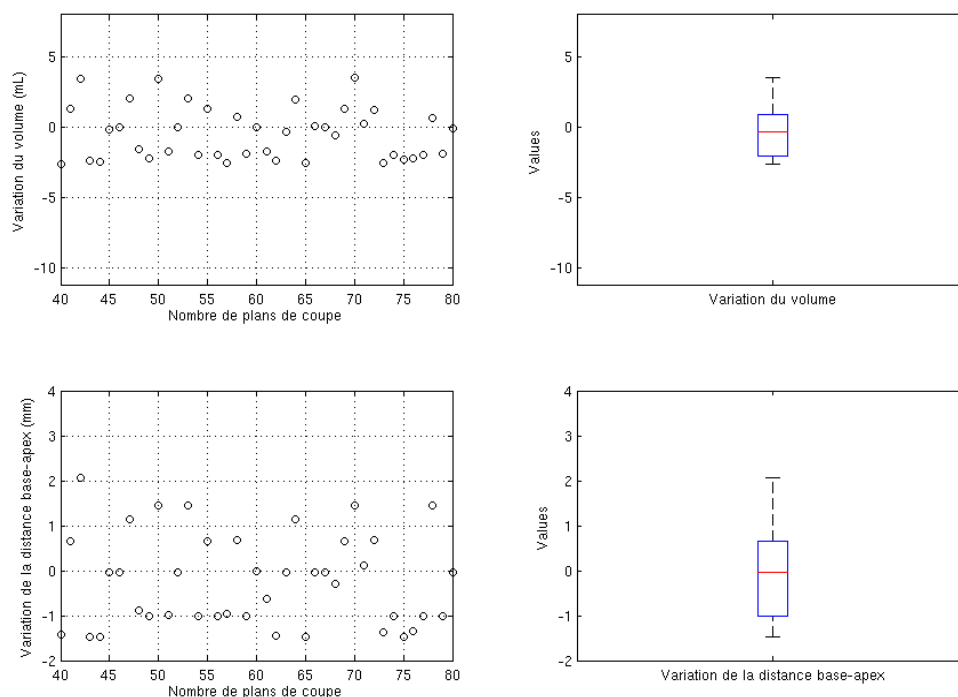


Figure 4.17 – Influence de N_h sur le volume (en haut) et sur la distance base-apex (en bas) calculés sur le modèle géométrique dynamique.

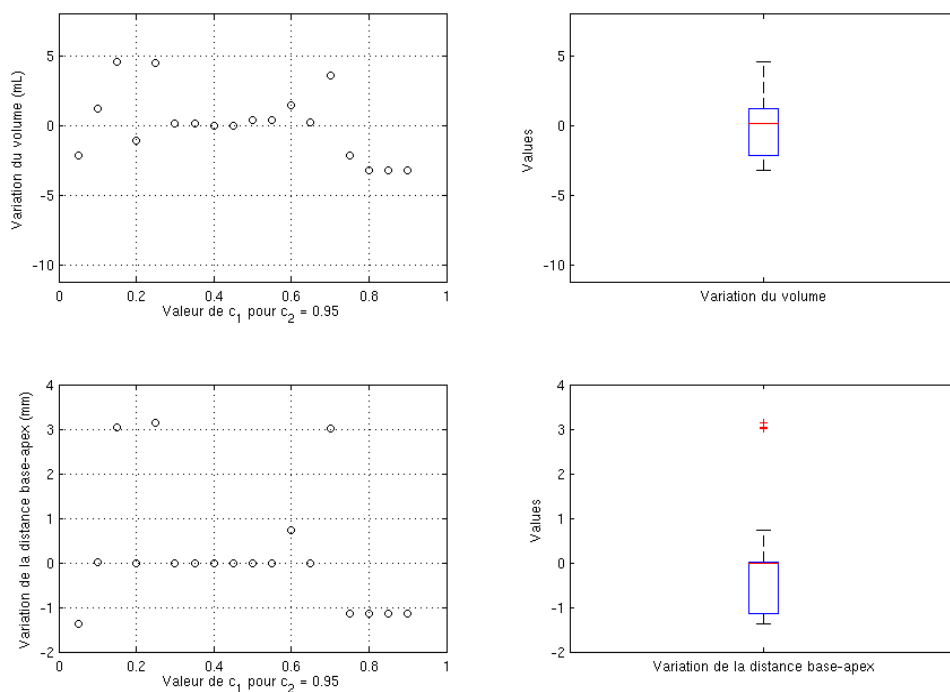
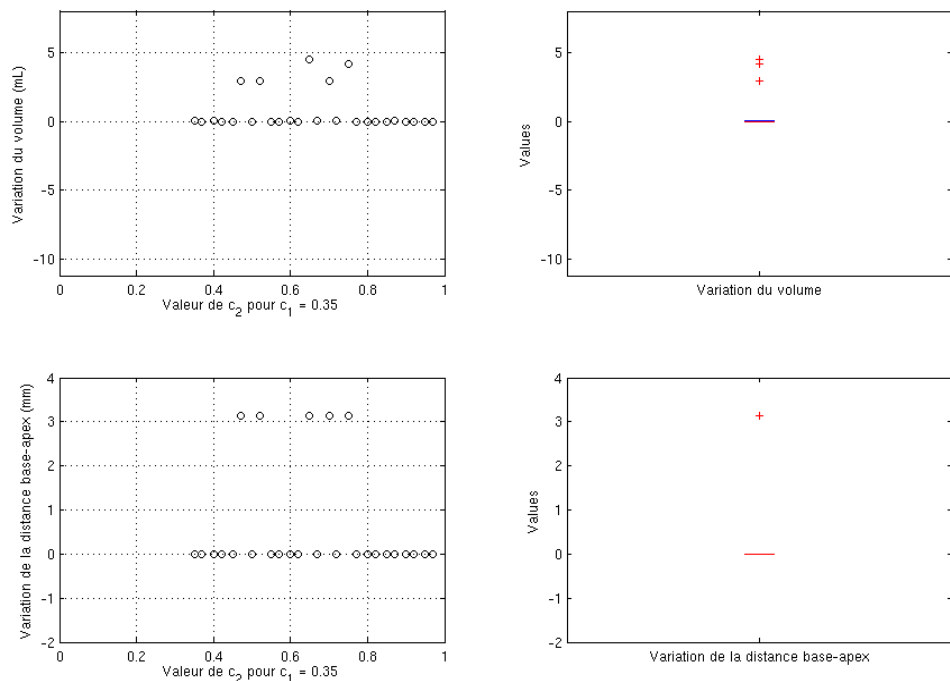
grand axe). Pour une valeur de $N_h \rightarrow +\infty$, nous avons $\Delta h \rightarrow 0$ ce qui signifie que l'espace de recherche en déplacement est réduit à une unique valeur de h . De plus, l'évolution de $\mathcal{A}(h)$ (cf. figure 4.4) n'est plus lisse et la recherche du rétrécissement atrio-ventriculaire est difficile, le minimum local recherché correspond souvent à une position dans l'oreillette gauche.

Variation des paramètres des critères de Wolfe. La méthode décrite ci-dessus a aussi été utilisée pour évaluer l'impact des paramètres c_1 et c_2 des critères de Wolfe. c_1 et c_2 sont liés avec $0 < c_1 < c_2 < 1$, c'est la raison pour laquelle nous avons d'abord fait varier c_1 (cf. figure 4.18(a)) pour $c_2 = 0.95$ (pour une valeur proche de 1, le paramètre c_2 n'a pas d'influence sur le pas de la descente de gradient). Puis nous avons fait varier c_2 (cf. figure 4.18(b)) pour la valeur choisie de c_1 ($c_1 = 0.35$).

Concernant le paramètre c_1 , pour la variation de volume, la moyenne est de 1.75 mL, l'écart type de 2.40 mL et l'erreur maximale de 4.56 mL soit 1.14 % du volume. Pour la variation de la distance de la distance base-apex, la moyenne est de 0.88 mm, l'écart type de 1.43 mm et l'erreur maximale de 3.04 mm soit 2.01 % de la distance base-apex.

Pour les valeurs trop faibles de c_1 ($c_1 < 0.3$), la contrainte de la première inégalité des critères de Wolfe (cf. équation 4.1) est sans effets sur l'optimisation, le pas de descente de gradient n'est pas optimal ce qui conduit à des variations de résultats. À l'inverse, pour une valeur $c_1 > 0.62$, la contrainte est trop forte et le plus souvent le nombre d'itérations maximales de l'optimisation est atteint sans pour autant obtenir un minimum convenable. Dans nos travaux, nous choisissons c_1 dans l'intervalle $[0.3, 0.6]$ pour lequel les résultats d'optimisation sont stables. Nous fixons $c_1 = 0.35$.

Une fois c_1 fixé, nous n'observons que peu d'influence du paramètre c_2 de la seconde inégalité

(a) Influence du paramètre c_1 (b) Influence du paramètre c_2 (une fois c_1 fixé)Figure 4.18 – Influence des paramètres des critères de Wolfe c_1 et c_2 sur le volume (en haut) et sur la distance base-apex (en bas) calculés sur le modèle géométrique dynamique.

des critères de Wolfe. Sur l'intervalle $[0.37, 0.95]$, pour la variation de volume, la moyenne est de 0.69 mL, l'écart type de 1.43 mL et l'erreur maximale de 4.47 mL soit 1.11 % du volume. Pour la variation de la distance de la distance base-apex, la moyenne est de 0.60 mm, l'écart type de 1.26 mm et l'erreur maximale de 3.13 mm soit 3.04 % de la distance base-apex. Nous choisissons finalement $c_2 = 0.45$.

Nous observons quelques points extrêmes sur la figure 4.18(b), ceux-ci sont difficilement interprétables sans étudier les comportements chaotiques que peuvent avoir des méthodes d'optimisation autour de singularités. Nous ne traiterons pas ici des méthodes d'optimisation en détails. Néanmoins, nous pouvons émettre l'hypothèse que sous les conditions fixées par le choix de c_1 et c_2 , le chemin emprunté par la descente de gradient atteint sur ces points isolés (que l'on retrouve en correspondance sur les deux mesures volume et distance base-apex) un minimum local (proche de la solution atteinte dans la majeure partie des cas). Ce minimum local joue le rôle d'un puits d'attraction pour de rares valeurs de c_1 et c_2 .

4.2.5.2 Choix de la résolution

Le nombre de points qui composent le maillage du modèle est choisi. Nous avons $N_z \times N_\theta + 1$ points avec N_z la résolution longitudinale et N_θ la résolution angulaire (cf. section 3.2.3). Si la résolution n'influe pas sur le calcul de la distance base-apex (la hauteur du ventricule est fixée après la séparation VG / OG), elle modifie le volume du maillage. La figure 4.19 montre l'influence du choix de la résolution sur le volume du maillage modélisé pour un instant fixé. Nous avons pour cette étude fixé $N_z = N_\theta$ et mesuré l'erreur (en mL) sur le volume par rapport au volume obtenu pour une résolution de 200×200 (pour une telle résolution, le volume obtenu se rapproche du volume à une résolution infinie). Nous avons fait varier les résolutions sur

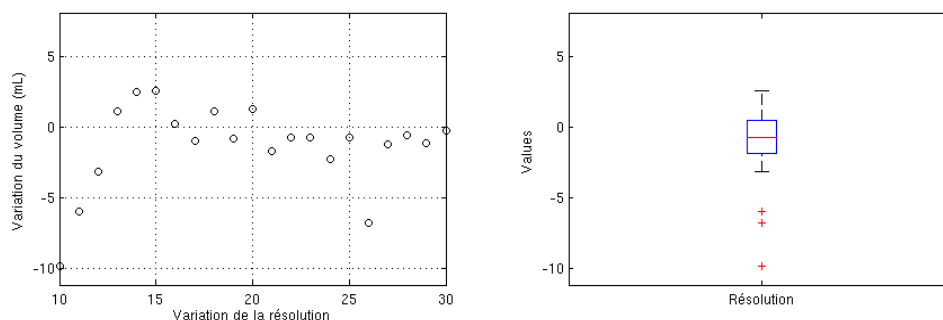


Figure 4.19 – Influence du choix de la résolution sur le volume calculé sur le modèle géométrique dynamique.

l'intervalle $N_z (= N_\theta) \in [10, 30]$ pour un pas de 1. Sur cet intervalle, la variation de volume moyenne est de 2.19 mL, l'écart type de 3.02 mL et l'erreur maximale de 9.85 mL soit 2.43 % du volume. Nous avons choisi une résolution $N_z = N_\theta = 20$ pour laquelle nous obtenons une erreur de 1.25 mL soit 0.31 % du volume haute résolution.

Ces variations de volume s'expliquent aisément par l'approximation géométrique qui est faite : l'approximation des parois de forme concave conduit à une sous-estimation du volume, à l'inverse l'approximation des parois convexes conduit à une sur-estimation du volume. Selon la résolution choisie, la répartition de l'échantillonnage spatial du VG est modifiée ainsi que le degré de convexité de la surface modélisée.

Le modèle géométrique dynamique semble robuste, le calcul du volume est le plus sensible au choix de la résolution, toutefois, il est possible de quantifier l'erreur faite par rapport au

volume obtenu à une résolution élevée. Pour une résolution supérieure à $N_z = N_\theta = 15$, l'erreur moyenne est inférieure à 1.5 %.

Les maillages construits se basent sur la séparation atrio-ventriculaire par laquelle nous re-définissons l'apex et le grand axe. Ces deux informations anatomiques permettent de procéder au recalage de cartographies électroanatomiques et de données scanner multibarrette présenté ci-dessous.

4.3 Recalage d'images scanner et de cartographies électroanatomiques

Une méthode de recalage semi-interactive a été mise en œuvre pour les modalités de cartographies électroanatomiques (EAM) et de données scanner multibarrette (MSCT). Cette méthode se déroule en deux étapes :

1. mise en correspondance automatique des apex et des grands axes,
2. rotation interactive de la surface anatomique EAM autour du grand axe.

4.3.1 Mise en correspondance des apex et des grands axes

Une fois les apex et les grands axes des surfaces issues des deux modalités déterminés comme explicité aux paragraphes 3.2.1 et 3.2.2, nous appliquons une similitude à la surface \mathcal{S}_{EAM} (rotation et translation) qui vise à mettre respectivement en correspondance l'apex et le grand axe de \mathcal{S}_{EAM} avec l'apex et le grand axe de la surface segmentée \mathcal{S}_{CT} issue d'imagerie scanner (cf. paragraphe 3.3.1). Les résultats obtenus pour cette étape sont illustrés par la figure 4.20 pour chaque patient étudié.

Les résultats de la figure 4.20 montrent une première étape de recalage effectuée. Les apex et grands axes des surfaces sont bien définis et mis en correspondance. Malgré cela, il semble difficile d'évaluer visuellement la précision de cette étape de recalage. La différence géométrique entre les surfaces en est la première cause, les raisons de cette différence sont interventionnelles (difficultés pour effectuer le relevé du VG dans sa totalité, contact de la sonde non systématique avec l'endocarde, cœur en mouvement pendant l'acquisition), technologiques (les différentes impédances des tissus provoquent des effets de distorsion lors du repérage de la sonde EAM dans l'espace) ou physiologiques (le VG est dilaté chez les patients souffrant d'asynchronisme pour compenser une fraction d'éjection faible). Les causes de ces différences de géométrie sont discutés plus en détails à la section 3.1.1.

Une fois les apex et grands axes de \mathcal{S}_{CT} et \mathcal{S}_{EAM} mis en correspondance, déterminer une rotation autour du grand axe fixe le dernier degré de liberté de \mathcal{S}_{EAM} et complète le recalage.

4.3.2 Rotation autour du grand axe

Afin que l'utilisateur puisse choisir la rotation $\hat{\theta}$ à appliquer à \mathcal{S}_{EAM} , nous avons mis en place une interface graphique. La visualisation simultanée de la surface \mathcal{S}_{CT} et de \mathcal{S}_{EAM}^θ (résultat d'une rotation d'angle θ appliquée à \mathcal{S}_{EAM}) permet, en regard des étiquettes apposées lors de l'acquisition (aorte, septum par exemple), d'approcher au mieux $\hat{\theta}$ de manière interactive. La figure 4.21 montre cette interface une fois les données chargées.

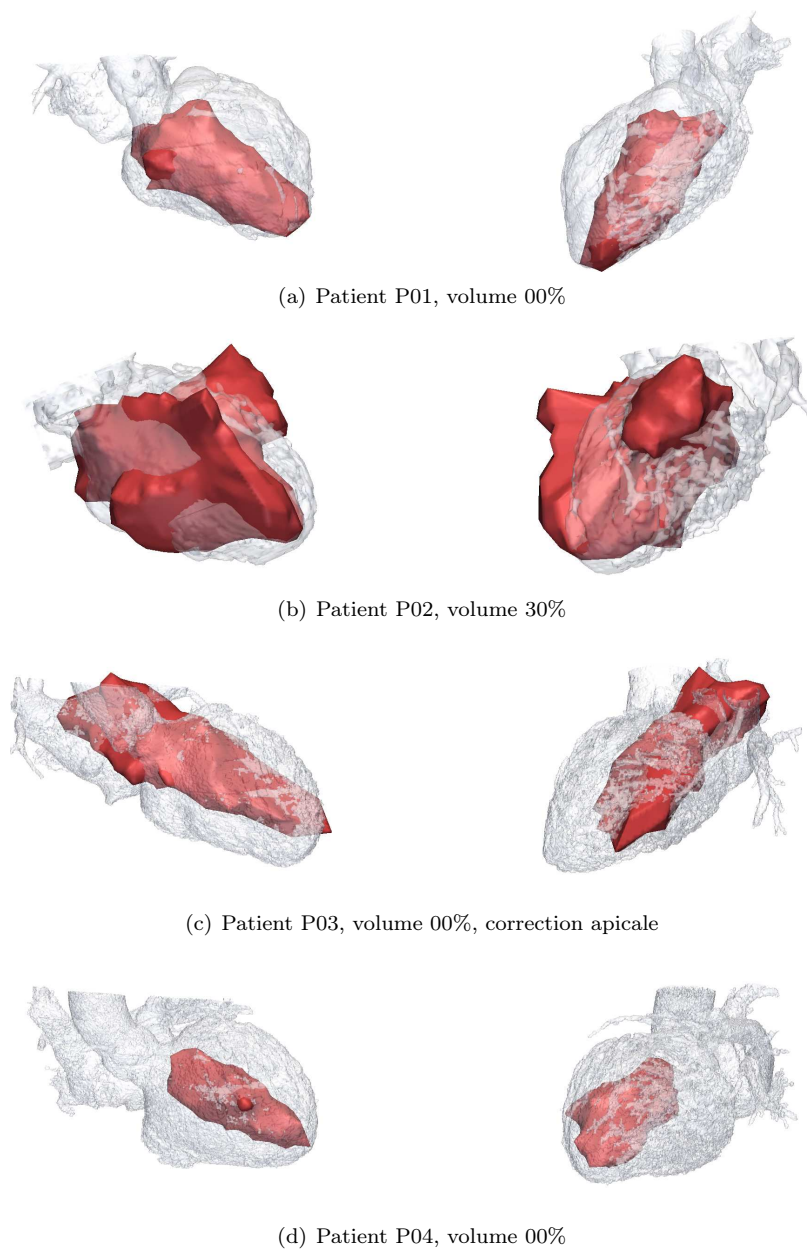


Figure 4.20 – Résultat de la mise en correspondance des apex et des grands axes. En blanc sont représentées les surfaces segmentées \mathcal{S}_{CT} issue de l'imagerie scanner, en rouge la surface anatomique \mathcal{S}_{EAM} de la cartographie électroanatomique, visualisées sous deux incidences. À gauche : oblique antérieure droite 30° . À droite : oblique antérieure gauche 45° caudale 25° .

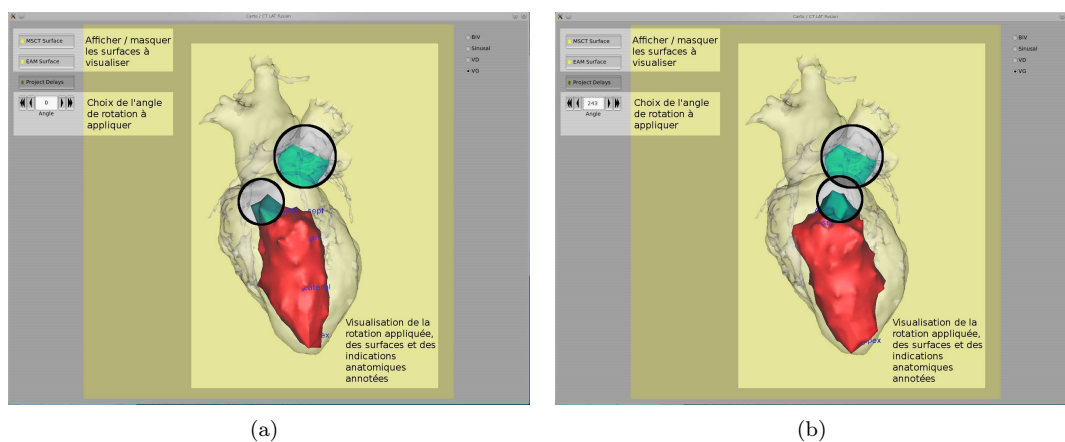


Figure 4.21 – Interface développée pour le recalage et la fusion de données issues de scanner multibarrette et de cartographies électroanatomiques. Les données du patient P01 sont représentées. Nous y visualisons dans les régions entourées la chambre aortique pour les deux modalités, ceci permet un recalage efficace. (a) Mise en correspondance des apex et grands axes (automatique). (b) Application de la rotation $\hat{\theta}$ (interactive, à l'aide de l'“ascenseur” i.e. *widget* pour le choix de l'angle).

Le choix de l'angle peut se faire selon des critères anatomiques. Par exemple, pour le patient P01, nous observons sur la surface \mathcal{S}_{EAM} , la chambre aortique (entourée dans la figure 4.21), le choix de $\hat{\theta}$ est guidé par cette information anatomique. Selon les patients, la chambre aortique est visible ou non. Les géométries des surfaces \mathcal{S}_{EAM} étant éloignées de celles des surfaces \mathcal{S}_{CT} , nous avons recours aux différentes étiquettes apposées à l'acquisition pour aider au recalage (cf. section 4.1 et tableau 4.3). Le nombre d'informations affichées (surfaces, rotation appliquée, étiquettes anatomiques) permet d'obtenir la précision nécessaire au recalage.

Il est possible également d'afficher les délais d'activation électrique sur la surface cartographiée pour s'assurer d'un résultat de recalage non aberrant : la paroi de première activation est pour un cœur sain la paroi septale. Compte tenu des informations anatomiques utilisées, l'activation de la paroi septale permet de confirmer le choix de $\hat{\theta}$. Il est néanmoins préférable de n'utiliser cette indication que pour confirmer (ou infirmer) le choix de rotation autour du grand axe car il s'agit de l'information que l'on souhaite projeter sur les surfaces segmentées.

Dans la méthode proposée de recalage de données EAM et MSCT, nous appliquons la même procédure pour chaque patient, mais les données de cartographies acquises présentent une grande variabilité inter-patient, tant dans les géométries des VG relevées que dans les repères anatomiques annotés. Chaque cas est donc traité indépendamment. Nous présentons à la figure 4.22, les résultats de recalage pour quatre patients ainsi que les stratégies adoptées pour assurer le recalage. L'angle de rotation autour du grand axe $\hat{\theta}$ est de $197^\circ \pm 20^\circ$. Les angles choisis sont donnés pour chaque patient dans le tableau 4.7.

| | P01 | P02 | P03 | P04 |
|-----------------------------|------|------|------|------|
| Angle $\hat{\theta}$ choisi | 217° | 177° | 171° | 193° |

Tableau 4.7 – Choix de l'angle de rotation autour du grand axe $\hat{\theta}$ (angle θ pour ramener \mathcal{S}_{EAM} sur \mathcal{S}_{CT}) pour chaque patient pour le recalage de données EAM et MSCT.

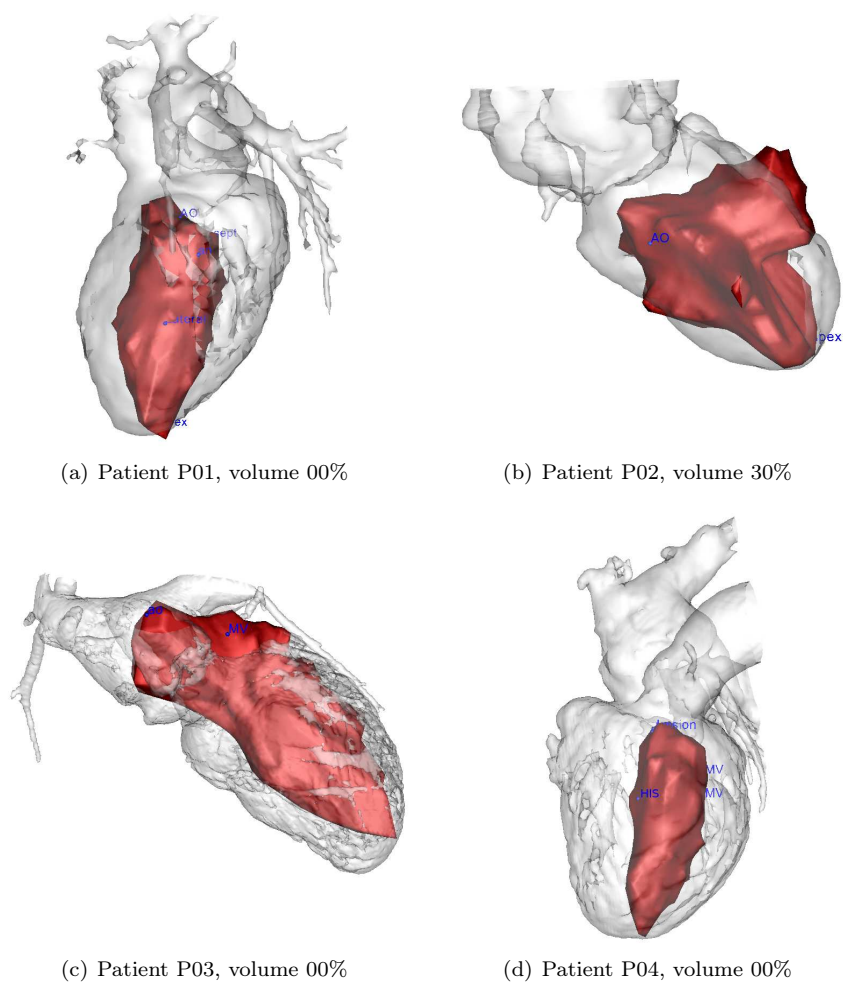


Figure 4.22 – Résultats du recalage des surfaces \mathcal{S}_{EAM} et \mathcal{S}_{CT} pour les patients P01, P02, P03 et P04. Une connaissance anatomique du VG permet la recherche de la rotation $\hat{\theta}$ à appliquer à \mathcal{S}_{EAM} . (a) La chambre aortique permet l'alignement des deux surfaces. (b) L'étiquette "AO" est alignée sur l'aorte de \mathcal{S}_{CT} . (c) Les deux chambres aortiques des surfaces sont mises en correspondance par la rotation d'angle θ . (d) L'étiquette "HIS" (faisceau de His) est alignée au mieux avec le nœud atrio-ventriculaire et la paroi septale.

À partir de l'interface développée et à l'aide de la connaissance anatomique du VG et des annotations effectuées durant l'acquisition des cartographies, nous sommes en mesure de fournir un premier recalage de données issues de scanner multibarrette et de cartographies électroanatomiques. La précision de ce recalage est difficile à évaluer mais nous pouvons estimer notre incertitude maximale sur $\hat{\theta}$ à 20° (en évaluant l'erreur qui peut être commise sur les étiquettes anatomiques de l'EAM) ce qui nous donne pour un VG de 60 mm de diamètre l'intervalle $[-5 \text{ mm}, +5 \text{ mm}]$. Compte tenu de l'interprétation réalisée ensuite à l'échelle du tissu de l'ordre du centimètre, cette précision est supposée acceptable. Nous donnerons d'autres éléments d'évaluation sur ce recalage au prochain chapitre (cf. section 5.4.3) en utilisant la position de la sonde de stimulation ventriculaire implantée (relevée par l'angiographie) et en la comparant avec le site de première activation visible en EAM sous stimulation cardiaque.

4.4 Recalage d'images scanner et d'images échocardiographiques

Nous présentons dans cette section une évaluation et les résultats de recalage des deux méthodes développées pour le recalage US / MSCT :

- une approche statique basée sur la considération d'informations anatomiques *a priori*,
- une approche dynamique basée sur la description de contours par descripteurs de Fourier et la prise en compte de la dynamique par la méthode de "Déformation Temporelle Dynamique" (DTD).

L'évaluation de nos algorithmes est faite sur données échocardiographiques simulées (contours extraits en 2D), des éléments d'étude de la sensibilité sont également montrés sur données réelles. Nous donnons ensuite une brève description des vues échocardiographiques sur lesquelles nous avons travaillé : apicale deux cavités (2-cav) et apicale quatre cavités (4-cav). Cette description facilite l'analyse qualitative de nos résultats sur données réelles, donnée en fin de section.

4.4.1 Évaluation sur données simulées

Afin d'évaluer nos méthodes, nous avons créé des données simulées des contours échocardiographiques. Ces données permettent d'évaluer et de comparer les deux métriques sur les mêmes jeux de paramètres autour d'une position de référence. Nous avons ensuite sur ces données simulées testé la sensibilité de nos méthodes de recalage aux conditions d'initialisation.

4.4.1.1 Génération des données simulées

Afin de créer des données simulées comparables aux contours d'échocardiographie, nous avons procédé en plusieurs étapes (cf. figure 4.23) :

1. Pour un patient, le modèle géométrique est calculé sur un nombre d'instantants similaire au nombre d'instantants de l'échocardiographie (80 instantants ont été choisis, répartis non linéairement au long du cycle cardiaque afin de simuler une différence de rythme cardiaque).
2. Sur le maillage en chaque instant du modèle géométrique dynamique, un facteur d'échelle est appliqué afin de reproduire les dimensions du myocarde (et non de l'endocarde) visualisé en échocardiographie. Le facteur d'échelle choisi est de 1.2 correspondant pour un VG de diamètre 60 mm à un nouveau diamètre de 72 mm soit une épaisseur ajoutée de 6 mm ($= \frac{72-60}{2}$) qui est de l'ordre de grandeur de la demi-épaisseur du myocarde (de 9 à 12 mm en diastole pour un cœur sain).

3. Un fort lissage gaussien est ensuite appliqué à l'ensemble des maillages afin de reproduire la régularité des contours extraits en échocardiographie.
4. Nous définissons ensuite un plan de coupe par son origine et sa normale et extrayons les contours résultant de l'intersection du modèle en chaque instant et du plan (le plan choisi correspond à une vue apicale quatre cavités).

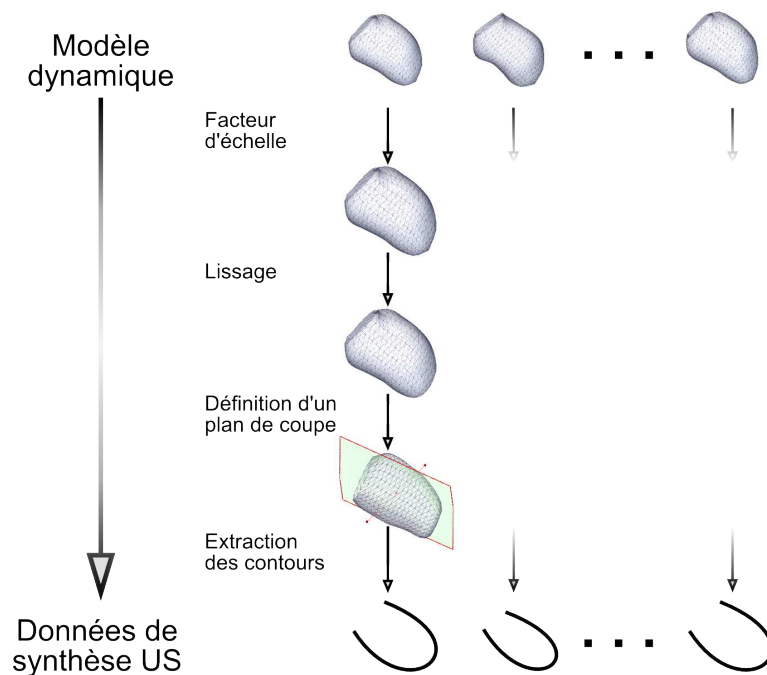


Figure 4.23 – Schéma de l'obtention des données échocardiographiques simulées : à partir du modèle dynamique (avec un nombre d'instant similaire à celui de l'échocardiographie), un facteur d'échelle est appliqué puis un lissage, un plan est ensuite défini et permet d'extraire des contours similaires aux contours de l'échocardiographie.

Nous obtenons ainsi des contours de dimensions, régularités et définitions spatiales et temporelles similaires aux contours des données échocardiographiques (cf. figure 4.24). Ces données

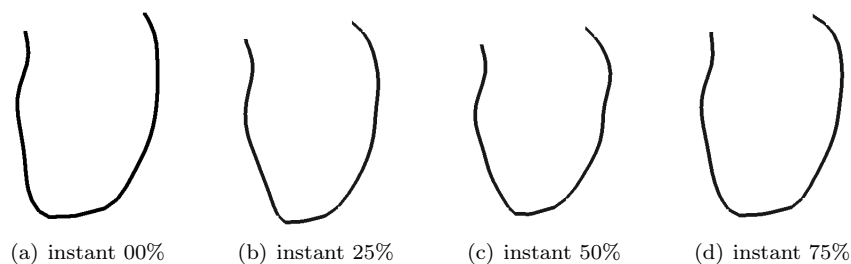


Figure 4.24 – Contours échocardiographiques simulés en différents instants du cycle cardiaque, obtenus par la méthode décrite à la figure 4.23.

sont définies par le plan de coupe, aussi celui-ci nous sert de référence :

- si notre métrique est adaptée, elle devrait être minimale pour une normale et une origine dans un voisinage de la normale et de l'origine du plan de référence,

- de même, si l’algorithme est efficace, nous devrions retrouver une position après recalage proche de la définition du plan.

Notons P_{ref} le plan de référence.

Dans le cas de l’approche statique pour laquelle seul un instant d’échocardiographie est considéré, nous effectuons le recalage entre l’instant 00% du scanner et son équivalent dans les contours simulés. L’approche dynamique prend en compte l’évolution dans le temps des contours et des surfaces, chaque instant simulé est donc considéré pour cette méthode.

4.4.1.2 Évaluation et comparaison des métriques

Les deux métriques (cf. sections 3.4.1 et 3.4.2) sont calculées entre deux contours (statiques ou dynamiques selon la métrique considérée). Ces contours sont définis par un plan de coupe et donc par une normale et une origine. Nous avons décomposé la définition d’un plan en trois transformations élémentaires par rapport à P_{ref} : une translation selon sa normale, une rotation orthogonale à sa normale et une rotation autour du grand axe (cf. figure 4.25). Tout plan de l’espace peut être défini par les trois paramètres respectifs des trois transformations élémentaires.

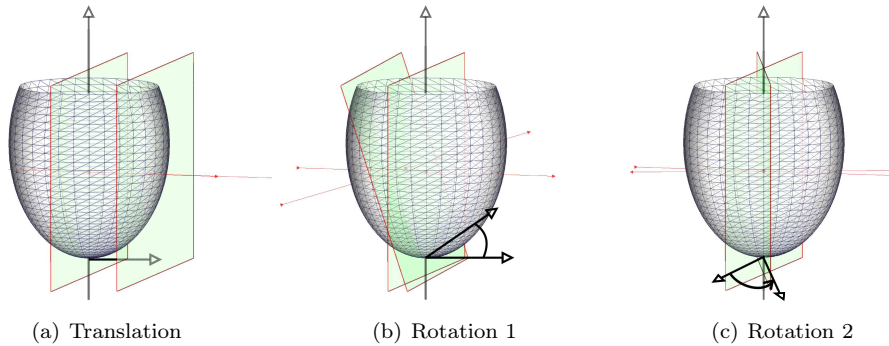


Figure 4.25 – Paramètres testés donnant les transformations élémentaires par rapport au plan de référence (P_{ref}) pour l’évaluation des métriques : (a) translation selon la normale de P_{ref} , (b) rotation orthogonale à la normale de P_{ref} , (c) rotation autour du grand axe.

Pour ces évaluations, le diamètre maximum du VG est approximativement de 60 mm, le paramètre de translation t est donc compris entre -30 et 30 mm. La première rotation θ_1 (orthogonale à la normale de P_{ref}) peut au maximum être de 90° (en valeur absolue). Enfin, la rotation autour du grand axe θ_2 est comprise entre -180 et 180° . Relativement à ces intervalles, nous définissons des erreurs : une translation de t mm représente une erreur de $\epsilon_t = \frac{t}{30}$ (exprimée en %), respectivement $\epsilon_{\theta_1} = \frac{\theta_1}{90}$ et $\epsilon_{\theta_2} = \frac{\theta_2}{180}$.

Évolution des métriques en translation. L’évolution des métriques pour une translation suivant la normale de P_{ref} est représentée à la figure 4.26. Nous avons appliqué une translation comprise entre -30 mm et 30 mm avec un pas de 1 mm. Dans le cas de l’approche statique, deux minima sont visibles autour de la position de translation nulle (en -2 mm et 3 mm). La position initiale n’est pas le minimum global. Ceci s’explique par le lissage effectué qui régularise le contour simulé au niveau apical alors que la surface du modèle géométrique présente un apex marqué. La métrique statique s’appliquant à la forme des contours, elle atteint une plus faible

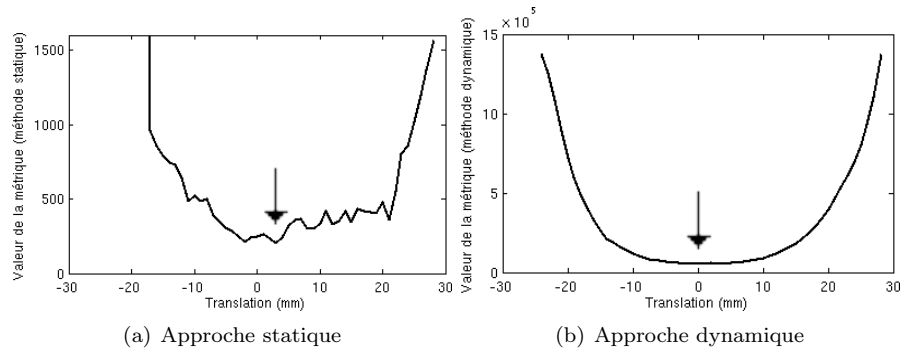


Figure 4.26 – Évolution des métriques en translation selon la normale de P_{ref} . Le minimum global est noté par une flèche. Pour la métrique statique, il est atteint pour une translation de 3 mm. Pour la métrique dynamique, il est atteint pour une translation nulle.

valeur lorsque le plan de coupe ne passe pas par l'apex du VG. Nous observons donc une erreur en translation de $\epsilon_t = 10.0\%$.

Dans le cas de l'approche dynamique, le minimum global de la métrique en fonction d'une translation suivant la normale de P_{ref} est atteint pour une translation nulle. L'allure générale de la courbe est également plus lisse, ne présentant pas de minima locaux.

Évolution des métriques en rotation orthogonale à la normale du plan de référence.

L'évolution des métriques pour une rotation orthogonale à la normale de P_{ref} est représentée à la figure 4.27. Nous avons appliqué une rotation comprise entre -45° et 45° avec un pas de 1° . Dans le cas de l'approche statique, le minimum global de la métrique est atteint en -2° , pour

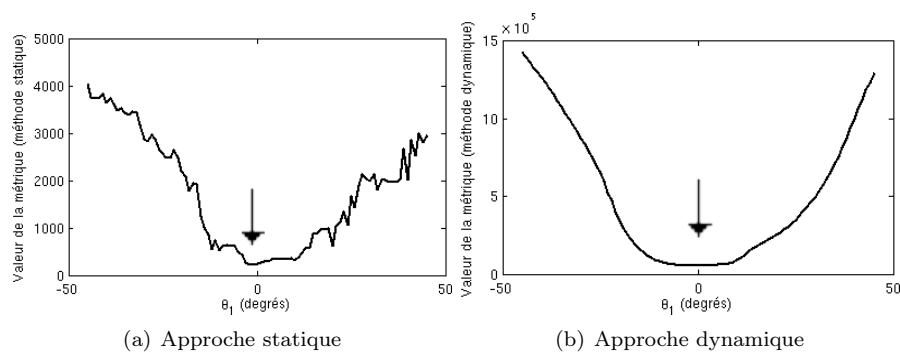


Figure 4.27 – Évolution des métriques en rotation orthogonale à la normale de P_{ref} . Le minimum global est noté par une flèche. Pour la métrique statique, il est atteint pour une rotation de -2° . Pour la métrique dynamique, il est atteint pour une rotation nulle.

des raisons similaires à celles énoncées dans le cas de la translation. Nous observons donc une erreur suivant la première rotation de $\epsilon_{\theta_1} = 2.2\%$.

Dans le cas de l'approche dynamique, le minimum global de la métrique en fonction d'une rotation orthogonale à la normale de P_{ref} est atteint en 0° . L'allure générale de la courbe est également plus lisse, ne présentant pas de minima locaux.

Évolution des métriques en rotation autour du grand axe. L'évolution des métriques pour une rotation autour du grand axe est représentée à la figure 4.28. Nous avons appliqué une rotation complète autour du grand axe (de -180 à 180°) avec un pas de 1° . Dans le cas

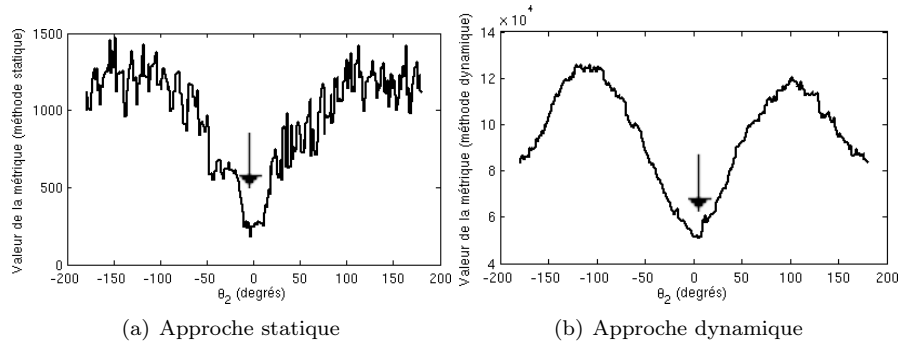


Figure 4.28 – Évolution des métriques en rotation autour du grand axe. Le minimum global est noté par une flèche. Pour la métrique statique, il est atteint pour une rotation de -4° . Pour la métrique dynamique, il est atteint pour une rotation de 5° .

de l'approche statique, le minimum global de la métrique est atteint autour de la position de référence en -4° soit une erreur $\epsilon_{\theta_2} = 2.2\%$.

Dans le cas de l'approche dynamique, le minimum global de la métrique est atteint pour une rotation autour du grand axe de 5° , ce qui correspond à une erreur de 2.7% .

Les allures des deux courbes de la figure 4.28 sont similaires. En effet, même si la courbe de la métrique pour l'approche statique est plus chaotique, le minimum global est observé aux alentours d'une rotation nulle et une symétrie centrale apparaît.

Pour l'approche dynamique, deux maxima sont visibles pour des rotations d'environ 100° en valeur absolue, c'est-à-dire pour des plans quasi-orthogonaux au plan de référence. Ces maxima correspondent aux conditions pour lesquelles les contours extraits du modèle géométrique sont les plus éloignés (au sens de la métrique) des contours d'échocardiographie simulés. Nous pouvons les expliquer aisément :

- d'un point de vue géométrique par la quasi-symétrie axiale du VG : les contours orthogonaux sont les plus éloignés géométriquement,
- d'un point de vue dynamique par le mouvement plus faible de la paroi septale comparé aux parois libres : les contours orthogonaux sont ceux dont les mouvements sont les plus éloignés.

Les rotations de -180° et 180° sont équivalentes, aussi un autre minimum est marqué dans la courbe de métrique pour l'approche dynamique. Pour une initialisation improbable quasi-orthogonale au plan US recherché et correspondant à une erreur ϵ_{θ_2} supérieure à 50% , l'optimisation de la métrique aurait des chances de conduire à un recalage inversé (la paroi septale en coïncidence avec la paroi latérale par exemple).

L'évaluation des métriques selon ces trois paramètres montre que la métrique développée pour l'approche dynamique semble plus adaptée aux données traitées : les erreurs en translation et rotation orthogonale sont nulles sur les données simulées contrairement à la métrique développée pour l'approche statique et l'erreur de rotation autour du grand axe est similaire pour les deux métriques. L'évolution selon ces paramètres montre aussi une métrique plus lisse et donc plus adaptée à des problèmes d'optimisation. En effet, le nombre important de minimum locaux dans le cadre de l'approche statique implique une initialisation de l'optimisation de recalage dans un voisinage restreint de la solution recherchée.

Résultats de l'optimisation. Le plan d'initialisation est déplacé suivant les trois paramètres définissant les transformations élémentaires. Suivant la transformation appliquée, une erreur est estimée sur l'initialisation et les erreurs ϵ_t , ϵ_{θ_1} et ϵ_{θ_2} sont calculées sur le résultat du recalage. Nous appliquons sur la position d'initialisation des erreurs relatives comprises entre 0 et 10% par rapport à P_{ref} .

Nous mesurons pour chaque valeur d'initialisation les erreurs ϵ_t , ϵ_{θ_1} et ϵ_{θ_2} . Les erreurs moyennes et écarts types, relevés sur l'intervalle [-10%, 10%] dans chaque cas et pour les deux méthodes, sont reportés dans le tableau 4.8.

| | | ϵ_t | | ϵ_{θ_1} | | ϵ_{θ_2} | |
|-----------------------|-----------|----------------|----------------------|-----------------------|---------------------|-----------------------|---------------------|
| | | moy. (%/mm) | écart type (%/mm) | moy. (%/°) | écart type (%/°) | moy. (%/°) | écart type (%/°) |
| ϵ_t | Statique | 10.7 / 3.21 | 9.5 / 2.9 | 5.3 / 4.8 | 2.9 / 2.6 | 1.7 / 3.1 | 1.5 / 2.7 |
| | Dynamique | 3.4 / 1.0 | 3.3 / 1.0 | 1.3 / 1.2 | 1.1 / 1.0 | 0.9 / 1.6 | 1.0 / 1.8 |
| ϵ_{θ_1} | Statique | 12.2 / 3.7 | 14.6 / 4.4 | 6.3 / 5.7 | 4.0 / 3.6 | 0.9 / 1.6 | 1.0 / 1.8 |
| | Dynamique | 4.4 / 1.3 | 4.6 / 1.4 | 1.2 / 1.1 | 1.3 / 1.2 | 1.1 / 2.0 | 0.9 / 1.6 |
| ϵ_{θ_2} | Statique | 5.7 / 1.7 | 9.1 / 2.7 | 3.4 / 3.1 | 3.3 / 3.0 | 5.0 / 9.0 | 3.2 / 5.8 |
| | Dynamique | 5.5 / 1.7 | 4.9 / 1.5 | 2.7 / 2.4 | 2.1 / 1.9 | 4.7 / 8.5 | 3.2 / 5.8 |

Tableau 4.8 – Pour une erreur relative à la position de référence en translation (ϵ_t), en rotation orthogonale à la normale de P_{ref} (ϵ_{θ_1}) et en rotation autour du grand axe (ϵ_{θ_2}) sur l'intervalle [-10%, 10%] : erreurs moyennes et écarts types relevés après application des deux méthodes de recalage sur données simulées.

Les erreurs et écarts types sont en moyenne plus faibles pour l'approche dynamique selon les trois paramètres testés.

L'allure de la métrique pour l'approche dynamique laisse à penser qu'une descente de gradient est efficace pour l'optimisation (courbes lisses, de minimum marqué). Toutefois, les résultats font apparaître une erreur résiduelle non nulle. Nous pouvons expliquer ces erreurs par le fait que l'optimisation se fait sur six paramètres indépendants (trois paramètres définissant l'origine et trois définissant la normale du plan P_{US}) et non sur les paramètres de calcul des erreurs. Le minimum obtenu après optimisation n'est pas forcément un minimum pour les trois erreurs mesurées.

La méthode n'est pas remise en question car la métrique considérée semble adaptée mais l'étape d'optimisation peut sans doute être améliorée, par exemple en optimisant sur d'autres paramètres que les six paramètres indépendants de définition du plan P_{US} , en prenant les trois mêmes paramètres de calcul d'erreur (la principale difficulté est alors la mesure du gradient sur des paramètres non indépendants). Néanmoins, nous considérons pour nos résultats qu'une initialisation suffisamment proche du résultat recherché est acceptable pour l'optimisation mise en place.

Nous présentons maintenant les résultats sur données réelles.

4.4.2 Résultats sur données réelles

Nous présentons ici une description des vues échocardiographiques apicales deux cavités et quatre cavités sur lesquelles nous avons travaillé. Cette description donne les éléments visibles en échocardiographie 2D et donc recherchés dans les volumes scanner après recalage.

4.4.2.1 Description des vues d'échocardiographie utilisées

La vue apicale deux cavités. Elle permet la visualisation du myocarde sur les parois antérieure et inférieure du ventricule gauche. La partie centrale de la valve mitrale est également

bien visualisée. Cette vue permet l'analyse des mouvements des segments des parois observées et de la valve mitrale. Un exemple d'échocardiographie en vue apicale deux cavités est donné figure 4.29(a).

La vue apicale quatre cavités. Elle offre une visualisation symétrique des deux valves atrio-ventriculaires qui apparaissent horizontalement dans le plan. Par convention, le ventricule gauche est placé à droite sur l'écran de l'utilisateur. La paroi septale interventriculaire et interatriale fait apparaître une colonne en niveau de gris représentative du tissu entre les cavités. Alors qu'une vue cinq cavités laisse apparaître la base de la valve aortique, la coupe apicale quatre cavités ne comporte pas l'aorte sauf dans le cas de difficultés impliquées par l'anatomie du patient lors de l'acquisition échocardiographique. Un exemple d'échocardiographie en vue apicale quatre cavités est donné figure 4.29(b).

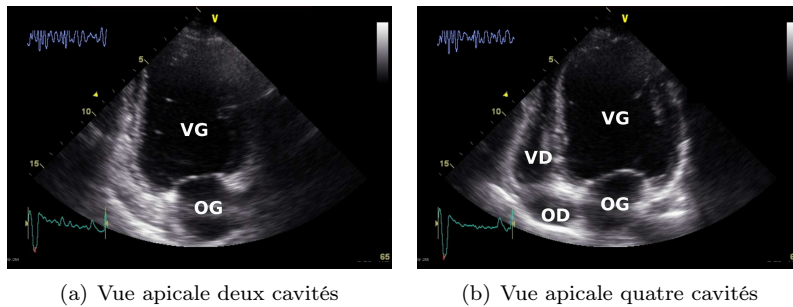


Figure 4.29 – Exemple d'échocardiographie (patient P01) en vue apicale deux cavités (à gauche) et quatre cavités (à droite).

4.4.2.2 Sensibilité à l'initialisation

Approche statique. L'optimisation par descente de gradient nécessite une initialisation proche de la solution souhaitée. En effet, la métrique mise en place comporte un grand nombre de minima locaux. Le fait de pondérer cette métrique permet de faire ressortir un minimum dans le domaine de recherche des paramètres (cf. figure 4.30). Toutefois, une initialisation trop éloignée de la solution recherchée ou une mauvaise extraction de caractéristiques géométriques entraîne la convergence de notre algorithme vers un minimum local correspondant à un résultat non souhaité. Pour une dizaine d'itérations, l'algorithme converge vers un résultat (cf. figure 4.31). Le nombre d'itérations pour atteindre la convergence semble réduit ce qui signifie que le domaine parcouru dans l'espace des paramètres est peu étendu. Ceci s'explique par le nombre élevé de minima locaux : un minimum local est présent dans le voisinage de la position d'initialisation. Ceci confirme également la sensibilité élevée à l'initialisation.

L'initialisation se fait par la définition du plan P_{US} initial (par sa normale et son origine) utilisé pour sectionner la surface segmentée de l'imagerie scanner \mathcal{S}_{CT} . L'apex localisé par les méthodes de caractérisation géométrique (cf. section 4.2.2) est pris comme origine du plan. La normale est orthogonale au grand axe. Son incidence (rotation autour du grand axe) est choisie interactivement de manière à ce que P_{US} intersecte la paroi septale pour la vue apicale quatre cavités. Le plan pour la vue apicale deux cavités est initialisé avec les mêmes conditions et une normale orthogonale à celle de la vue quatre cavités. On notera que l'orientation lors de l'acquisition scanner étant similaire d'un patient à l'autre, le procédé du choix de l'angle d'incidence de la normale de P_{US} pourra être aisément automatisé.

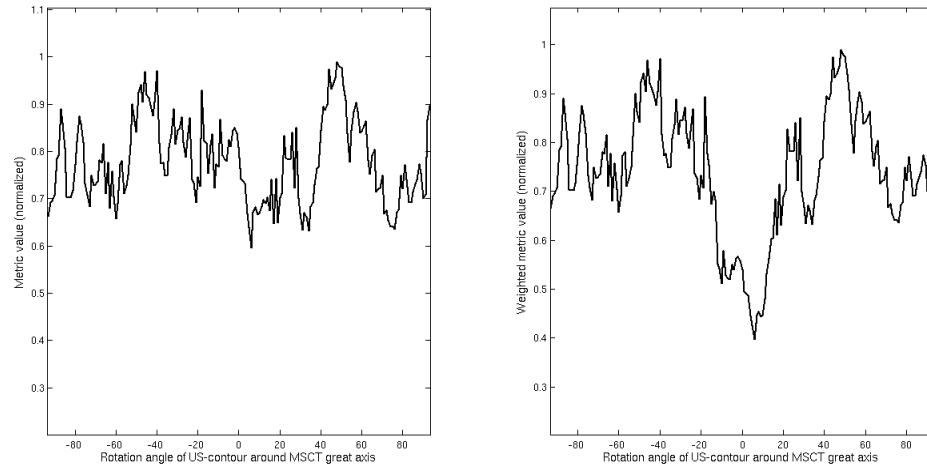


Figure 4.30 – Évolution de la métrique par rotation du plan US autour du grand axe. À gauche : sans pondération χ . À droite : avec pondération et *a priori*.

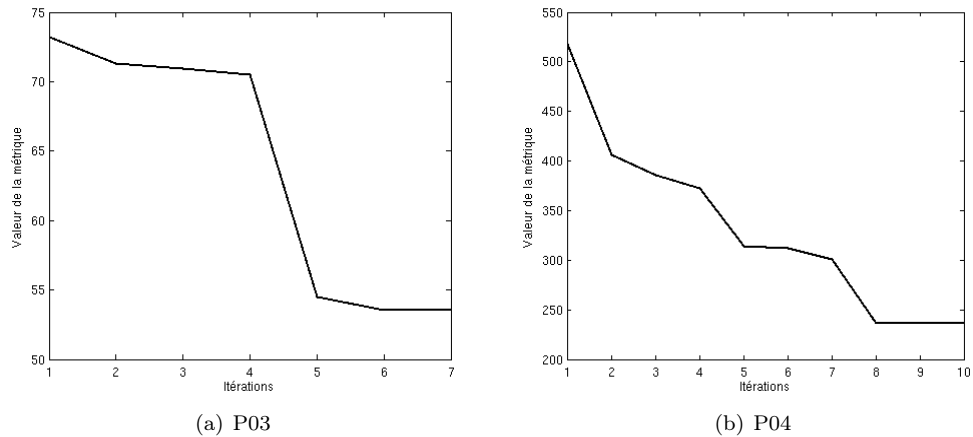


Figure 4.31 – Valeur de la métrique en fonction des itérations de la descente de gradient. Il y a convergence (selon les critères d'arrêt de l'algorithme) au bout de 7 itérations dans le cas de la base P03 (a) et au bout de 10 itérations dans le cas de la base P04 (b). La différence de l'ordre de grandeur de la métrique entre les deux bases s'explique simplement par le fait que dans la base P03 n'est considéré qu'uniquement la coupe apicale quatre cavités.

Cette méthode est aussi sensible au choix de la contrainte χ_{inc} (cf. paragraphe 3.4.1.4). Cette pondération a un effet sur l'angle d'incidence par rapport à la position d'initialisation et donc indirectement sur l'angle formé par les deux plans (cf. figure 4.32). En augmentant la contrainte (diminution de $\sigma_{4-cav} = \sigma_{2-cav}$) nous imposons aux deux coupes US plus d'orthogonalité.

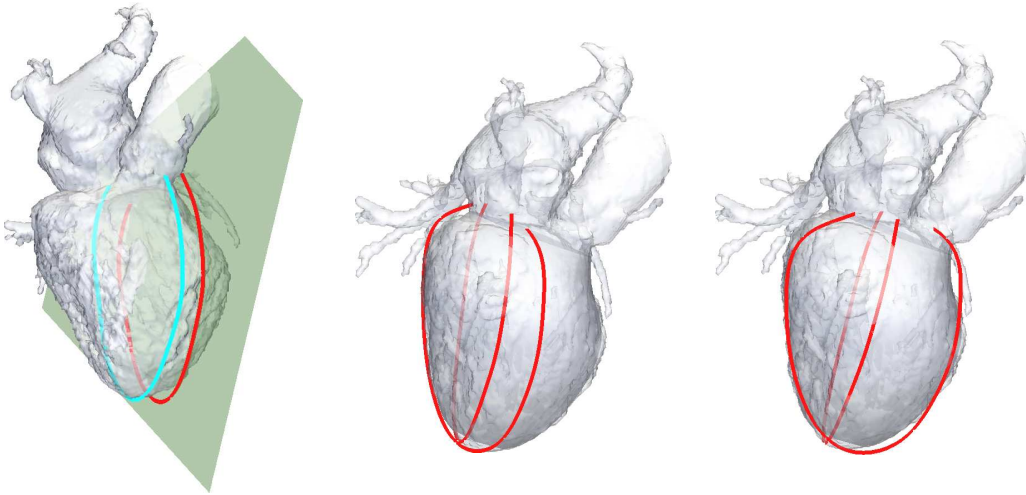


Figure 4.32 – Sensibilité de la méthode à l’initialisation (à gauche) et à la pondération χ_{4-cav} (au centre pour une pondération faible $\sigma_{4-cav} = 25^\circ$, à droite pour une pondération plus forte $\sigma_{4-cav} = 10^\circ$).

Lorsque les contours pour les coupes apicales deux et quatre cavités sont présents, le recalage s’effectue simultanément en calculant une métrique globale considérant les deux contours d’échographie et la surface scanner. Grâce aux informations données par la séparation du VG ou sa modélisation (apex, grand axe, estimation de la normale du plan US), l’initialisation est effectuée relativement proche du résultat voulu comme illustré sur la figure 4.33.

Approche dynamique. Pour l’approche dynamique, la métrique présente moins de minima locaux sur les données simulées. Nous avons représenté à la figure 4.34 un exemple de l’évolution de la métrique “dynamique” autour de la position d’initialisation de l’optimisation (en 0) pour la base P04 en coupe apicale quatre cavités (la métrique se comporte de manière similaire pour les autres bases). Pour ces graphes, nous faisons varier un paramètre caractérisant une transformation élémentaire et observons la valeur de la métrique : une rotation autour du grand axe de -90° à 90° d’une part et une translation de -20 mm à 15 mm selon la normale du plan d’initialisation d’autre part. En rotation autour du grand axe comme en translation, nous observons un minimum net aux alentours de la position de l’initialisation et peu de minima locaux, conformément à l’étude sur données simulées.

Une métrique plus régulière donne une sensibilité à l’initialisation moins forte comme le montre l’exemple de la figure 4.35 pour lequel deux initialisations éloignées donnent des résultats proches : l’angle entre les deux plans estimés est de 3.94° et la droite formée par l’intersection des deux plans est à une distance de 0.23 mm de l’apex défini pour le recalage.

L’observation dans le temps des descripteurs de Fourier (cf. figures 4.36 et 4.37) montre des similarités entre les courbes US et CT de descripteurs du même ordre. Ces similarités sont surtout vérifiées pour les ordres faibles c’est-à-dire les déformations globales du VG. Par exemple, les deux premiers descripteurs représentent l’évolution des deux demi-axes d’une approximation

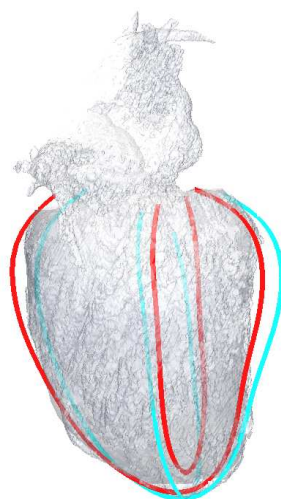


Figure 4.33 – Initialisation et résultat de la méthode de recalage après optimisation : position d'initialisation des contours US en cyan et position des mêmes contours après optimisation en rouge pour le patient P01, instant scanner 00%

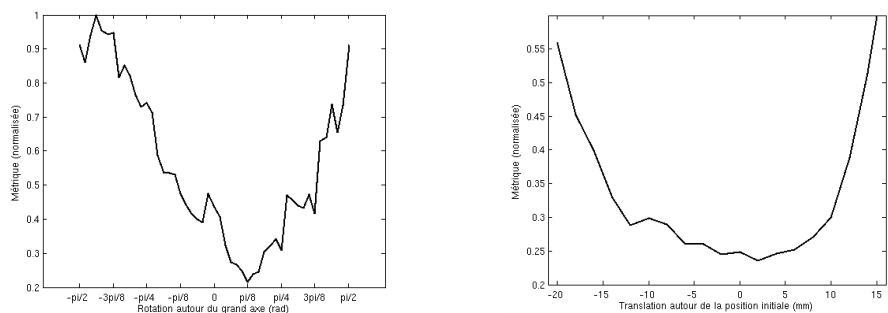


Figure 4.34 – Évolution de la métrique autour de la position d'initialisation à 0. À gauche : rotation autour du grand axe (rad). À droite : translation selon la normale du plan apical quatre cavités (mm)

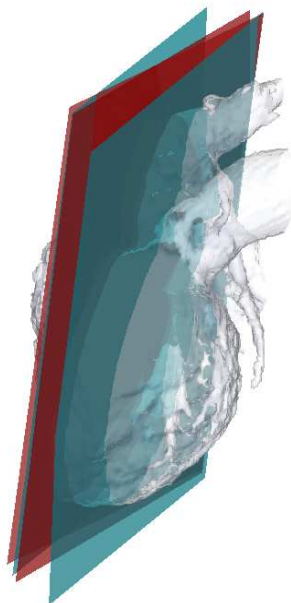


Figure 4.35 – Pour deux initialisations différentes (plans bleus), nous obtenons (plans rouges) après optimisation par l’approche dynamique deux résultats proches (par rapport aux dimensions du VG : l’angle entre les normales des deux plans estimés est de 3.94°).

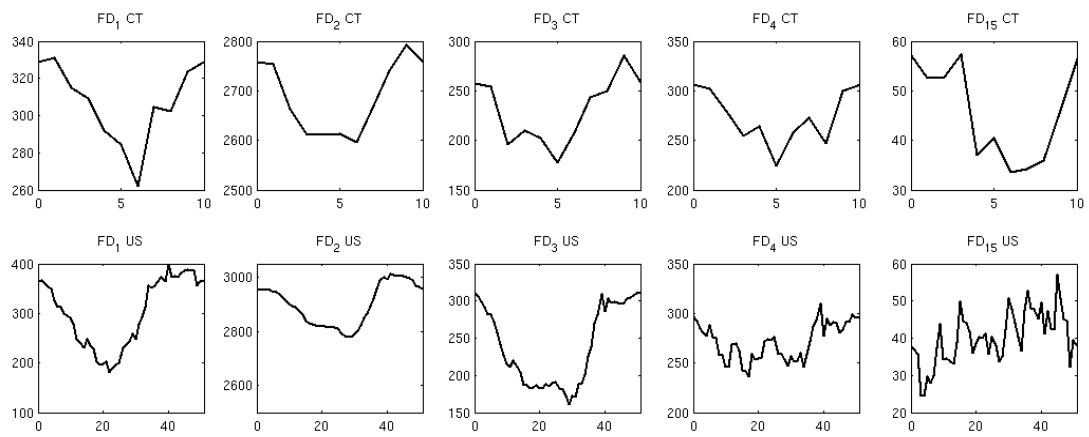
elliptique de notre contour. Il s’agit principalement de l’information de contraction et de dilatation du VG dans le cycle cardiaque. Les descripteurs d’ordre élevé représentent les harmoniques de rang supérieur, c’est à dire les composantes haute fréquence du mouvement. L’énergie des signaux et donc l’information la plus représentative du mouvement se situe sur les premiers coefficients. Les modules des descripteurs décroissent pour des ordres élevés (il y a un rapport de 100 entre les modules des coefficients à l’ordre 1 ou 2 et les modules des coefficients à l’ordre 4).

Notre métrique se base, par la “Déformation Temporelle Dynamique”, sur l’allure de ces courbes (avec pondération en $\frac{1}{n}$ selon l’ordre $n \in \{1, \dots, N\}$) et donc l’information de mouvement.

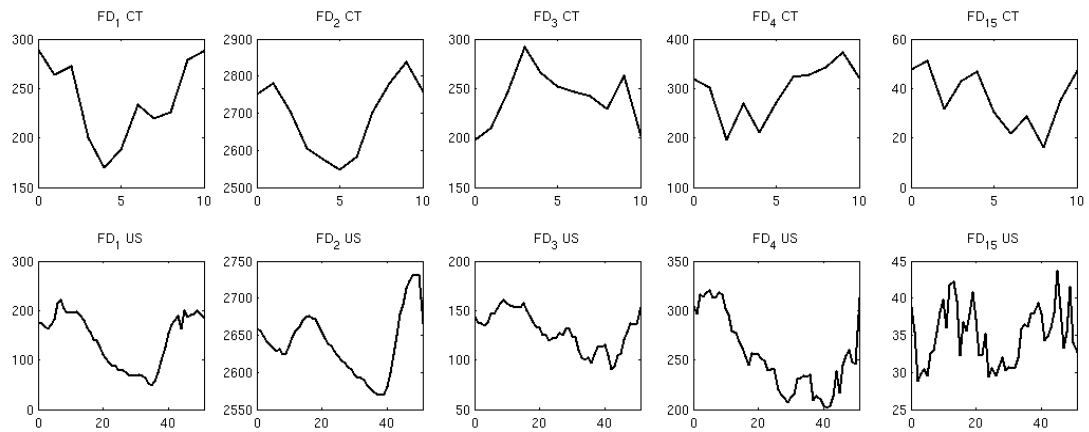
Ces raisons nous confortent dans le choix d’une approche dynamique et dans l’efficacité que peut avoir une optimisation de type descente de gradient. Pour une vingtaine d’itérations (sans compter la recherche du pas de descente par recherche linéaire), nous obtenons convergence de l’algorithme d’optimisation. L’évolution de la métrique au cours du processus d’optimisation (cf. figure 4.38) montre une forte décroissance pour les premières itérations et puis lente lorsqu’on approche de la convergence.

L’approche dynamique considère une information de mouvement des contours extraits des images ou volumes à recaler. Nous utilisons chacun des contours dans son cycle cardiaque, là où l’approche statique ne considèrerait qu’un seul instant des deux modalités. Cependant et contrairement à l’approche statique, nous traitons ici séparément les coupes US deux cavités et quatre cavités car :

- nous ne considérons pas de relation (hormis lors de l’initialisation) entre les deux plans

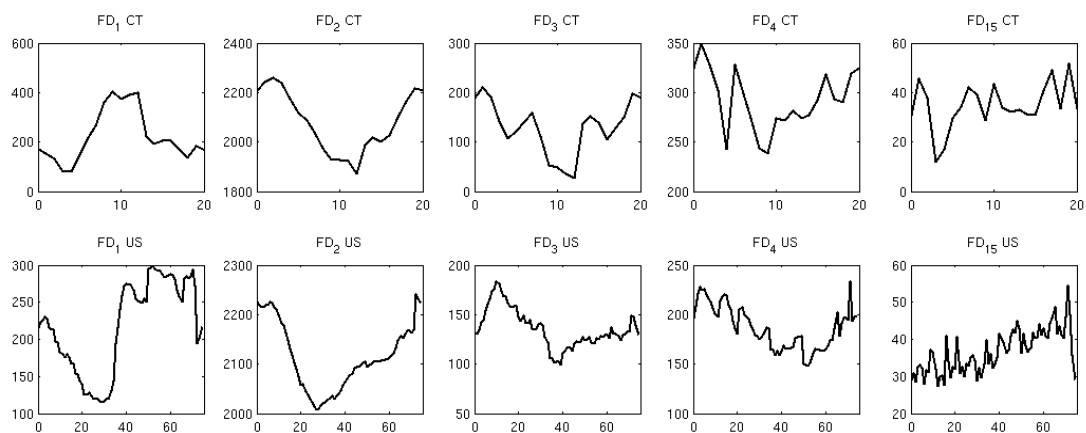


(a) P01, plan apical deux cavités

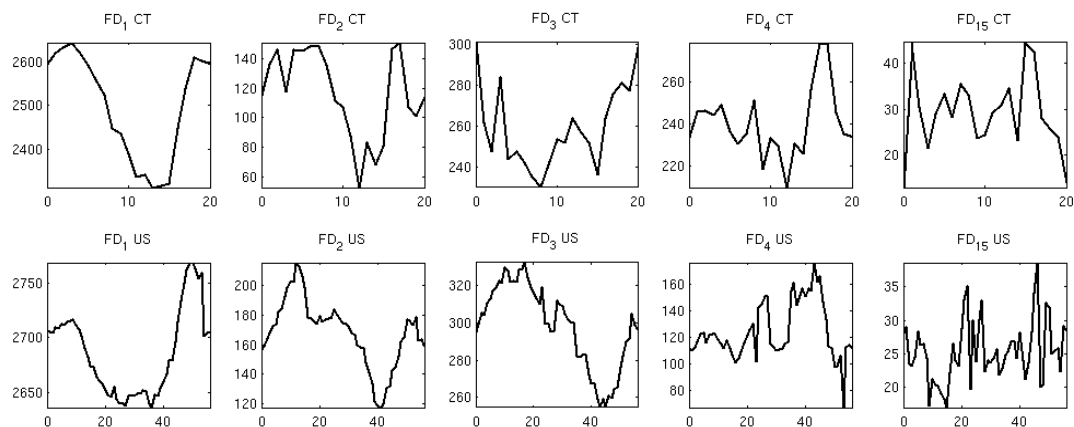


(b) P01, plan apical quatre cavités

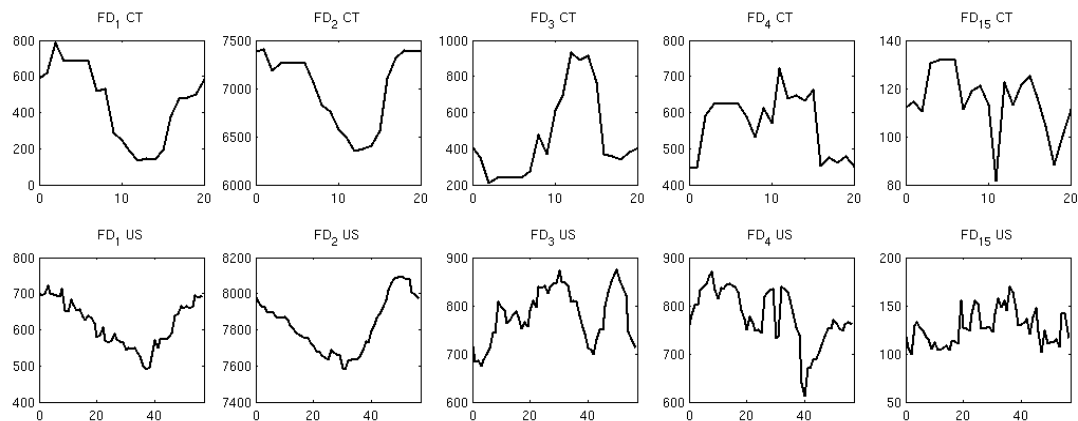
Figure 4.36 – Évolution dans le cycle cardiaque des descripteurs de Fourier à différents ordres (par colonne $FD=1, 2, 3, 4$ et 15) pour la base P01, en vues apicales deux cavités (a) et quatre cavités (b). Visualisation des descripteurs des contours extraits de l'imagerie scanner dans le plan US (première ligne) et des descripteurs des contours extraits de l'échocardiographie (deuxième ligne).



(a) P03, plan apical quatre cavités



(b) P04, plan apical deux cavités



(c) P04, plan apical quatre cavités

Figure 4.37 – Évolution dans le cycle cardiaque des descripteurs de Fourier (“FD”) à différents ordres (par colonne $FD=1, 2, 3, 4$ et 15) pour les bases P03 (seule la vue en quatre cavités est disponible) et P04, en vues apicales deux cavités (b) et quatre cavités (a,c). Visualisation des descripteurs des contours extraits de l’imagerie scanner dans le plan US (première ligne) et des descripteurs des contours extraits de l’échocardiographie (deuxième ligne).

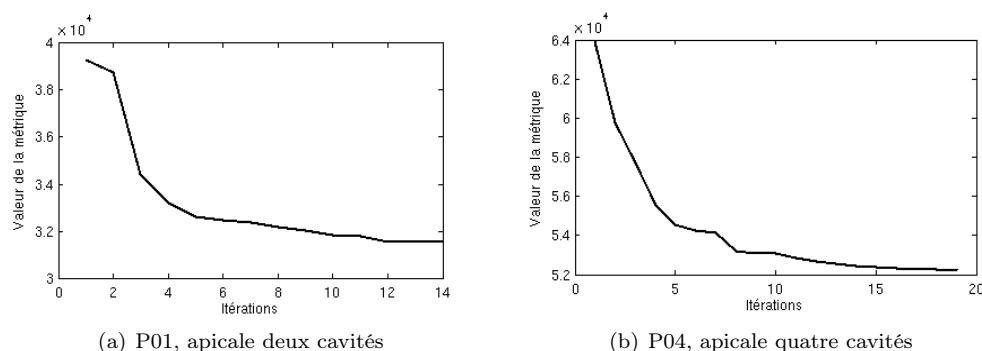


Figure 4.38 – Valeur de la métrique en fonction des itérations de la descente de gradient. Il y a convergence (selon les critères d'arrêt de l'algorithme) au bout de 14 itérations dans le cas de la base P01 pour la coupe apicale deux cavités (a) et au bout de 19 itérations dans le cas de la base P04 pour la coupe apicale quatre cavités.

apicaux deux ou quatre cavités,

- les acquisitions des différentes coupes ne sont pas faites simultanément, aussi le nombre d'instant peut être différent d'une vue à l'autre ce qui ne permet pas de considérer l'ensemble de l'acquisition US et de la traiter globalement dans l'approche dynamique développée.

Toutefois, une quasi-orthogonalité est observée entre les plans estimés après recalage (figure 4.39).

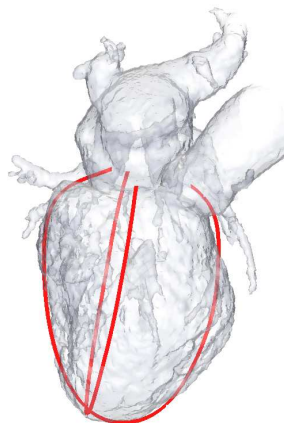


Figure 4.39 – Observation de l'orthogonalité des deux contours recalés (en rouge) sur la surface scanner segmentée (en blanc) à l'instant 00% pour le patient P04.

Ces éléments d'évaluation permettent de mettre en avant les points forts et faibles des méthodes de recalage US / CT développées : l'approche dynamique et particulièrement sa métrique semble adaptée aux données dynamiques traitées, cependant l'optimisation au sein de nos méthodes de recalage reste à améliorer.

Pour compléter l'évaluation, une validation qualitative n'est pas suffisante. Une validation quantitative peut être obtenue si une vérité terrain est connue. Une acquisition sur animal (cochon) avec marqueurs implantés (marquant l'endocarde) ainsi qu'une évaluation sur fantôme

physique sont envisagées. Elles permettraient de valider notre méthode par l'accès à la mesure de l'erreur en connaissant une vérité terrain. Les difficultés techniques liées à de telles mises en place n'ont pas permis de les réaliser pendant cette thèse.

4.4.2.3 Résultats de l'approche statique

L'approche statique consiste en un recalage à un instant fixe (pris au pied du complexe QRS de l'ECG) d'une surface segmentée issue de la base scanner et d'un contour issu de l'extraction de ligne centrale du myocarde sur les images d'échocardiographie (cf. section 1.4.6). Le plan correspondant au plan d'acquisition échographique est recherché dans le volume scanner. Le procédé de recalage est géométrique et considère une information anatomique *a priori* portant sur la position approximative du plan d'acquisition échographique (cf. section 3.4.1).

Les patients pour lesquels nous disposons de suffisamment de données (cf. tableau 4.4) sont les patients P01 (contours pré et post-implantation, en coupes apicales quatre et deux cavités), P03 (contours pré-implantation en coupe apicale quatre cavités) et le patient P04 (contours pré et post-implantation, en coupes apicales quatre et deux cavités). La méthode développée prend en compte un nombre variable de données d'entrée (un ou deux contours d'échographie), mais le recalage sera d'autant plus fiable que le nombre d'informations (et donc le nombre de vues) sera grand. En effet, pour un nombre élevé de données d'entrée, un grand nombre de connaissances *a priori* sera considéré. Les résultats pour les patients cités sont présentés ci-dessous.

Afin de situer les éléments physiologiques (parois latérales, antérieures, inférieures et septales, ventricules et oreillettes, valves atrio-ventriculaire) présents dans les images résultats, les figures suivantes (figure 4.40) sont annotées.

Les résultats sont présentés sous forme de figures (cf. figures 4.41 et 4.42). Pour chaque patient, nous donnons (à gauche) le résultat de l'optimisation en comparaison de l'initialisation, (au centre) la coupe de la base scanner correspondant au plan obtenu et (à droite) la vue de l'échocardiographie correspondant.

Les imageries par ultrason et scanner étant basées sur des principes physiques d'acquisition différents, nous n'observons pas les mêmes éléments anatomiques dans les deux modalités : l'échocardiographie met en évidence le myocarde, l'imagerie scanner le myocarde et les cavités (mais sont ici retenues les cavités, plus facilement extraites des images). Dès lors, il est difficile d'évaluer précisément les résultats de ces recalages.

Toutefois, les coupes du volume scanner concordent avec la description des vues apicales faite (cf. section 4.4.2.1) : nous retrouvons une superposition des cavités recherchées et les valves atrio-ventriculaires. Sur les images de résultat, le ventricule gauche est le mieux défini et le contour US respecte la forme de la cavité. Le recalage est ici focalisé sur la surface endocardique et les contours du VG, les autres cavités ne sont donc pas toujours observables sur la coupe scanner correspondante. Étant donné ce fait, le ventricule gauche étant la première cavité recherchée en échocardiographie, une mauvaise définition des autres cavités n'est pas nécessairement synonyme d'un mauvais recalage.

Nous nous attachons maintenant à interpréter les résultats obtenus sur base. Pour la base P01 (figure 4.41), sur la coupe apicale deux cavités, l'initialisation se fait, de par la définition du grand axe donnée par les résultats précédents, assez loin de la position attendue : l'oreillette ne fait pas partie du plan de coupe. Le recalage et l'optimisation permettent de ramener le plan de coupe sur l'oreillette. La coupe apicale quatre cavités semble de bonne incidence (bonne visualisation des cavités) mais est sans doute positionnée de manière excessive sur la paroi antérieure du VG, l'oreillette gauche n'est pas coupée selon son axe, et seule une partie en est visible.

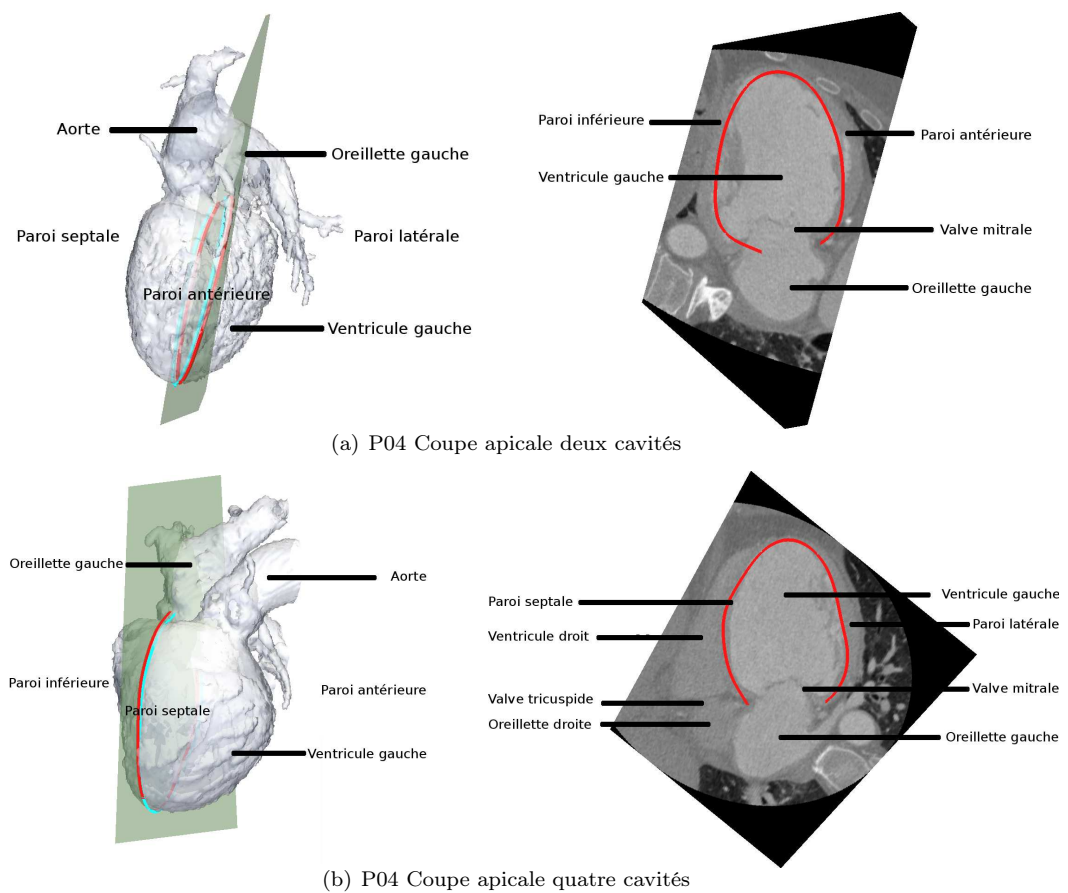


Figure 4.40 – Résultats annotés de recalage US / MSCT par l'approche statique (base P04). En cyan : initialisation de l'optimisation. En rouge : contours extraits d'échocardiographies dans le repère scanner résultant de l'optimisation. Représentation sur les surfaces segmentées 3D issues de l'imagerie scanner (à gauche) et dans le plan du volume scanner correspondant au résultat du recalage (à droite).

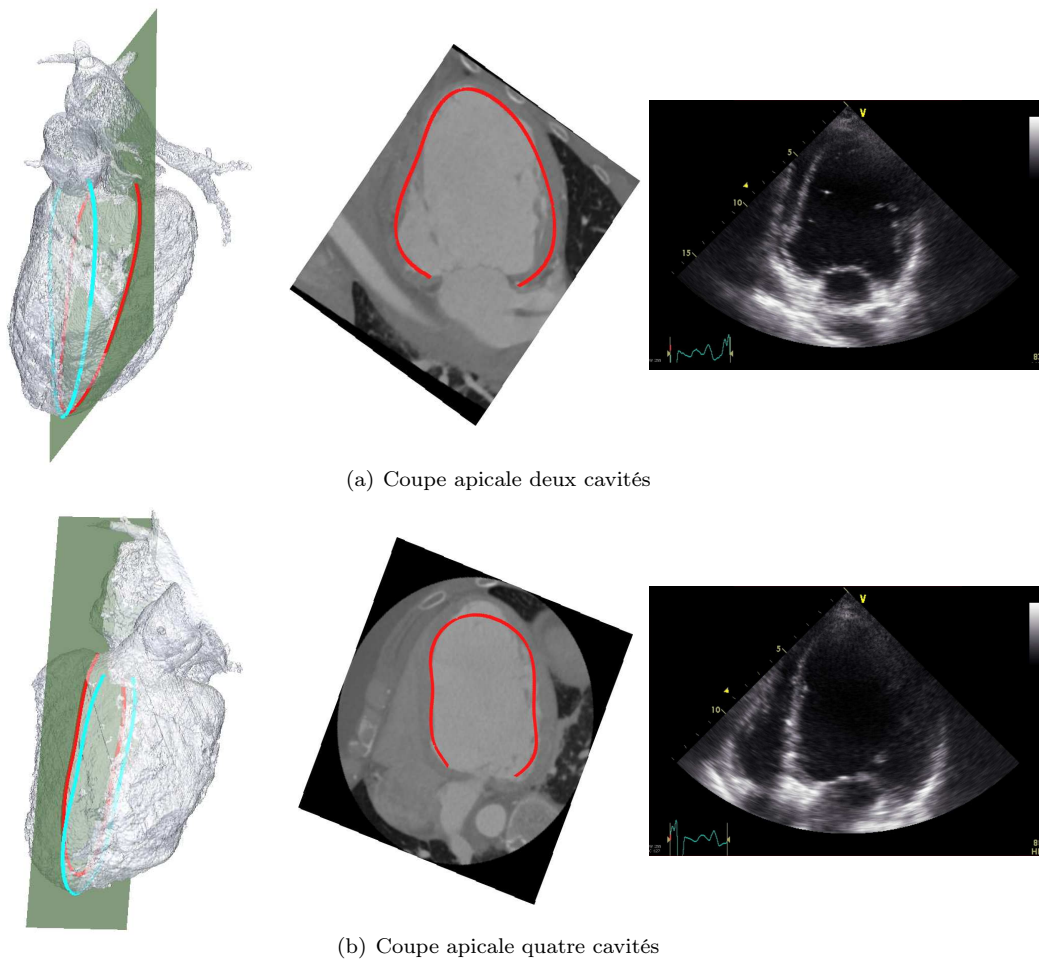


Figure 4.41 – Résultat de recalage US / MSCT par l'approche statique pour le patient P01. En cyan : initialisation de l'optimisation. En rouge : contours extraits d'échocardiographies dans le repère scanner résultant de l'optimisation. À gauche : représentation sur les surfaces segmentées 3D issues de l'imagerie scanner. Au centre : représentation dans le plan du volume scanner correspondant au résultat du recalage. À droite : échocardiographies correspondantes (d'où sont extraits les contours).

Pour la base P03, nous ne disposons que d'une seule coupe échographique. La méthode appliquée avec en entrée cette seule coupe, offre un résultat satisfaisant de la vue apicale quatre cavités (figure 4.42(a)). Cela peut s'expliquer par un bon contraste des images scanner qui offre une surface segmentée dont les formes sont bien définies et plus lisses donc plus proches (au sens de la métrique mise en place) des contours issus de l'imagerie ultrasonore.

La forme du ventricule et de l'aorte du patient P04 entraînent une forte influence de l'initialisation sur le résultat du plan apical quatre cavités. En effet, si l'initialisation du recalage est trop proche de la face antérieure, ce qui peut être la conséquence d'une mauvaise définition du grand axe, le résultat de l'optimisation tend vers un minimum qui situe le plan apical quatre cavités dans une position très antérieure qui ne coupe pas l'oreillette gauche. Pour une initialisation proche du résultat escompté, l'optimisation ne se déplace que faiblement dans l'espace des paramètres, et le résultat est encourageant : nous observons (figures 4.42(b) et 4.42(c)) les deux cavités du cœur gauche sur la vue apicale deux cavités. Sur la vue apicale quatre cavités, les cavités gauches et droites apparaissent bien recalées sans visualisation de l'aorte.

Les résultats de cette méthode de recalage appliquée aux données réelles, ont été validés visuellement par un expert : les plans obtenus et les images de coupe scanner coïncident avec les plans acquis en échocardiographie. Même si nous ne connaissons pas de manière certaine la position du plan US dans le repère scanner, nous pouvons évaluer la précision de la méthode en considérant qu'une erreur de 20° conduit à un déplacement maximal de la mesure (en considérant les dimensions moyennes du VG des patients de notre étude) de 39 mm. Compte tenu de l'interprétation réalisée ensuite par segments anatomiques de l'ordre de quelques centimètres, cette précision est supposée acceptable.

4.4.2.4 Résultats par l'approche dynamique

L'approche dynamique est testée sur les mêmes bases de patients, avec les mêmes initialisations que pour la méthode statique.

Plans de coupe résultants de la méthode dynamique. Les coupes apicales deux cavités obtenues (figures 4.43(a) et 4.44(b)) laissent parfaitement apparaître les deux cavités du cœur gauche ainsi que la valve atrio-ventriculaire. L'allure du contour issu de l'échocardiographie est éloignée au niveau basal de la forme de l'endocarde visible sur l'imagerie scanner. Ce phénomène s'explique par le fait que cette deuxième méthode n'est plus basée uniquement sur la forme des contours mais aussi sur leur évolution dans le temps. D'autre part, les contours US sont une représentation dans un plan de coupe de la ligne centrale du myocarde et non de l'endocarde.

Les coupes apicales quatre cavités obtenues (figures 4.43(b), 4.44(a) et 4.44(c)) correspondent à un plan de vue offrant une bonne visualisation des ventricules et de l'oreillette droite ainsi que des valves atrio-ventriculaires. En particulier, nous obtenons une bonne visualisation de la valve mitrale. Le procédé de "Déformation Temporelle Dynamique" vise à mettre en correspondance deux objets évoluant dans deux bases de temps différentes. Cependant, le fait de n'avoir que dix instants utilisables pour les surfaces scanner du patient P01, comparés aux cinquante-deux instants en échocardiographie, pénalise notre méthode et limite la qualité des résultats.

En particulier, pour le patient P03, même s'il y a une amélioration comparativement à l'approche statique, l'oreillette gauche reste mal visualisée. Pour ce même patient, apparaît sur le plan de coupe retenu la chambre et la valve aortique, ce qui tend à rapprocher le résultat d'une coupe apicale cinq cavités. Le résultat semble acceptable malgré l'aperçu du début de l'aorte ainsi qu'une mauvaise visualisation de la valve tricuspide (atrio-ventriculaire droite).

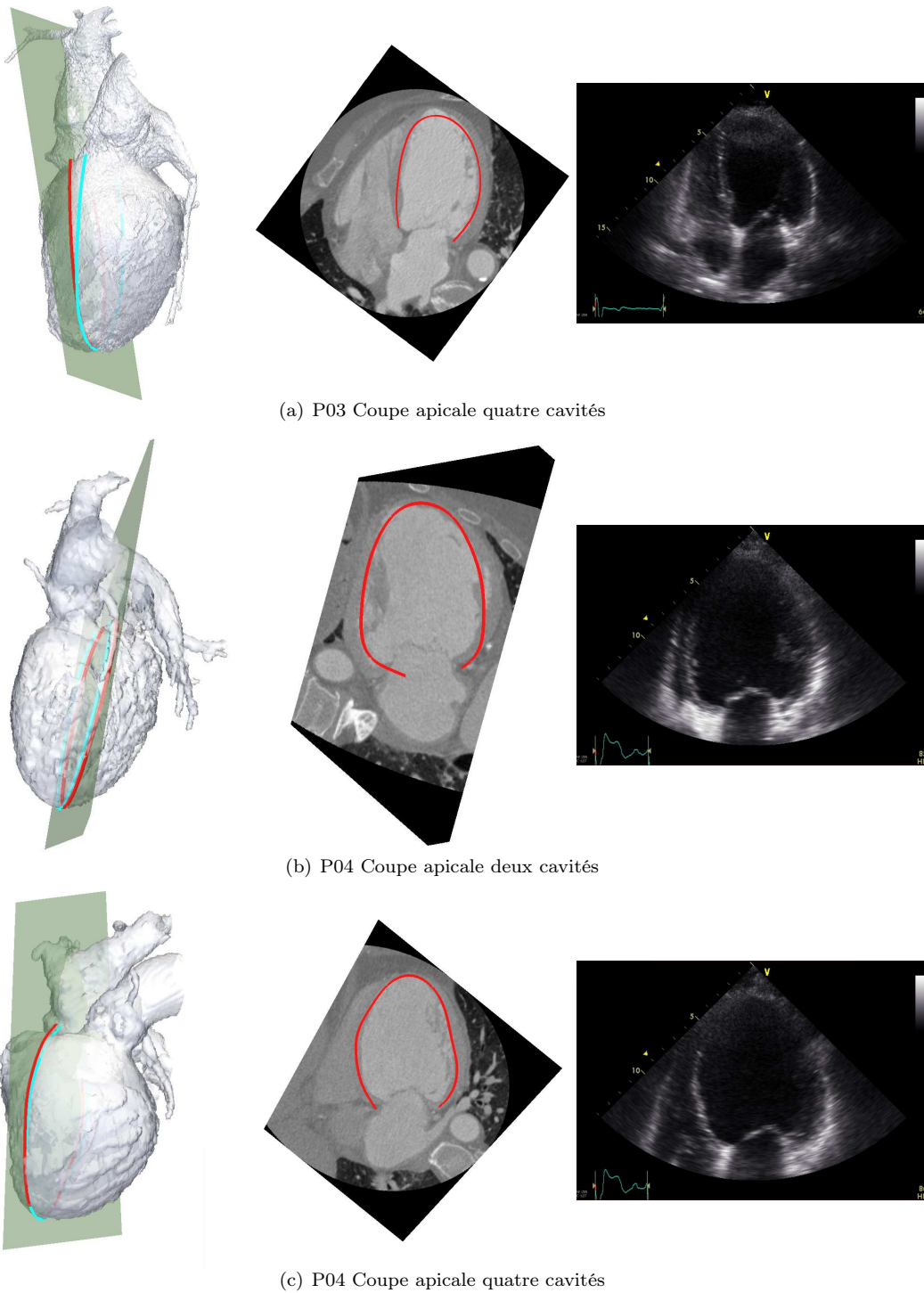
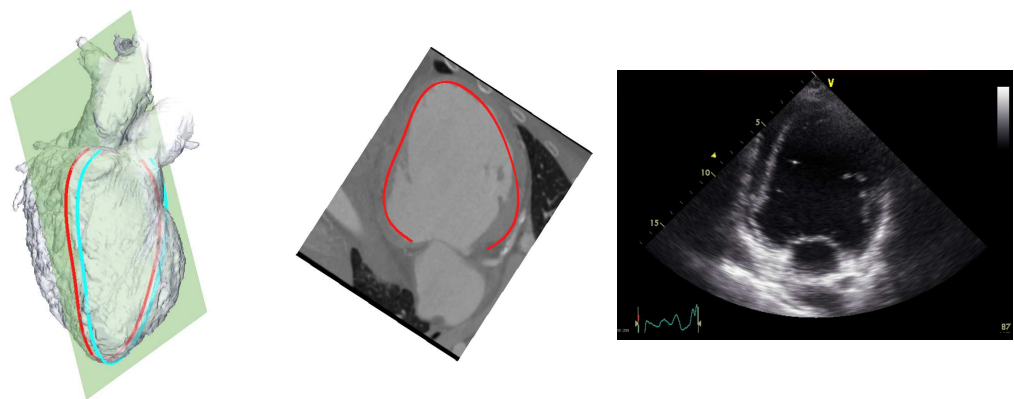
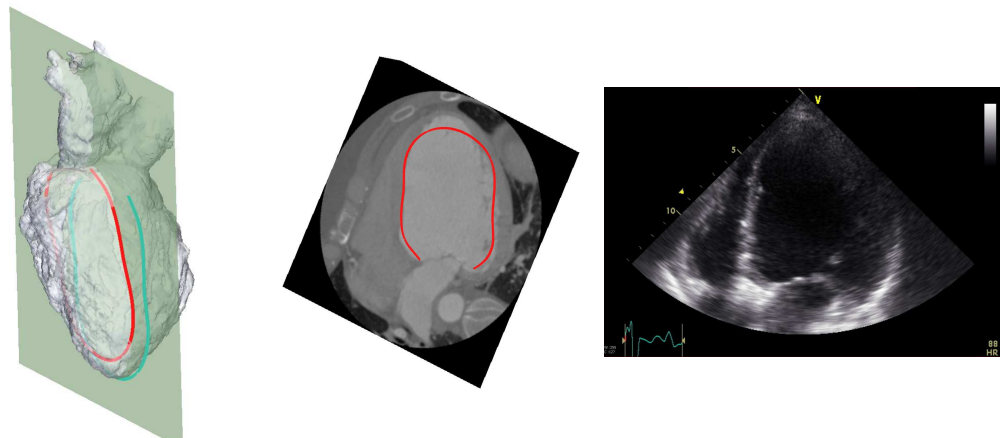


Figure 4.42 – Résultat de recalage US / MSCT par l'approche statique pour les patients P03 et P04. En cyan : initialisation de l'optimisation. En rouge : contours extraits d'échocardiographies dans le repère scanner résultant de l'optimisation. À gauche : représentation sur les surfaces segmentées 3D issues de l'imagerie scanner. Au centre : représentation dans le plan du volume scanner correspondant au résultat du recalage. À droite : échocardiographies correspondantes (d'où sont extraits les contours).

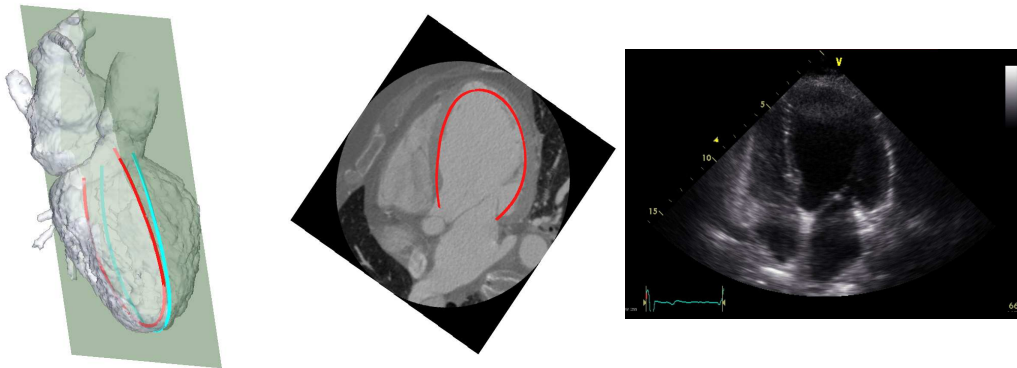


(a) P01 Coupe apicale deux cavités

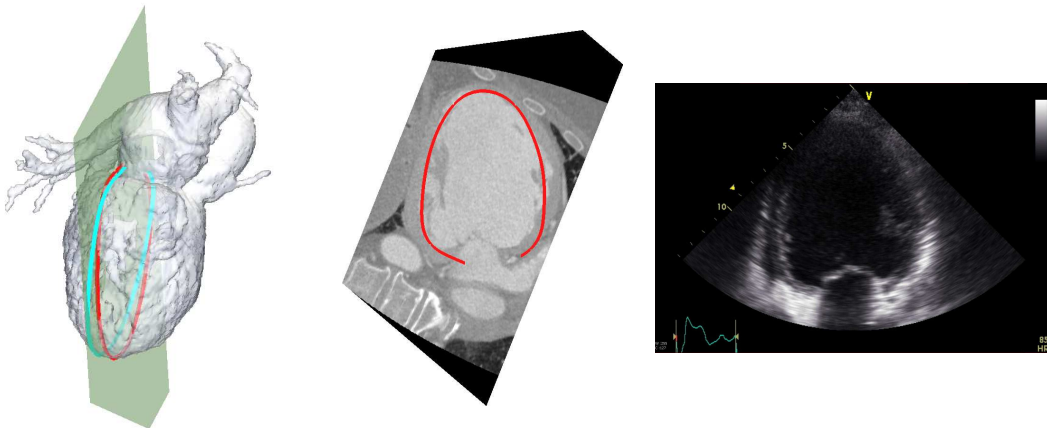


(b) P01 Coupe apicale quatre cavités

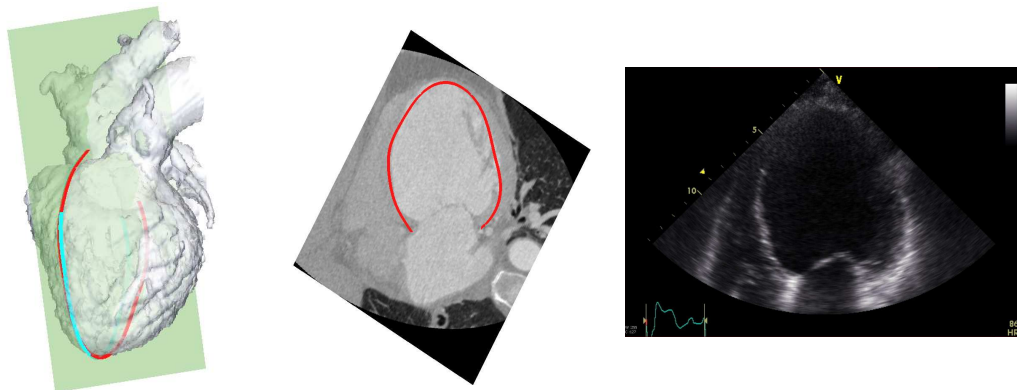
Figure 4.43 – Résultat de recalage US / MSCT par l'approche dynamique pour le patient P01, coupes apicales deux cavités (a) et quatre cavités (b). En cyan : initialisation de l'optimisation. En rouge : contours extraits d'échocardiographies dans le repère résultant de l'optimisation. À gauche : représentation sur les surfaces segmentées 3D issues de l'imagerie scanner. Au centre : représentation dans le plan du volume scanner correspondant au résultat du recalage. À droite : échocardiographies correspondantes (d'où sont extraits les contours).



(a) P03 Coupe apicale quatre cavités



(b) P04 Coupe apicale deux cavités



(c) P04 Coupe apicale quatre cavités

Figure 4.44 – Résultat de recalage US / MSCT par l'approche dynamique pour les patients P03 et P04, coupes apicales deux cavités et apicale quatre cavités. En cyan : initialisation de l'optimisation. En rouge : contours extraits d'échocardiographies dans le repère résultant de l'optimisation. À gauche : représentation sur les surfaces segmentées 3D issues de l'imagerie scanner. Au centre : représentation dans le plan du volume scanner correspondant au résultat du recalage. À droite : échocardiographies correspondantes (d'où sont extraits les contours).

De même que pour la méthode de recalage par approche statique, les plans résultants du recalage par approche dynamique sur données réelles, ont été validés de manière visuelle par un expert. Le fait que les plans estimés correspondent à des vues d'échocardiographie apicale deux cavités et quatre cavités et que les plans sont quasi-orthogonaux fournissent de premiers éléments de validation.

Comparaison avec l'approche statique Nous présentons les résultats de l'approche dynamique en comparaison de ceux de l'approche statique pour le patient P04. Il s'agit du patient dont les données sont les plus complètes : nous disposons des contours US pour les vues apicales deux et quatre cavités (non disponible pour P03) mais également des 20 instants scanner (non disponible pour P01).

Pour les mêmes initialisations, les résultats sont sensiblement proches entre les deux méthodes (cf. figure 4.45). Le résultat de l'approche dynamique pour la coupe apicale deux cavités présente une normale qui place le plan dans une position plus latérale que le résultat de la méthode statique. Le résultat pour la vue apicale quatre cavités à l'inverse coupe l'oreillette en son milieu par rapport à l'approche statique. La figure 4.46 montre les différences sur les résultats de coupes équivalents à l'échocardiographie. Il est à noter que l'acquisition échocardiographique transthoracique ne permet pas toujours d'avoir des vues apicales deux ou quatre cavités parfaites, ceci par l'anatomie même du patient (placement des côtes par rapport au myocarde). De plus, l'information recherchée en échocardiographie est l'information de déplacement des parois myocardiques et des valves, en l'occurrence nos données sont focalisées sur le ventricule gauche et la valve mitrale. L'échographe cherche à visualiser principalement le ventricule gauche. De ce fait, l'oreillette estompée de la vue apicale deux cavités n'est pas nécessairement le résultat d'un mauvais recalage. Les deux résultats sont acceptables mais nous ne pouvons pas dire lequel est le plus proche du plan échographique acquis.

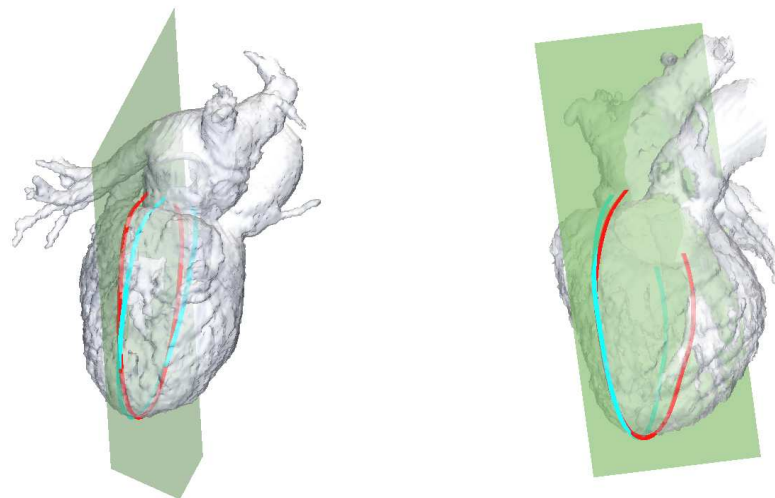


Figure 4.45 – Comparaison du résultat de recalage par l'approche statique et l'approche dynamique. En cyan : résultat par l'approche statique. En rouge et plan vert : résultat par l'approche dynamique. À gauche : vue apicale deux cavités. À droite : vue apicale quatre cavités.

En échocardiographie transthoracique, les plans d'acquisition en coupe apicale ne sont pas, en pratique, parfaitement orthogonaux. La principale raison vient de l'anatomie même du patient.

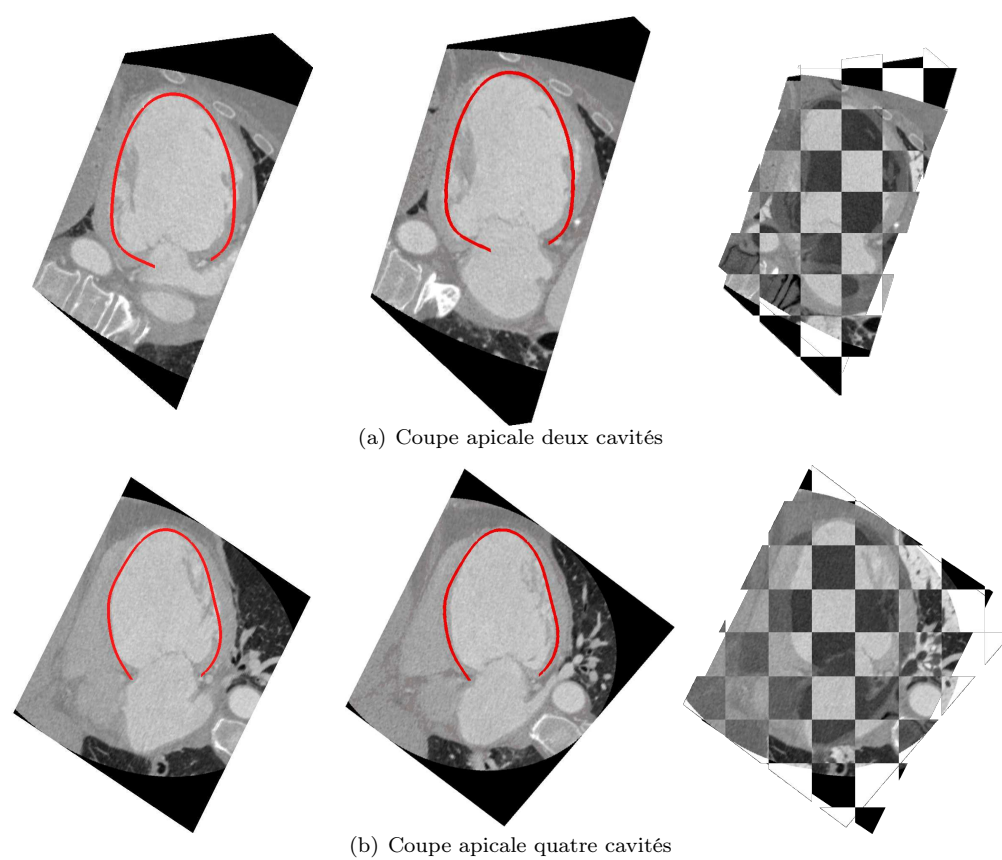


Figure 4.46 – Comparaison des plans de coupe obtenus par les deux approches développées. À gauche : approche dynamique. Au centre : approche statique. À droite : superposition en damier des deux images.

L'angle formé par les plans en coupe deux et quatre cavités est de $90 \pm 10^\circ$. Le tableau 4.9 suivant donne les angles entre les normales aux plans résultants des méthodes de recalage par les deux approches développées. L'orthogonalité des plans est respectée à $\pm 7^\circ$ pour l'une et

| Base | Orthogonalité | |
|------|-------------------|--------------------|
| | Approche statique | Approche dynamique |
| P01 | 85.06° | 92.43° |
| P04 | 91.02° | 83.31° |

Tableau 4.9 – Orthogonalité des plans apicaux obtenus par les deux méthodes proposées de recalage US / MSCT : angle (en degré) entre les plans apicaux deux et quatre cavités pour les patients P01 et P04 (pour la base P03, seule la coupe quatre cavités est disponible).

l'autre méthode. Ces valeurs permettent de confirmer le réalisme de nos résultats qui sont en accord avec l'intervalle de confiance obtenu dans la pratique.

Nous donnons également les angles entre les plans issus des deux méthodes proposées (tableau 4.10). Nous observons une moyenne sur ces valeurs de 7.04° et un écart type de 2.90° . Ces valeurs sont à situer dans le contexte de l'échocardiographie transthoracique pour laquelle

| Base | Angle entre les plans | |
|------|-----------------------|-----------|
| | 2 cavités | 4 cavités |
| P01 | 11.46° | 3.53° |
| P03 | - | 6.94° |
| P04 | 7.46° | 5.82° |

Tableau 4.10 – Comparaison des plans résultant des méthodes de recalage par l'approche statique et par l'approche dynamique : mesure de l'angle (en degré) formé par les normales des plans en vue apicale deux cavités et quatre cavités. “-” : donnée indisponible (pas de coupe deux cavités pour la base P03).

une acquisition de grande précision est difficile et parfois impossible compte tenu de la physiologie du patient de même qu'il existe une grande variabilité inter-opérateurs. Dans le contexte considéré, les valeurs angulaires obtenues sont faibles et les résultats peu éloignés, ce qui se confirme par le fait que selon l'échographiste, pour l'une et l'autre des méthodes, les résultats sont plausibles et cohérents.

Les deux méthodes développées donnent finalement des résultats peu éloignés mais la méthode dynamique est plus rigoureuse et du fait qu'elle considère l'ensemble des données temporelles, elle nécessite moins d'*a priori*, donc est plus facilement transposable à une autre modalité (IRM par exemple).

Dans les étapes qui vont suivre pour le calcul de délais électromécaniques locaux (cf. chapitre 5), nous retenons cette approche.

Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre les résultats des méthodes de pré-traitement et de recalage développées. Ces méthodes représentent la première étape des travaux d'association et de fusion entrepris.

Nous avons extrait des descriptions précises de l'apex, du grand axe du VG et du plan valvulaire mitral. Ces informations anatomiques nous ont permis de proposer une modélisation géométrique dynamique du ventricule gauche, testée sur les données des quatre patients de la

base IMOP. Les qualités du modèle géométrique dynamique du VG développé, avec une résolution spatiotemporelle variable et sélectionnée au choix, nous ont amené à proposer l'utilisation de ce modèle géométrique dynamique comme support de la fusion d'informations multimodales.

Dans le cadre de la fusion de différentes modalités, il est également envisageable d'appliquer nos méthodes à des surfaces segmentées issues d'IRM par exemple et ainsi de tirer parti des descripteurs fournis par cette modalité.

Pour les quatre patients retenus, nous avons appliqué notre méthode semi-automatique de recalage de cartographies électroanatomiques et d'images scanner. Les effets de la CRT sur le remodelage du cœur (cf. section 1.3.1.5) peuvent s'avérer pénalisants dans une étape de recalage entre données pré et post-implantation. Ceci explique en partie la forte différence géométrique des surfaces recalées qui ne nous permet pas d'évaluer précisément les résultats. Toutefois, des éléments d'évaluation qualitative sont proposés ultérieurement dans ce manuscrit, à partir des informations électriques et de la position de la sonde de stimulation ventriculaire gauche enregistrée en cours d'implantation.

Concernant le recalage entre images scanner et échographiques, nous avons, sur les données de trois patients, présenté les résultats des deux méthodes de recalage développées : une approche statique et une approche dynamique. Nous observons peu de différences entre les résultats des deux méthodes. Les résultats de ces recalages ont été validés visuellement par l'expert.

Des éléments d'évaluation ont été présentés sur données simulées : les métriques proposées ont un comportement satisfaisant notamment pour l'approche dynamique et les résultats obtenus sont acceptables en supposant un écart sur l'initialisation de $\pm 10\%$ par rapport au résultat recherché.

Sans remettre en cause les méthodes, des améliorations certaines pourraient être apportées afin de diminuer la sensibilité des deux méthodes à l'initialisation.

Nous envisageons également de compléter cette évaluation grâce à des expérimentations animales.

Dans le cadre de l'optimisation de la CRT, il est important de déterminer les segments du myocarde présentant des défauts électriques ou mécaniques caractéristiques de l'asynchronisme. Les techniques de recalage présentées dans ce chapitre permettent d'accéder de manière locale :

- à l'information anatomique et fonctionnelle ainsi qu'à la description du réseau veineux à partir du scanner,
- à l'information électrique des cartographies électroanatomiques,
- et à l'information mécanique de *strain* et de déplacement de l'échocardiographie.

Ces éléments d'information sont, à la suite du recalage, regroupés et représentés dans un même environnement, sur un support géométrique anatomique dynamique.

Le chapitre suivant présente les méthodes développées et les résultats de l'association de ces informations pour l'extraction de descripteurs de l'asynchronisme dans le cadre de l'optimisation de la thérapie de resynchronisation cardiaque.

Références

- [Fleureau, 2008] FLEUREAU, J. (2008). *Intégration de données anatomiques issues d'images MSCT et de modèles électrophysiologique et mécanique du cœur*. Thèse de doctorat, Université de Rennes 1.
- [Fleureau *et al.*, 2008] FLEUREAU, J., GARREAU, M., SIMON, A., HACHEMANI, R. et BOULMIER, D. (2008). Assessment of global cardiac function in MSCT imaging using fuzzy connectedness segmentation. *In Computers In Cardiology*, pages 725–728.

Chapitre 5

Fusion de données électriques, mécaniques et anatomiques cardiaques

Introduction

La fusion de données vient en aval de la segmentation et du recalage et est tout aussi fondamentale en recherche médicale où la combinaison d'informations provenant de sources multiples est d'un apport certain.

Dans ce chapitre, nous proposons tout d'abord une introduction à la fusion en traitement d'images, avec une focalisation sur l'association de données. Ensuite nous décrivons les méthodes proposées pour la fusion d'informations anatomiques, électriques et mécaniques.

Dans un premier temps, nous présentons la méthode de projection des informations d'activation électrique issues de l'EAM sur la représentation anatomique du cœur extraite des images scanner. Les résultats sur données réelles sont illustrés et interprétés pour chacun des patients considérés. Des éléments d'évaluation quant à la qualité des résultats obtenus sont proposés grâce à la mise en regard des sites de première activation électrique (en stimulation biventriculaire) avec la position des sondes de stimulation. Cette position est déterminée grâce aux angiographies acquises lors de l'implantation et est localisée sur les images scanner grâce à une étape de recalage.

Dans un second temps, l'ensemble les informations électriques et mécaniques (issues de l'échographie) sont combinées afin de proposer un nouveau descripteur du couplage électromécanique : le délai électromécanique local.

5.1 Fusion de données en imagerie

Nous donnons ici une définition de la fusion de données et une brève description des principes mathématiques sur lesquels la fusion est basée. Nous nous attacherons particulièrement sur les avancées en fusion de données en imagerie médicale cardiaque.

5.1.1 Définition de la fusion de données

Le terme “fusion de données” est largement employé pour caractériser toute combinaison de données.

Wald [Wald, 1999] propose une définition et les termes de référence en fusion de données. Selon lui : « *La fusion de données constitue un cadre formel dans lequel s’expriment les moyens et techniques permettant l’alliance des données provenant de sources diverses. Elle vise à l’obtention d’information de plus grande qualité ; la définition exacte de “plus grande qualité” dépendra de l’application.* »

Il peut s’agir de la fusion :

- d’une même information vue par différents observateurs,
- de plusieurs informations vues par un seul observateur,
- de plusieurs informations vues par plusieurs observateurs.

Que les informations proviennent d’une ou de plusieurs sources et qu’elles soient de même nature ou non, nous distinguerons deux cas de fusions, selon que les données sont en compétition ou complémentaires.

Pour des données en compétition, la nécessité d’une décision quant à la véracité de deux informations conflictuelles apparaît. La prise en compte de décision passe par la modélisation de l’information, de son imprécision et de son incertitude. Cette modélisation fait souvent appel, bien qu’il ne s’agit pas là de leur unique application, à des approches numériques basées sur des théories mathématiques statistiques comme la théorie bayésienne, la théorie de Dempster-Shafer ou la théorie des possibilités (ou ensembles flous). La définition de Bloch [Bloch, 2005] va dans ce sens : « *La fusion d’informations consiste à combiner des informations hétérogènes issues de plusieurs sources afin d’améliorer la prise en charge de décision* ». En traitement d’images, ce type de fusion est appliqué au niveau des pixels (ou voxels) des images recalées. En imagerie médicale, de telles approches ne sont pas nécessairement fondées sur les données biologiques mais le plus souvent sur la représentation de ces données, il s’agit d’une fusion d’informations iconiques.

Pour des données complémentaires, la fusion a pour but l’association d’informations. Bien que l’imprécision et l’incertitude puissent également être modélisées par les mêmes méthodes que celles citées ci-dessus, il ne s’agit plus de décision quant à quelle part d’information retenir d’un observateur. Il s’agit désormais de la stratégie à employer pour combiner les informations, les associer, en extraire de nouvelles, ou les représenter dans un même environnement. Ce type de fusion traite le plus souvent de données de dimensions spatiotemporelles et / ou de nature différentes (mais complémentaires).

Le travail proposé se place dans ce contexte de fusion de données complémentaires puisqu’il porte sur l’incorporation de données électriques, anatomiques et mécaniques décrivant un même système. Le schéma général d’une méthode de fusion dans ce cadre est décrit par la figure 5.1. Les étapes de prétraitement des données permettent la détection et l’identification des entités d’intérêt. Elle correspondent dans notre cas par exemple à la segmentation du ventricule gauche en imagerie scanner, ou à l’identification des axes décrivant le cœur à partir des cartes EAM. Ensuite, les données sont alignées pour être placées dans un même référentiel. Il s’agit ici des étapes de recalage, décrites dans les chapitres précédents. Une étape d’association des données consiste alors à combiner les différentes représentations du système observé afin d’exploiter leur complémentarité. Enfin, des traitements de plus haut niveau peuvent être utilisés de façon à estimer l’état du système et le classifier (par exemple en état normal, critique, ...). Cette étape peut reposer sur l’utilisation d’autres informations, par exemple l’historique du patient considéré ou des bases de données représentatives d’une population. Enfin, cette étape de plus haut niveau peut aussi comprendre une étape de décision dans le cadre d’une interaction avec l’environnement (décision d’acte thérapeutique par exemple).

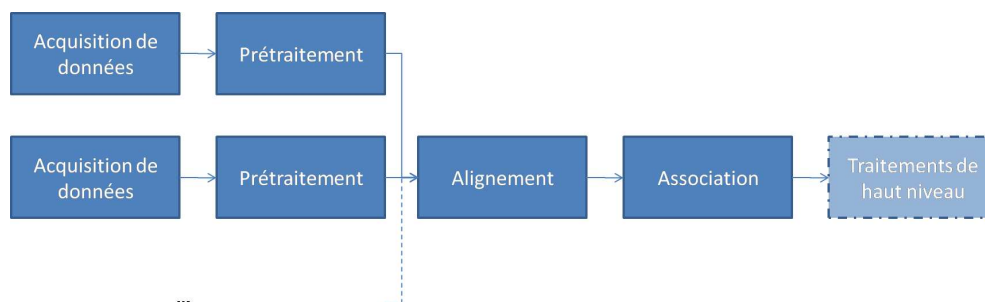


Figure 5.1 – Diagramme générique d'un système de fusion de données

Dans le cadre de ce travail, nous nous sommes limités aux premières étapes, jusqu'à l'association de données. Cette association est réalisée à travers deux facettes : d'une part la représentation combinée de données complémentaires grâce à des modes de visualisation adaptés ; d'autre part la combinaison des descripteurs électriques et mécaniques afin de générer un descripteur mixte, le délai électromécanique local.

Cette présentation des approches de fusion se prolonge donc avec les travaux portant sur les modes de représentation de données complémentaires.

5.1.2 Fusion de données complémentaires - modes de représentation

Le recours à la multimodalité en imagerie médicale offre la possibilité de comparer des données complémentaires (anatomiques, fonctionnelles, électrophysiologiques ou encore métaboliques), nécessaires aux cliniciens pour le diagnostic, le choix de thérapies ou le suivi de patients. La combinaison de ces informations dans le but d'obtenir de nouveaux marqueurs est le type de fusion que décrit cette section.

Dans ce type de fusion, on cherche avant tout la visualisation et la représentation, de la façon la plus claire et intuitive possible, de l'information combinée. Les données fusionnées peuvent être de nature ou de dimension différentes. Afin de les comparer, des modes d'intégration et de représentation dans un espace commun doivent être mis en place. L'espace de représentation doit pouvoir sur un même plan dimensionnel permettre de comparer des données de même ou de différent type (longueur, masse, temps, courant électrique, température, quantité de matière ou intensité lumineuse) qu'elles soient statiques ou dynamiques, scalaires ou vectorielles.

5.1.2.1 Développement des modes de représentations

Avec l'évolution des technologies d'acquisition et les capacités grandissantes de stockage, le volume de "données" à traiter croît exponentiellement depuis le début du siècle. La nature des données change rapidement, leurs quantités deviennent volumineuses et complexes [Friedman, 2001]. Devant cette augmentation, la visualisation de données ("*Data Visualization*") est devenue une nouvelle discipline scientifique dont le but est de restituer l'information utile de manière claire et effective au moyen d'algorithmes adaptés et d'interfaces de visualisation. Divers modes de représentation ou de visualisation de données ont été mis en place afin de restituer des informations liées. Parmi ces représentations, nous trouvons par exemple : les graphes de fonctions, les histogrammes, la cartographie, les schémas fonctionnels, les iso-courbes et iso-surfaces, la superpositions d'images, l'utilisation de codes couleurs, la stéréoscopie, les nuages de points, les cartes heuristiques, la visualisation interactive, etc.

5.1.2.2 Modélisation tridimensionnelle

Le plupart des supports graphiques de représentation sont plans. Dans le cas de la vision par ordinateur, des logiciels de modélisation tridimensionnelle donnent accès à une visualisation interactive : l'utilisateur peut interagir avec l'objet observé pour l'analyser selon toutes ses directions. Cependant, l'interface visuelle ne possède aujourd'hui que les deux dimensions d'un écran. Aussi la modélisation 3D s'est développée en offrant de nouveaux outils comme la gestion d'illumination ambiante pour faire ressortir l'impression de profondeur lors de l'observation d'un rendu. Cette technique a été utilisée par exemple en imagerie médicale pour la visualisation de fibres de la matière blanche extraites depuis une IRM de diffusion [Banks et Westin, 2007] (cf. figure 5.2). D'autres techniques de modélisation 3D pour l'amélioration de rendus sont basées

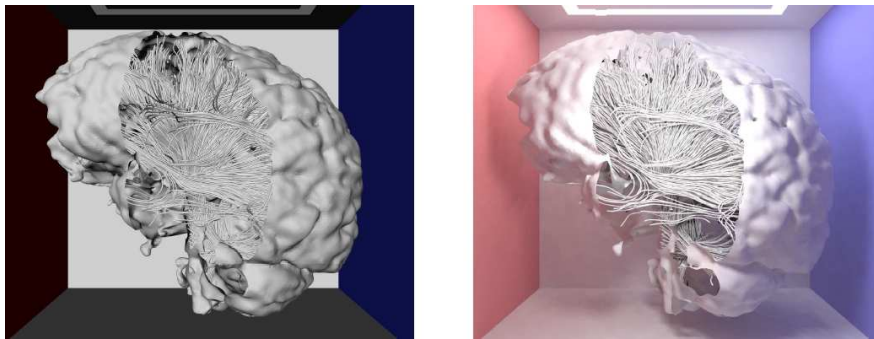


Figure 5.2 – Influence de l'illumination globale (à gauche) et ambiante (à droite) sur l'effet de profondeur. D'après [Banks et Westin, 2007].

sur la modélisation physique de réflexion, diffusion, rayonnement ou diffraction de la lumière par les objets. La fidélité à la réalité des modèles développés est rendue possible par la puissance de calcul des processeurs et des cartes graphiques.

Ces avancées en techniques de visualisation 3D permettent un meilleur rendu des résultats, mais ne sont pas suffisantes pour représenter sur un même support et en parallèle plusieurs informations faisant apparaître des données de dimensions supérieures à trois et / ou de nature différente.

5.1.2.3 Visualisation et interaction

Plusieurs méthodes permettent de représenter sur un espace à dimensions réduites un nombre d'informations supérieur au nombre de dimensions observées. Nous ne détaillerons ici que quelques modes de représentations qui semblent intéressants dans le cadre de ce travail. Les représentations les plus utilisés font sans doute appel aux codes couleurs.

Codes couleurs. La création de cartes offre une représentation spatiale d'une information scalaire. On visualise par exemple l'amplitude d'un mouvement ou l'activité électrique cérébrale.

Glyphs. D'autres modes de représentation utilisent des formes géométriques additionnelles ou "*glyphs*" à une image pour faire apparaître une information d'un autre type. Par exemple, une représentation intuitive d'un champ de déformation ou d'un gradient consiste en la superposition de flèches à une image (cf. figure 5.3). Ces formes possèdent plusieurs attributs comme leur position, leur forme ou leur couleur. Les glyphs utilisés peuvent varier selon leur forme ou leur couleur pour la visualisation de plusieurs caractères en la position pointée. Par

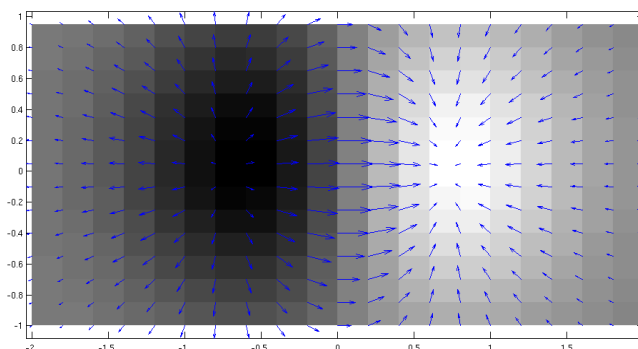


Figure 5.3 – Exemple de visualisation du gradient d’une image par la représentation superposée de formes géométriques, ici des flèches.

exemple la couleur peut donner une indication temporelle [Barillot, 1999] ou une amplitude, la variation de forme une information de direction [Domin *et al.*, 2007] (cf. figure 5.4). Pour un état de l’art sur ces méthodes de visualisation d’informations, le lecteur pourra se référer à [Ropinski *et al.*, 2011].

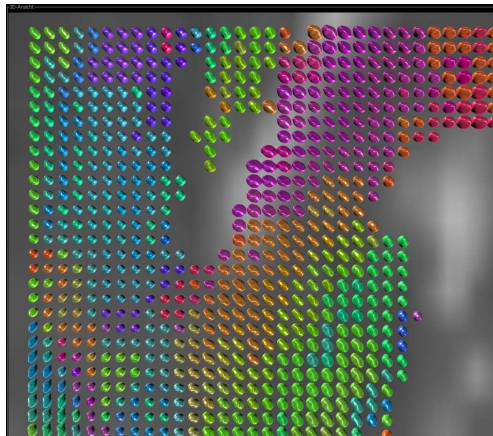


Figure 5.4 – Représentation de la diffusion et sa direction principale à l’aide de sphères déformées de couleurs en IRM. D’après [Domin *et al.*, 2007].

Superposition visuelle. Les approches basées sur la superposition visuelle sont aussi des modes classiques de représentation de résultats de fusion. Une application classique en est la comparaison qualitative de données de même type (les données anatomiques issues de deux modalités différentes par exemple), qu’il est nécessaire d’observer dans un même référentiel. La superposition est le calcul d’une nouvelle image, composite, contenant les informations d’images recalées [Jégou et Bonmartin, 2004]. La superposition peut se faire entre données de dimensions supérieures comme des surfaces, par exemple pour la visualisation des bronches sur des volumes scanner CT pour l’aide à la scopie [Higgins *et al.*, 2008] (cf. figure 5.5). Une nouvelle image est créée à partir des informations de couleur et d’opacité des images d’origine. Par exemple, en notant (A_1, C_1) et (A_2, C_2) les couples opacité et couleur des images d’origine 1 et 2, A l’opacité

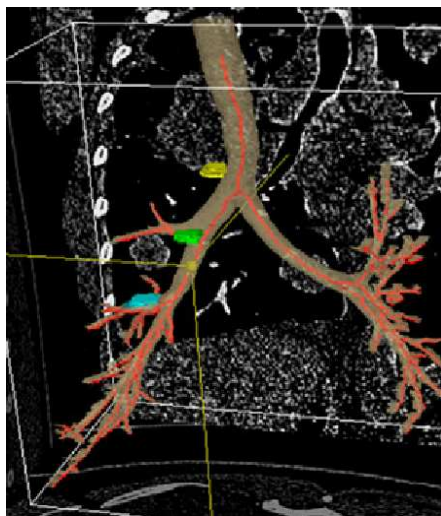


Figure 5.5 – Visualisation des bronches sur des volumes scanner CT pour l'aide à la scopie. D'après [Higgins *et al.*, 2008].

et C la couleur de la nouvelle image [Zhang *et al.*, 2007] :

$$A = (1 - A_1).A_2 + (1 - A_2).A_1$$

$$C = [(1 - A_1).A_2.C_2 + (1 - A_2).A_1.C_1]/A$$

ou de manière plus générale :

$$A = w_1.A_2 + w_2.A_1$$

$$C = w_1.C_2 + w_2.C_1$$

L'image composite est une combinaison linéaire des couleurs et opacités des images d'origine.

Approches basées curseur. Les approches basées curseur permettent de mettre en correspondance plusieurs jeux de données en partageant un curseur entre des fenêtres de visualisation synchronisée. La visualisation de la combinaison d'informations est moins directe, mais permet la mise en correspondance d'une quantité illimitée de données et ne nécessite pas de les ré-échantillonner [Jannin *et al.*, 2001].

Représentation schématique. La schématisation vise à clarifier la représentation afin d'observer une information sans surcharge cognitive. En imagerie cardiaque, nous retrouvons la représentation polaire ou en "œil de bœuf" (*bull's eye*).

Elle permet d'avoir une vue d'ensemble de données spatialement localisées sur la paroi ventriculaire. Les données sont représentées par des scalaires associés aux segments du ventricule. La localisation dans l'espace est schématisée : chaque point de la surface ventriculaire (3D) est placé dans le plan de visualisation (2D) de la façon qu'ils le seraient si le VG était posé sur sa base et observé depuis son apex : en coordonnées polaires (r, θ) où r représente la hauteur depuis l'apex et θ la rotation par rapport à un axe de référence orthogonal au grand axe. Plusieurs représentations polaires peuvent être utilisées, selon la résolution souhaitée, on emploie par convention la représentation polaire 17 segments selon la norme AHA dont la description est donnée à la figure 5.6.

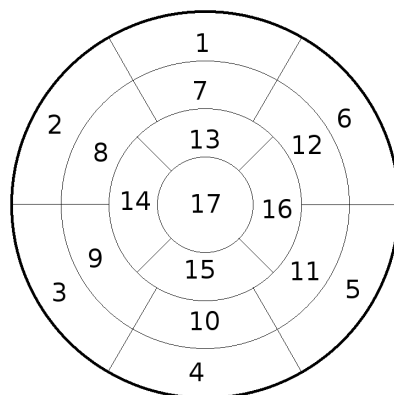


Figure 5.6 – Représentation polaire 17 segments [Cerqueira *et al.*, 2002]. Le ventricule est séparé en trois couches en partant de l'extérieure vers l'intérieure : (1-6), (7-12), (13-16) et l'apex (17). Les couches sont respectivement basale, moyenne et apicale. Les segments (1,7,13) forment la paroi antérieure. Les segments (2,3,8,9,14) forment la paroi septale. Les segments (4,10,15) forment la paroi inférieure. Les segments (5,6,11,12,16) forment la paroi latérale.

Après avoir donné une vision globale de la fusion d'images ainsi que ces enjeux et applications en imagerie médicale, nous fournirons un état de l'art ciblé sur la fusion de données complémentaires issues de modalités cardiaques. En particulier, nous nous concentrerons sur des données d'activation électriques, d'activation mécaniques et anatomiques telles que celles issues des examens cliniques EAM, échocardiographies par *Speckle Tracking* et imagerie dynamique tridimensionnelle (scanner CT ou IRM).

5.2 État de l'art en fusion de données électriques, mécaniques et anatomiques cardiaques

5.2.1 Fusion de données anatomiques 3D et de données échocardiographiques

L'échocardiographie est une modalité très complète dans le sens où elle fournit des données spatialement localisées ainsi qu'un grand nombre de modes d'acquisition et de post-traitements permettant l'extraction d'indicateurs de la fonction cardiaque (cf. paragraphe 1.4.6). Les indicateurs extraits sont donc localisés. Dans l'imagerie ultrasonore, les informations fonctionnelles sont associées directement avec les informations anatomiques, il en résulte peu d'études basées sur la fusion d'informations issue d'échocardiographies avec d'autres modalités.

Les techniques d'échocardiographie comme le speckle tracking (*Speckle Tracking Echography*, STE), l'imagerie doppler tissulaire (*Tissue Doppler Imaging*, TDI) ou l'imagerie de synchronisation tissulaire (*Tissue Synchronisation Imaging*, TSI) ont montré leur intérêt en CRT [Bank et Kelly, 2006, Van de Veire *et al.*, 2007, Delgado *et al.*, 2008]. Il s'agit de la façon la plus directe de caractériser l'asynchronisme [Ypenburg *et al.*, 2008].

Nous recensons très peu d'études combinant l'échocardiographie avec d'autres modalités et ces études sont généralement basées sur la superposition visuelle ou font partie d'études multimodales comparatives (comparaison d'indicateurs cardiaques obtenus en échocardiographie et par d'autres modalités) mais proposent rarement des procédés de fusion de données

fonctionnelles et anatomiques.

Méthode par superposition visuelle. Il existe des méthodes de fusion par superpositions visuelles de données échographiques 2D ou 3D (cf. figure 5.7) sur des surfaces ou volumes issus d'autres modalités (IRM, MSCT, PET). Le but clinique est d'améliorer un geste chirurgical : par exemple en neuro-chirurgie guidée par l'image pour la détection de déformations tissulaires [Comeau *et al.*, 2000], pour compenser les mouvements respiratoires et les déplacements de tissus mous en chirurgie percutanée abdominale [Hong *et al.*, 2007], pour l'aide au geste en chirurgie cardiaque [Savi *et al.*, 1995, Zhang *et al.*, 2007], ou de manière plus générale pour fusionner un volume 3D et l'image acquise par une sonde d'échographie en temps réel [Wein *et al.*, 2007, Wein *et al.*, 2008]. Toutefois, l'enjeu réel de ces méthodes est le recalage et non la fusion d'informations.

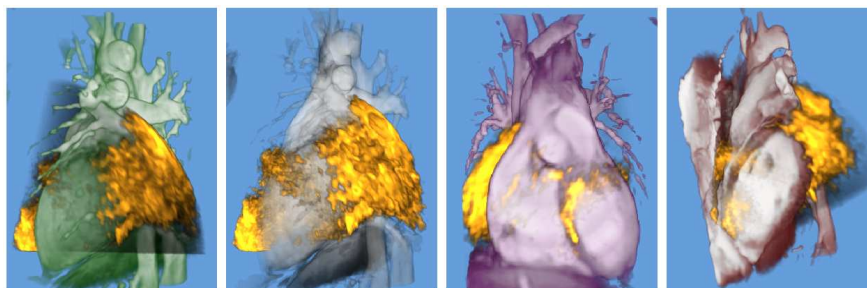


Figure 5.7 – Illustration de superpositions visuelles IRM et 3D-US. D'après [Zhang *et al.*, 2007].

Études multimodales comparatives. L'échocardiographie est employée en tant que modalité de contrôle dans ces études. L'imagerie de synchronisation tissulaire permet de juger de l'effet de la thérapie de resynchronisation sur l'asynchronisme ventriculaire. Elle est utilisée dans une étude visant à démontrer l'importance de la caractérisation de l'accès veineux dans le choix du site d'implantation [Van de Veire *et al.*, 2007]. Pour chacun des patients de l'étude, les données pré et post-implantation d'asynchronisme ventriculaire issue de l'échocardiographie sont comparées. Ces mesures sont mises en regard de la réponse du patient à la thérapie.

Une autre étude comparative étudie non pas des caractéristiques fonctionnelles mais l'estimation de volumes du ventricule droit par échocardiographie 3D, par imagerie scanner cardiaque et par imagerie par résonance magnétique [Sugeng *et al.*, 2010]. Les tests effectués sur fantômes et données réelles montrent de faibles variations en fonction des modalités. Les résultats de comparaison sont visuels et numériques (coefficient de corrélation entre mesures et vérités terrain).

Fusion de données fonctionnelles et anatomiques. L'étude proposée par Tournoux *et al.* [Tournoux *et al.*, 2010] consiste en une fusion du réseau veineux reconstruit à partir d'une angiographie X rotationnelle, d'une surface segmentée CT et des informations fonctionnelles (délais électromécaniques) mesurées sur douze segments en échocardiographie TDI. L'information fonctionnelle mesurée représente l'asynchronisme et est extraite des courbes de déplacement des douze segments (cf. paragraphe 1.4.6). Les résultats sont des cartes 3D de l'asynchronisme ventriculaire en correspondance avec le réseau veineux (cf. figure 5.8). Les objectifs de cette étude sont d'une part de développer une méthode permettant d'intégrer le réseau coronaire à une information 3D de l'asynchronisme ventriculaire issu d'échocardiographie, d'autre part

d'évaluer rétrospectivement l'intérêt d'une stratégie multimodale sur le positionnement final de la sonde de stimulation VG et la réponse hémodynamique.

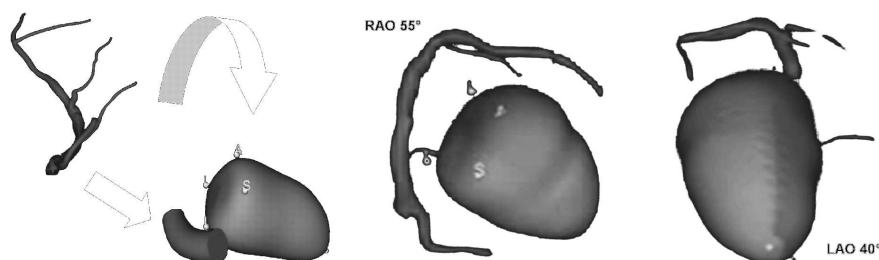


Figure 5.8 – Fusion d'un modèle de veines, d'une surface segmentée et d'informations fonctionnelles. Cartes 3D de l'asynchronisme ventriculaire en correspondance avec le réseau veineux. D'après [Tournoux *et al.*, 2010].

5.2.2 Fusion de données anatomiques 3D et de cartographies électroanatomiques

Nous nous intéressons ici à l'étape de fusion des données électriques issues de cartographies électroanatomiques (cf. section 1.4.3) souvent préalablement recalées avec l'imagerie 3D+T scanner ou de type IRM. Les deux principales motivations thérapeutiques de cette fusion sont :

- le guidage ou l'aide à la procédure d'ablation de la fibrillation auriculaire,
- l'optimisation de la thérapie de resynchronisation cardiaque.

Dans un cas comme dans l'autre, apparaît le besoin de localisation (soit des sites de première ou dernière activation soit des régions myocardiques de fibroses), il s'agit des mêmes méthodes pour la création de cartographies. La création des cartographies électroanatomiques et le choix d'un mode de représentation des signaux mesurés lors de l'acquisition endocavitaire sont deux aspects incontournables de cette fusion.

5.2.2.1 Obtention de cartographies à partir de données éparses

Afin de restituer les cartographies électroanatomiques dans leur contexte d'acquisition, il est important de rappeler qu'on trouve deux types de capteurs pour les mesures endocavitaires de l'activation électrique (cf. section 1.4.3) :

1. un cathéter "ballon" de forme ovoïde (cf. figure 1.22) qui fournit des mesures d'activation électrique en un battement de cœur sans contact avec l'endocarde (système EnSite Array™ pour le constructeur St. Jude Medical),
2. un cathéter mobile qui fournit des mesures d'activation électrique en chaque point de mesure de la surface endocardique (système Ensite NavX™ pour le constructeur St. Jude Medical).

Dans le premier cas, les informations relevées par le capteur ovoïde permettent une modélisation sur l'endocarde de l'activation électrique. On obtient directement une carte d'activation dont la précision spatiale n'est pas optimale mais est compensée en pratique par une acquisition simultanée dans l'ensemble de la cavité. Ce type de capteur est intégré à l'outil de fusion du constructeur.

Dans le deuxième cas, nous obtenons des électrogrammes intra-cardiaques localisés. Toutefois, il en résulte des données échantillonnées spatialement de façon irrégulière qu'il est nécessaire d'interpoler pour constituer les cartes d'activation.

Nous remarquerons que dans les deux cas, les cartes ainsi créées disposent de la géométrie approximative de l'endocarde relevée par l'examen EAM. L'objectif de fusion est de projeter ces données sur une surface anatomique plus réaliste. Nous avons relevé dans la littérature quatre façons de procéder à la création de cartographies électroanatomiques à partir des données éparses mesurées : en considérant le point le plus proche, en utilisant un rayon d'interpolation et grâce aux fonctions de base radiale (*Radial Basis Functions*). Ces principes sont repris ci-dessous.

Point le plus proche. Cette méthode est surtout utilisée pour la création de cartes sur la surface anatomique ou celle correspondant au "ballon" de l'acquisition EAM. Il n'y a pas de projection sur une surface issue d'autre modalité.

La surface anatomique de l'acquisition EAM \mathcal{S}_{EAM} est déformée selon les normales en chaque point du maillage pour épouser la surface endocardique segmentée dans une autre modalité. Le champ de déformation ainsi créé en chaque point de la surface anatomique est appliqué aux points de mesures électriques. Puis, en chaque point de \mathcal{S}_{EAM} , la mesure électrique du point le plus proche est choisie [Rhode *et al.*, 2005].

Rayon d'interpolation [Wilson *et al.*, 2009]. Soient E_m l'ensemble des points de mesures d'activité électrique, $M_i \in E_m$ et $R_{int} \in \mathbb{R}$ un réel correspondant à un rayon d'interpolation. Soit $S(M_i, R_{int})$ la sphère de rayon R_{int} centrée sur M_i . Notons E_{int} :

$$E_{int} = \bigcup_{M_i \in E_m} S(M_i, R_{int})$$

l'ensemble formé de l'union des sphères centrées sur chaque point $M_i \in E_m$. Le calcul d'une cartographie électroanatomique sur la surface segmentée \mathcal{S} (dans notre cas : \mathcal{S}_{CT}^*) est ensuite effectuée par interpolation linéaire (suivant la distance à M_i) sur l'ensemble $\mathcal{S} \cap E_{int}$ (cf. figure 5.9). L'ensemble $\widetilde{E}_{int} = \mathcal{S} \cap \overline{E_{int}}$ correspond aux points trop éloignés de E_m pour y estimer

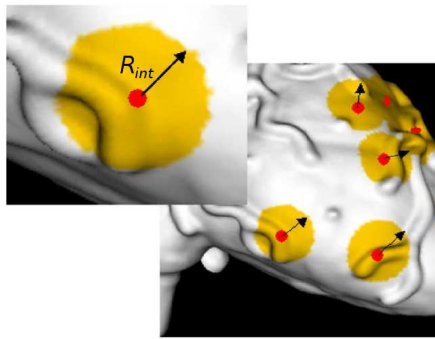


Figure 5.9 – Un rayon d'interpolation R_{int} est choisi autour d'un point de mesure (en rouge). La carte d'activation est créée sur la zone orange : intersection des sphères de rayon R_{int} et de la surface \mathcal{S} support de la carte. D'après [Wilson *et al.*, 2009].

l'activité électrique.

Remarquons cependant que dans la méthode mise en place par Wilson *et al.*, l'interpolation est calculée à partir de tous les points de E_m , R_{int} n'agit que sur le support de représentation de la carte. C'est à dire que pour deux valeurs $R_{int1} < R_{int2}$, nous avons bien deux ensembles $E_{int1} \subset E_{int2}$, mais la valeur de l'activation calculée par interpolation pour $M \in E_{int1}$ est identique à celle calculée pour $M \in E_{int2}$ (indépendamment du choix de R_{int}). L'activation en

$M \in \mathcal{S}$ ne peut prendre que deux valeurs : une valeur résultant de l'interpolation linéaire (si $M \in E_{int}$) ou une valeur nulle (si $M \in \widetilde{E}_{int}$).

Fonctions de base radiale. Les fonctions de base radiale (FBR) sont utilisées pour interpoler une fonction de l'espace connue sur un nombre fini de points.

Supposons que la valeur d'une fonction $F : \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}$ est connue en m points distincts $X_i \in E_m$ de l'espace. Les FBRs offrent un moyen d'interpolation lisse de F sur \mathbb{R}^3 . À partir des m évaluations, décrivons F comme la somme de fonctions de base radiale $g(r_i) : \mathbb{R} \rightarrow \mathbb{R}$. Ici, r_i est la distance entre un point X de l'espace et le point $X_i \in E_m$:

$$F(X) = \sum_{i=1}^m a_i g(\|X - X_i\|) \quad (5.1)$$

À partir des m points de mesures de $F : F(X_i) = F_i$, nous avons un système de m équations linéaires que l'on peut écrire sous forme matricielle :

$$\mathbf{G}\mathbf{A} = \mathbf{F}$$

avec $\mathbf{F}^T = [F_1, F_2, \dots, F_m]$, $\mathbf{A}^T = [a_1, a_2, \dots, a_m]$ et $\mathbf{G} \in \mathbb{M}_{m,m}$ est la matrice :

$$\mathbf{G} = \begin{bmatrix} g_{11} & g_{12} & \dots & g_{1m} \\ g_{21} & g_{22} & \dots & g_{2m} \\ \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ g_{m1} & g_{m2} & \dots & g_{mm} \end{bmatrix}$$

où $g_{ij} = g(\|X_i - X_j\|)$. Les fonctions de base radiale usuelles sont les fonctions linéaires, les splines "plaque mince", les harmoniques d'ordre trois, les gaussiennes, les multiquadriques et les quadriques inverses, respectivement :

$$\begin{aligned} g(r) &= r \\ g(r) &= r^2 \log r, r^2 \log r^2 \\ g(r) &= r^3 \\ g(r) &= e^{-cr^2}, (c > 0) \\ g(r) &= \sqrt{r^2 + c^2}, (c > 0) \\ g(r) &= \frac{1}{1 + (cr)^2} \end{aligned} \quad (5.2)$$

L'emploi des différentes fonctions de base radiale a été discutée dans une étude comparative sur l'interpolation de données discrètes [Franke, 1982]. L'évaluation des différentes FBRs y est faite en terme de temps de calcul, utilisation de mémoire (préoccupation à une échelle différente en 1982), précision, représentation visuelle et facilité d'implémentation. Il apparaît que le choix de multiquadriques soit optimal sur une étude de vingt-neuf problèmes numériques d'interpolation. C'est le choix retenu pour la formation de cartes électroanatomiques dans un système de cartographie guidé par IRM et Scanner CT [Gao *et al.*, 2010]. On trouve également pour la création de cartes électroanatomiques, l'utilisation des fonctions linéaires (équivalent à un rayon d'interpolation R_{int} infini) ou de splines "plaque mince" ($g(r) = r^2 \log r^2$) dans [Malchano, 2006].

L'utilisation des FBRs fait l'hypothèse que F soit défini sur tout l'espace. Il peut être intéressant de considérer des fonctions de base radiale à support compact [Malchano, 2006]. Cette alternative rejoint la méthode précédente dans la définition de l'ensemble E_{int} , partie de \mathcal{S} , sur lequel appliquer l'interpolation.

Problème inverse. Dans l'utilisation d'un cathéter sans contact, le potentiel électrique V_m en chaque point de la surface endocardique est calculé à partir des mesures de l'activité électrique endocavitaire. La méthode des éléments finis ou plus précisément des éléments de frontière est utilisée pour résoudre le problème inverse de l'équation de Laplace (problème de Dirichlet) : $\nabla^2 V_m = 0$. Ainsi, de proche en proche, le potentiel est calculé en chaque point de la cavité et en particulier sur la frontière (surface endocardique) [Juneja, 2009]. Une étude comparative entre l'obtention de cartographies avec ou sans contact endocavitaire confirme la précision de ces méthodes pour des distances électrode-endocarde inférieures à 34mm [Schilling *et al.*, 1998].

D'autres méthodes de calcul pour la résolution du problème inverse ont été mises en place afin d'effectuer les cartographies en temps réel dans le but d'intégrer ces méthodes aux appareils d'imagerie. Dans [Badics et Harlev, 2009] par exemple, la solution au problème inverse est donnée par la généralisation de la régularisation Tikhonov (méthode connexe à l'algorithme de Levenberg-Marquardt).

La résolution du problème inverse est employée également pour estimer les électrogrammes intra-cardiaques (EGM) à partir cette fois de mesures d'ECG de surface [He, 1998]. Ces méthodes apparaissent moins précises pour la détection de troubles rythmiques localisés. Elles ont été comparées à des acquisitions de l'activité électrique cardiaque par scintigraphie [Horáček *et al.*, 2011], mais pas, à notre connaissance, à des cartographies électroanatomiques endocavitaires.

5.2.2.2 Représentation des électrogrammes intra-cardiaques

Les EGMs, signaux de l'activité électrique endocardique (ou endocavitaire) s sont mesurés dans le temps (t) en différents points M de coordonnées X dans l'espace : $s = s(t, X(t))$. Le processus de fusion amène à représenter les signaux temporels sur une surface 3D $\mathcal{S}(t)$. Nous décrivons ici la prise en compte de l'aspect temporel : comment représenter des données temporelles dans un espace 3D ?

Les signaux et surfaces provenant de modalités différentes, nous avons le plus souvent deux bases de temps différentes, ce qui revient à vouloir représenter $s(t_1, X_1(t_1))$ en un point $X_2(t_2) \in \mathcal{S}(t_2)$. Deux façons de procéder sont envisagées pour représenter ces données. La première consiste à extraire des valeurs scalaires depuis les signaux et de représenter des cartes de caractéristiques temporelles, la deuxième conserve l'aspect temporel des signaux et l'approche se fait par l'emploi d'isochrones.

Cartes de caractéristiques temporelles. À partir des signaux mesurés sont extraites des valeurs scalaires. On représente $\tilde{s}(X_2(t_2))$ avec \tilde{s} une valeur scalaire (un délai, une amplitude, un maximum, un minimum ou autre caractéristique d'un signal) extraite de $s(t_1, X_1(t_1))$.

De manière classique, nous retrouvons les cartes de voltage (représentation des maximums d'amplitudes) et les cartes de délais d'activation électrique [Gao *et al.*, 2010].

Néanmoins, une analyse spectrale (espace de Fourier) des signaux mesurés et des cartes de dominance fréquentielle ont permis d'évaluer la possibilité de quantifier la fibrillation auriculaire par des procédés non-invasifs (acquisition d'ECGs de surface). La comparaison entre l'EAM et les ECGs de surface montrent cependant que les cartes obtenues par les ECGs de surfaces pourrait, moyennant une plus grande précision, aider à l'ablation de la fibrillation auriculaire [Berenfeld, 2010].

Isochrones. On représente ici $s(t_1, X_2(t_2))$: la valeur d'un signal s à un instant fixe t_1 , représenté en $X_2(t_2)$ (position du point X_2 à l'instant t_2). Les isochrones sont des cartes pour lesquelles une couleur est assignée aux zones de même valeur. Dans le cas d'EAM, on trouve le plus souvent l'emploi d'isochrones pour la visualisation des signaux EGM dans le temps.

Les mesures endocavitaires fournissent souvent des signaux de bruit élevé. Ceci vient du fait que le contact n'est pas toujours établi entre la sonde d'acquisition et l'endocarde. Les signaux subissent donc un pré-traitement (filtrage, normalisation) avant représentation. En un intervalle de temps donné $\delta_i = [t_i, t_{i+1}]$ (par exemple entre deux instants scanner), est évalué le stade de la dépolarisation ou de l'activité électrique de chacun des signaux :

- l'activation s'est produite avant δ_i ,
- l'activation se produit dans l'intervalle δ_i ,
- l'activation se produit après δ_i .

Selon le stade de dépolarisation de s , une valeur $s(\delta_i, X_2(t_2))$ est assignée au point de mesure de coordonnées $X_2(t_2)$. Ainsi, pour tous les points de mesure, de nouveaux signaux sont créés. On obtient autant d'isochrones du front de dépolarisation qu'il y a d'intervalles de temps δ_i . Ce mode de représentation est très fréquemment utilisé pour l'analyse cartographique des signaux EGM [Wilson *et al.*, 2009, Rhode *et al.*, 2005, Rhode et Sermesant, 2011, Sermesant *et al.*, 2012].

Dans cette section, nous avons présenté un aperçu général des méthodes de fusion d'images en multimodalité. Nous avons recensé des travaux de fusion en imagerie cardiaque sur les modalités auxquelles nous nous intéressons avec classification de ces travaux.

Pour la CRT, les informations fonctionnelles offertes par ces modalités sont la plupart du temps analysées dans un contexte monomodal et (c'est notre but) pour la caractérisation de l'asynchronisme, la détection des sites d'activation tardive (mécanique ou électrique), ou l'optimisation du réglage post-implantation des délais inter-ventriculaire et auriculo-ventriculaire.

Nous présentons désormais les méthodes de fusion des données électriques, mécaniques et anatomiques que nous proposons pour permettre l'extraction de délais électromécaniques locaux (DEM locaux).

5.3 Fusion de données électriques et anatomiques : méthodes proposées

Les données électriques des cartographies sont combinées avec les données anatomiques issues du scanner. Dans nos travaux, cette fusion se fait en deux phases : la première est le recalage des deux surfaces (décrit aux sections 3.3 et 4.3), la deuxième est la projection des informations électriques sur une surface de référence S_{ref} .

Nous donnons ici une description des méthodes employées pour la projection des données électriques sur la surface issus du scanner puis l'extraction de descripteurs depuis les EGMs avant de présenter différents mode de représentation proposées.

5.3.1 Caractéristiques extraites des EGMs

Les données électriques traitées sont extraites des signaux $s_i(t)$, il s'agit des délais d'activation électrique locale et des amplitudes pic à pic des signaux (cf. figure 5.10). Ces deux caractéristiques des signaux électriques permettent l'obtention de cartographies des délais d'activation électrique locale et des cartes de voltage (amplitude pic à pic des signaux EGMs). Les informations électriques sont présentées sous forme de scalaires en chaque point de mesure de E_m .

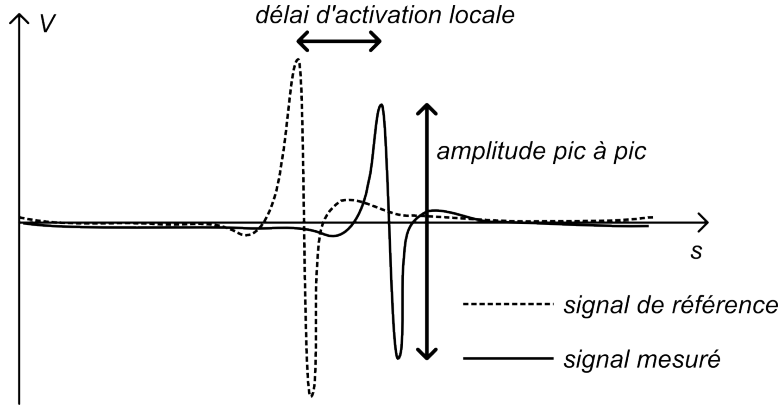


Figure 5.10 – Information électrique extraite des EGMs endocavitaires mesurés en EAM : délais d'activation électrique locale et amplitude pic à pic (voltage).

5.3.2 Projection des informations électriques

Les mesures endocavitaires électriques sont localisées dans le même repère que la surface \mathcal{S}_{EAM} . On note E_m l'ensemble des points de mesures d'activité électrique. À chaque point $M_i \in E_m$ est associé une position $X_i(t) \in \mathcal{S}_{EAM}$ et un signal EGM $s_i(X_i(t))$.

Les points de mesure M_i sont mobiles lors de l'acquisition des EGMs ; dans les données dont nous disposons la dépendance temporelle de $X_i(t)$ n'est pas prise en compte ($X_i(t) = X_i$). Nous avons donc en chaque point $M_i \in E_m$ une position fixe $X_i \in \mathcal{S}_{EAM}$ et un signal $s_i(t)$. Nous souhaitons représenter sur une surface anatomique de référence les informations électriques issues de E_m .

Les méthodes présentées à la section 5.2.2.1 traitent de la façon d'obtenir des cartographies à partir de données éparées, cependant, dans les travaux de la littérature présentés, les points $M_i \in E_m$ appartiennent aussi à la surface de référence : $X_i \in S_{ref}$ (car le plus souvent $\mathcal{S}_{EAM} = S_{ref}$). Dans notre cas, il vient la nécessité de définir une application $P_m : \mathcal{S}_{EAM} \rightarrow S_{ref}$ qui fait correspondre la position $X_i \in \mathcal{S}_{EAM}$ du point $M_i \in E_m$ à la position $Y_i = P_m(X_i) \in S_{ref}$ (S_{ref} étant la surface de référence sur laquelle on souhaite représenter l'information électrique, dans notre cas il s'agit de la surface modélisée du VG issue du scanner $S_{ref} = S_{VG}$). Deux types de projection P_m des informations électriques ont été envisagés :

1. projection par rayon d'interpolation,
2. projection radiale sur la surface de référence puis interpolation des données éparées.

Dans les deux cas, la méthode envisagée peut être décomposée en deux sous-parties :

- (i.) la projection des coordonnées des points de mesures X_i sur la surface de référence S_{ref} par le calcul de l'application P_m ,
- (ii.) l'interpolation des données électriques extraites des signaux $s_i(t)$.

5.3.2.1 Projection par rayon d'interpolation

La méthode présentée à la section 5.2.2.1 est utilisée ici.

Mise en correspondance des points de mesures sur la surface de référence. Soit $Y_j \in S_{ref}$, on définit une boule Λ_j de rayon R_{int} et de centre Y_j (cf. figure 5.11). Les points $X_i \in \Lambda_j \cap \mathcal{S}_{EAM}$ sont associés à Y_j . L'application P_m (application de \mathcal{S}_{EAM} dans S_{ref} qui fait

correspondre X_i un point de mesure à Y_j un point de la surface de référence) est alors définie par :

$$P_m(\Lambda_j \cap \mathcal{S}_{EAM}) = Y_j$$

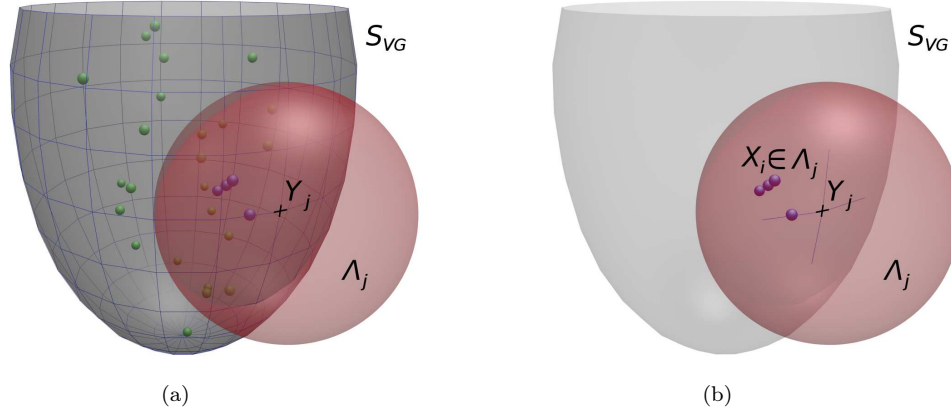


Figure 5.11 – (a) Schéma de la projection par rayon d'interpolation. Les petites sphères représentent l'ensemble des points de mesure EAM avec en bleu les points vérifiant $X_i \in \Lambda_j$ et en vert les points de mesure extérieurs à Λ_j . (b) Les points vérifiant $X_i \in \Lambda_j$ sont ensuite associés à $Y_j \in S_{VG} = S_{ref}$. La surface \mathcal{S}_{EAM} n'est pas représentée, seuls les points de mesure EAM le sont.

Selon le rayon d'interpolation choisi, l'ensemble $\Lambda_j \cap \mathcal{S}_{EAM}$ peut être vide. Pour le point critique Y_j correspondant, nous augmentons le rayon d'interpolation successivement jusqu'à obtenir un ensemble non vide. De cette façon, P_m définit une surjection de \mathcal{S}_{EAM} dans S_{ref} . C'est à dire qu'à chaque point de S_{ref} est associé au moins un point de \mathcal{S}_{EAM} :

$$\forall Y_j \in S_{ref}, \Lambda_j \cap \mathcal{S}_{EAM} \neq \emptyset$$

Cette solution est discutable. En effet, il serait plus réaliste lorsque le cas se présente de ne pas associer de valeur à Y_j ou d'associer un indice de confiance donné par exemple par une carte de distance entre \mathcal{S}_{EAM} et S_{ref} . Ceci pose également la question de R_{int} qui, compte tenu des technologies employées lors des acquisitions EAM (notamment la localisation des sondes sujette à des distorsions : cf. section 1.4.3), doit être choisi au cas par cas. Toutefois, nous ne nous sommes pas attardés sur cette question qui pourra être traitée dans d'ultérieurs travaux.

Interpolation des informations électriques. Soit $Y_j \in S_{ref}$. Notons ν_i le scalaire extrait de l'EGM $s_i(t)$ associé à $M_i \in E_m$ (de coordonnées $X_i \in \mathcal{S}_{EAM}$) et ν_j celui que nous cherchons à attribuer à $Y_j \in S_{ref}$. ν_i peut être indifféremment la valeur du délai d'activation électrique ou l'amplitude pic à pic du signal mesuré en M_i .

Notons : $\lambda_i = \frac{1}{\|X_i Y_j\|}$ l'inverse de la distance entre X_i et Y_j .

L'information électrique ν_j extraite de E_m associée à Y_j est une somme pondérée par la distance aux points de mesure de l'information électrique des points $X_i \in \Lambda_j$:

$$\nu_j = \frac{1}{\sum_{i, X_i \in \Lambda_j} \lambda_i} \sum_{i, X_i \in \Lambda_j} \lambda_i \nu_i \quad (5.3)$$

Cette interpolation donne une première manière d'obtenir les cartographies 3D d'activation électrique ou de voltage. Cette façon de procéder permet la création de cartographie sur n'importe quelle surface de référence mais la projection des points de mesure implique un fort lissage des données et une perte d'information. La seconde méthode par projection radiale tente de pallier ces imprécisions.

5.3.2.2 Projection radiale des points de mesure

Choix du mode de projection et de la surface de référence. Lors de l'acquisition EAM, la sonde de mesure est en contact avec la surface endocardique ventriculaire. Les mouvements prédominants de contraction du myocarde nous incitent à penser que s'il y a une incertitude sur la position de mesure, celle-ci est plus probablement radiale que longitudinale ou angulaire. Pour cette raison, nous avons choisi d'appliquer une projection radiale pour le calcul de l'application P_m (application de \mathcal{S}_{EAM} dans S_{ref} qui fait correspondre X_i un point de mesure à Y_j un point de la surface de référence).

La surface de référence est issue de la segmentation du scanner. La surface du modèle géométrique dynamique S_{VG} offre un découpage angulaire et longitudinal régulier ainsi qu'un système de coordonnées facilitant la projection radiale. Nous prenons : $S_{ref} = S_{VG}$.

Calcul de P_m . L'espace est découpé en segments Λ_j selon les résolutions angulaires $\delta\theta$ et longitudinales δz de S_{VG} de la façon suivante :

Soit $Y_j \in S_{VG}$, dans le repère cœur en coordonnées cylindriques, Y_j est défini par (r_j, θ_j, z_j) . On note $\Lambda_j \subset \mathbb{R}^3$ l'ensemble des points de même coordonnée angulaire (à la résolution $\delta\theta$ près) et longitudinale (à la résolution δz près) défini par :

$$M(r, \theta, z) \in \Lambda_j \Leftrightarrow \begin{cases} r \geq 0 \\ z_j - \frac{\delta z}{2} \leq z \leq z_j + \frac{\delta z}{2} \\ \theta_j - \frac{\delta\theta}{2} \leq \theta \leq \theta_j + \frac{\delta\theta}{2} \end{cases} \quad (5.4)$$

L'ensemble de tous les Λ_j ne décrit pas l'espace \mathbb{R}^3 entièrement. En effet, en notant H_{max} la hauteur (selon le grand axe) de S_{VG} , alors chaque point de S_{VG} vérifie :

$$\forall Y_j \in S_{VG}, 0 \leq z_j \leq H_{max} \quad (5.5)$$

D'après les équations 5.4 et 5.5, le découpage de l'espace n'est effectué qu'entre deux plans de \mathbb{R}^3 orthogonaux au grand axe : P_{min} et P_{max} , de hauteur respectives $z = -\frac{\delta z}{2}$ et $z = H_{max} + \frac{\delta z}{2}$ dans le repère cœur en coordonnées cylindriques.

Dès lors, chaque point de mesure M_i de coordonnées X_i comprises entre P_{min} et P_{max} appartient à un unique ensemble Λ_j . Notons $E_m^{\{0,H\}}$ le sous-ensemble de E_m compris entre P_{min} et P_{max} . Selon notre découpage, la répartition des points de mesure est effectuée comme suit (cf. figure 5.12) :

$$\forall M_i \in E_m^{\{0,H\}}, \exists! j \in \mathbb{N}, X_i \in \Lambda_j \quad (5.6)$$

De cette manière, nous pouvons définir l'application P_m comme associant les points de \mathcal{S}_{EAM} contenus dans Λ_j à Y_j :

$$P_m(\Lambda_j \cap \mathcal{S}_{EAM}) = Y_j$$

Pour chaque Λ_j , un des trois cas suivants peut se présenter :

1. $\Lambda_j \cap \mathcal{S}_{EAM} = \emptyset$.

Aucun point $X_i \in \mathcal{S}_{EAM}$ ne correspond au point $Y_j \in S_{VG}$, c'est lors de l'interpolation des données éparées que sera associé une information électrique à Y_j .

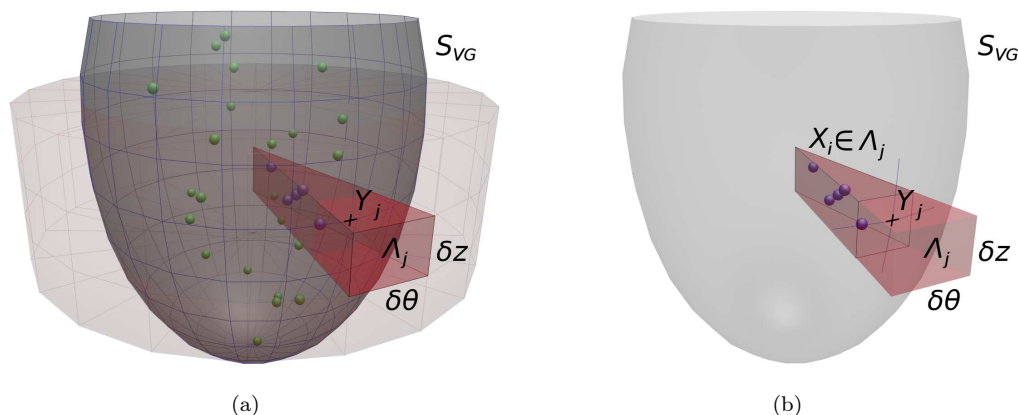


Figure 5.12 – (a) Schéma du découpage de l'espace à partir de la surface S_{VG} . Les sphères représentent l'ensemble des points de mesure EAM avec en bleu les points vérifiant $X_i \in \Lambda_j$ et en vert les points de mesure extérieurs à Λ_j . (b) Les points vérifiant $X_i \in \Lambda_j$ sont ensuite projetés sur $Y_j \in S_{VG} = S_{ref}$.

2. $\exists! i \in \mathbb{N}, \Lambda_j \cap \mathcal{S}_{EAM} = \{X_i\}$.
Un seul point $X_i \in \mathcal{S}_{EAM}$ correspond au point $Y_j \in S_{VG}$, l'information électrique de X_i est totalement transposée à Y_j .
3. $\text{Card}(\Lambda_j \cap \mathcal{S}_{EAM}) > 1 \Leftrightarrow \Lambda_j \cap \mathcal{S}_{EAM} = \{X_{i_1}, \dots, X_{i_n}\}$.
Plusieurs points $X_{i_1}, \dots, X_{i_n} \in \mathcal{S}_{EAM}$ correspondent au point $Y_j \in S_{VG}$, l'information électrique associée à Y_j est la moyenne des informations électriques des points X_{i_1}, \dots, X_{i_n} .

À la fin de cette étape de découpage de l'espace, nous obtenons pour chaque point $X_i \in E_m^{(0,H)}$ un point $Y_j \in S_{VG}$ avec $Y_j = P_m(X_i)$. L'application P_m n'est ni surjective ni injective et le plus souvent $P_m(E_m) \neq S_{VG}$: après projection de l'ensemble des points de mesures, la surface S_{VG} , n'est pas entièrement couverte.

L'information électrique de l'EAM n'est présente qu'en $P_m(E_m)$, nous sommes dans le cas de données éparses nécessitant une interpolation pour l'obtention de cartographies.

Interpolation des informations électriques. L'interpolation concerne dans ce paragraphe uniquement les points Y_j tels que $\Lambda_j \cap \mathcal{S}_{EAM} = \emptyset$.

Nous avons testé plusieurs méthodes pour l'interpolation des informations électriques à partir des données éparses de la surface de référence :

1. des interpolations basées sur des moyennes pondérées avec diverses pondérations testées,
2. des interpolations par fonctions de base radiale (cf. équation 5.1) avec diverses fonctions usuelles testées.

Les moyennes pondérées utilisées pour l'interpolation sont similaires à la méthode décrite ci-dessus (section 5.3.2.1) excepté que les données appartiennent à la surface de référence. Nous appliquons ici le même calcul de ν_j qu'à l'équation 5.3 pour deux coefficients de pondération λ_i différents :

- $\lambda_i = \frac{1}{d_{ij}}$ (même moyenne pondérée que précédemment),
- $\lambda_i = \exp\left(-\frac{d_{ij}^2}{d_0^2}\right)$

où d_{ij} est la distance séparant les points i et j , et d_0 une constante correspondant à la distance au delà de laquelle l'influence de ν_i est (environ) trois fois moindre. En pratique, nous prenons d_0 égal à la résolution longitudinale.

Les *fonctions de base radiale* sont adaptées à ce type de données. Nous avons testé différentes fonctions de base radiale (cf. équation 5.2) : multiquadriques, plaques minces, linéaires et gaussiennes.

Les différentes méthodes d'interpolation comparées dans ces travaux sont récapitulées au tableau 5.1, pour chacune on donne la fonction de base utilisée et une représentation schématique de la méthode ou de la fonction de base dans le cas de FBRs.

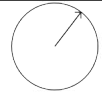
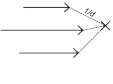

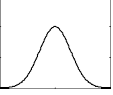
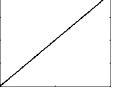
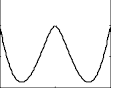
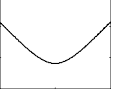
| Méthodes d'interpolation | Pondération / Fonction de base | Schéma / Graphe de la FBR |
|---------------------------------|---|---|
| Rayon d'interpolation (moyenne) | $\lambda_i = \frac{1}{d_{ij}}$ |  |
| Projection et moyenne | $\lambda_i = \frac{1}{d_{ij}}$ |  |
| Projection et moyenne | $\lambda_i = \exp(-\frac{d_{ij}^2}{d_0^2})$ |  |
| FBR : gaussienne | $g(r) = e^{-(cr)^2}$ |  |
| FBR : linéaire | $g(r) = r$ |  |
| FBR : spline plaque mince | $g(r) = r^2 \log r^2$ |  |
| FBR : multiquadrique | $g(r) = \sqrt{r^2 + c^2}$ |  |

Tableau 5.1 – Récapitulatif des fonctions d'interpolation utilisées (rayon d'interpolation, projection et moyenne, FBRs) et leur représentation schématique ou la représentation de la fonction de base.

5.3.3 Modes de représentation

Pour les données simulées ou réelles, nous avons choisi deux modes de représentation des données électriques et anatomiques fusionnées : une représentation surfacique tridimensionnelle et une représentation plane polaire de type œil de bœuf.

5.3.3.1 Surfaces 3D

Le premier mode de représentation est le plus intuitif. Il s'agit de représenter sur la surface 3D anatomique issue du scanner les données électriques extraites des EGMs en associant à chaque valeur une couleur. Nous obtenons ainsi une cartographie tridimensionnelle. Même si

ce mode de représentation est adapté à la fusion d'informations électriques et anatomiques, il ne permet pas d'observer dans son ensemble toute l'information sans avoir recours à une visualisation interactive permettant d'analyser la scène sous divers angles de vue.

5.3.3.2 Œil de bœuf

Pour représenter les résultats et comparer aisément les différentes méthodes d'interpolation ou les résultats selon les patients, une représentation polaire ou en "œil de bœuf" est utilisée.

Les données (simulées ou réelles) que nous obtenons sont de résolution spatiale élevée par rapport à une vue conventionnelle en dix-sept segments. Une résolution plus élevée permet une information plus localisée aussi préférons nous représenter chaque point du maillage de S_{ref} comme un segment d'une vue en œil de bœuf : quatre-vingt-dix segments pour la représentation des données simulées et quatre cents segments pour la représentation des données réelles.

La vue en dix-sept segments sera utilisée pour une représentation plus schématique.

Nous présentons dans la section suivante les résultats de ces interpolations, comparées sur données simulées puis les résultats obtenus sur données réelles.

5.4 Fusion de données électriques et anatomiques : résultats

Les méthodes présentées à la section précédente ont été dans un premier temps évaluées sur données simulées. Ceci nous a permis de choisir la méthode que nous avons, dans un deuxième temps appliquée aux données réelles.

5.4.1 Résultats sur données simulées : évaluation de la projection des informations électriques

Nous avons testé ces différentes façons d'interpoler les données électriques sur des données de synthèse. En effet, nous ne possédons pas de vérité terrain pour la projection et l'interpolation d'informations électriques issues d'EAM sur une autre surface anatomique.

5.4.1.1 Création de données simulées.

En partant du modèle géométrique dynamique à faible résolution ($N_z = 10, N_\theta = 10$), nous avons assigné à chaque point du maillage un scalaire par une première projection des délais d'activation électrique (issus des données EAM).

Nous avons ensuite appliqué une homothétie radiale de rapport un demi au maillage ainsi qu'aux données synthétiques associées. Nous obtenons ainsi des points de mesures ($(N_z - 1) \times N_\theta = 90$ points) placés dans l'espace comme le seraient les points de mesures endocardiques après l'étape de recalage (cf. figure 5.13(a)). Du reste, ces mesures n'ont aucune signification physiologique mis à part l'ordre de grandeur des valeurs scalaires similaire à celui de délais réels.

Les différentes méthodes sont ensuite appliquées avec en entrée les données simulées et la même surface anatomique de référence à une résolution plus élevée ($N_z = 20, N_\theta = 20$). Nous comparons finalement les résultats sur les points du maillage de faible résolution initial.

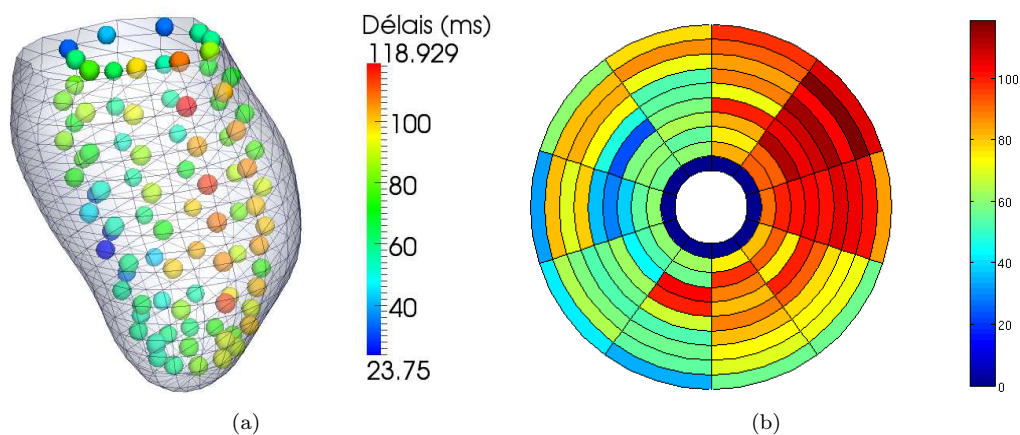


Figure 5.13 – (a) Données de synthèse pour la comparaison des méthodes de projection et d’interpolation de données électriques sur surface anatomique. Les sphères représentent les points de mesures, les valeurs associées sont représentées par code couleur. La surface du modèle géométrique dynamique à l’instant scanner 00% (patient P01) est la surface de référence pour les cartographies souhaitées. (b) Données de synthèse en représentation polaire “œil de bœuf” (100 segments) où la couleur représente la valeur associée.

5.4.1.2 Projection radiale des délais.

Si le VG était une surface de révolution d’axe le grand axe, la projection radiale des données cylindriques sur la surface de référence donnerait une mesure en un point sur quatre (car nous projetons des données sur une surface de résolution quatre fois plus élevée). Cette projection est représentée (figure 5.14(a)) en regard du résultat réel de la projection radiale des données simulées sur surface S_{VG} (figure 5.14(b)).

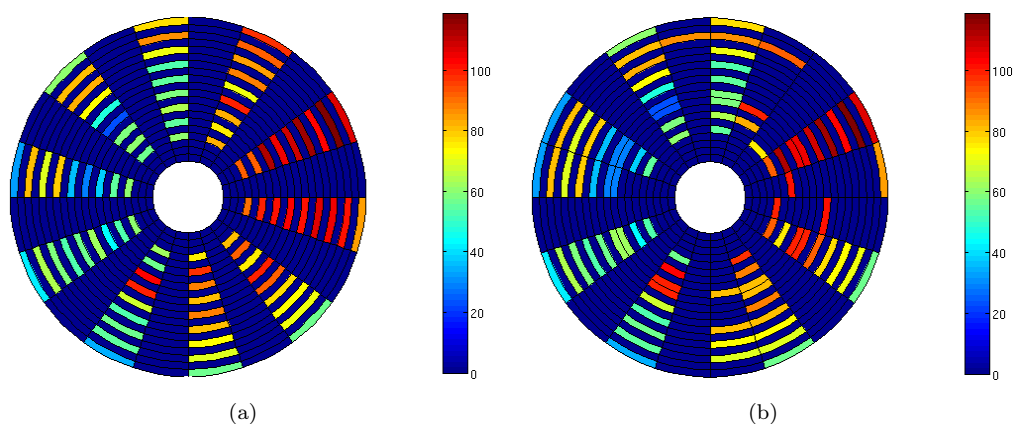


Figure 5.14 – Comparaison des données simulées et du résultat de projection radiale. (a) Données simulées projetées sur une surface de résolution quatre fois plus élevée et représentation “bull’s eye” dans le cas d’une surface de révolution. (b) Résultat de la projection radiale des données simulées sur la surface de référence (modèle géométrique à l’instant 00% du scanner pour le patient P01). Les segments de valeur nulle (bleu foncé) correspondent aux points $Y_j \in S_{VG}$ tels que $\Lambda_j \cap \mathcal{S}_{EAM} = \emptyset$. Nous pouvons observer les défauts de projection expliqués de manière schématique à la figure 5.15.

Nous observons des défauts de projection angulaire ceci vient du fait que le centre de gravité utilisé pour la création des données simulées n’est pas le même que celui employé pour la

projection. En effet, la mise à l'échelle radiale est faite par rapport au grand axe passant par le centre de gravité du VG et la projection radiale est faite par rapport au grand axe passant par l'apex. Cette différence de centre de gravité et de référence pour la projection explique les trois cas suivants :

- (1) la plupart des mesures est projetée sur un point de même coordonnée angulaire (c'est le cas que l'on obtient pour une géométrie de révolution),
- (2) certaines mesures sont projetées sur plusieurs points de S_{VG} ,
- (3) certains points de S_{VG} restent à une valeur nulle après projection.

Afin de mieux expliquer les défauts de projection rencontrés, ces trois cas sont représentés à la figure 5.15.

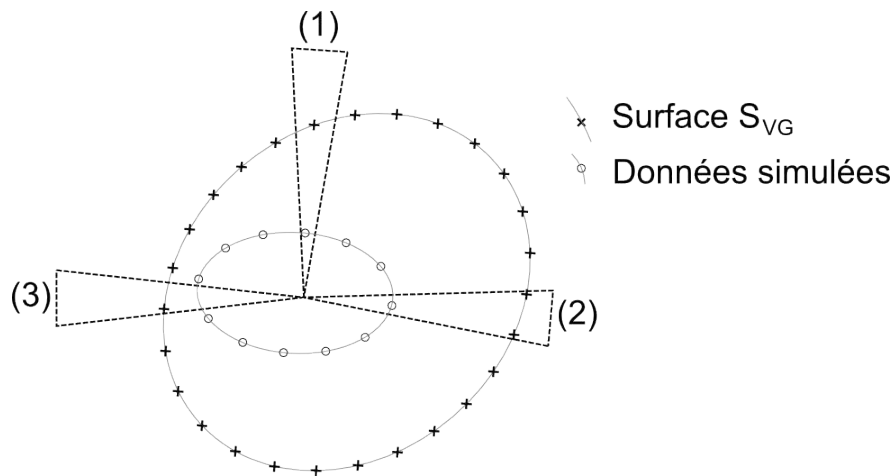


Figure 5.15 – Schéma des trois cas rencontrés lors de l'application de notre méthode de projection des points de mesures sur S_{VG} . Représentation dans un plan orthogonal au grand axe des trois cas : (1) le point de mesure est projeté sur un point de S_{VG} de même coordonnée angulaire, (2) la mesure est projetée sur plusieurs points de S_{VG} , (3) aucun point de mesure n'est projeté sur S_{VG} .

5.4.1.3 Évaluation de la projection des informations électriques.

Selon les méthodes d'interpolation, nous n'obtenons pas le même résultat. Certaines fonctions de base radiale ont tendance à ne pas lisser l'information entre les points de mesures, à l'inverse, la méthode par rayon d'interpolation a tendance à lisser toute l'information de manière excessive. Nous présentons figure 5.16 pour huit méthodes d'interpolation différentes les résultats de la projection des données simulées sur la surface S_{VG} de résolution élevée et comparons ces méthodes sur les points projetés dans le cas parfait d'une surface de révolution (cf. figure 5.14(a)) comme si nous étions constamment dans le cas (1) décrit ci-dessus (cf. figure 5.15).

La méthode par rayon d'interpolation présente un lissage important, ce même pour un rayon R_{int} faible car les points de mesures sont vus à des distances similaires par les points de S_{ref} .

La pondération privilégie les points les plus proches, aussi l'emploi d'une gaussienne (figure 5.16(c)) donne également un lissage fort pour la raison suivante : les points de mesure projetés n'influencent que peu leurs voisins, le choix du rayon d'interpolation n'entraîne pas de grandes variations du résultat.

Pour les méthodes par moyenne pondérée, un rayon d'interpolation est aussi employé mais les points de mesure sont préalablement projetés radialement sur S_{ref} , l'utilisation d'un rayon

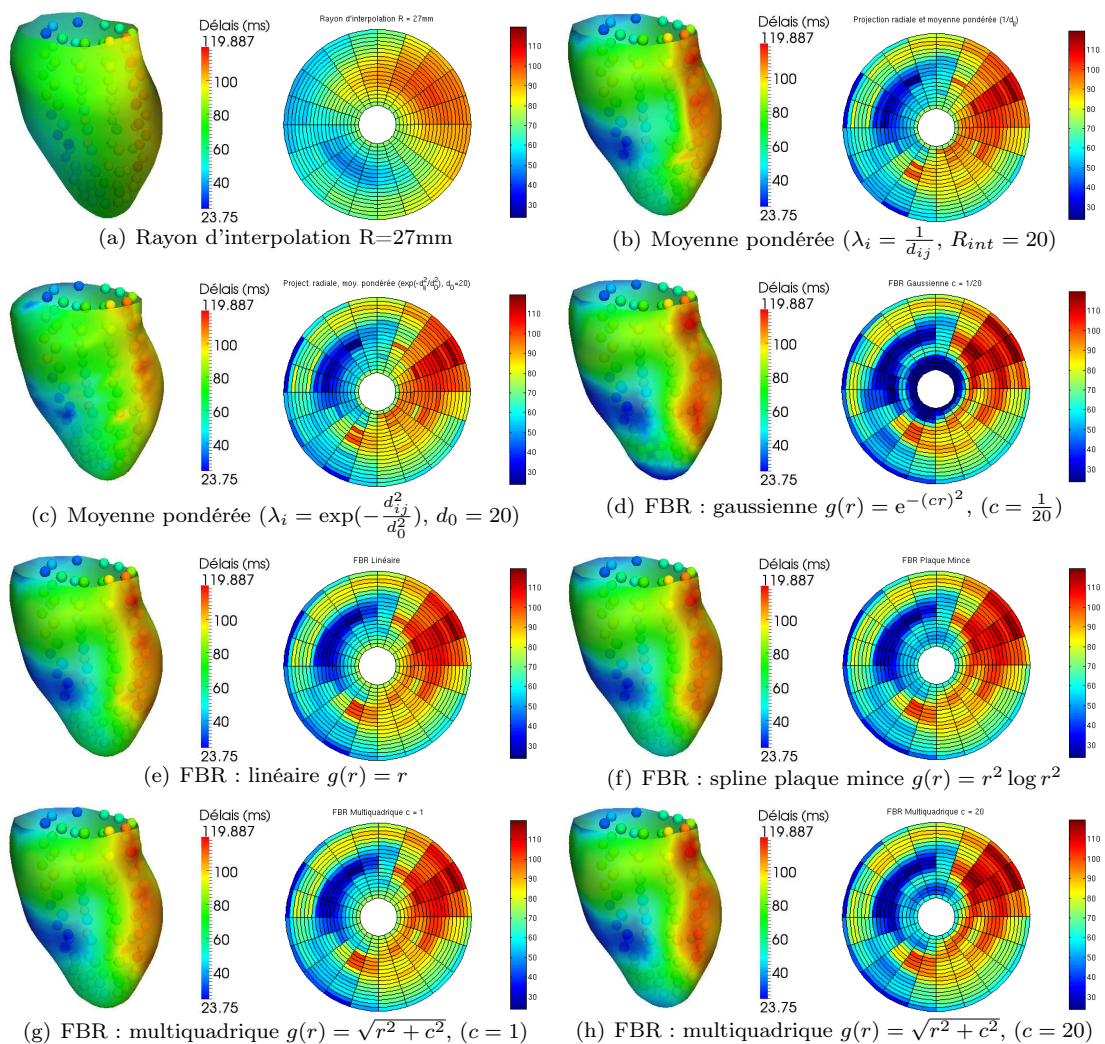


Figure 5.16 – Résultats de la projection des données simulées sur la surface S_{VG} selon diverses méthodes d'interpolation : (a) méthode par rayon d'interpolation, (b-c) projection radiale et moyenne pondérée, (d-h) fonctions de base radiale. Nous représentons pour chaque cas (à gauche) une carte 3D et les données simulées et (à droite) une représentation en œil de bœuf de haute résolution (400 segments).

d'interpolation est donc justifiée. Pour une pondération sur l'inverse de la distance $\lambda_i = \frac{1}{d_{ij}}$ (figure 5.16(b)) un rayon d'interpolation faible ($R_{int} < 15\text{mm}$) ne permet pas d'obtenir une cartographie complète. Dans le cas inverse ($R_{int} > 30\text{mm}$), la moyenne est effectuée sur un grand nombre de points et dans un cas extrême, une valeur globale est attribuée à l'ensemble des points de S_{ref} excepté aux points issus de la projection radiale (cf. figure 5.17).

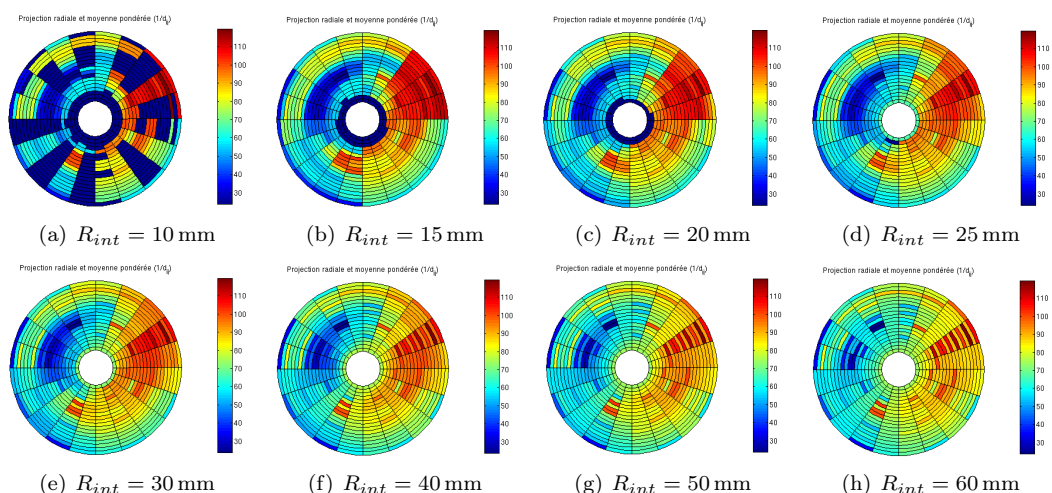


Figure 5.17 – Influence du rayon d'interpolation dans les méthodes de projection radiale et moyenne pondérée. Les cas extrêmes (a) $R_{int} = 10\text{ mm}$ et (h) $R_{int} = 60\text{ mm}$ montrent réciproquement des données fortement éparpillées et fortement lissées en dehors des points issus de la projection radiale.

Il apparaît judicieux en observant l'influence de R_{int} pour les méthodes utilisant la projection radiale, puis une moyenne pondérée, de prendre $20\text{ mm} \leq R_{int} \leq 30\text{ mm}$.

Nous présentons maintenant la comparaison des différentes méthodes par rapport aux données simulées. La figure 5.18 représente l'erreur entre les données simulées et les différentes méthodes en représentation polaire (œil de bœuf) et diagrammes en boîte (“boîtes à moustaches”).

Nous observons sur les représentations polaires de la figure 5.18 que l'erreur (en code couleur allant du bleu foncé au rouge) est la plus importante au niveau de l'apex (proche du centre de la représentation polaire), ceci s'explique par le fait que les données sont plus proches du grand axe. La projection des données se fait par rapport à un axe dont la direction est le grand axe et qui passe par l'apex. Si l'apex est désaxé de l'ensemble des données, les erreurs de projection sont plus importantes. Dans le cadre de données réelles, les cartographies sont également mal définies au niveau de l'apex car le contact de la sonde de mesure n'est pas toujours réalisé entraînant une position de la sonde imprécise mais aussi car l'apex est difficile à atteindre. Par la suite, les données à l'apex seront à considérer avec attention.

De manière plus synthétique, les erreurs moyennes et écarts types sont quantifiés au tableau 5.2.

Les méthodes par fonction de base radiale linéaire (méthode (e)) et fonction de base radiale multiquadrique avec paramètre $c = 1$ (méthode (g)) fournissent les meilleurs résultats sur ces données simulées.

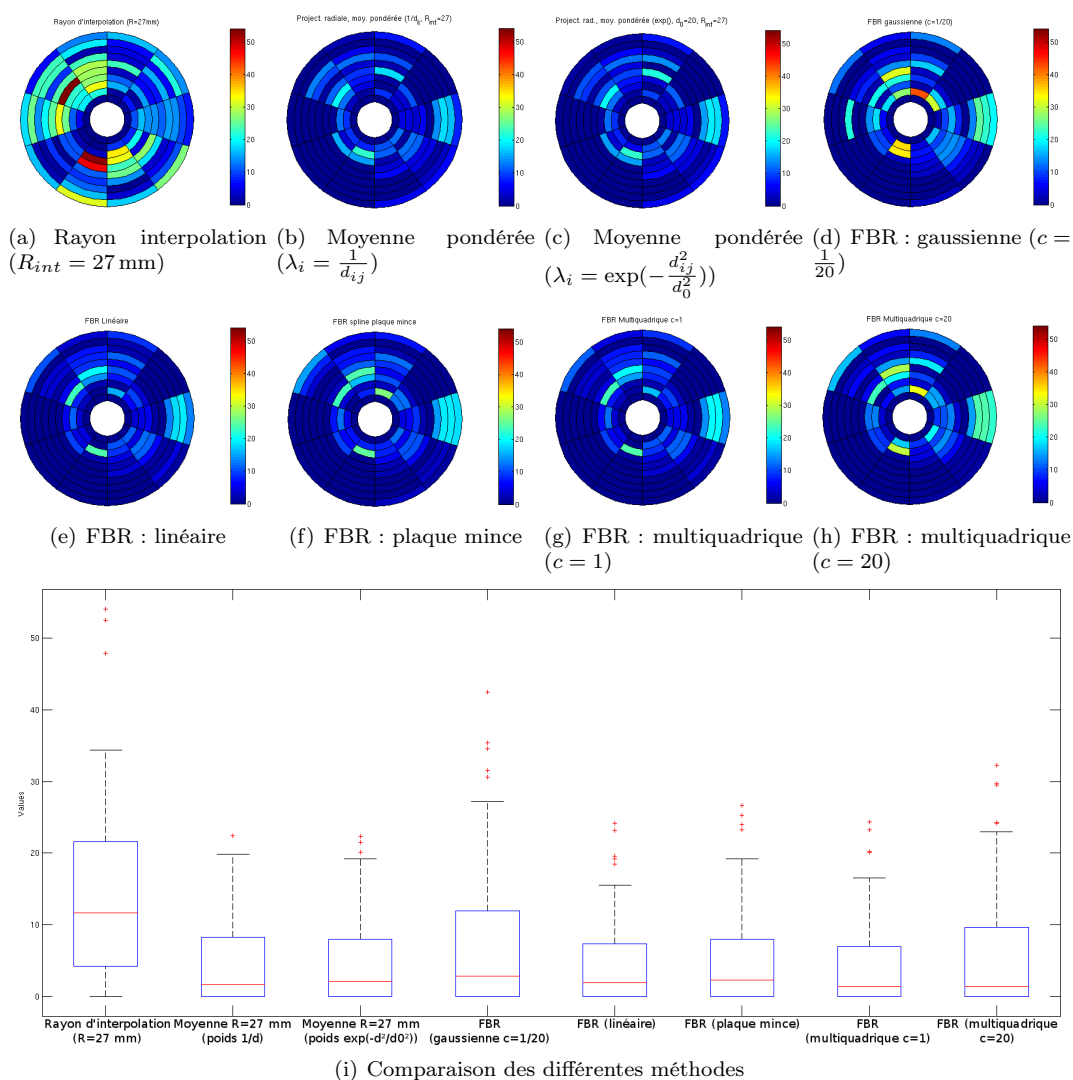


Figure 5.18 – Comparaison des méthodes d’interpolation sur les données simulées. (a-h) Représentations polaires en œil de bœuf (100 segments) de l’erreur en code couleur du bleu foncé (erreur nulle) au rouge. (i) Représentation par diagrammes en boîte. La méthode par fonction de base radiale et la méthode fonction de base linéaire radiale multiquadrique avec paramètre $c = 1$ paraissent les mieux adaptées à notre problématique (erreurs respectives : 4.38 ms et 4.40 ms).

| Méth. interpolation | (a) | (b) | (c) | (d) | (e) | (f) | (g) | (h) |
|---------------------|-------|------|------|------|------|------|------|------|
| Erreur moyenne (ms) | 13.90 | 4.51 | 4.59 | 7.17 | 4.38 | 4.99 | 4.40 | 5.88 |
| Ecart type (ms) | 11.69 | 5.66 | 5.78 | 9.57 | 5.69 | 6.47 | 5.86 | 8.04 |

Tableau 5.2 – Erreurs moyennes et écarts types des méthodes d’interpolation de données électrique par rapport à des données simulées (en millisecondes). (a) Rayon d’interpolation ($R_{int} = 27 \text{ mm}$), (b) projection radiale et moyenne pondérée ($\lambda_i = \frac{1}{d_{ij}}$, $R_{int} = 27 \text{ mm}$), (c) projection radiale et moyenne pondérée ($\lambda_i = \exp(-\frac{d_{ij}^2}{d_0^2})$, $d_0 = 20 \text{ mm}$, $R_{int} = 27 \text{ mm}$), (d) FBR : gaussienne $g(r) = e^{-(cr)^2}$, ($c = \frac{1}{20}$), (e) FBR : linéaire $g(r) = r$, (f) FBR : spline plaque mince $g(r) = r^2 \log r^2$, (g) FBR : multiquadrique $g(r) = \sqrt{r^2 + c^2}$, ($c = 1$), (h) FBR : multiquadrique $g(r) = \sqrt{r^2 + c^2}$, ($c = 20$).

Nous donnons à la section suivante, les résultats sur données réelles des méthodes choisies pour la projection des informations électriques EAM. Nous utiliserons pour l'obtention de cartographies, la projection puis l'interpolation des données électriques par fonction de base radiale multiquadratique ($g(r) = \sqrt{r^2 + c^2}$ avec $c = 1$) pour trois des quatre patients de cette étude. En effet, nous verrons que l'étape de projection donne des résultats discutables dans le cas du patient P03 où la géométrie acquise en EAM est très éloignée de celle segmentée à partir des volumes scanner.

5.4.2 Résultats sur données réelles

Une fois le recalage des surfaces effectué, les données électriques sont projetées sur la surface anatomique choisie comme référence. Pour l'utilisation facilitée d'une projection radiale, nous avons choisi comme référence la surface du modèle géométrique dynamique S_{VG} . Les données disponibles permettent la création de :

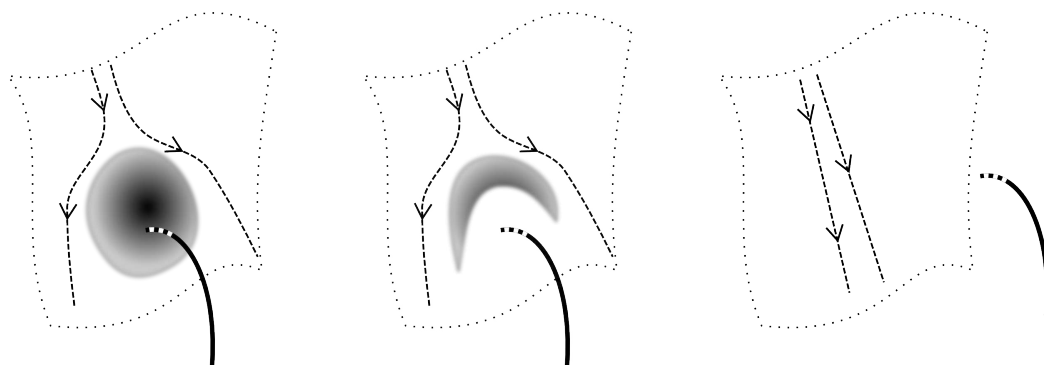
- cartes d'activation électrique spontanée (stimulation auriculaire droite mais non ventriculaire) ou avec stimulation cardiaque (ventriculaire droite, ventriculaire gauche ou bi-ventriculaire),
- cartes de voltage spontané ou avec stimulation cardiaque.

Cartes d'activation électrique. La principale préoccupation dans le cadre de l'optimisation de la CRT est de combiner l'information anatomique et l'information locale électrique avant implantation. L'activation électrique pour un cœur sain, commence au nœud sinusal, se propage par le faisceau de His (branche gauche) puis par le purkinje. En terme de cartographie, on observe dans ce cas un début d'activité (faibles délais de couleur bleu) sur la partie basale du septum qui se propage le long du septum puis vers la paroi latérale (délais élevés de couleur rouge). En tenant compte de l'implantation des trois sondes de stimulation, nous cherchons à caractériser la conduction ventriculaire (après passage du nœud auriculo-ventriculaire). Sur nos données, l'acquisition notée "sinusale" consiste en la stimulation de l'oreillette droite comme elle le serait par le nœud sinusal et en l'observation de l'activité électrique résultante sur l'endocarde du VG. Ces acquisitions, que nous qualifions de "spontanées", sont les plus proches de l'information électrique avant implantation.

Les cartes des délais d'activation électrique acquises en stimulation bi-ventriculaire sont acquises pour un mode de stimulation utilisant les trois sondes implantées : celle de l'oreillette droite et celles des deux ventricules. Ces cartes montrent donc les effets de la resynchronisation et sont intéressantes à comparer avec les cartes d'activation spontanée.

Cartes de voltage. Les mesures endocavitaires montrent l'activité électrique locale c'est à dire l'activité électrique des cardiomyocytes. Les cartes de voltage représentent l'amplitude pic à pic des EGMs endocavitaires mesurés. De manière locale, plus le nombre de cardiomyocytes excités est grand et plus le signal EGM sera puissant. On peut donc interpréter les cartes de voltage comme la densité de cardiomyocytes localement actifs lors de la stimulation considérée. Une zone de fort voltage signifie une zone de bonne propagation de la dépolarisation. Les zones de faible voltage ne sont pas si facilement interprétables, ces zones peuvent être la conséquence de :

- une faible conduction (bloc, zone nécrosée), la faible activité relevée peut être le résultat de la propagation de l'activité d'une zone voisine (cf. figure 5.19(a)),
- un défaut d'activation : la zone est saine mais simplement non excitée (cf. figure 5.19(b)),
- un contact de la sonde de mesure mal établi (cf. figure 5.19(c)).



(a) La sonde est dans une zone de faible conduction. (b) La sonde est dans une zone non activée. (c) La sonde n'est pas en contact avec l'endocarde.

Figure 5.19 – Illustration de trois différents cas où un faible voltage est relevé en cartographie. La sonde est représentée en son point de mesure sur l'endocarde (lorsqu'il y a contact), de manière schématique, les pointillés fléchés représentent le champs de propagation de l'activité électrique et en grisé sont représentés les zones de défaut de conduction.

L'analyse de ces cartes doit permettre de déceler un défaut de conduction ou d'activation, les zones de faible voltage sont donc recherchées. Une mesure inférieure à 1 mV devient critique. Pour la représentation des cartes de voltage, nous modifions notre échelle de couleur afin de détailler les voltages inférieurs à 2 mV.

Nous représentons nos résultats par des vues détaillées de cartographies anatomiques tri-dimensionnelles et des représentations plus schématiques donnant une vue d'ensemble du cœur en œil de bœuf à 400 segments (résolution du maillage de S_{VG}). Les pathologies des patients ne sont pas les mêmes, nous commentons donc ces résultats détaillés pour chaque patient.

5.4.2.1 Résultats sur le patient P01

Les résultats pour ce patient sont donnés à la figure 5.20. La sonde de référence par rapport à laquelle les délais sont mesurés était placée dans le ventricule droit. Un délai de 16.6 ms correspond donc à un événement se produisant 16.6 ms après l'activité relevée par cette sonde.

Mode de stimulation spontané. En spontané, l'activation ventriculaire se rapproche du schéma attendu pour un cœur sain : les premiers segments activés (faibles délais représentés en bleu) se situent sur la paroi septale. Les derniers segments activés (délais élevés représentés en rouge) sont ceux de la partie basale de la paroi antéro-latérale. Cependant, nous pouvons constater (cf. figure 5.21) que la zone d'activation la plus précoce (partie moyenne de la paroi septale, délais d'environ 20 ms) est entourée de segments à l'activation plus tardive (de l'ordre de 50 ms). Il faut mettre la carte de voltage en parallèle de cette observation : la zone correspondant à l'activation précoce est entourée de régions ayant des faibles voltages. Ceux-ci peuvent décrire des tissus ayant une conduction défailante, bloquant donc la propagation électrique.

La paroi antéro-latérale (aux niveaux basal et moyen) est activée tardivement sur une large zone (délais de l'ordre de 120 ms). Cette zone correspond assez bien à une zone de forts voltages donc d'activation efficace. La totalité du VG est activée en 105 ms (différence entre la dernière et la première activation).

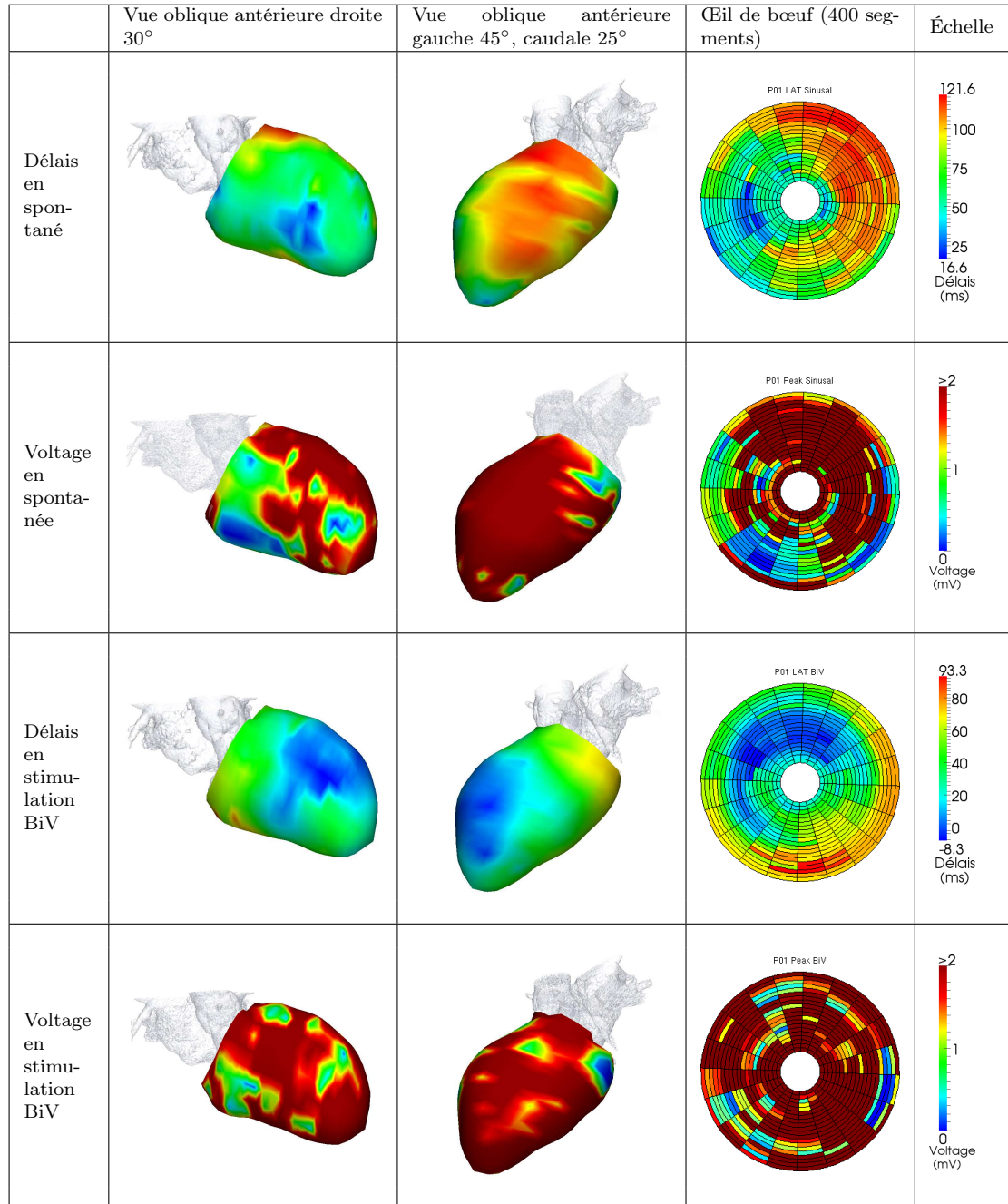


Figure 5.20 – Résultats de la fusion de données électriques et anatomiques pour le patient P01. Cartes des délais d'activation électrique et cartes de voltage en spontané et en stimulation bi-ventriculaire sous deux formes de représentation : cartographies tridimensionnelles et représentation polaire (400 segments). Les délais sont représentés du bleu (valeurs faibles) au rouge (valeurs élevées), de même les voltages sont représentés du bleu (faibles valeurs) au rouge (valeurs supérieures à 2 mV).

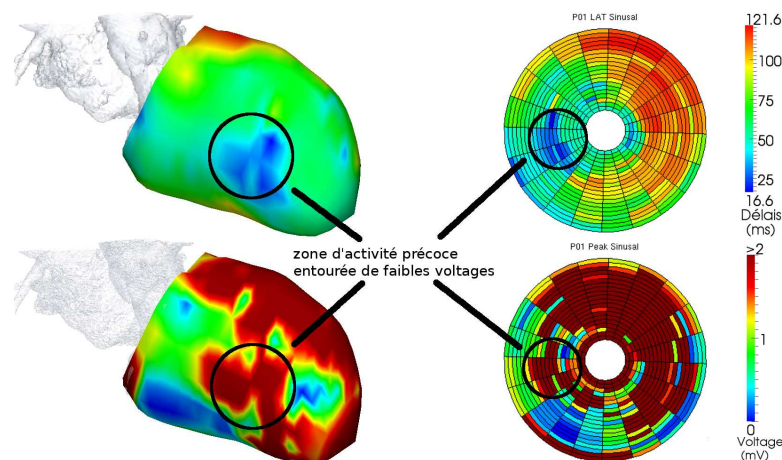


Figure 5.21 – Patient P01 : illustration de la zone de première activation en mode spontané. Cette zone est entourée de tissus de faible voltage. À gauche : cartographies tridimensionnelle en vue oblique antérieure droite 30°. À droite : vue en œil de bœuf (400 segments). En haut : délais d'activation électrique. En bas : carte de voltage.

Mode de stimulation bi-ventriculaire. Les cartes des délais d'activation électrique montrent une activation de la totalité du VG très légèrement plus rapide (environ 3 ms) par rapport au mode spontané. Ceci est confirmé par les ECGs en spontané et en stimulé qui donnent une durée du complexe QRS respectivement de 161 ms et 157 ms.

Les parois antérieure et septale (parties moyennes) sont les premières activées (8.3 ms avant la référence temporelle). L'activation la plus tardive (environ 90 ms après la référence temporelle) se fait sur la paroi inférieure (partie basale).

Afin d'observer la localisation des premières activations, nous changeons l'échelle de couleurs (de -8.3 à 8 ms) pour une meilleure définition des faibles délais. La figure 5.22 montre deux sites de première activation : un site situé au niveau moyen du septum interventriculaire, un autre au niveau moyen de la paroi antérieure. Le premier est probablement le résultat de l'activation du VD. En effet en stimulation bi-ventriculaire, une partie de l'activation électrique est trans-septale, amenée par le VD via le purkinje. Le second est le résultat de la stimulation du VG. En effet, la sonde de stimulation ventriculaire gauche a été implantée dans la veine latérale, et cette veine est observée sur l'image scanner en regard du site d'activation (cf. figure 5.22(b)). Cette observation est un élément indiquant la validité du résultat du recalage EAM-CT. Pour ce patient, nous ne disposons pas des veines extraites en scanner, et nous n'avons pas mis en œuvre l'évaluation par le recalage avec l'angiographie (cf. section 5.4.3).

Deux types de réponse à la stimulation apparaissent pour des zones initialement de faible voltage : une réponse satisfaisante (base de la paroi antéro-septale) et une absence de réponse (base de la paroi antéro-latérale). En effet, la paroi antéro-septale au niveau basal apparaît en stimulé de voltage supérieur à 2 mV, contrairement au mode spontané. Ceci montre la capacité de la stimulation à recruter des cellules non-activées en spontané, grâce à une excitation suivant un autre chemin de conduction. À l'opposé, la partie basale de la paroi antéro-latérale connaît un retard (par rapport aux segments environnant) pour les deux modes, ainsi qu'un faible voltage. Pour ce segment, il apparaît donc que la stimulation soit sans effet.

Enfin, il a été noté pour ce patient une asynchronie atrio-ventriculaire pouvant être expliquée par les écarts de délais observés sur la paroi septale en spontané et en stimulation bi-ventriculaire.

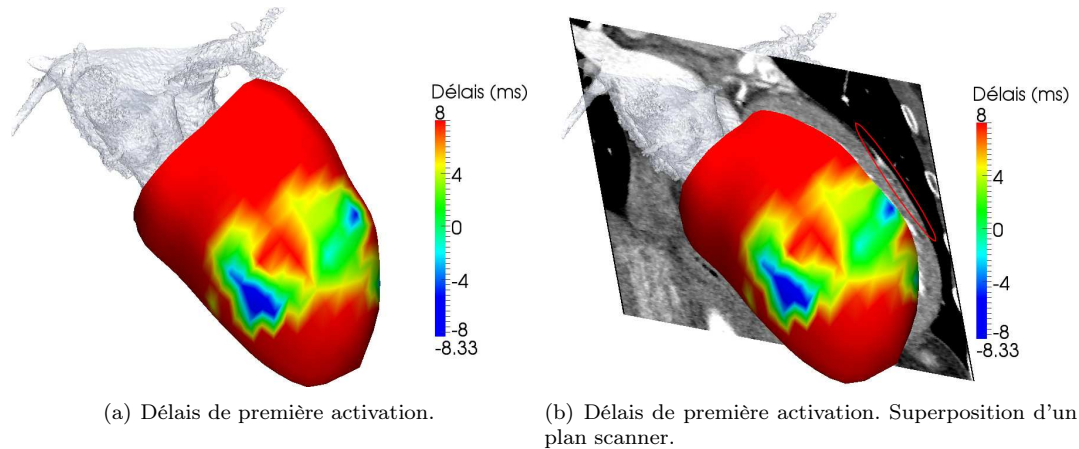


Figure 5.22 – Patient P01 : illustration des sites de première activation. Deux sites sont visibles. L’un est situé sur la partie moyenne du septum interventriculaire, l’autre sur la partie moyenne de la paroi antérieure. Nous observons à droite (entourée en rouge) une veine qui pourrait correspondre avec la veine d’implantation de la sonde de stimulation VG.

5.4.2.2 Résultats sur le patient P02

Les résultats pour ce patient sont représentés par la figure 5.23. La référence temporelle par rapport à laquelle les délais sont mesurés est le pic de l’onde R de l’ECG en dérivation V1. Ce pic est détecté par $-\frac{dECG}{dt} > 1.58 \text{ mV}\cdot\text{s}^{-1}$. Pour ce patient, seule une cartographie en mode spontané a été acquise (un incident a empêché la poursuite de la procédure).

La carte des délais d’activation électrique en spontané montre un début d’activité électrique sur la paroi septale au niveau basal (premier délai relevé à 21.7 ms, représenté en bleu), ce qui correspond à l’activation par le nœud atrio-ventriculaire. La propagation se poursuit vers les parois inférieure et antérieure. Nous n’observons pas le schéma d’activation sinusale par le faisceau de His, ce qui peut s’expliquer par une petite zone de faible voltage de la paroi septale moyenne.

Les derniers segments activés sont au niveau apical de la paroi antérieure et au niveau moyen de la paroi antéro-latérale (délai de 110 ms pour le plus retardé), correspondant elles-aussi à des régions de faible voltage. L’activation totale du ventricule est effectuée en 88 ms.

5.4.2.3 Résultats sur le patient P03

Pour ce patient, le mode de projection radial des données électriques sur la surface anatomique donne des résultats inattendus. En effet, nous observons à la figure 5.24 des faibles valeurs de délais présentes sur la paroi latérale qui, suivant la carte EAM initiale, devrait être la paroi la plus retardée. La surface relevée en EAM est géométriquement très éloignée de la surface segmentée à partir des volumes scanner. De ce fait, des mesures effectuées sur la paroi inféro-septale peuvent être localisées à défaut sur la paroi antéro-latérale à l’issue de la projection radiale. C’est ce qu’illustre la figure 5.25 : les faibles délais mesurés (en bleu) sur la face inféro-latérale (située en bas à droite de la figure 5.25(a)) sont éloignés de leur position initiale après projection radiale sur la surface du modèle géométrique dynamique à la figure 5.25(b).

Pour ce patient, nous avons donc utilisé le mode de projection par rayon d’interpolation, décrit à la section 5.3.2.1. Ce mode de projection impliquant une moyenne sur les données, les valeurs représentées sont donc moins précises mais permettent tout de même d’être interprétés.

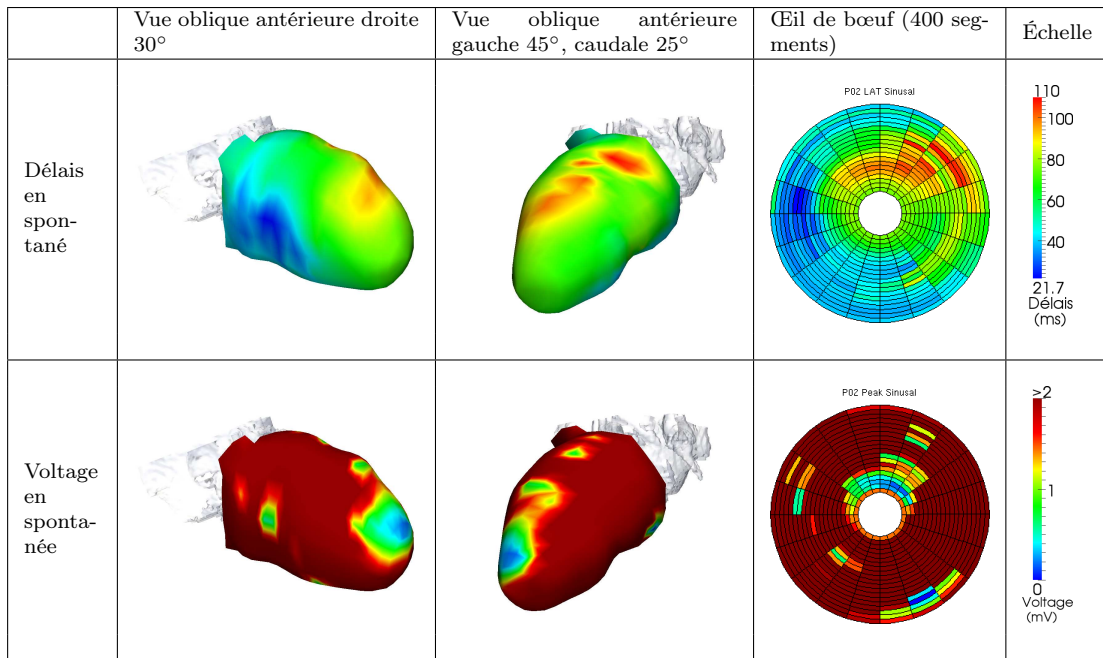


Figure 5.23 – Résultats de la fusion de données électriques et anatomiques pour le patient P02. Cartes des délais d’activation électrique et cartes de voltage en spontané sous deux formes de représentation : cartographies tridimensionnelles et représentation polaire (400 segments). Les délais sont représentés du bleu (valeurs faibles) au rouge (valeurs élevées), de même les voltages sont représentés du bleu (faibles valeurs) au rouge (valeurs supérieures à 2 mV).

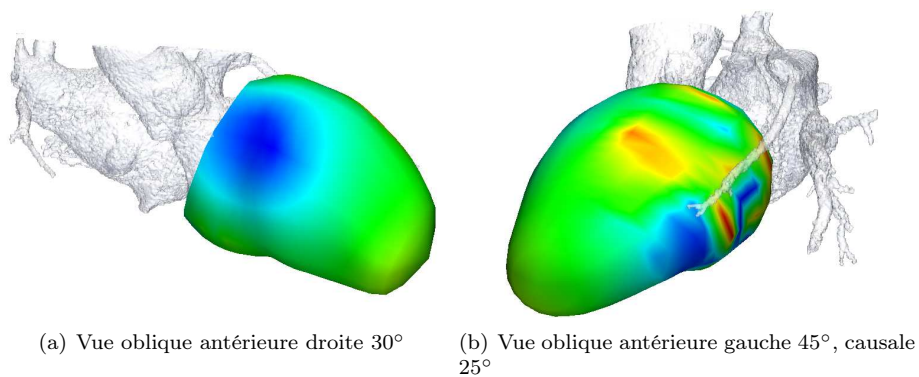


Figure 5.24 – Résultats de la fusion de données électriques et anatomiques pour le patient P03 pour le mode de projection radial et l’emploi des fonctions de base radiale pour l’interpolation. Cartes des délais d’activation électrique en spontané : cartographies tridimensionnelles. Les délais sont représentés du bleu (valeurs faibles) au rouge (valeurs élevées). Sur la paroi latérale, de faibles délais sont relevés, résultat d’une mauvaise projection.

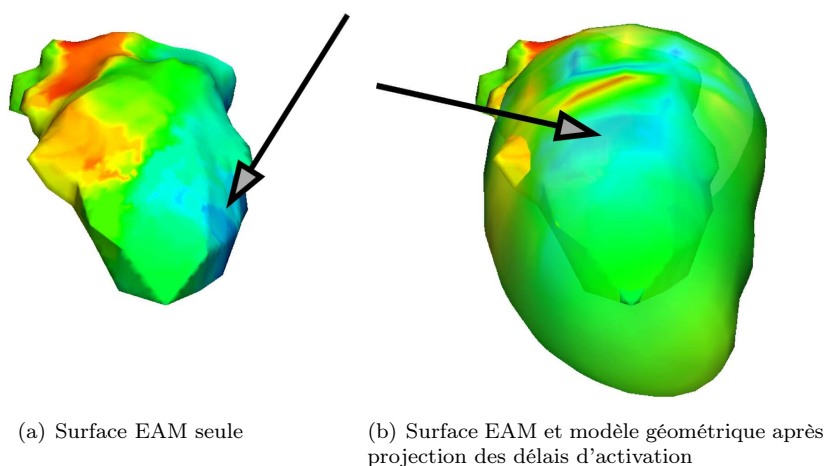


Figure 5.25 – P03 : illustration des défauts de projection dans le cas d’une surface acquise en EAM (\mathcal{S}_{EAM}) géométriquement éloignée de la surface anatomique de référence S_{VG} (ici, notre modèle géométrique dynamique). Les flèches montrent des faibles délais sur \mathcal{S}_{EAM} et leur localisation après projection radiale sur S_{VG} .

Les résultats pour ce patient sont donnés à la figure 5.26. La sonde de référence temporelle pour le calcul des délais d’activation électrique a été placée dans l’oreillette droite.

Mode de stimulation spontané. Nous observons en mode de stimulation spontané un schéma d’activation septale classique : les premières activations (en bleu foncé) sont observées au niveau basal et moyen (délais de 30 ms). Le front de dépolarisation laisse apparaître une propagation se dirigeant vers les faces antérieure et inférieure ainsi qu’à l’apex. La paroi latérale est nettement plus retardée aux niveaux moyen et basal (100 ms, en rouge). L’activation totale du ventricule se fait en 70 ms.

La carte de voltage ne montre pas de segments de faible voltage, si ce n’est au niveau basal de la paroi septale, qui est difficile d’accès par la sonde (ces faibles voltages sont donc probablement liés à un mauvais contact).

Mode de stimulation bi-ventriculaire. Les cartes de délais d’activation électrique en stimulation bi-ventriculaire montrent deux zones très localisées d’activité électrique précoce se traduisant par des faibles délais (en bleu). Comme pour le patient P01, ces zones représentent probablement d’une part le site de stimulation du VG (sur la paroi latérale) et, d’autre part, une activité électrique résultant de l’activation du VD et se propageant sur la paroi inférieure du VG. La validation de la position du site de stimulation par rapport à la première zone est présentée dans la section suivante.

Par ailleurs, une zone retardée localisée apparaît au même niveau moyen de la paroi latérale qu’en mode sinusal. Ceci peut s’expliquer par une petite zone de faible conduction visible sur la carte de voltage au même endroit. La totalité du VG est activée en 65 ms.

Ce patient souffre d’une cardiomyopathie hypokinétique dilatée d’origine non ischémique. Il a été noté un retard mécanique de la paroi latérale de 70 ms. Nous retrouvons une grandeur similaire pour l’activation électrique totale du VG. Pour ce patient, la sonde de stimulation VG a été implantée dans la veine antéro-latérale par accès via le sinus coronaire. Cette information confirme la mesure d’un délai faible sur la paroi antéro-latérale en stimulation bi-ventriculaire.

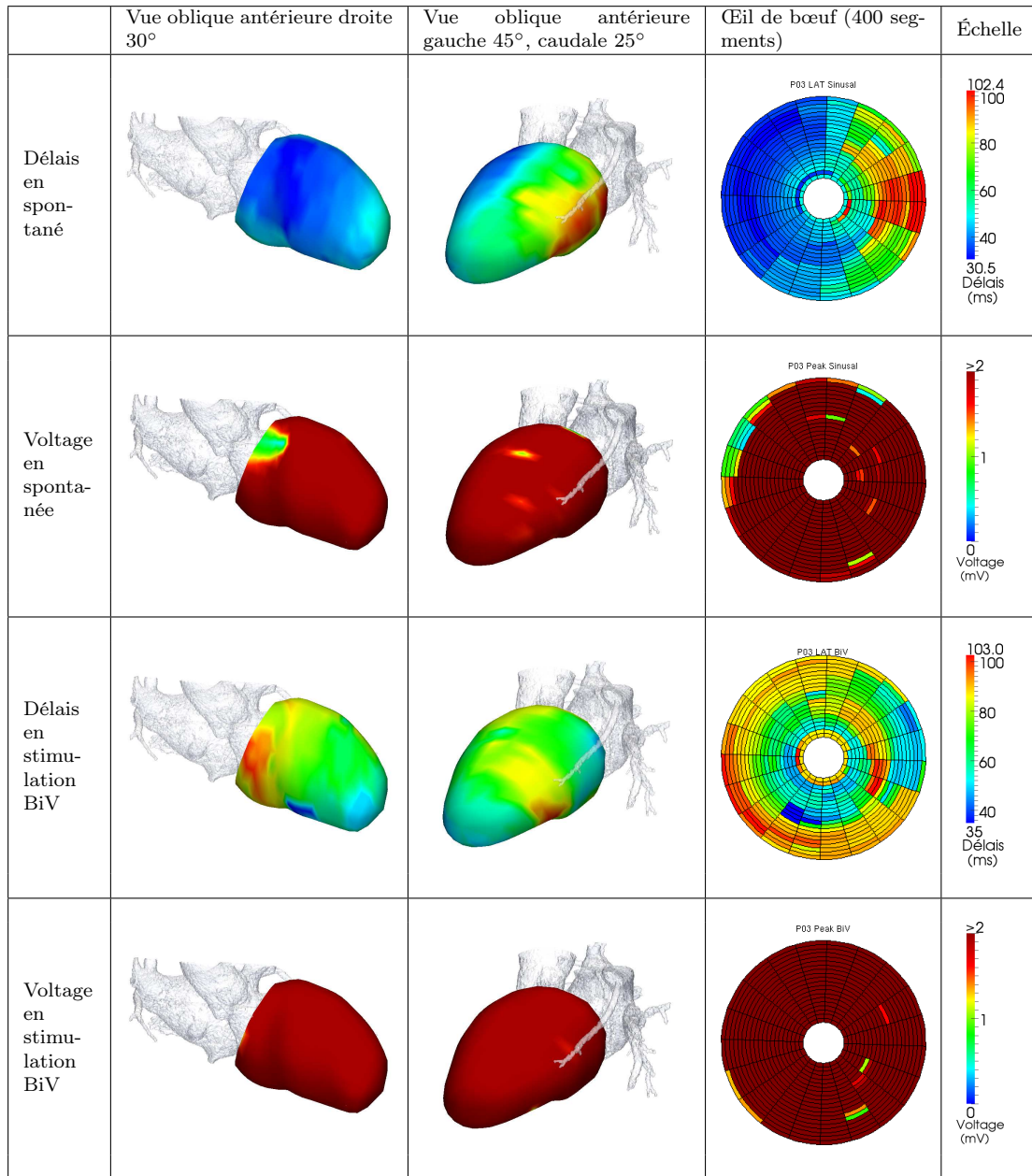


Figure 5.26 – Résultats de la fusion de données électriques et anatomiques pour le patient P03. Cartes des délais d'activation électrique et cartes de voltage en spontané et en stimulation bi-ventriculaire sous deux formes de représentation : cartographies tridimensionnelles et représentation polaire (400 segments). Les délais sont représentés du bleu (valeurs faibles) au rouge (valeurs élevées), de même les voltages sont représentés du bleu (faibles valeurs) au rouge (valeurs supérieures à 2 mV).

5.4.2.4 Résultats sur le patient P04

Les résultats pour ce patient sont donnés à la figure 5.27. La sonde de référence temporelle a été placée dans l'oreillette droite.

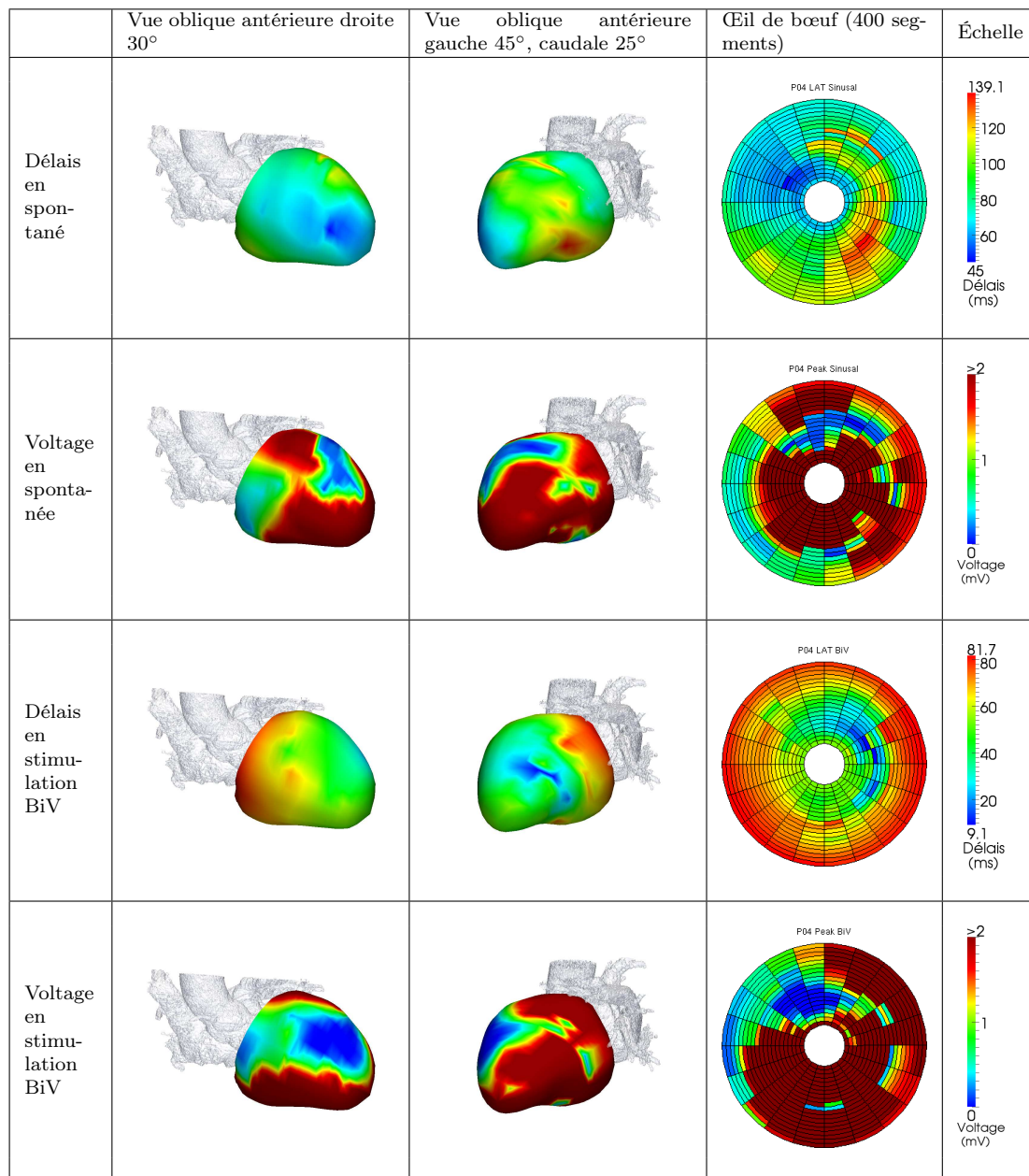


Figure 5.27 – Résultats de la fusion de données électriques et anatomiques pour le patient P04. Cartes des délais d'activation électrique et cartes de voltage en spontané et en stimulation bi-ventriculaire sous deux formes de représentation : cartographies tridimensionnelles et représentation polaire (400 segments). Les délais sont représentés du bleu (valeurs faibles) au rouge (valeurs élevées), de même les voltages sont représentés du bleu (faibles valeurs) au rouge (valeurs supérieures à 2 mV).

Mode de stimulation spontané. Nous observons très nettement un début d'activation sur la partie apicale de la paroi septale, qui se propage ensuite de l'apex vers la base de la paroi septale puis sur les parois inférieure et antérieure. L'activation au niveau apical et non pas basal coïncide avec la carte de voltage montrant deux principales régions de faible voltage dont une au niveau septo-basal pouvant expliquer une conduction difficile. Il a été diagnostiqué pour ce patient une cardiomyopathie dilatée évoluée associée à un bloc de branche gauche. Les cartographies illustrent la conduction typique d'un bloc de branche gauche : l'activation du VG se fait par le purkinje depuis le VD, résultant en un site de première activation au niveau apical.

Par ailleurs, par rapport au segment de première activation, la paroi inféro-latérale est activée avec un retard de 90 ms.

Mode de stimulation bi-ventriculaire. En stimulation bi-ventriculaire, nous observons un site de première activation sur la paroi latérale, correspondant bien à la veine utilisée pour l'implantation de la sonde de stimulation VG (veine antéro-latérale). Comme pour le patient précédent, la validation de la position du site de stimulation par rapport à la zone de première activation est présentée dans la section suivante.

Le ventricule est totalement activé en 73 ms, montrant une nette amélioration par rapport au spontané. Sur les cartes de voltage, les mêmes caractéristiques qu'en spontané sont retrouvées : deux zones principales de faibles voltages (ici se rejoignant en une seule).

5.4.3 Éléments d'évaluation sur données réelles : utilisation de l'angiographie

Comme évoqué précédemment, l'évaluation du recalage entre EAM et CT est un problème complexe pour lequel il n'existe pas de solution directe. Un élément d'évaluation repose sur la mise en regard des zones de première activation visualisées en EAM avec la position de la sonde de stimulation du VG. En effet, une bonne correspondance de ces deux localisations est un indicateur montrant la qualité du résultat du processus de recalage / fusion.

La position de la sonde est accessible par le compte-rendu écrit de l'implantation, mais de façon relativement imprécise. Une localisation plus précise peut être obtenue grâce aux images d'angiographie acquises durant l'implantation, sur lesquelles les sondes sont visibles, de même que les veines au moment de l'injection du produit de contraste.

Pour pouvoir projeter l'information de localisation de la sonde de l'angiographie vers le scanner, les deux images doivent être préalablement recalées. Une méthode de recalage automatique a été proposée précédemment au laboratoire [Castro, 2010] et est présentée en annexe C. Cependant, de par le type et le faible nombre de données considérées ici (cf. ci-dessous), nous nous sommes limités à un recalage manuel, dans un objectif d'étude de faisabilité.

Ainsi, dans cette section, nous montrons l'approche utilisée pour le recalage d'images angiographiques et scanner, permettant de visualiser dans un même environnement l'angiographie per-opératoire, le réseau coronaire veineux extrait en imagerie scanner pré-opératoire et la cartographie électroanatomique projetée sur le modèle du VG. Ces recalages donnent des éléments d'évaluation des méthodes par la visualisation de la veine implantée en comparaison des zones de délais d'activation électrique précoces en stimulation bi-ventriculaire.

Il est à noter ici que l'objectif de cette étape n'est pas limité à l'évaluation du recalage entre scanner et EAM. Cette étape permettra en effet la mise en œuvre de l'accompagnement per-opératoire de l'implantation par la projection d'information pré-opératoires dans le champ opératoire.

5.4.3.1 Recalage manuel d'images angiographiques et d'images scanner

Le recalage d'angiographies et d'images scanner repose sur l'appariement de l'arbre veineux préalablement extrait des deux modalités.

L'arbre coronaire a été extrait des images scanner pour les patients P03 et P04 selon la méthode développée au LTSI par [Garcia, 2011] et brièvement détaillée en annexe B.

La méthode automatique décrite en annexe C nécessite la connaissance des paramètres intrinsèques de l'angiographe. Or dans notre cas, l'enregistrement de l'acquisition est vidéo et ne donne plus accès aux informations de taille des pixels, de l'image ou d'incidence de l'acquisition. De plus, les images d'angiographie sont soumises à des phénomènes de distorsion calculables mais auxquels nous n'avons pas accès. Pour ces raisons, nous avons procédé manuellement au recalage.

De manière interactive, nous retrouvons le plan de projection de l'angiographe correspondant à la vue du réseau veineux extrait en scanner. En pratique, nous procédons en trois étapes :

1. La sélection d'une image de l'angiographie offrant une bonne visualisation des veines (lors d'une injection) et correspondant à l'instant scanner d'extraction des veines (en télésystole). Cette sélection se fait de manière visuelle en considérant le mouvement des veines dans les séquences d'images d'angiographie.
2. La recherche interactive de l'angle de vue de l'angiographe dans le repère scanner : à partir des veines extraites, nous cherchons l'orientation pour laquelle nous obtenons le même profil de l'arbre coronaire après projection planaire. Ceci équivaut à la recherche du plan d'acquisition de l'angiographe dans le repère scanner. Nous obtenons donc par cette étape la transformation du repère de l'angiographe vers le plan de projection dans le repère scanner.
3. L'application de la transformation obtenue à l'image de l'angiographie.

Pour les deux patients l'arbre coronaire a été extrait. Pour le patient P04, l'extraction automatique de la veine antéro-latérale (veine d'implantation) ne permettait que d'obtenir sa partie proximale car sur certaines coupes, la veine n'apparaissait pas suffisamment contrastée. En suivant cette veine après les coupes de faibles contraste, nous avons pu extraire manuellement la veine jusqu'à la zone de première activation correspondant à la position d'implantation de la sonde (cf. figure 5.29(b)).

Nous effectuons le recalage entre la coronarographie obtenue par injection de produit de contraste dans le sinus coronaire sous angiographie et les volumes scanner. Pour la validation des méthodes de recalage et de fusion, nous nous intéressons à la position de la sonde implantée dans le réseau veineux. Nous donnons aux figures 5.28 et 5.29 les images d'angiographie, le recalage manuel obtenu et l'image d'angiographie permettant de visualiser la sonde de stimulation ventriculaire gauche pour les patients P03 et P04.

L'angle d'incidence de l'angiographe pour la coronarographie est différent de celui de l'angiographe lors de la pose de la sonde de stimulation (figures 5.28(c) et 5.29(c)). De plus, l'injection de produit de contraste n'est effectuée qu'une seule fois pendant l'opération. Nous ne pouvons donc pas effectuer directement le recalage des images montrant la position de la sonde, mais pouvons connaître dans quelle partie de quelle veine la sonde a été implantée (les rapports cliniques d'implantation venant confirmer l'information). La position des sondes est ainsi estimée dans la veine implantée et représentée (par un cercle blanc) sur les images 5.28(b) et 5.29(b).

5.4.3.2 Résultats de superposition des veines et des cartographies

Nous disposons pour les patients P03 et P04 de segmentations du réseau veineux extraites (qui font l'objet de travaux complémentaires au LTSI) à partir des mêmes bases scanner que

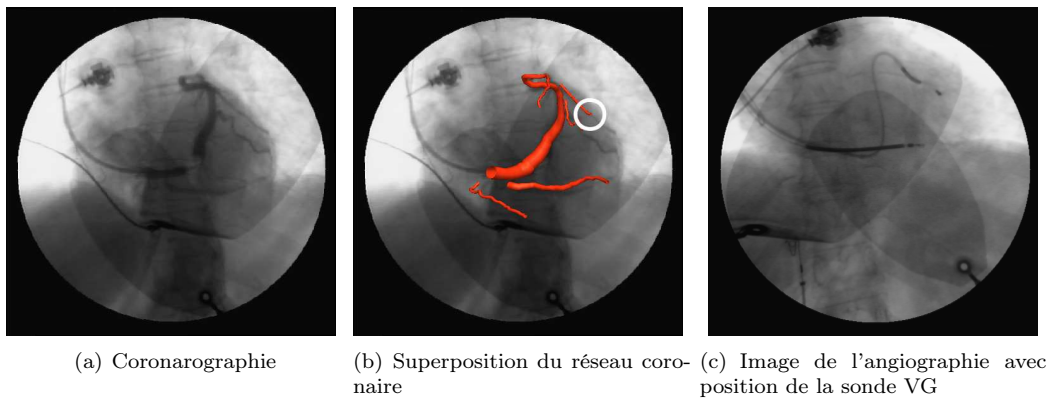


Figure 5.28 – Résultat de recalage manuel d'angiographie et des veines extraites en scanner pour le patient P03. À gauche : l'image d'angiographie choisie. Au centre : superposition avec le réseau veineux coronaire extrait des volumes scanner (instant 50%) après recalage. À droite : image de l'angiographie permettant de visualiser la sonde de stimulation ventriculaire gauche implantée. La position de la sonde est estimée à partir de l'image de droite et reportée sur l'image centrale (cercle blanc).

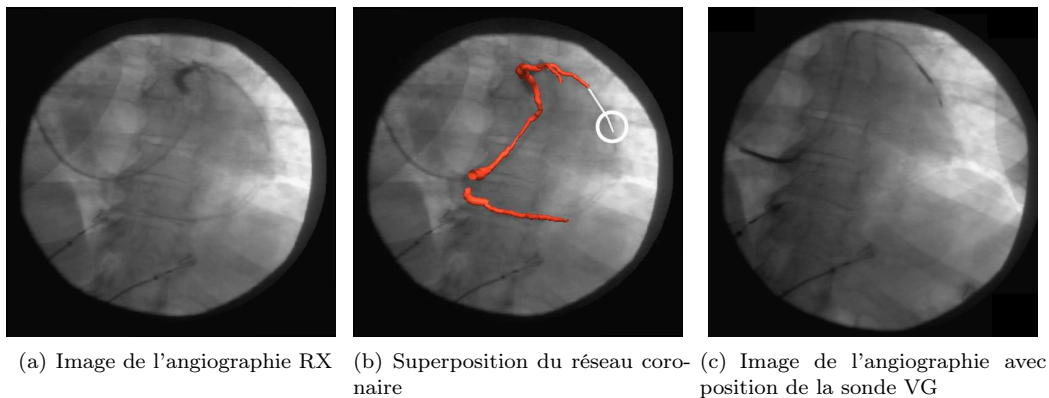


Figure 5.29 – Résultat de recalage manuel d'angiographie et des veines extraites en scanner pour le patient P04. À gauche : l'image d'angiographie choisie. Au centre : superposition avec le réseau veineux coronaire extrait des volumes scanner (instant 50%) après recalage. À droite : image de l'angiographie permettant de visualiser la sonde de stimulation ventriculaire gauche implantée. L'extraction de la partie distale de la veine antéro-latérale (en blanc) a été réalisée manuellement. La position de la sonde est estimée à partir de l'image de droite et reportée sur l'image centrale (cercle blanc).

les segmentations de l'endocarde utilisées. Les figures 5.30 et 5.31 montrent le résultat de la fusion :

- de la base scanner multibarrette
- de l'endocarde segmenté
- de l'extraction du réseau veineux
- du modèle géométrique dynamique
- des délais d'activation électriques locaux
- et de l'angiographie.

Pour le patient P03, la sonde de stimulation ventriculaire gauche a été implantée dans la partie distale de la veine latérale. L'observation de la figure 5.28(c) laisse penser que la position de la sonde est plutôt basale.

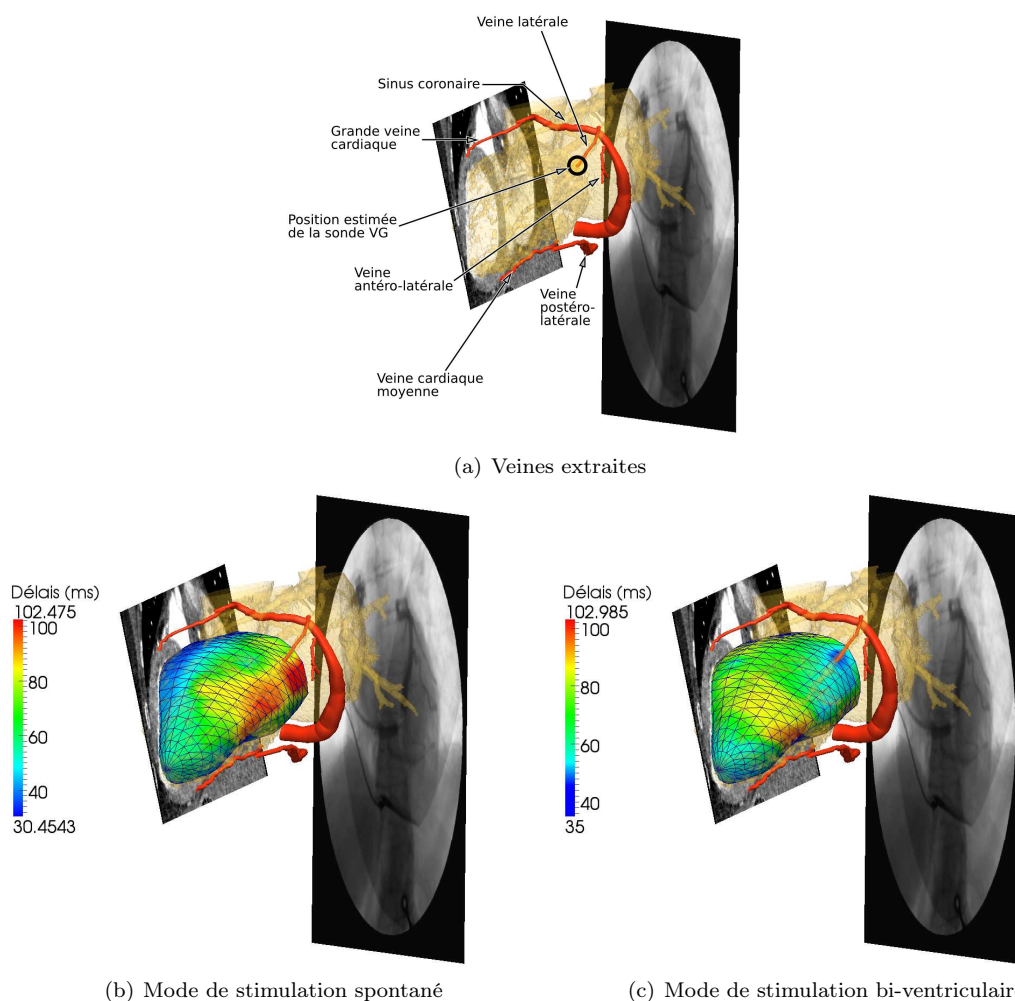


Figure 5.30 – Fusion de données anatomiques et électriques : réseau veineux et surface endocardique segmentée à partir du scanner CT représentés en regard des délais d'activation électrique (spontanée et avec stimulation bi-ventriculaire) projetés sur le modèle géométrique dynamique. Instant scanner à 50% du cycle cardiaque pour le patient P03. L'angiographie est représentée dans le repère scanner en perspective.

Nous observons sur la figure 5.30(b) la zone retardée proche des veines latérale et antéro-latérale. Sur la figure 5.30(c), à proximité de la veine implantée, l'activation est la plus précoce. La zone de première activation apparaît sous la veine implantée, en accord avec la position de la sonde.

Pour le patient P04, la sonde de stimulation ventriculaire gauche a été implantée dans la partie distale de la veine antéro-latérale.

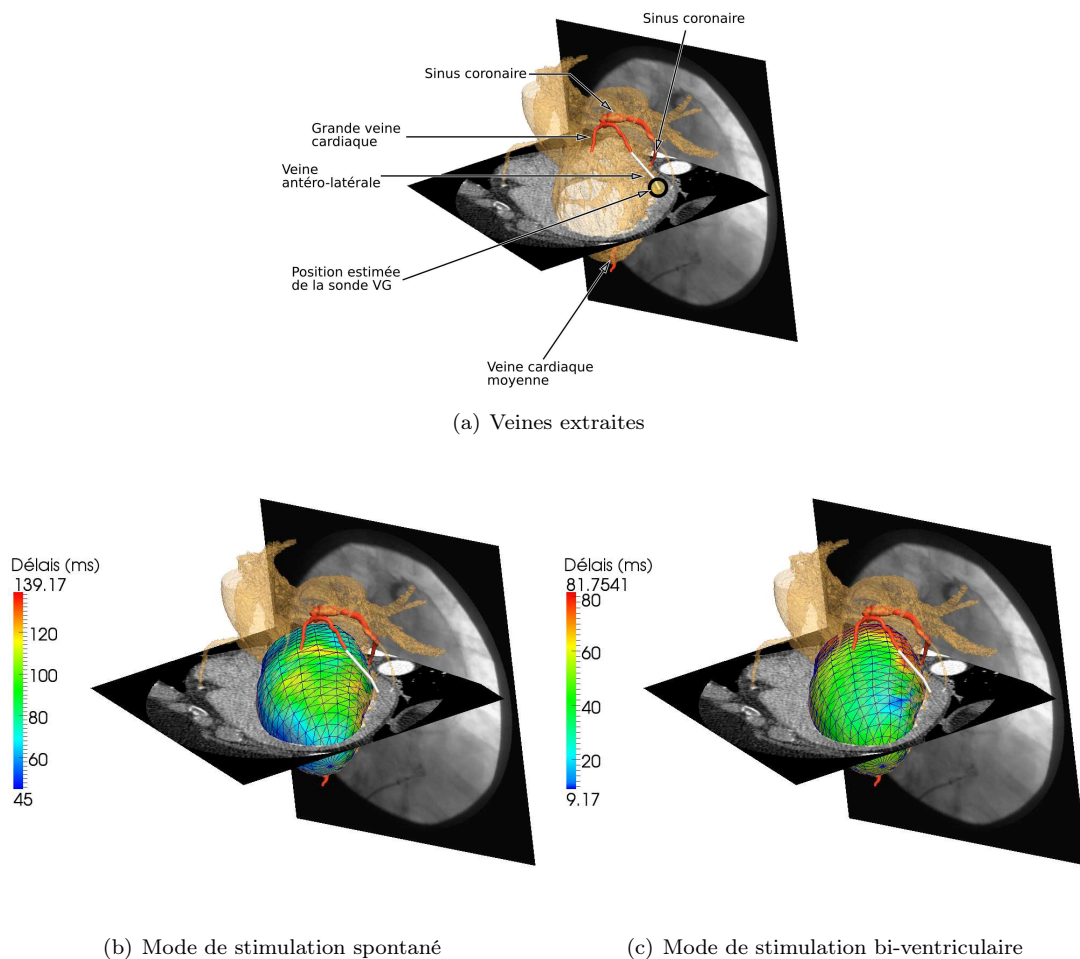


Figure 5.31 – Fusion de données anatomiques et électriques : réseau veineux et surface endocardique segmentée à partir du scanner CT représentés en regard des délais d'activation électrique (spontanée et avec stimulation bi-ventriculaire) projetés sur le modèle géométrique dynamique. Instant scanner à 50% du cycle cardiaque pour le patient P04. L'extraction de la partie distale de la veine antéro-latérale (en blanc) a été réalisée manuellement. L'angiographie est représentée dans le repère scanner en perspective.

Sur la figure 5.31(b), nous visualisons un site d'activation tardive (paroi antérieure moyenne) dans le prolongement distal de la veine antéro-latérale. La figure 5.31(c) montre le site de première activation électrique lui aussi dans le prolongement distal de la veine antéro-latérale.

L'activation précoce visualisée sous la partie distale est cohérente avec la position de la

sonde visualisée sur la figure 5.29(c).

Les résultats du recalage avec les images angiographiques (cf. figures 5.28, 5.29, 5.30 et 5.31) ouvrent des perspectives d'aide au geste interventionnel. En effet, l'étude présentée montre la faisabilité d'un tel recalage qui permettrait durant la planification ou durant l'implantation de localiser la position des sondes sur l'angiographie et de la projeter dans le volume scanner ou une surface issue du volume scanner. Cette fusion permettrait de choisir plus précisément le site d'implantation en fonction de l'accès veineux et des zones de retard d'activation.

Nous avons présenté ici les méthodes et résultats de fusion de données électriques et anatomiques. Le couplage électromécanique est une information primordiale pour la caractérisation de l'asynchronisme. Dans le cadre de la CRT, la définition du site d'implantation passe par la localisation du site de contraction le plus tardif et de l'accès veineux pouvant être employé. Nous pensons qu'une information locale des délais d'activation électrique est d'un apport certain pour une meilleure définition du site de stimulation. La prochaine section traite de l'extraction de descripteurs mécaniques de la fonction cardiaque à partir de l'échocardiographie par *speckle tracking*.

5.5 Extraction de descripteurs électromécaniques locaux en échocardiographie

Par le *speckle tracking* de l'échocardiographie (cf. section 1.4.6.3), une région d'intérêt peut être suivie dans le temps. En particulier pour nos travaux, la ligne centrale du myocarde est délimitée par le cardiologue et par *speckle tracking* peuvent être calculés :

- les mouvements du myocarde,
- le *strain* ou déformations (en français) de segments anatomiques.

5.5.1 Mouvements relevés en échocardiographie

Le suivi dynamique des points de la ligne centrale du myocarde dans le plan d'acquisition échographique est effectué sur l'ensemble du cycle cardiaque. Le mouvement relevé est ensuite décomposé selon les trois composantes longitudinale, radiale et transverse. Pour représenter les mouvements cardiaques dans le temps, une carte par composante du mouvement est créée avec en abscisse le temps (en millisecondes) et en ordonnée les différents points de mesure de la ligne centrale du myocarde en partant du niveau septal basal jusqu'au niveau latéral basal, de la même façon que si le contour était déroulé et mis à plat. En couleur est représenté l'amplitude du mouvement mesuré en chaque point.

À titre d'exemple, la figure 5.32 donne de gauche à droite les cartes de mouvement selon les composantes longitudinale, radiale et transverse pour le patient P01 en vue apicale deux et quatre cavités, avant et après implantation de stimulateur cardiaque dans le cadre d'une thérapie de resynchronisation cardiaque. Les mouvements observés ne décrivent pas uniquement la mécanique du ventricule gauche. En effet, il s'agit des déplacements des parois myocardiques qui sont aussi sujettes à des déplacements induits par les mouvements respiratoires ou les mouvements passifs du cœur, les mouvements du ventricule droit ou même des mouvements de la sonde d'acquisition. Pour ces raisons, l'observation du mouvement seul n'est pas suffisante pour caractériser l'asynchronisme.

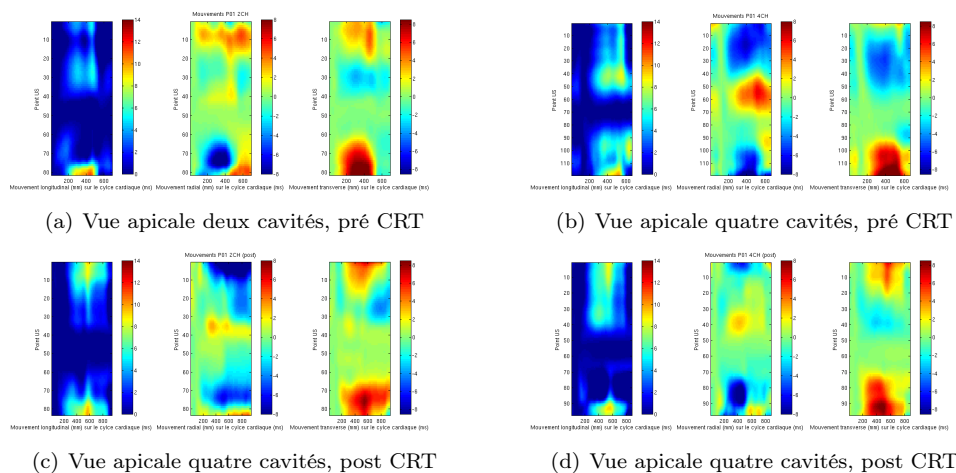


Figure 5.32 – Cartes de mouvement pour le patient P01, en pré et post implantation CRT et en vue apicale deux et quatre cavités. À gauche : mouvement longitudinal. Au centre : mouvement radial. À droite : mouvement transverse.

5.5.2 Délais électromécaniques globaux à partir du *strain*

En échocardiographie, le *strain* est l'étude des déformations des parois ventriculaire. Le *strain* est la mesure la mieux adaptée à l'étude de la mécanique ventriculaire car elle rend directement compte des phénomènes actifs de contraction et de dilatation du myocarde.

Lors de l'acquisition échographique, des points du myocarde sont sélectionnés interactivement par le clinicien de façon à être représentatifs des différents segments anatomiques. Pour chacun des segments, la courbe de *strain* associée est exportée de la station d'échographie.

Comme le déplacement, nous observons le *strain* sur trois composantes : longitudinale, radiale et transverse. Nous observons des courbes de *strain* longitudinal pour les dix-sept segments anatomiques cardiaques dans la représentation polaire. Le *strain* longitudinal est plus représentatif de la fonction contractile. Toutefois les valeurs relevées à l'apex sont difficiles à interpréter car l'orthogonalité des segments apicaux par rapport à la direction longitudinale, caractérise plutôt les déformations dans l'épaisseur du myocarde. Rappelons ici qu'un *strain* positif correspond à un étirement du segment et qu'un *strain* négatif dénote une contraction. À partir de courbes de *strain*, nous sommes en mesure de relever par segment les délais entre le début du complexe d'onde QRS de l'ECG et le premier pic (négatif) du signal de *strain*. Ces délais donnent le temps nécessaire, depuis le début du complexe QRS, pour atteindre le maximum de contraction des segments. La référence temporelle choisie est l'électrocardiogramme (cf. section 1.4.2). Il s'agit d'un signal de l'activité électrique globale en opposition aux mesures locales relevées en EAM. Nous désignons ces délais par "délais électromécaniques globaux" (DEM globaux). Un exemple de calcul de DEM global est donné à la figure 5.33.

Les DEM globaux des patients P01, P03 (vue apicale quatre cavités seulement) et P04 sont donnés au tableau 5.3 (en ms), suivant les mesures de délai relevées par le clinicien.

Les délais présentés au tableau 5.3 sont représentés par visualisation polaire à la figure 5.34. Les douze segments représentés sont les segments anatomiques des vues apicales deux et quatre cavités : (de l'extérieur vers le centre et dans le sens horaire, en partant de la gauche) septal basal, septal moyen, septal apical, antérieur basal, antérieur moyen, antérieur apical, latéral basal, latéral moyen, latéral apical, inférieur basal, inférieur moyen et inférieur apical (cf. figure 5.6).

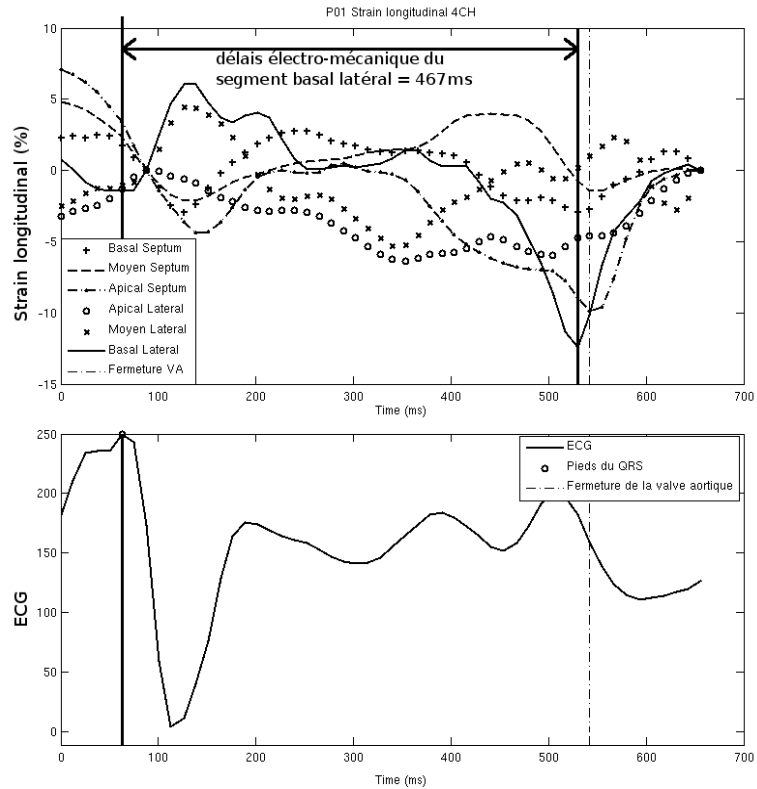


Figure 5.33 – *Strain* longitudinal par segment anatomique (quatre cavités) pour le patient P01. Exemple du calcul du DEM global pour le segment basal latéral (courbe en traits pleins) : le délai relevé est de 467 ms.

| Vue 4 cav. | Sept. bas. | Sept. moy. | Sept. ap. | Lat. ap. | Lat. moy. | Lat. bas. |
|------------|------------|------------|-----------|----------|-----------|-----------|
| Vue 2 cav. | Inf. bas. | Inf. moy. | Inf. ap. | Ant. ap. | Ant. moy. | Ant. bas. |
| P01 4 cav. | 123 | 135 | 135 | 350 | 337 | 527 |
| P01 2 cav. | 233 | 315 | 396 | 396 | 260 | 533 |
| P03 4 cav. | 88 | 63 | 366 | 366 | 441 | 441 |
| P04 4 cav. | 113 | 353 | 378 | N.A. | 605 | 479 |
| P04 2 cav. | 529 | 542 | 542 | 655 | 630 | 516 |

Tableau 5.3 – DEM globaux (début du complexe QRS de l'ECG au premier pic de *strain*) en millisecondes par segment anatomique pour les patients P01, P03 et P04. Pour le segment latéral apical du patient P04, la courbe ne présente pas de réel minimum.

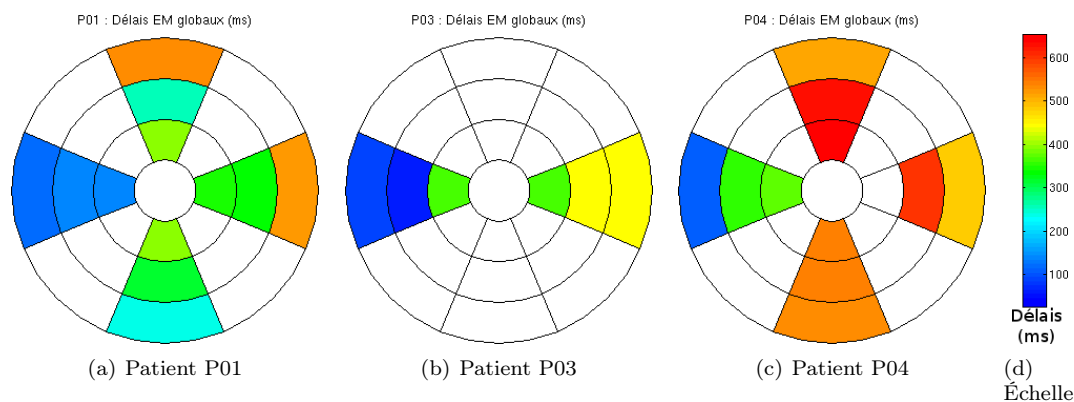
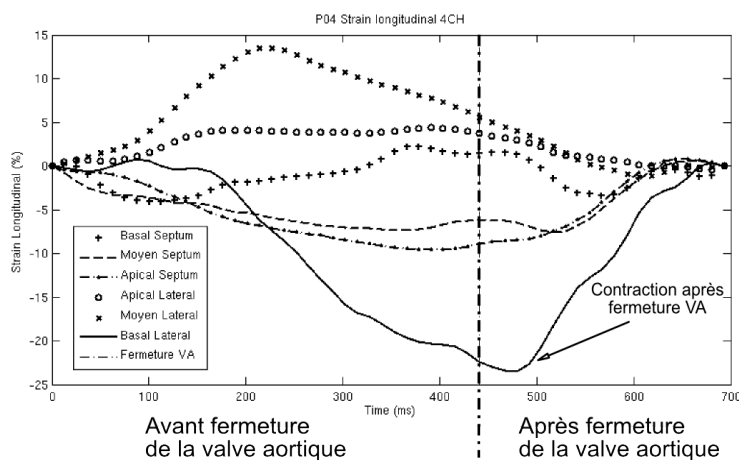


Figure 5.34 – Visualisation polaire douze segments des DEM globaux.

5.5.3 Délais avant fermeture de la valve aortique

La phase de systole ventriculaire est la phase d'expulsion du sang par contraction des ventricules. Le ventricule gauche éjecte le sang et assure la circulation systémique lors de l'ouverture de la valve aortique. Dès lors, une contraction ventriculaire intervenant après la fermeture de la valve aortique (t_{FVA}) n'est d'aucun apport pour la fonction cardiaque (cf. figure 5.35). Il peut être intéressant de considérer le délai jusqu'à la fermeture de la valve aortique comme valeur maximale des DEM globaux.

Ce cas se présente pour le patient P04 : t_{FVA} a été relevé à 441 ms soit 328 ms après le premier pic de *strain* (relevé sur le segment septal au niveau basal), seuls les délais de la paroi septale sont inférieurs à cette valeur. Pour la prise en compte de la fermeture de la valve aortique, la valeur maximale de 328 ms est attribuée aux délais supérieurs (cf. figure 5.36).

Figure 5.35 – Exemple de pic de *strain* après fermeture de la valve aortique (patient P04, vue apicale quatre cavités).

Même si une contraction intervenant après t_{FVA} est inefficace pour la fonction cardiaque, un des buts de la CRT est d'obtenir des contractions effectives (i.e. avant t_{FVA}) par le biais de la stimulation ventriculaire. L'information de délai sans considérer t_{FVA} est donc nécessaire. Le retard par rapport à t_{FVA} (cf. figure 5.36(c)) est descripteur de la sévérité de l'asynchronisme.

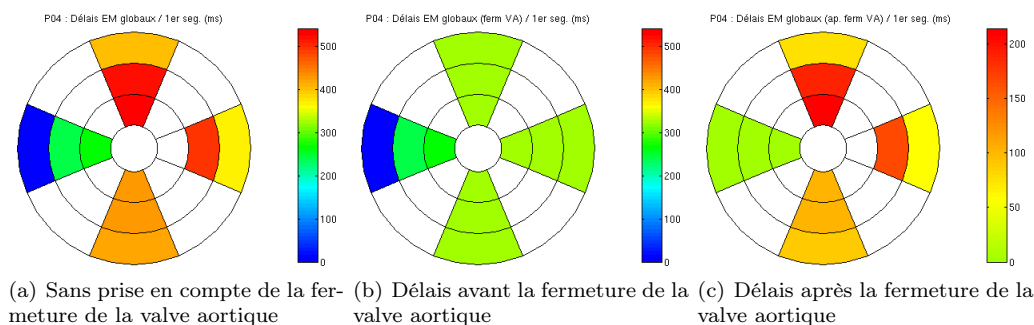


Figure 5.36 – DEM globaux pour le patient P04 sans prise en compte de la fermeture de la valve aortique, délais avant la fermeture de la valve aortique (ré-attribution des délais pour les segments d’activation mécanique postérieurs) et délais après la fermeture de la valve aortique. Pour ce patient, la fermeture de la valve a été relevée à 441 ms après le début du QRS soit 328 ms après le premier pic de *strain*.

Les DEM globaux calculés sur le VG sont des caractéristiques de l’asynchronisme inter-ventriculaire. Seulement, l’information apportée reste une observation de la pathologie et ne permet pas de discerner si l’origine de l’asynchronisme est électrique et / ou mécanique.

Les données locales de l’activation électrique permettent de calculer des DEM locaux et peuvent donc apporter une information plus précise sur la caractérisation de l’asynchronisme et une aide à la sélection des patients dans le cadre de l’optimisation de la CRT.

5.6 Fusion de données électriques et mécaniques

Dans cette section, nous combinons les deux types de données traités ci-dessus. Pour fusionner les données électriques et mécaniques, les étapes nécessaires sont :

- le recalage spatial des données,
- la synchronisation des signaux,
- la mise en correspondance temporelle,
- le calcul et l’observation des délais.

Le recalage des données est détaillé aux chapitres 3 et 4. La synchronisation est effectuée par recherche du maximum de corrélation entre les signaux d’électrocardiogrammes (ECG) enregistrés pendant les acquisitions US et les signaux EAM. Une fois les signaux synchronisés, une mise en correspondance temporelle est entreprise par “déformation temporelle dynamique”, elle permet de placer un évènement de l’espace temps EAM vers l’espace temps US. Le calcul des délais et leur représentation polaire pour interprétation termine le procédé de fusion.

5.6.1 Synchronisation des signaux

Les acquisitions EAM et US ne sont pas effectuées au même moment. Pour cette raison, nous n’avons pas d’a priori sur la synchronisation des signaux ECG car les fréquences cardiaques peuvent être différentes d’une acquisition à l’autre, suivant la condition du patient. D’autre part, durant l’acquisition EAM, plusieurs ECGs sont acquis suivant la dérivation utilisée (cf. paragraphe 1.4.2). Ne sachant pas de quelle dérivation il s’agit en échocardiographie, il faut retrouver parmi les signaux disponibles en EAM le signal ECG de la dérivation qui est la mieux corrélée avec la dérivation de l’ECG de l’imagerie ultrasonore.

Afin de pouvoir travailler avec les deux ECGs enregistrés avec des appareils différents, nous procédons à un léger pré-traitement.

5.6.1.1 Pré-traitement

Le pré-traitement ici présenté concerne les différents signaux ECGs. Pour avoir des signaux d'un même ordre de grandeur, nous les avons normalisés selon leur extremum le plus grand (respectivement) et avons recentré la moyenne des signaux en une ordonnée nulle. Pour un signal $ECG(t)$:

$$ECG(t) := ECG(t) - \text{moy}(ECG(t))$$

$$ECG(t) := \frac{ECG(t)}{\max_t |ECG(t)|}$$

Nous pouvons observer les ECGs acquis en EAM et celui acquis en imagerie US suite au pré-traitement appliqué à la figures 5.37.

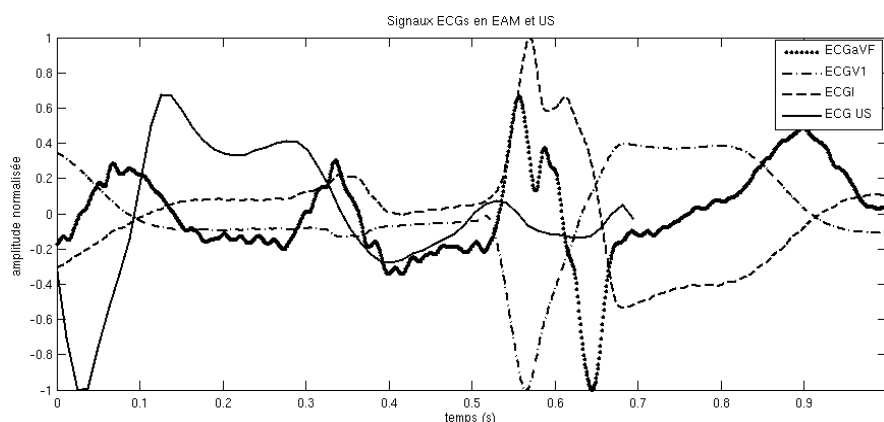


Figure 5.37 – Electrocardiogrammes relevés suivant trois dérivation en EAM et électrocardiogramme relevé en échocardiographie, pour le patient P04. Les signaux sont normalisés et centrés puis représentés dans la même base temporelle sans synchronisation

La fréquence d'échantillonnage en EAM étant bien plus élevée que celle en imagerie US ($f_{EAM} = 1200$ Hz contre $f_{US} = 80.8$ Hz), nous avons ré-échantillonné à $f_{EAM} = 1200$ Hz le signal électrocardiogramme issu de l'échocardiographie. Ceci permet de calculer la corrélation croisée entre les différentes dérivation ECG de l'EAM et l'ECG d'imagerie US.

5.6.1.2 Corrélation croisée des signaux

Nous calculons la corrélation croisée entre les différents signaux ECGs issus de l'acquisition des cartographies électroanatomiques et l'ECG issu de l'échocardiographie. Ces corrélations croisées sont données à la figure 5.38.

D'après les courbes de corrélations croisées, le maximum de corrélation est obtenu entre l'ECG de l'échocardiographie et la dérivation V1 (mesure unipolaire sur la jambe gauche). L'indice correspondant au maximum de corrélation nous donne le décalage temporel nécessaire à appliquer aux signaux pour obtenir la synchronisation. L'ECG en dérivation V1 de l'EAM et l'ECG relevé pendant l'acquisition US synchronisés sur le maximum de corrélation sont tracés à la figure 5.39 dans le référentiel temporel EAM.

À l'observation de la figure 5.39, les deux signaux apparaissent avec des pics décalés : les deux signaux sont synchronisés, mais la différence de fréquence cardiaque entraîne des variations non linéaires entre les deux ECGs. Par "déformation temporelle dynamique" (DTD), détaillée dans le paragraphe suivant, nous mettons en correspondance les bases de temps des deux modalités.

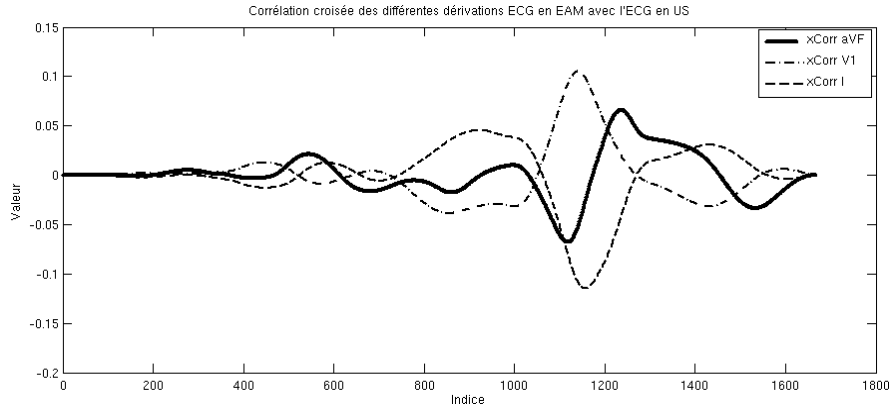


Figure 5.38 – Corrélation croisée des différents signaux ECGs issus de l'EAM avec l'ECG issu de l'acquisition US. Les dérivations relevées en EAM pour le patient P04 sont les dérivations I, V1 et aVF. Le maximum de corrélation est obtenu pour la dérivation V1.

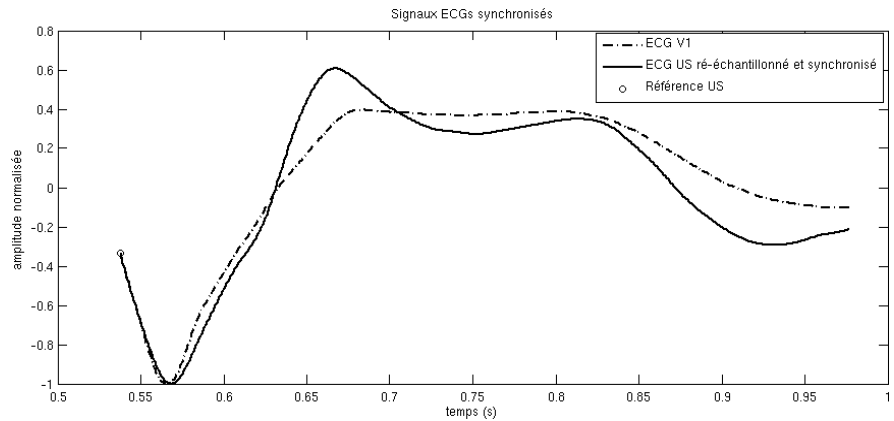


Figure 5.39 – Synchronisation des signaux ECGs de l'EAM (dérivation V1) et de l'imagerie US à partir de l'indice de maximum de corrélation.

5.6.2 Mise en correspondance temporelle

Pour mettre en correspondance deux bases de temps linéairement indépendantes, nous avons recours à la “déformation temporelle dynamique” (DTD). La DTD donne une mesure de distance entre deux séquences temporelles par la recherche (sous contraintes) d’un chemin minimum reliant les deux signaux de manière non linéaire dynamique (cf. paragraphe 3.4.2.3). Le chemin minimum ainsi obtenu donne une correspondance des instants de la première base de temps vers la seconde : $F_t : T_{EAM} \rightarrow T_{US}$. Pour un évènement se produisant au temps t_{EAM} dans la base de temps T_{EAM} , l’évènement se produit à l’instant $t_{US} = F_t(t_{EAM})$ dans la base de temps T_{US} .

Nous avons testé plusieurs façons d’obtenir la correspondance des bases de temps par DTD des deux ECGs :

- chemin minimum obtenu par DTD sans contraintes,
- chemin minimum obtenu par DTD avec contrainte de pente,
- chemin minimum obtenu par DTD avec contrainte de pente sur la dérivée des signaux ECG.

La contrainte de pente est une restriction sur les possibilités de correspondances entre plusieurs instants consécutifs. Une correspondance d’un seul instant de la première base de temps avec un grand nombre d’instant de la seconde base de temps (et réciproquement) est pénalisée (cf. paragraphe 3.4.2.3).

5.6.2.1 DTD sans contraintes

La première façon de procéder consiste à ne pas appliquer de contrainte pour la DTD des deux ECGs. La figure 5.40 montre le résultat d’une telle DTD. La carte de couleur représente la matrice de distance entre les deux signaux (bleu pour des valeurs de distances faibles vers rouge pour des valeurs de distances élevées). Sur cette matrice est recherché le chemin minimum dont le résultat est affiché en superposition. Ce chemin donne la correspondance entre les instants de la première modalité et ceux de la seconde.

Le résultat fait apparaître une correspondance F_t entre les deux bases temporelles non réaliste. Par exemple, une plage de 150 ms (de 600 à 750 ms) de la base T_{EAM} est mise en correspondance avec un seul instant US.

La mise en place d’une contrainte de pente vise à contrecarrer cet effet.

5.6.2.2 DTD avec contrainte de pente $P = 1$

Nous appliquons maintenant une contrainte de pente $P = 1$. Cela signifie que lors de la recherche du chemin minimum, si n déplacements se produisent dans une même direction d_1 (par exemple $d_1 = (+1, 0)$ dans l’espace des bases de temps), alors n déplacements sont imposés dans une autre direction (les autres directions étant $d_2 = (+1, +1)$ et $d_3 = (0, +1)$ avant de pouvoir progresser à nouveau dans la direction d_1 (cf. paragraphe 3.4.2.3). La figure 5.41 montre le résultat d’une telle DTD.

Le résultat paraît cohérent mais représente la mise en correspondance temporelle à partir des amplitudes des signaux là où nous recherchons un recalage sur l’allure des courbes.

5.6.2.3 DTD sur la dérivée des signaux ECG et contrainte de pente $P = 1$

La distance utilisée en DTD est la différence des valeurs entre les deux signaux. L’observation des signaux (cf. figure 5.39) montre que si les valeurs des signaux en dehors du pic de l’onde R (de valeur -1) restent éloignées, l’allure des courbes est similaire. L’emploi des dérivées des signaux

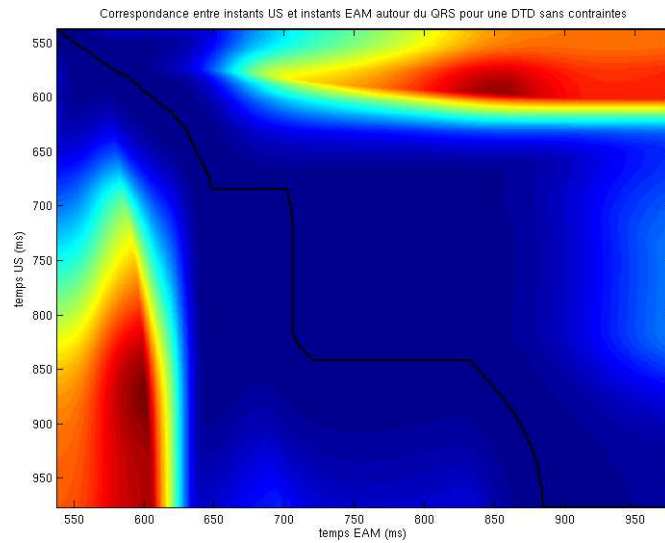


Figure 5.40 – Résultat de la déformation temporelle dynamique entre les ECGs issus des modalités EAM et US. En bleu : valeurs de distances entre les signaux faibles, en rouge : valeurs de distances entre les signaux élevées. En noir : chemin minimum dans la matrice de distance. La référence temporelle ($t = 0 \text{ ms}$) est le début de l'onde QRS.

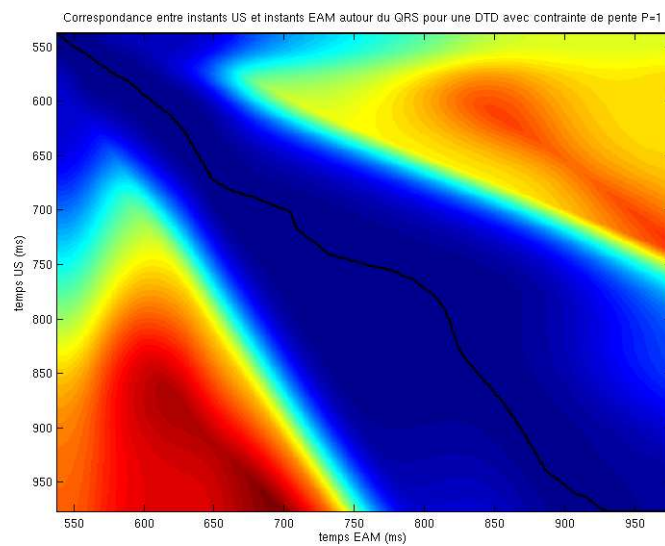


Figure 5.41 – Résultat de la déformation temporelle dynamique entre les ECGs issus des modalités EAM et US avec contrainte de pente $P = 1$. En bleu : valeurs de distances entre les signaux faibles, en rouge : valeurs de distances entre les signaux élevées. En noir : chemin minimum dans la matrice de distance. La référence temporelle ($t = 0 \text{ ms}$) est le début de l'onde QRS.

permet de s'affranchir des amplitudes des signaux et de travailler uniquement sur les similarités de variations entre les ECGs. La figure 5.42 montre la dérivée des signaux synchronisés d'ECGs des deux modalités.

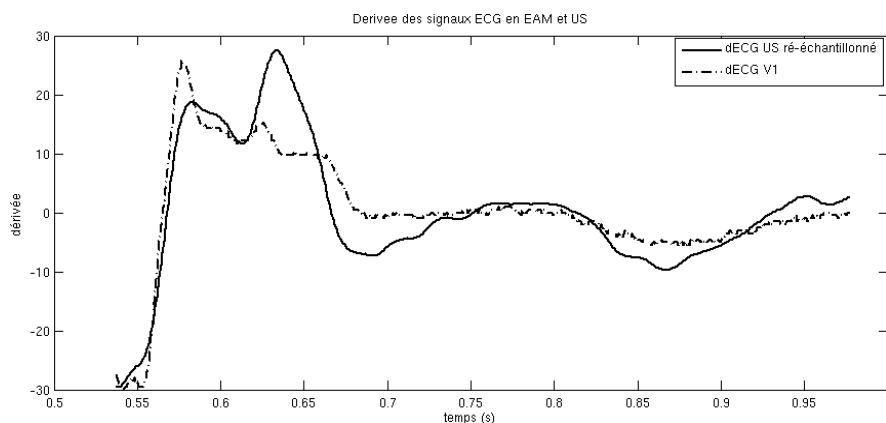


Figure 5.42 – Dérivée des signaux synchronisés d'ECG en EAM et US.

La DTD est établie sur ces signaux, avec contrainte de pente $P = 1$. Le résultat du chemin de mise en correspondance des bases de temps est donné à la figure 5.43.

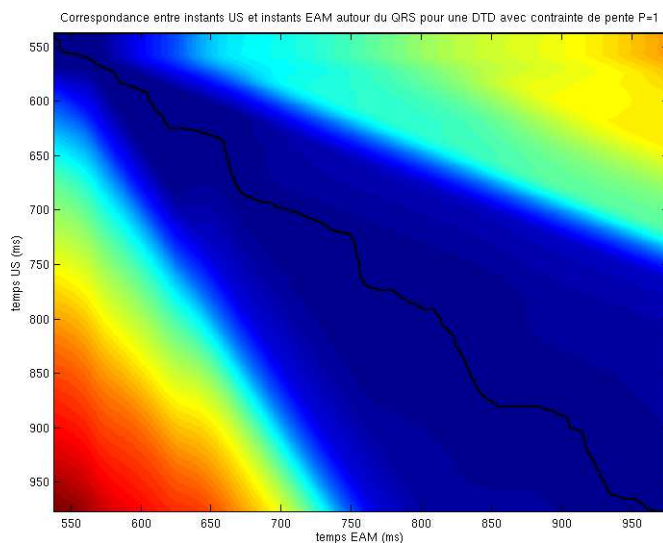


Figure 5.43 – DTD sur les dérivées de deux ECGs issus de modalités différentes (EAM et US) avec contrainte de pente $P = 1$. En bleu : valeurs de distances entre les signaux faibles, en rouge : valeurs de distances entre les signaux élevés. En noir : chemin minimum dans la matrice de distance. La référence temporelle ($t = 0$ ms) est le début de l'onde QRS.

Le résultat n'apparaît pas linéaire ou seulement sur de petits intervalles. Aux alentours de 500 ms, la matrice des distances présente un goulet d'étranglement qui correspond aux deux pics de l'onde R des ECGs. Le chemin de déformation temporelle dynamique impose une correspondance plus stricte au niveau des pics dans le cas d'utilisation des dérivées.

Ce résultat sera utilisé par la suite pour attribuer aux délais d'activation électrique locaux une valeur dans le même espace temporel que les DEM globaux. Nous procédons de la même façon pour les différents patients et disposons d'une définition de la fonction de mise en correspondance temporelle F_t dans chacun des cas.

5.6.3 Calcul et visualisation des délais électromécaniques locaux

Désormais, le passage d'une base temporelle à une autre est possible. Le calcul des DEM locaux s'effectue, pour un segment considéré, en deux temps :

1. la détermination de l'instant t_{activ} d'activation électrique locale et passage dans l'espace temps US par $t'_{activ} = F_t(t_{activ})$,
2. le calcul du DEM entre l'instant du pic de *strain* t_{strain} et t'_{activ} .

5.6.3.1 Instant d'activation électrique locale

Un délai d'activation électrique locale peut s'écrire : $\delta_i = t_{activ} - t_{ref}$. L'instant de référence t_{ref} est le même pour tous les délais d'activation électrique mesurés et est basé sur le pic d'activation relevé par une sonde de référence fixe (cf. figure 5.10 et paragraphe 1.4.3).

À partir des méthodes de recalage mises en place (cf. chapitres 3 et 4), nous connaissons la correspondance des segments anatomiques entre les modalités EAM, MSCT et US. Dès lors, pour un segment (ou un point) i , de délai d'activation électrique locale δ_i , nous avons : $t'_{activ} = F_t(\delta_i + t_{ref})$, l'instant d'activation électrique locale dans la base de temps de l'échocardiographie.

Le tableau 5.4 suivant donne les mesures issues de l'EAM des temps d'activation électrique locale dans la base de temps T_{EAM} (t_{activ}) et la correspondance dans la base de temps T_{US} après application de $F_t(t_{activ})$ par segments anatomiques des vues apicales deux et quatre cavités correspondant aux vues échocardiographiques.

| Vue 4 cav. Vue 2 cav. | Sept. bas. Inf. bas. | Sept. moy. Inf. moy. | Sept. ap. Inf. ap. | Lat. ap. Ant. ap. | Lat. moy. Ant. moy. | Lat. bas. Ant. bas. |
|--------------------------|-------------------------|-------------------------|-----------------------|----------------------|------------------------|------------------------|
| P01 4 cav. t_{activ} | 550.7 | 537.2 | 553.2 | 551.7 | 596.2 | 592.8 |
| P01 4 cav. t'_{activ} | 545.8 | 526.7 | 550.8 | 549.2 | 584.2 | 579.2 |
| P01 2 cav. t_{activ} | 574.1 | 588.0 | 570.2 | 569.3 | 586.6 | 604.8 |
| P01 2 cav. t'_{activ} | 572.5 | 576.7 | 567.5 | 566.7 | 575.8 | 605.0 |
| P03 4 cav. t_{activ} | 534.6 | 537.1 | 546.0 | 556.8 | 586.4 | 597.0 |
| P03 4 cav. t'_{activ} | 534.2 | 537.5 | 550.8 | 578.3 | 588.3 | 600.0 |
| P04 4 cav. t_{activ} | 595.4 | 581.7 | 573.4 | 571.8 | 607.0 | 578.2 |
| P04 4 cav. t'_{activ} | 605.0 | 585.0 | 580.8 | 579.2 | 610.0 | 583.3 |
| P04 2 cav. t_{activ} | 581.2 | 586.9 | 567.3 | 587.8 | 621.0 | 606.0 |
| P04 2 cav. t'_{activ} | 584.2 | 595.0 | 570.0 | 596.7 | 619.2 | 610.0 |

Tableau 5.4 – Temps d'activation électrique locale (en millisecondes) dans la base temporelle d'origine T_{EAM} et dans la base temporelle T_{US} sur les segments anatomiques correspondant aux vues apicales deux et quatre cavités pour les patients P01, P03 et P04.

Concernant le patient P03, les ECGs enregistrés en EAM sont selon deux dérivations (I et III) et sont éloignés du signal ECG relevé en échocardiographie. Les pics des deux ECGs correspondent visuellement, mais les deux signaux ne sont que peu corrélés par la suite (cf. figure 5.44). Voilà pourquoi nous obtenons de grandes variations pour des temps d'activation supérieurs à 550 ms. Par la suite, nous ne tiendrons pas compte de F_t pour des valeurs de délais supérieurs à 550 ms.

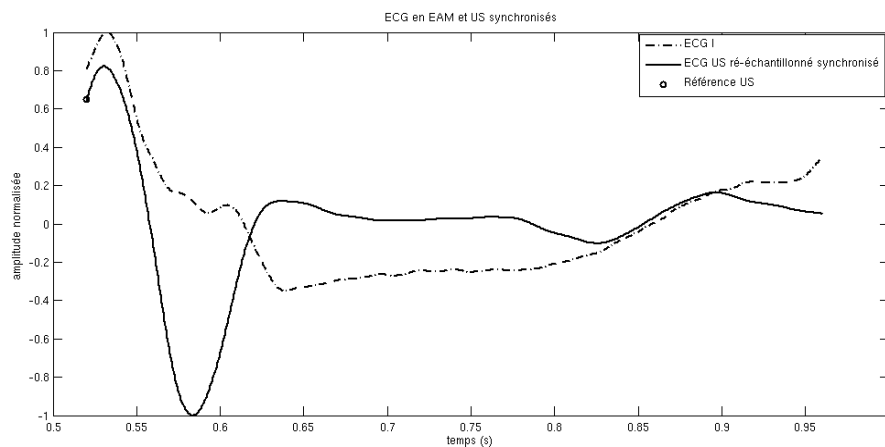


Figure 5.44 – Patient P03 : signaux ECGs issus des deux modalités synchronisés après maximum de corrélation. Les deux signaux ne sont que très peu corrélés après le pic de l’onde R.

5.6.3.2 Calcul des délais électromécaniques locaux

Les DEM globaux de l’échocardiographie sont calculés par rapport à une même référence pour tous les segments, il s’agit le plus souvent du pied du complexe QRS de l’ECG, mais parfois, celui-ci n’est pas enregistré. La référence est alors le début du signal ECG enregistré.

L’important pour la détermination des DEM locaux est de déterminer le délai entre l’activation électrique t'_{activ} et le pic de *strain* t_{strain} . Les DEM locaux $\delta_{loc} = t_{strain} - t'_{activ}$ sont ainsi calculés.

5.6.3.3 Visualisation des Délais électromécaniques locaux

Les DEM locaux traduisent la réponse mécanique à la stimulation électrique. De manière locale, nous devrions donc observer pour un cœur sain, des délais assez semblables et ce, peu importe le segment considéré. En effet, la propagation électrique se fait en une centaine de millisecondes, la réponse sur un cœur sain est homogène, ce qui assure une contraction synchrone efficace du myocarde.

Les DEM locaux sont présentés dans le tableau 5.5 et la figure 5.45 en comparaison des DEM globaux pour les patients P01, P03 et P04.

Nous observons que l’ordre de grandeur des délais d’activation électrique est plus faible que l’ordre de grandeur des DEM globaux. À l’échelle d’interprétation du cycle cardiaque (de l’ordre de la seconde), les délais globaux et locaux ont des valeurs proches. Les DEM locaux montrent des cartes relativement proches de celles des DEM globaux.

5.7 Synthèse et discussion des résultats

Nous synthétisons dans cette section les résultats de ce chapitre pour les patients pour lesquels l’ensemble des données était disponible, et discutons de leur intérêt dans la caractérisation de l’asynchronisme ventriculaire gauche dans un objectif de CRT. Il est à noter ici que ces interprétations sont faites à partir du petit nombre de patients considérés, et qu’elles devront faire l’objet d’une évaluation sur un plus grand nombre de patients.

| Vue 4 cav. Vue 2 cav. | Sept. bas. Inf. bas. | Sept. moy. Inf. moy. | Sept. ap. Inf. ap. | Lat. ap. Ant. ap. | Lat. moy. Ant. moy. | Lat. bas. Ant. bas. |
|------------------------------|-------------------------|-------------------------|-----------------------|----------------------|------------------------|------------------------|
| P01 4 cav. global | 123 | 135 | 135 | 350 | 337 | 527 |
| P01 4 cav. local | 56.4 | 87.5 | 63.4 | 280.0 | 247.0 | 442.0 |
| P01 2 cav. global | 233 | 315 | 396 | 396 | 260 | 533 |
| P01 2 cav. local | 154.7 | 232.5 | 307.7 | 308.5 | 178.4 | 422.2 |
| P03 4 cav. global | 88 | 63 | 366 | 366 | 441 | 441 |
| P03 4 cav. local | 73.8 | 45.5 | 335.2 | 329.1 | 374.6 | 364.0 |
| P04 4 cav. global (ferm. VA) | 113 | 353 | 378 | 441 | 441 | 441 |
| P04 4 cav. local (ferm. VA) | 25.5 | 285.5 | 314.7 | 379.3 | 348.5 | 375.2 |
| P04 2 cav. global (ferm. VA) | 441 | 441 | 441 | 441 | 441 | 441 |
| P04 2 cav. local (ferm. VA) | 374.3 | 363.5 | 388.5 | 361.8 | 339.3 | 348.5 |
| P04 4 cav. global | 113 | 353 | 378 | N.A. | 605 | 479 |
| P04 4 cav. local | 25.5 | 285.5 | 314.7 | N.A. | 512.5 | 413.2 |
| P04 2 cav. global | 529 | 542 | 542 | 655 | 630 | 516 |
| P04 2 cav. local | 462.3 | 464.5 | 489.5 | 575.8 | 528.3 | 423.5 |

Tableau 5.5 – DEM locaux (en millisecondes) sur les segments anatomiques correspondant aux vues apicales deux et quatre cavités pour les patients P01, P03 et P04. Pour le patient P04, des segments atteignent leur contraction maximale après la fermeture de la valve aortique. Les délais mesurés avant fermeture (ferm. VA) et après fermeture sont donnés.

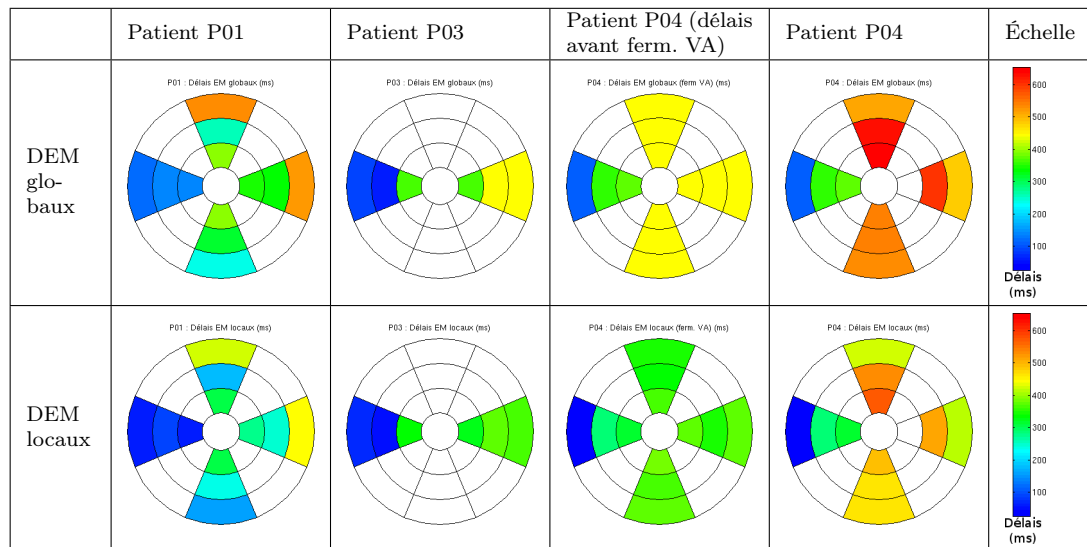


Figure 5.45 – Visualisation polaire douze segments des DEM locaux et globaux (ms) pour les patients P01, P03 et P04. Pour le patient P04, les délais mesurés avant fermeture (ferm. VA) et après fermeture sont donnés.

La figure 5.46 représente les différentes cartes de délais et de voltage suivant les sections anatomiques classiques.

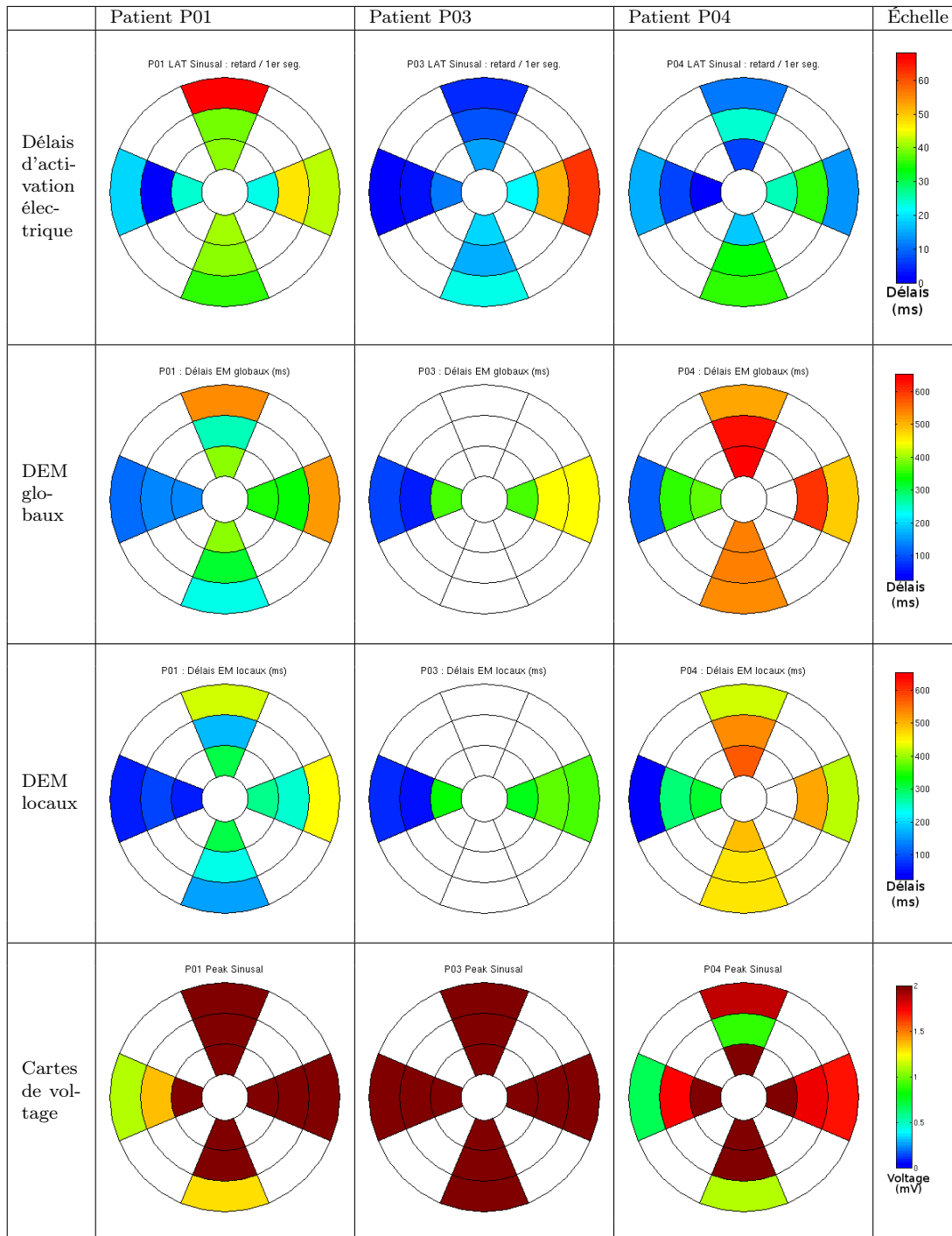


Figure 5.46 – Visualisation polaire douze segments des délais d'activation électrique locaux (ms), des DEM globaux et locaux (ms) et des cartes de voltage (mV) pour les patients P01, P03 et P04.

Délais d'activation électrique. De façon générale, les premiers segments activés sont ceux de la paroi septale et les derniers ceux de la paroi latérale ou antérieure. La propagation électrique se fait, sur ces segments en environ 60 ms pour les patient P01 et P03 et en environ 40 ms pour le patient P04.

Délais électromécaniques globaux. Les délais électromécaniques globaux étant mesurés par rapport à une référence globale (sur l'ECG), ils sont composés :

- (i) des délais d'activation électrique inter-segments, c'est-à-dire les délais engendrés par la propagation du front de dépolarisation entre les segments anatomiques
- (ii) des délais électriques et mécaniques intra-segments, c'est-à-dire engendrés localement par l'excitation électrique du tissu, la transformation de l'excitation en contraction et la contraction en tant que telle.

Pour ces trois patients, la paroi septale est la première à se contracter (délais électromécaniques globaux les plus courts), ce qui n'est pas toujours le cas pour des patients souffrant d'asynchronisme ventriculaire. Les DEM globaux des autres parois sont plus élevés (entre 100 et 550 ms). Pour le patient P04, ces DEM globaux vont jusqu'à être supérieurs au temps de systole (fermeture de la valve aortique).

Pour le patient P01, les DEM globaux apparaissent élevés sur les segments basaux latéral et antérieur mais restent dans un intervalle de 300 ms pour les autres segments. À l'inverse, les cartes de DEM globaux des patients P03 et P04 montrent des valeurs inférieures à 100 ms pour la paroi septale, mais supérieures à 300 ms pour les autres segments.

Délais électromécaniques locaux. Contrairement aux délais électromécaniques globaux qui intègrent des délais inter- et intra-segments, les délais électromécaniques locaux sont uniquement composés des délais électrique et mécanique intra-segments. Ils permettent donc d'établir une meilleure caractérisation locale de la paroi.

En observant les DEM locaux en regard des délais d'activation électrique, nous pouvons faire une distinction entre le cas du patient P03 et le cas des patients P01 et P04.

1. Cas du patient P03 : la carte des DEM locaux est relativement homogène et avec des valeurs faibles. Ces DEM faibles décrivent une homogénéité locale et peuvent indiquer une bonne propagation au sein des segments concernés et / ou une réponse contractile efficace. Ces valeurs indiquent une bonne capacité de ces segments à se contracter une fois qu'ils ont été stimulés. Or, deux de ces segments (latéraux moyen et basal) sont électriquement très retardés (carte des délais d'activation électrique), montrant un défaut de la propagation de la stimulation inter-segments. Cette caractéristique est fondamentale dans la cadre de la CRT, puisqu'elle indique que ces parois, une fois stimulées, devraient bien répondre à cette stimulation en se contractant de façon efficace.
2. Cas des patients P01 et P04 : les DEM locaux sont plus élevés que dans le cas précédent. Cette caractéristique est aussi importante puisqu'il est probable que les défauts de contraction subsistent même si la mise en œuvre de la stimulation provoque une activation électrique plus précoce.

Cartes de voltage. Comparés à la carte de voltage du patient P03 pour lequel l'ensemble des voltages est supérieur à 2 mV (ce qui traduit un bon recrutement des cardiomyocytes), les cartes des patients P01 et P04 comportent des segments de faible voltage (notamment pour le patient P04). Ceci est cohérent avec les deux cas exposés ci-dessus à partir des DEM locaux. Cependant, l'estimation des DEM locaux est plus fiable que la mesure du voltage puisque,

comme évoqué précédemment, la qualité du contact entre la sonde de mesure EAM et la paroi endocardique peut influencer fortement sur cette mesure.

Réponse des patients à la CRT. Les résultats décrits ici montrent l'utilité de combiner des données électriques locales aux données mécaniques échocardiographiques. En effet, les DEMs globaux ne sont qu'une observation du couplage électromécanique global.

D'une façon générale, l'objectif de la CRT est de corriger les délais électriques inter-segments sous l'hypothèse d'activation intra-segment efficace. Cette activation intra-segment est caractérisée par le DEM local.

Dans le cadre de la CRT, nous cherchons à prédire la réponse d'un patient à l'implantation d'un stimulateur. Les examens cliniques de suivi des patients nous donnent la qualité de la réponse à la CRT pour les patients P01, P03 et P04 :

- le patient P01 est passé d'une fraction d'éjection de 18 % avant implantation à 25 % après implantation. Sa condition n'a été que peu améliorée par la CRT.
- le patient P03 est répondeur avec une fraction d'éjection de 60 % après implantation (35 % évalué par IRM avant implantation) et aucun signe d'asynchronisme visibles.
- la réponse du patient P04 à la CRT est modérée : sa fraction d'éjection était inférieure à 20 % avant implantation, elle est désormais de 35 %.

La bonne réponse du patient P03 est parfaitement cohérente avec les interprétations des DEM locaux ci-dessus. La stimulation au niveau de la paroi retardée (latérale) explique la correction du retard et le synchronisme du VG retrouvé.

Il est difficile de trouver des raisons pour expliquer la meilleure réponse au traitement du patient P04 par rapport au patient P01. Le patient P01 présente des segments d'activation très tardive ainsi qu'un asynchronisme de contraction mais le schéma de propagation électrique n'est pas caractéristique d'un bloc de branche gauche, contrairement au patient P04. Pour le patient P04, les DEM les plus courts, repérés sur la paroi septale peuvent être l'effet de la contraction du VD poussant la paroi inter-ventriculaire ("*septal flash*"). Dès lors, la stimulation de la paroi latérale qui n'était activée que tardivement via le purkinje, pourrait expliquer la meilleure réponse à la CRT.

Conclusion

Nous avons introduit dans ce chapitre la définition de la fusion de données selon plusieurs points de vues. Un rapide état de l'art a ensuite été donné sur la fusion de données électriques, mécaniques et anatomiques principalement en examens cardiaques. Nous avons ensuite présenté les méthodes de fusion de données développées.

En justifiant notre choix par des tests sur données simulées, nous proposons une nouvelle méthode de projection et d'interpolation sur une surface anatomique (ici issue du scanner) d'informations électriques issues d'examen EAM. L'information électrique utilisée est de deux natures : les délais d'activation électrique locale et l'amplitude des signaux électriques mesurés localement. À partir de l'angiographie et des positions des sondes de stimulations, nous avons évalué les résultats sur données réelles (pour deux patients). Les sites de première activation coïncident avec les positions des sondes de stimulation ventriculaire gauche, montrant ainsi la cohérence des résultats.

Nous avons ensuite présenté l'approche utilisée pour obtenir une information mécanique de contraction à partir d'examen d'échocardiographies. Ceci permet de calculer les DEM dits

“globaux” car ils décrivent le temps entre le début du complexe QRS de l’électrocardiogramme et la contraction effective d’un segment anatomique du myocarde.

Ces deux informations électriques et mécaniques offrent la possibilité de calculer des DEM locaux en se plaçant dans une base de temps commune (par déformation temporelle dynamique). Les résultats pour trois patients ont été présentés. Des hypothèses sur le lien entre les valeurs des DEM locaux et la qualité de la réponse des patients à la CRT ont été formulées.

Cependant, les DEM locaux sont constitués d’une composante électrique et d’une composante mécanique intra-segments. Même si la carte de voltage permet d’avoir une estimation de la composante électrique, elle n’est pas suffisamment reproductible pour identifier les deux composantes. Une suite logique à ce travail est alors de réaliser une analyse morphologique des courbes de *strain* afin d’analyser la composante mécanique.

Bibliographie

- [Badics et Harlev, 2009] BADICS, Z. et HARLEV, D. (2009). Real-time reconstruction of endocardial potential maps in non-contact cardiac mapping. *COMPEL : The International Journal for Computation and Mathematics in Electrical and Electronic Engineering*, 28(4):865–878.
- [Bank et Kelly, 2006] BANK, A. et KELLY, A. (2006). Tissue doppler imaging and left ventricular dyssynchrony in heart failure. *Journal of cardiac failure*, 12(2):154–162.
- [Banks et Westin, 2007] BANKS, D. et WESTIN, C.-F. (2007). Global illumination of white matter fibers from DT-MRI data. *Visualization in medicine and life sciences*, 1:173–184.
- [Barillot, 1999] BARILLOT, C. (1999). *Fusion de Données et Imagerie 3D en Médecine*. Habilitation à diriger des recherches, Université de Rennes 1, Institut de Formation Supérieure en Informatique et en Communication.
- [Berenfeld, 2010] BERENFELD, O. (2010). Toward discerning the mechanisms of atrial fibrillation from surface electrocardiogram and spectral analysis. *Journal of Electrocardiology*, 43(6):509 – 514.
- [Bloch, 2005] BLOCH, I. (2005). Fusion d’informations numériques : panorama méthodologique. *Journées Nationales de la Recherche en Robotique*, pages 79–88.
- [Castro, 2010] CASTRO, M. (2010). *Navigation endovasculaire augmentée : mise en correspondance d’images pré- et peropératoires*. Thèse de doctorat, Université de Rennes 1.
- [Cerqueira et al., 2002] CERQUEIRA, M., WEISSMAN, N., DILSIZIAN, V., JACOBS, A., KAUL, S., LASKEY, W., PENNELL, D., RUMBERGER, J., RYAN, T., VERANI, M. et al. (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.
- [Comeau et al., 2000] COMEAU, R. M., SADIKOT, A. F., FENSTER, A. et PETERS, T. M. (2000). Intraoperative ultrasound for guidance and tissue shift correction in image-guided neurosurgery. *Medical Physics*, 27(4):787–800.
- [Delgado et al., 2008] DELGADO, V., YPENBURG, C., van BOMMEL, R., TOPS, L., MOLLEMA, S., MARSAN, N., BLEEKER, G., SCHALIJ, M. et BAX, J. (2008). Assessment of left ventricular dyssynchrony by speckle tracking strain imaging : Comparison between longitudinal, circumferential, and radial strain in cardiac resynchronization therapy. *Journal of the American College of Cardiology*, 51(20):1944–1952.
- [Domin et al., 2007] DOMIN, M., LANGNER, S., HOSTEN, N. et LINSEN, L. (2007). Direct glyph-based visualization of diffusion MR data using deformed spheres. *Visualization in medicine and life sciences*, 1:185–204.
- [Franke, 1982] FRANKE, R. (1982). Scattered data interpolation : Tests of some methods. *Math. Comput.*, 38(157):181–200.
- [Friedman, 2001] FRIEDMAN, J. (2001). The role of statistics in the data revolution ? *International Statistical Review/Revue Internationale de Statistique*, 69:5–10.
- [Gao et al., 2010] GAO, G., CHINCHAPATNAM, P., WRIGHT, M., ARUJUNA, A., GINKS, M., RINALDI, A. et RHODE, K. (2010). An MRI/CT-based cardiac electroanatomical mapping system with scattered data interpolation algorithm. In *Proceedings of the 2010 IEEE international conference on Biomedical imaging : from nano to Macro*, ISBI’10, pages 464–467, Piscataway, NJ, USA. IEEE Press.

- [Garcia, 2011] GARCIA, M.-P. (2011). *Caractérisation du réseau veineux en imagerie scanner 4D. Contribution à la Thérapie par Resynchronisation Cardiaque*. Thèse de doctorat, Université de Rennes 1.
- [He, 1998] HE, B. (1998). Theory and applications of body-surface laplacian ecg mapping. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, 17(5):102–109.
- [Higgins et al., 2008] HIGGINS, W., HELFERTY, J., LU, K., MERRITT, S., RAI, L. et YU, K. (2008). 3D CT-video fusion for image-guided bronchoscopy. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 32(3):159–173.
- [Hong et al., 2007] HONG, J., KONISHI, K., NAKASHIMA, H., IEIRI, S., TANOUÉ, K., NAKAMUTA, M. et HASHIZUME, M. (2007). Integration of MRI and ultrasound in surgical navigation for robotic surgery. In MAGJAREVIC, R., MAGJAREVIC, R. et NAGEL, J. H., éditeurs : *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006*, volume 14 de *IFMBE Proceedings*, pages 3052–3055. Springer Berlin Heidelberg.
- [Horáček et al., 2011] HORÁČEK, B., SAPP, J., PENNEY, C., WARREN, J. et WANG, J. (2011). Comparison of epicardial potential maps derived from the 12-lead electrocardiograms with scintigraphic images during controlled myocardial ischemia. *Journal of Electrocardiology*, 44(6):707–712.
- [Jannin et al., 2001] JANNIN, P., GROVA, C. et GIBAUD, B. (2001). Fusion de données en imagerie médicale : revue méthodologique basée sur le contexte clinique. *ITBM-RBM*, 22(4):196–215.
- [Jégou et Bonmartin, 2004] JÉGOU, C. et BONMARTIN, A. (2004). Fusion d’images en multimodalité. *Médecine nucléaire*, 28(11):553–560.
- [Juneja, 2009] JUNEJA, R. (2009). Radiofrequency ablation for cardiac tachyarrhythmias : principles and utility of 3d mapping systems. *Current science*, 97(3):416.
- [Malchano, 2006] MALCHANO, Z. J. (2006). *Image guidance in cardiac electrophysiology*. Thèse de doctorat, Massachusetts Institute of Technology.
- [Rhode et Sermesant, 2011] RHODE, K. et SERMESANT, M. (2011). Modeling and registration for electrophysiology procedures based on three-dimensional imaging. *Current Cardiovascular Imaging Reports*, 4:116–126.
- [Rhode et al., 2005] RHODE, K. S., SERMESANT, M., BROGAN, D., HEGDE, S., HIPWELL, J., LAMBIASE, P., ROSENTHAL, E., BUCKNALL, C., QURESHI, S. A., GILL, J. S., RAZAVI, R. et HILL, D. L. G. (2005). A system for real-time XMR guided cardiovascular intervention. *IEEE Trans. Med. Imag.*, 24(11):1428–1440.
- [Ropinski et al., 2011] ROPINSKI, T., OELTZE, S. et PREIM, B. (2011). Survey of glyph-based visualization techniques for spatial multivariate medical data. *Computers and Graphics*, 35(2):392–401.
- [Savi et al., 1995] SAVI, A., GILARDI, M. C., RIZZO, G., PEPI, M., LANDONI, C., ROSSETTI, C., LUCIGNANI, G., BARTORELLI, A. et FAZIO, F. (1995). Spatial registration of echocardiographic and positron emission tomographic heart studies. *Eur J Nucl Med*, 22(3):243–7.
- [Schilling et al., 1998] SCHILLING, R., PETERS, N. et DAVIES, D. (1998). Simultaneous endocardial mapping in the human left ventricle using a noncontact catheter : comparison of contact and reconstructed electrograms during sinus rhythm. *Circulation*, 98(9):887–898.
- [Sermesant et al., 2012] SERMESANT, M., CHABINIOK, R., CHINCHAPATNAM, P., MANSI, T., BILLET, F., MOIREAU, P., PEYRAT, J., WONG, K., RELAN, J., RHODE, K., GINKS, M., LAMBIASE, P., DELINGETTE, H., SORINE, M., RINALDI, C., CHAPPELLE, D., RAZAVI, R. et AYACHE, N. (2012). Patient-specific electromechanical models of the heart for the prediction

- of pacing acute effects in CRT : A preliminary clinical validation. *Medical Image Analysis*, 16(1):201–215.
- [Sugeng *et al.*, 2010] SUGENG, L., MOR-AVI, V., WEINERT, L., NIEL, J., EBNER, C., STERINGER-MASCHERBAUER, R., BARTOLLES, R., BAUMANN, R., SCHUMMERS, G., LANG, R. *et al.* (2010). Multimodality comparison of quantitative volumetric analysis of the right ventricle. *JACC Cardiovascular Imaging*, 3(1):10.
- [Tournoux *et al.*, 2010] TOURNOUX, F., CHAN, R., MANZKE, R., HANSCHUMACHER, M., CHEN-TOURNOUX, A., GÉRARD, O., SOLIS-MARTIN, J., HEIST, E., ALLAIN, P., REDDY, V. *et al.* (2010). Integrating functional and anatomical information to guide cardiac resynchronization therapy. *European journal of heart failure*, 12(1):52.
- [Van de Veire *et al.*, 2007] Van de VEIRE, N., BLEEKER, G., DE SUTTER, J., YPENBURG, C., HOLMAN, E., van der WAL, E., SCHALIJ, M. et BAX, J. (2007). Tissue synchronisation imaging accurately measures left ventricular dyssynchrony and predicts response to cardiac resynchronisation therapy. *Heart*, 93(9):1034.
- [Wald, 1999] WALD, L. (1999). Definitions and terms of reference in data fusion. *International Archives of Photogrammetry and Remote Sensing*, 32(Part 7):651–654.
- [Wein *et al.*, 2008] WEIN, W., BRUNKE, S., KHAMENE, A., CALLSTROM, M. et NAVAB, N. (2008). Automatic CT-ultrasound registration for diagnostic imaging and image-guided intervention. *Medical Image Analysis*, 12(5):577–585.
- [Wein *et al.*, 2007] WEIN, W., KHAMENE, A., CLEVERT, D.-A., KUTTER, O. et NAVAB, N. (2007). Simulation and fully automatic multimodal registration of medical ultrasound. In AYACHE, N., OURSELIN, S. et MAEDER, A., éditeurs : *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2007*, volume 4791 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 136–143. Springer Berlin / Heidelberg.
- [Wilson *et al.*, 2009] WILSON, K., GUIRAUDON, G., JONES, D. L. et PETERS, T. M. (2009). Mapping of cardiac electrophysiology onto a dynamic patient-specific heart model. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 28(12):1870–1880.
- [Ypenburg *et al.*, 2008] YPENBURG, C., Van der WALL, E., SCHALIJ, M. et BAX, J. (2008). Imaging in cardiac resynchronisation therapy. *Netherlands Heart Journal*, 16(1):35–39.
- [Zhang *et al.*, 2007] ZHANG, Q., EAGLESON, R. et PETERS, T. M. (2007). Real-time visualization of 4D cardiac MR images using graphics processing units. In *ISBI'06*, pages 343–346.

Conclusion et perspectives

Les travaux présentés dans cette thèse ont pour visée l'optimisation de la thérapie par resynchronisation cardiaque pour laquelle il demeure 30 % de patients non répondeurs après implantation de stimulateur.

Ce travail avait pour objectif de développer de nouvelles méthodes de recalage et de fusion de données multimodales et complémentaires de façon à fournir au clinicien une représentation intégrée de l'ensemble des composantes anatomiques, fonctionnelles et mécaniques pouvant permettre de préciser et ajuster le processus de pose de stimulateur cardiaque, et à partir de laquelle un ensemble de descripteurs caractéristiques de la désynchronie pouvaient ou pourraient être extraits.

Les modalités d'acquisition retenues dans ces travaux ont été :

- l'imagerie scanner CT qui fournit une image anatomique et dynamique de qualité avec la possibilité de visualiser les veines, ce qui lui vaut son usage de routine en situation pré-interventionnelle dans le cadre de la CRT,
- l'échocardiographie 2D et notamment son mode d'acquisition par *speckle tracking* qui offre un accès direct à une information mécanique et en fait une modalité de référence pour les mesures de la fonction cardiaque et la caractérisation de l'asynchronisme en CRT,
- l'imagerie de cartographie électroanatomique (système avec contacts) donnant accès à l'information électrique endocavitaire de manière locale, après implantation de stimulateur sous différents mode de stimulation et permettant d'observer les effets de la CRT sur la propagation électrique intracardiaque,
- l'angiographie RX qui est la seule modalité d'imagerie per-opératoire et qui donne accès à la position des sondes implantées dans l'oreillette droite, le ventricule droit mais également par coronarographie à la position de la sonde de stimulation ventriculaire gauche dans la veine implantée.

L'imagerie par résonance magnétique (IRM), bien que les acquisition aient été disponibles n'a pas été considérée dans un premier temps mais les travaux présentés sont en cours d'adaptation à cette modalité.

Deux phases différentes d'analyse et de traitement ont été considérées.

(1) La première, décrite au sein des chapitres 3 et 4, a porté sur les questions de recalage d'images multimodales provenant d'une part des données scanner 3D et des cartes électroanatomiques, d'autre part des données scanner 3D et des données échocardiographiques 2D acquises dans des plans deux cavités et quatre cavités.

Avant de procéder aux recalages, nous avons proposé la génération d'un modèle géométrique dynamique (spécifique au patient) se basant sur l'extraction du ventricule gauche à partir des volumes scanner par la recherche de la position du plan atrio-ventriculaire (AV) et la

modélisation des surfaces obtenues au long du cycle cardiaque. La résolution spatiotemporelle (interpolation sur le cycle par splines) est choisie par l'utilisateur. La robustesse a été évaluée en comparant les volumes télésystoliques, les volumes télédiastoliques et les fractions d'éjection (du VG) calculés aux mesures des mêmes grandeurs par l'expert. Nous obtenons une erreur de 4.3 % sur les fractions d'éjection, cet écart s'expliquant par la façon de calculer les volumes. Une étude de la sensibilité suivant les paramètres de résolution spatiale ou de critère d'optimisation de la recherche du plan AV par rapport à des critères géométriques (volume et hauteur du VG) a aussi été menée. Cette étude donne les intervalles (pour les paramètres testés) pour lesquels la variation des critères géométriques est inférieure à 1.5 %. Nous obtenons ainsi une modélisation géométrique dynamique réaliste du VG, spécifique au patient pour tous les cas de notre étude.

Le recalage des données scanner 3D et des cartes anatomiques 3D est réalisé par la mise en correspondance des apex et des grands axes déterminés pour les deux modalités de manière automatique, puis par le choix interactif d'un paramètre de rotation autour du grand axe de la surface cartographiée. Une évaluation de ces résultats est difficile à réaliser car nous ne disposons pas de référence. Cependant, les informations relevées pendant l'acquisition (position de l'aorte, de la paroi septale) de la cartographie permettent le recalage des deux surfaces avec une précision estimée visuellement à $\pm 10\%$. D'autres éléments d'évaluation ont été donnés mais interviennent en fin du processus de fusion et considère l'information électrique des cartographies et la position des sondes en angiographie.

Le recalage des données scanner 3D et des données échocardiographiques 2D acquises dans des plans deux cavités et quatre cavités a été proposé suivant deux approches : une approche dite "statique" et une approche dite "dynamique". Les deux approches consistent en la recherche des plans d'acquisition échocardiographique dans le repère scanner. Pour cela, une métrique est calculée entre deux contours, le premier contour extrait du modèle géométrique dynamique mis en place à partir du scanner, le second issu directement de la segmentation réalisée sur l'appareil d'acquisition échocardiographique. Les contours extraits sont dynamiques et évoluent dans deux bases de temps différentes. Pour l'approche statique, un seul instant est choisi pour les deux modalités, la métrique est de type point le plus proche et est pondérée selon des critères d'acceptabilité d'une solution (position de la solution par rapport à l'apex, au grand axe, écart par rapport à une coupe deux ou quatre cavités). À l'inverse pour l'approche dynamique, tous les instants scanner et d'échocardiographie sont pris en compte. La métrique proposée porte dans ce cas sur les différences (mesurées par déformation temporelle dynamique) dans l'évolution des contours (représentés par leurs descripteurs de Fourier en fonction du temps). Nous proposons pour ces deux méthodes une évaluation sur données simulées. L'observation de nos métriques dans l'espace des paramètres montre un comportement très satisfaisant de l'approche dynamique pour résoudre ce problème de recalage. Toutefois, les procédés d'optimisation développés laissent apparaître des erreurs résiduelles. La méthode n'est pas pour autant remise en question mais les étapes d'optimisation des paramètres pourront être améliorées par exemple en réalisant l'optimisation sur des paramètres différents (paramètres testés dans l'évaluation des métriques : rotation et angulation par rapport au grand axe, translation par rapport à l'apex). Néanmoins, par une initialisation proche de la position souhaitée, les résultats obtenus sur les données réelles ont été validés par l'échographiste comme étant des plans cohérents d'acquisitions échocardiographiques apicales deux et quatre cavités.

(2) La deuxième phase décrite au chapitre 5 s'est attachée à l'intégration et la fusion des données multimodales dans un même environnement, à la représentation par des modes de visualisation adaptés et à l'extraction de descripteurs. Les méthodes proposées visent à combiner l'information anatomique du scanner, électrique des cartographies et mécanique de l'échocardiographie. Ainsi les recalages effectués offrent la possibilité de localiser les informations électriques

des cartographies endocavitaires et les informations mécaniques de l'imagerie ultrasonore sur une surface de résolution anatomique fine.

Plusieurs façons de projeter les données électriques des cartographies électroanatomiques sur la surface modélisée du VG ont été évaluées sur données simulées. Nous avons retenu celle donnant le moins d'incertitudes. Elle combine une projection radiale à une interpolation par fonctions de base radiale. Sur les quatre patients de notre base de données, nous obtenons des cartes de délais d'activation électrique (délais entre une référence temporelle fixe et le temps d'activation électrique local) ainsi que des cartes de voltage (amplitude des signaux endocavitaires relevés par l'examen EAM), ce pour deux types de stimulation distinctes (spontanée, c'est-à-dire uniquement la stimulation de la sonde placée dans l'oreillette, ou bi-ventriculaire, c'est-à-dire par la stimulation de l'ensemble des sondes implantées). Deux modes de représentation ont été choisis : des cartes anatomiques 3D et des représentations en œil de bœuf. Le recalage manuel d'angiographie et de veines coronaires extraites de l'imagerie scanner permet de localiser la position de la sonde VG dans la veine implantée. Des éléments qualitatifs d'évaluation des méthodes de recalage et de projection des délais d'activation ont été mis en avant par la comparaison, pour deux patients, de la localisation du site de première activation et de la position estimée de la sonde de stimulation VG. La représentation à l'issue de notre méthode offre une interprétation en lien avec les éléments anatomiques représentés par l'image scanner, permettant notamment d'analyser la conduction électrique dans le ventricule, de mettre en avant des zones nécrosées ou des zones de bloc. De plus par la superposition des veines extraites l'interprétation peut être élargie à la dimension de planification du geste pré-opératoire ou même l'aide au geste per-opératoire avec le recalage d'angiographies.

À partir des courbes de *strain* disponibles en échocardiographie, nous avons extrait des délais électromécaniques "globaux". Ces délais sont calculés par le clinicien pour les segments anatomiques visualisés dans les vues échocardiographiques et représentent le temps entre le début de l'activation électrique du cœur (début du complexe d'onde QRS de l'électrocardiogramme) et le maximum de contraction du segment considéré. Ils sont qualifiés de "globaux" dans le sens où la référence électrique est globale au cœur (et non locale au segment). Par les méthodes de recalage énoncées, nous sommes en mesure de calculer des délais entre l'activation électrique locale et le maximum de contraction local, pour chaque segment anatomique. Afin de pallier les différences non linéaires des fréquences cardiaques au moment des acquisitions, une synchronisation (par maximum de corrélation) a été effectuée ainsi qu'une mise en correspondance des deux bases de temps (par déformation temporelle dynamique). Nous obtenons les délais électromécaniques locaux pour chaque segment anatomique représentés en échocardiographie. Le mode de représentation choisi pour la représentation des délais électromécaniques est une vue en œil de bœuf sur les 12 segments anatomiques des coupes apicales deux cavités et quatre cavités. Ces nouvelles cartes permettent de quantifier les retards électromécaniques par segment en observant le cœur dans sa globalité.

La caractérisation électromécanique locale devrait être d'un apport certain en routine clinique pour la CRT. En effet, l'information globale seule, aujourd'hui employée pour identifier l'asynchronisme, est une combinaison de délais inter- et intra-segments anatomiques. Le délai électromécanique local proposé permet une caractérisation plus fine du couplage excitation-contraction local. Dans le cadre de la planification de l'implantation d'un stimulateur biventriculaire, cette caractérisation du couplage excitation-contraction est centrale puisque les régions ayant un délai électromécanique local faible seront plus susceptibles de répondre favorablement à la stimulation que des régions avec un délai électromécanique local élevé. Les cas cliniques étudiés nous ont permis d'illustrer cette capacité de prédiction de la réponse à la thérapie. De façon à pouvoir évaluer l'apport réel de ce descripteur par le choix d'un site d'implantation, un élargissement de l'étude à un nombre plus élevé de patients devra être mené.

En combinant ce descripteur avec les délais d'activation électrique, les cliniciens disposeront des outils d'identification des sites optimaux de stimulation. Par ailleurs, la caractérisation de l'arbre veineux permettra d'évaluer l'accessibilité de ces sites optimaux pour l'implantation.

Les pathologies observées dans ces travaux mènent à une grande variabilité des données (en termes de morphologie, de fonction cardiaque, de propagation électrique dans le myocarde), ce qui complique la tâche d'automatisation des méthodes et l'interprétation des résultats. Nous avons travaillé avec des données acquises pré-, per-, et post-implantation de stimulateurs. Ceci implique, entre les acquisitions, des changements physiologiques du cœur qui rendent difficiles un recalage basé sur la géométrie entre des données pré-opératoires et post-opératoires. Nous nous sommes heurté à cette difficulté dans le cas du scanner CT de planification que nous ne pouvons recalculer avec l'échocardiographie acquise après implantation. Un tel recalage aurait permis d'évaluer le site d'implantation choisi en comparant le couplage électromécanique avant et après la thérapie de resynchronisation cardiaque. La même difficulté se présente pour le recalage et la fusion des cartographies acquises après implantation. Dans ce cas, nous faisons l'hypothèse nécessaire que l'activité électrique de l'endocarde avant implantation est semblable à l'activité électrique spontanée (stimulation de l'oreillette seulement) relevée après implantation. De plus, la projection des délais d'activation sur la surface anatomique segmentée issue du scanner CT sous-entend que la géométrie du myocarde reste identique ou au moins que la principale modification soit une dilatation selon toutes les directions (de cette manière, notre projection radiale compense la dilatation).

Concernant l'échographie, les mesures des délais mécaniques ont été réalisées suivant la routine clinique, en un nombre limité de points (représentant les segments anatomiques de la coupe considérée). Une amélioration significative passerait par l'automatisation de cette étape de façon à obtenir une meilleure résolution spatiale de ces mesures. De plus, afin de dissocier les composantes mécaniques et électriques des délais électromécaniques locaux, une analyse morphologique des *strains* pourra être menée.

Il faut aussi mettre en avant les limites du système d'acquisition EAM utilisé dans nos travaux (système NavX™, St Jude Medical) : l'acquisition non simultanée de l'ensemble des signaux et le manque d'information sur le contact de la sonde. Le système d'acquisition sans contact par cathéter ovoïde monté d'une multitude d'électrodes (EnSite Array™, St. Jude Medical) semble plus adapté car l'acquisition d'une carte est effectuée de manière simultanée pour toutes les électrodes.

Il est important de noter le caractère invasif de la procédure de cartographie. Dans ce sens, le système d'acquisition sans contact réduit considérablement la durée d'examen. Dans le cadre du projet euHeart et contrairement au projet IMOP, l'acquisition EAM se fait sans contact. Nous espérons donc obtenir des données plus fiables et plus facilement interprétables. Ces données toujours en cours d'acquisition n'ont pour le moment pas été exploitées. D'autres techniques comme l'obtention de cartographies de l'activité électrique cardiaque par des ECG de surface pourraient également être envisagées comme alternatives à l'EAM. De telles méthodes non-invasives pourraient être envisagées pendant l'implantation réduisant ainsi les examens de planification de l'intervention chirurgicale.

Suite à ces travaux, de nombreuses perspectives sont ouvertes à plus ou moins long terme.

Nous envisageons de poursuivre l'évaluation de nos méthodes de recalage et de fusion en approfondissant les études déjà menées sur données simulées ou grâce à l'acquisition de données expérimentales animales.

Les données de signal des cartographies sont riches : d'autres paramètres peuvent être extraits des signaux électriques. Les cartographies sont élaborées à partir des points de mesure,

le plus souvent proches les uns des autres. Dans certains cas, lors de la projection, nous faisons une moyenne des mesures. Une des priorités de la suite de ces travaux est d'établir une carte de variance donnant un indice de confiance aux mesures. Chaque point de mesure comporte le relevé de l'électrogramme intracavitaire (EGM) sur la durée d'acquisition (1 s). Nous n'avons pas poussé notre étude à ces EGM car certains signaux sont noyés dans le bruit, mais des analyses fréquentielles comme celles menées dans [Berenfeld, 2010] pourraient conduire à de nouveaux descripteurs de la fonction cardiaque. Cette étude sera, là encore, plus facilement réalisable à partir de cartographies acquises par le système EAM sans contact.

De la même manière que les cartes de voltage caractérisent une zone de faible conduction électrique et qu'une stimulation dans une telle zone serait inefficace, la caractérisation du tissu par IRM décrit notamment la viabilité du myocarde (possibilité pour un territoire myocardique ischémique, akinétique, ou sévèrement hypokinétique, d'améliorer ou de récupérer une contractilité normale). L'incorporation de l'IRM fait l'objet de travaux menés au LTSI dans la continuité de cette thèse.

L'échocardiographie tridimensionnelle (dont l'emploi est de plus en plus fréquent) donne accès à des techniques de *speckle tracking* 3D et par conséquent au calcul du *strain* sur tout le myocarde. L'adaptation de nos méthodes de description de contours 2D à des surfaces 3D est très largement envisageable pour intégrer cette modalité permettant de caractériser le couplage électromécanique de l'ensemble du cœur de manière locale et précise.

Sur l'ensemble de la base de données (issue du protocole IMOP) que nous avons utilisée dans ces travaux, l'exploitabilité par nos méthodes se voit limitée à quatre patients (dont un partiellement). Ceci est le résultat de la complexité de l'acquisition des différentes modalités. Le travail sur des données réelles force à accepter les imperfections des acquisitions qui ne peuvent être effectuées qu'une seule fois. L'acquisition de nouvelles données (enregistrement de l'ECG complet en US, enregistrement de l'ECG pendant le scanner, qualité et localisation de l'émetteur-récepteur de l'angiographie X) devrait ouvrir les portes d'une étude plus vaste, permettant dans le meilleur des cas une classification type des patients, de leur pathologie, des sites optimum d'implantation et leurs accès.

Les résultats d'intégration des données électriques, anatomiques et mécaniques avec les images projectives de coronarographie permettent d'envisager la restitution d'informations en imagerie per-opératoire par la superposition d'informations pertinentes (sites candidats à l'implantation et leurs caractéristiques, réseau veineux coronaires et accessibilité des veines) dans la continuité de travaux menés précédemment au LTSI [Castro, 2010, Göksu, 2005]. La restitution d'informations peut également s'envisager sous forme de plateforme logicielle intégrée (outil d'aide à la décision, au diagnostic ou au geste interventionnel).

De nouvelles modalités de stimulation ventriculaire gauche en CRT sont en évaluation, comme par exemple la stimulation endocardique par voie trans-septale ou la stimulation multi-électrodes pour laquelle plusieurs électrodes créent un champ électrique qui permet de stimuler tout point du myocarde. À plus long terme, une étude du couplage électromécanique en fonction de la position précise de la stimulation VG pourrait être mise en œuvre. Dans une telle étude, un réglage post-implantation optimal de la stimulation pourrait être envisagé. Une corrélation avec une technique de cartographie moins invasive donnerait la possibilité pré-implantation d'optimiser le site de stimulation sans avoir recours aux actuelles techniques invasives.

De nombreux développements de ces travaux sont envisageables ce qui montre l'actualité de ces problématiques. Toutefois, ces travaux seuls ne permettent pas de conclure sur les causes des 30 % de non-réponse à la CRT car trop peu de cas sont présentés ici. Ils permettent cependant de mettre en avant des possibilités d'explication d'une non-réponse. Ces hypothèses passent par la caractérisation du couplage électromécanique local.

À l'heure actuelle, le développement des modalités d'imagerie médicale offre de nouvelles combinaisons d'informations et, pour réaliser un diagnostic, le recours à la multimodalité est rentré dans la routine clinique. Pour autant, l'excès d'examens cliniques est la tendance inverse qu'il faut éviter. En ce sens, la fusion de données en imagerie médicale peut établir des corrélations entre plusieurs examens dans le but de réduire leur usage systématique.

Références

- [Berenfeld, 2010] BERENFELD, O. (2010). Toward discerning the mechanisms of atrial fibrillation from surface electrocardiogram and spectral analysis. *Journal of Electrocardiology*, 43(6):509 – 514.
- [Castro, 2010] CASTRO, M. (2010). *Navigation endovasculaire augmentée : mise en correspondance d'images pré- et peropératoires*. Thèse de doctorat, Université de Rennes 1.
- [Göksu, 2005] GÖKSU, C. (2005). *AngioNavigation : contribution des environnements virtuels aux interventions endovasculaires assistées par ordinateur*. Thèse de doctorat, Université de Rennes 1.

Annexes

Annexe A

Segmentation de l'endocarde en imagerie scanner multibarrette

Les surfaces segmentées issues d'imagerie scanner utilisées dans cette thèse sont le produit de travaux antérieurs effectués au LTSI [Fleureau *et al.*, 2009, Fleureau *et al.*, 2008, Fleureau, 2008] où plusieurs approches de segmentation du cœur en imagerie scanner ont été proposées. La méthode de segmentation retenue dans cette thèse est basée sur un algorithme de connectivité floue [Fleureau, 2008] qui offre au problème de segmentation un formalisme reposant sur la théorie des graphes.

Algorithme de connectivité floue

En faisant l'analogie de la segmentation d'images avec les problèmes de classification, l'idée proposée par [Udupa et Samarasekera, 1996] est d'associer à chaque voxel un score représentatif de sa connectivité à un objet d'intérêt. Ces scores sont par la suite soumis à un processus de décision. L'initialisation de la méthode est manuelle : l'utilisateur choisit un point germe (ou plusieurs) appartenant à l'objet d'intérêt.

Soit V l'ensemble des voxels de l'image à segmenter et μ_v une relation entre deux voxels décrivant leur similarité :

$$\mu_v : \begin{array}{ll} V \times V & \longrightarrow [0, 1] \\ (c, d) & \longmapsto \mu_v(c, d) \end{array}$$

Plusieurs critères peuvent être intégrés dans μ_v , ici, la similarité est composée de deux termes :

$$\mu_v(c, d) = \mu_{ad}(c, d)\mu_h(c, d)$$

Le premier terme μ_{ad} représente une similarité spatiale visant à sélectionner le candidat (d) adjacent à (c). Le second terme décrit une information d'homogénéité de l'image :

$$\mu_h(c, d) = \mu_h^1(c, d)\mu_h^2(c)$$

et est composé de :

- un terme de similarité locale :

$$\mu_h^1(c, d) = \frac{1}{1 + |f(c) - f(d)|}$$

où f est une fonction de l'intensité du voisinage du voxel,

– un terme de similarité globale :

$$\mu_h^2(c) = \begin{cases} \frac{1}{1+|f(c)-f(o)|}, & \text{si } f(o) \text{ correspond au mode défini pour l'objet d'intérêt,} \\ 0 & \text{sinon.} \end{cases}$$

où o est le point germe de la région d'intérêt.

Un des points majeurs des algorithmes de connectivité floue réside dans la construction d'un ensemble de chemins \mathbb{P} . Chaque chemin $p_{cd} \in \mathbb{P}$ reliant deux voxels c et d est un ensemble fini de voxels spatialement connectés dont le premier élément est c et le dernier d :

$$p_{cd} = (c, s^{(1)}, \dots, s^{(i)}, \dots, s^{(n-1)}, d)$$

avec $\forall i, s^{(i)} \in V$.

L'information de continuité et de connectivité introduite par ces chemins donne une vision globale de la décision d'appartenance d'un voxel à un objet.

Une force traduite par la fonction $\mu_{\mathbb{N}}$ ("Membership Fuction") est associée à chaque chemin p_{cd} :

$$\mu_{\mathbb{N}}(p_{cd}) = \min [\mu_v(s^{(0)}, s^{(1)}), \mu_v(s^{(1)}, s^{(2)}), \dots, \mu_v(s^{(i)}, s^{(i+1)}), \dots, \mu_v(s^{(n-1)}, s^{(n)})]$$

La définition de la connectivité floue repose sur la recherche de la plus intense des forces entre deux voxels c et d :

$$\mu_{\mathbb{K}}(c, d) = \max_{p_{cd} \in \mathbb{P}} [\mu_{\mathbb{N}}(p_{cd})]$$

L'approche "Max-Min" est le point principal de cette méthode : on recherche le chemin minimum entre deux voxels c et d . Ce chemin accordera une force $\mu_{\mathbb{N}}$ maximale. Un seuillage est appliqué en dernière étape de décision sur les connectivités floues maximales. Des variantes de l'algorithme de connectivité floue ont été proposées pour la segmentation comme l'approche de connectivité floue relative [Udupa *et al.*, 2002] qui cherche à éviter l'étape de seuillage par l'emploi de deux voxels germes (un choisi dans l'objet d'intérêt et l'autre en arrière plan, extérieur à l'objet d'intérêt).

Segmentation des bases MSCT

L'application de la méthode de connectivité floue pour la segmentation d'un objet repose donc tout d'abord sur la sélection d'un voxel germe dans l'objet d'intérêt. Une carte de connectivité est ensuite établie en calculant la connectivité entre le voxel germe et chaque voxel de l'espace image. Pour finaliser la segmentation, l'utilisateur doit choisir un seuil adapté à la carte de connectivité en considérant l'objet d'intérêt.

Afin d'étudier la fonction cardiaque, l'algorithme de segmentation par connectivité floue est appliqué aux bases dynamiques MSCT. En supposant que les cavités du cœur gauche ne sont pas soumises à de larges déplacements, le même point germe peut être utilisé pour tous les volumes 3D sous réserve que celui-ci soit placé approximativement au centre des cavités. À partir de ce point, on opère la segmentation du cœur gauche sur l'ensemble du cycle cardiaque, la segmentation étant appliquée de façon indépendante sur chaque image du cycle.

Les résultats de segmentation obtenus, même pour un seuil choisi précisément, du fait d'intensités de valeurs voisines entre structures connexes (cavités, aorte) ne conduisent pas, le plus souvent à une extraction du VG uniquement. Les résultats de segmentations contiennent l'endocarde mais également le début de l'aorte ainsi que l'oreillette gauche. Si les contrastes ne sont pas bien définis, il peut aussi arriver qu'une partie du ventricule droit soit extraite. (cf. figure 3.3).

Références

- [Fleureau, 2008] FLEUREAU, J. (2008). *Intégration de données anatomiques issues d'images MSCT et de modèles électrophysiologique et mécanique du cœur*. Thèse de doctorat, Université de Rennes 1.
- [Fleureau et al., 2009] FLEUREAU, J., GARREAU, M., BOULMIER, D., LECLERCQ, C. et HERNÁNDEZ, A. (2009). Segmentation 3D multi-objets d'images scanner cardiaques : une approche multi-agents. *IRBM*, 30(3):104 – 113.
- [Fleureau et al., 2008] FLEUREAU, J., GARREAU, M., SIMON, A., HACHEMANI, R. et BOULMIER, D. (2008). Assessment of global cardiac function in MSCT imaging using fuzzy connectedness segmentation. *In Computers In Cardiology*, pages 725–728.
- [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.
- [Udupa et al., 2002] UDUPA, J. K., SAHA, P. K. et LOTUFO, R. A. (2002). Relative fuzzy connectedness and object definition : Theory, algorithms, and applications in image segmentation. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, 24(11):1485–1500.

Annexe B

Caractérisation du réseau veineux en imagerie scanner 4D

La caractérisation du réseau veineux en imagerie scanner 4D se fait par un algorithme hybride combinant technique de *fast marching* et moments géométriques en se basant sur les intensités des images MSCT dans les vaisseaux qui sont localement modélisés par des cylindres.

Nous présentons ici les travaux de [Garcia, 2011] sur la caractérisation du réseau veineux en imagerie scanner 4D. Pour une description plus détaillée de cette méthode, le lecteur pourra se référer à [Garcia *et al.*, 2008] et [Garcia, 2011].

Algorithme des moments géométriques

Cet algorithme se base sur les intensités des images MSCT. Les vaisseaux sont localement modélisés par des cylindres dans l'espace à trois dimensions. Les intensités (estimées à partir d'histogrammes lors d'une initialisation manuelle) à l'intérieur et à l'extérieur des vaisseaux permettent l'évaluation des moments géométriques nécessaires au calcul des paramètres du modèle. À l'itération suivante, l'algorithme progresse suivant l'orientation locale.

L'intensité du réseau coronarien étant non-homogène, une information supplémentaire est souvent nécessaire à l'estimation de l'orientation du vaisseau.

Repositionnement du point de recherche

Pour les raisons évoquées, l'algorithme des moments géométriques dans la caractérisation du réseau veineux ne peut pas se contenter uniquement des intensités locales de l'image pour progresser.

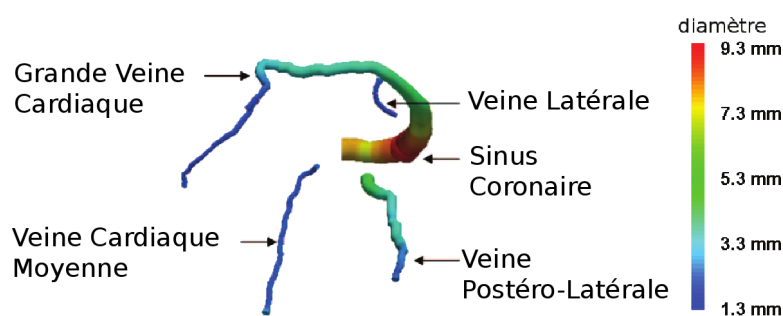
Lorsqu'une mauvaise direction est détectée (selon plusieurs critères géométriques et iconiques locaux), le point de recherche est recentré. Le but de cette opération n'est pas d'estimer l'orientation mais de maintenir le point de recherche dans le vaisseau. Cette étape procède par lancer de rayons dans une région d'intérêt. Le lancer de rayons donne un ensemble de voxels supposés appartenir au vaisseau, le centre de cet ensemble de voxels est le nouveau point de recherche.

Cette méthode résulte en l'extraction du réseau coronarien (lignes centrales et rayons) à partir de bases MSCT. Nous utiliserons les lignes centrales comme données d'entrée pour le recalage

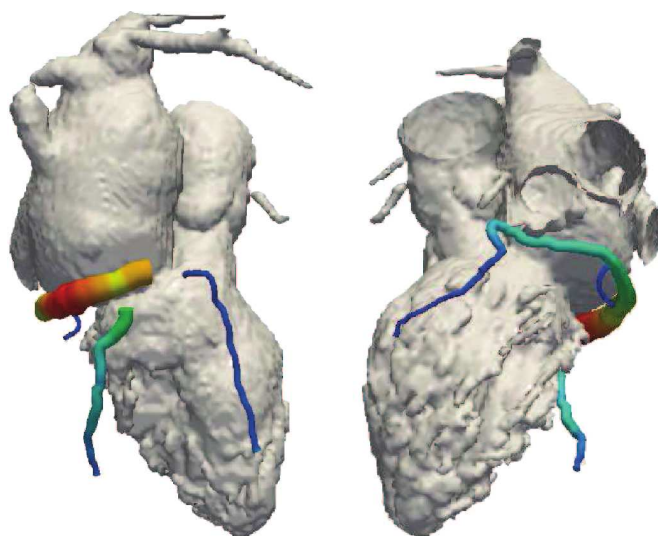
d'angiographie et de données scanner multibarrette.

Résultat d'extraction et de caractérisation du réseau veineux

Nous présentons ici les résultats des travaux de [Garcia *et al.*, 2008, Garcia, 2011] développés au LTSI et appliqués aux mêmes données pour deux bases faisant partie de notre étude (P03 et P04). Les figures B.1 et B.2 proposent les résultats d'extraction et de caractérisation du réseau veineux pour les bases P03 et P04.



(a) Reconstruction 3D et diamètres locaux



(b) Réseau veineux et surface endocardique

Figure B.1 – Extraction et caractérisation du réseau veineux pour la base P03 à l'instant scanner 60% : (a) reconstruction 3D et diamètres locaux (d'après [Garcia, 2011]), (b) superposition du réseau veineux avec la surface endocardique du cœur segmentée (d'après [Garreau *et al.*, 2010]) en vue postérieure (à gauche) et antérieure (à droite).

Les résultats d'extraction des veines à partir des volumes scanner dépend de la qualité des bases scanner. La méthode proposée par [Garcia, 2011] permet d'extraire avec précision, malgré des difficultés liées au contraste, des structures tubulaires présentant :

- des intensités proches de celles des tissus voisins dans un volume scanner,
- différents calibres (inférieurs à 1mm jusqu'à 10mm),

Le nombre de veines extraites dépend de ces variabilités des volumes scanners.

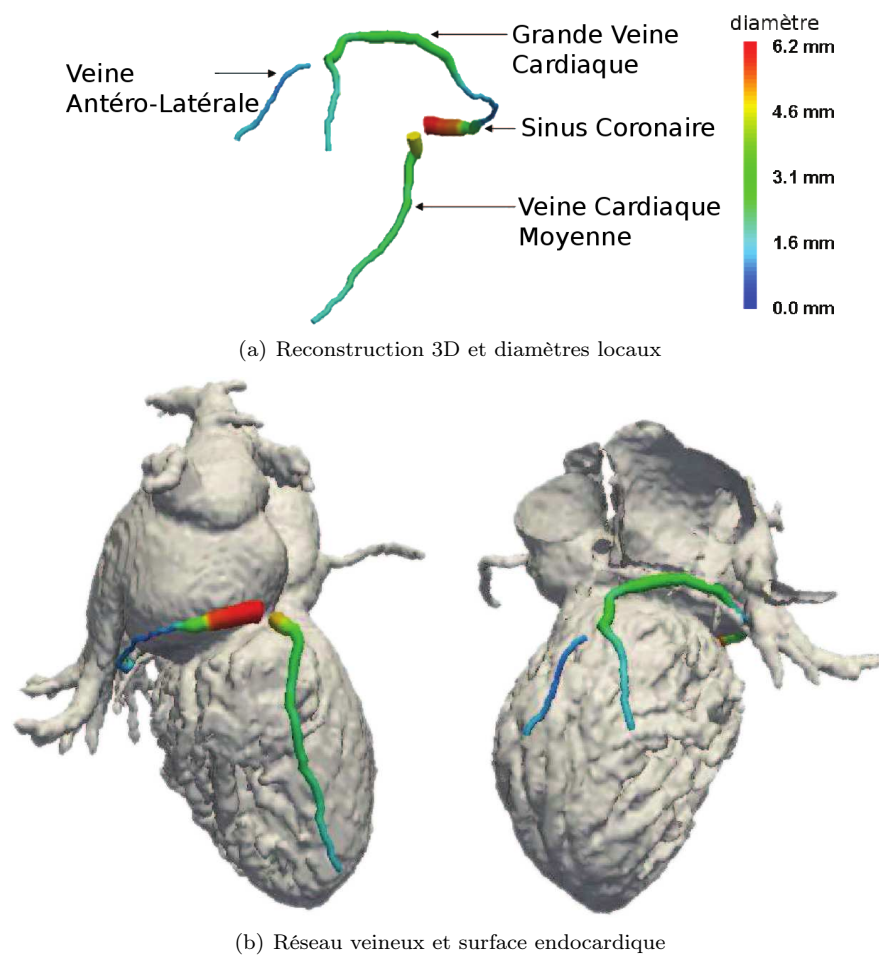


Figure B.2 – Extraction et caractérisation du réseau veineux pour la base P04 à l'instant scanner 60% : (a) reconstruction 3D et diamètres locaux (d'après [Garcia, 2011]), (b) superposition du réseau veineux avec la surface endocardique du cœur segmentée (d'après [Garreau *et al.*, 2010]) en vue postérieure (à gauche) et antérieure (à droite).

Notre but quant à l'extraction du réseau veineux est le recalage avec des angiographies RX. En pratique, seule les lignes centrales des veines extraites seront utiles pour ce recalage.

Références

- [Garcia, 2011] GARCIA, M.-P. (2011). *Caractérisation du réseau veineux en imagerie scanner 4D. Contribution à la Thérapie par Resynchronisation Cardiaque*. Thèse de doctorat, Université de Rennes 1.
- [Garcia *et al.*, 2008] GARCIA, M.-P., TOUMOULIN, C., GARREAU, M., KULIK, C., BOULMIER, D. et LECLERCQ, C. (2008). An improved spatial tracking algorithm applied to coronary veins into Cardiac Multi-Slice Computed Tomography volume. *Conference proceedings : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.*, 1:4015–4018.
- [Garreau *et al.*, 2010] GARREAU, M., GARCIA, M., TAVARD, F., SIMON, A., FLEUREAU, J., VELUT, J., BOULMIER, D., HAIGRON, P., TOUMOULIN, C. et LECLERCQ, C. (2010). Abilities of cardiac MSCT imaging to provide useful anatomical and functional information for cardiac resynchronization therapy optimization. *In Computers in Cardiology, 2010*, pages 237–240. IEEE.

Annexe C

Recalage de données scanner multibarrette et d'angiographies RX

Méthode

L'angiographie scanner est une imagerie 2D projective ayant lieu pendant l'intervention, le médecin y visualise le réseau veineux lors d'injection de produits de contraste (qui absorbent fortement les rayons X). Dans la procédure mini-invasive pour laquelle les structures vasculaires sont mobiles, un des enjeux est le recalage de données scanner multibarrette 3D pré-opératoires avec l'angiographie scanner 2D per-opératoire dans le but de localiser la sonde chirurgicale tout en évitant l'injection excessive de produits de contraste. Dans notre cas, le recalage a pour objectif :

- la localisation précise du site d'implantation de la sonde de stimulation cardiaque du VG sur les données scanner multibarrette pour le comparer au site d'activation électrique des cartographies électroanatomiques dans un but de validation d'autres méthodes de recalage ;
- à terme, la projection d'informations pré-opératoires en per-opératoire pour guider le geste d'implantation.

Pour le recalage d'images projectives et d'images 3D, deux approches sont envisageables : la simulation de l'imagerie projective puis la comparaison des images ou l'extraction de primitives et leur appariement. Suite à des travaux menés au LTSI, nous avons choisi la première approche qui consiste en la modélisation de l'angiographie à partir des veines issues du scanner. Cependant, dans le cas du cœur, il devient difficile lors de cette projection d'obtenir uniquement les veines sans la superposition de structures parasites (les ventricules par exemple). La segmentation des grandes veines cardiaque est donc envisagée en imagerie scanner et en angiographie et constituera nos données d'entrée de recalage.

Nous présentons ici les travaux de [D. Alessandrini, 2009] réalisés au LTSI sur le recalage MSCT 3D et d'angiographies RX 2D de structures vasculaires coronariennes.

Caractérisation du réseau veineux en angiographie RX

Pour un recalage en temps réel pendant l'intervention chirurgicale, la segmentation de l'angiographie doit être totalement automatique. Dans des travaux menés au LTSI, l'application du filtre de Frangi [Frangi *et al.*, 1998] pour la détection des vaisseaux suivie d'un seuillage et d'une squelettisation permettent l'extraction des veines. Nous cherchons avant tout à montrer la faisabilité d'un tel recalage dans un but de validation de notre procédé de fusion. Aussi avons-nous procédé manuellement par l'utilisation d'un logiciel de traitement d'images (*ImageJ* par exemple) pour segmenter le réseau veineux en angiographie RX.

Nous disposons dans notre base de données d'angiographies interventionnelles, nous cherchons à modéliser l'angiographe utilisé pour l'acquisition.

Modélisation de la transformation entre images MSCT et d'angiographie RX

Le modèle de sténopé, souvent utilisé pour modéliser les caméras, est choisi pour l'angiographe. Dans ce modèle, des paramètres extrinsèques (définissant une similitude du repère MSCT dans le repère RX) et intrinsèques (définissant une projection dans le plan RX) sont à identifier. Si les paramètres intrinsèques peuvent être directement déduits des caractéristiques géométriques de l'acquisition RX, l'identification des paramètres extrinsèques, puisque les deux acquisitions ne sont pas simultanées, repose sur la mise en correspondance des deux images.

Nous supposons un modèle sans distorsions, ce qui donne six paramètres intrinsèques :

1. La distance focale f_c . Dans notre cas, elle est constante et donnée par la distance "source-détecteur" dans la fiche technique de l'angiographe.
2. Deux paramètres pour la taille (hauteur et largeur) des pixels de l'image RX. Cette donnée doit être calculée à partir des images (dimension des pixels composant l'image).
3. Deux paramètres pour le centre d'optique $C = (u_0, v_0)$. Nous supposons que C est le centre de l'image RX.
4. Le cisaillement induit par des pixels non rectangulaires. Nous supposons le cisaillement nul.

Sous ces hypothèses, un point $X_{RX} \in \mathbb{R}^3$ de l'espace, dans les coordonnées du repère RX s'écrit après projection :

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \frac{1}{s} \cdot \begin{bmatrix} -f_c & 0 & u_0 \\ 0 & f_c & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot X_{RX}$$

où s est un facteur d'échelle et (u, v) les coordonnées de X_{RX} dans l'image RX après projection. La matrice de transformation intrinsèque (projection) $P_I \in \mathbb{M}_{3,3}$ s'écrit alors :

$$P_I = \begin{bmatrix} -f_c & 0 & u_0 \\ 0 & f_c & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Nous cherchons maintenant la position relative entre le volume MSCT et le repère RX. Cette position est déterminée par les six paramètres extrinsèques : trois paramètres de translation et trois autres de rotation. La transformation extrinsèque donne la relation entre un point X_{CT} dans le repère MSCT vers son homologue X_{RX} dans le repère de l'angiographe :

$$X_{RX} = R_E \cdot X_{CT} + t_E$$

où $R_E \in \mathbb{M}_{3,3}$, matrice de rotation et $t_E \in \mathbb{R}^3$, vecteur de translation, composent la transformation extrinsèque.

La transformation globale $T_{CT \rightarrow RX}$ formée par la composition de la projection intrinsèque et la similitude extrinsèque prend donc la forme :

$$T_{CT \rightarrow RX}(X) = P_I \cdot R_E \cdot X + P_I \cdot t_E \quad (\text{C.1})$$

Nous visualisons les veines en angiographie mais également en imagerie scanner, aussi les paramètres extrinsèques peuvent être estimés à partir des représentations des veines dans les deux images.

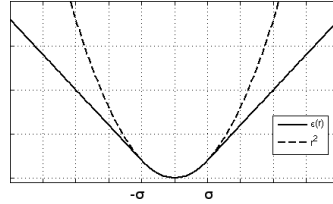
Recalage spatial

Le but du recalage spatial est de trouver les six paramètres de la position relative des repères MSCT et RX. Dans ce paragraphe, nous appliquons le principe général de [Fitzgibbon, 2003] pour le recalage 2D-2D ou 3D-3D de nuages de points à notre problématique 3D-2D. Par la suite, une méthode de descente de gradient est utilisée plutôt que l'approche classique d'ICP.

Fonction de coût

Par l'application de la transformation $T_{CT \rightarrow RX}$, les veines extraites des volumes MSCT sont projetées dans l'espace 2D correspondant à l'image RX. Pour chaque point X_{CT} de la ligne centrale 3D, les coordonnées (u_i, v_i) dans l'image résultant de $T_{CT \rightarrow RX}$ sont obtenues. Une distance est calculée entre les coordonnées (u_i, v_i) et la caractérisation du réseau veineux de l'angiographie. Selon [Fitzgibbon, 2003], le noyau de Huber ϵ offre une solution robuste aux problèmes de recalage de deux ensembles de points (dans notre cas la projection de la ligne centrale 3D et la segmentation de l'angiographie) :

$$\epsilon : \begin{array}{l} \mathbb{R} \longrightarrow \mathbb{R}^+ \\ r \longmapsto \begin{cases} r^2 & \text{si } |r| < \sigma \\ 2\sigma|r| - \sigma^2 & \text{sinon} \end{cases} \end{array}$$



Le noyau de Huber a un rôle de régularisation en liant les faibles variations de la fonction carré r^2 pour de faibles valeurs $|r| < \sigma$ et les variations constante de la fonction linéaire $2\sigma|r| - \sigma^2$ pour des valeurs élevées $|r| \geq \sigma$. Dès lors, si $Dist$ est la distance euclidienne d'un point (u_i, v_i) à la segmentation de l'angiographie, notons $Dist_r$ la combinaison de la fonction $Dist$ par le noyau ϵ et la fonction racine carrée : $Dist_r = \sqrt{\epsilon \circ Dist}$.

Enfin, la fonction de coût utilisée est une somme des distances $Dist_r$ au carré dépendantes des six paramètres extrinsèques R_E et t_E (les paramètres intrinsèques étant connus). Notons $F_i = Dist_r(u_i, v_i)$, la fonction de cout s'écrit :

$$\|F\|^2 = \|(\dots, F_i, \dots)\|^2 = \sum_i F_i^2 \quad (\text{C.2})$$

Initialisation spatiale et synchronisation

L'initialisation est importante, surtout dans notre contexte de données réelles acquises en pré et per-opératoire. Pour les paramètres extrinsèques, l'optimisation sera exécutée par la méthode de Levenberg-Marquardt, pour cette raison, il est crucial d'initialiser le recalage proche de la

solution. Nous évaluons la position de l'angiographe avant l'opération chirurgicale afin de placer le volume MSCT dans une incidence proche de celle recherchée.

Pour obtenir un résultat probant, nous choisissons l'instant du cycle cardiaque pour lequel nous avons la meilleure définition du réseau veineux en considérant la base scanner multibarrette et l'angiographie. L'instant pour lequel il y a le moins d'artefacts de mouvements correspond à la fin de la diastole ventriculaire. Nous avons alors sélectionné cet instant pour le volume MSCT et les images scanner RX.

Le recalage est appliqué aux lignes centrales des veines segmentées des deux modalités en fin de diastole ventriculaire.

Optimisation

L'optimisation des six paramètres extrinsèques de la transformation se fait par la méthode de Levenberg-Marquardt. Tout d'abord, le jacobien J (matrice des dérivées partielles : $\nabla F = J^T \cdot F$) ainsi que le hessien $H = J^T J$ du vecteur de fonctions $F = (\dots, F_i, \dots)$ doivent être calculés. Pour accélérer l'optimisation, le jacobien est calculé analytiquement pour la transformation rigide et la fonction de Huber.

Le pas α de la descente de gradient est donné par le choix de λ (cf. paragraphe 2.1.3.2) :

$$\alpha = (J^T J + \lambda I)^{-1}$$

Résultats

Nous montrons ici les premiers résultats du recalage de données scanner multibarrette et d'angiographies RX. Devant le peu de données exploitables pour ce recalage, cette partie est à considérer en tant qu'étude de faisabilité. Les perspectives pouvant être envisagées sont :

- la validation des méthodes de recalage par la comparaison de la position de la sonde de stimulation implantée dans le réseau veineux,
- à terme l'intégration de toutes les données dans le champ opératoire.

La position de la sonde de stimulation cardiaque du ventricule gauche peut être repérée sous angiographie scanner. Par ailleurs, la méthode de recalage EAM / MSCT proposée a pour objectif l'observation sur les surfaces endocardiques de l'activité électrique sous différents paramètres de stimulation. Par l'observation de l'activité électrique, nous pouvons relever le site de première activation qui, sous stimulation ventriculaire correspond à l'impulsion donnée par le stimulateur cardiaque. Ainsi, nous sommes en mesure de comparer, suite à un recalage MSCT / Angiographie RX si la position de la sonde d'implantation est cohérente avec le site de première activation.

Le recalage de données scanner multibarrette et d'angiographies scanner se base sur le réseau veineux coronaire extrait des volumes scanner d'une part, visible lors de l'injection de produit de contraste en angiographie d'autre part.

Nous donnons tout d'abord des résultats de la caractérisation du réseau veineux en scanner CT avant les résultats de recalage.

Extraction du réseau veineux en angiographie RX

Nous avons procédé à une extraction manuelle du réseau veineux en angiographie RX à l'aide d'un logiciel de traitement d'image. Un exemple du résultat de cette extraction est donné à la

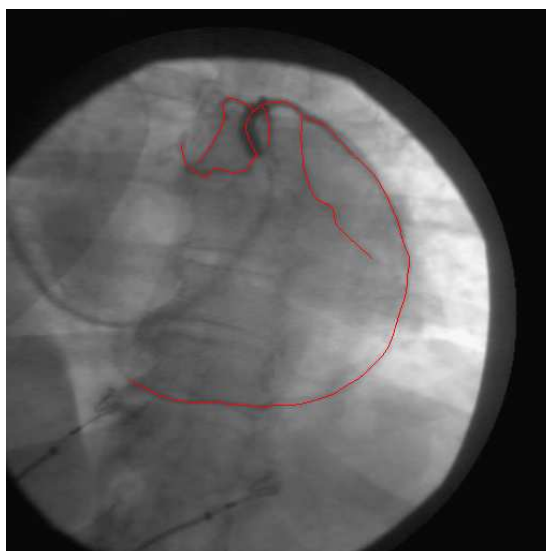


Figure C.1 – Extraction manuelle du réseau veineux à partir de l'angiographie scanner pour la base P04. Image d'angiographie scanner et superposition de l'extraction manuelle des lignes centrales du réseau veineux (en rouge).

figure C.1. Parmi les difficultés rencontrées pour cette étape, évoquons ici que nous cherchons l'instant dans l'angiographie correspondant à l'instant scanner pour lequel l'extraction des veines est réalisé (télésystole). Nous nous basons pour ceci sur l'observation de la séquence d'images en sélectionnant celles pour lesquelles le contraste est élevé et traitons la plus adaptée selon des critères qualitatifs (faibles mouvements des veines, taille du VG).

Notons que cette partie a été automatisée dans le cadre de travaux antérieurs menés au LTSI pour la mise en correspondance temporelle d'images d'angiographie et du scanner CT par un algorithme d'estimation de mouvement basé sur le flot optique. Ne disposant que de deux bases exploitables en angiographie et de très peu d'images suffisamment contrastées sur un cycle cardiaque entier, nous avons préféré procéder de manière manuelle pour cette étape dont l'objectif est ici de montrer uniquement la faisabilité de l'étude.

Résultat du recalage spatial

Nous cherchons ici les six paramètres (trois paramètres de translation, trois paramètres de rotation) de la position relative des données pré (réseau veineux extrait du scanner CT) et per-opératoires (angiographie scanner X). Le principe général de [Fitzgibbon, 2003] pour le recalage 2D-2D ou 3D-3D de nuages de points est appliqué aux lignes centrales extraites des deux modalités, cumulé à une descente de gradient plutôt que l'approche classique d'ICP (cf. section B).

En pratique, pour faciliter la convergence, nous nous contentons des structures veineuses caractéristiques du réseau : l'algorithme est appliqué seulement à la première bifurcation observée. Le premier résultat de recalage est donné figure C.2.

Il s'agit ici d'un premier résultat de recalage qui montre la faisabilité de localisation précise de la sonde d'implantation ventriculaire gauche dans le volume scanner CT. Cette localisation

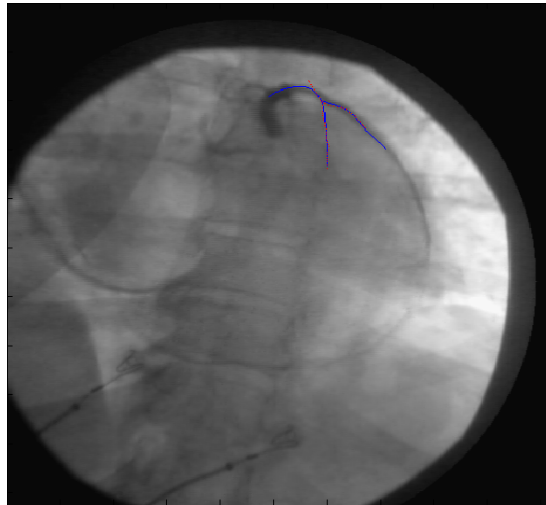


Figure C.2 – Résultat du recalage d'angiographie scanner X et de veines extraites de l'imagerie scanner. Base P04, instant scanner 60%. En bleu : veines extraites manuellement de l'image d'angiographie. En rouge : ligne centrale d'une structure caractéristique du réseau veineux extraite du volume scanner.

permettra une comparaison de la position d'implantation avec le site de première activation électrique dans une optique de validation. Les images angiographiques apportent déjà des informations sans recalage et peuvent aussi être recalées manuellement pour ces travaux.

Références

- [Fitzgibbon, 2003] FITZGIBBON, A. (2003). Robust registration of 2D and 3D point sets. *Image and Vision Computing*, 21(13-14):1145–1153.
- [Frangi *et al.*, 1998] FRANGI, A., NIESSEN, W., VINCKEN, K. et VIERGEVER, M. (1998). Multiscale vessel enhancement filtering. In WELLS, W., COLCHESTER, A. et DELP, S., éditeurs : *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI'98*, volume 1496 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 130–137. Springer Berlin / Heidelberg.

Liste des publications

- [Tavard *et al.*, 2009] F. Tavard, A. Simon, C. Leclercq, D. Pavin, A.I. Hernandez et M. Garreau (2009). Fusion de données de cartographie électro-anatomique et d'imagerie scanner multi-barette pour la resynchronisation cardiaque. Dans : *Recherche en Imagerie et Technologies de la Santé (RITS)*, 111-3.
- [Tavard *et al.*, 2009] F. Tavard, A. Simon, C. Leclercq, P. Mabo, A.I. Hernandez et M. Garreau (2009). Data fusion of left ventricle electro-anatomic mapping and multislice computerized tomography for cardiac resynchronisation therapy optimization. Dans : *Computers in Cardiology*, 613–616.
- [Tavard *et al.*, 2009] F. Tavard, A. Simon, C. Leclercq, D. Pavin, A.I. Hernandez et M. Garreau (2009). Data fusion of left ventricle electro-anatomical mapping and multislice computerized tomography. Dans : *International Conference on Image Processing*, 1725–1728.
- [Tavard *et al.*, 2010] F. Tavard, A. Simon, E. Donal, A.I. Hernandez et M. Garreau (2010). Fusion of electro-anatomical mapping and speckle tracking echography for the characterization of local electro-mechanical delays in CRT optimization. Dans : *Computers in Cardiology*, 401–404.
- [Garreau *et al.*, 2010] M. Garreau, M. Garcia, F. Tavard, A. Simon, J. Fleureau, J. Velut, D. Boulmier, P. Haigron, C. Toumoulin et C. Leclercq (2010). Abilities of cardiac MSCCT imaging to provide useful anatomical and functional information for cardiac resynchronization therapy optimization. Dans : *Computers in Cardiology*, 237–240.

Résumé

Ces travaux portent sur le recalage et la fusion d'informations multimodales dans le cadre de l'optimisation de la thérapie de resynchronisation cardiaque (CRT). Des descripteurs locaux du couplage électromécanique cardiaque sont extraits à partir d'informations anatomiques, fonctionnelles, électriques et mécaniques issues de volumes scanner (CT), d'échocardiographie par *speckle tracking* (US) et de cartographies électroanatomiques (EAM).

L'approche proposée repose sur le recalage des données multimodales sur un modèle 3D+t du ventricule gauche (VG) calculé à partir de surfaces segmentées. Cette approche procède en deux temps : (1) un recalage semi-interactif des données EAM et d'images CT ; (2) un recalage de données US avec le modèle dynamique pour lequel deux méthodes automatiques (statique et dynamique) ont été développées. Ces techniques intègrent un mode de projection radiale et une interpolation des données électriques de l'EAM sur le modèle proposé ainsi qu'une technique de synchronisation et de mise en correspondance temporelle (par *Dynamic Time Warping*) des données EAM et US.

Ces méthodes offrent la possibilité de calculer, sous différents modes de stimulation cardiaque, les délais d'activation électrique, les cartes de voltage, les délais mécaniques et les délais électromécaniques locaux. La visualisation (cartographies 3D et 2D) de ces descripteurs permet de caractériser le couplage électromécanique intra-segments du VG.

Ces méthodes ont été appliquées sur données simulées et réelles. Elles ont montré leur pertinence quant à la possibilité d'extraire des descripteurs locaux de la fonction cardiaque significatifs pour l'optimisation de la pose de stimulateur en CRT.

Abstract

This work is based on the registration and the fusion of multi-modality data for cardiac resynchronization therapy (CRT) optimization. Local descriptors of the electro-mechanical coupling of the heart are extracted from anatomical, functional and mechanical data acquired from CT-scan volumes (CT), speckle tracking echocardiography (STE) and electro-anatomical mapping (EAM).

The proposed approach is based on the registration of multi-modality data on a 3D+t model of the left ventricle (LV) computed from CT segmented surfaces. It consists in two steps : (1) the semi-interactive registration of EAM data and CT images ; (2) the registration of STE data on the dynamic model for which two automatic methods (one static, the other dynamic) have been developed. These steps consider a radial based projection and an interpolation (radial basis function) of the electrical data on the proposed model as well as the synchronization and matching (by dynamic time warping) of temporal instants between the EAM and STE data.

These methods allow the possibility to compute, under different cardiac stimulation modes, local activation times, voltage maps, mechanical delays and local electro-mechanical delays. The visualization (by 3D and 2D maps) of these descriptors gives the means to characterize the intra-segments electro-mechanical coupling of the LV.

These methods have been applied on simulated and real data. They show the feasibility of extracting local descriptors of the cardiac function that are significant for the optimization of stimulation probes implantation in CRT.